

13

SISTEMA DEL EQUILIBRIO: INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Hamlet Suárez, Franco Simini y Pablo Musé

El ser humano tiene la habilidad de mantener el control de la posición bípeda y de desplazarse con una marcha precisa gracias a lo que se denomina el sistema del equilibrio. Este sistema recibe información a través de múltiples receptores, como la visión, el sistema vestibular y los receptores somatosensoriales y luego la procesa en el sistema nervioso central. Las manifestaciones de este procesamiento de información son la estabilización de la imagen en la retina y el control de la postura y de la marcha. En este capítulo se describen las estructuras y funciones que aseguran el equilibrio en forma integrada con la visión del entorno y con los movimientos del propio cuerpo humano. Se caracterizan las señales involucradas y se aborda el proyecto de equipos que permitan recogerlas, analizarlas y presentarlas con fines diagnósticos y de seguimiento del paciente. Los temas analizados abarcan el Electronistagmograma (ENG) que registra la respuesta del sistema vestibular y oculomotor y la posturografía que es el registro de la evolución del centro de masa del paciente al recibir diferentes tipos de estímulos.

13.1 DEFINICIONES

El sistema oculomotor y el sistema vestibulo-espinal responden a los estímulos recogidos por los receptores por intermedio del sistema nervioso central. En la Figura 13.1 se muestran los diferentes sistemas relacionados con el equilibrio y sus interacciones.

Antes de abordar el estudio del equilibrio, presentamos la definición de los **receptores sensoriales**:

Visión: Los ojos establecen una relación con lo que nos rodea y consecuentemente permiten la estimación de la posición del cuerpo en el espacio.

Receptores vestibulares: Son dos mecano-receptores ubicados en el oído interno y que dan información sobre las aceleraciones de la cabeza en el espacio. Las máculas otolíticas dan información acerca de las aceleraciones lineales y las crestas de los canales semicirculares informan sobre las aceleraciones angulares.

Receptores somatosensoriales: Son mecano-receptores de estiramiento y presión ubicados en el tronco y en los miembros (superiores e inferiores) donde se los encuen-

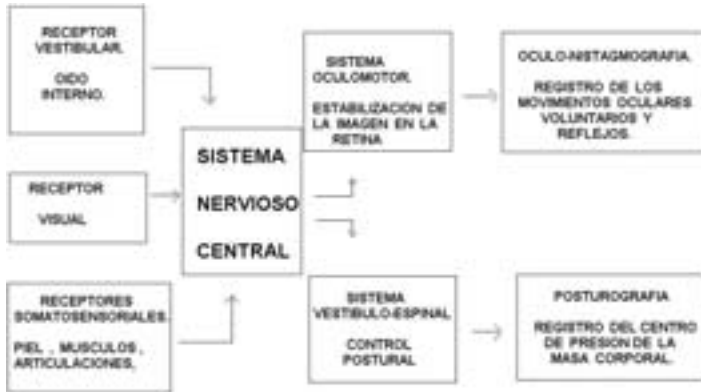


Figura 13.1 – Interacción de los sistemas sensoriales con la capacidad de mantener el equilibrio. El sistema vestibular contiene detectores de aceleraciones (lineales y angulares) y el sistema propioceptivo informa sobre la posición y tensión de los miembros.

tra en la piel, las articulaciones y en los músculos. Los receptores somatosensoriales generan información sobre los desplazamientos del cuerpo en todos los ejes.

13.2 NECESIDAD DE DIAGNÓSTICO

Distintos tipos de enfermedades (genéticas, inflamatorias, degenerativas, lesiones traumáticas, tumorales, entre otras) pueden alterar los receptores sensoriales o el sistema nervioso central y por lo tanto pueden producir alteraciones en la postura o en la marcha. Como complemento de la observación clínica, la Medicina necesita instrumentos de medida de estos trastornos funcionales para la elaboración de diagnósticos. Para esta evaluación funcional es necesario medir el comportamiento del sistema oculomotor (con el registro de los movimientos oculares, la óculo-electronistagmografía, ENG) y del centro de masa del cuerpo (COP por su sigla en inglés, “centre of pressure”) en respuesta a estímulos sensoriales. Se denomina “posturografía” el registro de la proyección en el plano horizontal del centro de masa del paciente. El nistagmus (del griego “nustagma”, acción de bajar bruscamente la cabeza) es el conjunto de movimientos cortos, repetitivos y en sacadas que realiza el ojo en determinadas situaciones. La ENG permite registrar una señal que da cuenta de la dirección de cada globo ocular a lo largo del tiempo, como se muestra en la Figura 13.2.

