

## Capítulo VI

BIBLIOTECA VIRTUAL



## *DISCUSIÓN*



**E**l retraso en el desarrollo de las técnicas de exploración vestibular frente a las de exploración auditiva es patente. La mayoría de los métodos diagnósticos en Otoneurología presentan porcentajes relativamente bajos de sensibilidad, especificidad y confiabilidad (variabilidad *test/re-test*), suelen llevar tiempo, son bastante caros y en algunos casos es difícil conseguir el acceso universal a los mismos <sup>(160)</sup>.

En la Unidad de Otoneurología de nuestro Servicio, venimos utilizando con asiduidad el electronistagmógrafo computerizado (desde hace más de una década) y el craneocorpógrafo (desde 1994) empleados en el presente estudio. Aunque hemos incorporado más recientemente un videonistagmógrafo y un posturógrafo dinámico, seguimos experimentando cierta incertidumbre con algunos pacientes ante la ausencia de datos topodiagnósticos positivos tras realizar la batería completa de pruebas otoneurológicas a nuestro alcance.

El desarrollo defectuoso de los métodos diagnósticos en el estudio del vértigo proviene, en gran medida, de la intrincada anatomía y fisiología de las conexiones vestibulares sensori-motoras, comentada en el capítulo II.

Podemos resumir, de una manera algo simple, el funcionamiento del sistema vestibular diciendo que capta, mediante sus receptores, las aceleraciones corporales y distribuye esta información a la musculatura imbricándose en el SNC para conseguir el control automático de la posición del cuerpo sobre la superficie terrestre.

Se han desarrollado dos subsistemas para este propósito:

- 1) El RVO, que siguiendo una dirección craneal distribuye la información de una manera conjugada hacia los músculos oculares sincronizando

bilateralmente los movimientos de los ojos, permitiendo la estabilización retiniana y facilitando la visión clara durante los movimientos cefálicos activos o pasivos.

- 2) El RVE, en dirección caudal, que distribuye su señal de manera no conjugada hacia las extremidades lo cual permite la estabilización recíproca y sincronizada del cuerpo requerida para la consecución de movimientos controlados en bipedestación, caminando o corriendo <sup>(160)</sup>.

Además otros sistemas sensoriales, como el visual y el somatosensorial propioceptivo aportan, de forma simultánea con el sistema vestibular, informaciones parcialmente redundantes sobre la orientación corporal.

De todos es conocido que el SNC puede reparar los reflejos motores inapropiados que resultan de aferencias sensoriales anormales que ocurren en experimentos con movimientos ambientales inusuales <sup>(161, 162)</sup> o en el ámbito patológico.

El solapamiento de sistemas sensoriales unido a la adaptación o compensación controlada por el SNC crean problemas diagnósticos en la identificación de los trastornos vestibulares, en la detección del lado afectado (si son unilaterales), en la extensión de la pérdida funcional o en la determinación del grado de compensación alcanzada <sup>(163-166)</sup>.

El método clásicamente más utilizado en el diagnóstico otoneurológico es la ENG <sup>(113, 114, 167)</sup>, actualmente en sustitución progresiva por la VNG. La primera monitoriza el componente horizontal del RVO registrando nistagmos bien espontáneos o bien provocados mediante estímulos no fisiológicos como, por ejemplo, el calórico o el rotacional. Aunque son de utilidad probada para evaluar los mecanismos que mantienen la estabilidad ocular, no valoran cuantitativamente los mecanismos que mantienen la estabilidad postural al no incluir en su estudio el RVE <sup>(168, 169)</sup>. Varios

investigadores han caracterizado las disfunciones vestibulares como déficits del RVO frente a los del RVE <sup>(170-172)</sup>. Desde este planteamiento sería fácil explicar, por ejemplo, que en el examen rutinario del equilibrio en pacientes vestibulares se encuentre a veces disociación entre los datos electronistagmográficos y la clínica <sup>(172)</sup>, refiriendo en la consulta los síntomas característicos del vértigo a pesar de que los estudios ENG no demuestren datos patológicos.

Los tests de provocación de la función RVO más utilizados sólo proporcionan información sobre lesiones que afectan principalmente a los CSHs <sup>(117, 170, 172)</sup> ya que, por ejemplo, en las pruebas calóricas la respuesta fisiológica inducida se limita primordialmente a la función de dichos conductos. Por otro lado no caracterizan el déficit vestibular en términos del estatus funcional del paciente (la habilidad para estar de pie o caminar) porque éste es evaluado en posiciones pasivas (por ejemplo seguro en una silla) en las cuales el equilibrio no se requiere <sup>(173)</sup>. Además, los resultados anormales de algunos tests (por ejemplo, las pruebas calóricas) tienden a persistir después de la compensación del paciente que es precisamente cuando los síntomas mejoran <sup>(166, 172, 174-177)</sup>.

Por todo lo antedicho numerosos autores <sup>(160, 173-175, 178-183)</sup> recomiendan la exploración de los dos reflejos (RVO y RVE) para el perfeccionamiento en la detección de pacientes con vestibulopatías.

Las técnicas que analizan el RVE se han utilizado en mucha menor medida que las que cuantifican el RVO, principalmente por la dificultad de valorar la contribución aislada de dicho reflejo al mantenimiento del equilibrio de forma independiente de la información visual y la somatosensorial propioceptiva.

Desde que Purkinje en 1827 describió por primera vez un RVE mencionando la sensación de inclinación en una dirección determinada y un peso mayor en un pie que

en el otro tras rotación en la dirección contraria <sup>(63)</sup>, han sido múltiples las propuestas sobre métodos de evaluación de dichos reflejos. En las últimas décadas se han desarrollado diferentes técnicas para el registro de los RVE de forma objetiva <sup>(172, 184, 185)</sup>.

En la de los 90 ha cobrado importancia en la práctica clínica y en el ámbito de la investigación el método posturográfico, tanto en su forma estática como dinámica, de lo cual ha quedado constancia en la literatura <sup>(149, 160, 168, 172-174, 179-197)</sup>. La posturografía, y en especial el denominado estudio de la organización sensorial, se ha creado con el propósito de obtener una manera de aislar las contribuciones relativas de los tres principales sistemas sensoriales que intervienen en la consecución del equilibrio. En la forma dinámica se intenta conseguir mediante el acoplamiento del desplazamiento de la superficie de soporte y/o el entorno visual a las oscilaciones corporales o *sway-referenced* <sup>(160)</sup>; en la forma estática mediante la interposición de un colchón de gomaespuma entre los pies y la superficie de soporte y el cierre ocular <sup>(196)</sup>.

Sin embargo existen opiniones contradictorias sobre su verdadera utilidad clínica <sup>(149)</sup>. Algunos autores han sugerido que la posturografía mejora muy poco la sensibilidad del estudio otoneurológico estándar <sup>(148, 173, 188)</sup> y otros han informado que su sensibilidad es mayor en pacientes con alteraciones centrales que en periféricas <sup>(180, 190)</sup>. A todo ello hay que unir el elevado coste de los aparatos de posturografía dinámica. El resultado posturográfico se correlaciona bastante bien con el estado subjetivo del enfermo, revelándose de utilidad en la cuantificación del estado funcional del paciente ya diagnosticado por otros métodos, en la detección de simuladores y en la monitorización del resultado de la rehabilitación vestibular <sup>(149, 171, 197, 198)</sup>. Sin embargo se cuestiona para proporcionar información sobre el origen (vestibular o no vestibular), localización anatómica (periférico o central) y lateralidad (unilateral o bilateral) de la

alteración que produce el vértigo <sup>(105, 198)</sup>.

La CCG de Claussen (1968) es otro intento de cuantificar objetivamente las alteraciones del equilibrio y en especial la función del sistema vestibuloespinal. En esta prueba es el movimiento de la cabeza y de los hombros el objeto de estudio y no la variación del centro de presión podálico como ocurre en la posturografía. A lo largo de sus 30 años de existencia su creador ha propuesto algunas modificaciones respecto al análisis informatizado de los datos <sup>(199)</sup> y a la variación del método de registro, pudiéndose transformar en vídeo-CCG computerizada <sup>(200)</sup> mediante la sustitución de la cámara fotográfica por una cámara con analizador de imágenes, o en ultrasono-CCG (Claussen CF. Diagnóstico neurométrico combinado del vértigo y los acúfenos. Conferencia magistral. LI Congreso de la Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial. Madrid, 16 de noviembre de 2000) mediante el uso de diodos emisores de ultrasonidos en vez de pilotos luminosos y de un receptor de ultrasonidos en vez de la cámara, aunque desconocemos la comercialización de estos últimos aparatos.

Ya se ha dicho que su aceptación como prueba complementaria en el estudio del paciente vertiginoso es menor que en el caso de la posturografía. Las publicaciones sobre el tema pertenecen al ámbito germánico <sup>(142, 152, 154, 158, 199-203)</sup> e hispánico <sup>(153, 156, 157, 204)</sup>, siendo evidente su ausencia en los textos anglosajones. Los autores que la defienden la proponen como una técnica precisa e incluso más eficiente que otros métodos en ciertos casos como, por ejemplo, en la monitorización del efecto de los tratamientos antivertiginosos (con respecto a la ENG) <sup>(202)</sup> o en el test del glicerol sobre pacientes con enfermedad de Ménière (con respecto a la audiometría tonal liminar) <sup>(204)</sup>.

Es un método no invasivo, indoloro, breve, sencillo y económico <sup>(202)</sup>, que ha sido aceptado oficialmente en Alemania para la valoración en medicina laboral (*West*

*German Berufsgenossenschaften*) de los trastornos del equilibrio en trabajos con riesgo de caída <sup>(154)</sup>.

Mediante la interpretación de los siete parámetros procedentes de las pruebas estática y dinámica se han establecido los patrones expuestos en el capítulo II con valor topodiagnóstico. Del tratado de Claussen y cols. <sup>(142)</sup> se puede resumir que:

- 1) La lesión vestibular periférica se caracteriza por el aumento de la desviación angular en la prueba dinámica con oscilación lateral normal;
- 2) el aumento de la oscilación lateral sin desviación lateral es típica de las lesiones del IV ventrículo y en ocasiones de la insuficiencia vertebrobasilar y de los traumatismos craneo-cervicales importantes;
- 3) las lesiones del arquicerebelo o de los pedúnculos cerebelosos inferior y medio producen un aumento de las oscilaciones laterales y aumento de la desviación angular al lado contralateral a la lesión en la prueba dinámica;
- 4) las alteraciones en la prueba de Romberg sin alteraciones en la marcha indican lesión del pedúnculo cerebeloso superior, núcleo rojo, sustancia nigra o ganglios basales;
- 5) la combinación de patrones patológicos en las dos pruebas aparecen en trastornos centrales que afectan la fosa posterior;
- 6) por último si el patrón resultante es diferente cada vez que se repite el test se pensará en una alteración psicógena o en una simulación.

Es por todo ello que creemos de interés la utilización de la CCG como técnica de investigación en el campo de la fisiología vestibular y su patología relacionada. Dada la variabilidad en los patrones de normalidad poblacionales propuestos en la literatura, en primer lugar, proponemos unos propios para nuestra población de referencia.

# 1. - PATRONES DE NORMALIDAD DE LA CCG ESTÁTICA Y DINÁMICA

En el capítulo de “Resultados” hemos informado sobre las medias aritméticas, desviaciones estándar y otras medidas descriptivas de los siete parámetros a estudio en las CCGs estáticas y dinámicas realizadas en el grupo A. Habiendo cumplido la totalidad de estos parámetros la condición de normalidad hemos propuesto unos límites de normalidad para cada uno de ellos. Resumiremos las medias aritméticas, desviaciones estándar y límites de normalidad en la tabla 54.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LIMITE DE NORMALIDAD
OSCILACIÓN LATERAL (cm)	5,5	1,50	8,64
OSCILACIÓN ANTEROPOSTERIOR (cm)	5,6	1,59	8,75
ÁNGULO DE TORTÍCOLIS (°)	-3,1	7,41	(-18,22) – 11,06
DESPLAZAMIENTO LINEAL (cm)	46,8	13,63	74,05
AMPLITUD DE OSCILACIÓN (cm)	6,9	2,10	11,09
DESVIACIÓN ANGULAR (°)	-6,6	25,77	(-58,73) – 45,82
ROTACIÓN CORPORAL (°)	-6,9	39,64	(-86,62) – 73,87

**Tabla 54: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de los siete parámetros CCG a estudio en el grupo A.**

Dada la antes comentada ausencia de estudios sobre CCG en lengua inglesa y sabedores de la importancia que poseen este tipo de publicaciones en la literatura médica actual no nos debe extrañar el hecho de encontrar pocos trabajos que expongan de una manera clara los patrones de normalidad de las dos pruebas CCG.

## 1.1.- PATRONES DE NORMALIDAD DE LA CCG ESTÁTICA

Para comparar nuestros valores en la prueba estática o de Romberg utilizaremos los resultados del banco de datos N.O.D.E.C. IV expuestos en 1988 por el propio Claussen y cols. en su tratado *Otoneuro-oftalmología* <sup>(142)</sup> sobre 1.758 sujetos, los publicados posteriormente por Claussen y cols. <sup>(199)</sup> en 1989 sobre 1.021 sujetos y la serie de 202 sujetos de Ben-David y cols. <sup>(202)</sup> en 1985 (véanse tablas 55 a 57).

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LIMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	7,62
Claussen y cols., 1989 <sup>(199)</sup>	4,4	1,70	6,11
Ben-David y cols., 1985 <sup>(202)</sup>	4,8	2,50	7,30
Vaamonde, 2001	5,5	1,50	8,64

**Tabla 55: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de la oscilación lateral en la prueba de Romberg.**

Se puede observar que en nuestra serie los voluntarios presentaron una mayor OL (tabla 55) así como una menor OAP (tabla 56) que en las de los autores consultados. Sin embargo coincidimos con la literatura en que el límite superior de normalidad de la OL fue menor que el de la OAP.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LIMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	11,47
Claussen y cols., 1989 <sup>(199)</sup>	6,4	3,32	9,74
Ben-David y cols., 1985 <sup>(202)</sup>	7,1	2,50	9,60
Vaamonde, 2001	5,6	1,59	8,75

**Tabla 56: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de la oscilación antero-posterior en la prueba de Romberg.**

Se acepta que la posición de bipedestación en el hombre se caracteriza por un “estado de equilibrio inestable”<sup>(205)</sup> que debe ser regulado constantemente mediante la contracción muscular de las extremidades inferiores y el tronco convirtiéndolo en un sistema oscilante autosostenido<sup>(206)</sup>. Un sujeto normal en dicha postura se balancea ligeramente, y cuando cierra los ojos su oscilación aumenta<sup>(207)</sup>.

La disparidad entre nuestros valores de oscilación y los anteriormente publicados pudo ser debido a una supuesta diferente colocación de los brazos y los pies al realizar la prueba. En nuestro caso los brazos se mantuvieron pegados al cuerpo y los pies fueron colocados uno junto al otro sin ninguna separación entre sus caras internas. Esto último hace alcanzar una posición que favorece el desplazamiento horizontal y disminuye el anteroposterior<sup>(208-210)</sup>. Sirviéndonos del creador del método como referencia encontramos que en un estudio<sup>(142)</sup> propone una posición con los pies juntos y los brazos extendidos hacia delante, en otro<sup>(152)</sup> utiliza nuestra misma postura y en otros dos<sup>(199, 211)</sup> no lo detalla. Hemos encontrado otras variantes como la recomendada por Bartual y cols.<sup>(153)</sup> con los pies juntos y los brazos en maniobra de Jendrassik. Peitersen<sup>(63)</sup> es de la opinión que la posición de los brazos no tiene importancia en la prueba de Romberg.

Algunos autores han informado que el grado de balanceo en la prueba de Romberg se ve influido por el nivel de vigilancia del sujeto, disminuyendo su amplitud mediante cálculos mentales, la maniobra de Jendrassik, o la exposición a estímulos auditivos<sup>(212)</sup>. Existen opiniones encontradas sobre el efecto de la altura o el peso<sup>(206, 213, 214)</sup>. Nosotros hemos realizado la prueba en un ambiente tranquilo y silencioso, sin exigir ninguna tarea mental al explorado.

Existen notables diferencias en el diseño entre nuestro estudio y los de Claussen y cols.<sup>(142, 199)</sup> y Ben-David y cols.<sup>(202)</sup> que creemos han podido influir en esta

discrepancia entre los límites de normalidad, haciéndose también extensivas las siguientes consideraciones a los resultados de las CCG dinámicas.

Los sujetos elegidos por ellos, aunque en mayor número, son pacientes neurootológicos y neurooftalmológicos (Claussen y cols. <sup>(142)</sup> diferencian su población “en pacientes sanos y enfermos”), mientras que nosotros sólo hemos aceptado a personas sin antecedentes personales de mareo o patología otológica, neurológica o reumatológica. Ellos han realizado estudios retrospectivos en tanto que nosotros realizamos un estudio aleatorio prospectivo.

Para obtener los límites de normalidad hemos optado por el modelo estadístico ampliamente aceptado <sup>(215-217)</sup> que define de manera convencional el rango normal de las pruebas de laboratorio y clínicas como aquél entre el percentil 2,5 y el 97,5 de la distribución de datos de una población sana y que, tras comprobar que los datos observados siguen una distribución gaussiana, suele utilizar un rango con límite inferior igual a la media menos 1,96 desviaciones estándar y con límite superior igual a la media más 1,96 desviaciones estándar. Las publicaciones revisadas sobre CCG <sup>(142, 148, 156, 199, 202)</sup> siempre consideran, creemos que influenciados por el diseño de los trabajos de Claussen, el límite superior de normalidad como la media más una desviación estándar de poblaciones de pacientes otoneurológicos.

Sin embargo en publicaciones médicas en lengua inglesa que analizan los rangos normales del test de Romberg <sup>(206, 208, 218)</sup> mediante métodos posturográficos utilizan, de la misma forma que hemos hecho nosotros, siempre dos desviaciones estándar para proponer límites de normalidad y como universo poblaciones de sujetos sin patología otoneurológica, siendo quizás ésta una de las razones por las que el método craneocorpográfico no ha tenido mucha presencia en su literatura. Es destacable que esta crítica respecto al método estadístico coincide con la realizada por los alemanes

Mulch y Leonardy <sup>(219)</sup> en 1977 ante los patrones de normalidad de los esquemas en mariposa para el análisis del nistagmo calórico <sup>(142)</sup> en los que Claussen vuelve a utilizar una DS.

Otro posible factor de diversidad ha podido ser el método de medida de las variables. Es obvio que las medidas cuantitativas son mucho más fáciles de manejar con las modernas técnicas informatizadas de adquisición de datos y los ordenadores <sup>(200)</sup>. En nuestro caso hemos digitalizado las fotos y las hemos medido mediante un programa informático lo que nos permitió una medida precisa y uniformizada de las distancias y los ángulos. Sólo en el trabajo de Claussen y cols. de 1989 <sup>(199)</sup>, el cual nos ha servido de modelo en este aspecto, se ha utilizado un procedimiento similar, empleándose en los otros dos <sup>(142, 202)</sup> una metodología manual, es decir medición con regla sobre papel. Se observará que en los dos trabajos de Claussen y cols. <sup>(142, 199)</sup>, entre los que hay a penas un año de diferencia y utilizando el mismo universo poblacional, también existen diferencias, presentando la serie con análisis computerizado <sup>(199)</sup> límites superiores de normalidad aproximadamente un centímetro y medio menores que la serie con análisis manual <sup>(142)</sup>, por lo que es factible pensar que la forma de medir las distancias tiene influencia en los resultados.

