

# Sistema para la Medición de Funciones Visuales: Acondicionamiento y Optimización para su Transferencia a la Clínica

Clemente Paz Filgueira y Javier E. Santillán

Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán, Tucumán, Argentina.

## Resumen

Se describen las acciones tendientes al acondicionamiento y optimización de un sistema para la medición de funciones visuales. El mismo fue desarrollado para su empleo en el ámbito de la investigación en percepción visual y la intención es extender el uso del mismo en la clínica oftalmológica. El sistema está diseñado para generar y presentar estímulos de contrastes muy bajos para diferentes tamaños visuales. Consta de una computadora, un atenuador de señales, un monitor de Tubo de Rayos Catódicos (TRC) y un dispositivo que permite al sujeto introducir sus respuestas. Para cumplir con el objetivo propuesto se realizó una evaluación que comprendió diferentes componentes del sistema, tales como el software, los aspectos metodológicos, el hardware y la interfaz con el usuario. Las soluciones estuvieron orientadas a facilitar el uso del sistema, optimizando el proceso de medición sin perder precisión en los resultados obtenidos. Las mismas fueron posibles gracias al trabajo conjunto y articulado de especialistas provenientes de diferentes campos del conocimiento, especialmente desde las ciencias de la visión, ingeniería biomédica, electrónica y de computación. La nueva versión del equipo será instalada en diferentes centros oftalmológicos, interacción que llevará a un proceso continuo de optimización tanto en la utilidad como en la calidad del sistema.

**Palabras clave:** medición funciones visuales, sensibilidad al contraste, óptica visual.

## **Visual Functions Assessment System: set-up and optimization for its transference to the clinic**

### **Abstract**

*A series of actions aimed at the set-up and optimization of a computer-based system for measuring visual functions is described in this report. The equipment was developed for use in research on visual perception and the intention now is to extend its use to the ophthalmological clinic. The system is designed to generate and show stimuli of very low contrasts for different visual sizes. It consists of a computer, an attenuator, a Cathode Ray Tube (CRT) monitor and a device that allows the subject to introduce their responses. To meet the proposed objective, an evaluation that considered different components of the system such as hardware, software, methodological issues and user interface was carried out. The work was oriented towards facilitating the use of the system, optimizing the measurement process, thus preserving accuracy in the results obtained. They were made possible thanks to the articulated work of specialists from different fields of knowledge, especially from the vision sciences, biomedical, electronic and computer engineering. The new version of the equipment will be installed in different Eye Care Centers, an interaction that will lead to a process of continuous optimization of both the usefulness and the quality of the system.*

**Keywords:** visual function assessment, contrast sensitivity function, visual optics.

## Introducción

### Desarrollo de un generador de estímulos visuales

En el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión, de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la UNT se desarrolló un sistema para la medición de funciones visuales, especialmente preparado para generar estímulos que permitan evaluar la Función de Sensibilidad al Contraste (FSC) del sistema visual humano. Desde un punto de vista tecnológico, la determinación de esta función presenta el desafío de poder utilizar estímulos sinusoidales de contraste muy bajos y con frecuencias espaciales (ciclos por ángulo visual) que cubran todo el rango visible.

Este desarrollo se encaró como un proceso de investigación científico-tecnológica a través de tres tesis de Maestría. La primera realizó un estudio de factibilidad para generar este tipo de estímulos utilizando una plataforma informática estándar, **Issolio** (1999); la segunda desarrolló el sistema de generación de estímulos visuales, **Aguirre** (2006) e implementó un procedimiento de calibración visual, **Colombo y Derrington** (2000); y la tercera estableció la metodología psicofísica e incorporó curvas normales de referencia por edad, mostrando también la eficacia del sistema para la detección de algunas patologías y déficits visuales frecuentes, **Santillán** (2006). Estos desarrollos condujeron a la presentación de dos patentes, **Aguirre et al.** (2005); **Issolio et al.** (2000), una de las cuales ya fue concedida, **Issolio et al.** (2010).

### Visión Funcional y la medida de la FSC

La Agudeza Visual (AV), medida psicofísica empleada en forma rutinaria en la clínica oftalmológica, permite evaluar la percepción de pequeños tamaños con alto contraste. Por otro lado, la FSC permite conocer la visibilidad de estímulos de diferentes tamaños respecto de su contraste, brindando así información más amplia sobre el estado de la visión de una persona y su capacidad para realizar diversas tareas con distinto grado de exigencias visuales. En este sentido la FSC es una herramienta valiosa para caracterizar la Visión Funcional, término con el cual nos referimos a la realización de una tarea visual en situaciones o actividades del mundo real como conducir, leer, cocinar, **Ginsburg** (2003).

