

Diseño de dispositivo para detección de alteraciones del sistema vestibular

Juan Carlos Maya González¹, Jesús A. Duarte-Gualteros², Oscar Fernando Avilés Sánchez^{3, *}

¹ *Servicio Nacional de Aprendizaje, Bogotá, Colombia*

² *Colegio Minuto de Dios Ciudad Verde, Bogotá, Colombia*

³ *Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia*

Resumen— Los desórdenes vestibulares como el vértigo con mayor prevalencia en la población afectada pueden diagnosticarse con diferentes herramientas incluido el test de agudeza visual dinámica. Test que a nivel clínico únicamente incluye la monitorización de velocidad de movimiento de rotación de la cabeza sin mayores herramientas que permitan el diagnóstico puntual del canal semicircular horizontal acotado en la dinámica completa del movimiento. En el presente artículo se presenta una herramienta tecnológica completa para el desarrollo del test que permite el sensado de los movimientos de la cabeza en los ejes x , y , z y la interacción con una interfaz gráfica para la evaluación de la agudeza visual con errores encontrados al final de la implementación inferiores al 2% en ángulos de inclinación y flexión y del 4% al 15% para el ángulo máximo de rotación.

Palabras clave— Acelerómetro; canal semicircular; giroscopio; Test de Agudeza Visual Dinámica.

DESIGN DEVICE FOR TAMPER DETECTION OF THE VESTIBULAR SYSTEM

Abstract— Vestibular disorders as the vertigo, with higher prevalence in the affected population, can be diagnosed using different tools including the dynamic vestibular acuity test. Test including at clinical level only the speed motorization of head without more tools to allow the specific diagnose of the horizontal semicircular canal bounded in the complete dynamic of movement. This article present a complete technologic tool to the development of the test, allowing the sensing of head movements in the x , y , z axis and the interaction with a graphical interface to evaluate the visual acuity, with found differences at the end of the implementation lower of 2% in flexion and inclination angles and of 4% to 15% to the maximum rotation angle.

Keywords— Accelerometer; Semicircular Canal, Gyroscope, Dynamic Visual Acuity Test.

DESIGN DE DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE DISTÚRBIOS DO SISTEMA VESTIBULAR

Resumo— distúrbios vestibulares como a vertigem, com maior prevalência na população afetada, pode ser diagnosticada através de diferentes ferramentas, incluindo o teste de acuidade vestibular dinâmico. Incluindo o teste a nível clínico somente a

* Dirección para correspondencia: oscar.aviles@unimilitar.edu.co

DOI: <http://dx.doi.org/10.14508/rbme.2016.10.19.57-65>

motorização velocidade da cabeça sem mais ferramentas para permitir o diagnóstico específico do canal semicircular horizontal delimitada a dinâmica de movimentos. Este artigo apresenta uma ferramenta tecnológica completa para o desenvolvimento do teste, Permitindo que o sensor de movimentos da cabeça nos x, y, eixo z ea interação com uma interface gráfica para avaliar a acuidade visual, com diferenças encontradas no final da Implementação inferior de 2% em ângulos de flexão e de inclinação e de 4% a 15% para o ângulo de rotação máxima.

Palabras-chave—Acelerômetro, canal semicircular, Giroscópio, teste de acuidade visual dinâmica.

I. INTRODUCCIÓN

Clinicamente el vértigo es una sensación ilusoria de movimiento, bien sea del entorno del paciente o de él mismo. Se presenta una distorsión de la realidad que puede ser una percepción errónea o deformada de la persona que sufre alteraciones vestibulares, morbilidades que día por día se convierten en las enfermedades más comunes de las distintas poblaciones a nivel mundial [1].

La prevalencia de vértigo en jóvenes es de 1,8% y en la tercera edad del 30% siendo más frecuente en las mujeres [2]. En Estados Unidos, el registro anual de incidencia en el primer nivel de atención es de 1,7%, con una prevalencia anual de 17% y una prevalencia de por vida de cerca del 25%. En el Reino Unido, se estima una prevalencia de por vida de cerca del 40%, incluyendo mareo, vértigo e inestabilidad [1]. En Colombia un estudio de la consulta neurológica del vértigo ocupó entre 4,5% y el 2,3% [3]. En el hospital Universitario de Manizales se hallaron diferentes tipos de mareos en mayores de 60 años, entre ellos se encuentran la sensación de borrachera con 35,3%, seguido por vértigo con 33,8%, inestabilidad con 19,3% y mareo pre sincopal o síncope con 11,5% [4]. En el hospital Universitario San Vicente de paúl de 87 pacientes con diagnóstico de vértigo, el 62,1% eran de origen periférico (la enfermedad de Menière su más frecuente diagnóstico), 11,5% de origen central, y el 20,7% no se estableció origen [5].

A nivel de herramientas diagnósticas, existe gran variedad de dispositivos o herramientas que los expertos utilizan para la detección de las enfermedades antes mencionadas. Entre ellas se encuentra la eletronistagmográfica (ENG) en la que se colocan electrodos alrededor de los ojos del paciente, registrando el movimiento ocular o trayectorias retino-oculares en relación al reflejo nistagmo optocinético, que después será analizado como campos magnéticos o eléctricos [6]. La videonistagmografía (VNG) que realiza un rastreo del movimiento ocular por medio de cámaras de infrarrojo y luz visible instaladas en gafas permitiendo llevar un registro filmico del movimiento ocular que luego es analizado como grados de movimiento [7]. Estos procedimientos efectúan pruebas tanto en presencia como en ausencia de luz. Adicionalmente, la VNG trae consigo

una prueba de diferencia calórica en la que al paciente se le inyecta corrientes de aire a diferentes temperaturas para encontrar diferencias en el oído izquierdo o derecho.

