



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Respuesta en frecuencia del reflejo pupilar en pruebas
optométricas parpadeantes

Tesis que presenta

Ing. Linda Rosa Patiño Torres

para obtener el Grado de

Maestra en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Ernesto Suaste Gómez



"Y todo lo que hagáis, hacedlo de corazón, como para el Señor y no para los hombres; sabiendo que del Señor recibiréis la recompensa de la herencia, porque a Cristo el Señor servís."

Colosenses 3:23-24

"Yo, la sabiduría, habito con la cordura, y hallo la ciencia de los consejos."

Proverbios 8:12



DEDICATORIA

Mi buen Dios

Que me enseña que su voluntad es buena, agradable y perfecta en mi vida y que en mis tropiezos su mano siempre me sostiene de nunca caer.

A mis padres y hermana

Armando Patiño Velasco

Rosa María Torres Gallegos

Lidia Patiño Torres

Que siempre me han alentado y respaldado a seguir adelante y cumplir metas no solo en consejo sino a través de sus vidas mismas.

A mis hermanos y hermanas en la Fe

Que me abrazaron con su ayuda y oraciones. Especialmente al Doctor Leroy Lindsey; Arturo Fernández y Patricia Fernández.

A mis amigas y hermanas

Paulina Furiate, Quetzalli Romero, Mariana Cuervo, Rita Quetziquel y Lissette García

Que con su vida fortalecen mi vida



AGRADECIMIENTOS

Agradezco grandemente al Dr. ERNESTO SUASTE GÓMEZ mi asesor; por creer en mi labor, su apoyo, paciencia y conocimiento brindado para llegar al término del proyecto. Fue un gran honor haber sido parte del grupo de colaboradores; del mejor Ingeniero Biomédico a nivel Internacional, hecho a base de esfuerzo, dedicación y lucha constante.

A mis compañeros de laboratorio Rodrigo, Omar, Elsy, Héctor, Carlos, Grissel, Alejandro, Giovanni, Oscar, Luis por su valiosa retroalimentación al proyecto.

Al Dr. Jorge Isaac Chairez Oria por su valioso aporte al proyecto, sus enseñanzas, apoyo académico y personal incondicional.

A los trabajadores de la sección: auxiliares, secretarias, personal de mantenimiento, etc. Y en especialmente a Modesto Javier por su amistad y por ser parte importante en nuestra formación profesional.

Al pueblo mexicano que gracias a ellos permiten por medio del CONACYT, nuestro sustento a lo largo de la maestría y con ello pertenecer al CINVESTAV el centro de excelencia en investigación a nivel mundial.

Anhelando que este aporte de investigación en un futuro coadyuve a mejorar la salud de la población.



RESUMEN

Se desarrolló un sistema automático para evaluar la respuesta pupilar ante cambios de frecuencia estimulando de manera pulsátil, al utilizar las herramientas de visión artificial se puede determinar el área a lo largo de la prueba y con ello calcular la función de transferencia que mejor describe el sistema.

El sistema automático para la evaluación de la respuesta pupilar se basa en el tratamiento de la información obtenida por medio de las imágenes digitales a las que se les aplicó procesamiento, con la finalidad de registrar el cambio del área pupilar en cada instante de tiempo. Al obtener la medida cuantificable se calcula la función de transferencia pupilar y con ello se obtienen los parámetros de frecuencia natural, amortiguamiento y atenuación en cada prueba realizada.

La combinación de aplicar un método de tratamiento de imágenes acoplado a la obtención de la función de transferencia, permite establecer relaciones comparativas en el comportamiento pupilar entre diferentes sujetos de estudio.

Se validó este sistema en individuos clínicamente sanos y patológicos, obteniendo las correlaciones correspondientes entre las pruebas y sujetos estudiados. Los resultados alcanzados muestran la factibilidad al utilizar los métodos de tratamiento de imágenes acoplados a un sistema de análisis de datos, para poder evaluar el comportamiento neuro-oftalmológico.



Contenido

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTOS	III
RESUMEN	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	5
INTRODUCCIÓN	9
HIPÓTESIS	10
OBJETIVOS	10
GENERAL	10
ESPECÍFICOS.....	11
MARCO TEÓRICO.....	11
EL SISTEMA VISUAL	11
LA PUPILA.....	11
MOVIMIENTOS PUPILARES.....	13
VÍAS NEURALES DEL REFLEJO FOTOMOTOR	15
DILATACIÓN PUPILAR REFLEJA.....	16
MÉTODOS PARA LA EVALUACIÓN PUPILAR	20
PUPILOMETRÍA	20
LA PUPILA COMO SISTEMA DE CONTROL NEUROLÓGICO	22
FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA.....	23
ANÁLISIS DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA	25
ANTECEDENTES O ESTADO DEL ARTE	30



