

Aplicación de videonistagmografía, de código abierto y multiplataforma, para el análisis del reflejo vestibulo ocular (VOR)

Carlos José Alejandro Paiz Meschler

Trabajo final de carrera.
Instituto de Investigación en Tecnologías de la Información Aplicadas a la Inclusión
(Dir. Ing. Luis Rodolfo Campos)
Facultad de Informática, ciencias de la comunicación y técnicas especiales.
Universidad de Morón.
alepaizmeschler@hotmail.com

Abstract. Ciertos movimientos reflejos que involucran la participación de los músculos de los ojos, dependen del correcto funcionamiento del sistema vestibular (ubicado en el oído interno y relacionado con el equilibrio y el control espacial). Un 30% de las consultas al otorrinolaringólogo consisten en alteraciones del equilibrio. Y un 90% de esos casos, se podrían tratar con la rehabilitación vestibular, evitando además los fármacos y la cirugía. En este trabajo, se describe una aplicación de código abierto, capaz de correr en diferentes plataformas, que permite analizar los movimientos de los ojos de un paciente y detectar problemas en su sistema vestibular.

Palabras clave: videonistagmografía, vestibular, VOR, pupilas, OpenCV, QT.

1 Introducción

El equilibrio es el estado por el cual el cuerpo conserva una postura estable contrarrestando la acción de la gravedad. Tres sistemas cooperan en el mantenimiento del equilibrio: el visual, el **vestibular** y el propioceptivo (receptores repartidos por todo el cuerpo y que informan de la posición de las articulaciones, músculos, etc.). El sistema vestibular es un órgano situado en el oído interno (ver fig. 1), entre cuyas funciones se encuentran el equilibrio, el mantenimiento de la cabeza en una posición erecta y el ajuste de los movimientos oculares para compensar los de la cabeza. Una parte consta de tres canales semicirculares, que forman entre sí ángulos rectos representando los tres planos del espacio (conducto semicircular anterior, posterior, y externo u horizontal), por lo que uno u otro detectan la aceleración rotacional en cualquier dirección. Estos compartimentos contienen un líquido en su interior denominado **endolinfa**. Los tres canales se conectan por sus extremos al **utrículo**. Dichas uniones reciben el nombre de **ampollas**. Cada ampolla contiene un receptor

sensitivo conocido como **cresta**. La cresta consiste en una masa gelatinosa, la cúpula, que se extiende desde el piso hasta el techo de la ampolla, cerrándola. Introducidos en la cúpula están los cilios de las células ciliadas. La resistencia de la endolinfa inclina la cúpula y sus células ciliadas en dirección opuesta a la dirección en la cual está girando la cabeza. Debajo del utrículo está el **sáculo**. Los receptores sensitivos del utrículo y del sáculo, las **máculas**, son diferentes de los de las crestas. Cada mácula consiste en una masa gelatinosa conocida como la **membrana otolítica** en la cual se incluyen partículas minerales y proteicas llamadas **otolitos**. Por debajo de la membrana otolítica existen células ciliadas cuyos cilios están fijados a la membrana. El peso de los cristales hace que la masa gelatinosa cambie de posición al moverse la cabeza. Por tanto, el movimiento produce una fuerza mecánica sobre los cilios de las células pilosas receptoras, lo cual estimula el nervio vestibular y brinda conciencia de la posición de la cabeza en el espacio. Los cilios también responden al rápido movimiento de inclinación y a la aceleración y desaceleración lineales. En las células ciliadas se encuentran terminaciones nerviosas pertenecientes a neuronas que se agrupan en el interior del conducto auditivo interno para constituir el ganglio vestibular (también llamado de Scarpa), que constituye el origen del nervio vestibular.