Por otra parte, el Test de Agudeza Visual Dinámica (DVAT) se fundamenta en la lectura de una letra en fase estacionaria y se repite mientras el paciente va girando la cabeza de manera horizontal, con esto se busca identificar perdida vestibular bilateral [7].

En el presente artículo se presenta el diseño electrónico fundamentado en la agudeza visual dinámica que mediante la interacción con el sensado completo de los movimientos de la cabeza permite realizar un test acotado en la evaluación del canal semicircular horizontal y la dinámica asociada.

II. FISIOLÓGIA DEL SISTEMA VESTIBULAR

El complejo sistema vestibular integra funciones básicas relacionadas con el movimiento del individuo; alimenta constantemente al sistema nervioso central sobre cualquier aceleración o desaceleración angular o lineal y contribuye en la orientación visual mediante el control de los músculos oculares, interviniendo además en el tono de los músculos esqueléticos para mantener una postura adecuada.

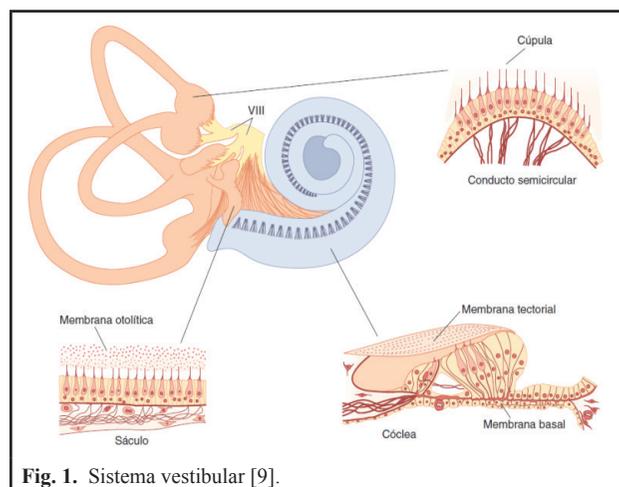


Fig. 1. Sistema vestibular [9].

Este sistema está compuesto por el receptor periférico que lo forman los canales semicirculares, el utrículo y el sáculo. Los canales semicirculares en número de tres a

cada lado, superior, posterior y horizontal, presentan en un extremo una dilatación, la cresta ampular, que es el receptor de las aceleraciones angulares de la cabeza al desplazarse la endolinfa inmersa en el canal respectivo [8]. Fig. 1.

A) Conductos semicirculares

Los conductos semicirculares se encuentran distribuidos de manera perpendicular en cada uno de los tres ejes x , y , z dentro de las cavidades óseas. Su funcionamiento es vital para el equilibrio, cada uno de estos conductos contienen endolinfa, líquido que cuando se mueve la cabeza se agita y mueve los diminutos pelos de cada canal. Estos pequeños pelos convierten el movimiento de la endolinfa en mensajes nerviosos que se envían al cerebro. Información con la que el cerebro toma decisiones para mantener el equilibrio, y llevarlo a términos del circuito de motricidad somática o circuito oculomotor.

Los conductos semicirculares intervienen en el reflejo vestibulo-ocular. Útil para mantener la mirada estable sobre el mismo punto. Cuando los conductos semicirculares detectan un giro de la cabeza, los núcleos vestibulares envían señales a los núcleos que controlan el movimiento de los ojos para que estos giren en dirección contraria al movimiento y se mantenga el enfoque en el mismo punto.

Las neuronas del reflejo vestibulo-ocular asociadas se encuentran localizadas en el ganglio vestibular, núcleo vestibular y núcleo motor ocular, permitiendo así la conexión directa entre el sensado de movimiento en la ampulla y el movimiento ocular en dirección contraria; un cuantificador del reflejo vestibulo ocular es la ganancia del mismo, obtenida como el coseno entre la velocidad del movimiento de la cabeza y el movimiento ocular [10].

B) Vértigo

Es un síntoma que consiste en una falsa percepción de movimiento; el paciente nota que él o el entorno se desplazan sin que en realidad exista movimiento alguno. Por ser una sensación subjetiva, es preciso que el paciente se encuentre consciente, lo que elimina del concepto de vértigo otras situaciones que a veces se confunden con el ictus, síncope, lipotimias. El vértigo es un síntoma no excluyente, esto es, se acompaña de otros síntomas en función de la patología que lo origina y son éstos los que orientan su posible etiología. Suele ser de inicio brusco y generalmente se acompaña de síntomas vegetativos e indica afectación del sistema vestibular [11].

Es necesario diferenciar si es de origen central o periférico, a nivel periférico se sospecha la afectación audiológica, y a nivel central la presencia de síntomas o signos de afectación neurológica. Siendo las de origen central menos frecuente que el periférico; se da en el 20% de los ancianos.

C) Agudeza visual dinámica

La agudeza visual estática (AVE) ha sido la capacidad más comúnmente evaluada en gabinetes optométricos y oftalmológicos. Sin embargo, en razón a que este no es indicador funcional completo del sistema visual, el test de agudeza visual dinámica (DVAT), permite examinar la capacidad visual cuando existe un movimiento de la cabeza del individuo [12].

Al respecto, el sistema vestibular permite focalizar un objeto a pesar de los movimientos a los que este sujeto la cabeza del individuo. Si bien, el control de la estabilización de la imagen en la retina esta también asociado a rastreo visual (pursuit), propiocepción, predicción o movimientos oculares rápidos (saccade) [10]. El reflejo vestibular ocular controla de manera directa el movimiento ocular en dirección contraria al movimiento de la cabeza.

El Test de Agudeza Visual Dinámica (DVAT) permite examinar el reflejo vestibulo-ocular, a partir de la estimación de la agudeza visual cuando la cabeza se encuentra en movimiento, en comparación con la agudeza visual estática. El test de agudeza visual estática parte con optotipos de tamaño 20/80, mientras que el de agudeza visual dinámica empieza con tres niveles arriba del nivel de agudeza visual estática previamente encontrado [13] [14].