REFLEJO PUPILAR ANTE UN ESTÍMULO SENOIDAL.....	31
PROPIEDADES TEMPORALES DE LA RESPUESTA VISUAL A LA LUMINANCIA Y CONTRASTE DEL RUIDO MODULADO.....	33
SENSIBILIDAD FOVEAL PARPADEANTE EN ADULTOS MAYORES.....	33
LA PUPILOMETRÍA COMO UN PROCEDIMIENTO FUNCIONAL PARA EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE LA ENFERMEDAD DE ALZHEIMER Y DEMENCIA VASCULAR.....	34
ANÁLISIS ESPECTRAL SINGULAR DE DATOS PUPILOMETRICOS. IDENTIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD SIMPÁTICA Y PARASIMPÁTICA.....	35
METODOLOGÍA.....	36
MATERIALES Y MÉTODOS	37
DESPLIEGUE DE OPTOTIPOS COMO ESTÍMULO VISUAL	37
VIDEOCÁMARA Y ADQUISICIÓN DE IMÁGENES	39
CONMUTADOR MECÁNICO	40
TACÓMETRO INFRARROJO	41
MESA Y SOPORTE OFTALMOLÓGICO.....	42
SOFTWARE PARA EL DESARROLLO DE LA INTERFAZ	44
RESULTADOS.....	50
ESTRUCTURA FÍSICA	50
PROGRAMA	52
PROCESAMIENTO DE IMAGEN.....	52
PROCESAMIENTO DE DATOS.....	54
INTERFAZ GRÁFICA.....	56
VALIDACIÓN EN LA APLICACIÓN SOBRE SUJETOS DE PRUEBA	63
SUJETO 1	65



PRUEBA S1.O	66
LETRA O.....	66
PRUEBA S1.P.....	69
LETRA P	69
PRUEBA S1.E.....	72
LETRA E	72
PRUEBA S1.F.....	75
LETRA F	75
SUJETO 2	78
PRUEBA S2.O	79
LETRA O.....	79
PRUEBA S2.P.....	82
LETRA P	82
PRUEBA S2.E.....	85
LETRA E	85
PRUEBA S2.F.....	88
LETRA F	88
SUJETO 3	91
PRUEBA S3.O	92
LETRA O.....	92
PRUEBA S3.P.....	95
LETRA P	95
PRUEBA S3.E.....	98
LETRA E	98



PRUEBA S3.F	101
LETRA F	101
SUJETO 4	104
PRUEBA S4.O	105
LETRA O	105
PRUEBA S4.P	108
LETRA P	108
PRUEBA S4.E	111
LETRA E	111
PRUEBA S4.F	114
LETRA F	114
ANÁLISIS DE RESULTADOS	118
DISCUSIÓN	123
CONCLUSIONES.....	126
REFERENCIAS.....	127
ANEXOS	129
DIAGRAMA DE FLUJO DE LA SEGMENTACIÓN PUPILAR	129
DIAGRAMA DE FLUJO DEL TACÓMETRO INFRARROJO.....	131
ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE IMÁGEN.....	1



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Vista anterior pupilar y su respuesta ante distintos estímulos luminosos.	12
Figura 2 Diámetro pupilar en miosis, medias y midriasis.	13
Figura 3 Rama de las vías nerviosas implicadas en el reflejo fotomotor.	15
Figura 4 Inervación simpática del ojo	19
Figura 5 Reactividad pupilar. y: salida, v: disturbio no medible.	21
Figura 6 Señal de la reactividad pupilar (cambio del área pupilar).	21
Figura 7 Servosistema simple. Muestra las vías de alimentación y retroalimentación en un servo lazo y sus diversos componentes. Los símbolos son explicados en el diagrama y en el texto. Las flechas indican que el lazo puede ser abierto.	24
Figura 8 Gráfica de la ganancia y fase del comportamiento a lazo abierto del reflejo luminoso obtenido a partir de funciones sinusoidales. Comportamiento característico de una función de tercer orden.	28
Figura 9 Diagrama a bloques de la percepción visual.	30
Figura 10 La figura muestra el aparato experimental. Las dos partes principales del aparato son a) El servo control de la luz estimulante, y b) la grabación directa, la medición del área mediante energía infrarroja invisible.	32
Figura 11 Sistema a implementar. El último cuadro engloba los componentes de adquisición, la línea punteada limita a lo realizado por el equipo de cómputo.	37
Figura 12 Clear Chart 2 (CCR) Sistema digital de toma de agudeza visual controlada vía remota	38
Figura 13 Especificaciones técnicas del CCR	38
Figura 14 Esquema de la distancia del paciente y el CCR.	39
Figura 15 a) Tarjeta para la adquisición de imágenes por medio de USB, b) Videocámara DCR-SR45 de SONY.	40