Se puede realizar el registro de los movimientos oculares de dos maneras: mediante ENG en los planos horizontal y vertical o con una cámara de video. Para el registro ENG en el plano horizontal, se colocan electrodos a ambos lados de los ojos en las hendiduras palpebrales externas con un electrodo de referencia en el centro de la frente. Para el registro vertical se colocan electrodos de contacto colocados sobre la piel por encima y debajo de los párpados. El registro obtenido es el del ojo que se comporta como un dipolo eléctrico, teniendo la cornea una carga positiva y la retina una carga negativa. Los movimientos de los ojos en un plano u otro producen cambios

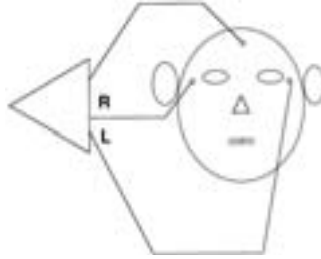


Figura 13.2 – Obtención de señales de Oculo-Electronistagmografía (ENG). Se obtiene mediante electrodos aplicados en la zona temporal conectados a pre-amplificadores, con un electrodo de referencia en la frente. Los electrodos laterales se ubican en las hendiduras palpebrales externas para el registro de movimientos horizontales y por encima y por debajo de los párpados para los movimientos verticales.

en el campo eléctrico generando una señal del orden de los milivoltios de amplitud. Esta señal es llevada por los electrodos de contacto hasta el preamplificador, donde es amplificada y filtrada con un filtro pasa-bajos de 2 Hz para eliminar todas las otras señales más rápidas generadas en la zona provenientes de los campos encefálicos (Electroencefalograma, EEG) y de los músculos (Electromiograma, EMG). La presentación del ENG (1) fue en sus inicios hecha por medio de un registro sobre papel milimetrado, luego en un osciloscopio de memoria y finalmente en un monitor de un instrumento digital que permite además su análisis durante la adquisición (modalidad llamada a veces “en línea” para distinguirla de la modalidad “en diferido”).

Para registrar los movimientos oculares a través de una micro cámara de video se la debe colocar delante del globo ocular de tal forma que abarque toda la excursión del movimiento del ojo. La secuencia de imágenes es llevada a un procesador para el reconocimiento automático de la forma del iris, lo que produce en todo momento sus coordenadas, asociadas a direcciones del eje de visión.

Para estudiar la respuesta de los ojos a estímulos visuales, éstos deben ser perfectamente controlados y conocidos. Se solicita al paciente que siga con la vista un blanco móvil puesto a una distancia normalizada y con la cabeza inmóvil. Mientras el paciente sigue con los ojos el movimiento del blanco móvil, se registra la posición de los globos oculares adquiriendo la señal ENG de ambos lados (Figura 13.2). La implementación del blanco móvil puede ser hecha con una columna de diodos emisores de luz (LED por “light emitting diode”) que se encienden uno por vez comandados por el programa.

El equipamiento que registra y analiza la respuesta ocular a un estímulo visual móvil comprende, además del estímulo, los preamplificadores ENG, un programa de adquisición de señales, la presentación de señales en pantalla, la atención de órdenes del operador, una aplicación de procesamiento y un sistema de tiempo real que ordene la simultaneidad de estas acciones. El sistema debe tener además la capacidad de calibración de ángulos y señales.

La Figura 13.9 muestra los bloques de un sistema para la adquisición y procesamiento de señales oculares en respuesta a diferentes estímulos. VESTI90 incluye am-

plificadores de señales ENG y su adquisición digital, periféricos de estimulación del paciente y un programa que integra todas las funciones y produce informes clínicos (12,13). El procesamiento de las señales que indican en todo momento la posición de los ojos conjuntamente con las señales que comandan el estímulo hacia el paciente permite cuantificar la respuesta dinámica del sistema vestibular a los estímulos.

Mediante este equipo se pueden analizar aspectos de interés clínico en el área de la neurología y de la otorrinolaringología, vinculados con el estudio del sistema vestibular. Estos estudios son presentados aquí desde el punto de vista del análisis de sistemas lineales y del equipamiento y programas que los ponen en práctica.

13.3 ANÁLISIS DEL SISTEMA DE MOVIMIENTO OCULAR LENTO

El sistema de movimiento ocular lento procesa la señal visual desde el tronco cerebral en distintos niveles según sea para movimientos en el plano vertical u horizontal y el movimiento ocular es controlado por el cerebelo. El sistema ejecuta el movimiento ocular cuando el estímulo visual es un objeto que se desplaza en el espacio a una velocidad menor de 30 grados por segundo. El objetivo del sistema fisiológico es el de colocar en forma estable la imagen del objeto sobre la parte central de la retina (en la fovea, o parte central y sensible), durante toda su excursión. Este sistema se altera en numerosas enfermedades del sistema nervioso central y para estudiarlo se lo modela como un sistema lineal que recibe un estímulo (un blanco móvil) y entrega un resultado en la forma de la dirección de los ojos (la señal ENG). Para que las medidas puedan ser reproducidas y comparadas en el tiempo para un mismo paciente y entre diferentes laboratorios, fueron establecidas ciertas normas como la distancia del paciente al plano en el cual se mueve el estímulo (1 metro) y la excursión, también de 1 metro del blanco móvil. El ancho de banda del sistema fisiológico abarca de 0.1 Hz a 1.5 Hz. Para la prueba se somete al paciente a un estímulo de una sinusoide simple y se registra la respuesta de cada ojo, que es