El DVAT puede determinarse rotando pasivamente la cabeza del paciente horizontal o verticalmente con una frecuencia cercana a los 2Hz [15] [16]. Como resultado de los dos exámenes, uno estático y otro dinámico, se espera que la agudeza visual del paciente no disminuya en más de dos líneas en relación a la tabla de Snellen. Para el caso de la examinación de la agudeza visual estática y dinámica la distancia a la que se ubica el paciente es 3 metros.

Por tanto, la determinación de los tamaños y las letras se realiza según la tabla de Snellen, partiendo de un carácter en la fila tres niveles arriba de la agudeza visual estática y disminuyendo el tamaño línea a línea. En el desarrollo del test, pacientes normales tienen una disminución de su agudeza visual de dos líneas, valor mayor para el caso de disfunciones vestibulares [17]. “*Pacientes con hipofunciones bilaterales tienen una disminución de hasta cinco o seis líneas, debido a la oscilopsia que se provoca. En los casos de hipofunción vestibular aguda, el paciente puede disminuir de dos a cuatro líneas comparando con la medición con la cabeza estática*” [18].

Para la ejecución del test es importante tener en cuenta los optotipos que se le van a presentar al paciente durante la prueba, porque se pueden presentar inconvenientes como el color, contraste, tipografía, distancia al sujeto y la iluminación [19]. La tabla de Snellen garantiza las primeras cuatro variables constantes, definiendo caracteres en

color negro y fondo blanco, en una relación directamente proporcional a la distancia del paciente.

En el DVAT, el paciente se encuentra girando su cabeza horizontal o verticalmente a velocidades estándar de 0,7 Hz (70 deg/sec), 1,0 Hz (100 deg/sec), 1,4 Hz (140 deg/sec), y 2,0 Hz (200 deg/sec). Siendo un ciclo la ubicación de la cabeza al máximo recorrido [10]. Al respecto, las velocidades son superiores a 0,7Hz debido a que se evita el control del movimiento ocular smooth-pursuit [17] [20]. Igual ocurre con los requerimientos de distancia mínima requerida, (el display donde aparecen los caracteres de la tabla de Snell se deben ubicar a una distancia mínima de 3 a 4 metros) y el tiempo que aparece el carácter para ser leído (se requiere desplegar carácter máximo por 200ms) [20]. Pulsos comunes son de 83ms [13] [14], evitando así posibles sacadas [21]. Con estas restricciones se limita el test únicamente a la respuesta vestibular.

En general los test aplicados se basan en el movimiento de rotación de la cabeza, con mayores o menores velocidades límite y un estimativo no claramente acotado del ángulo recorrido a aplicar: En [15] se exige un recorrido promedio de 20 grados hacia la izquierda y 20 grados a la derecha mientras que en [18] lo establece a un recorrido de 60 grados sin exigencias mayores frente al posible movimiento de la cabeza en los demás ejes de rotación y que también afectan el reflejo vestibulo ocular y por tanto la agudeza visual total; realizar el test de manera versátil a determinados ángulos bien definidos de recorrido permitiría aumentar la caracterización de estudios a realizar con diferentes exigencias objetivas para el sistema vestibulo ocular.

En cuanto a la dirección del movimiento, en [21] se establece el estudio de desarrollo del DVAT en los demás ejes de giro relacionados con la ubicación de todos los canales semicirculares; movimientos específicos en la dirección de determinado canal semicircular generan marcadas disminuciones en la agudeza visual de canal semicircular ipsilesional versus lo resultados en un paciente normal o los demás canales semicirculares no lesionados. De modo que establecer el movimiento de giro de la cabeza en una sola dirección permite el diagnóstico del canal semicircular relacionado individualmente, esto, para el desarrollo del dispositivo a presentar se traduce en acotar el movimiento angular de la cabeza de flexión e inclinación, garantizando la evaluación únicamente del canal semicircular horizontal.

Por último, para las herramientas actuales entre la mayor desventaja del DVAT se encuentra la falta de cooperación del paciente para el desarrollo de los movimientos [22]. Desventaja que se ve menguada si el despliegue de los caracteres en la pantalla solo se ejecuta cuando el movimiento en magnitud y dirección es el adecuado cuantitativamente.

III. MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de los requerimientos de diseño en cuanto a detección de velocidad de rotación de la cabeza, ángulo total de recorrido, detección de movimiento de la cabeza por flexión e inclinación; el prototipo planteado despliega el test de agudeza visual dinámica garantizando el diagnóstico en un solo plano o eje de rotación con la velocidad y ángulo establecido previamente en la aplicación