Claussen y cols. <sup>(199)</sup> diferencian en su serie grupos de pacientes según su “estado de equilibrio”. El grupo “normal” formado por 749 pacientes otoneurológicos pero sin desequilibrio presenta una OL de  $4,29 \pm 1,61$  cm. y una OAP de  $6,29 \pm 3,59$  cm. Utilizando nuestro criterio estadístico de la media más dos desviaciones estándar los límites de normalidad utilizando este grupo serían de 7,51 cm para la OL y 13,47 cm. para la OAP. Conseguimos así una mayor similitud entre nuestros patrones normales de OL pero nos diferenciamos más en los de OAP debido a nuestra menor dispersión de datos (menor desviación estándar).

Hemos comprobado la dificultad que entraña, en ocasiones, el decidirse por los límites de las huellas luminosas susceptibles de medición, existiendo a veces zonas desvaídas por reflejos procedentes de la ropa del explorado o de otro origen inextricable, por envejecimiento del papel fotográfico, o por tiempo de secado insuficiente. El hecho de que sólo haya intervenido una persona en el análisis de todas las CCG en nuestro estudio ha homogeneizado las mediciones de toda la serie, aunque es posible que el criterio sea diferente al de otros autores. Creemos, coincidiendo con Claussen <sup>(200)</sup>, que con el método digitalizado es más fácil encontrar los límites de las huellas luminosas en las fotografías.

También observamos que los tamaños de las citadas huellas se ven influenciados por el grado de abertura del diafragma de la cámara fotográfica Polaroid y por el tipo de papel fotográfico utilizado. En nuestro caso hemos utilizado siempre la abertura recomendada por el fabricante del craneocorpógrafo que fue de 4.7 (máxima abertura) y un solo tipo de papel. Los autores revisados no informan sobre estos términos.

Aunque Claussen <sup>(142)</sup> recomienda para su uso otoneurológico comparar los resultados de la prueba de Unterberger con la de Romberg, siendo ambos complementarios <sup>(202)</sup>, es aceptado que en el método CCG se le suele dar mayor importancia diagnóstica a la prueba dinámica <sup>(153, 185)</sup> por su mayor sensibilidad <sup>(142)</sup>. La OL y la OAP en la prueba estática, en palabras de su creador, dependen mucho de la “función propioceptiva del cerebelo y de los cortes supratentoriales del cerebro” <sup>(200)</sup>, y cuando sus valores son anormalmente altos suelen asociarse a desequilibrio central <sup>(152, 199)</sup>.

Ben-David y cols. <sup>(202)</sup> encuentran en los pacientes con vestibulopatías centrales de su serie una relación directamente proporcional entre los valores de OL y AO, que no existe entre OAP y DL. Según Claussen <sup>(142, 211)</sup> las lesiones ubicadas en el pedúnculo

cerebeloso superior, la periferia cerebelosa, el núcleo rojo, la sustancia nigra y los ganglios basales producen sólo alteraciones en el Romberg; más frecuentes son las alteraciones en las dos pruebas que se presentarían en patologías de fosa posterior como las degenerativas secundarias a problemas cardiovasculares, o tardíamente tras traumatismos craneales.

Bartual y cols. <sup>(153)</sup> proponen que en las vestibulopatías periféricas la prueba traduce oscilaciones corporales correctoras en dirección contraria al lado hipovalente. Taguchi <sup>(220)</sup> encontró que el centro de gravedad corporal se desvió hacia el lado afecto en un 34,1 % de los casos con los ojos abiertos, y en un 51,2 % de los casos con los ojos cerrados en su serie de pacientes con vértigo de Ménière. Ben-David y cols. <sup>(202)</sup> informaron que la OL de los pacientes con vestibulopatía periférica es menor que la normal.

Claussen y cols. <sup>(142)</sup> han propuesto para la prueba de Romberg una valoración cualitativa además de la cuantitativa, diferenciando “normal”, “ataxia discreta”, y “ataxia severa”, aunque creemos que la diferenciación entre normales (cuando la representación fotoóptica es puntual) y la ataxia discreta (cuando no supera los 8 cm.) puede ser interpretada de una forma demasiado laxa por el investigador. Según este criterio en nuestra población es normal presentar una “ataxia discreta”.

Si el peso específico de la prueba estática es pequeño en la ya de por sí escasa literatura sobre la CCG, mucho menor es el del denominado ángulo de tortícolis. Como se ha comentado se define como el ángulo formado por la línea que une las huellas luminosas de la cabeza con la línea que une las huellas de los hombros, y tiene, según Claussen <sup>(142)</sup>, un gran valor para el diagnóstico de las afecciones extrapiramidales, sirviendo como parámetro de regulación motora intracorporal de patologías con discinesias, como la tortícolis espasmódica <sup>(153)</sup> o la enfermedad de Parkinson <sup>(154)</sup>.

Aunque es la variable menos relacionada con el estado del sistema vestibular, nuestro grupo de investigación lo ha encontrado de utilidad en el campo de los vértigos asociados a contracturas musculares (datos pendientes de publicación).

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LÍMITE DE NORMALIDAD
Claussen y cols., 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	(-8,06) – 6,08
Vaamonde, 2001	-3,1	7,41	(-18,22) – 11,06

**Tabla 57: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad del ángulo de tortícolis en la prueba de Romberg (positivo a la izquierda, negativo a la derecha).**

En la tabla 57 se puede comprobar que nuestros valores superan en unos 10° a la derecha y unos 3° a la izquierda a los de Claussen y cols. <sup>(142)</sup>, aunque siguen manteniendo una predominancia de tortícolis hacia la derecha frente a la izquierda.

## 1.2.- PATRONES DE NORMALIDAD DE LA CCG DINÁMICA

En la prueba de Unterberger o dinámica además de los trabajos anteriormente citados <sup>(142, 199, 202)</sup> podemos añadir los resultados de la base de datos Neurofisiología Otooftalmológica Bergmann-Bertora sobre 1.200 pacientes expuestos en el tratado de Claussen y cols. <sup>(142)</sup> y los de Vázquez Bobillo <sup>(156)</sup>.

Como ya se ha comentado, los parámetros cuantitativos de esta prueba en el método cráneocorpográfico tienen un mayor valor topodiagnóstico. De ellos, la AO y la DA son los más utilizados para la confección de los patrones craneocorpográficos <sup>(153)</sup>.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LÍMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	110,80
Bergmann-Bertora, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	104,80
Claussen y cols., 1989 <sup>(199)</sup>	86,2	29,33	115,51
Ben-David y cols., 1985 <sup>(202)</sup>	81,0	30,60	111,60
Vaamonde, 2001	46,8	13,63	74,05

**Tabla 58: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad del desplazamiento lineal en la prueba de Unterberger.**

Se puede observar en la tabla 58, que los valores de DL informados en el presente estudio son menores que los propuestos en la literatura revisada, con una diferencia media de 36,15 cm. Utilizando los valores de los pacientes con “estado de equilibrio normal” de la serie de Claussen y cols. <sup>(199)</sup> y aplicando nuestro criterio estadístico para hallar límites de normalidad obtendríamos un límite superior igual a  $78,44 + 2 \times 23,14$  cm., es decir 124,72 cm., mayor a todos los propuestos <sup>(142, 199, 202)</sup> en la literatura.

Todos los autores coinciden <sup>(142, 153, 211)</sup> en que el valor semiológico de este parámetro es escaso y creemos que puede estar influenciado por el grado de entendimiento de las instrucciones de la prueba por parte del explorado.

La AO en nuestra serie ha sido inferior a la de la literatura, con una diferencia media de 3,54 cm (tabla 59). Si tomamos de referencia la serie con análisis computerizado de Claussen y cols. <sup>(199)</sup> se observa que sus resultados difieren en menor medida de nuestra serie (1,99 cm.) que de la del mismo grupo con análisis manual (2,02 cm.) <sup>(142)</sup>, y si construimos los rangos según los datos informados en el grupo de “normales” de Claussen y cols. <sup>(199)</sup> según nuestro método obtenemos un límite superior de normalidad igual a  $7,81 + (2 \times 2,26)$ , es decir 12,33 cm., valor mucho más cercano al nuestro (1,24 cm.). Todo esto sugiere que tanto el modo de medida (computerizado contra manual) y el diseño del estudio (población normal contra población mixta, y

utilización de dos desviaciones estándar contra una desviación) han podido tener una influencia considerable en la discrepancia de los resultados.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LÍMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	15,10
Bergmann-Bertora, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	14,93
Claussen y cols., 1989 <sup>(199)</sup>	8,60	4,28	13,08
Ben-David y cols., 1985 <sup>(202)</sup>	11,1	4,3	15,4
Vaamonde, 2001	6,9	2,10	11,09

**Tabla 59: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de la amplitud de oscilación en la prueba de Unterberger.**

Siguiendo los postulados de Claussen <sup>(142, 152, 200, 211)</sup> se acepta que existe una asociación entre este parámetro y los trastornos vestibulares centrales <sup>(148, 153, 154, 199)</sup>, definiéndose el patrón CCG tipo III o central como aquél que presenta una AO fuera del límite superior de la normalidad, con todas las demás variables dinámicas dentro de la normalidad. Bartual y cols. <sup>(153)</sup> lo asocian a síndromes centrales de naturaleza cardiovascular, metabólica, traumática y a tumores de fosa posterior, y propone su coexistencia con un Romberg de tipo atáxico. Ben-David y cols. <sup>(202)</sup> encuentran en su serie una relación entre la oscilación lateral estática y la amplitud de oscilación dinámica, presentando una relación proporcional en las vestibulopatías centrales. El patrón de tipo IV o mixto, donde están fuera de la normalidad la amplitud de oscilación y la desviación angular, orienta a una lesión de tronco cerebral (desviación contralateral) o de ángulo pontocerebeloso (desviación homolateral) <sup>(153)</sup>.

En el método craneocorpográfico, por regla general, se suele considerar anormal la amplitud de oscilación mayor de 20 cm. <sup>(148, 153, 202)</sup>, que es precisamente la distancia estandarizada entre dos líneas concéntricas de las plantillas patrón y la existente entre los pilotos luminosos de referencia de los craneocorpógrafos comercializados. Bartual y cols. <sup>(153)</sup> observan que se había propuesto  $10,85 \pm 7$  cm. como intervalo de normalidad

en individuos sanos, pero que posteriormente se encontró que sujetos sin patología vestibular mayores de 50 años lo podían superar, por lo que se revisaron los cálculos quedando la media en  $17,37 \pm 9,25$  cm, aceptándose entonces como absolutamente patológicos los valores mayores de 20 cm. Sin embargo Vázquez Bobillo <sup>(156)</sup> en su serie de 100 sujetos encuentra fiable el límite de 17,5 cm. que, refiere, ha sido propuesto en el banco de datos N.O.D.E.C. I de Claussen. Schneider y cols. <sup>(154)</sup> consideran anormales valores superiores a 15 cm.

Nuestros valores normales de DA, comparados con los de la literatura, se expresan en la tabla 60. Observamos una mayor diversidad entre los límites propuestos por los diferentes autores. En cuanto al ángulo de normalidad nuestro resultado (105 °) es mayor que los obtenidos mediante los bancos de datos N.O.D.E.C. IV y Bergmann-Bertora (66 ° y 69 ° respectivamente) <sup>(142)</sup>, menor que el propuesto por Claussen y cols. (126 °) <sup>(199)</sup> y el construido a partir del grupo de “normales” de esta misma serie (173 °), y similar al de Vázquez Bobillo (104 °) <sup>(156)</sup>.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LÍMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	(-33,4) – 32,4
Bergmann-Bertora, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	(-36,72) – 32,20
Claussen y cols., 1989 <sup>(199)</sup>	0,81	63,09	(-62,28) – 63,90
Vázquez Bobillo, 1984 <sup>(156)</sup>			(-55) – 49
Vaamonde, 2001	-6,6	25,77	(-58,73) – 45,82

**Tabla 60: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de la desviación angular en la prueba de Unterberger.**

Coincidimos con todos los autores <sup>(142, 156)</sup>, exceptuando la serie de Claussen y cols. <sup>(199)</sup>, en la predominancia del giro sobre su eje de los explorados a la derecha frente a la izquierda.

La DA del test de la marcha sostenida es considerada un parámetro de gran

importancia por ser expresión característica de la rotación homolateral del cuerpo en las lesiones vestibulares periféricas <sup>(153)</sup>, siendo definitorio tanto en el *Tretversuch* de Unterberger (1938) <sup>(221)</sup> o en el *stepping test* de Fukuda (1959) <sup>(222)</sup>.

En el método craneocorpográfico, si su valor supera el límite de normalidad siendo la amplitud de oscilación normal, se habla de un patrón tipo II o periférico. La desviación suele ser homolateral a la lesión en cuadros deficitarios o contralateral en los irritativos. Se suele asociar a Ménière unilateral, neuronitis vestibular, laberintitis virales o en fases iniciales de neurinomas acústicos <sup>(153)</sup>. El patrón tipo III o mixto presenta, como se ha comentado, una desviación angular y una amplitud de oscilación aumentadas, siendo característica por ejemplo de trastornos periféricos con participación del arquicerebelo o de los pedúnculos cerebelosos inferior y medio con mayor predominancia de un lado, como en el caso de un tumor del ángulo pontocerebeloso, produciendo desviación angular patológica contralateral a la lesión (disarmonía de Barré) <sup>(211)</sup>.

Como se ha dicho, y de la misma manera que para la amplitud de la oscilación, existe cierta heterogeneidad en los límites propuestos por los diferentes autores. A los ya citados debemos añadir que Schneider y cols. <sup>(154)</sup> utilizan 60 ° a cada lado como límite de normalidad. Refiriéndose a los resultados de la base de datos N.O.D.E.C. I Vázquez Bobillo <sup>(156)</sup> informa que los límites de normalidad para Claussen son 45° a la derecha y 39 ° a la izquierda, y sin embargo Bartual <sup>(148)</sup> expresa en su tratado sobre semiología vestibular que para ese mismo autor son 70 ° a la derecha y 40 ° a la izquierda.

Es destacable que, a pesar del diferente camino empleado por Vázquez Bobillo <sup>(156)</sup> los límites de normalidad por él propuestos, defendidos también por Bartual y cols. <sup>(153)</sup>, son similares a los nuestros. En su caso cree necesario un aumento de 10 ° hacia

cada lado respecto a lo propuesto por Claussen para mejorar la sensibilidad del patrón craneocorpográfico tipo II.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR	LIMITE DE NORMALIDAD
N.O.D.E.C. IV, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	(-56,50) – 51,90
Bergmann-Bertora, 1988 <sup>(142)</sup>	-----	-----	(-58,42) – 53,83
Vaamonde, 2001	-6,9	39,64	(-86,62) – 73,87

**Tabla 61: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de la rotación corporal en la prueba de Unterberger.**

En la tabla 61 se observa que nuestros valores medios y nuestros límites de normalidad para el parámetro RC son mayores que los propuestos para los bancos de datos N.O.D.E.C. IV y Bergmann-Bertora <sup>(142)</sup>. Según Claussen siempre está relacionado con la DA <sup>(152)</sup> por lo que poco añade al significado de esta última, y por ello sus valores no se suelen informar en la mayoría de los trabajos que nos sirven de referencia <sup>(156, 199, 202)</sup>.

Pero la diversidad de rangos normales en la prueba craneocorpográfica dinámica que se ha observado tras revisión bibliográfica la podemos hacer también extensible a la prueba de la marcha sostenida en sí, sin tener en cuenta el método de registro de la misma <sup>(223)</sup>. Su origen, de la misma manera que la *marche en étoile* de Babinsky y Weill <sup>(224)</sup>, procede del desarrollo de tests clínicos que valoran la tendencia de las lesiones vestibulares periféricas unilaterales a producir desviación de la marcha, especialmente en ausencia de fijación ocular <sup>(225)</sup>.

Históricamente fue Unterberger <sup>(221)</sup> en 1938 el primero en proponer el uso sistemático de esta prueba, a la que llamó *Tretversuch*. Informó que después de varios minutos de marcha sostenida las personas normales y diestras rotaban ligeramente a la izquierda y que las zurdas rotaban a la derecha, existiendo en ambos casos un pequeño desplazamiento hacia delante.

Posteriormente Fukuda <sup>(222)</sup> en 1959, utilizó la misma prueba, aunque denominándolo *stepping test*. Quinientas personas normales dieron de 50 a 100 pasos por minuto sobre el mismo sitio. Encontró que la mayoría completaban la prueba sin desviarse de su posición original, aunque algunos rotaban de 30 a 45 ° sobre su propio eje y se movían 0,5 – 1 m. hacia delante, o mucho más raramente hacia atrás.

Sin embargo Jordan <sup>(226)</sup> en 1963, encontró en una serie de 49 sujetos normales que después de 30 pasos giraban sobre su eje de 0 a 190 ° y que además aproximadamente la mitad de ellos cambiaban la dirección rotacional si se les repetía la prueba.

Zilstorff-Pedersen y Peitersen <sup>(227)</sup> en ese mismo año informaron sobre 320 pruebas realizadas en 40 sujetos normales encontrando una gran dispersión en el ángulo de rotación, tanto de sujeto a sujeto como en el mismo sujeto en pruebas repetidas, concluyendo que el *stepping test* por sí solo tenía escaso valor <sup>(63)</sup>.

También existen autores que dudan de la idoneidad de la Prueba de Unterberger para detectar vestibulopatías periféricas. Peitersen <sup>(228)</sup> en 1964 había informado que en las enfermedades del oído interno y vestibulares la desviación angular está aumentada aunque no encontró correlación entre la dirección de la rotación y el lado de la lesión. Los datos aportados por Unterberger y Fukuda sobre estos términos son escasos o imprecisos <sup>(221, 222)</sup>. Hickey y cols. <sup>(225)</sup> en 1990, en el único trabajo controlado que conocemos donde se intenta relacionar los resultados del test de Unterberger con la disfunción vestibular periférica definida por una paresia canalicular electronistagmográfica, no encuentran diferencias estadísticas entre los resultados de desviación angular, desplazamiento lineal y rotación corporal del grupo normal y el grupo con paresia canalicular. Tampoco encuentran correlación entre el lado hipovalente y la dirección de rotación durante la prueba. Moffat y cols. <sup>(229)</sup> en 1989 sin

embargo encontraron en una serie de 100 pacientes con neurinoma del acústico unilateral que la prueba de Unterberger era más sensible que la de Romberg para el diagnóstico de los schwannomas de pequeño tamaño.

Siguiendo a Bles y de Jong<sup>(223)</sup> un hallazgo constante en esta prueba es que los resultados más fiables se obtienen cuando los pacientes no están demasiado inestables, por ejemplo en el intervalo libre de vértigo de la enfermedad de Ménière, con la rotación en la dirección del oído enfermo. Sus resultados empeoran por ejemplo en las vestibulopatías bilaterales, en el estado agudo de una vestibulopatía unilateral o incluso en sus periodos de compensación ya que el paciente puede ser incapaz de realizar una cadencia de paso uniforme<sup>(230)</sup>, siendo sus resultados poco útiles<sup>(231)</sup>.

La heterogeneidad de resultados del test de marcha sostenida según los diferentes laboratorios, puede ser debida a que se puede realizar de diferentes maneras<sup>(223)</sup>. En primer lugar el ritmo de marcha sostenida parece tener influencia debido a que varía la proporción de los períodos de estabilidad sobre un pie, y los inestables de cambio entre uno y otro pie o *swing phase*<sup>(232)</sup>. Fukuda<sup>(222)</sup> propone un ritmo de 50-100 pasos por minuto. Okubo y cols<sup>(232)</sup>, aunque admiten que un ritmo de 0,8-0,9 Hz. permite hacer comparaciones válidas con la marcha no sostenida, proponen como óptima una frecuencia fija de 1,2 Hz. En nuestra serie la prueba ha durado un minuto, y el ritmo fue variable aunque con un rango aproximado entre 80 y 110 pasos coincidiendo con los textos de Claussen y cols.<sup>(142, 152, 211)</sup>, Ben-David y cols.<sup>(202)</sup> y Schneider y cols.<sup>(154)</sup> donde se propone un ritmo de 80 a 100 pasos durante un minuto.