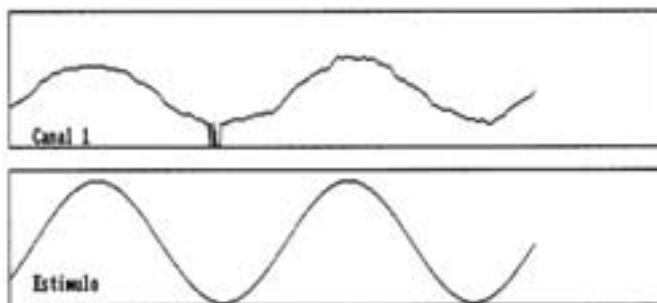


Figura 13.3 – Señales de ENG de seguimiento lento. El canal 1 es la respuesta ocular de un paciente frente al cual se mueve un blanco móvil (estímulo) a una frecuencia de 0.6 Hz (el tiempo entre dos crestas es de 1.7 segundos). Notar que la respuesta del paciente sigue de cerca el estímulo, con irregularidades y un episodio de artefactos probablemente debido al contacto del electrodo con la piel. En la hipótesis de sistema lineal, la sinusoide de entrada genera una sinusoide de salida eventualmente atenuada y alterada en fase. Tomado del equipo VESTI90 (12).

bastante próxima a una senoide también (Figura 13.3). El sistema de seguimiento ocular lento es un servosistema de velocidad con una latencia estímulo-respuesta despreciable (2) (3), para el cual se miden los parámetros siguientes:

- Ganancia estímulo-respuesta
- Fase de la respuesta con respecto al estímulo.

Para evaluar la respuesta del sistema vestibular sin que interfieran niveles cognitivos superiores como la anticipación de la posición del estímulo predecible como es una senoide regular, se somete al paciente a un estímulo visual no predecible. Un estímulo que no puede predecirse fácilmente es constituido por ejemplo por la suma de tres sinusoides de amplitud y fases constantes. El resultado se muestra en la Figura 13.4 con la respuesta del paciente. Bajo la hipótesis de sistema lineal, la respuesta a una suma de sinusoides debería también evidenciar las mismas frecuencias, eventualmente atenuadas si llegan al límite del ancho de banda del sistema de respuesta del paciente.

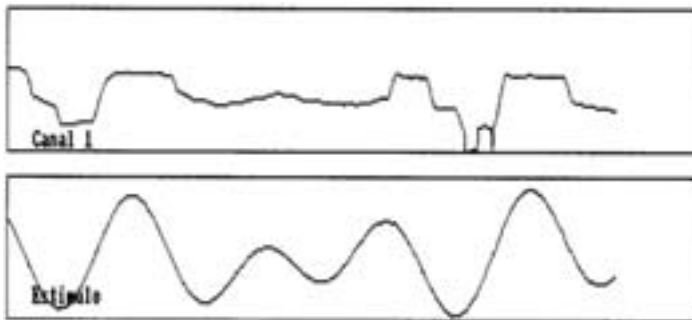


Figura 13.4 – Señales de ENG de seguimiento ocular no predecible. El canal I es la respuesta de un paciente frente al cual se mueve un blanco móvil (estímulo) obtenido mediante la suma de 0.2 Hz ($A=20$ unidades) + 0.8 Hz ($A=30$ u) + 1.2 Hz (100 u). La respuesta no sigue con tanta facilidad la posición del blanco móvil como en el caso de seguimiento lento de una senoide pura. Tomado de VEST190 (12).

La respuesta del seguimiento no predecible es analizada en frecuencia para establecer cuales de las componentes de entrada son seguidas por el paciente, lo que equivale a determinar su respuesta en frecuencia mediante un diagrama de Bode. La Figura 13.5 muestra el espectro de potencia de la respuesta presentada en la Figura 13.4. La relación entre las amplitudes de las sinusoides componentes del estímulo no predecible y las amplitudes de las componentes de la respuesta permite determinar en forma cuantitativa el funcionamiento del sistema vestibular del paciente y, dado que se trata de un método no invasivo, permite repetir la evaluación de funcionamiento del sistema.

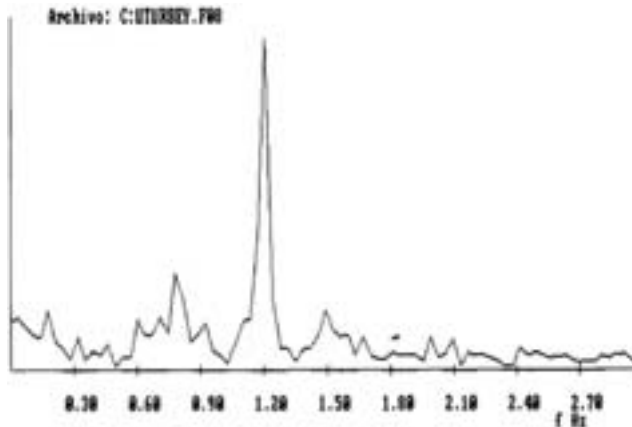


Figura 13.5 – Espectro de frecuencia de la respuesta a un estímulo no predecible. En este ejemplo de respuesta en frecuencia de un paciente normal sometido a un estímulo no predecible, la señal presentada al paciente es la suma de 0.2 Hz, 0.8 Hz y 1.2 Hz. Se distinguen los picos alrededor de las mismas frecuencias, junto con “no linealidades” esperables de un sistema biológico.