## La FSC en la clínica oftalmológica

Aunque se sabe que la FSC aporta mucha información en el diagnóstico y seguimiento de varias patologías oculares, en general los consultorios no disponen de sistemas que permitan medir esta función visual. Sin embargo, en las últimas décadas hubo un renovado interés por la FSC en nuestro país y región, fundamentado en la necesidad de poder evaluar los efectos en la visión de los nuevos tratamientos e intervenciones (por ejemplo las correcciones quirúrgicas a partir de la información de frente de onda, lentes de contacto adaptativos, etc.). Estas razones impulsaron la decisión de acondicionar el sistema para lograr la transferencia desde el ámbito de la investigación en percepción visual a la clínica oftalmológica, lo que exige un grado mayor de robustez por parte del sistema ya que debe poder responder a las exigencias particulares de los oftalmólogos y técnicos del entorno médico. Se sistematizaron, entonces, las características de las que debía disponer este equipo para insertarse en un entorno clínico, **Colombo et al.** (2009) y se mostró que el equipo constituía una valiosa herramienta para el entorno clínico, **Colombo et al.** (2011). Para favorecer su transferencia, en el año 2008 se realizó un convenio entre la UNT, el CONICET y Tecnovinc SRL, una empresa de Tucumán, de base tecnológica. El sistema fue nombrado comercialmente como FVC100.

En este informe, a partir de una descripción del sistema, se detallan los aspectos estudiados, y las soluciones orientadas a acondicionarlo y optimizarlo para ser transferido al campo clínico. Se destaca que las mismas son resultado de un trabajo conjunto entre los profesionales de ciencias de la visión con los expertos en programación y en aspectos tecnológicos.

---

La Función de Sensibilidad al Contraste (FSC) aporta mucha información en el diagnóstico y seguimiento de varias patologías oculares.

---

### Sistema para la medición de funciones visuales

#### Descripción

El sistema FVC100 es un dispositivo versátil que permite medir funciones visuales a partir de estímulos que pueden ser simples, tal como los empleados para

determinar la AV, o más exigentes tales como los necesarios para evaluar la Sensibilidad al Contraste (SC). Consta de una computadora, un atenuador de señales, un monitor de Tubo de Rayos Catódicos (TRC) y un dispositivo de control remoto que permite al sujeto introducir su respuesta -pulsador o caja de respuesta.

En la figura 1(A) se muestra un esquema de los componentes y una foto del sistema.



Fig. 1 (A) Sistema FVC100 -esquema y foto.

La computadora se encarga de generar los estímulos que consisten en patrones sinusoidales de diferente contraste y frecuencia espacial (denominados "redes"), con una de dos inclinaciones posibles respecto a la horizontal: hacia la derecha o hacia la izquierda, como se muestra en la figura 1(B). El Atenuador permite que los estímulos sean llevados a una escala de grises de 13 bits en el monitor de TRC, fundamental para la presentación de redes de bajo contraste.

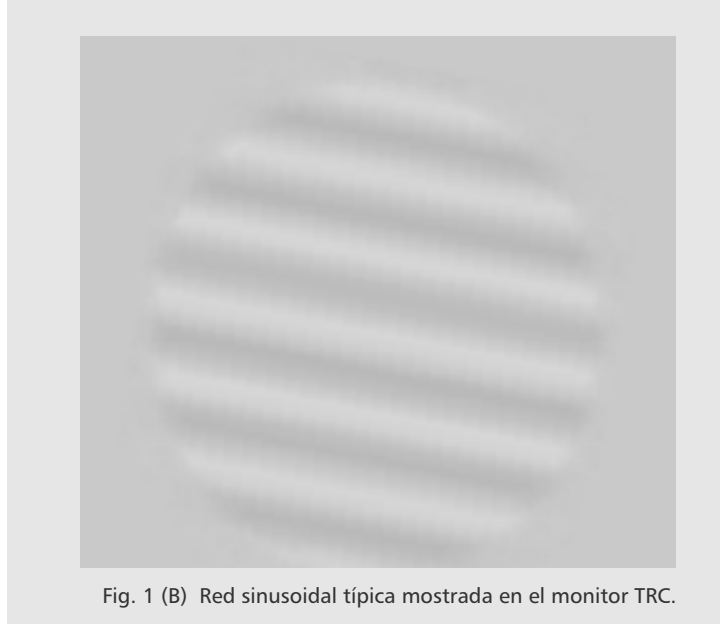


Fig. 1 (B) Red sinusoidal típica mostrada en el monitor TRC.

#### Medición de la FSC

Una vez que se presenta el estímulo en el monitor la tarea del observador consiste en indicar hacia dónde percibe que está inclinada la red, para lo cual presiona el botón correspondiente del pulsador.