Nosotros, al igual que Okubo y cols.<sup>(232)</sup> y Hickey y cols.<sup>(225)</sup>, hemos seguido las indicaciones de Fukuda<sup>(222)</sup> según las cuales durante la marcha sostenida se deben elevar los pies de tal modo que los muslos adopten una posición paralela al suelo. Tanto Claussen como los demás autores de trabajos sobre CCG<sup>(142, 152-154, 156-158, 185, 199-204, 211)</sup>

omiten información sobre este punto.

Otro problema es la posición de los brazos mientras se realiza la prueba. Existe una polémica histórica entre Unterberger<sup>(221)</sup> y Fukuda<sup>(222)</sup> que proponen que los brazos se extiendan en paralelo y horizontalmente por delante del cuerpo, y Peitersen<sup>(63)</sup> que aconseja la relajación de los brazos y su mantenimiento pegados al cuerpo. Este último autor explica que basándose en trabajos de Bárány<sup>(233)</sup> y Fischer y Wodak<sup>(234)</sup> la extensión hacia delante de las extremidades superiores podría arrastrar al sujeto en una dirección dada haciendo que el resultado de la prueba no represente una reacción derivada exclusivamente de las extremidades inferiores. Los defensores de la primera posición exponen que así se evita el control sobre el movimiento de los muslos por medio de las manos<sup>(145)</sup>. En los trabajos donde interviene Claussen sólo hemos encontrado uno<sup>(152)</sup> donde se recomienda de forma clara que se peguen los brazos al cuerpo, siendo en otros<sup>(142, 199, 200)</sup> totalmente obviado este aspecto, o explicado mediante términos ambivalentes como “outstretched arms”<sup>(154)</sup> o “les bras tendus”<sup>(211)</sup>. Ben-David y cols.<sup>(202)</sup> no menciona la posición del explorado en su trabajo. Vázquez Bobillo<sup>(156)</sup> utiliza los brazos extendidos y las manos en pronación, al igual que nosotros y que Bartual y cols.<sup>(153)</sup>. Es curioso que este último autor recomienda en otro lugar<sup>(148)</sup> los brazos extendidos pero con las manos en supinación.

Otro factor de diversidad puede ser el hecho de realizar la marcha sostenida con los pies desnudos o en calcetines, como propugna Fukuda<sup>(222)</sup>, o en sus propios zapatos como defienden Zilstoff-Pedersen y Peitersen<sup>(227)</sup>. Según Peitersen<sup>(63)</sup> “muchas personas pueden orientarse al sentir el calor de sus propios pies sobre el suelo”. En nuestro caso nuestros voluntarios realizaron la prueba con su propio calzado, no encontrando ninguna referencia en los trabajos con CCG<sup>(142, 152-154, 156-158, 185, 199-204, 211)</sup>.

El hecho de ser diestro o zurdo ha sido defendido como un factor de influencia

en los resultados de la prueba de Unterberger<sup>(232)</sup>. El mismo Unterberger<sup>(221)</sup> informó que los diestros rotaban ligeramente hacia la izquierda y que los zurdos lo hacían a la derecha. Sin embargo Milojevic y Watson<sup>(235)</sup> y, más recientemente, Westhofen<sup>(236)</sup> defendieron justamente lo contrario. El número diferente de zurdos y diestros en las diferentes series sobre CCG ha podido afectar los rangos de normalidad de la DA y la RC de la prueba dinámica. Tanto en nuestro trabajo como en el de los otros autores no se ha tenido en cuenta este factor.

### 1.3.- CCG Y SEXO

Utilizando como variable de estudio el sexo no hemos encontrado diferencias significativas en el grupo A en ninguno de los parámetros craneocorpográficos estáticos. Sin embargo en la prueba dinámica los hombres han presentado un DL mayor que las mujeres (49,7 cm. frente a 43,2 cm. respectivamente) con una  $p = 0,05$  (T-Student). Del mismo modo los varones también han presentado una mayor AO que las hembras (7,4 cm, frente a 6,3 cm.) con una  $p = 0,02$  (T-Student). La DA y la RC han sido indistintas en los dos sexos.

No hemos encontrado estudios sobre la influencia del sexo en el equilibrio utilizando la CCG o en la prueba de Unterberger. Sin embargo su efecto sobre el resultado en la prueba de Romberg ha sido investigado por varios autores utilizando diversos métodos de registro, siendo sus conclusiones bastante contradictorias.

No han encontrado diferencias significativas Bomann y Jalavisto<sup>(237)</sup> (mediante registro del movimiento cefálico), Sheldon<sup>(238)</sup> (mediante el movimiento de los

hombros), y Hageman y cols. <sup>(239)</sup> y Black y cols. <sup>(218)</sup> (ambos con posturografía), aunque este último grupo informó heterogeneidad en la postura de Romberg en tándem y ojos abiertos.

Otros han propuesto una diferente estabilidad entre hombres y mujeres <sup>(240, 241)</sup>, siendo su efecto diferente según la edad. Han encontrado peor estabilidad en los varones Kollegger y cols. <sup>(242)</sup> en el rango de edad de 36 a 65 años, Thyssen y cols. <sup>(243)</sup> a partir de la 6ª década y Era y cols. <sup>(214)</sup> en sujetos de 75 años, utilizando todos ellos el método posturográfico. Un estudio a doble ciego de Goebel y cols. <sup>(244)</sup> no ha demostrado el posible papel favorecedor de las hormonas femeninas en la estabilidad postural (mejoraría la velocidad de procesamiento central).

Pero también existen autores que defienden la peor estabilidad de las mujeres frente a los hombres, especialmente en edades avanzadas como Overstall y cols. <sup>(245)</sup> (mediante el registro del movimiento de la cintura) y Rudisill y Toole <sup>(246)</sup>, Wolfson y cols. <sup>(247)</sup> y Liang y Cameron <sup>(248)</sup> (con posturografía). Este resultado explicaría en parte el hecho aceptado de que las mujeres de edad avanzada poseen un riesgo de caída notablemente mayor que los varones de su misma edad <sup>(249)</sup>. Algunos autores han propuesto que el peor equilibrio de las mujeres podría ser de causa biomecánica, por ejemplo por diferencias en la fuerza de dorsiflexión y en el rango de movimiento más que por factores neurales de tipo periférico o central <sup>(247, 249)</sup>.

En la edad infantil Riach y Hayes <sup>(250)</sup> encontraron que los chicos se vuelven más rápidamente estables que las niñas, pero comienzan desde un nivel inicial de mayor inestabilidad, sin embargo Figura y cols. <sup>(251)</sup> sólo encontraron diferencias en el test en tándem.

Nuestros resultados se han podido ver influenciados por la mayor edad de las mujeres (media = 39,2 años) que la de los hombres (media = 32 años), así como la

mayor presencia de mujeres frente a los hombres en la década de 41 a 50 años y en los mayores de 60 años, aunque a la luz de la literatura creemos que la importancia de este hecho es incierta.

## 1.4.- CCG Y EDAD

En nuestro estudio no hemos encontrado diferencias significativas en ninguna de las dos pruebas entre los diferentes grupos de edad formados (menores de 25 años, entre 25 y 40 años, y mayores de 40 años). Tampoco hemos hallado ninguna influencia de la edad sobre los parámetros CCG cuando la consideramos por décadas, excepto en el caso del DL de la prueba de Unterberger siendo las décadas de mayor desplazamiento la segunda y la cuarta y las de resultados menores la primera y la quinta.

Este resultado aparentemente se contradice con la teoría ampliamente aceptada que considera que el control postural empeora en la infancia y en la vejez <sup>(252, 253)</sup>. Sheldon <sup>(238)</sup> en 1963 realizó un estudio extenso sobre el control de la oscilación estática por categorías de edad y observó que los sujetos entre 6 y 14 años y entre 60 y 80 años presentaban dificultades para controlar los cambios aleatorios de su centro de gravedad, aumentando su oscilación espontánea respecto a los sujetos de entre 16 a 59 años. Hasselkus y Shambes <sup>(254)</sup> en 1975 encontraron que un grupo de mujeres de 70-80 años presentaba mayores áreas de oscilación que otro grupo de mujeres de 20-30 años en la posición de Romberg, las cuales aumentaban en la posición más dificultosa de “apoyo hacia delante” (*forward lean*), concluyendo que el efecto de la edad era más obvia en situaciones estresantes. A esta misma conclusión llegaron Maki y cols. <sup>(255)</sup> mediante el método posturográfico.

Aust <sup>(256)</sup> en 1991 es el único autor que conocemos que ha utilizado la CCG para evaluar el efecto de la edad en el equilibrio. De una manera retrospectiva informa que en la prueba de Romberg existió un aumento de la OL y OAP, aumentando el patrón con tendencia a la caída en mayores de 70 años. En la prueba de Unterberger observó un aumento en la AO alcanzando una amplitud máxima entre los 61 y 70 años. Creemos que el hecho de utilizar pacientes otoneurológicos para la confección de su serie ha podido influir en sus resultados.

La posturografía estática o dinámica ha sido de gran utilidad para desentrañar los mecanismos de control postural y la influencia de la edad en aquellos. Yagi <sup>(240)</sup> ha propuesto un modelo de regresión múltiple para predecir la edad del sujeto según las frecuencias y las áreas de las direcciones anteroposterior y lateral posturográficas que no ha producido errores en ninguno de los sujetos de su serie. Mediante posturografía se han propuesto diferentes intervalos de edad óptimos para el mantenimiento del equilibrio, siendo, por ejemplo, para Daley y Swank <sup>(257)</sup> el que transcurre entre los 31 y los 45 años o para Hytönen y cols. <sup>(258)</sup> entre los 30 y los 60 años.

Es posible que la falta de detección del efecto de la edad en nuestra serie fuese debido a la dificultad que encontramos para captar voluntarios de edades mayores de 60 años (13,9 % de nuestra serie) que cumpliesen el requisito de no presentar antecedentes de patología otoneurológica, otológica, neurológica o reumatológica. La confección de nuestros grupos de edad siguiendo el criterio estadístico de proporcionalidad (aproximadamente 24 sujetos cada uno) han podido neutralizar el efecto “desestabilizador” de los más jóvenes y los más viejos.

Hageman y cols. <sup>(239)</sup> encontraron diferencias relacionadas con la edad en las seis condiciones de la posturografía dinámica. Sin embargo Peterka y Black <sup>(259)</sup>, de la misma forma que en nuestra serie, no las encontraron en las condiciones 1 (Romberg

con ojos abiertos) y 2 (Romberg con ojos cerrados), observándolas en las condiciones con situación visual o somatosensorial alteradas. Los sujetos mayores de 55 años mostraron la oscilación mayor. Los menores de 15 años también fueron sensibles a la alteración de la situación somatosensorial. Que los sujetos más viejos se vean más afectados por las condiciones visuales alteradas mientras que los más jóvenes tengan una mayor dificultad con las condiciones somatosensoriales alteradas, ha sido comprobado por otros autores <sup>(258, 260, 261)</sup>.

La importancia crucial de la visión en la edad avanzada para el mantenimiento postural ha sido confirmada entre otros por Franchignoni y cols. <sup>(241)</sup> e Hytönen y cols. <sup>(258)</sup>. Riach y Hayes <sup>(250)</sup> encontraron que algunos niños realizaban mejor el Romberg con los ojos cerrados, y Sheldon <sup>(238)</sup> demostró que la visión tenía poca influencia en el control postural del infante. Por otro lado el mantenimiento del equilibrio de los niños mejora linealmente con la edad <sup>(250, 251)</sup>.

Considerando el mantenimiento del equilibrio como una habilidad multisensorial y sensori-motora <sup>(253)</sup>, se cree que la inestabilidad postural asociada a la edad es de etiología multifactorial <sup>(244)</sup>, afectándose los *inputs* sensoriales (visual, vestibular y somatosensorial), el procesamiento central y la biomecánica musculoesquelética.

Se ha informado que con la edad las latencias electromiográficas se alargan <sup>(252, 259)</sup>, que los umbrales de la sensibilidad propioceptiva y vibratoria de las articulaciones y la sensibilidad cutánea aumentan <sup>(262, 263)</sup>, la capacidad visual empeora, disminuyen las células ciliadas en los receptores vestibulares <sup>(264)</sup> así como el número de fibras mielínicas en el nervio vestibular <sup>(265)</sup>, y existen datos que confirman alteraciones en el procesamiento central <sup>(253)</sup>. Por tanto existe una amplia evidencia del deterioro en muchos sistemas sensori-motores que subyacen en el control postural, incluso en poblaciones envejecidas sin signos obvios de enfermedad <sup>(266)</sup>.

## **2.- RESULTADOS OBTENIDOS CON EL**

### **REGISTRO SIMULTÁNEO TRAS**

### **ESTIMULACIÓN CALÓRICA (GRUPO B)**

En el presente apartado discutiremos los resultados ENG y CCG estáticos obtenidos mediante el registro simultáneo tras la estimulación calórica en el grupo B, así como su relación cuantitativa y cualitativa. Queremos destacar que dada la originalidad de nuestro planteamiento y a pesar de una extensa búsqueda bibliográfica, hemos encontrado muy pocos trabajos que permitan una comparación directa con el nuestro. Nos hemos visto obligados a realizar en ocasiones ciertas asimilaciones que no se pueden considerar de modo absoluto, sino como resultado de la ponderación de las opiniones muchas veces contradictorias de diversos autores así como de nuestro propio criterio, siendo conscientes de que en algunas de ellas se echa en falta estudios clínicos o experimentales que las demuestren, siendo un ejemplo la correlación entre los resultados posturográficos y los craneocorpográficos.

### **2.1.- RESULTADOS DE LA ENG EN LA PRUEBA SIMULTÁNEA**

El objetivo primero del presente trabajo fue el registro CCG de la magnitud y calidad de las desviaciones corporales provocadas por el estímulo calórico así como su relación con el registro ENG. Se puede decir que este último nos ha servido en todo

momento como guía para conocer la “calidad” del estímulo aplicado. Además, dado que nuestro experimento se puede considerar como la primera parte de un estudio que abarcará también los resultados en sujetos con patologías vestibulares y ha sido realizado sólo sobre sujetos sanos, no nos ha importado contar con un rango más o menos amplio de estimulaciones de diferente “calidad” para probar la posible correlación estadística entre los dos registros, es decir, buscando que pequeños estímulos calóricos provocasen nistagmos y desviaciones corporales menores, y que grandes estímulos produjeran nistagmos y desviaciones mayores.

De acuerdo con la mayoría de la literatura <sup>(104-106, 113-117, 127-129, 267-272)</sup> utilizaremos los resultados de VMAX como referente para evaluar esta “calidad” de nistagmo. Se ha adelantado en el capítulo “Introducción” que la velocidad angular de la fase lenta se considera el parámetro que más fielmente refleja el comportamiento del sistema cúpula-endolinfa y de los fenómenos de transducción, concepto ya establecido por Dohlman en 1925 <sup>(273)</sup>. La VMAX representa el valor de la velocidad angular de la fase lenta en la fase de máxima respuesta o de culminación que es la recomendada para evitar errores de base derivados de la dificultad en el reconocimiento del comienzo y el final de la respuesta calórica; estos errores dependen de la sensibilidad particular (la capacidad de discernir la sacudida nistágmica más leve de cualquier artefacto en el trazado) del método de registro u observación utilizado <sup>(118, 269, 274)</sup>. Del mismo modo VMAX ha presentado menor variabilidad en histogramas temporales que la frecuencia o la amplitud <sup>(268)</sup>. Autores como Henriksson <sup>(271)</sup>, Aschan <sup>(275)</sup>, Jung y Kornhuber <sup>(276)</sup>, Hart <sup>(117)</sup> o Baloh y Honrubia <sup>(104)</sup> la han propuesto como la más sensible para identificar el daño vestibular.

Según estos últimos <sup>(104)</sup> los valores de VMAX en la prueba calórica se pueden considerar normales en un rango que abarca desde 5 hasta 75 %s debido a la

considerable variabilidad *inter-sujetos*. Las medias de las cuatro estimulaciones en nuestra serie están dentro de la normalidad propuesta por dichos autores (ODAC = 10,7 %/s, OIAC = 12,1 %/s, OIAF = 10,5 %/s, ODAF = 10,2 %/s). El hecho de que la desviación típica del promedio de las cuatro estimulaciones haya sido de 6,89 no debe considerarse un problema ya que ha podido ayudar en nuestro empeño de hallar correlaciones entre los resultados ENG y CCG.

Es arriesgado realizar comparaciones directas entre nuestros resultados ENG y los de otros autores <sup>(115, 123, 127, 128, 130, 131, 272, 277-281)</sup> por varias razones. En nuestro estudio no nos hemos propuesto construir un patrón de normalidad para los resultados ENG. En caso de hacerlo serían necesarias diversas transformaciones (logarítmicas) de las variables para normalizar sus distribuciones lo que afectaría a sus valores de centralización y dispersión <sup>(115)</sup>. Del mismo modo los métodos de identificación y supresión de *outliers* (es decir, sujetos con valores anormalmente pequeños o grandes) producirían un estrechamiento de los intervalos de confianza <sup>(282)</sup>.

Por otro lado la gran diversidad de las condiciones de la prueba binaural y bitermal aplicadas en los diferentes estudios puede llevar a una interpretación engañosa.

En nuestro caso hemos estimulado con aire a 42 y 28 °C y a un flujo de 8 l/min durante 40 segundos. Hemos intentado ser cuidadosos en cuanto al mantenimiento de la misma profundidad de la punta del estimulador en el CAE, insertando en el aplicador una porción de sonda de nelaton de 12 ó 14 FG de 0,5 ó 1 cm de longitud, utilizando la misma porción para cada paciente. Como ya se ha comentado en el capítulo "Introducción" (página 85) no existe acuerdo en la temperatura y flujo a utilizar y además las opiniones sobre su efectividad son contradictorias. En algunas series <sup>(128, 129)</sup> se observa una mayor variabilidad de respuesta que con su homólogo hídrico, en otras <sup>(123, 127)</sup> respuestas más débiles, y también existen autores <sup>(126, 130-133, 135)</sup> que, mediante el

perfeccionamiento de la técnica, no han encontrado diferencias significativas. Sin embargo el método de estimulación con aire es un método más cómodo para el explorador y el paciente que la estimulación con agua (con circuito abierto) no siendo necesaria la recolección de agua durante la irrigación. Esto ha simplificado la realización de nuestra prueba con registro simultáneo, evitando la necesidad de un segundo ayudante y movimientos corporales no deseados del voluntario provocados por el paso de agua hacia el resto del cuerpo. Otras ventajas citadas en la literatura <sup>(131, 134)</sup> son la bondad de su uso en pacientes con perforaciones timpánicas o otitis externas, el calentamiento inicial del aire más rápido o el menor riesgo de electrocución. Mediante revisión bibliográfica hemos encontrado un rango de medias de la VMAX para la estimulación con aire <sup>(123, 130-132, 280)</sup> de 9,1 a 26,5 %/s con DS de 2,5 a 11,9, y para la estimulación con agua (con circuito abierto) <sup>(115, 123, 131, 272, 277-279, 281)</sup> de 12,1 a 30,2 %/s con DS de 2,8 a 14,3.

Comparando series <sup>(115, 123, 127, 128, 130-132, 272, 277-281)</sup> se pueden observar diferentes condiciones de fijación en los sujetos explorados pudiendo consistir en ojos abiertos con gafas de Frenzel, ojos abiertos en habitación oscura u ojos cerrados. En la actualidad se suele recomendar las dos primeras dado que con los ojos cerrados se producen fenómenos de supresión periódica del nistagmo y enlentecimiento del componente lento <sup>(283, 284)</sup>. Nuestros voluntarios, por las propias características de la prueba simultánea, tuvieron los ojos tapados durante la realización de las pruebas aunque fueron avisados para que los mantuvieran abiertos tras el antifaz.