13.4 MOVIMIENTOS SACÁDICOS

El sistema oculomotor de movimientos rápidos, o movimientos sacádicos es un servosistema de posición que hace que ante un estímulo visual espacial el ojo se dirige hacia él con el objetivo de colocar su imagen en la fovea de la retina. Se usa este sistema oculomotor en forma permanente para ubicar un objeto en el espacio, para el reconocimiento de un rostro, para la lectura, entre una gran variedad de situaciones. La entrada de la información al sistema es visual y su manifestación (salida) es la posición de los ojos. El sistema tiene una representación en las áreas frontales de la corteza cerebral y la coordinación del movimiento está en el tronco cerebral regulado por estructuras del cerebelo. Por lo tanto, lesiones en diversas estructuras del sistema nervioso central pueden producir alteraciones funcionales de los movimientos sacádicos.

Los movimientos sacádicos son estudiados mediante la presentación de estímulos visuales en el plano horizontal y vertical y se mide la velocidad del movimiento ocular y el tiempo de latencia entre la presentación del estímulo y la respuesta oculomotora, como se muestra en la Figura 13.6.

13.5 MOVIMIENTOS REFLEJOS

Los movimientos reflejos, no voluntarios, de los ojos son generados a partir de estímulos que se producen en el campo visual (reflejo optocinético) y también como consecuencia de movimientos del cuerpo o de la cabeza (reflejo vestibulo-oculomotor).

El reflejo optocinético se produce cuando un objeto se desplaza en el campo visual, lo que desencadena un movimiento lento de los ojos en el sentido del des-

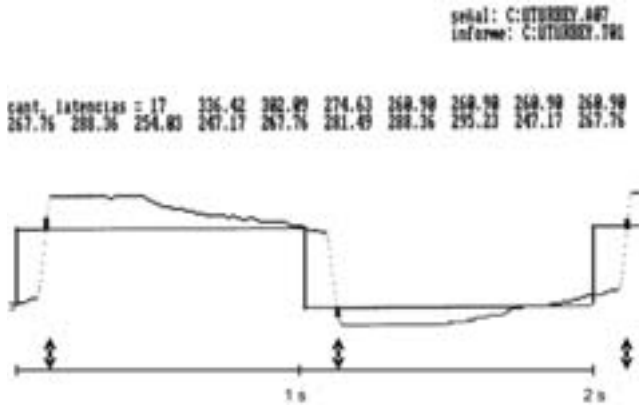


Figura 13.6 – Señal de movimientos sacádicos de un paciente normal. La onda cuadrada representa la posición (ordenadas positivas para la izquierda y ordenadas negativas para la derecha del paciente). Las flechas indican los momentos en que la respuesta ocular se enfrenta con el blanco móvil, con una latencia calculada por VESTI90. En este ejemplo se muestran 17 latencias (en unidades de muestreo) cuyo promedio en milisegundos será incluido en el informe diagnóstico. Tomado de VESTI90 (12).

plazamiento del objeto móvil y una recorreción rápida para volver al punto de inicio del movimiento a fin de recomenzar la respuesta refleja. Esta respuesta es denominada Nistagmus Optocinético y su función es la de mantener estable la imagen de un campo visual que se mueve. La señal de posición de los ojos (ENG) es un “diente de sierra” (Figura 13.7) en la que interesa medir la relación de velocidad entre estímulo visual y respuesta oculomotora. En la Figura 13.7 se muestran señales que representan la posición de un blanco en movimiento y la posición instantánea de los ojos. Este reflejo es alterado, al igual que los movimientos sacádicos y los movimientos lentos, por numerosas enfermedades del sistema nervioso central ya que su regulación involucra múltiples estructuras.

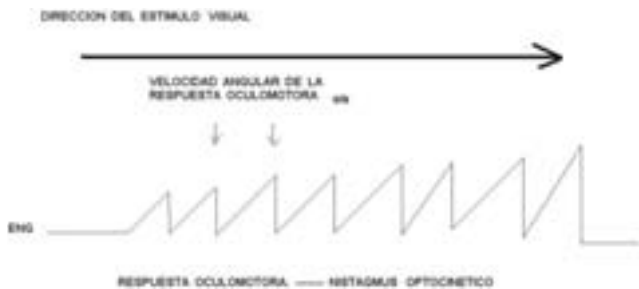


Figura 13.7 – Nistagmus Optocinético. El reflejo optocinético se produce como movimiento lento de los ojos en el sentido del desplazamiento del objeto móvil y una recorreción rápida para volver al punto de inicio del movimiento a fin de recomenzar la respuesta refleja. El nistagmus optocinético es no voluntario y se produce al estar sometida la visión a un objeto en movimiento.