En este tipo de experimento psicofísico una importante fuente de variabilidad intersujeto se introduce por el criterio de decisión usado por cada sujeto. Sin embargo, no hay manera que se pueda fijar el criterio del sujeto de forma tal que sólo pueda conseguir aciertos y eliminar los 'falsos positivos', pues es inevitable que cometa algunos errores debido a la presencia constante de ruido en el sistema perceptual. El método psicofísico de elección forzada presenta la ventaja de minimizar dicha variabilidad a partir de la introducción de aspectos probabilísticos. El sistema FVC100 para medir la FSC emplea una configuración de "elección forzada entre dos alternativas con una sola presentación", lo que implica que aún en aquellos casos en que el sujeto no ve el estímulo, el observador obligadamente tiene que dar una respuesta mediante el pulsado de uno de los dos botones, es decir que no tiene la opción de decir que no lo ve, lo que permite medir la condición en la cual el sujeto responde al azar lo que conduce a una probabilidad del 50% de acierto y 50% de desacierto. En este caso, para realizar cada medición se muestra una red de una determinada frecuencia espacial y en presentaciones sucesivas se va aumentando o disminuyendo el contraste en función de las respuestas del sujeto, es decir si acierta o no

sobre la inclinación de la red, procedimiento que se conoce como "método adaptativo". Estos métodos son básicamente estimaciones secuenciales donde el valor del estímulo a presentarse es definido en función de las respuestas del observador a los estímulos precedentes, por lo que el estímulo próximo será función del actual y de todos los anteriores. En este sistema se utiliza una variante del método QUEST (del inglés Quick Estimation by Sequential Testing), algoritmo desarrollado por Watson y Pelli (1983), un procedimiento psicométrico adaptativo que ubica cada próximo estímulo en el valor más probable siguiendo una estimación bayesiana. Para ello se basa en asunciones previamente impuestas (como la distribución de la SC) y en las respuestas previas del sujeto.

El sistema calcula así el umbral de contraste más probable para el estímulo a presentarse, genera el nuevo estímulo y lo presenta en el monitor para que el observador indique la inclinación. De esta manera, y mediante las sucesivas repeticiones del mismo procedimiento se aproxima cada vez más el valor de la SC del observador.

El número de presentaciones se establece a partir de un delicado compromiso en precisión de la medición y tiempo de la misma, lo que lleva a elegir un criterio de finalización que puede estar tanto basado en el número de mediciones como en una precisión determinada.

El método psicofísico adaptativo

La implementación del método QUEST requiere del conocimiento previo de la probabilidad de diferentes valores del umbral. Esto es lo que se conoce como la función densidad de probabilidad (p.d.f.) inicial denotado como  $q_0(T)$ , donde  $T$  es el umbral en unidades logarítmicas. En la figura 2(A) se ilustra esta función en una escala logarítmica donde se ha asumido una función Gaussiana. En el método QUEST clásico la intensidad del primer estímulo corresponde a la moda (máxima probabilidad),  $x_1$ , de la p.d.f. inicial, que corresponde a la línea vertical en la figura 2(A). Si el sujeto responde de manera acertada a la primera presentación, indica que el umbral del sujeto es probablemente menor que la del estímulo mostrado, por lo que la nueva p.d.f. umbral debiera ser desplazada hacia intensidades menores; de manera similar, una respuesta desacertada debiera desplazar la p.d.f. a intensidades mayores, King-Smith (1994). Watson y Pelli (1983) mostraron cómo el teorema de

Bayes puede ser aplicado para calcular la nueva p.d.f. del umbral, lo cual puede ser explicado observando las figuras 2 (A), (B) y (C). Se tiene que  $p(r,x,T)$  es la probabilidad de que un sujeto con umbral logarítmico  $T$  acierte (en ese caso  $r=1$ ) o desacierte ( $r=0$ ) a un estímulo con intensidad logarítmica  $x$ . Se tiene entonces dos curvas psicométricas (figura 2 (B)), donde cada una representa la probabilidad de acierto o desacierto, respectivamente, como una función de la intensidad logarítmica  $x$  para un sujeto con umbral logarítmico,  $T$ . Entonces la probabilidad de que el umbral logarítmico sea  $T$  y que el sujeto responda de manera acertada ( $r_1$ ) es simplemente el producto de estos dos eventos, o sea:

$$q_1(T) = P(r_1, x_1, T) \times q_0(T) \quad (1)$$

De esta manera  $q_1(T)$  es una medida de la probabilidad que el umbral logarítmico sea  $T$ , dada la p.d.f. inicial y la respuesta del sujeto,  $r_1$ . Esto se muestra gráficamente en la figura 2 (C).

Para la intensidad de estímulo  $x_1$ , las curvas en la figura 2(B) dan la probabilidad  $p(r, x_1, T)$  de respuestas acertadas ( $r=1$ ) y desacertadas ( $r=0$ ). Son funciones de  $T$  y son llamadas funciones de probabilidad, siendo la función psicométrica una función de  $x$ . Las curvas de la figura 2(C) representan el producto de las funciones de la figura 2(A) y 2(B) y por la ecuación (1) hay dos posibles p.d.f. luego de la primera tentativa.