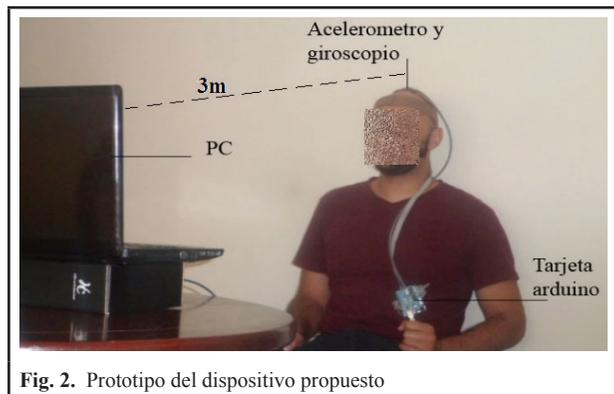


Fig. 2. Prototipo del dispositivo propuesto

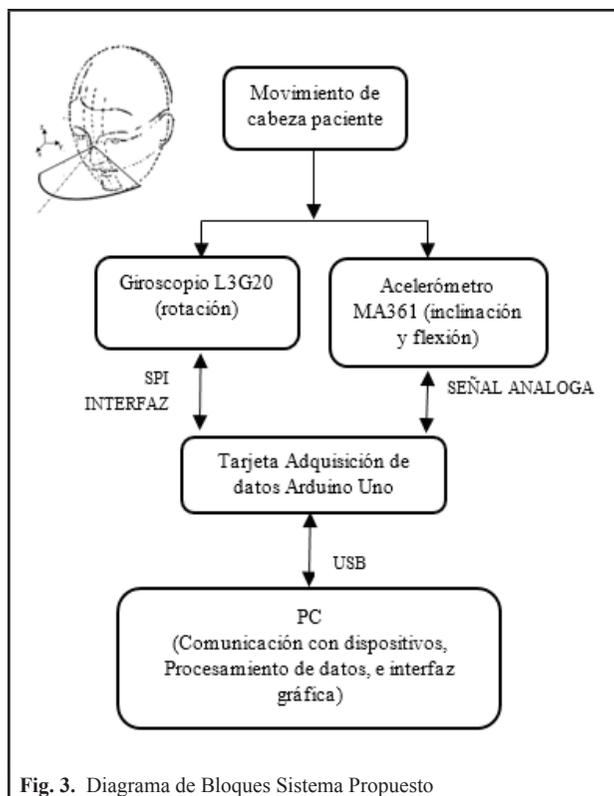


Fig. 3. Diagrama de Bloques Sistema Propuesto

A) Arquitectura

En la Fig. 2. se presenta el prototipo diseñado para el dispositivo y en el diagrama de bloques propuesto de

la Fig. 3. Se resalta la implementación de dos sensores MEMS conectados a la tarjeta Arduino, como medio de adquisición de datos y pre procesamiento antes del procesamiento final de datos y el despliegue de la interfaz gráfica en Matlab.

El giroscopio usado para la detección de velocidad angular y posterior obtención del ángulo de rotación se conecta mediante la interfaz serial a la tarjeta Arduino Uno, usando el protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*) de 4 hilos; al respecto es de resaltar el uso de cable blindado de 6 hilos calibre No 24, esto en razón a la alta velocidad usada 115200 bits/s y en pro de minimizar el posible ruido que se genere durante el procesamiento al realizar la integral de la señal de entrada y que pudiera significar una deriva mayor y causa de errores en el despliegue de los resultados.

La interfaz usada entre la tarjeta de adquisición y el acelerómetro permite mediciones análogas de 0 a 3,3v, registrando las componentes (x , y , z) de aceleración total influenciada principalmente (según la caracterización del DVAT) por el vector gravedad terrestre; el objetivo de la medición de los componentes es determinar el nivel de ortogonalidad del eje z de la tarjeta con respecto al suelo y por consiguiente el grado de inclinación y flexión de la cabeza del individuo. Finalmente la interfaz entre la tarjeta Arduino Uno y el PC usada es la interfaz USB de ambos dispositivos.

B) Adquisición de datos

La tarjeta Arduino Uno, sirve como tarjeta de adquisición de datos y pre-procesamiento: parte de la configuración e inicialización de los dispositivos conectados (acelerómetro, giroscopio y PC), y con una comunicación bien establecida entre los componentes, la tarjeta se presenta como un esclavo frente a las necesidades de adquisición de datos del PC e interfaz gráfica. Cuando el programa implementado en Matlab requiera los datos de los sensores, éste enviara el carácter "A" para que la tarjeta Arduino envíe consecuentemente los datos de velocidad angular en el giroscopio y ángulos de inclinación y flexión censados. Estos dos últimos ángulos se calculan como el ángulo que existe entre las distintas componentes de aceleración del acelerómetro.

En la Fig. 4. Se presenta el diagrama de bloques descriptivos de la funcionalidad de la tarjeta Arduino Uno.

La tarjeta de adquisición conectada al PC vía serial por el puerto USB, envía la información en sincronía con las solicitudes del aplicativo en Matlab.

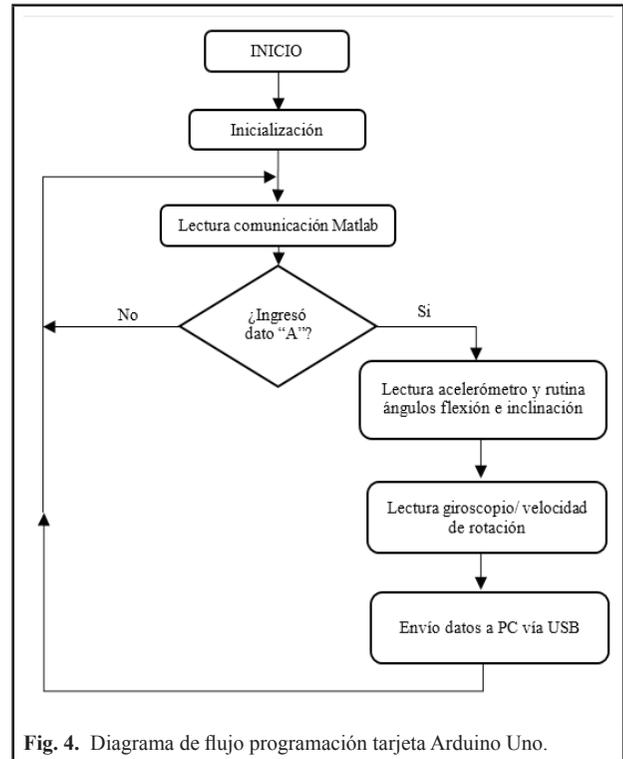


Fig. 4. Diagrama de flujo programación tarjeta Arduino Uno.