El reflejo vestibulo-oculomotor se manifiesta cuando el paciente mueve la cabeza en cualquiera de los planos del espacio. El movimiento activa los mecano-receptores de canales semicirculares del oído interno (crestas de los canales) que generan un

estímulo sobre las neuronas oculomotoras del tronco cerebral y éstas a su vez producen una acción de la musculatura ocular que lleva el ojo en el sentido contrario al movimiento de la cabeza con la misma velocidad angular a fin de mantener la estabilidad del campo visual sobre la retina. Este reflejo es alterado en enfermedades del oído interno y del sistema nervioso central produciendo síntomas secundarios a la inestabilidad de la imagen en la retina como mareos, vértigos e inestabilidad.

El reflejo vestibulo-oculomotor es estudiado produciendo un movimiento rotatorio sinusoidal (menos de 0.75 Hz) del paciente alrededor de un eje vertical (Figura 13.10). El paciente está sentado en una silla montada sobre un eje solidario con un motor que imprime el movimiento deseado. La cabeza está sostenida para que reciba exactamente el estímulo de posición que un motor de pasos imprime al conjunto. Mediante contactos deslizantes o por telemetría se registran en forma simultánea la posición de la silla y la posición de los ojos mediante señales ENG. Las señales obtenidas (sinusoide de estimulación y casi sinusoides de respuestas oculares) están aproximadamente en oposición de fase como se ve en la Figura 13.8.

También se puede medir separadamente la función del vestíbulo derecho e izquierdo mediante la irrigación del oído externo con agua a una temperatura 7 grados por encima o por debajo de la del cuerpo humano, generando movimientos de convección de los líquidos del oído interno, y sus respuestas reflejas oculomotoras, llamadas “nistagmus calórico”.

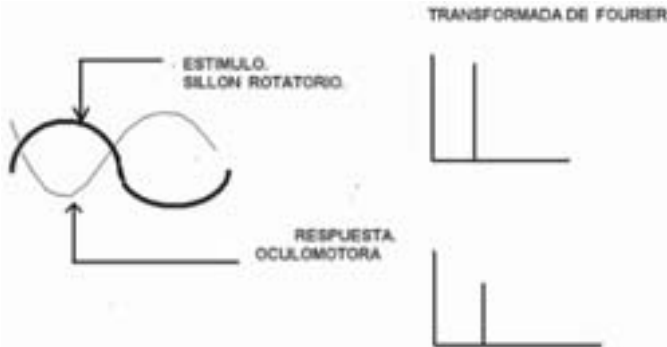


Figura 13.8 – Estimulación rotatoria alrededor de un eje vertical. La sinusoide que representa la posición angular de la silla y la “casi sinusoide” de la posición de los ojos en respuesta al estímulo. Asimilando el reflejo vestibulo-oculomotor a un sistema lineal, se determinan su ganancia y fase como elementos diagnósticos, además de evaluar las no linealidades.

13.6 PROYECTO DE INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN VESTIBULAR

Las tres pruebas diagnósticas descritas, movimientos lentos, sacádicos y reflejos, son representativas de una serie numerosa de procedimientos diagnósticos disponibles. Nos proponemos desarrollar un prototipo que permita analizar los movimientos sacádicos y lentos de pacientes que puedan colaborar y generar un informe de las

medidas en un archivo informático de historia clínica. Los elementos a tener en cuenta en el proyecto son:

- Preamplificadores y amplificadores ENG con banda pasante de 0.02 Hz a 5 Hz, una ganancia total de 1000 a 5000 y constante de tiempo del orden de 1 segundo.
- Aislamiento galvánico para protección del paciente y del operador.
- Secuencia de calibración de ángulos que permite determinar luego la posición de los ojos del paciente midiendo la señal ENG.
- Blanco móvil comandado por una función determinada por el operador.
- Silla de estimulación angular con comando de posición del eje de un motor de acuerdo a una función determinada.
- Resolver la transmisión de señales de un paciente en rotación (protocolos digitales inalámbricos -telemetría- sustituyen los contactos deslizantes).
- Adquisición de señales ENG simultánea con la generación de estímulos.
- Presentación de señales “en línea” para su control por parte del operador.
- Cálculo de la “función de transferencia” de la respuesta del paciente.
- Programar la generación del informe para la historia clínica del paciente.

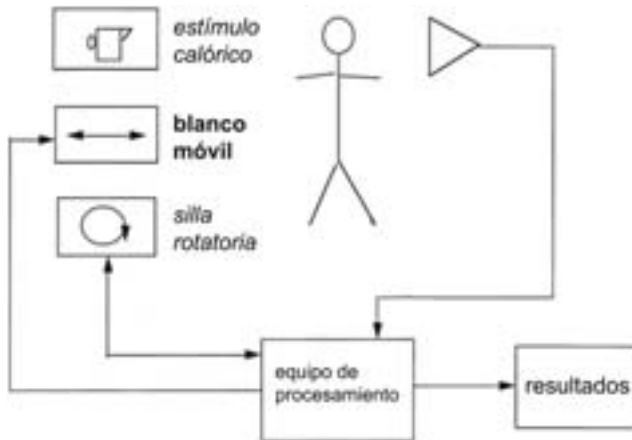


Figura 13.9 – Esquema de un equipo de estudio de la respuesta vestibular. Mediante diferentes estímulos el equipo determina automáticamente la función de transferencia del sistema vestibular. El procesamiento de señales oculares en respuesta a estímulos visuales, calóricos y rotatorios permite generar un informe clínico. El blanco móvil es una barra de diodos emisores de luz (LED) que se encienden uno por vez, como estímulo visual puesto a una distancia estándar del paciente.