Jongkees recomienda que en la realización de las pruebas calóricas el explorado “nunca debe ser movido durante el test porque los movimientos producen resultados no reproducibles” <sup>(98)</sup>. Para la realización de la prueba con registro simultáneo nuestros pacientes se mantuvieron en bipedestación y con la cabeza inclinada aproximadamente

60° hacia atrás para alcanzar la posición I de Brünings. La ausencia de respaldo para apoyar la cabeza unido a la duración de las cinco pruebas realizadas en cada persona, al peso del casco de CCG y al efecto putativo de la estimulación calórica, ha podido producir movimientos de la cabeza con desplazamientos no deseados del conducto semicircular evaluado y de los electrodos y con ello artefactos en el registro ENG que ha podido disminuir en buena medida la calidad del trazado.

Hemos seguido la secuencia de estimulaciones (ODAC, OIAC, OIAF, ODAF) propuesta por Bartual <sup>(118)</sup> "desencadenando en cada caso un nistagmo de dirección opuesta al precedente para evitar fenómenos de habituación". Otros autores <sup>(139)</sup> prefieren no someter a un mismo oído a dos irrigaciones consecutivas y evitan que el estímulo térmico no cambie hasta que ambos oídos sean estimulados. La influencia del diferente orden de estimulación no se ha demostrado en varias series diseñadas específicamente para evaluar este punto <sup>(279, 285)</sup>, aunque una más reciente utilizando agua en circuito cerrado sugiere datos contradictorios <sup>(286)</sup>.

Se cree que el estado de alerta del explorado es uno de los factores más importantes que afectan a la intensidad de la respuesta calórica <sup>(104, 115, 270, 285, 287)</sup>. En nuestro caso hemos avisado a los voluntarios sobre la importancia de mantenerse activos mentalmente: les hemos propuesto la realización de tareas matemáticas con cierta complejidad durante la realización de la prueba, abstinencia de alcohol u otras drogas 24 horas antes de la misma, habiendo dormido todos los sujetos la noche anterior con normalidad.

VMAX no ha sido significativamente diferente con la estimulación de los oídos derechos frente a los izquierdos. Aunque algunos autores <sup>(236, 288)</sup> han propuesto una presunta influencia de la dominancia cerebral sobre la respuesta calórica, no ha sido probada mediante un estudio específico <sup>(235)</sup>. Tampoco hemos encontrado diferencias

respecto al estímulo con aire frío frente al caliente aunque la VMAX ha aparecido antes con el estímulo frío. El efecto de la temperatura es discutido en la literatura<sup>(115)</sup>. Hemos coincidido con Henriksson<sup>(272)</sup> y otros autores<sup>(279, 285)</sup> aunque diferimos de Sills y cols.<sup>(115)</sup> y otros<sup>(277, 281)</sup> que proponen que la estimulación con el frío produce nistagmos de menor velocidad y mayor duración que con el calor. El tiempo medio de aparición del nistagmo con máxima respuesta ha sido de 64,9 segundos y ha entrado en el intervalo de aproximadamente 60 a 90 segundos después de comenzar la estimulación propuesta en la literatura<sup>(271)</sup>.

A pesar de que la totalidad del grupo B se compuso por voluntarios sanos sin ninguna patología vestibular, auditiva o neurológica, en la búsqueda de una mayor minuciosidad en el estudio de la relación entre los resultados ENG – CCG calculamos el VLG y el VDG de cada sujeto aplicando las fórmulas de Jongkees a la VMAX de las cuatro diferentes estimulaciones calóricas y utilizamos posteriormente el criterio de normalidad propuesto por Baloh y Honrubia<sup>(104)</sup> ( $VLG < 25\%$  y  $VDG < 30\%$ ) con la finalidad de obtener factores de segmentación muestral (“normales” frente “anormales”) y de construir patrones de normalidad de la prueba simultánea.

Hemos informado unos valores medios para el VLG y el VDG de 4,3 (DS = 37,13) y -11,1 % (DS = 46,95) respectivamente, siendo lo más típico en nuestra serie la predominancia de la función de los laberintos derechos y una preferencia del componente lento del nistagmo para presentar velocidades más intensas hacia la izquierda. También encontramos un 26 % de sujetos con VLG “anormales” y un 34 % con VDG “anormales”.

Nuestros resultados promedio parecen demasiado altos si los contrastamos con los de otros autores empeñados en realizar patrones de normalidad para estas variables. El rango de las series revisadas<sup>(115, 139, 278, 289)</sup> ha sido para el VLG de -0,008 a 0,017

con unas DS de 0,075 a 0,117 y para el DLG de  $-0,011$  a  $0,32$  con unas DS de 0,087 a 0,172. Creemos que aquí ha vuelto a influir, en mayor medida, la comentada búsqueda de un rango mayor de “calidades” de estimulación para mejorar el estudio de correlación, no habiéndonos importado en la fase de realización del trabajo de campo los valores globales dados por cada sujeto.

En este punto es pertinente recordar la falta de una especificidad, confiabilidad (variabilidad *test-retest*) y sensibilidad óptimas en las técnicas de exploración vestibular, de la que participan, como parte integrante de ellas, las pruebas calóricas.

Estas últimas tienen asociadas un considerable número de falsos positivos que hace disminuir su especificidad. Ello se debe a la frecuente obtención ficticia de respuestas reducidas o incluso inexistentes en individuos normales. Una de las causas conocidas y evitables que degrada la especificidad es una técnica de estimulación defectuosa <sup>(270, 285)</sup>. En nuestro caso el explorador, que es el autor de este manuscrito, había realizado previamente a la serie analizada pruebas calóricas a al menos unos 50 sujetos con el mismo ENG utilizando como medio de estimulación agua o aire, lo que le ha permitido alcanzar cierta experiencia técnica. En la literatura se ha intentado evitar el aumento de falsos positivos mediante la repetición de alguna de las estimulaciones en la que la respuesta es débil o dudosa <sup>(128, 290)</sup>, lo que de por sí sugiere una defectuosa confiabilidad del test, característica también denominada exactitud, capacidad de repetición o variabilidad *test-retest* <sup>(291)</sup>. Para la estimulación con aire se ha informado <sup>(128, 285)</sup> una diferencia individual media entre diferentes estimulaciones de 2,06 a 3,73 %s para el frío y 2,98 a 5,27 %s para el calor. Nosotros sólo hemos repetido las pruebas (las cuatro estimulaciones y posponiéndolas a un día diferente) en tres casos con respuestas inexistentes en relación con disminución del estado de alerta por falta de sueño (médicos salientes de guardia).

Con ello, sumado a los siete minutos de descanso entre estimulaciones, hemos evitado la aparición del fenómeno de la habituación. Se denomina habituación del nistagmo a la disminución de la ganancia y al aumento del adelanto de fase de la velocidad del ojo respecto a la velocidad de la cabeza que aparece gradualmente cuando a un sujeto normal se le rota de forma continua a bajas frecuencias sinusoidales. Debido a que el estímulo calórico es equivalente a estímulos rotacionales de baja frecuencia, la habituación con pruebas calóricas repetidas se explica mediante el mismo mecanismo. (13, 38, 116)

La sensibilidad disminuye por el número considerable de falsos negativos que conlleva la variabilidad de respuesta a la estimulación calórica<sup>(104)</sup> en la población general lo que produce un “rango normal” muy amplio (variabilidad *inter-sujetos*). Este rango se ha limitado comparando las respuestas calóricas de o hacia un lado con las de o hacia el contrario (diferencia derecha – izquierda) de forma relativa en cada individuo mediante las fórmulas del VLG y del VDG<sup>(104, 105, 115, 267)</sup>. Existe acuerdo en considerarlas más útiles desde el punto de vista clínico frente a los valores de las respuestas individuales absolutas<sup>(104)</sup>. Sin embargo también presentan un “rango normal” amplio<sup>(98, 104, 285)</sup>. Este tipo de variabilidad (variabilidad *intra-sujetos*) no está directamente relacionada con la función del CSH y se ve influida por factores extravestibulares como el flujo sanguíneo cutáneo, la vía de transmisión del tímpano al CSH, la conductividad del hueso temporal, pequeños pero significativos cambios en la duración o temperatura del estímulo, estado de alerta, tipo de estímulo (agua en circuito abierto, aire, agua en circuito cerrado) y competencia del explorador<sup>(104, 105, 118, 271)</sup>. No debe extrañar, conocida esta variabilidad, que en series de sujetos normales al igual que en nuestro trabajo se encuentren asimetrías globales derecha-izquierda<sup>(115, 292)</sup>.

Otro factor de error es la propia confiabilidad del método informatizado en el

reconocimiento del trazado, habiendo sido informado por Pérez Fernández y cols.<sup>(293)</sup> que hasta un 50 % de las pruebas analizadas son susceptibles de corrección. En nuestro caso hemos revisado cada uno de los registros y los hemos modificado siguiendo el criterio expuesto por los citados autores y el nuestro propio, utilizando los valores del VLG y VDG obtenidos tras la corrección.

Los criterios de normalidad, es decir el tamaño del “rango normal”, también varía en la literatura. Jongkees y cols.<sup>(139)</sup> consideran normal a todo sujeto con un VLG menor del 15 % y una VDG menor de 18 %, mientras que Baloh y Honrubia<sup>(104)</sup> y otros<sup>(174, 267, 271)</sup> utilizan como límites 25 y 30 % respectivamente. Este segundo criterio ha sido elegido arbitrariamente para el presente estudio aunque en la práctica clínica nuestro grupo suele utilizar como límites de normalidad el 22 % para el VLG y el 28 % para el VDG coincidiendo con Pérez Fernández y cols.<sup>(293)</sup> y con el fabricante de nuestro aparato de ENG.

Cuando se obtiene un VLG mayor que los límites de normalidad propuestos se habla de hiporreflexia, hipovalencia o paresia vestibular unilateral, siendo izquierda si su signo es positivo (esto es que el laberinto izquierdo presenta una menor respuesta calórica) y derecha si es negativo. Cuando no se acompaña de signos neurológicos del tronco cerebral es indicativo, en la amplia mayoría de los casos, de enfermedad vestibular periférica generalmente unilateral e homolateral al lado parético y puede estar localizada desde los receptores laberínticos hasta la raíz de entrada del nervio vestibular en el tronco cerebral, aunque cuando es completa o casi completa se asocia más a menudo a lesiones del nervio que a lesiones laberínticas. Si la paresia se asocia a síntomas o signos del tronco cerebral suele indicar que existe alguna lesión del SNC que afecta a la raíz de entrada del nervio vestibular en el tronco cerebral, relacionada frecuentemente a esclerosis múltiple, infartos laterales del tronco cerebral o gliomas

infiltrantes <sup>(104, 268, 294)</sup>.

También en otras ocasiones, por ejemplo en la fase inicial de la enfermedad de Ménière, se observan estados irritativos donde un laberinto es hiperfuncionante con respecto al contralateral, debiéndose considerar la paresia hacia un lado como una hiperreactividad del lado contrario <sup>(117)</sup>. Una de las premisas asociadas a la fórmula del VLG y que a veces limita su uso <sup>(285)</sup> es la integridad absoluta de uno de los vestíbulos. Si la vestibulopatía es bilateral, como suele ocurrir en la ototoxicidad <sup>(285)</sup> el VLG puede ser perfectamente normal. Lo mismo sucede en ciertos procesos centrales (lesiones cerebelosas) donde la respuesta calórica aumenta o disminuye de forma bilateral <sup>(295)</sup>. También se ha propuesto que las enfermedades confinadas fuera del CSH, es decir que afectan a los otros dos conductos semicirculares, utrículo o sáculo, pueden no producir ninguna alteración calórica <sup>(117)</sup>.

Cuando se obtiene un VDG mayor que los límites de normalidad propuestos se habla de preponderancia direccional del nistagmo e indica que las respuestas nistágmicas en una dirección son más intensas que en la dirección opuesta <sup>(289)</sup>, siendo izquierda si su signo es positivo (esto es que el nistagmo con el componente lento a la izquierda es el de mayor respuesta) o derecha si es negativo. Fitzgerald y Hallpike <sup>(122)</sup> la correlacionaban con tumores del lóbulo temporal y fue precisamente para medirla por lo que desarrollaron la prueba calórica bitermal aunque, como ha dejado escrito Hart <sup>(117)</sup>, “en la práctica clínica diaria los tumores temporales son raros y la preponderancia direccional es frecuente”.

Su efecto neto consiste en el aumento o la disminución de la intensidad de la respuesta calórica individual absoluta y la manera de anularlo es la realización de la prueba calórica bilateral y bitermal (irrigación de ambos oídos con frío y calor), es decir la provocación y el cálculo promediado de las respuestas nistágmicas de dirección

opuesta<sup>(117, 297)</sup>.

La preponderancia direccional se considera consecuencia de un desequilibrio o asimetría en el sistema vestibular<sup>(104, 298)</sup> y se asocia con frecuencia a la presencia de un nistagmo espontáneo<sup>(104, 115, 289, 299)</sup>. Si éste existe su efecto es sumar la intensidad de la velocidad máxima de su componente lento a la del nistagmo calórico de su misma dirección y restarla a la del nistagmo calórico de dirección opuesta, por lo que Coats<sup>(289)</sup> ha propuesto un valor corregido de la preponderancia direccional igual a la observada menos cuatro veces el nistagmo espontáneo.

La existencia de nistagmos espontáneos en la población general es conocida en la literatura, alcanzando en series de sujetos normales valores que abarcan desde el 20 al 35 %<sup>(131, 289, 300, 301)</sup>. En nuestra serie, al contrario que en la práctica clínica, no hemos explorado este tipo de nistagmo, por lo que no podemos valorar su influencia exacta en los resultados. Sin embargo encontramos, coincidiendo con Sills y cols.<sup>(115)</sup>, que el VDG muestra una mayor variabilidad que el VLG (46,95 frente a 37,13), hecho considerado tradicionalmente como la expresión de nistagmos espontáneos débiles o latentes<sup>(115, 289)</sup>. La dominancia cerebral, no investigada en nuestro caso, ha podido tener influencia en el VDG. Westhofen<sup>(236)</sup> informó que en una serie de 40 voluntarios zurdos sin patología era frecuente la preponderancia direccional izquierda con nistagmo espontáneo homolateral, sin embargo sus resultados se contradicen con trabajos previos<sup>(235)</sup>.

La utilidad clínica del VDG es más controvertida<sup>(104, 115, 117, 122, 139)</sup>. Si es anormal no se le suele dar valor localizador pudiendo ocurrir tanto en lesiones centrales como periféricas<sup>(289)</sup>. En las lesiones vestibulares periféricas agudas, la presencia de un nistagmo espontáneo asociado (que suele tener su fase rápida hacia el lado sano) suele producir datos de paresia vestibular de un laberinto con preponderancia direccional

hacia el lado contralateral (que es el sano o el mismo de su fase rápida) <sup>(302)</sup>. Se ha sugerido que cuando ocurre lo contrario, es decir, cuando la paresia laberíntica coincide con la preponderancia direccional del nistagmo es más probable que se relacione con procesos centrales <sup>(117)</sup>. Sin embargo el poder diagnóstico de la dirección del VDG se difumina en las lesiones periféricas de larga evolución <sup>(302)</sup>.

Hemos recogido los valores de otros tres parámetros calculados automáticamente por nuestro ENG computerizado (VM1, F y NN) y calculado los valores de paresia vestibular y preponderancia direccional para emplearlos en el estudio de correlación ENG-CCG. Debido a que, a pesar de ser utilizados en menor o mayor medida como métodos de evaluación de la respuesta calórica, no son los universalmente aceptados discutiremos sus resultados de una forma más somera mediante comparación con los de VMAX, pudiendo ser en general válidos muchos de los razonamientos empleados previamente.

Respecto a VM1 se observa que presentó valores menores que VMAX (-2,2 %/s de media) y una menor DS. Su CV ha sido menor (44% frente a 64 %) lo que refleja una variabilidad más pequeña. Estos resultados son previsibles para un parámetro que refleja el promedio de los valores de la velocidad angular del componente lento a lo largo de los 160 segundos de registro frente a otra que sólo mide sus valores más altos. No es novedad para el usuario habitual de programas informáticos de cálculo matemático el concepto de que “además de utilizarlos hay que interpretarlos”, es decir, se debe saber elegir los datos útiles o de valor en cada estudio. El programa informático de nuestro aparato de ENG realiza automáticamente sus cálculos utilizando algoritmos desarrollados hace años por el grupo de investigación de Baloh y Honrubia <sup>(303, 304)</sup> y su salida transcribe VMAX y VM1 tanto en las pruebas calóricas como en las optocinéticas. En la práctica clínica y para la interpretación de estas pruebas parece más

apropiado utilizar VM1 en el test optocinético para compararla con la velocidad del estímulo y así evaluar la ganancia de respuesta; por el contrario en el calórico se suele utilizar VMAX para hallar los valores de paresia vestibular y preponderancia direccional<sup>(104, 109)</sup>.

F ha presentado una variabilidad ligeramente mayor que VMAX (coeficiente de variación 68 % frente a 64 %). Claussen y cols.<sup>(142)</sup> han defendido que la frecuencia nistágmica central o frecuencia en la fase de culminación presenta una menor dispersión que la velocidad máxima del componente lento, por lo que se ha propuesto su utilización como parámetro clave para realizar valoraciones topodiagnósticas en los pacientes con vértigo mediante el método de la mariposa<sup>(118, 137, 142)</sup>. Como ya se ha citado no es el parecer de la mayoría de los autores: Fischer<sup>(305)</sup>, Jongkees y cols.<sup>(139)</sup> y Miskolczy-Fodor<sup>(269)</sup>, entre otros, afirmaron que la frecuencia varía de una forma más aleatoria y los trabajos de Baloh, Sills y Honrubia aunque han informado un menor coeficiente de variación para este parámetro en poblaciones normales<sup>(115)</sup> observaron que era mayor en poblaciones de pacientes con lesiones vestibulares<sup>(268)</sup>. Su uso se promocionó en los tiempos de la ENG no computerizada porque era una buena estimación de la intensidad de respuesta y más fácil y rápida de conseguir que la velocidad del componente lento, aunque menos sensible<sup>(117, 118)</sup>. En la actualidad se ha propuesto<sup>(114)</sup> su utilización, cuando no se posee ENG, en combinación con la duración del nistagmo en el test calórico con gafas de Frenzel.

NN ha sido el parámetro con mayor variabilidad (coeficiente de variación = 88 %) en nuestra serie. Aunque clásicamente se considera una forma válida, fácil y rápida para medir la magnitud del nistagmo inducido<sup>(118, 306, 307)</sup> se suele preferir el cálculo de la frecuencia máxima<sup>(118, 137)</sup>.

La utilización de las fórmulas de Jongkees, utilizando los diferentes cuatro

parámetros ha dado resultados de difícil interpretación. Se ha repetido la asimetría con predominancia vestibular derecha y preponderancia direccional izquierda en todos los parámetros excepto cuando utilizamos el número de nistagmos donde la preponderancia direccional media fue derecha. La segmentación de la muestra en sujetos “normales” y “anormales” según las diferentes variables ha sido heterogénea. Es destacable que analizando los resultados en orden creciente según el valor porcentual de voluntarios “anormales” VMAX siempre ha obtenido la segunda posición, siendo F la primera para el VLG y la VM1 la primera para el VDG, lo que sugiere una mayor robustez de VMAX si consideramos en conjunto las dos fórmulas. NN siempre ha sido la que mayor porcentaje de sujetos “anormales” ha dado. El hecho de aplicar el criterio de normalidad de Baloh y Honrubia <sup>(104)</sup>, propuesto para el VLG y VDG de VMAX, a los otros tres parámetros ha podido introducir un sesgo adicional. Como en el caso de VMAX los límites de normalidad propuestos para la frecuencia máxima son variables y pueden ir del 10 % al 14% <sup>(114, 308)</sup>. Sin embargo no creemos que este punto haya sido fundamental en búsqueda de nuestro objetivo.