Debe tenerse en cuenta que una de las asunciones de este método es que la función psicométrica tiene la misma forma bajo todas las condiciones cuando está expresada como función del logaritmo de la intensidad, y es por eso que en el método las curvas psicométricas son invariantes. Como se ve en la figura 2(B) Tienen una forma asociada en la cual se asume una distribución Weibull (1951) de la siguiente forma:

$$w_T(X) = 1 - (1 - \gamma) \exp[-10^{(\beta/20)(x-T+\theta)}] \quad (2)$$



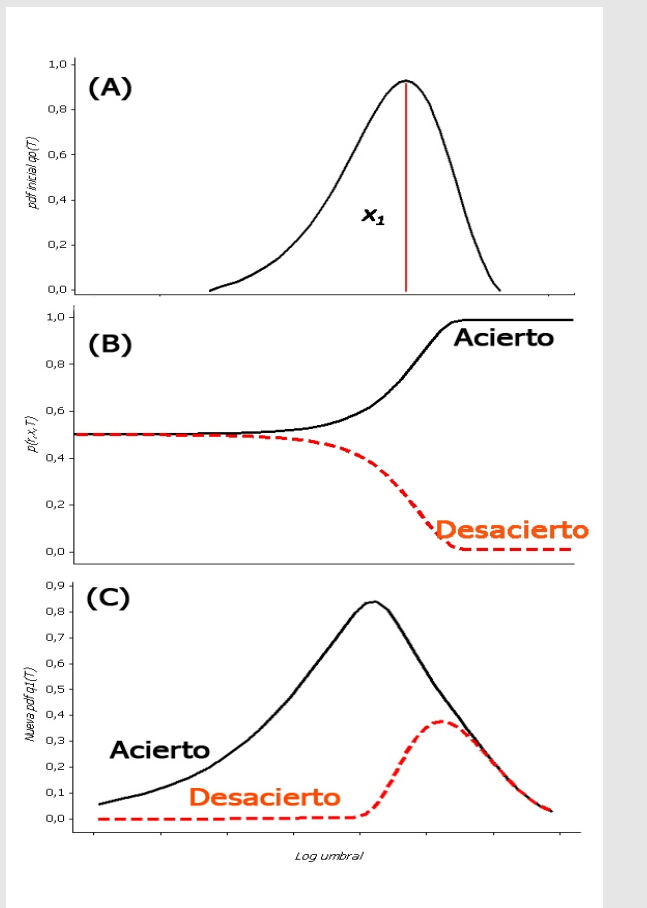


Fig. 2 Procedimiento realizado en el método QUEST representado mediante curvas de distribución y curvas psicométricas.

El parámetro  $\beta$  especifica la probabilidad de un acierto en intensidad cero, que en el caso de elección forzada entre dos alternativas con una única presentación es igual a 0,5. El parámetro  $\beta$  especifica la pendiente de la curva psicométrica, la cual depende de los procedimientos y condiciones, **Massof (1981)**; **Nachmias (1981)** y donde se tomó el valor de 3,5; **Watson y Pelli (1983)** para este tipo de procedimiento. Por su parte, el parámetro  $\epsilon$  simboliza el umbral criterio y se tomó el valor de 1,8; **Watson y Pelli (1983)**.

En la figura 3 se muestran las curvas psicométricas asociadas a tres diferentes valores del parámetro  $\beta$ , en la que se ve como es la transición entre el estado en donde el estímulo es de intensidad muy pequeña para ser detectado y cuando es lo suficientemente grande en magnitud para ser detectado siempre.

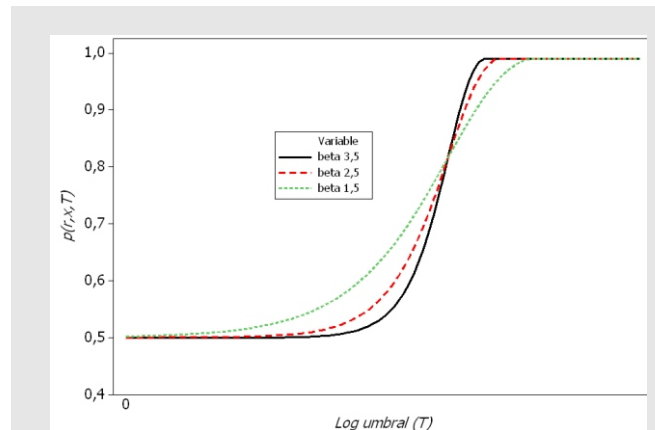


Fig. 3 Curva psicométrica de Weibull para tres valores de  $\beta$  diferentes:  $\beta_1=3,5$  (típico);  $\beta_2=2,5$ ;  $\beta_3=1,5$ .

Aspectos a optimizarse para la transferencia a la clínica oftalmológica

Para cumplir con el objetivo propuesto se realizó una evaluación que comprendió diferentes componentes del sistema, tales como el software, los aspectos metodológicos, el hardware y la interfaz con el usuario. Se puso atención especialmente en aquellos aspectos que podrían dificultar su uso en la clínica y que normalmente no son críticos en su empleo en los laboratorios (por ejemplo la forma de presentación de los datos obtenidos).