Figura 16 Conmutador mecánico	41
Figura 17 a) Gráfica de la Corriente de retorno contra la temperatura, b) Gráfica de la corriente y voltaje de retorno, c) Esquemático de la circuitería utilizada	41
Figura 18 Mando de altura ajustable.	43
Figura 19 Soporte Oftalmológico.	43
Figura 20 Mesa con Soporte Oftalmológico.	43
Figura 21 Imagen patrón, con puntos equidistantes a 2 mm de separación.	45
Figura 22 Diagrama de flujo del procesamiento de imágenes pupilares	48
Figura 23 Descripción de la interfaz de usuario realizada en Labview. Se detalla cada uno de los valores que exhibe, así como su funcionamiento.	49
Figura 24 Descripción de la interfaz de usuario realizada en MatLab. Se detalla cada uno de los valores que exhibe, así como su funcionamiento	50
Figura 25 Mesa con Soporte Oftalmológico usada en las pruebas.	51
Figura 26 Elementos para colocar la Videocámara a) Tripie, b) soporte.	52
Figura 27 Etapas necesarias para obtener el área y perímetro pupilar.	53
Figura 28 ROI seleccionada para la segmentación pupilar.	56
Figura 29 Interfaz en LabView para el procesamiento de imágenes pupilares.	58
Figura 30 Interfaz de usuario en el instante después de haber iniciado la adquisición.	59
Figura 31 Gráfica del comportamiento pupilar.	61
Figura 32 Interfaz hecha en Matlab para el tratamiento de datos.	61
Figura 33 Hoja de cálculo resultante al final de la prueba. A; el tiempo transcurrido al iniciar el procesamiento. B; frecuencia de estimulación. C y D es el perímetro y área pupilar en pixeles. E y F es el diámetro y el área estimada en milímetros y finalmente G	62



Figura 34 Diagrama a bloques general de la prueba realizada en pacientes.....	64
Figura 35 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "O" prueba S1.O	66
Figura 36 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "P" prueba S1.P	69
Figura 37 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "E" prueba S1.E	72
Figura 38 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "F" prueba S1.F	75
Figura 39 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "O" prueba S2.O	79
Figura 40 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "P" prueba S2.P	82
Figura 41 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "E" prueba S2.E	85
Figura 42 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "F" prueba S2.F	88
Figura 43 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "O" prueba S3.O	92
Figura 44 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "P" prueba S1.P	95
Figura 45 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "E" prueba S3.E	98
Figura 46 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "F" prueba S3.F	101
Figura 47 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "O" prueba S4.O	105
Figura 48 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "P" prueba S4.P	108
Figura 49 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "E" prueba S4.E	111
Figura 50 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "F" prueba S4.F	114
Figura 51 Gráfica de la atenuación pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F	118
Figura 52 Gráfica del factor de amortiguamiento pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F	119
Figura 53 Gráfica de la frecuencia natural pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F	120
Figura 54 Gráfica de la atenuación pupilar a diferentes letras E,F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4.....	121



Figura 55 Gráfica de de la frecuencia natural pupilar a diferentes letras E,F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4. 122

Figura 56 Gráfica de de amortiguamiento pupilar a diferentes letras E,F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4. 122



INTRODUCCIÓN

La medición del comportamiento pupilar se ha convertido en un tópico de gran interés no solo dentro del campo optométrico, ya que con la exploración pupilar se puede constituir parte fundamental en la exploración neurológica.

Actualmente los estudios pupilares se han enfocado al análisis de las propiedades temporales de la respuesta visual ante cambios en la luminancia y contraste [1], así como en variaciones cromáticas para determinar la respuesta pupilar y la sensibilidad fóveal.

Existen registros del desarrollo de la pupilometría desde el año de 1929, cuando Otto Lowestein desarrolló un método analítico basado en evaluaciones manuales sencillas utilizando la carta de Rosembaum [2].

Gracias a los avances tecnológicos el estudio pupilar se desarrolla de forma más precisa, reduciendo los errores técnicos ante cambios en la iluminación, distorsiones en la adquisición por medio de la videocámara, cambio en la mirada del sujeto de estudio, etc.

Existen hasta la fecha dos formas de realizar la pupilometría. La primera se hace mediante una cámara de luz infrarroja, con capacidad para grabar imágenes en ausencia de luz; la otra forma es bajo condiciones mesópicas de forma monocular o binocular que arroja información de tipo consensual [3].

L. Stark clínico neurólogo fue el primero en introducir la teoría de control en el ámbito biológico, estaba interesado en analizar matemáticamente las características normales de este sistema y en conjunto con la función de transferencia predecir su comportamiento debido a la variación de las condiciones normales [2].