El proyecto integra las siguientes partes, a desarrollar o ya disponibles:

- Electrodo para fijar en las sienas del paciente
- Amplificadores de ENG
- Blanco móvil (barra de LEDs o galvanómetro con haz de luz)

- Adaptación y aislamiento de señales (offset y ganancia para el A/D, separación galvánica de fuente y señal, aislamiento 3000 V y fugas <math>< 10\text{ mA}</math>)
- Adquisición de señales de ENG (a 8 bits por muestra, 20 muestras por ciclo @ 5 Hz de frecuencia de repetición del estímulo son 100 Hz por 2 señales = 200 Hz <math>< 1\text{ KHz}</math>)
- Dispositivo de presentación de señales y de medidas
- Motor de pasos y su controlador
- Silla rotatoria
- Capacidad de cálculo y de coordinación (computador o microcontrolador)
- Programación (sistema de tiempo real, generación del estímulo, cálculos sobre señales adquiridas, informe para la Historia Clínica Electrónica, atención del operador por teclado, calibración, comunicación en la red local, LAN y bases de datos)

El proyecto de los circuitos de alimentación de transductores y de adquisición de señales contempla lo especificado en el capítulo 2 sobre seguridad del paciente, lo que implica la elección de amplificadores aislados y la disposición de elementos constructivo con corrientes de fuga mínimas y que las consecuencias de una primera falla en el equipo no sean potencialmente letales. Para cumplir estas funciones se plantea un esquema general como el de la Figura 13.9 donde se resumen los bloques funcionales del equipo.

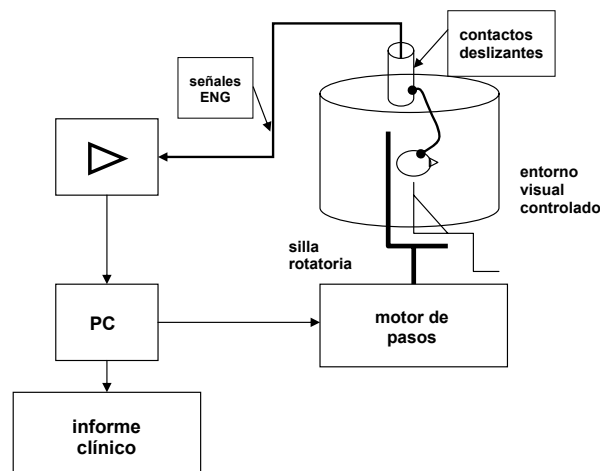


Figura 13.10 – Elementos de la silla de estimulación rotatoria. Para evaluar la respuesta del sistema vestibular del paciente, el uso de un motor de pasos (“step motor”) permite programar el movimiento con una función precisa, como por ejemplo una aceleración angular constante hasta llegar a una velocidad angular constante por 2 segundos y luego una desaceleración también constante, en una prueba de duración total de 30 segundos. Tomado de ROTAOT, proyecto de silla rotatoria, 1988. Actualmente el entorno visual controlado sería implementado con cascos y visores de “realidad virtual”.

Para someter el paciente a un estímulo de rotación, mediante aceleraciones angulares conocidas, el proyecto del equipo se completa con una silla rotatoria

comandada por el programa del instrumento. En décadas anteriores, del punto de vista constructivo se debía resolver el contacto rotatorio de las señales fisiológicas, modalidad que está siendo sustituida por transmisión telemétrica del ENG, con protocolos digitales inalámbricos.

13.7 SEÑALES DE MEDIDA DE LA POSTURA

El estudio de la postura del paciente (posturografía) y su ajuste en respuesta a estímulos simples o complejos se hace mediante modelos de sistemas de control. Estas representaciones presentan dificultades ya que varios componentes del sistema de control de la postura no son lineales. Estas alinealidades son consecuencia de orígenes tan diversos como la mecánica del cuerpo, las características de respuesta de los sistemas sensoriales, los retardos en el procesamiento y transmisión neuronales además de las propiedades de activación muscular. En segundo lugar, si el cuerpo fuera modelado rigurosamente como una estructura de múltiples grados de libertad (tobillos, rodillas, etc.) las ecuaciones de movimiento serían extremadamente complicadas, lo que atentaría contra una comprensión intuitiva del mecanismo de la posición. Por lo tanto se usan modelos simplificados como los que describen Dichigan (4) y Peterka (5).