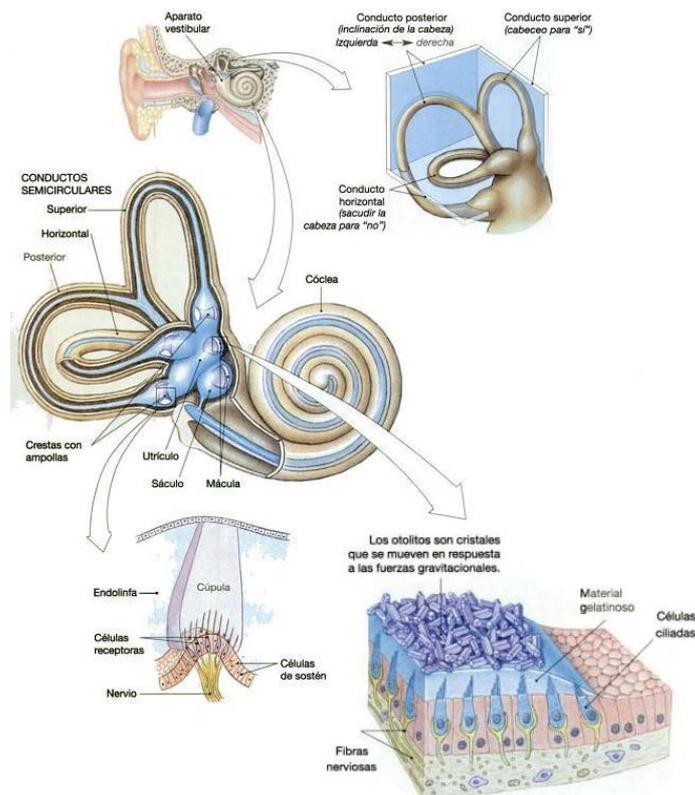


Fig. 1. Ubicación y componentes del sistema vestibular [1].

Las alteraciones del equilibrio del cuerpo humano, que se manifiesta en vértigos y mareos, constituyen un problema muy frecuente para el otorrinolaringólogo, ya que suponen el 30% de las consultas de este especialista. El 90% de esos casos se podrían tratar con la rehabilitación vestibular, evitando además los fármacos y la cirugía, ya que la gran mayoría de esos trastornos no son producidos por lesiones orgánicas severas, sino por descompensación en el aparato del equilibrio: vestíbulo del oído, canales semicirculares auditivos, nervio acústico, núcleos encefálicos del tronco o sus conexiones con otros territorios cerebrales y los ojos [2] [3].

2 Reflejo vestibulo ocular (VOR)

Con la palabra **nistagmo** se designa un movimiento reflejo de los globos oculares, cuya meta es la de asegurar la orientación óptica en el espacio, que debe ser garantizada a pesar de la constante variación de la posición del cuerpo y de la cabeza. El nistagmo de origen vestibular (que se produce ante movimientos de aceleración y desaceleración de la endolinfa, que estimulan a los receptores ampulares de los conductos semicirculares) se denomina reflejo vestibulo-ocular o VOR (*Vestibulo-Ocular Reflex*). El VOR coordina 6 músculos extraoculares en sentido contrario al movimiento de la cabeza con una velocidad y amplitud que compensa el movimiento de la misma. Un VOR deficiente es incapaz de conducir a los ojos de una manera totalmente compensatoria, dando lugar a un cambio en la dirección de la mirada durante el movimiento de cabeza que causa el desplazamiento o deslizamiento de la imagen retiniana del objetivo visual, que a su vez se percibe como un movimiento aparente del objetivo [4]. Este movimiento ilusorio del entorno visual durante el movimiento de la cabeza se llama oscilopsia y es una manifestación común en pacientes con trastornos vestibulares que afectan al VOR. La reducción unilateral del VOR hará oscilopsia principalmente con movimientos hacia el oído afectado, mientras que la reducción bilateral causa oscilopsia durante cualquier movimiento de la cabeza. Una reducción leve de la función vestibular unilateral, puede causar una sensación fugaz de oscilopsia sólo después de un movimiento de la cabeza muy rápido [5] [6] [7].

3 Rehabilitación vestibular

El término rehabilitación vestibular (RV) hace referencia al conjunto de actividades indicadas a un paciente con el fin de promover la compensación vestibular y reducir los síntomas derivados de una lesión vestibular. Se basa en la capacidad de compensación que tiene el sistema vestibular, entendida ésta como el conjunto de fenómenos de reorganización neurológica que permiten recuperar el equilibrio después de una lesión vestibular y cuyo objeto es la recuperación funcional del mismo. Mientras que el objetivo del tratamiento médico y/o quirúrgico es conseguir una situación vestibular estable, la RV tiene como objetivos mejorar el equilibrio funcional del paciente (especialmente durante la deambulación), mejorar su capacidad

para ver claramente durante el movimiento de cabeza, mejorar su estado físico general y su nivel de actividad, reducir su aislamiento social, y disminuir el desequilibrio (sensación de estar fuera de balance) y oscilopsia (visión borrosa durante el movimiento de cabeza) [8].