Lowenstein estudió la pupila por medio del uso de una cámara de video para obtener grabaciones directas y continuas del ojo. El profesor Peter Schultheiss ingeniero eléctrico de Yale desarrollo la función de transferencia a lazo abierto desde el punto



de vista Maxwelliano; y FrankBaker cambio las condiciones dentro de la función de transferencia al utilizar fármacos demostrando la robustez de este sistema al predecir oscilaciones en frecuencia [2].

En el presente trabajo, se estudiará la forma en la que una herramienta tecnológica permitirá el desarrollo de la pupilometría que facilitará la exploración del sistema visual, y su respuesta en frecuencia permitirá la descripción del comportamiento pupilar mediante la definición de la función de transferencia.

Para lograr este objetivo, será necesaria la implementación de un dispositivo que contenga aspectos tales como:

- Despliegue de caracteres optotípicos
- Control del parpadeo del carácter desplegado
- Software para el procesamiento pupilar
- Grafica del comportamiento pupilar
- Algoritmo para el cálculo de la función de transferencia

HIPÓTESIS

Con la constitución de la pupilometría y el procesamiento de imágenes es posible constituir una herramienta para determinar el comportamiento pupilar ante estímulos de variación en frecuencia.

OBJETIVOS

GENERAL

Desarrollar un sistema pupilométrico con el uso de una videocámara infrarroja que coadyuve a registrar la respuesta en frecuencia del reflejo pupilar en pruebas optométricas parpadeantes.



ESPECÍFICOS

- 1.- Implementar el sistema que permita la evaluación en frecuencia de la dinámica pupilar del paciente mediante uso de optotipos de visualización alternante.
- 2.- Registrar la dinámica pupilar para evaluar su comportamiento en frecuencia.
- 3.- Obtener la función de transferencia que mejor describa al sistema

MARCO TEÓRICO

EL SISTEMA VISUAL

El sistema visual toma información del ambiente en forma de luz que analiza e interpreta. Este proceso de visión y percepción visual involucra un complejo sistema de estructuras, cada una de las cuales está diseñada para un propósito específico. El ojo contiene elementos que toman el reflejo luminoso y lo transforman en señales neurales; el contenido orbicular está protegido dependiendo su posición con una delgada estructura ósea y tejido conectivo. La señal neural que lleva información visual atraviesa una vía compleja dentro del sistema nervioso central, proporcionando la capacidad de obtener una visión precisa del ambiente circundante. Esta información es adoptada por el proceso de percepción visual y desencadena actividades psicomotrices y decisiones innumerables [4].

LA PUPILA

La pupila es una estructura del sistema visual, una apertura ubicada en la parte central del iris que se sitúa en una posición ligeramente inferior y nasal respecto al centro corneal que reacciona tanto en la luz (visión fotópica) como en la oscuridad (visión escotópica) con un diámetro de 3 a 4 mm (Figura 1) que cambia de tamaño de manera automática y simétrica en respuesta al nivel de luz ambiental, aunque también responde a estímulos tales como emociones, convergencia o dolor [4].

Es un orificio en el músculo iridio que permite la entrada de luz al ojo y su incidencia a la retina; la capa sensible ubicado detrás del ojo. La retina está compuesta por

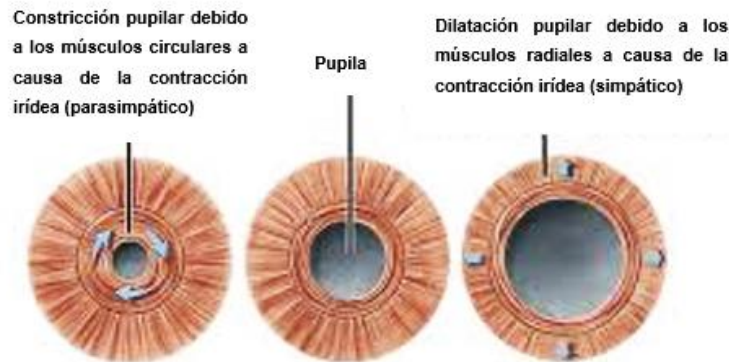


Figura 1 Vista anterior pupilar y su respuesta ante distintos estímulos luminosos.

células sensoriales primarias que contienen pigmentos foto sensitivos que captan fotones y subsecuentemente estimulan las células del nervio óptico. La retina es parte del sistema nervioso central y posee un complejo aparato neural integrativo. El nervio óptico conduce principalmente a la vía de la estación de retransmisión de la corteza visual de los hemisferios cerebrales, el cuerpo geniculado lateral. Sin embargo las fibras fotomotoras entran directamente al sistema cerebral y retransmiten al área pretectal y de ahí al núcleo de Edinger Westphal. El núcleo contiene células nerviosas, parte del sistema parasimpático, estas fibras (después de una retransmisión externa en el ganglio ciliar) controlan la fuerza del músculo esfínter del iris. Los tractos fibrosos además van al sistema simpático de la médula espinal. Aquí, las células nerviosas envían fibras de vuelta a la órbita, después de retransmitir en el ganglio superior cervical. El músculo dilatador de la pupila es controlado por fibras parasimpáticas y es responsable de la dilatación abrupta presente después de la administración de adrenalina [4].