C) Aplicativo

El aplicativo desarrollado inicia con el establecimiento de la comunicación con la tarjeta de adquisición, la lectura de parámetros según requerimientos de la interfaz gráfica de los movimientos de la cabeza, y posterior solicitud de información a la tarjeta Arduino.

Éste mantiene conectividad con la tarjeta tipo "Arduino" y solicita los datos sensados con una trama de tres datos (velocidad angular, ángulo flexión y ángulo inclinación). A partir de ello, se modifica la interfaz gráfica para el despliegue o no de un carácter alfabético, resultando así en la ejecución tecnológica del examen de agudeza visual acotado en cuanto a los límites mínimos de la velocidad angular, ángulo mínimo de recorrido y ángulos de inclinación y flexión máximos aceptables.

Para solicitar la información, el aplicativo envía el carácter "A" y espera para recibir los 3 datos censados. Desde la interfaz de Matlab se modifican los límites en las mediciones angulares, el tamaño del carácter y carácter mostrado.

En el procesamiento de los datos provenientes del giroscopio (velocidad angular), se requiere el uso de un buffer de 100 datos que se desplaza a cada llegada de nuevo dato, posteriormente el buffer se integra para el cálculo del ángulo instantáneo y se filtra mediante un filtro Butterworth pasa altos a 0,1Hz de orden 6.

El uso del buffer y filtro obedece a contrarrestar al fenómeno de deriva presentado en el giroscopio en la integración de la señal entregada.

Con la llegada sincrónica de los datos de movimiento de la cabeza del individuo y los criterios establecidos en la interfaz gráfica (velocidad mínima de rotación, ángulo mínimo de recorrido, e inclinación y flexión máxima de la cabeza) la interfaz muestra (despliegue por 83ms) un optotipo que el usuario debe identificar como examinación de su agudeza visual dinámica; frente a un desvío de la información adquirida y los criterios establecidos, la imagen deja de aparecer hasta que el usuario ajuste sus movimientos.

En la Fig. 5. Se presenta la descripción funcional en diagrama de bloques de la aplicación en Matlab.

Y como resultado de la implementación en Matlab, en la Fig. 6. Se presenta la aplicación final en respuesta a los requerimientos del test de agudeza visual dinámica propuesto.