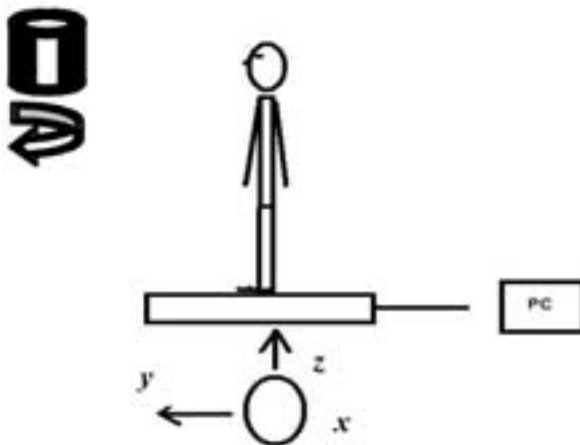


Figura 13.11 – Plataforma para la determinación del centro de presión. El centro de presión de un paciente es la proyección del baricentro sobre el piso (COP “Centre of Pressure”). El eje “y” apunta hacia delante del paciente, el eje “z” hacia arriba y el “x” indica posiciones hacia la derecha e izquierda (en la figura se aleja del lector). La plataforma contiene varios sensores de presión piezoeléctricos y un circuito electrónico de integración que entrega a la computadora (PC) tres señales, x, y, z que representan el COP y el peso del paciente. El tambor en el ángulo superior izquierdo con rayas verticales representa el estímulo visual al que se somete el paciente con elementos de realidad virtual.

En la actividad clínica se necesita cuantificar el control postural en respuesta a estímulos visuales, somatosensoriales o vestibulares. El paciente que evidencia estrategias erróneas en el control de la postura y de la marcha en presencia de cambios

en la información sensorial del entorno, está sujeto al mecanismo productor de la inestabilidad y por lo tanto a caídas, situación de relevancia particular en el anciano (6). Nashner y Horak describieron y cuantificaron por medio de la posturografía (7) alteraciones en el equilibrio de personas añasas y en pacientes con lesiones del sistema nervioso central. El control postural fue descrito en respuesta a diferentes estímulos visuales (6) y fue documentada su variación en pacientes sometidos a tratamientos de rehabilitación (8).

13.8 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL DE POSICIÓN

El objetivo del sistema de adquisición es registrar en el tiempo la posición del centro de presión (Center of Pressure, COP) de un individuo. El COP es la proyección vertical del centro de masa sobre el piso. Se representa el COP con sus coordenadas en el plano horizontal, perpendicular a los planos medio-lateral (ML) (abscisa COPx) y ántero-posterior (AP) (ordenada COPy) del paciente. Es así que la variable x indica las desviaciones a la derecha e izquierda del paciente y la variable y indica desviaciones hacia adelante y atrás del paciente. Para determinar el COP se dispone de una plataforma que sensa presiones con elementos piezoeléctricos o piezoresistivos, conectada a una computadora que calcula el COP en todo momento. La Figura 13.11 muestra un esquema de conexiones de una plataforma para el estudio de las oscilaciones del COP en pacientes parados y eventualmente sometidos a estímulos visuales, vestibulares o somatosensoriales.

13.9 PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE POSICIÓN

El sistema de control de la postura opera en base a oscilaciones que en el paciente normal parado son tan pequeñas que no se perciben en la experiencia cotidiana. Para cuantificar estas oscilaciones se analizan los registros del COP que se mueve en el plano (x,y) . Las oscilaciones se dan en todas las direcciones y para cuantificarlas se determina una “elipse de confianza al 95%” cuyos semi ejes son el percentil 95 de la distribución de cada coordenada de las nubes de los sucesivos puntos (COPx, COPy). Se aplican además técnicas de análisis tiempo-frecuencia. Presentamos a continuación un ejemplo de análisis tiempo-frecuencia, ya que la determinación de las nubes de puntos es una técnica habitual en estadísticas.

Las señales COPx y COPy no son estacionarias, lo que permitiría aplicar el análisis de frecuencias por transformada de Fourier. Es necesario entonces considerar representaciones tiempo-frecuencia de las señales, que consisten en funciones del tiempo y de la frecuencia $f(f,t)$ que muestran la evolución del espectro de frecuencias a lo largo del tiempo. Para obtener representaciones tiempo-frecuencia se calcula el espectrograma como transformada de Fourier de trozos de señal a los cuales se aplica una “ventana”. El espectrograma representa la densidad de energía asociada a cada componente en ese intervalo de tiempo.

En toda representación tiempo-frecuencia, se verifica el principio de incertidumbre de Heisenberg-Gabor (9) ya que el producto de las resoluciones en tiempo (Δt) y en frecuencia (Δf) está acotado según la relación:

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq 1/(4\pi).$$

Esta relación indica que ambas resoluciones no pueden ser arbitrariamente finas. Una mejora en la resolución temporal se traduce en una pérdida de resolución en frecuencia, y viceversa.

Una densidad de energía tiempo-frecuencia muy utilizada en virtud de sus propiedades de resolución es el *escalograma* (10). El escalograma de una señal x , llamado aquí $SCAL_x$, es la versión energética de la transformada Wavelet:

$$SCAL_x(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) \sqrt{\frac{f}{f_0}} \psi^* \left(\frac{f}{f_0} (u-t) \right) du \right|^2,$$

donde $\Psi(t)$ es la wavelet madre (una función de energía finita, centrada en $t = 0$ con pasabanda de frecuencia central f_0). Para el análisis tiempo-frecuencia de las señales COPx y COPy se utilizó un escalograma con wavelet de Morlet (11)

$$\psi(t) = e^{-u^2/2} e^{2i\pi f_0 t},$$

por ser la wavelet que optimiza la resolución tiempo-frecuencia $\Delta t \cdot \Delta f$.