## **2.2.- COMPARACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS DE LA CCG ESTÁTICA EN CONDICIONES BASALES Y TRAS ESTIMULACIÓN CALORICA.**

En nuestros voluntarios el estímulo calórico con aire ha provocado el registro CCG de huellas luminosas mayores que las obtenidas en condiciones basales, lo que se tradujo en un aumento significativo (T-Student para muestras relacionadas) de OL ( $p < 0,01$ ) y de OAP ( $p < 0,01$ ), aunque no tuvo influencia sobre AT ( $p = 0,51$ ).

Este hallazgo es congruente con los conceptos clásicos de fisiología del sistema vestibular expuestos por Flourens (1842)<sup>(1)</sup> o Ewald (1892)<sup>(2)</sup>. La idealización del RVE, asimilándolo al RVO, como un arco reflejo de tres neuronas formado por una neurona aferente primaria que parte de los receptores vestibulares, una neurona vestibular secundaria localizada en los núcleos vestibulares y una neurona eefectora que actúa sobre la musculatura del cuello, tronco y extremidades<sup>(38)</sup>, hace posible que la estimulación homolateral de un receptor periférico (principalmente el CSH) con estimulación calórica (corrientes convectivas ampulípetas con calor y ampulífugas con el frío y el respectivo aumento o disminución de la frecuencia de descarga neuronal) haya podido producir un reflejo responsable de las desviaciones corporales registradas.

Este criterio se ha traducido en algunos conceptos clínicos. Siguiendo a Brandt<sup>(53)</sup> el síndrome vertiginoso, producido por un conflicto sensori-motor, se caracteriza por una combinación de fenómenos que abarcan manifestaciones perceptivas (vértigo y desorientación), oculares motoras (desviaciones oculares y nistagmos), autonómicas

(náuseas, vómitos, ansiedad, ...) y posturales (ataxia, inestabilidad y caídas). Se ha propuesto <sup>(53, 160)</sup> que estas últimas se producen por una activación mono- o polisináptica inapropiada del RVE, a diferencia de las otras provocadas por desequilibrios en la orientación espacial cortical (vértigo), en el RVO (nistagmo), o en las vías vestibulo-autonómicas (náusea).

Desde el punto de vista experimental se han utilizado múltiples métodos de estimulación vestibular entre los que destacan las pruebas calóricas, las rotacionales y las galvánicas. No obstante la mayoría de los investigadores han puesto un mayor énfasis en el estudio del nistagmo provocado (RVO) que a otras reacciones inducidas como las posturales <sup>(309)</sup>. Peitersen <sup>(63)</sup> ha estructurado estas últimas según el segmento corporal donde se observa el movimiento en: de la cabeza y el cuello, de las extremidades superiores, del tronco y de las extremidades inferiores.

En las pruebas calóricas el estímulo fundamental es la temperatura permitiendo la excitación principalmente del CSH de cada laberinto. Aunque el estudio sistemático y exhaustivo de sus resultados fue realizado por Bárány (1906) <sup>(3)</sup>, hace dos siglos Brown-Séquard (1860) <sup>(310)</sup>, Hensen y Schmidekam (1868) <sup>(311)</sup> y Toynbee (1869) <sup>(312)</sup> dejaron constancia escrita de que la irrigación con agua fría o caliente producía vértigo y alteraciones de la marcha. En la tabla 62 enumeramos otros autores que han objetivado movimientos corporales en el hombre tras estimulación calórica.

En las pruebas rotatorias el estímulo es el giro y las más frecuentemente utilizadas evalúan específicamente la función de los CSHs <sup>(146)</sup>. Aunque permiten un control más exacto del estímulo que las calóricas la estimulación laberíntica es bilateral. Los autores que han informado desviaciones posturales en humanos tras estimulación rotatoria se exponen en la tabla 63.

CABEZA Y CUELLO		Baldenweck (1912) <sup>(313)</sup> , Kragh (1922) <sup>(314)</sup> , Henriksson y cols. (1962) <sup>(147, 315)</sup> y Dolowitz y cols (1962) <sup>(316)</sup> .
EXTREMIDADES SUPERIORES		Bárány y Wittmaack (1911) <sup>(317)</sup> , Güttich (1914) <sup>(318)</sup> , Thornval (1917) <sup>(319)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> , Fukuda (1959) <sup>(320)</sup> .
TRONCO		Baldenweck (1912) <sup>(313)</sup> .
EXTREMIDADES INFERIORES	ROMBERG	Bárány (1906) <sup>(3)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> , Uchtyil (1962) <sup>(321)</sup> , Kanaya y cols. (1986) <sup>(322)</sup> , Hadj-Djilani (1988) <sup>(323)</sup> .
	UNTERBERGER	Unterberger (1938) <sup>(221)</sup> , Hirsch (1940) <sup>(324)</sup> , Peitersen (1963) <sup>(309)</sup> .
	MARCHA EN ESTRELLA	Wodak (1953) <sup>(325)</sup> .

**Tabla 62: Autores que han informado desviaciones corporales tras estimulación calórica según la clasificación de Peitersen<sup>(63)</sup>.**

CABEZA Y CUELLO		Bárány (1906) <sup>(3)</sup> , Mygind (1919) <sup>(326)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> .
EXTREMIDADES SUPERIORES		Thornval (1917) <sup>(319)</sup> , Stoll y Meyer-Schwickerath (1990) <sup>(327)</sup> .
TRONCO		Kragh (1924) <sup>(328)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> , Torok y Khan (1960) <sup>(329)</sup> .
EXTREMIDADES INFERIORES	ROMBERG	Breuer (1874) <sup>(17)</sup> , Bárány (1910) <sup>(155)</sup> .
	UNTERBERGER	Hirsch (1940) <sup>(324)</sup> , Fukuda (1959) <sup>(222)</sup> , Peitersen y Zilstorff-Pedersen (1963) <sup>(330)</sup> .

**Tabla 63: Autores que han informado desviaciones corporales tras estimulación rotatoria según la clasificación de Peitersen<sup>(63)</sup>.**

La estimulación galvánica del trago o de la mastoides ha sido utilizada desde Bárány<sup>(3)</sup> como prueba de estimulación vestibular aunque su uso rutinario en la clínica se ha limitado por el dolor asociado al paso de la corriente eléctrica<sup>(331)</sup>. Si la estimulación es bipolar y binaural su efecto es la provocación de un nistagmo de dirección hacia el cátodo y una desviación corporal hacia el ánodo<sup>(332)</sup>. La estimulación en este caso es unilateral pero de todos los receptores periféricos vestibulares (conductos semicirculares y otolitos) y del nervio vestibular<sup>(333, 334)</sup> produciendo una variación de la frecuencia de descarga de todas las fibras vestibulares periféricas aferentes<sup>(335)</sup>. En las últimas décadas se utilizan intensidades más pequeñas (más confortables para el explorado) que producen sólo desviaciones corporales sin nistagmo midiéndose mediante posturografía (*galvanic body sway test*)<sup>(331, 333, 335-345)</sup>. Algunos trabajos donde se estudian las desviaciones corporales tras estímulo galvánico se exponen en la tabla 64.

EXTREMIDADES SUPERIORES		Thornval (1917) <sup>(319)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> .
EXTREMIDADES INFERIORES	ROMBERG	Bárány (1906) <sup>(3)</sup> , Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> , Hennebert (1950) <sup>(346)</sup> , Peitersen y Zilstorff-Pedersen (1963) <sup>(347)</sup> , Njiokiktjien y Folkerts (1971) <sup>(344)</sup> , Coats (1972) <sup>(345)</sup> , Hlavacka y Njiokiktjien (1985) <sup>(343)</sup> , Ito y cols. (1989) <sup>(336)</sup> , Watanabe y cols. (1993) <sup>(339)</sup> , Petersen y cols. (1994) <sup>(333)</sup> , Pavlik y cols. (1999) <sup>(335)</sup> , Fransson y cols. (2000) <sup>(337)</sup>
	UNTERBERGER	Hirsch (1940) <sup>(324)</sup>
	MARCHA EN ESTRELLA	Babinski y Weill (1913) <sup>(224)</sup> , Hennebert (1950) <sup>(346)</sup>

**Tabla 64: Autores que han informado desviaciones corporales tras estimulación galvánica según la clasificación de Peitersen<sup>(63)</sup>.**

Queremos destacar que, desgraciadamente, tras una extensa búsqueda bibliográfica no hemos encontrado ningún trabajo que utilizase la CCG para demostrar desviaciones corporales tras estimulación vestibular no fisiológica aunque, no obstante, en nuestro caso creemos que se ha revelado como un buen método para cuantificarlas en su forma estática.

De forma general se suele considerar a la prueba de Romberg (a pesar de que Peitersen <sup>(63)</sup> desde un punto de vista muy focalizado la encuadra dentro de las maniobras que objetivan RVEs en las extremidades inferiores tras la estimulación vestibular) como la pieza clave en el estudio del control postural estático del hombre en bipedestación <sup>(348)</sup>. Éste es un “estado de equilibrio inestable” <sup>(205)</sup> de fuerzas musculares que resulta en una oscilación en sentido lateral y anteroposterior <sup>(63)</sup> y que depende de la integridad funcional de los tres principales sistemas sensoriales involucrados <sup>(348)</sup>. Allum y Keshner <sup>(97)</sup> han resumido este complejo mecanismo como un péndulo invertido (el cuerpo entero) que debe ser controlado utilizando un acelerómetro en su punta (la cabeza). Durante la postura erecta el centro de gravedad corporal debe proyectarse dentro de los bordes de los pies (la base de sustentación) y además la cabeza debe permanecer estable permitiendo por ejemplo la fijación de la mirada <sup>(16, 52, 349)</sup>.

En la literatura han existido autores que han medido el movimiento de la cabeza mediante acelerómetros <sup>(350, 351)</sup>, diodos emisores de ultrasonidos <sup>(352)</sup>, potenciómetros <sup>(353)</sup> o, como Claussen, con el registro de haces luminosos <sup>(349, 354, 355, 356)</sup>, siendo precursores en el uso del método fotográfico Goldberg (1943) <sup>(357)</sup>, Orma (1957) <sup>(358)</sup> o Jarrige (1968) <sup>(359)</sup>. Pero también, facilitado en gran medida por la popularidad creciente del método posturográfico, existe otro grupo numeroso de autores <sup>(205, 206, 208, 209, 218, 243, 258, 360-362)</sup> que registran el movimiento del centro de presión de los pies sobre

plataformas medidoras de fuerzas.

Entonces, ¿cuál es la forma más adecuada para la cuantificación del movimiento corporal en el Romberg?. Por un lado el centro de presión podálico no es idéntico al centro de gravedad corporal <sup>(353, 361, 363)</sup>: el movimiento del primero se ve influido por el de la aceleración inercial relacionada con movimientos de la masa inerte corporal y por cambios en la configuración de las partes del cuerpo <sup>(223)</sup> y además su amplitud suele ser mayor especialmente a grandes frecuencias de oscilación <sup>(364)</sup>. Por otro el movimiento cefálico es más pequeño y más lento (especialmente con los ojos cerrados) que el del centro de presión <sup>(354)</sup>. No obstante se ha encontrado <sup>(349)</sup> en sujetos normales una correlación positiva y significativa entre la longitud, el área, la velocidad en cada dirección, la frecuencia en rangos menores de 1 Hz, el cociente de Romberg (oscilación con ojos cerrados / oscilación ojos abiertos) y la razón Y / X con ojos cerrados (oscilación anteroposterior / oscilación lateral) de ambos movimientos, por lo que sus resultados debieran ser intercambiables. Por ello mediante la CCG, aunque registramos sólo la desviación cefálica y de los hombros, podemos conocer el movimiento de todo el cuerpo (actuando como péndulo invertido). Sin intención de profundizar en este aspecto, existen modelos <sup>(349, 365)</sup> que consideran el movimiento de este péndulo como una unidad (modelo *single-link*) o como un sistema articulado (modelo *multilink*). En nuestro caso nuestros resultados se intentarán discutir desde las dos ópticas, una más unitaria y otra segmentaria.

Hemos encontrado varias limitaciones de la CCG frente a la posturografía en la valoración de la prueba de Romberg estimulada calóricamente. Mediante la primera no podemos realizar un análisis de la variación en el tiempo de la respuesta. Por otro lado se ha propuesto <sup>(322)</sup>, trasladando conceptos del efecto sobre el equilibrio postural de los déficits vestibulares unilaterales, que en el resultado de la estimulación calórica sobre el

Romberg se pueden diferenciar dos partes: un cambio estático lento de la posición (“desviación corporal”) y un aumento de la amplitud de las oscilaciones rápidas dinámicas de la postura (“oscilación corporal”). La CCG no es apta para distinguir estos dos tipos de movimientos aunque desconocemos la verdadera influencia de esta apreciación. Creemos entonces que la validez del método CCG se debe principalmente a su relación coste/beneficio.

Como nosotros, tras estimulación calórica, todos los autores expuestos en la tabla 62 han objetivado movimientos en el sentido lateral y Kanaya y cols.<sup>(322)</sup> y Hadj-Djilani<sup>(323)</sup> mediante posturografía han informado movimientos anteroposteriores.

Consideraremos en esta parte de la discusión principalmente el trabajo de Hadj-Djilani<sup>(323)</sup> al ser el único relativamente reciente y bien documentado que ha utilizado pruebas calóricas binaurales y bitermales, aunque las comparaciones directas con nuestros resultados deben ser relativizadas porque además del método de registro existen otras diferencias. La primera es el método de estímulo empleado: Hadj-Djilani<sup>(323)</sup> utilizó el agua con temperaturas de 22 y 44 °C y un tiempo de estimulación de 20 segundos. Otra es la posición de la cabeza de los explorados: mientras que en nuestro caso ha estado retroflexionada aproximadamente 60 ° para conseguir la posición óptima del CSH, Hadj-Djilani<sup>(323)</sup> puso al sujeto con la cabeza en posición neutra. Pero ¿cuál ha sido la verdadera influencia de este cambio de postura cefálica?

Clásicamente se propugna que la caída en el Romberg realizado a pacientes con patología vestibular periférica cambia con la posición de la cabeza<sup>(21)</sup>. Desde la clínica sabemos la relación frecuente entre síntomas de vértigo y desequilibrio y la extensión cefálica, por ejemplo en el caso de personas de edad cuando van a coger algo de una altura<sup>(366)</sup>. La inestabilidad por hiperextensión puede ser demostrada fácilmente comparando el equilibrio sobre un pie con los ojos cerrados y la cabeza extendida contra

el conseguido con la cabeza en una posición normal<sup>(367)</sup>. La retroflexión de la cabeza ha sido utilizada<sup>(368-370)</sup> para aumentar la sensibilidad de la posturografía aunque sus resultados no han sido definitivos<sup>(173, 193)</sup>. Brandt y cols.<sup>(371)</sup> propusieron que la oscilación corporal sólo aumenta cuando eliminamos o reducimos otras informaciones sensoriales no vestibulares por ejemplo con los ojos cerrados y los pies sobre gomaespuma, aunque Norré<sup>(372)</sup> no encontró diferencias entre los resultados con gomaespuma y la plataforma estable y Jackson y cols.<sup>(368)</sup> sólo la informaron en pacientes mayores de 50 años. Su influencia sobre la oscilación ha sido achacada a factores de cambio de posición otolíticos o de los propioceptores del cuello<sup>(371-373)</sup>. En nuestra serie se puede apreciar que aun estando dentro de los límites de la normalidad, en la prueba sin estimulación (que también ha sido realizada con la cabeza retroflexionada) los valores medios de oscilación son superiores a los resultados en el grupo A.

En su serie sobre 40 personas sin patología relacionada Hadj-Djilani<sup>(323)</sup> encontró un aumento significativo de las áreas de oscilación así como de la longitud del vector principal de movimiento cuando las comparó con los test basales (Romberg con ojos cerrados). Informó mayores desviaciones con el frío que con el calor aunque creemos que pudo ser debido a la utilización de un mayor gradiente térmico respecto a la temperatura corporal en el estímulo frío frente al caliente (-19° frente a +7°C). Otros autores<sup>(315)</sup> utilizando agua a 30 y 44°C no encontraron diferencias utilizando cualquiera de los dos estímulos, coincidiendo con lo que nosotros hemos informado. Podemos observar en la figura 63 que en nuestro caso el efecto calórico ha sido mayor sobre el parámetro OL que sobre OAP, lo cual no se demuestra en el trabajo de Hadj-Djilani<sup>(323)</sup>, siendo quizá evidencia del efecto de la diferente posición cefálica.

Hemos encontrado que AT no ha variado significativamente tras la estimulación

aunque en nuestra serie ha sido más negativo (giro o a la derecha) con las estimulaciones OIAC y ODAF y más positivo (giro a la izquierda) con ODAC y OIAF. La discusión de este parámetro es, si cabe, más compleja que la de los dos anteriores. A diferencia de éstos no encontramos en la literatura ningún dato comparable y además es el que Claussen <sup>(142)</sup> menos relaciona con el sistema vestibular dándole valor diagnóstico en patologías extrapiramidales. Aunque es el único parámetro CCG que evalúa la posición cefálica en el plano *yaw*, pudiendo no tener influencia en su valor otras modificaciones cefálicas (*roll* o *pitch*), lo hace desde un punto de vista estático siendo muy difícil apreciar patrones dinámicos de movimiento. El plano en *yaw* se ha relacionado con la estimulación de los CSHs en el RVO tanto en el ámbito fisiológico-experimental (segunda ley de Ewald <sup>(2)</sup>, pruebas rotatorias) como en el patológico (por ejemplo en el infrecuente vértigo posicional paroxístico benigno horizontal <sup>(374)</sup>), estando basadas en esa relación las pruebas de Halmagyi <sup>(99)</sup> o de agitación cefálica <sup>(101)</sup>.

Por otro lado este plano también se relaciona <sup>(89, 90)</sup> con una acción del RVC que es sinérgica a la del RVO. Sin embargo el SNC del animal en alerta utiliza otros reflejos para producir respuestas motoras en busca de la estabilización de la cabeza. El cuello y su intrincada musculatura son la pieza clave para conseguir la postura cefálica adecuada para la fijación de la mirada ante cualquier movimiento y son el origen o el final del RVC y de los confusos reflejos cervicales. Aunque se profundizará más adelante en otro apartado de esta discusión, la interacción entre ellos ha obtenido resultados contradictorios <sup>(375)</sup>. Sirva de ejemplo decir que aunque se han demostrado modulaciones en las fibras cervicales aferentes tras estimulación de los CSHs <sup>(87, 92, 376)</sup> y que los trabajos clásicos con animales descerebrados <sup>(65, 66)</sup> y otros sobre monos en alerta <sup>(377, 378)</sup> indican un mayor influjo laberíntico sobre el cuello, experimentos en humanos <sup>(97)</sup> no han podido documentar la influencia del RVC sobre los músculos del

cuello. Nuestro trabajo parece, en todo caso, apoyar esta última propuesta siendo quizá la preponderancia de los reflejos cervicales la que ha impedido el registro de ángulos de rotación mayores.

Por todo lo dicho nuestros resultados parecen indicar que el estímulo calórico bitermal utilizado habitualmente en la clínica es capaz de producir, además del nistagmo, movimientos corporales, y que éstos son fácilmente registrables mediante el método craneocorpográfico, lo que confirmaría nuestras dos primeras hipótesis de trabajo iniciales (página 4).