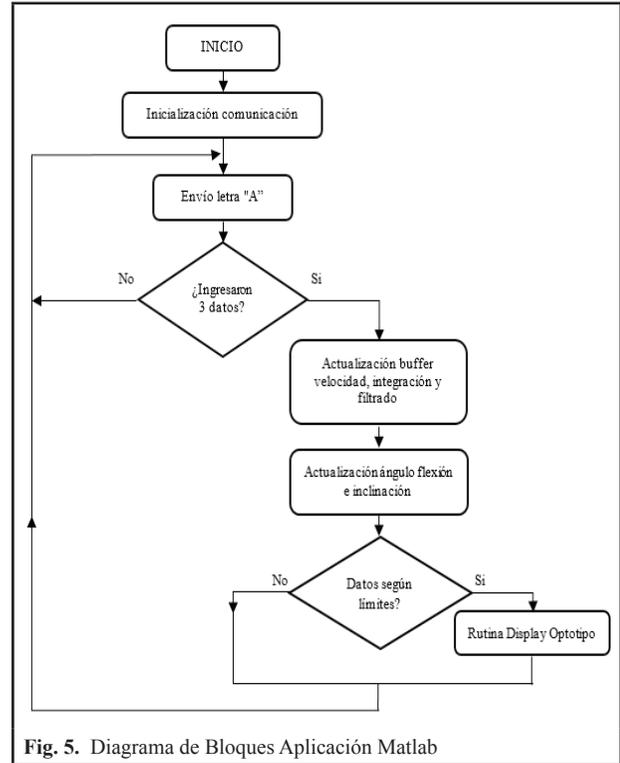


Fig. 5. Diagrama de Bloques Aplicación Matlab

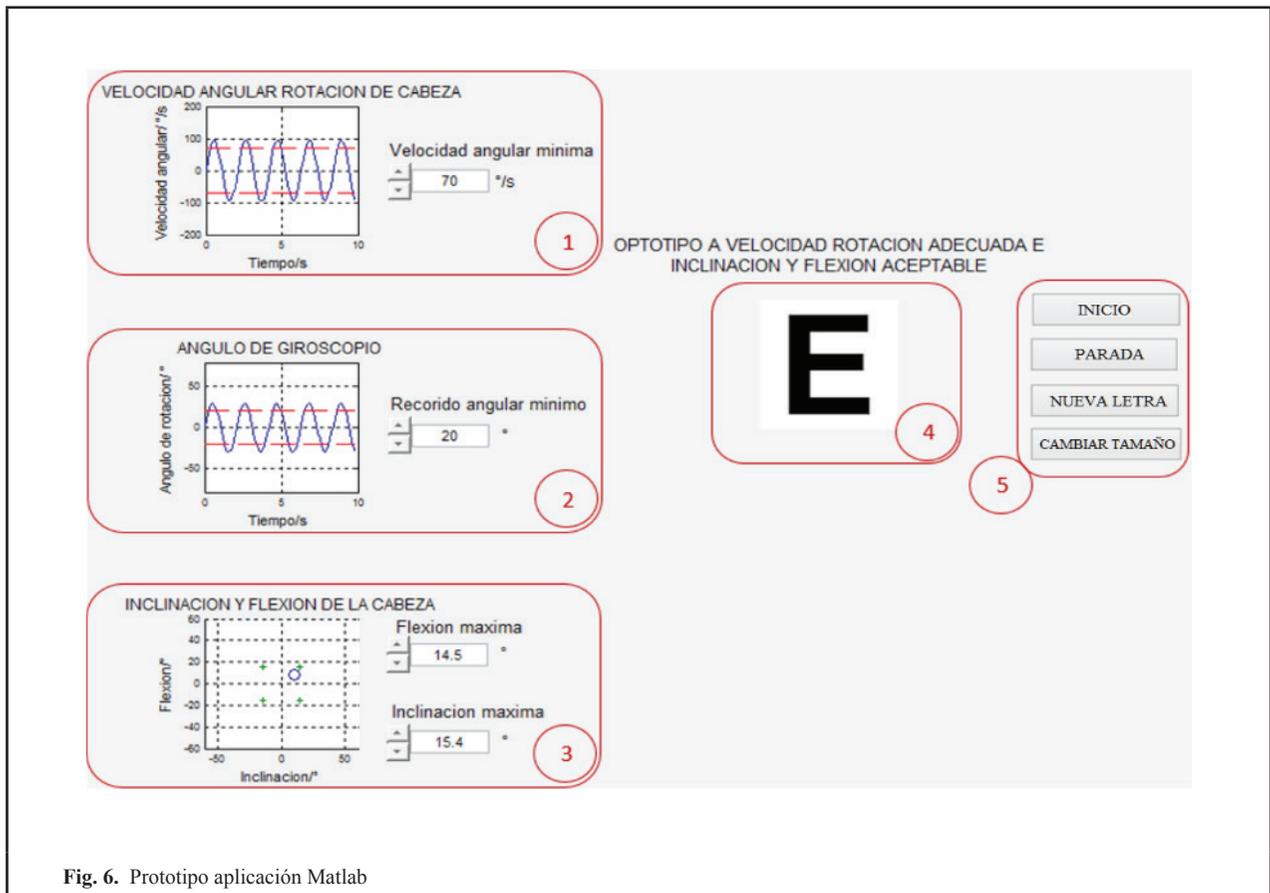


Fig. 6. Prototipo aplicación Matlab

La interfaz presentada se compone al lado izquierdo de tres graficas de detección del movimiento y ubicación de la cabeza; puntualmente, en la sección uno de la fig. 6. Se encuentra la medición de velocidad angular, en la sección 2 la medición del ángulo de recorrido, y en la sección 3 la medición en plano xy de la inclinación y flexión de la cabeza. Cada gráfica va acompañada de los controles para aumentar o disminuir los límites permisibles de detección de movimiento para mostrar el carácter.

A nivel funcional, cuando la velocidad angular de rotación, el ángulo recorrido y el nivel de flexión e inclinación sean los adecuados según los límites, se presenta en la sección 4 de la fig. 6. la imagen pulsada del optotipo ('letra E' por ejemplo) para ser distinguido por el paciente; los controles del lado izquierdo en la sección 5 permiten cambiar el tamaño, la letra mostrada e iniciar y detener el test.



Fig. 7. Montaje para validación del dispositivo

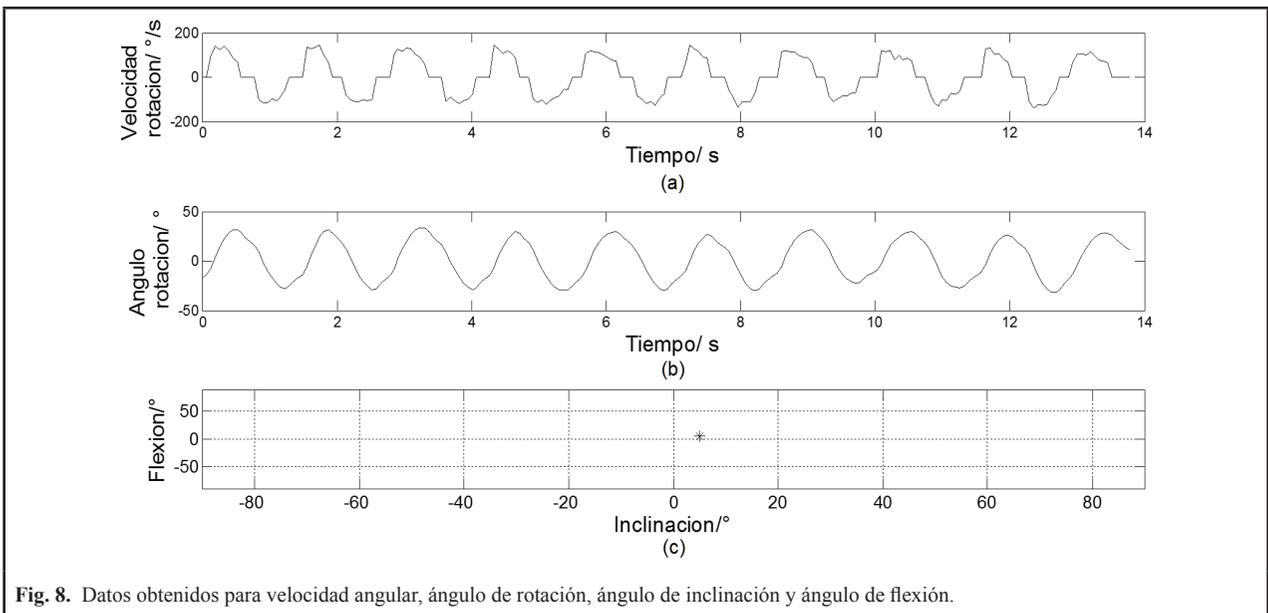


Fig. 8. Datos obtenidos para velocidad angular, ángulo de rotación, ángulo de inclinación y ángulo de flexión.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para la validación de los datos presentados por la interacción de los sensores, la tarjeta de adquisición de datos, la aplicación Matlab y las interfaces entre los dispositivos, se realizó el despliegue de la información continua mediante el montaje de validación tal como se muestra en la Fig. 7 y Fig. 8.

En la Fig. 8(a) se presenta la velocidad angular adquirida por la señal del giroscopio mientras que en la fig. 8(b) presenta el ángulo resultante del muestreo, integrado y filtrado de la señal del giroscopio; Las figuras presentadas corresponden al movimiento del dispositivo entre -45° a 45° a una frecuencia aproximada de 1Hz.