A través de pruebas de diagnóstico, los médicos pueden evaluar objetivamente el VOR, lo que permite ejercicios muy específicos e individualizados que se prescriben con el fin de reeducar el sistema vestibular para que se comunique adecuadamente con los ojos. Estos ejercicios se hacen generalmente con la cabeza moviéndose en dos direcciones específicas, ya sea hacia arriba y hacia abajo o de lado a lado, mientras los ojos siguen centrados en un objetivo [9] [10].

Los dos métodos más comunes de evaluación vestibular son la videonistagmografía (VNG) y la electronistagmografía (ENG).

El término “electronistagmografía” (registro eléctrico del nistagmo) ha sido utilizado para describir una serie de pruebas que usan electrooculografía (EOG), que se refiere al registro de los potenciales eléctricos asociados al movimiento de los ojos. El principio detrás de la EOG es la grabación de cambios en el potencial corneo-retinal a través del uso de electrodos de superficie colocados alrededor de los ojos. Los electrodos colocados en el exterior grabarán movimientos horizontales del ojo, y los electrodos colocados arriba y abajo del ojo grabarán movimientos verticales del mismo. Un electrodo de referencia es colocado lejos de los ojos. El potencial corneo-retinal es la diferencia de potencial eléctrico entre la córnea y la retina. Esta diferencia de potencial es de unos 20mV, comportándose como un dipolo. Cuando el ojo se mueve hacia la derecha, se produce un incremento en el potencial del electrodo junto al ojo derecho y un descenso en el potencial del electrodo junto al ojo izquierdo. Esto ocurre porque la córnea cargada positivamente está más cerca del electrodo de la derecha y más lejos del electrodo de la izquierda [11].

La VNG establece la posición del ojo mediante la localización de la pupila y la detección de su centro, iluminándolos con luz infrarroja, utilizando unas gafas con cámaras de video preparadas para grabar en infrarrojo. Debido a que los ojos no reaccionan a la luz infrarroja, se pueden observar mientras el paciente está en total oscuridad. Entre los registros que componen la VNG se pueden mencionar:

Prueba calórica: consiste en aplicar un estímulo calórico para desencadenar la aparición de nistagmo. Puede realizarse mediante la irrigación del conducto auditivo con agua o bien con aire, a diferentes temperaturas. Al irrigar con agua caliente, se produce un nistagmo hacia el lado irrigado; al hacerlo con agua fría el nistagmo se produce hacia el oído no estimulado. La ausencia de respuesta calórica por destrucción del oído interno o daño de conexiones vestibulares se denomina arreflexia vestibular (en lenguaje coloquial, “laberinto muerto”).

Prueba rotatoria: El nistagmo se produce por el estímulo alternativo de ambos laberintos, el cual se genera con el paciente sentado en un sillón que gira u oscila hacia uno y otro lado. Este movimiento giratorio sufre una frenada oportunamente, apareciendo entonces una corriente endolinfática de inercia en sentido contrario al anterior. Al estimularse ambos laberintos de forma simultánea no se puede obtener información aislada de un laberinto, a diferencia de lo que ocurre con las pruebas calóricas.

4 Detección de las pupilas

Paul Viola y Michael Jones publicaron en 2001, en el congreso de la IEEE sobre visión artificial y reconocimiento de patrones, un algoritmo para detectar caras de cualquier tamaño en una imagen blanco y negro [12]. En su trabajo introducen una representación de la imagen denominada imagen integral. La imagen integral permite calcular muy velozmente las características de la imagen utilizadas tanto en el entrenamiento como en la detección. Usando la imagen integral, la suma de los píxeles correspondientes a un rectángulo de una característica dada puede calcularse con cuatro accesos a la matriz de la imagen integral (fig. 2). Esto implica que la diferencia entre dos rectángulos puede calcularse con solo ocho accesos, pero si los rectángulos son adyacentes y comparten un lado, el número de accesos se puede reducir a seis [13].