Además, atendiendo a los conceptos clásicos de fisiología del sistema vestibular expuestos por Flourens (1842)<sup>(1)</sup> o Ewald (1892)<sup>(2)</sup> podemos suponer que estas desviaciones tienen un origen vestibular y por tanto, según la definición de Peitersen<sup>(63)</sup>, pueden ser RVEs.

## **2.3.- RELACIÓN ENTRE LOS RESULTADOS ENG Y CCG ESTÁTICA TRAS ESTIMULACIÓN CALÓRICA**

### **2.3.1.- Punto de vista cualitativo: Relación direccional**

Nuestros estudios han sido realizados premeditadamente con dos aparatos ampliamente comercializados y que son utilizados con asiduidad en nuestra clínica para el estudio de los pacientes vertiginosos. Sin embargo el grado de desarrollo y complejidad de ambas pruebas es muy diferente teniendo consecuencias prácticas a la hora de identificar la direccionalidad de las respuestas de los voluntarios. Mientras que en la ENG computerizada el reconocimiento de la dirección del nistagmo es fácil gracias a unas convenciones ampliamente aceptadas<sup>(110)</sup>, no ocurre así para la CCG y la direccionalidad de la desviación corporal.

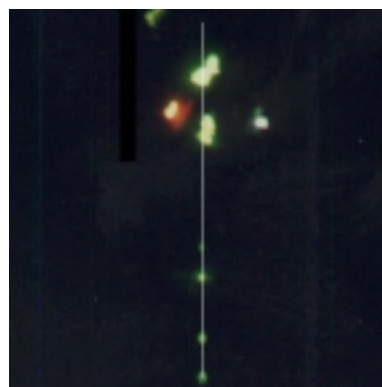
En esta técnica el objeto de estudio es simplemente una huella de forma variable producida en la película fotográfica por la exposición a la luz del piloto cefálico anterior durante el tiempo de realización del test. Hemos buscado en la literatura algún método craneocorpográfico de estudio de la direccionalidad del Romberg siendo el resultado infructuoso. Es por lo que decidimos proponer uno propio de cinco patrones que permitiese conocer, de una manera muy sencilla y según la morfología de la huella luminosa (página 117), la desviación corporal del sujeto.

Según las condiciones de nuestro experimento los patrones cualitativos han sido

diferentes, preponderando el cuadrático en la situación basal y los oblicuos en las estimuladas y creemos que esto es un reflejo del influjo direccional del estímulo calórico sobre la postura estática corporal, del mismo modo que los hemos comprobado sobre el nistagmo en el canal horizontal.

El sistema de patrones tiene la limitación de que, exceptuando el cuadrático, cada uno puede ser el resultado de dos movimientos diferentes e inversos. Por ejemplo, el patrón oblicuo I puede reflejar bien una traslación hacia delante y a la izquierda o bien hacia atrás y a la derecha. Existe un método más laborioso y preciso que confirma la verdadera direccionalidad del movimiento y que consiste en colocar cuidadosamente al sujeto al principio de la exploración haciendo que los pilotos cefálicos estén situados sobre la prolongación imaginaria del vástago de sujeción de la cámara y manteniendo los hombros perpendiculares a aquél; en la fotografía se traza una línea recta que une los pilotos de referencia y se prolonga hasta contactar con la huella luminosa cefálica anterior, siendo considerado el punto de corte como de inicio del movimiento (se puede ver un ejemplo en la figura 89). Este sistema nos ha permitido, en una buena parte de los casos, conocer el verdadero movimiento realizado en cada una de las estimulaciones.

Sin embargo en otro número considerable de ocasiones (44 casos, 22 %) no hemos podido realizar dicha detección porque la línea de referencia pasó por el centro de la huella luminosa. Creemos que, debido a la complejidad técnica de la prueba simultánea, éstos han podido deberse a una alineación defectuosa e inesperada de la cabeza con el vástago de referencia más que a oscilaciones corporales de baja frecuencia que abarcasen los dos movimientos inversos.



**Figura 89: Patrón oblicuo I que refleja movimiento arriba y a la izquierda**

Hemos comprobado que los patrones oblicuos de cada estimulación han estado relacionados predominantemente con uno de los dos posibles movimientos. En el caso del patrón oblicuo II de la condición ODAC reflejó en su mayoría movimientos hacia delante y a la derecha (19/22; 86,4 %), el patrón oblicuo I en OIAC hacia atrás y a la derecha (13/18; 72, 2 %), el oblicuo I en OIAF hacia delante y a la izquierda (23/27; 85,2 %) y el oblicuo II en ODAF hacia delante y a la derecha (19/23; 82,6 %).

	NISTAGMO	DESVIACIÓN CORPORAL
ODAC	DERECHA	ATRÁS IZQUIERDA
OIAC	IZQUIERDA	ATRÁS DERECHA
OIAF	DERECHA	DELANTE IZQUIERDA
ODAF	IZQUIERDA	DELANTE DERECHA

**Tabla 65: Dirección de la fase rápida del nistagmo y de la desviación corporal en los planos transversal y sagital tras las diferentes estimulaciones calóricas.**

Es por lo que creemos que podemos afirmar que en nuestra serie el estímulo calórico ha producido desviaciones corporales (registradas mediante CCG estática) laterales y anteroposteriores. En el plano transversal ha sido de dirección opuesta a la fase rápida del nistagmo (registrado mediante ENG) y en el plano sagital ha sido anterior para las estimulaciones con aire frío y posterior para las estimulaciones con aire caliente (tabla 65).

La direccionalidad inversa del nistagmo y de la desviación corporal lateral no es un hallazgo novedoso porque todos los autores citados en la tabla 62 mediante estimulación calórica han observado lo mismo.

En cuanto a la prueba de Romberg fue de nuevo Bárány (1906) <sup>(3)</sup> el primero que, en una parte menos conocida de su trabajo *Untersuchungen über den vom Vestibularapparat des Ohres reflektorisch ausgelösten rhythmischen Nystagmus und*

*seine Blegeiterscheinungen*, informó sobre la tendencia a la caída hacia el oído estimulado cuando estimulaba con agua fría y sobre la inclinación hacia el oído no estimulado cuando lo hacía con agua caliente. Propuso que estas reacciones ocurrían por la estimulación del CSH ya que cuando movía la cabeza hacia posiciones no óptimas la dirección de aquellas bien se veían alteradas o bien eran suprimidas. Estos resultados fueron confirmados por Fischer y Wodak (1924) <sup>(234)</sup> observando que incluso diferencias térmicas de sólo 0,1° C respecto a la temperatura corporal eran suficientes para registrar reacciones tónicas aunque a medida que aumentaba el gradiente térmico éstas iban perdiendo su direccionalidad adquiriendo un carácter más fortuito y perdiendo su valor fisiológico, siendo quizá ésta una de las causas del olvido histórico de las pruebas vestibuloespinales <sup>(145, 223)</sup>. Uchtyl (1962) <sup>(321)</sup>, utilizando las variaciones del campo magnético producidas por el movimiento entre dos electrodos con forma de plato y más recientemente Kanaya y cols. (1986) <sup>(322)</sup> y Hadj-Djilani (1988) <sup>(323)</sup>, mediante posturografía, demostraron de manera objetiva el desplazamiento direccional en el plano transversal propuesto por los primeros.

Pero desde un punto de vista segmentario también existen evidencias de esta direccionalidad inversa ante el estímulo calórico. Inclinaciones cefálicas en sentido contrario al nistagmo fueron demostradas a principios de siglo por Baldenweck (1912) <sup>(313)</sup> y Kragh (1922) <sup>(314)</sup> las cuales desaparecían en la posición pésima de Brünings. Los fundamentales trabajos de Henriksson y cols. (1962) <sup>(147, 315)</sup>, utilizando la medida del cambio de presión ejercida por la cabeza sobre dos balones neumáticos colocados debajo de ésta, confirmaron objetivamente estos mismos movimientos. Reacciones de direccionalidad similar han sido informadas en las extremidades superiores por Gütlich (1914) <sup>(318)</sup> y Thornval (1917) <sup>(319)</sup> utilizando la prueba de los brazos extendidos y por Fukuda (1959) <sup>(320)</sup> con el test de escritura vertical. En el tronco fue demostrada por

Baldenweck (1912)<sup>(313)</sup> con pruebas en posición sedente.

Las pruebas de motilidad dinámica también se ven afectadas por el estímulo calórico guardando la dirección contraria al nistagmo. Wodak (1953)<sup>(325)</sup> lo demostró utilizando la prueba de marcha en estrella de Babinski-Weil aunque sólo cuando se caminaba a velocidades lentas. Tanto Unterberger (1938)<sup>(221)</sup> en el *Tretversuch* como Hirsch (1940)<sup>(324)</sup> en su *waltzing test* encontraron giros sobre el eje axial irrigando con agua fría aunque dependiendo de la sensibilidad individual de cada sujeto. En un estudio más sistematizado Peitersen (1963)<sup>(309)</sup> intentó confirmar la direccionalidad de la rotación con estímulos calóricos a diferentes temperaturas por encima y por debajo de la corporal observándola sólo cuando el gradiente térmico no era muy fuerte, apareciendo a partir de los 33 ó 41°C una reacción de inestabilidad creciente que convertía al sentido de la rotación en un hecho fortuito (coincidiendo con las apreciaciones de Fischer y Wodak<sup>(234)</sup>). Sin embargo observó que la tendencia la caída fue siempre en la dirección del componente lento del nistagmo independientemente de la fuerza del estímulo.

Como previamente han considerado Henriksson y cols.<sup>(315)</sup> la posibilidad de que los desplazamientos registrados sean un simple reflejo de movimientos protectores del explorado puede ser rechazada. Si fuese así los movimientos serían siempre en dirección contraria al oído estimulado y en nuestro caso han variado su dirección dependiendo de la temperatura según el oído estimulado. Hemos intentado minimizar la influencia de dichos movimientos comenzando el registro CCG cinco segundos después de comenzada la estimulación. En todo caso el verdadero movimiento calóricamente inducido sería el resultado de sumar (en las estimulaciones con aire frío) o restar (en las estimulaciones con aire caliente) el movimiento protector al registrado en la CCG.

Pero también existen conceptos clínicos que apoyan la desviación propuesta.

Clásicamente se le ha dado valor diagnóstico a la desviación corporal y a su dirección en los pacientes otoneuróticos y es precisamente por esto por lo que seguimos utilizando la prueba de Romberg. El origen de dicha prueba fueron las observaciones de Romberg (1846) <sup>(379)</sup> que estableció que los pacientes con pérdida de la información propioceptiva por tabes dorsal eran incapaces de mantenerse de pie con los ojos cerrados y los pies juntos. Más tarde Bárány (1910) <sup>(155)</sup> la empezó a utilizar en el campo de la Otoneurología describiendo que sujetos con lesiones laberínticas agudas y unilaterales caían hacia el lado de la lesión. Su baja sensibilidad en lesiones menores y crónicas produjo la introducción de formas sensibilizadas como la posición podálica en tándem y la de las extremidades superiores en maniobra de Jendrassik <sup>(207)</sup>, o el *ataxia test battery* de Graybiel y Fregly <sup>(380)</sup>.

Por ello, siguiendo a Ciges <sup>(21)</sup>, consideramos que un vértigo de causa periférica es “armónico”, esto es con desviación corporal hacia el lado contralateral al nistagmo. La “disarmonía” de Barré consiste precisamente en lo contrario coincidiendo en la dirección la desviación y el nistagmo e indicando una lesión cerebelosa <sup>(142)</sup>.

El modelo de “armonía” dentro de los vértigos periféricos es, según Brandt <sup>(381)</sup>, la neuronitis vestibular. En sus fases iniciales debido al diferente tono vestibular la fase rápida del nistagmo y el aparente movimiento corporal se dirigen hacia el lado contrario de la lesión, mientras que las reacciones posturales iniciadas por el RVE suelen ser de la misma dirección que el laberinto lesionado siendo fácilmente objetivable mediante la prueba de Romberg. Aunque existen opiniones contradictorias sobre el sitio preciso de lesión <sup>(382, 383)</sup> se suele aceptar que el más típico es la división superior del nervio vestibular manteniéndose incólume la inferior <sup>(384-386)</sup>, lo que produciría una disminución de la información vestibular procedente del CSH, CSA y utrículo de un lado corporal (página 14). Similares movimientos se han descrito en

pacientes con laberintitis crónica circunscrita y con fístulas del CSH con signo de Lucae positivo, produciendo el aumento de presión en el CAE (y por tanto en el CSH) un nistagmo hacia el lado excitado y una lateropulsión al lado opuesto, los cuales se invierten con la presión negativa <sup>(4, 387)</sup>. Todo ello hace pensar que una predominancia laberíntica (similar a la producida mediante un estímulo calórico unilateral) y más particularmente del CSH produce alteraciones posturales laterales fácilmente medibles con la prueba de Romberg de dirección contraria al nistagmo espontáneo.

Por otro lado hemos informado, en añadidura a lo referido por los autores más clásicos, que tras el estímulo calórico se han producido movimientos en el plano sagital, particularmente con el aire frío hacia delante y con el caliente hacia atrás, lo cual coincide con lo defendido por Kanaya y cols. (1986) <sup>(322)</sup> y Hadj-Djilani (1988) <sup>(323)</sup> mediante posturografía.

Ahora bien, así como la dirección nistágmica registrada puede ser fácilmente explicada mediante la teoría de la linfocinesis de Bárány y el mecanismo de las cuatro vías, sirviéndonos de confirmación estructural, por ejemplo, la propuesta de Uchino y cols <sup>(55, 56)</sup>, no podemos decir lo mismo para las direcciones precisas de la desviación postural (tanto en sentido lateral como anteroposterior).

En la actualidad el conocimiento de los RVE, aunque ha aumentado considerablemente respecto a décadas pasadas, permanece demasiado incompleto. Hemos visto que los conductos semicirculares (en teoría han sido estimulados preferentemente los CSHs) sólo suelen ser considerados importantes para su labor de estabilización de la cabeza colaborando con la fijación de la mirada (RVC), siendo muy escasas las investigaciones sobre su acción sobre los músculos de las extremidades. Es destacable el trabajo de Delwaide <sup>(388)</sup> donde estudia mediante electromiografía los

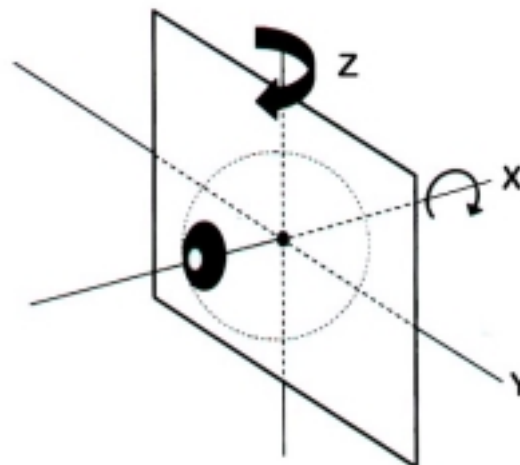
cambios en los arcos reflejos miotáticos tras estimulación calórica con frío y calor, informando que se producen en ambas piernas una facilitación simétrica del sóleo, bíceps femoral y tibial anterior y asimétrica en el cuádriceps femoral.

En el cuello, como se ha dicho, la estimulación de los CSHs producen movimientos en *yaw* <sup>(89-91)</sup>. Pero si realizamos una abstracción sobre los movimientos tridimensionales que son registrados mediante la fotografía CCG (bidimensional) los movimientos en la dirección lateral son esencialmente reflejo de movimientos corporales en *roll* y en la dirección anteroposterior de movimientos corporales en *pitch*. No obstante las direcciones entre el RVC y el resto de los RVE pueden ser diferentes como se ha demostrado en gatos descerebrados con inclinaciones en *roll* <sup>(90)</sup>.

Además sabemos que los RVE, al considerarse parte de la red neural sensorimotora, no producen patrones de activación muscular rígidos y que los músculos activados varían con la postura corporal <sup>(69)</sup> y las estrategias de equilibrio <sup>(53)</sup>. Siguiendo a Brandt <sup>(53)</sup> ésto proporciona la flexibilidad necesaria para mantener el equilibrio en situaciones que requieren control involuntario (pasivo) pero también voluntario (activo) como por ejemplo el caminar en un barco en medio del mar.

Para entender el posible influjo vestibular en las desviaciones pueden ser útiles, como ha sugerido Hadj-Djilani <sup>(323)</sup>, los avances realizados fundamentalmente en la última década sobre el análisis tridimensional del nistagmo calórico (es decir de sus componentes horizontal, vertical y torsional). Se considera que el ojo puede rotar sobre tres ejes del espacio (X, Y, Z) confinados al plano ecuatorial o de Listing (figura 90) que es perpendicular a la línea de fijación en la posición primaria del ojo <sup>(106)</sup>. El cambio en los movimientos registrados en los tres ejes tras estimulación calórica en diferentes posiciones cefálicas ha hecho involucrar en la génesis del nistagmo calórico, además de al CSH, a los conductos semicirculares verticales <sup>(389, 390)</sup> aunque actuando en menor

medida <sup>(389)</sup> y en el caso del componente vertical activados mediante mecanismos no convectivos <sup>(391)</sup>. Conociendo la respuesta tridimensional del nistagmo calórico <sup>(389, 390)</sup>, si registrásemos el componente vertical del nistagmo (sobre el eje Y) en nuestros pacientes dada la posición cefálica adoptada, obtendríamos un nistagmo de fase lenta con el aire frío



**Figura 90: Ejes de rotación del ojo (X, Y, Z) y plano de Listing. (Tomado de Pérez Fernández y cols., 2000 <sup>(106)</sup> ).**

hacia abajo y con el aire caliente hacia arriba, coincidiendo con la dirección de las desviaciones anteroposteriores registradas. Los movimientos verticales sobre el eje Y se creen producidos por los conductos verticales <sup>(57, 58)</sup> y por ello se podría conjeturar que han intervenido en la génesis de la oscilación anteroposterior registrada. También observamos, utilizando el mismo razonamiento, que las desviaciones laterales coinciden con el componente lento torsional (sobre el eje X) y horizontal (sobre el eje Z) pudiendo ser debidas entonces a la influencia de todos los conductos semicirculares.

En todo caso nuestro experimento parece sugerir que las desviaciones registradas pueden ser debidas, como en los síndromes estáticos “armónicos” producidos por laberintoplejias unilaterales, a la asimetría entre la descarga de las neuronas vestibulares secundarias de un lado frente a las del contrario. Esta asimetría parece ser interpretada por la red neural sensori-motora (SNC) como un desplazamiento hacia un lado (determinado por el oído estimulado y la temperatura de estimulación) y su respuesta consiste en una desviación opuesta hacia el otro lado del cuerpo y de los

ojos (aunque también producirá nistagmos hacia el mismo lado del desplazamiento ideal).

Desde un punto de vista clásico dado que la fase lenta del nistagmo, siguiendo la primera ley de Ewald <sup>(2)</sup>, es la de origen genuinamente vestibular y tomando, según la definición de Peitersen <sup>(63)</sup>, la desviación corporal registrada como una forma de RVE, podemos considerar entonces que el RVO y el RVE han actuado de forma sinérgica, es decir de manera concertada, para conseguir el mantenimiento de la postura y la fijación de la mirada, respondiendo afirmativamente a la primera parte de nuestra última hipótesis (página 4) así como al primer punto de nuestro objetivo (página 103).