En el segmento inferior Fig. 8(c) se presenta el grado de inclinación y flexión de la cabeza, además se presenta una inclinación hacia el costado derecho de 5° y la extensión de la cabeza de 5° aproximadamente.

Con la interfaz implementada, se evaluaron los distintos movimientos típicos en el test de agudeza visual dinámica obteniendo los siguientes resultados en cuanto a la medición de ángulo de recorrido Fig. 9 y Fig. 10.

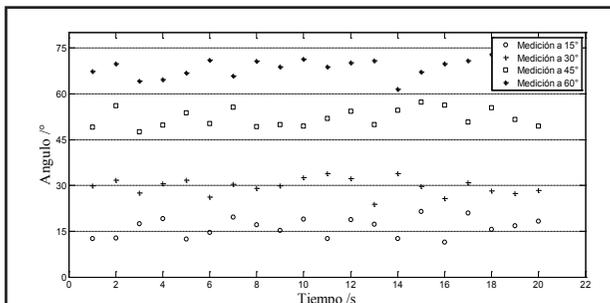


Fig. 9. Resultados medición de velocidad y ángulo, rotación de la cabeza a 1Hz.

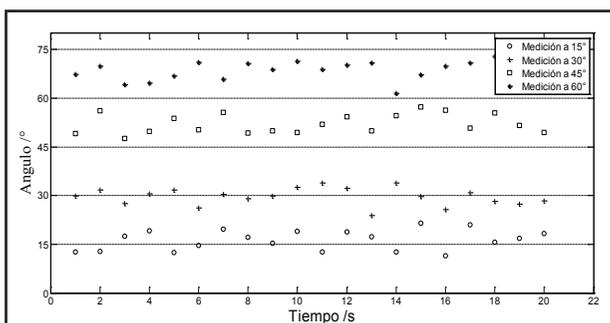


Fig. 10. Resultados medición de velocidad y ángulo, rotación de la cabeza a 1,4Hz.

Se encontró que las mediciones angulares siguen a los recorridos establecidos con errores que varían del 4 al 15% atribuible en parte a la dificultad de establecer un recorrido angular constante en el montaje, y el procesamiento de datos asociado.

Mientras que para la medición del ángulo de flexión e inclinación se encontraron las siguientes mediciones, con errores en la medición máximos de 2 grados, Fig. 11 y Fig. 12.

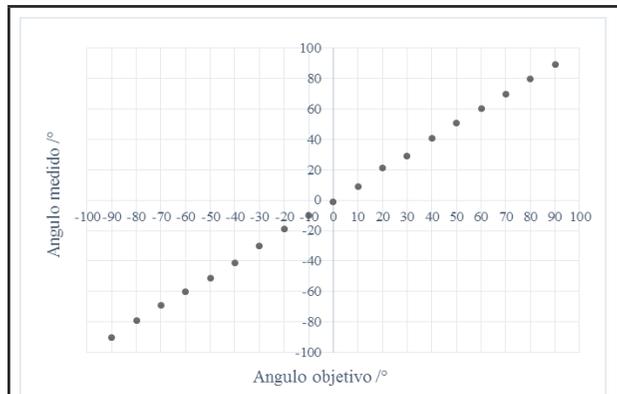


Fig. 11. Resultados medición de ángulo de flexión

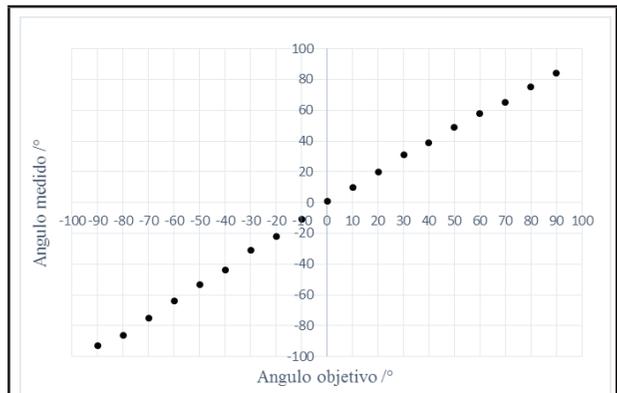


Fig. 12. Resultados medición ángulo de inclinación.

En la integración de estos datos en la aplicación de Matlab, se demostró la capacidad del sistema propuesto de efectuar el test de agudeza visual dinámica con medición estable de velocidad de rotación angular, ángulo recorrido y medición de inclinación y flexión. En relación al mayor nivel de error en los resultados de medición angular con rotación presentado en la Fig. 9 y Fig. 10, es importante recalcar que el requerimiento de medición de ángulo de recorrido es usado para establecer un nivel de complejidad en la ejecución del test, y lo que más interesa es que el sistema detecte niveles superiores e inferiores de ángulos y haya una marcada diferencia entre los distintos recorridos.

IV. CONCLUSIÓN

El sistema propuesto permite la adecuada integración de la medición de velocidad angular, ángulo de recorrido en rotación y ángulo de flexión e inclinación de la cabeza, contribuyendo a la mejora de la ejecución del

test de agudeza visual dinámica tradicional mediante la cuantificación de las variables relacionadas con el movimiento.

La marcada exactitud encontrada en la medición del ángulo de flexión y ángulo de inclinación permite el diagnóstico puntual del canal semicircular horizontal, y la medición del ángulo de recorrido en rotación y velocidad angular asociada aumentan la objetividad en el desarrollo del test.

El sistema propuesto presenta una comunicación adecuada entre los dispositivos; se obtuvo el despliegue instantáneo estable de los caracteres cuando el sujeto de prueba se encuentra realizando el test bajo las condiciones límites preestablecidas de movimiento de la cabeza.