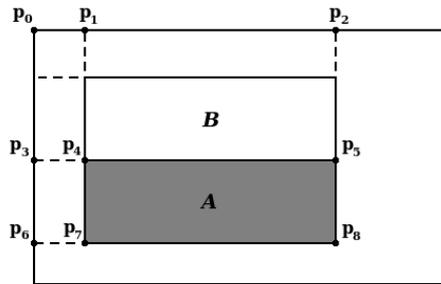


Fig. 2. Cálculo de la suma de píxeles utilizando la imagen integral: $I(p_8)$ es la suma de los píxeles dentro del rectángulo formado por p_0 , p_2 , p_6 y p_8 . $I(p_5)$ es la suma para el rectángulo dado por p_0 , p_2 , p_3 y p_5 . $I(p_7)$ es la suma para el rectángulo dado por p_0 , p_1 , p_6 y p_7 . $I(p_4)$ es la suma para el rectángulo dado por p_0 , p_1 , p_3 y p_4 . La suma para el rectángulo A está dada por: $I(p_8) - I(p_5) - I(p_7) + I(p_4)$.

Estos filtros rectangulares se pueden agrupar como filtros de dos rectángulos, tres rectángulos, y cuatro rectángulos, como se muestra en la figura 3.

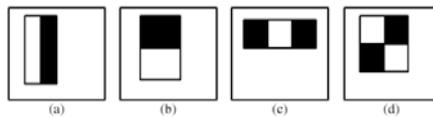


Fig. 3. El método de Viola-Jones utiliza diferentes filtros de características tipo Haar para detección de rostros. Estos filtros se aplican a cada ventana de exploración de la imagen de entrada. Cuando la combinación de respuestas de filtro en una ventana determinada excede un umbral, se dice que un rostro ha sido detectado. Aquí, (a) y (b) son filtros de dos rectángulos, (C) es un filtro de tres rectángulos, y (d) es un filtro de cuatro rectángulos. Se debe tener en cuenta que los filtros se muestran en relación a la ventana de detección (rectángulo exterior).

El algoritmo de detección que proponen Viola y Jones para el entrenamiento es una variante del algoritmo de Adaboost, pero se organiza como una cascada de nodos de rechazo. Cada etapa está compuesta por un único clasificador fuerte. En caso de que,

en una etapa, una subimagen sea detectada como fondo o no cara, se descarta esa subimagen. En caso de que sea detectada como cara, pasa a ser evaluada por la siguiente etapa. En la última etapa, las subimágenes detectadas como caras son el resultado final del algoritmo de detección. Las primeras etapas deben evaluar mayor cantidad de imágenes y por ello se diseñan los primeros clasificadores fuertes para que tengan un costo computacional mucho menor que los de las últimas etapas. Por ejemplo, al entrenar con rostros, casi todos (99,9%) de los rostros son detectados pero muchos (alrededor del 50%) de los que no son rostros son erróneamente detectados en cada nodo. Pero esto no es un problema porque usando, por ejemplo, 20 nodos todavía dará lugar a una tasa de detección de nodos (a través de toda la cascada) de $0,999^{20}$ (equivalente a 98%) con una tasa de falsos positivos de solamente $0,5^{20}$ (equivalente a 0,0001%).

Dado que la técnica de detección de rostros Viola-Jones es un método de detección de objetos genérico, la misma técnica puede utilizarse para detectar componentes individuales dentro de una imagen del rostro detectado. Por ejemplo, el filtro de tres rectángulos se puede utilizar para detectar los dos ojos y el puente de la nariz. Esto es porque los ojos tienen típicamente valores más oscuros de intensidad en comparación con el puente de la nariz y la aplicación del filtro de los tres rectángulos sirve para amplificar aún más estas diferencias [14].