La Figura 13.12 muestra el escalograma de un registro del COP en un paciente con trastornos del equilibrio que fue sometido a un tratamiento de rehabilitación.

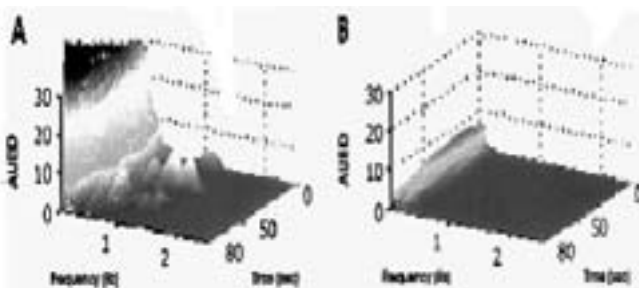


Figura 13.12 – Escalogramas de un registro del centro de presión COP. En (A) se muestra el escalograma de un paciente con trastornos del equilibrio y en (B) el escalograma una vez que el paciente recibiera un tratamiento de rehabilitación.

En la Figura 13.12 el escalograma previo al tratamiento tiene componentes de frecuencia hasta 2 Hz y amplitudes en las frecuencias más bajas de hasta 30 unidades arbitrarias (UA). En la misma Figura 13.12 el escalograma del paciente luego del tratamiento muestra que fueron reducidos los componentes de frecuencia menores

de 0.2 Hz y que la amplitud de las frecuencias bajas es menor de 10 UA. A menor contenido de frecuencias por encima de 0.2 Hz y menor amplitud en las frecuencias bajas, más adecuadas son las estrategias de mantenimiento de la postura por parte del paciente. El escalograma tiene la capacidad de evaluar el comportamiento postural en distintos momentos del registro, ya que se refiere a una “ventana de tiempo” y por lo tanto se puede repetir luego de determinados estímulos presentados a los ojos (como receptor visual), a los receptores vestibulares o somatosensoriales.

13.10 REFERENCIAS

- 1 Baloh R, Honrubia V. “Electronystagmography” In Baloh-Honrubia Editors “Clinical Neurophysiology of the Vestibular System”. Phyladelphia. PA: Davis. 1979:125-161.
- 2 Suárez H, Macadar O, Cibils D. Analyse Dynamique de la Poursuite Oculaire Horizontale et son Application Clinique. *Revue Otoneuroophthalmologie*. 1980:143-146.
- 3 Suárez, H- Pereda A- Macadar O. The Clinical Value of Phase Relation in non Predictive Eye Tracking. *The Journal of Laryngology and Otology*. 1983:97;593-597.
- 4 Dichigan J, Diener H C. The contribution of vestibula-spinal mechanism to the maintenance of human upright posture. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1989:107; 338-345.
- 5 Peterka R J. Simple model of sensory interaction in human postural control. *Multisensory Control of Posture*. 1995:281-288.
- 6 Suárez H, Musé P, Suárez A and Arocena M. Assessment of the risk of fall, related to Visual Stimulation in Patients with Central Vestibular Disorders, *Acta Otolaryngol. (Stockh)*, 2001:121;220-224.
- 7 Nashner L M , Shupert C L , Horak F B , Black F O. Organization of Posture Controls: an analysis of sensory and mechanism constraints. “*Progress in Brain Research*. 1995;80;441-418.
- 8 Suárez H, Arocena M, Suárez A, Artagaveytia TA, Musé P, Gil J Changes in Postural Control Parameters after Vestibular Rehabilitation in Patients with Central Vestibular Disorders. *Acta Otolaryngol*. 2003;123;143-147.
- 9 Papoulis A. *Signal Analysis*. New York. McGraw-Hill. 1977.
- 10 Mallat S. A. *Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press. 1998.
- 11 Kronland-Martinet R. Mortlet and Grossman A. “Analysis of sound pattern through wavelets transform “*J. Pattern Recognition. Artificial Intell*.1987, vol .1:273;3-1.
- 12 Delisante D, Delprato P, Simini F, Suárez H y Uturbey W “VESTI90: Equipo para el estudio de la respuesta oculomotora a estímulos periódico y aleatorios”. In: XVI Congreso Mexicano de Ingeniería Biomédica; Durango, México, 1993.
- 13 Delisante D, Delprato P, Simini F, Suárez H y Uturbey W “VESTI90: equipo para el estudio de la respuesta oculomotora a estímulos periódicos y aleatorios”. VI Jornadas de la Sociedad Uruguaya de Biociencias; Piriápolis, Uruguay, Oct. 1991.
- 14 Parmentier J. “The Physics of Labyrinthine Motion Stimulus”, *Neurologic Clinics*, 1990:8;2;261-268.