El sistema implementado resulta ser una herramienta robusta, de fácil manejo y aplicación para la realización del DVAT, con la ventaja adicional de garantizar la estimación de la capacidad visual únicamente cuando el conducto semicircular horizontal está siendo estimulado según la velocidad angular y ángulo de rotación preestablecido por el usuario de manera interactiva.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Universidad Distrital Francisco José de Caldas por el apoyo en el desarrollo de este trabajo, en especial a los docentes de la Especialización en Bioingeniería - Facultad de Ingeniería UD.

REFERENCIAS

- [1]. Ceballos R., Vargas A.M. Aplicación y utilidad del Dizziness Handicap Inventory en pacientes con vértigo del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional Siglo XXI. *Anales Medicos 2004 Asociación Médica del American British Cowdray Hospital*, 49, 176 – 183, 2004.
- [2]. Philip S., Coeytaux R., Beck R., Dallara J. Dizziness: State of the Science, *Annals of Internal Medicine*, 134, 823-832, 2008.
- [3]. Rosselli D., Eslava-Cobos J., Calderón C., Menken M. Atención especializada de los trastornos neurológicos en Colombia. *Bol oficina sanit panam*, 121(5), 416-420, 1996. En: <http://hist.library.paho.org/Spanish/BOL/v121n5p416.pdf>.
- [4]. Altamar G., Cursio C., Osorio V., Gomez J. Evaluación del mareo en ancianos en una clínica de inestabilidad, vértigo y caídas. *Acta Médica Colombiana*, 1-10, 2008.
- [5]. Velazquez L.E., Ortiz J.A., Schwarz M. Causalidad del vértigo en el Hospital Universitario San Vicente de Paúl. *Iatreia*, 1, 1-21, 1988.
- [6]. Martínez J., Rosales A. Nuevas técnicas en el diagnóstico de pacientes con vértigo. *Anales de otorrinolaringología mexicana*, 1, 1-58, 2011.
- [7]. Balderrama D.H., Rodríguez F. Videonistagmografía. *Revista de Otorrinolaringología*, 7, 43-46, 2002.
- [8]. Flores A., Galicia S., Gomez G.O. El sistema vestibular: aspectos generales y neurodesarrollo. *Biometria Universidad Autonoma de Puebla*, 180-207, 2001.
- [9]. Barrett K E., Bitiano S., Barman S.M., Brooks H.L. *Hearing & Equilibrium. Ganong's Review of Medical Physiology*. Mc Graw Hill Medical, 2010, 103-2017.
- [10]. Clark J.B. Evaluation of visual vestibular interaction with the dynamic visual acuity test. *Vestibular Update Micromedical Technologies*, 20, 1-9, 1998.
- [11]. Prado E., Montero M., Guerrero M. Tratado de geriatría para residentes, de *Capítulo 46*, Sociedad Española de Geriatría y Gerontología, 2006, 467-478.
- [12]. Quevedo L., Aznar-Casanova J. A., Merindano D., Solé J. Una tarea para evaluar la agudeza visual dinámica y una valoración de la estabilidad de sus mediciones. *Psicológica, Grupo de Investigación en neurociencia visual*, 31, 109-128, 2010.
- [13]. Li C., Beaumont J.L., Rine R.M., Slotking J., Schubert M.C. Normative scores for the NIH Toolbox dynamic visual acuity test from 3 to 85 years. *Frontiers in Neurology*, 5(223), 1-7, 2014.
- [14]. Rine R.M., Schubert M.C., Whitney S.L. Vestibular function assessment using the NIH Toolbox. *American Academy of Neurology*, 25-31, 2013.
- [15]. Whitney S.L., Marchetti G.F., Pritcher M., Furman J.M. Gaze stabilization and gait performance in vestibular dysfunction. *Elsevier-Gait and posture*, 29, 194-198, 2009.
- [16]. Eggers S.D., Zee D.S. Evaluación del paciente con vértigo: examen físico del sistema vestibular. *Med Univ Navarra*, 47(4), 11-19, 2005.
- [17]. Kheradmand A., Zee D.S. The bedside examination of the vestibulo-ocular reflex (VOR): An Update. *National Institutes of Health*, 1-23, 2014.
- [18]. Suarez C., Nieto S., Garcia G., Algamarrá M. Evaluación de la Función Vestibular. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello, Buenos Aires, Editorial Medica Panamericana, 2007, 1187-1204.
- [19]. Martín R., Vecilla G., Agudeza Visual. Manual de Optometría, Editorial Medica Panamericana S.A., 2010, 2-21.
- [20]. Mohammad M.T. Gaze Stabilization Test: Reliability, Response Stability, Performance Of Healthy Subjects And Patients With Concussion. *School of Healthy and Rehabilitation Sciences University of Pittsburgh*, 1-100, 2011.
- [21]. Schubert M.C., Migliaccio A.A., Della Santina C.C. Dynamic Visual Acuity during Passive Head Thrusts in Canal Planes. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*, 7(4), 329-338, 2006.
- [22]. S. Hegemann y A. Palla, «New methods for diagnosis and treatment of vestibular diseases», *F100 Medicine Reports*, vol. 2:60, pp. 1-5, 2010.
- [23]. Newman-Toker D., Hsieh Y.-H., Camargo C.A., Pelletier A.J., Butchy G.T., Edlow J.A. Spectrum of Dizziness Visits to US Emergency Departments: Cross-Sectional Analysis From a Nationally Representative Sample. *Mayo Clinic Proceedings*, 83(7), 765-775, 2008.
- [24]. Rine R.M., Roberts D., Corbin B.A., Mckean-Cowdin R. New portable tool to screen vestibular and visual function - National Institutes of Health Toolbox Initiative. *National Institutes of Health*, 49(2), 209-220, 2012.