OpenCV (*Open Source Computer Vision*) es una biblioteca para visión por computadora en tiempo real que comenzó a ser desarrollada por un equipo de desarrolladores de Intel dirigido por Gary Bradsky en 1999 y actualmente es mantenida por “Willow Garage”, una empresa que desarrolla hardware y software de código abierto para aplicaciones de robótica de uso personal [15] [16]. Esta biblioteca implementa una versión del algoritmo Viola-Jones, que luego fue extendida por Rainer Lienhart y Maydt Jochen para usar características diagonales (ver fig. 4). OpenCV se refiere a este detector como el “clasificador Haar”, ya que utiliza características Haar o, más precisamente, wavelets tipo-Haar que constan de adiciones y sustracciones de regiones rectangulares de una imagen antes de aplicar un umbral al resultado [17].

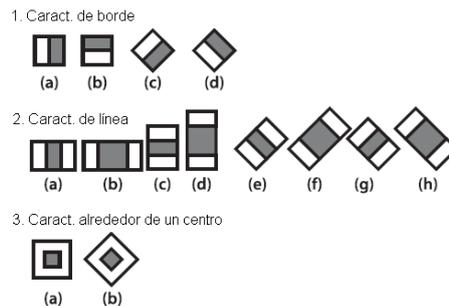


Fig. 4. Características tipo Haar de OpenCV (las regiones rectangulares y rotadas se calculan fácilmente a partir de la imagen integral): en esta representación esquemática de las wavelets, la región clara se interpreta como “añadir esa área” y la región oscura como “sustraer esa área”.

Nuestro algoritmo para detectar las pupilas consta de dos etapas: primero, se utilizan los clasificadores tipo Haar que incorpora OpenCV para detectar la posición del ojo y establecer la región de interés (ROI, *Region Of Interest*), es decir, la porción de la imagen sobre la que vamos a trabajar. Esto nos permite evitar lidiar con las zonas oscuras en los bordes de la imagen (por ejemplo: cejas) que interfieren con la detección la pupila. La segunda etapa consiste en aplicar una serie de filtros (suavizado, aumento del brillo y contraste, eliminación de píxeles que no sean demasiado oscuros, detección de bordes, detección de círculos) sobre la ROI para obtener la posición de la pupila. La figura 5 ilustra estas etapas.

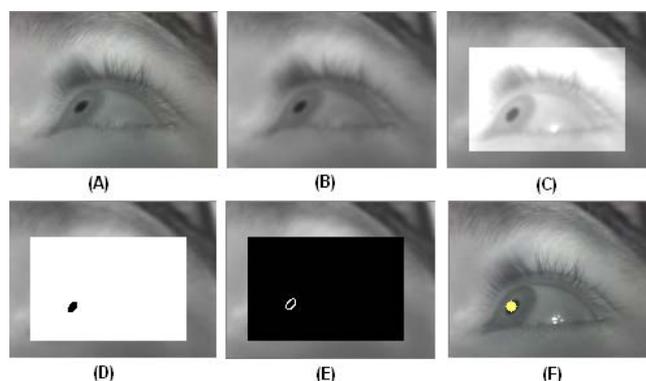


Fig. 5. Secuencia de pasos de nuestro algoritmo para detectar la pupila utilizando OpenCV.

Se parte de una imagen en escala de grises (A), obtenida utilizando luz infrarroja para iluminar el ojo, que al estar fuera del espectro de luz visible no produce la contracción de la pupila, haciendo más sencilla su detección.

Se utilizan los clasificadores Haar que incorpora OpenCV. Con el clasificador para ojo (*haarcascade_eye.xml*), la función *cvHaarDetectObjects* devuelve la ubicación del mismo dentro de la imagen. Este paso se realiza por única vez, para establecer la ROI. Se sigue este enfoque por dos motivos: por un lado, para eliminar zonas de los bordes de la imagen que producen ruido al momento de detectar la pupila y, por otro lado, porque utilizar los clasificadores Haar junto a los filtros en tiempo real, es muy costoso en tiempo de procesamiento.

Sobre la ROI se aplica una función de suavizado (*cvSmooth*), para eliminar parte del ruido (B). Se aumenta el brillo y el contraste para que la pupila resalte aún más (C). Se aumenta al máximo el brillo de los píxeles que superen un determinado umbral y se disminuye al mínimo el de aquellos que no lo superen (*cvThreshold*). De esta manera, se conservan únicamente los píxeles más oscuros, aquellos que forman la pupila (D).