Criterio de corte para las mediciones. Software de control

El criterio de salida en el sistema FVC100 está basado en un número máximo de presentaciones del estímulo preestablecido (25 o 30 presentaciones para cada tamaño visual), lo que corresponde a un tiempo fijo de cada ensayo. Para el caso de la aplicación clínica, minimizar el tiempo total que se emplee para realizar la prueba completa es sumamente relevante. Un criterio de salida alternativo es el que está basado en un nivel de error determinado, por debajo del cual se considera que la medida es confiable, y con el cual se podría disminuir el tiempo de medición sin afectar la calidad de los resultados. Así, si el observador tiene buena visión y responde correctamente, el tiempo utilizado es menor, y por el contrario, si el sujeto no ve los estímulos el sistema debe reajustarse para el nivel de visión que presenta el sujeto y presentar una cantidad adecuada de estímulos. El riesgo de utilizar pocas iteraciones sin un control de este tipo provocaría una sobre-estimación, pues dado el tipo de procedimiento de elección forzada, los estímulos que

no son visibles para el observador tienen una probabilidad del 50% de ser acertados por chance. Estos falsos positivos “engañarían” de alguna manera al software el cual no puede detectarlos si sólo se presentan unos pocos estímulos para cada frecuencia espacial.

#### Metodología psicofísica

Como se explicó, el método QUEST parte de la suposición de que la función psicométrica permanece invariante en su forma, la cual se calcula a partir de la ecuación (2) y en la cual los valores de los parámetros se tomaron según lo recomendado por **Watson y Pelli** (1983) para una configuración de experimento de elección forzada entre dos alternativas, es decir para los parámetros  $\gamma$ ,  $\beta$ ,  $\varepsilon$  se tomaron los valores 0,5, 3,5 y 1,8 respectivamente. De experiencias realizadas con sujetos de diferentes edades se documentó que, si bien la mayoría de las personas expresaban que la tarea era fácil de ejecutar, algunas manifestaban lo contrario, sobre todo en el grupo de edades más avanzadas. A partir de estas observaciones se constató que una respuesta del tipo 'falso negativo' (es decir, un estímulo que sí vio pero que por error contestó que no lo vio) lleva a estímulos con intensidades muy por encima del valor umbral que se está intentando determinar, comportamiento es más notorio cuando dichas respuestas ocurren en las primeras presentaciones, pues al método le cuesta mucho recuperarse de ese error y en muchos casos no logra hacerlo. Esto se debe, por un lado, a que la introducción de un falso negativo sesga los cálculos probabilísticos y, por otro, el número fijo de mediciones establecido podía no ser suficiente para disminuir el contraste hasta valores en que se estabilizara. Es importante destacar que la introducción de falsos negativos, así como la mala ejecución de la tarea, en la mayoría de los casos no pueden ser detectadas fácilmente por el operador del sistema, es decir que no se puede dimensionar la calidad de la medición sólo con la información del valor final de umbral. Esto podría llevar a tomar como válidos muchos valores de SC que están lejos de ser representativos de la función visual del sujeto en cuestión, por lo que se consideró fundamental que quién esté aplicando la prueba disponga de la secuencia completa de la medición, para controlar la calidad de la misma.

Otro aspecto relevante es el valor de contraste del primer estímulo en cada serie de mediciones. Este se

obtiene de las curvas normales asociadas a dos rangos de edad. El problema es que esta magnitud es un valor medio de una muestra de sujetos con visión normal, pero esto no implica que sea visible por el sujeto al cual se le esté haciendo el test. Esta situación trae como consecuencia que la persona, al no ver el estímulo, se intranquiliza y duda sobre su comprensión acerca de la tarea que tiene que realizar. Esta dificultad también se manifiesta cuando se pasa de una serie de estímulos de una determinada frecuencia espacial a la siguiente, ya que si no logra detectar la presencia de la red con el nuevo tamaño visual sigue buscando una red con frecuencia espacial igual a la anterior.

---

La introducción de falsos negativos, así como la mala ejecución de la tarea, en la mayoría de los casos no pueden ser detectadas fácilmente por el operador del sistema.

---

#### Hardware

En relación al hardware se decidió mejorar el funcionamiento del control remoto ya que es el elemento a través del cual se realiza la interacción del paciente con el sistema. Este pulsador, además de ser fácil de manipular, debe tener un diseño que permita el ingreso correcto de la respuesta en tiempo y forma, evitando las pulsaciones simultáneas o el almacenamiento en memoria de las presiones prolongadas considerándolas como una serie de respuestas diferentes por parte del sujeto. representativos de la función visual del sujeto en cuestión, por lo que se consideró fundamental que quién esté aplicando la prueba disponga de la secuencia completa de la medición, para controlar la calidad de la misma.