La excitación del núcleo de Edinger Westphal produce constricción pupilar y es probable que la inhibición disminuya en nivel operativo, estos núcleos son de los más importantes mecanismos de la dilatación pupilar [4].



MOVIMIENTOS PUPILARES

El movimiento de la pupila en respuesta a los cambios de intensidad de la luz optimiza la iluminación de la retina para maximizar la percepción visual.

En presencia de la luz tenue, la dilatación de la pupila supone un medio inmediato por el cual se maximiza la llegada de fotones a la retina, lo que a su vez complementa los mecanismos lentos de adaptación a la oscuridad que implican el control retiniano de los fotorreceptores y de las células bipolares. Durante la exposición a la luz brillante, la constricción pupilar puede reducir la iluminación retiniana hasta 1.5 unidades log en 1-2 segundos. Los pacientes con pupilas fijas e inmóviles suelen presentar síntomas durante los cambios bruscos de iluminación ambiental entre los que se incluyen ftofobias e incapacidad para discernir objetos del entorno al entrar en un ambiente de luz tenue. Este hecho demuestra el importante papel de la pupila en la optimización de la percepción visual en el tiempo y en un amplio abanico de condiciones de luz ambiental [4].

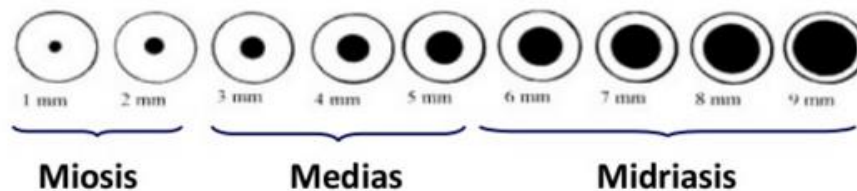


Figura 2 Diámetro pupilar en miosis, medias y midriasis.

El diámetro pupilar también contribuye a mejorar la calidad de la imagen de la retina. Una pupila pequeña reduce la aberración cromática y esférica, en parte porque una menor apertura limita la entrada de haces de luz al sistema óptico a la parte central de la córnea y al cristalino, evitando sus porciones más periféricas donde las aberraciones son mayores [4].

Otra función importante del diámetro pupilar es la profundidad de enfoque, la miosis durante la visión cercana produce un efecto estenopeico que reduce el error de refracción y aumenta la profundidad de enfoque [4].



La importancia clínica de la evaluación pupilar es: 1) el movimiento pupilar como indicador de entrada aferente, 2) el diámetro pupilar como indicador de vigilia, 3) la desigualdad pupilar como reflejo de la inervación autónoma eferente de cada iris, 4) la influencia del diámetro pupilar sobre las propiedades ópticas del ojo y 5) la respuesta pupilar de los fármacos como medio para controlar sus efectos [4].

La pupila actúa como un indicador objetivo de la cantidad de luz translucida al sistema visual. En este sentido, puede utilizarse para monitorear la sensibilidad de la retina a la luz. Esto es muy útil en la práctica clínica ya que la constricción pupilar transitoria en respuesta al estímulo lumínico, o el diámetro pupilar normal tras la iluminación constante, puede reflejar la integridad de la retina y del nervio óptico y puede usarse para detectar enfermedades [4].

El diámetro de la pupila también es útil para determinar el grado de inhibición supranuclear mesencefálica, que a su vez se relaciona con el nivel de vigilia. Un individuo excitado, despierto tendrá unas pupilas de mayor diámetro debido a una mayor inhibición central de las fibras parasimpáticas que inervan el esfínter del iris y que se originan en el mesencéfalo, y un aumento del tono simpático en el músculo dilatador. Por el contrario, un individuo dormido, fatigado o bajo los efectos de la anestesia general o de narcóticos presentará unas pupilas más pequeñas debido a la desinhibición central mesencefálica. La monitorización cuidadosa del diámetro de la pupila resulta útil para determinar la existencia de trastornos del sueño como narcolepsia, para comprobar el nivel de anestesia o la presencia de narcóticos. El grado de dilatación pupilar en respuesta a estímulos sensoriales como el dolor o el sonido también puede servir como indicador de la integridad de la aferencia sensorial. En la práctica clínica se puede utilizar a la pupila como indicador farmacológico de los efectos centrales o periféricos de los fármacos [4].



VÍAS NEURALES DEL REFLEJO FOTOMOTOR

Para comprender mejor los factores que pueden influir sobre el diámetro pupilar y los movimientos pupilares en respuestas a estímulos. Es importante conocer las vías neuronales básicas implicadas en el reflejo fotomotor. El reflejo fotomotor consta de tres divisiones neuronales principales que logran que el estímulo lumínico produzca una constricción pupilar: 1) una división aferente, 2) una división interneuronal y 3) una división eferente [4].