Se aplica una función para detectar contornos (*cvCanny*) (E). Finalmente, se utiliza una función para detectar círculos (*cvHoughCircles*) que devuelve la posición de la pupila para poder marcarla (utilizando *cvCircle*) en la imagen inicial (F).

Debemos remarcar el hecho de que con la VNG se va a realizar el seguimiento del punto más oscuro en el campo de la cámara. Condiciones como ptosis (también

llamado “parpado caído”) o pestañas largas y oscuras, pueden interferir con la detección de la pupila. La cirugía de cataratas y los implantes de lentes también pueden ser problemáticos, y no puede ser usado maquillaje del ojo (sobre todo rimel). La desventaja más notable es el hecho de que los pacientes deben mantener sus ojos abiertos. Los pacientes de más edad y medicados a veces tienen dificultad para mantener los ojos abiertos mientras están en la oscuridad total o cuando es inducido vértigo. Los pacientes que tienen ojos pequeños o poco contraste entre la pupila y el iris y la esclerótica (el blanco del ojo) son más adecuados para grabaciones ENG.

5 Desarrollo de la aplicación

Nuestra aplicación es de código abierto, sin costo de licencia (se distribuye bajo la licencia GPL), y multiplataforma, con lo cual tampoco es necesario pagar la licencia de un sistema operativo, pudiendo correr bajo Linux. Esto le otorga una gran ventaja frente a los sistemas de VNG comerciales, que debido a sus altos costos únicamente pueden ser adquiridos por centros de salud importantes, y no por profesionales independientes. Por ejemplo, la empresa francesa Synapsys, ofrece un sistema de VNG [18]. Pero su costo es de €1.000 y su software se ejecuta únicamente bajo sistemas Windows.

Nuestra aplicación está desarrollada en C/C++, para lograr un mayor rendimiento que con tecnologías que se ejecutan sobre una máquina virtual (como Java o .NET). El entorno de trabajo elegido es Qt [19], que es de código abierto y está disponible en múltiples plataformas. Utiliza el lenguaje de programación C++ de forma nativa. Permite escribir código fuente una sola vez, para que luego sea compilado y usado en el entorno deseado (Windows, Linux, Mac, etc.).

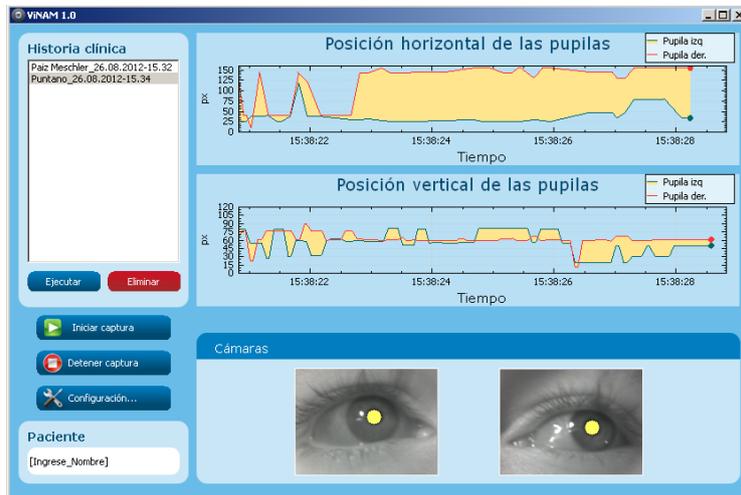


Fig. 6. Ventana principal de nuestra aplicación.

La pantalla principal consta de 2 gráficos de líneas. El superior muestra la posición horizontal de cada pupila a través del tiempo. Y el inferior la posición vertical de ellas a través del tiempo.

En la parte inferior, se observa la entrada de cada una de las cámaras (esta aplicación necesita de unas gafas con luz infrarroja y dos cámaras, una por cada ojo). Y sobre ellas, la pupila marcada con un círculo de color claro.