#### Interfaz gráfica

En este caso hay dos aspectos importantes a tener en cuenta. El primero se refiere a la “facilidad de uso” (*usability*) del software que controla el sistema, el cual debe ser fácil de entender y manejar, requiriendo una curva de aprendizaje lo más reducida posible. El segundo aspecto se refiere a la forma en que se presentan los resultados de las mediciones, así como toda la información que puede ser relevante, tales como el tiempo de medición, valores de contrastes presentados, secuencia de los contrastes en los cuales ocurren los aciertos y desaciertos, comportamiento durante la medición, etc.

## Soluciones implementadas

Las soluciones estuvieron orientadas a facilitar el uso del sistema, optimizando el proceso de medición sin perder precisión en los resultados obtenidos. Las mismas requirieron el trabajo mancomunado de los especialistas en evaluación de funciones visuales y los expertos en tecnología y programación, aspecto que se destaca como fundamental de este proceso de optimización del sistema.

## Cambios en el Software de Control

La tarea de mayor envergadura fue mudar los programas del prototipo de laboratorio programado en Visual Basic, a un lenguaje con más potencialidad de cálculo y con una interfaz gráfica más amigable para el usuario como es C# (C-Sharp).

Para dar solución a los problemas en este aspecto se tuvo que realizar un profundo estudio de los códigos del programa en los que hubo que fijar -además de ciertas condiciones iniciales-, las secuencias de aciertos y desaciertos para poder reproducir cada medición y probar el comportamiento del sistema. La tarea en este sentido resultó laboriosa y prolongada, ya que trasladar al nuevo lenguaje de programación todo un complejo desarrollo matemático-probabilístico tuvo como consecuencia que algunos errores fácilmente detectados en el laboratorio pasaran inadvertidos en el proceso de programación. Por ejemplo, un error en la interpretación del parámetro  $\beta$  de la ecuación de Weibull, el cual provocaba que -en ciertas condiciones- con pocas presentaciones se finalizara la prueba. Una vez corregido este error, se incluyó la opción en el programa de control de permitir la finalización del test a partir de un número determinado de mediciones o a partir de un nivel de error establecido, quedando la elección a voluntad del usuario (experimentador u oftalmólogo).

## Metodología psicofísica

### *Análisis del parámetro $\beta$*

Los valores de los parámetros propuestos por **Watson y Pelli** (1983), si bien fueron probados y validados, dependen del procedimiento y las condiciones en las cuales se realiza la medición, **Massof** (1981); **Nachmias** (1981), por lo que se requería corroborar que estos parámetros se adecuaban a la aplicación

clínica propuesta. Analizando los tres parámetros de la curva se concluyó que el  $\beta$  asociado con la 'pendiente' era el parámetro que daba sensibilidad al cálculo de la intensidad del próximo estímulo, por lo que se realizó un estudio en el que se consideraron dos valores de  $\beta$  (el clásico valor de 3,5 y uno menor de 1,5). Se encontró que la dispersión en segundo caso era menor, por lo que la introducción en una dada medición de un falso negativo no solo no alejaba tanto las siguientes intensidades de contraste mostradas, sino que también se lograba la recuperación utilizando una cantidad menor de presentaciones del estímulo.

### *Visualización de la secuencia de las mediciones*

Para disponer de una herramienta que permitiese calificar la calidad de la medida realizada se resolvió proveer al programa de una ventana de representación gráfica de contrastes en función del número de estímulo, como se muestra en la figura 4. Esto permite apreciar rápidamente si la medición se desarrolló de manera correcta, para lo cual debe observarse que se llegue a una zona de 'equilibrio' entre los aciertos y desaciertos, es decir una región en la que se alternan los aciertos y desaciertos del sujeto y la forma de la curva sea oscilante. Además, se está trabajando en el desarrollo de un algoritmo que proporcione de manera automática un valor numérico relacionado a la calidad de la medición.

### *Inclusión de una etapa de entrenamiento*

Por otra parte, con el objetivo de hacer más sencilla la tarea, fue redefinida la forma en la que se realiza la medida, incorporando, previo a comenzar con la medición, una tarea de entrenamiento en la que se presentan 5 estímulos que siempre son fácilmente detectables para el observador.

### *Análisis de la influencia del valor de contraste del primer estímulo presentado en la medición*

Se evaluó la influencia del contraste del primer estímulo de la serie de medidas sobre las secuencias obtenidas durante la medición, considerando 3 alternativas: que el primer valor de la serie fuera supraumbral, subumbral o muy cercano al umbral de contraste. Los resultados mostraron que la menor dispersión se consigue cuando se parte de estímulos supraumbrales, lo que es razonable pues el sujeto considera a esto una pista de que el sistema está funcionando. Por otro lado, iniciando la secuencia de

las mediciones con un valor supraumbral, se facilita la evaluación de la representación del contraste versus el número de estímulo de la figura 4, ya que limita la cantidad de formas de curvas a una única representación en la que se espera que el contraste comience en el valor inicial y descienda exponencialmente hacia la mencionada zona de 'equilibrio'. El hecho de comenzar de esta forma también favorece que la persona que está realizando la medición de FSC advierta cuando se produce un cambio en la frecuencia espacial de los estímulos, evitando respuestas erróneas al inicio de cada serie de presentaciones.

medición de funciones visuales y presentación de resultados y organización de la información de los pacientes.