### **2.3.2.- Punto de vista cuantitativo: Correlación matemática ENG-CCG**

En busca de nuestro objetivo principal, la sustitución de la ENG por la CCG en la prueba calórica, hemos intentado demostrar que tras la estimulación calórica los resultados ENG y CCG eran comparables, intentando informar algún grado de correlación numérica significativa entre ambos. Sin embargo, realizando un balance global del estudio de correlación lineal en nuestra serie, no hemos obtenido datos demasiado alentadores. De las 12 combinaciones posibles entre parámetros ENG (por un lado) y CCG (por otro) sólo han presentado significación estadística ( $p < 0,05$ ) dos de ellas. De una forma inesperada han sido F y NN los que se correlacionaron linealmente de manera positiva con OL. Además los grados de correlación han sido débiles con unos coeficientes de Pearson de 0,4009 ( $p < 0,01$ ) y 0,3772 ( $p < 0,02$ )

respectivamente; esto quiere decir que, por ejemplo, conociendo la F de la respuesta nistágmica calórica de un sujeto dado, mediante las fórmulas propuestas en el capítulo “Resultados” (página 177), sólo podríamos hallar el 16,07 % del verdadero valor de OL craneocorpográfica, siendo el resto dependiente de otros factores no determinados.

El hecho de que VMAX, a diferencia de F o NN, no se haya correlacionado con OL ( $r = 0,1970$ ;  $p > 0,2$ ) ha sido un hallazgo sorprendente teniendo en cuenta que, a pesar de las polémicas ya mencionadas, se suele considerar el parámetro estándar para conocer la intensidad de respuesta calórica vestibular. La falta de datos contrastables en la literatura hace difícil explicar este hallazgo. Quizá, como opinan Mulch y cols.<sup>(306)</sup>, sea un reflejo de que VMAX y la F son expresión de características diferentes del nistagmo calórico. Mediante pruebas rotatorias pendulares se observa que mientras que la velocidad angular del componente lento es directamente proporcional al valor de la aceleración máxima rotatoria, el número de sacudidas por semiperíodo (frecuencia nistágmica) varía como el logaritmo de la aceleración angular máxima del estímulo siguiendo la ley de Weber-Fechner. Esto hace suponer, siguiendo a Bartual y Oliva<sup>(102)</sup>, que así como la velocidad angular del componente lento traduce fielmente el comportamiento del sistema cúpula-endolinfa, la frecuencia nistágmica es el resultado de la integración de otras aferencias no exclusivamente periféricas, es decir, un fenómeno más central. Por otra parte se suele aceptar que F y NN están íntimamente relacionadas<sup>(306)</sup> lo que hemos confirmado en nuestra serie con un  $r = 0,9503$  ( $p < 0,01$ ).

La revisión del trabajo clásico de Henriksson y cols.<sup>(315)</sup> nos puede dar alguna luz sobre la pobre correlación conseguida en nuestro trabajo. Estos autores realizaron estimulaciones calóricas bitermales y binaurales a 50 sujetos sanos y registraron simultáneamente durante dos minutos la velocidad angular del componente lento del

nistagmo (RVO) y la “laterotorsión” cefálica (RVC). No encontraron, al igual que nosotros, ninguna correlación entre VMAX y la “laterotorsión” máxima siendo el coeficiente  $r = 0,1460$  y no significativo.

Hemos de recordar que la CCG, por sus características, nos informa de la desviación máxima y no es útil para diferenciar su grado en los diferentes momentos del registro. No obstante, la técnica de estos autores <sup>(147)</sup> permitió detectar que la VMAX aparecía significativamente mucho antes que la “laterotorsión” máxima con una diferencia media de unos 60 segundos <sup>(315)</sup> (lo han confirmado más recientemente Stoll y Meyer-Schwickerath <sup>(327)</sup> mediante estímulo rotatorio, ENG y el test de escritura vertical de Fukuda). Además la “laterotorsión” duró mucho más que el nistagmo, tardando la primera en desaparecer unos 10 minutos <sup>(136)</sup> (Torok y Kahn <sup>(329)</sup> obtuvieron resultados similares mediante estímulo rotatorio, ENG y registro eléctrico de la “laterotorsión” del tronco).

También estudiaron el efecto de la fijación y aunque produjo una disminución en ambas respuestas, tuvo mayor influencia en el nistagmo que en la “laterotorsión” <sup>(315)</sup>. Un año después Forssman <sup>(392)</sup>, con pruebas calóricas repetidas, demostró que el fenómeno de habituación era más rápido para el nistagmo.

Todo ello les hizo hipotetizar que el mismo “impulso laberíntico, viajando a través de dos arcos reflejos, se veía afectado de manera diferenciada por factores extralaberínticos creando dos respuestas diferentes” <sup>(315)</sup>.

Esto pareció verse confirmado por Dolowitz y cols. <sup>(316)</sup> cuyos resultados sugirieron, de nuevo, una diferente modulación de las reacciones oculares y espinales al estímulo calórico. Mediante la aplicación de la técnica a enfermos otoneurológicos observaron que en algunas lesiones periféricas (neuronitis vestibulares, neurinomas del acústico, ototoxicidad y alteraciones congénitas) la reducción de ambos reflejos fue

patente, que en el vértigo de Ménière unilateral sólo disminuyó el nistagmo, que enfermedades centrales difusas como las meningoencefalitis se asociaron a “laterotorsiones” disminuidas y que en los tumores encefálicos se producían diferentes patrones según su localización: los cerebrales disminución de ambos reflejos, los cerebelosos disminución del nistagmo y aumento de la “laterotorsión” y los del tronco cerebral sólo disminución de la “laterotorsión”. Desafortunadamente su material fue muy reducido y no hemos encontrado investigaciones posteriores que hayan confirmado estos hallazgos.

Pero creemos pertinente recordar que, precisamente, las diferentes manifestaciones oculares y posturales que ocurren en las diversas patologías otoneurológicas son el principal argumento de los autores <sup>(160, 173-175, 178-183, 185...)</sup> que, como nosotros, defendieron la exploración de ambas vías reflejas (RVO y RVE) para perfeccionar el diagnóstico y el seguimiento de los sujetos con vértigo. Es más, la falta de una prueba estándar o *princeps* que diferencie a éstos en normales o anormales <sup>(160, 173, 178)</sup> (como hace, por ejemplo, un electrocardiograma en pacientes con dolor precordial) así como la consecuente multiplicidad de tests vestibulares son reflejo evidente de esa diversidad en las reacciones. Series <sup>(170, 173, 174, 178, 186)</sup> que han comparado las pruebas vestibulooculares y las vestibuloespinales en pacientes han coincidido en demostrar que sus resultados difieren en un alto porcentaje; por ejemplo en el único metaanálisis que conocemos realizado sobre este tema Di Fabio <sup>(173)</sup> encontró que el valor predictivo medio de la posturografía es de un 74 % cuando lo compara con las pruebas calóricas ENG.

Uno de los factores <sup>(170, 173, 174, 178, 186)</sup> que parece influir en esta disparidad de resultados es la compensación central. Es conocido que la evaluación de este fenómeno es importante para determinar los candidatos ideales para recibir rehabilitación

vestibular, muy apreciada en los últimos años <sup>(371, 393-396)</sup> para la mejora de la calidad de vida de los pacientes con inestabilidad. Se coincide en que las pruebas calóricas no suelen ser útiles para conocer el grado de compensación ni para evaluar la respuesta a terapias rehabilitadoras o de otro tipo <sup>(149, 166, 172, 174-177, 393)</sup>, considerándose mejor el estudio del nistagmo espontáneo, del posicional o del inducido por las pruebas rotatorias <sup>(149, 393)</sup>. Tanto la posturografía <sup>(64, 149, 171, 197, 198, 393, 395)</sup> como la CCG <sup>(142, 152, 153, 202, 204, 211)</sup> se han revelado muy útiles en este aspecto.

Algunos estudios en humanos con lesiones vestibulares unilaterales inducidas quirúrgicamente y con un seguimiento amplio han demostrado <sup>(397, 398)</sup> que los resultados del test de organización sensorial en la posturografía se recuperan habitualmente en un período de entre dos a 15 semanas mientras que los resultados ENG evidencian déficits unilaterales más permanentes, lo que sugiere diferentes patrones de recuperación en ambas vías. Aunque se hacen necesarias más investigaciones, siguiendo a Black y Wall <sup>(170)</sup>, es probable que en otros tipos de lesiones se produzcan otros "arreglos" centrales diferenciados. Por lo tanto el fenómeno de la compensación central parece apoyar los "diferentes factores extralaberínticos" de Henriksson y cols. <sup>(315)</sup>.

En sujetos normales Taniowski <sup>(399)</sup> sugirió el diferente efecto del entrenamiento sobre ambas vías cuando investigando las diferencias entre sujetos normales y deportistas de alto nivel encontró que estos últimos presentaban disminuciones significativas en todos los parámetros de la prueba de Unterberger y sólo en algunos de las pruebas calóricas.

Pero retomando la apreciación de Henriksson y cols. <sup>(315)</sup>, creemos que los autores, adelantándose a su época (año 1962), resumieron la razón principal de esta diversidad. Se observará que, a la luz del conocimiento actual (el cual se ha intentado

reflejar en el capítulo “Introducción” de este manuscrito), el sistema vestibular se considera un integrante más del complejo sistema sensori-motor que extendido de manera amplia en el SNC se encarga de la orientación espacial, función que permite el mantenimiento del equilibrio y la percepción del movimiento corporal en relación con el exterior <sup>(51)</sup>. Los centros de control cerebrales utilizan las señales de aceleración lineal y angular cefálicas procedentes de los receptores vestibulares periféricos para compararlas con otras aferencias (visuales, somatosensoriales o auditivas) y producir respuestas motoras para su consecución <sup>(64)</sup>. Este punto de vista, más contemporáneo, implica que los clásicos RVO y RVE no son compartimentos estancos si no que se pueden ver influenciados a múltiples niveles del SNC por informaciones no vestibulares, o que incluso su origen no tiene por qué ser exclusivamente vestibular.

La idealización de estos reflejos como vías de tres neuronas ha sido útil en ciertos estudios estructurales o experimentales pero es inexacto por suprimir las numerosas conexiones existentes entre las vías vestibulares y las otras que participan en el sistema de la orientación.

Creemos que en este sistema sensori-motor podemos inculpar al denominado “sistema vestibular central” como principal causante de esta diversidad, ya que es el encargado, en sus múltiples niveles (núcleos vestibulares, tálamo, áreas corticales,...), de volver a procesar todas las informaciones referidas a la orientación, siendo un ejemplo de modulación diferenciada de ambos reflejos el fenómeno de la compensación que acaba de ser comentado.

Un primer paso, esencial, de relación entre informaciones lo establecen los núcleos vestibulares, es decir la segunda neurona de la idealización trisináptica de los reflejos. En ellos las señales vestibulares periféricas interactúan con las de otras procedencias <sup>(13)</sup> proporcionando la señal “ES” según el modelo de Bartual <sup>(9)</sup>. La

mayoría de las neuronas de los núcleos vestibulares (secundarias), además de recoger aferencias vestibulares periféricas superpuestas <sup>(40)</sup>, reciben aferentes del área cervical, del cerebelo, de la FR, de la médula espinal y de los núcleos vestibulares contralaterales <sup>(13)</sup>, siendo por ello sus señales eferentes reflejo de la diferente interacción entre sistemas.

Estas interacciones son muy complejas y sólo se posee un conocimiento parcial de las mismas. Pensemos, por ejemplo, en la distinta modulación en los reflejos que nos ocupan del cerebelo: mientras que el vermis anterior facilita el RVE, el flóculo lo hace con el RVO <sup>(90)</sup>. Particularizando el segundo hecho sabemos que el grupo «y» dorsal, la zona marginal, el NM rostral y el NS central son las únicas que están bajo la influencia del flóculo y se proyectan sólo a motoneuronas extraoculares y no a la médula espinal. De estas regiones sólo el NS central y posiblemente el NM rostral reciben *inputs* vestibulares periféricos; además, el NS central, el NM rostral y la zona marginal contienen neuronas que transportan de forma predominante señal de posición ocular. Sin embargo la zona I contiene neuronas secundarias excitadoras (no sólo vestibulooculares sino también vestibuloespinales y VOE) moduladas por los conductos semicirculares, estando bajo una muy pequeña influencia cerebelosa. Por otro lado se cree que la zona I se encarga de las respuestas rápidas (no moduladas) generadas por señales vestibulares u optocinéticas y que el NS periférico y el NM están implicados como escalón de transmisión en el denominado “mecanismo de almacenamiento de la velocidad” <sup>(40)</sup>.

En el capítulo “Introducción” se ha justificado el concepto de que la diversidad, en vez de la homogeneidad, es una característica de las vías vestibuloespinales. La importancia de sus vías multisinápticas se desprende, por ejemplo, del trabajo de Fukushima y cols. <sup>(74)</sup> donde demuestra que la inclinación de la cabeza hacia el lado

lesionado en gatos hemilaberintectomizados se mantiene a pesar de interrumpir las vías directas monosinápticas del FVEM y FVEL, habiendo sugerido otras investigaciones que la FRE y el NIC pueden jugar aquí un función considerable <sup>(400, 401)</sup>. Todo esto, unido al importante papel del sistema visual y propioceptivo en el mantenimiento del control postural ha hecho que actualmente se prefiera integrar al RVE sólo como parte una parte en la red neuronal sensori-motora.

Pero como se puede intuir con el ejemplo de la influencia flocular, al RVO tampoco lo debemos considerar un reflejo aislado <sup>(402)</sup>. Si nos fijamos en el esquema de su organización funcional (figura 10, página 47) se observan numerosas interneuronas homo- y contralaterales que sirven de retroalimentación neuronal al sistema. Este es el sustrato del “mecanismo de almacenamiento de velocidad” que realiza una integración temporal de las señales de los diferentes receptores vestibulares y de los otros sistemas sensoriales manteniendo la actividad en los núcleos vestibulares más allá de la señal aferente primaria y explicando, por ejemplo, que la señal nistágmica desencadenada por una rotación de larga duración posea una constante de tiempo (15 s.) mayor que la registrada en el nervio vestibular (6 s.). Las interneuronas actúan como válvulas que controlan la actividad espontánea y las propiedades dinámicas de las neuronas vestibulares secundarias <sup>(38, 53)</sup>.

Este mecanismo se suele utilizar para explicar el fenómeno de habituación del nistagmo, el cual produce una disminución gradual del “almacenaje de velocidad” de estas vías multisinápticas que hace que la respuesta a bajas frecuencias del RVO se parezca a la de la señal aferente primaria. Del mismo modo las técnicas de alerta pueden activar las vías multisinápticas de retroalimentación <sup>(13, 38)</sup>.

También se ha expuesto que el RVO, para ser útil, produce un movimiento ocular con un cambio de fase de 180° respecto al movimiento cefálico (página 50). Pero

de ellos sólo 90° se suponen producidos por las propiedades viscoelásticas del complejo cúpula-cresta lo que produce que, como predice el modelo del péndulo, el ritmo de descarga del nervio vestibular esté en fase con la velocidad cefálica (equivalente a una integración matemática de aceleración en velocidad). El otro cambio de fase de 90° entre el nervio vestibular y el nervio *abducens* se explica mediante el denominado “integrador oculomotor neural común”, es decir, una red neural que integra matemáticamente la señal de velocidad en la señal de posición requerida por las neuronas oculomotoras <sup>(38)</sup>.

Pensemos que para mover un ojo se deben ejercer dos tipos de contracción muscular extraocular: una provocada por un aumento fásico de la actividad neural en los núcleos oculomotores (pulso de inervación) que vence a la fuerza asociada a la resistencia y viscosidad de los tejidos blandos intraorbitarios, y otra sostenida mediada por un impulso tónico (tono de inervación) que se opone a las fuerzas elásticas que tienden a devolverlo a su posición inicial. Deberá existir una inervación tipo pulso-tono en la que el pulso sea un comando de velocidad y el tono un comando de posición, o dicho de otra forma, todos los movimientos oculares deben codificar ambas variables (sin el comando de velocidad el ojo se moverá lentamente y sin el comando de posición no podrá mantener una posición excéntrica en la órbita). Ésta es la función del “integrador oculomotor neural común” <sup>(60)</sup>, cuya localización no está clara aunque algunos autores lo sitúan en las conexiones comisurales de los núcleos vestibulares <sup>(40)</sup>.

El complicado mecanismo del nistagmo fisiológico así como la existencia de umbrales en el nistagmo rotatorio también demuestra la intervención de múltiples informaciones que no proceden de la periferia vestibular.

Pensemos ahora cuáles han podido ser las influencias de los *inputs* de los otros sistemas involucrados en la orientación en nuestro experimento. La información visual

(ojos abiertos aunque tapados por un antifaz) y la auditiva (ambiente silencioso) han sido disminuidas pero, sin embargo, la información somatosensorial propioceptiva permaneció, pudiendo mostrar toda su influencia.

Se acepta que la prueba de Romberg con ojos cerrados no sólo evalúa la función vestibular porque el explorado puede usar la información somatosensorial propioceptiva procedente de sus pies y tobillos <sup>(173)</sup>. Esto bastaría para explicar la ausencia de correlación entre los resultados de las pruebas calóricas y la de Romberg en sujetos normales informada, por ejemplo, por Proctor y Glackin <sup>(285)</sup>, aunque ellos consideraron como causa fundamental de esta diferencia los artefactos de la estimulación calórica.

Se cree que el *input* propioceptivo procede de los husos musculares y de los receptores de las articulaciones, los cuales proporcionan información cinestésica indicando las posiciones relativas y los movimientos de las partes del cuerpo <sup>(403, 404)</sup>.

Esta información sufre una significativa convergencia funcional con otras vestibulares y visuales mediante la activación de circuitos neuronales multimodales en los núcleos vestibulares, cerebelo, FRPP, tálamo y córtex parietal <sup>(37, 40, 49, 403, 404)</sup>, considerándose que juega un papel muy importante dentro del procesamiento multisensorial de la percepción del propio movimiento <sup>(403)</sup>.

Su participación en el sistema de la orientación se ha demostrado experimentalmente en humanos mediante la producción dos tipos de nistagmo producidos de forma exclusiva por el movimiento de los miembros: el denominado nistagmo artrocínético (en sujetos sentados en la oscuridad dentro de un cilindro rotatorio cuando ponen sus manos en la pared interna), y un nistagmo por falso caminar circular o *apparent stepping around nystagmus* (sujetos estacionarios en la oscuridad sobre una pequeña cinta sin fin circular) <sup>(403, 404)</sup>.

No obstante, en la actualidad, el estudio de los reflejos procedentes de los

propioceptores sólo permite un grado de conocimiento parcial que proporciona en el lector interesado una confusión sólo parecida a la que emana del estudio de los RVE. No es fácil valorar, siguiendo una concepción *multilink*, la influencia proporcional de los reflejos procedentes de, por ejemplo, el tobillo, la rodilla, la cadera o el cuello. Tradicionalmente se les ha dado más importancia a los originados por los movimientos cervicales (que se suelen individualizar como en el caso del RVC) y por los del tobillo (se consideran la estrategia motora más utilizada en sujetos normales para el control del equilibrio, al menos en movimientos en *pitch*)<sup>(71, 97, 191, 403-405)</sup>.

La rotación del tobillo produce reflejos propioceptivos de la propia articulación y de los músculos de la pierna (de estiramiento). Para diferenciarlos de los RVE se han utilizado el movimiento de plataformas en *pitch* tipo *body sway-referenced*<sup>(405)</sup>, láminas de gomaespuma bajo los pies del sujeto<sup>(355)</sup>, o la isquemia producida por manguitos de presión en las piernas<sup>(97)</sup>. Pero estos experimentos han producido posiciones encontradas en cuanto a la importancia del sistema somatosensorial en el control postural. Mientras que Nasher y cols.<sup>(405)</sup> propusieron que su papel es primordial, Bussel y cols.<sup>(406)</sup> indicaron que sólo se encargaban del 50 % siendo la otra mitad desempeñada por el sistema vestibular. Por otro lado Allum y Keshner<sup>(97)</sup> otorgaron el 35 % al sistema propioceptivo y el 65 % al vestibular.