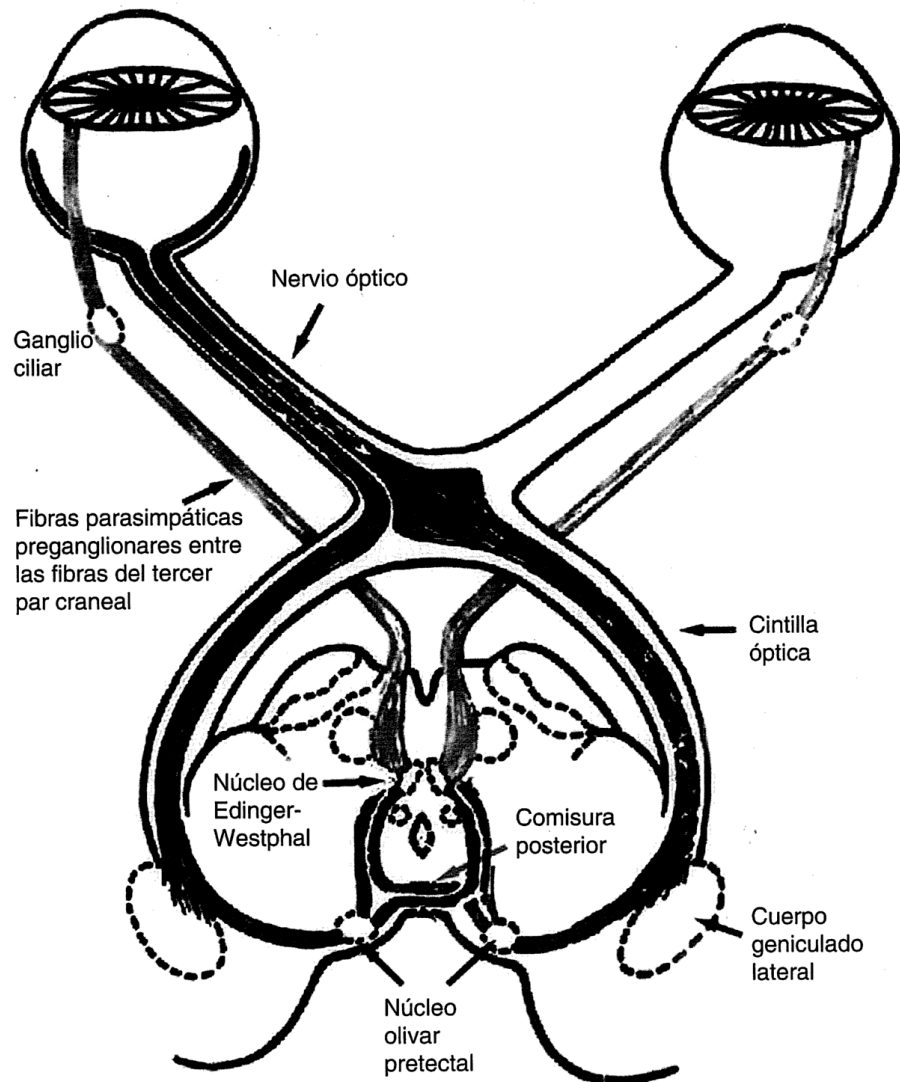


Figura 3 Rama de las vías nerviosas implicadas en el reflejo fotomotor.



La división aferente consiste en la entrada del estímulo a la retina desde los fotorreceptores, las neuronas bipolares y las células ganglionares. Los axones de las células ganglionares de la retina de cada ojo proporcionan información sobre la entrada lumínica que converge por medio de sinapsis en las interneuronas localizadas en los núcleos olivares pretectales del mesencéfalo. A su vez estas interneuronas distribuyen la señal luminosa a las neuronas en los núcleos de Edinger Westphal izquierdo y derecho, con las que se conectan por medio de las fibras cruzadas (decusadas) y directas (no decusadas). Desde aquí, las neuronas del núcleo de Edinger Westphal envían sus axones parasimpáticos preganglionicos a lo largo del nervio oculomotor para hacer sinapsis en el ganglio ciliar en cada órbita. Las neuronas de este ganglio envían sus axones parasimpáticos posgangliónicos junto con los nervios ciliares cortos hasta el globo ocular, donde hacen sinapsis en el músculo esfínter del iris [4].

DILATACIÓN PUPILAR REFLEJA

En condiciones normales, durante la dilatación pupilar se ponen en marcha dos procesos integrados: relajación del esfínter del iris y contracción del dilatador del iris, lo que mantiene de forma activa abierta la pupila. Dado que el esfínter del iris es más fuerte que el músculo dilatador mismo, no se produce dilatación pupilar hasta que el mismo se relaja, lo que se lleva a cabo a partir de la inhibición supranuclear del núcleo de Edinger Westphal a nivel del sistema nervioso central, en especial desde la formación reticular en el tronco del encéfalo [4].