El paciente es sometido a diferentes tests (prueba calórica, prueba rotatoria, etc.) y se grafica la posición de cada pupila mientras los realiza. El profesional evalúa la presencia (o ausencia) de problemas en su sistema vestibular en base a los gráficos obtenidos. Las sesiones se guardan en disco y pueden ser consultadas las veces que sea necesario (o eliminadas cuando ya no sean de utilidad).

6 Conclusiones

En una sociedad en la que muchas personas se automedican sin medir las consecuencias negativas que eso puede ocasionar en su salud, creemos que es positivo aportar parte de nuestro tiempo y conocimiento a construir una solución que permite mejorar la calidad de vida de personas con problemas vestibulares sin recurrir a ningún tipo de medicamento. Una solución que podría transformarse en una alternativa seria, para aquellos profesionales de la salud que no pueden acceder a un sistema profesional de videonistagrafía, cuyos valores están en el orden de los miles (e incluso decenas de miles) de dólares o euros.

Nuestra solución, además, es de código abierto. Apuesta al software libre. No sólo para que cualquier persona pueda investigar y aprender con ella. Sino también para que cualquiera que lo desee, pueda contribuir a mejorarla y ayudar a que se transforme en una alternativa real, de bajo costo, que pueda ser utilizada por cualquier profesional independiente en su consultorio privado, y no sólo en los centros de salud especializados.

Referencias

- [1] Silverthorn (2008): *Fisiología Humana* (4^{ta} ed). Buenos Aires: Ed. Médica Panamericana. p.356.
- [2] Brown Lee E., Ferrigno Vance A.(2007): *Entrenamiento de velocidad, agilidad y rapidez*. Badalona: Paidotribo. p.80.
- [3] *La rehabilitación vestibular para vértigos y mareos evita la cirugía y los fármacos*. Sánchez Mayka (03-03-1997), http://www.elpais.com/articulo/sociedad/rehabilitacion/vestibular/vertigos/mareos/evita/cirugia/farmacos/elpepisoc/19970203elpepisoc_5/Tes
- [4] Bear Mark F., Connors Barry W., Paradiso Michael A. (2007): *Neuroscience, exploring the brain* (3rd ed). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- [5] Goebel Joel A. (2001): *Practical management of the dizzy patient*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. p.117-120.
- [6] Herdman Susan J. (2007): *Vestibular Rehabilitation* (3rd ed.). Philadelphia: Susan Herdman.

- [7] Stokes Maria (2006): *Fisioterapia en rehabilitación neurológica* (2^{da} ed.). Madrid: Elsevier.
- [8] Hamid Mohamed, Sismanis Aristides (2006). *Medical otology and neurotology - A clinical guide to auditory and vestibular disorders*. New York: Thieme. p.96-97.
- [9] Desmond Alan (2004): *Vestibular function: evaluation and treatment*. New York: Thieme.
- [10] Roland Peter S., Meyerhoff William L., Marple Bradley F. (1997): *Hearing loss*. New York: Thieme.
- [11] Micheli Federico, Nogués Martín A., Asconapé Jorge J., Fernandez Pardal Manuel María, Biller José (2002). *Tratado de neurología clínica*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana. p. 100.
- [12] Viola Paul, Jones Michael: *Rapid object detection using a boosted cascade of simple features*. IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2001.
- [13] Morelli Ariel, Padovani Sebastian (2011): *Detección y reconocimiento de caras*. Tesis de Licenciatura en Ciencias de la Computación. Universidad de Buenos Aires. p.19-30.
- [14] Jain Anil K., Ross Arun A., Nandakumar Karthik (2011): *Introduction to Biometrics*. Springer: New York. p.111-114.
- [15] Szeliski Richard (2010): *Computer Vision: Algorithms and Applications*. London: Springer. p.682.
- [16] OpenCV. <http://opencv.willowgarage.com/wiki/>
- [17] Bradsky Gary, Kaehler Adrian. (2008). *Learning OpenCV - Computer Vision with the OpenCV Library*. Sebastopol: O'Reilly.
- [18] Synapsys Video Nystagmography. Recuperado el 16 de septiembre de 2012 de: <http://www.synapsys.fr/en/p-video-nystagmography-44.htm>
- [19] Qt - Cross-Platform application and UI framework. <http://qt.nokia.com/>