Se incluyó un control de seguridad del hardware de manera de asegurar el acceso restringido sólo al personal capacitado para configurar el equipo -por ejemplo definir los parámetros del monitor y del atenuador- y realizar las calibraciones necesarias, las cuales pueden realizarse en forma fotométrica o mediante el método visual.

Si bien el sistema tiene flexibilidad para incorporar diferentes test visuales de interés de los profesionales, esta primera versión permite medir AV mediante la presentación de optotipos y la FSC a partir de redes sinusoidales. Para ambos test se pueden elegir los parámetros relevantes, como la secuencia de medición, tipo de medición a realizarse, número de estímulos, en el caso de la SC los umbrales de arranque y frecuencias espaciales a considerarse, etc.

Los resultados de las mediciones son presentados en forma numérica y gráfica. Se muestran: el tiempo empleado, las secuencias de medición y las respuestas de los sujetos ante cada uno de los estímulos, lo que permite ver el comportamiento global durante el test.

Los resultados de cada sesión de medición son almacenados junto a las demás informaciones relevantes en las fichas de los pacientes, lo que permite al oftalmólogo acceder rápidamente a ella indicando el nombre del paciente o un código de identificación. El propósito fue facilitar el acceso a la información, permitiendo también su fácil exportación, teniendo en cuenta que los datos que se recaban tienen que ser analizados en el transcurso del tiempo para evaluar cambios en el sistema visual de los pacientes.

## Conclusión

La medición de funciones visuales es una tarea compleja que interesa tanto a los investigadores en visión como a los profesionales vinculados a la clínica oftalmológica. El diseñar un equipo informatizado para medir este tipo de funciones no es simple debido a la gran cantidad de variables involucradas, especialmente las referidas a la generación de estímulos que requieren contrastes muy bajos, como los necesarios para evaluar la visión funcional de las personas a partir de la Función de Sensibilidad al Contraste. La definición de la metodología y el seguimiento de las mediciones son aspectos también

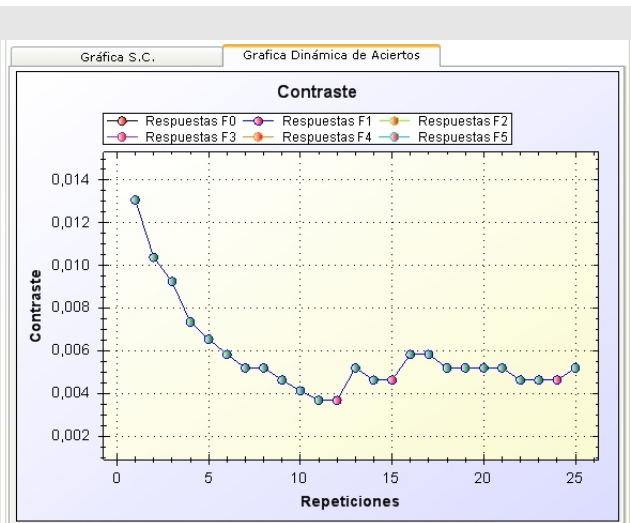


Fig. 4 Curva contraste vs nº de estímulo generada por el software FVC100 para una frecuencia de 2c/g. Los puntos en color verde son aciertos y los rojos son desaciertos.

## Hardware

El pulsador mediante el cual el sujeto indica su respuesta fue modificado: se mejoró la electrónica y se pasó de una conexión Serie RS232 a una conexión directa mediante puerto USB para permitir usar el sistema a partir de una notebook. También se introdujo una modificación en el software en relación al tiempo durante el cual se realiza el sensado de detección de pulsado para mejorar el control sobre la respuesta del observador.

## Interfaz con el usuario

Acorde con lo propuesto previamente se diseñó una interfaz gráfica basada en una serie de ventanas, las cuales se organizan a partir de tres aspectos fundamentales: control del hardware y calibración,



cruciales para optimizar la sensibilidad de la medición y la precisión de los resultados.

Fue con este objetivo que se preparó este informe técnico que explicita las decisiones que se fueron tomando para optimizar el sistema FVC100 con el propósito de que sea transferido a la clínica oftalmológica.

Este proceso, netamente interdisciplinario, no podría haber sido llevado a cabo si no fuera por el trabajo conjunto y articulado, de especialistas provenientes de diferentes campos del conocimiento, especialmente

desde las ciencias de la visión, ingeniería biomédica, electrónica y de computación.