La inhibición neuronal implica a las neuronas simpáticas del sistema nervioso central, que atraviesan el área gris periacueductal e inervan las neuronas pupilares eferentes en el núcleo de Edinger Westphal, existiendo una activación del receptor α_2 -adrenérgico en la sinapsis. Cuando se activa esta vía inhibitoria central, la eferencia preganglionar parasimpática desde el núcleo de Edinger Westphal se inhibe y se produce la relajación relativa del esfínter del iris y la dilatación pupilar. En caso de la inactivación de esta vía inhibitoria, como ocurre durante el sueño, las neuronas preganglionares disparan a mayor frecuencia y se provoca una miosis. En



este sentido, las neuronas del núcleo de Edinger-Westphal son únicas ya que la frecuencia de disparo basal, es alta. Si se desconectan todas las aferencias a estas neuronas, se provoca una miosis y una contracción pupilar sostenida. Por este motivo bajo anestesia o en condición de sueño, reducen todas las aferencias inhibitorias supranucleares al núcleo de Edinger Westphal, presentándose pupilas pequeñas [4].

Por el contrario en estado alerta, la inhibición suprenuclear está activada y las neuronas de EdingerWestphal inhibidas, agrandando las pupilas. Si en este momento se aplica un estímulo luminoso, se desencadena un tren de impulsos neuronales desde la retina hasta las interneuronas pretectales y a continuación al núcleo de Edinger Westphal que, momentáneamente, supera la inhibición nuclear y causa constricción pupilar. Si se apaga la luz o la retina comienza a adaptarse a ella, la inhibición supranuclear vuelve a dominar, lo que causa una dilatación refleja de la pupila [4].

Todas las condiciones mencionadas con anterioridad causan cambios en el diámetro pupilar como resultado de la modulación de la eferencia neuronal desde el núcleo de Edinger Westphal, Además, los mismos factores que originan la dilatación refleja de la pupila también producen una mayor eferencia hacia el sistema nervioso simpático periférico que inerva el músculo dilatador del iris [4].

Puede considerarse que la inervación simpática actúa como una recarga rápida para dilatar la pupila. Dicha inervación simpática periférica no es necesaria para que se dilate la pupila (la inhibición parasimpática lo logra hasta cierto punto) pero potencia en gran medida la dinámica de dilatación pupilar en cuanto a velocidad y diámetro alcanzado [4].

La inervación simpática del dilatador del iris puede resumirse en una cadena trineuronal sin decusaciones. La primera neurona se origina en el hipotálamo y desciende por el tronco del encéfalo, a ambos lados del mismo, hasta la parte lateral de la médula espinal, donde hace sinapsis a nivel cortico torácico C7T2. La segunda



neurona, preganglionar, abandona la médula a este nivel y viaja sobre la pleura apical del pulmón y por las ramas espinales para hacer sinapsis en el ganglio cervical superior, que se sitúa a nivel de la bifurcación carotídea en los lados izquierdo y derecho del cuello. La tercera neurona, posganglionar, realiza un recorrido largo siguiendo a la arteria carotídea interna hasta la cabeza y la órbita [4].

Al pasar por el seno cavernoso, estas neuronas mantienen una breve asociación con los nervios abducen y trigémino antes de entrar a la órbita y llegar al músculo dilatador del iris a través de los nervios ciliares largos [4].

Además de los mecanismos neuronales implicados en la dilatación pupilar, existen mecanismos hormonales que pueden contribuir al diámetro pupilar. Las catecolaminas circulantes en sangre pueden actuar de forma directa sobre el músculo dilatador del iris a través del flujo sanguíneo o de forma indirecta por medio de la lágrima que provoca midriasis [4].