Aunque no existen series comparables es probable que bien la colocación de gomaespuma bajo los pies del explorado o bien la utilización de un posturógrafo dinámico en condición 5 del test de organización sensorial (en vez del aparato de CCG) hubiese evitado la mayor o menor influencia de la información propioceptiva procedente de los tobillos de nuestros voluntarios en los resultados. Sin embargo creemos que nos hubiésemos apartado de nuestros objetivos principales.

Respecto a la influencia del *input* cervical en el control postural quizá sea de los capítulos más discutidos en la literatura otoneurológica, extendiéndose la controversia al campo de la patología <sup>(407)</sup>. Fisiológicamente se supone que dichas aferencias son importantes para la consecución de la información acerca de la actitud de la cabeza <sup>(68, 403)</sup> ejerciendo además un papel principal en su estabilización y por tanto en la fijación de la mirada <sup>(375)</sup>.

En este caso los propioceptores debieran estar localizados preferentemente en dos articulaciones de la columna cervical: para las rotaciones cefálicas entre C1-C2 y para las extensiones y flexiones entre C6-C7, ya que el segmento entre ellas es considerablemente más rígido en el adulto <sup>(403, 408)</sup>. Parece que están colocados en los músculos cervicales más profundos (intervertebrales) en forma de husos musculares, aunque también los órganos tendinosos de Golgi, los corpúsculos intraarticulares de Paccini o los receptores cutáneos podrían proporcionar alguna información <sup>(68, 405)</sup>.

Se ha propuesto que originan fundamentalmente dos tipos de reflejos: el reflejo cérvico-ocular (RCO) y los reflejos cervicales posturales o cérvico-cervicales (RCC) <sup>(96, 403)</sup>, aunque se suele afirmar que en el hombre sólo aparecen como tales en los recién nacidos siendo en el adulto muy débiles <sup>(68, 403)</sup>. Su desaparición gradual y supresión por estructuras supramesencefálicas se considera un signo de madurez <sup>(403)</sup>.

Sin embargo el RCO se puede demostrar en humanos mediante la aparición de nistagmos producidos por la rotación del tronco con la cabeza fija <sup>(409)</sup>. Su ganancia es difícil de determinar ya que es máxima con velocidades de 5 %/s disminuyendo progresivamente con el incremento de la velocidad de la rotación, aunque se considera que es menor que la del RVO (aproximadamente 0,3) <sup>(38, 403, 410)</sup>. Aún así el conocimiento de su interacción real con el RVO es escaso y a veces contradictorio. Mediante estudios en monos <sup>(377, 378)</sup> y humanos <sup>(411)</sup> se estableció que la contribución

del RCO a la estabilidad ocular es muy pequeña y que sólo se vuelve funcionalmente importante en los laberintectomizados en donde su ganancia aumenta considerablemente merced a la plasticidad central. En el hombre se ha informado que el RCO bien es compensatorio respecto al RVO <sup>(230)</sup> o bien justamente lo contrario <sup>(412)</sup> proponiéndose que estas diferencias pueden depender de factores mal definidos como la frecuencia de estimulación, el nivel de alerta o la susceptibilidad individual <sup>(375)</sup>. Además las diferentes condiciones experimentales podrían producir diferentes interacciones RCO-RVO. Por ejemplo, en el gato descerebrado, si la cabeza se rota pasivamente sobre el cuerpo inmóvil el RCO y el RVO se sumarían en una dirección compensadora, y si es el cuerpo entero el rotado, con la cabeza libre para el movimiento, la acción compensadora del RVC podría producir un RCO de dirección opuesta al RVO <sup>(375)</sup>. En nuestro experimento ambas condiciones han podido ocurrir.

En el trabajo clásico de Magnus <sup>(66)</sup> ya se decía que la postura de la cabeza determinaba la postura corporal a través de la competición entre reflejos laberínticos y reflejos cervicales posturales tónicos. Se cree que este último tipo de reflejos (RCC) inervan los músculos de las extremidades de una manera asimétrica y recíproca lo que permite patrones de respuesta estabilizadoras del cuerpo ante los movimientos cefálicos <sup>(68, 403)</sup>, interactuando con los RVE. Un ejemplo es la “postura de esgrima” en el recién nacido: flexión homolateral y extensión contralateral de los miembros con la rotación cefálica <sup>(403)</sup>. Además se encargan de contribuir a la estabilización de la cabeza en el espacio solapándose funcionalmente con el RVC <sup>(53, 375, 403)</sup>, careciendo el clínico de una maniobra postural simple que permita su individualización <sup>(403)</sup>. Peterson y cols. <sup>(96)</sup> propusieron mediante estudios en gatos descerebrados que la interacción RCC-RVC (de forma similar que la RCO-RVO) puede variar según las condiciones experimentales: Si la cabeza se rota respecto al cuerpo inmóvil el RCC y el RVC se suman. Si, por el

contrario, se rota todo el cuerpo con la cabeza libre para el movimiento RVC y RCO se contraponen prefiriendo el RCC mantener la cabeza estacionaria respecto al cuerpo en detrimento de su estabilización en el espacio. También en nuestro caso ambos paradigmas han podido concurrir.

Podemos resumir, siguiendo a Brandt <sup>(53)</sup>, diciendo que el sistema de la orientación parece trabajar de un modo “de arriba abajo”: el SNC pone más atención en la orientación espacial cefálica que en la orientación del tronco, lo que transforma a la cabeza en un sistema de referencia “anclado a la mirada”. Los sujetos normales tienen una preferencia por la primera organización. Sin embargo, en pacientes que han perdido el sentido vestibular y en niños que están aprendiendo a caminar puede prevalecer un control postural “de abajo a arriba”, con una tendencia a anclar la cabeza al tronco durante la locomoción. Los pacientes con pérdidas de la función vestibular periférica pueden estabilizar su cabeza durante la marcha libre como los sujetos normales, gracias al tono muscular cervical; aunque pierden la habilidad de sostener un ángulo constante de orientación de la cabeza en el plano sagital (se ha hipotetizado que éste último puede ser necesario para optimizar la sensibilidad otolítica a las aceleraciones lineales).

Se han demostrado múltiples lugares de interacción entre las señales propioceptivas cervicales y laberínticas <sup>(68)</sup>. Como dijeron Mergner y cols. <sup>(72)</sup> “a cualquier sitio que va la información laberíntica, la información propioceptiva cervical la sigue como su fuese su sombra”. La vía central de los reflejos cervicales asciende homolateralmente en la medula espinal, cruza inferiormente a la oliva inferior y hace sinapsis en los núcleos vestibulares (principalmente el NL aunque también el NM y ND) fundiéndose con los reflejos vestibulares. Se han informado también contactos en la FR, el núcleo *abducens*, el flóculo y el vermis cerebeloso, el tálamo y la corteza cerebral. En la médula parece existir de nuevo interacción en las neuronas

propioespinales del segmento C3-C4 (relacionadas con el RVC y con motoneuronas de los miembros superiores), en el núcleo cervical central y en las interneuronas de los segmentos L4-L6. Su acción sobre la postura se cree que se vehiculiza mediante el FVEL (procedente del NL) así como mediante vías cervicoespinales compuestas por interneuronas que también reciben información cortical y propioceptiva <sup>(68, 403)</sup>.

Sin embargo ya se ha adelantado que numerosos estudios sobre reacciones posturales ante desequilibrios del tobillo en *pitch* <sup>(34, 84-86, 97)</sup> sugieren que el control propioceptivo es mayor en el cuello que en las extremidades inferiores, siendo aquí preponderante el control vestibular. Si esto fuera trasladable a todos los planos el efecto del RCC podría ser despreciable en el desplazamiento registrado mediante la CCG.

Otra posible causa de la heterogeneidad en las respuestas ha podido ser la diferente preponderancia de los diferentes órganos receptores vestibulares periféricos en las reacciones registradas.

Se ha comentado que los reflejos procedentes de los otolitos están menos definidos que los canaliculares dada su complicada estructura interna y la propia acción de la gravedad. Respecto a su influencia en los RVE, hemos encontrado estudios en gatos descerebrados <sup>(373)</sup> donde se dice que actúan principalmente con estímulos rotatorios de baja frecuencia, siendo reemplazados funcionalmente por los conductos a frecuencias más grandes, aunque esto puede variar en alerta <sup>(375)</sup>. Dado que la estimulación calórica se ha comparado a un estímulo rotatorio de muy baja frecuencia <sup>(116)</sup> el efecto otolítico pudo haber sido tan variable como la variabilidad del estímulo calórico.

Pero también diferentes investigadores <sup>(389, 413, 414)</sup> han propuesto que los otolitos pueden variar el nistagmo calórico originado en los conductos semicirculares, considerándose esta influencia mayor en sus últimas fases.

Hemos propuesto que los probables movimientos corporales tridimensionales registrados bidimensionalmente mediante CCG han sido en *roll* (en la dirección lateral) y en *pitch* (en la dirección anteroposterior). Estos movimientos, dado que nuestro experimento se ha realizado bajo la influencia de la gravedad, han debido producir a su vez fundamentalmente activaciones otolíticas y de los conductos semicirculares verticales <sup>(89, 415, 416)</sup> que pudieron producir interferencias en nuestro resultado añadiéndose o sustrayéndose del verdadero efecto calórico.

Por ejemplo la desviación en *roll* del cuerpo o de la cabeza es similar al estímulo de la prueba de contrarrotación ocular utilizada como test funcional específico de la mácula utricular <sup>(417)</sup>, siendo previsible la producción de desviaciones lentas torsionales hacia el lado contrario de la inclinación y la formación de pequeñas sacudidas nistárgmicas al mismo lado <sup>(106)</sup>. Dada la especial relación entre los otolitos, conductos semicirculares verticales y RVE establecida en la literatura <sup>(78)</sup> es también muy probable la consecución de variaciones en la postura corporal.

El conocimiento de las vías otolíticas se está desarrollando rápido, especialmente en la última década, aunque todavía está lejos de ser completado. Las aferentes primarias del sáculo y el utrículo terminan preponderantemente en el NL, ND, NS caudal y en el nódulo cerebeloso y se transmiten a la FR medular, la oliva inferior, el núcleo reticular lateral y hacia zonas sagitales del vermis cerebeloso caudal (nódulo y úvula), afectando también a los núcleos cerebelosos profundos. La información graviceptiva podría devolverse por eferentes cerebelosas a los núcleos vestibulares y a la oliva inferior, o bien ir por vías ascendentes al mesencéfalo, al tálamo y a la corteza cerebral. También desciende mediante el FRE, FVEL y FVEM por la médula espinal modulando las motoneuronas del cuello relacionándose con aferentes propioceptivas. La información utricular puede alcanzar los músculos extraoculares por conexiones mono-,

di-, y multisinápticas, pero las aferentes saculares probablemente sólo lo hagan de forma multisináptica<sup>(91, 418-420)</sup>.

Creemos entonces, parafraseando a Henriksson y cols.<sup>(315)</sup>, que nuestro estímulo vestibular, viajando a través de dos arcos reflejos, se ha podido ver modulado de manera diferenciada por diferentes factores ( propioceptivas, centrales, ...) a múltiples niveles del SNC (núcleos vestibulares, cerebelo, vías multisinápticas) creando dos respuestas diferentes y evitando su correlación matemática. Además las propias desviaciones corporales producidas a lo largo del experimento han podido modular de manera diferente ambas vías desde su origen. La disminución de la calidad del registro electronistagmográfico ha podido influir de manera indeterminada.

### ***2.3.3.- Diferencias entre voluntarios con valores ENG dentro y fuera de la normalidad***

Como ya se ha adelantado el empleo de las fórmulas del VLG y VDG en el grupo B nos ha servido para diferenciar sujetos “normales” y “anormales”. Sin embargo resulta difícil decidir qué definen realmente estas etiquetas. Dado que los voluntarios eran aparentemente sanos no debieran reflejar verdaderas patologías vestibulares periféricas o centrales, sino las diferentes “calidades” de nuestros estímulos calóricos (que han podido ser útiles para un mejor estudio de correlación matemática) y también la propia variabilidad de las pruebas calóricas.

Nuestro último objetivo es la sustitución de la ENG por la CCG en la prueba

calórica. Además el trabajo que aquí se presenta fue concebido como la primera parte de otro más amplio que abarcará los resultados en sujetos con enfermedades vestibulares. Para detectar diferencias entre sanos y patológicos es necesaria la confección de patrones de normalidad de la CCG estimulada. Es razonable que para ello sea necesario una uniformización del estímulo vestibular, pudiendo ser útiles entonces los resultados de nuestros sujetos “normales”, que además han sido los que han presentado patrones cualitativos en la dirección esperada.

Pero ¿qué parámetros ENG y CCG deberíamos considerar para confeccionar estos patrones de normalidad?. Si queremos comparar la respuesta de un oído frente al otro, entonces parece apropiado utilizar los resultados obtenidos con la fórmula del VLG. De este modo el mejor parámetro parece ser OAP tomando VM1 como referente para uniformizar el estímulo calórico. Sin embargo así sólo conoceríamos el 29,17 % de la variabilidad del parámetro ENG (VM1).

Si investigamos la preferencia para desviarse hacia un lado más que al otro (preponderancia direccional) tendríamos que utilizar, siguiendo los resultados de la fórmula VDG, de nuevo OAP pero en esta ocasión empleando NN para uniformizar el estímulo. De esta forma conoceríamos el 45,23 % de la variabilidad del parámetro ENG (VM1).

Si aplicamos las fórmulas de Jongkees a los resultados CCG nos encontraríamos con la dificultad de diferenciar la dirección de la desviación. Podríamos utilizar bien el valor absoluto de las desviaciones (dado que los patrones cualitativos se han mantenido en gran medida en los sujetos “normales”) o bien utilizar ese valor sólo cuando se adecúen a los patrones establecidos para cada estimulación siendo cero en caso contrario.

Sin embargo, tras la segmentación de nuestra muestra seguimos comprobando

un grado elevado de disimilitud entre la respuesta ENG y CCG. Esto se confirma además mediante el hallazgo de que los sujetos “anormales” y “normales” según el ENG no han presentado diferencias significativas en los resultados OL y OAP de la CCG (figuras 82 y 83). Creemos que todo ello, unido a lo comentado en el apartado anterior de este capítulo, nos debe hacer rechazar nuestra última hipótesis (página 4) así como nuestro último objetivo (página 103), es decir, las respuestas ENG y CCG no son equiparables cuantitativamente, siendo poco factible la sustitución de las pruebas calóricas tradicionales por la prueba calórica CCG.

Pero observemos la manera de proceder de los investigadores que previamente han intentado algo parecido:

Henriksson y cols. <sup>(315)</sup>, tras comprobar la ausencia de correlación entre sus dos medidas, propuso unos rangos de normalidad para la “laterotorsión” máxima de cada una de las cuatro estimulaciones. Para evaluar la calidad del nistagmo utilizó la VMAX que según sus palabras “permaneció en todo momento dentro de los límites de lo normal”. Dolowitz y cols. <sup>(316)</sup> para valorar ciertas patologías mediante la técnica utilizó una representación gráfica diferenciando el resultado ENG y la “laterotorsión” en cada una de las cuatro estimulaciones.

Hadj-Djilani <sup>(421)</sup>, sin probar previamente la correlación entre resultados <sup>(323)</sup>, definió para cada oído la “sensibilidad vestibular al RVS inducido por pruebas calóricas” como la razón de la media de las longitudes máximas alcanzadas tras la estimulación calórica con frío y calor entre la longitud máxima alcanzada en condiciones basales, proponiendo sus límites de normalidad. En ninguno de sus trabajos <sup>(323, 421)</sup> expone la manera de uniformizar el estímulo. Mediante este método se pueden diferenciar nueve grupos resultado de la combinación del resultado normal, parálisis unilateral o parálisis bilateral de cada uno de los dos reflejos <sup>(421)</sup>.

Entonces, a pesar de la baja correlación matemática conseguida mediante la prueba simultánea en nuestro estudio, puede ser de utilidad comparar los resultados ENG y CCG obtenidos, observando sus diferentes variaciones en cada tipo de patología. Es posible que de esta manera mejoremos la escasa información obtenida mediante la prueba de Romberg con los ojos cerrados intentando lo mismo que, por ejemplo, Graybiel y Fregly<sup>(380)</sup> con su *ataxia test battery* o que Nashner<sup>(405)</sup> mediante la posturografía dinámica. Además su comparación con el resultado ENG quizá pueda desentrañar los diferentes mecanismos de recuperación de ambas vías, como en el caso de Dolowitz y cols.<sup>(316)</sup> o Hadj-Djilani<sup>(421)</sup>.

Para terminar se presentan en la tabla 66 las medias, desviaciones estándar y límites superiores de normalidad en los sujetos “normales” de VMAX, OL y OAP según el VLG de VMAX, así como representaciones gráficas (figura 91) que pueden ser útiles en futuras investigaciones en sujetos patológicos. Hemos elegido VMAX dado que es la mayormente aceptada como parámetro estándar en la ENG, siendo además la

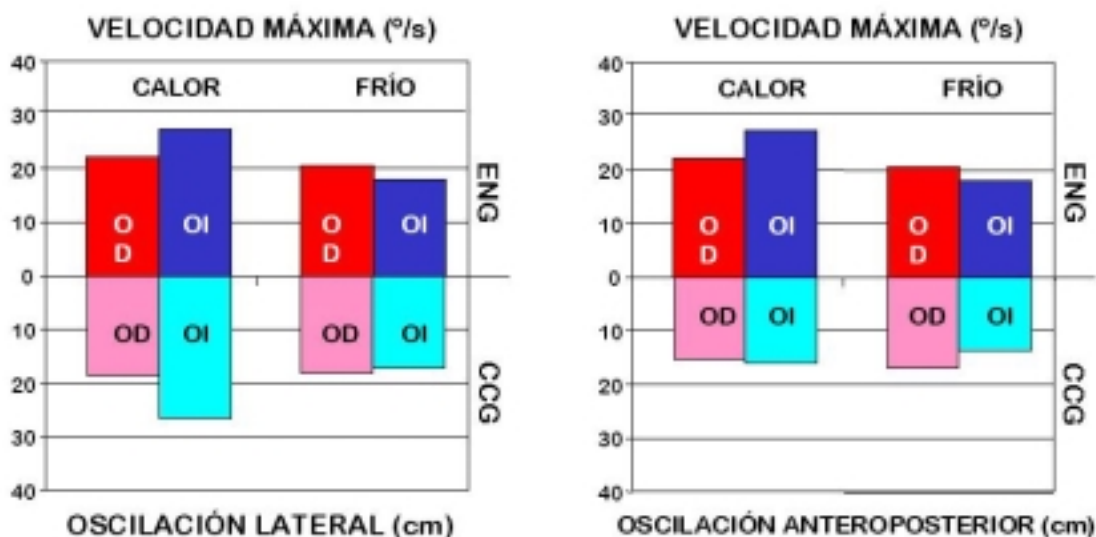


Figura 91: Representaciones gráficas del límite de normalidad de VAMX, OL Y OAP según el VLG de VMAX en el grupo “normal”.

suministrada automáticamente por nuestro aparato.

		CALOR	FRÍO
OD	VMAX	13,6	13,5
		4,68	3,78
		22,96	21,06
	OL	11,1	12,5
		4,02	3,07
		19,14	18,64
	OAP	11,0	10,0
		2,59	3,40
		16,18	16,80
OI	VMAX	15,7	9,1
		6,24	4,70
		28,18	18,50
	OL	13,8	12,1
		6,85	2,79
		27,50	17,68
	OAP	10,9	9,9
		3,50	2,34
		17,90	14,58

N=37

**Tabla 66: Medias aritméticas, desviaciones estándar y límite de normalidad de VAMX, OL Y OAP según el VLG de VMAX en el grupo “normal”.**