En lo inmediato la nueva versión del FVC100 será instalada en diferentes centros oftalmológicos en Tucumán, Buenos Aires y Rosario. A partir de esta interacción con los oftalmólogos seguramente surgirán nuevos requerimientos además de brindar valiosa información para realizar nuevos ajustes en una sinergia que llevará a un proceso permanente de optimización tanto en la utilidad como en la calidad del sistema.

#### Referencias Bibliográficas

- Aguirre, R. C.** (2006) "Alternativas tecnológicas para el desarrollo integral de un sistema para la generación de estímulos visuales". Tesis. Maestría en Percepción Visual. Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión, Universidad Nacional de Tucumán, Argentina.
- Aguirre, R. C., Santillán, J. E., Issolio, L. A. y Colombo, E. M.** (2005) "Sistema y Procedimiento para la Medición de Funciones Visuales en Seres Humanos". INPI (Instituto Nacional de la Propiedad Intelectual), (050101283).
- Colombo, E. M., Derrington, A.** (2001) "Visual calibration of CRT monitors". *Displays*. Vol. 22(3), pp. 87–95.
- Colombo, E. M., Issolio, L. A., Santillán, J. E. y Aguirre, R. C.** (2009) "What characteristics a clinical CSF system has to have?" *Optica Applicata*, Vol 39(2), pp. 415–428.
- Colombo, E. M., Santillán J. E., Arellano, W., Berman, M., Sanchez, R., Paz Filgueira, C. e Issolio, L. A.** (2011) "Comparison of two contrast sensitivity tests in a clinical setup". *Psicología USP*, Vol 22(1), pp. 45–66.
- Ginsburg, A. P.** (2003) "Contrast sensitivity and functional vision". *International Ophthalmology Clinics*. Vol. 43(2), pp. 5–15.
- Issolio, L. A.** (1999) "La Función Sensibilidad al Contraste en la Clínica Oftalmológica: Propuesta de un Sistema Informatizado". Tesis. Maestría en Luminotecnia. Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión, Universidad Nacional de Tucumán, Argentina.
- Issolio, L. A. y Colombo, E. M.** (2000) "Procedimiento para la generación de redes sinusoidales para la determinación de la sensibilidad al contraste usando un equipamiento informatizado estándar". Patente de Invención N° AR027169BI concedida el 27 de julio de 2010.
- King-Smith, P. E., Grigsby, S. S., Vingrys, A. J., Benes, S. C. y Supowit, A.** (1994) "Efficient and unbiased modifications of the QUEST threshold method: Theory, simulations, experimental evaluation and practical implementation". *Vision Research*. Vol. 34(7), pp. 885–912.
- Massof, R. W.** (1981) "Wavelength dependence of the shape of foveal absolute threshold probability of detection functions". *Vision Research*. Vol. (7), pp. 995–1004.
- Nachmias, J.** (1981) "On the psychometric function for contrast detection". *Vision Research*. Vol. 21(2), pp. 215–223.

**Santillán, J. E.** (2006) "Definición de metodologías para el uso de la función sensibilidad al contraste en la clínica oftalmológica". Tesis. Maestría en Percepción Visual. Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión, Universidad Nacional de Tucumán, Argentina.

**Watson, A. B. y Pelli, D. G.** (1983) "Quest: A Bayesian adaptive psychometric method". *Perception & Psychophysics*. Vol. 33(2), pp. 113–120.

**Weibull, W. A.** (1951). "A statistical distribution function of wide applicability". *Journal of Applied Mechanics*, Vol. 11, pp. 292-297.

Este trabajo fue realizado en los meses de Marzo - Agosto de 2013, en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión "Herberto C. Bülher" de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán.

### **Clemente Paz Filgueira**

Ingeniero Biomédico y Especialista en Medio Ambiente e Iluminación Eficiente por la Universidad Nacional de Tucumán.

Actualmente está realizando el Doctorado en Medio Ambiente Visual e Iluminación Eficiente en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión (DLLyV – FACET) – Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (CONICET).

Su área de interés y tema de doctorado es la óptica visual y la caracterización física y psicofísica de la difusión intraocular en personas con catarata.

E-mail: [cpazfilgueira@herrera.unt.edu.ar](mailto:cpazfilgueira@herrera.unt.edu.ar)

### **Javier Enrique Santillán**

Doctor en Psicobiología por la Universidad de Sao Paulo (USP), Sao Paulo, Brasil.

Magister en Percepción Visual y Especialista en Medio Ambiente e Iluminación Eficiente por la Universidad Nacional de Tucumán.

Se desempeña como Profesor Adjunto del Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión "Herberto C. Bülher" de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán. Ha sido repatriado por el programa PIDRI incorporándose como Investigador Asistente del CONICET al Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (ILAV), del CCT-Tucumán /CONICET-UNT.

Su área de interés es el estudio psicobiológico de los procesos perceptuales y motores aplicados principalmente al diseño de iluminación, sistemas de control e instrumentos de medición.

E-mail: [jsantillan@herrera.unt.edu.ar](mailto:jsantillan@herrera.unt.edu.ar)