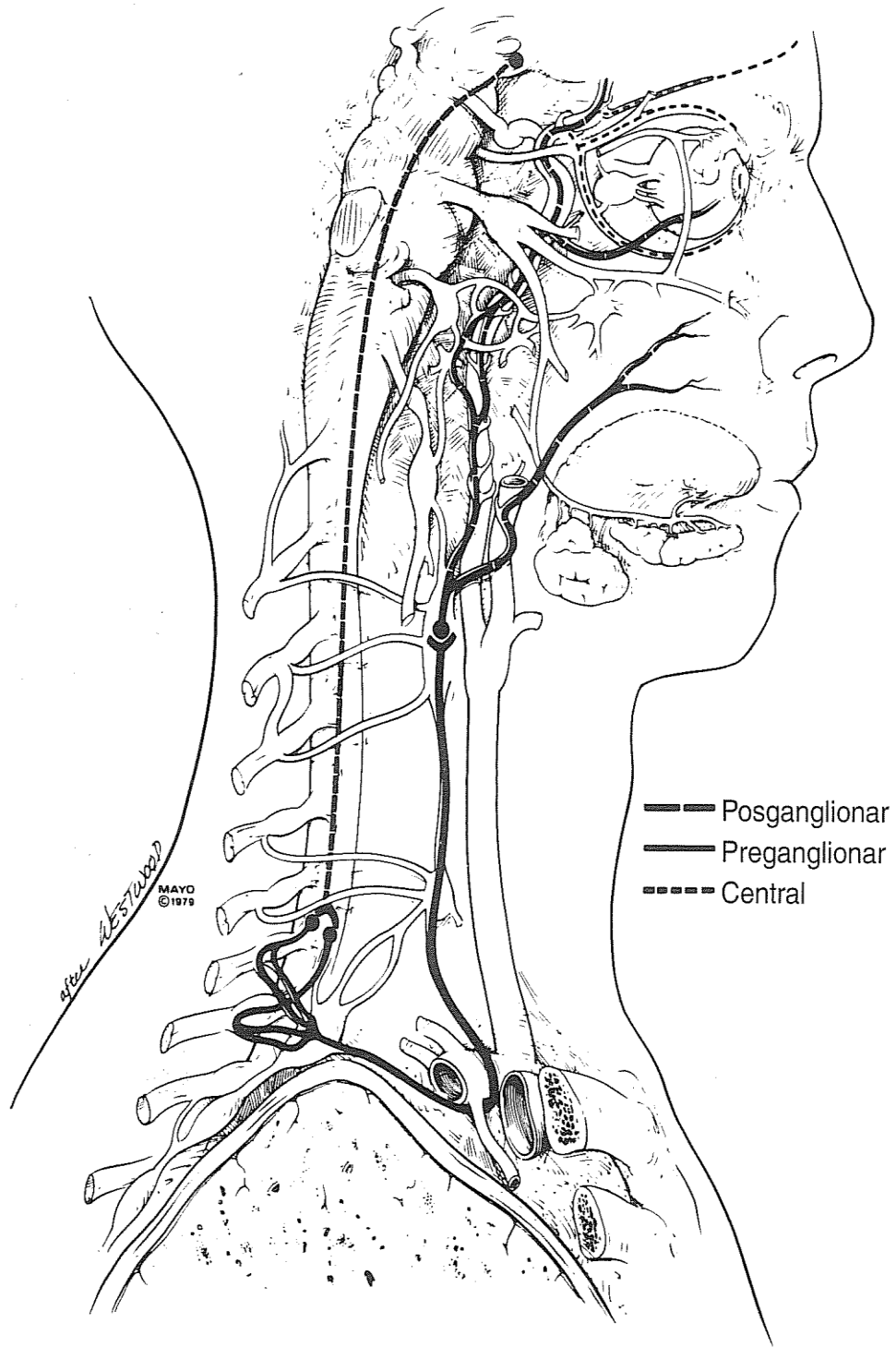


Figura 4 Inervación simpática del ojo



MÉTODOS PARA LA EVALUACIÓN PUPILAR

PUPILOMETRÍA

La pupilometría es la medición de los diámetros pupilares en condiciones basales y luego ante diferentes estímulos [3]. Es así como esta medición, va a proveer información valiosa para el diagnóstico de enfermedades en relación directa con el Sistema Nervioso Autónomo y los neurotransmisores que hacen reaccionar a la pupila. El objetivo del presente trabajo consiste en que a través del diseño e implementación de un sistema para la medición de la reactividad pupilar mediante técnicas de procesamiento digital de imágenes, se construirá el modelo matemático que mejor describa el comportamiento pupilar del individuo estudiado.

El inferir modelos a partir de la observación y el estudio de sus propiedades permite la obtención de patrones característicos [5].

Las técnicas de identificación son variadas, debido a que los sistemas dinámicos son abundantes en nuestro entorno [5].

En términos generales un sistema es una estructura cuyas variables de diversos tipos interactúan y producen señales observables. Estas señales observables son denominadas salida. El sistema también es afectado por estímulos externos. Las señales externas que pueden ser manipuladas por el observador se denominan entradas. Los disturbios son señales divididas en aquellas que son medidas de manera directa y aquellas que solo son notorias por su influencia en la salida. A partir de estas definiciones, la pupila es considerada un ejemplo de sistema dinámico [5].

La reactividad pupilar, como ya se detalló es producida gracias a la acción del músculo dilatador y esfínter de la pupila provocando cambios en la excitación del núcleo de Edinger Westphal. La salida de este sistema es el cambio en el área pupilar, el estímulo externo puede ser o no medible ver Figura 6. Los datos del sistema se grafican en la Figura 5.

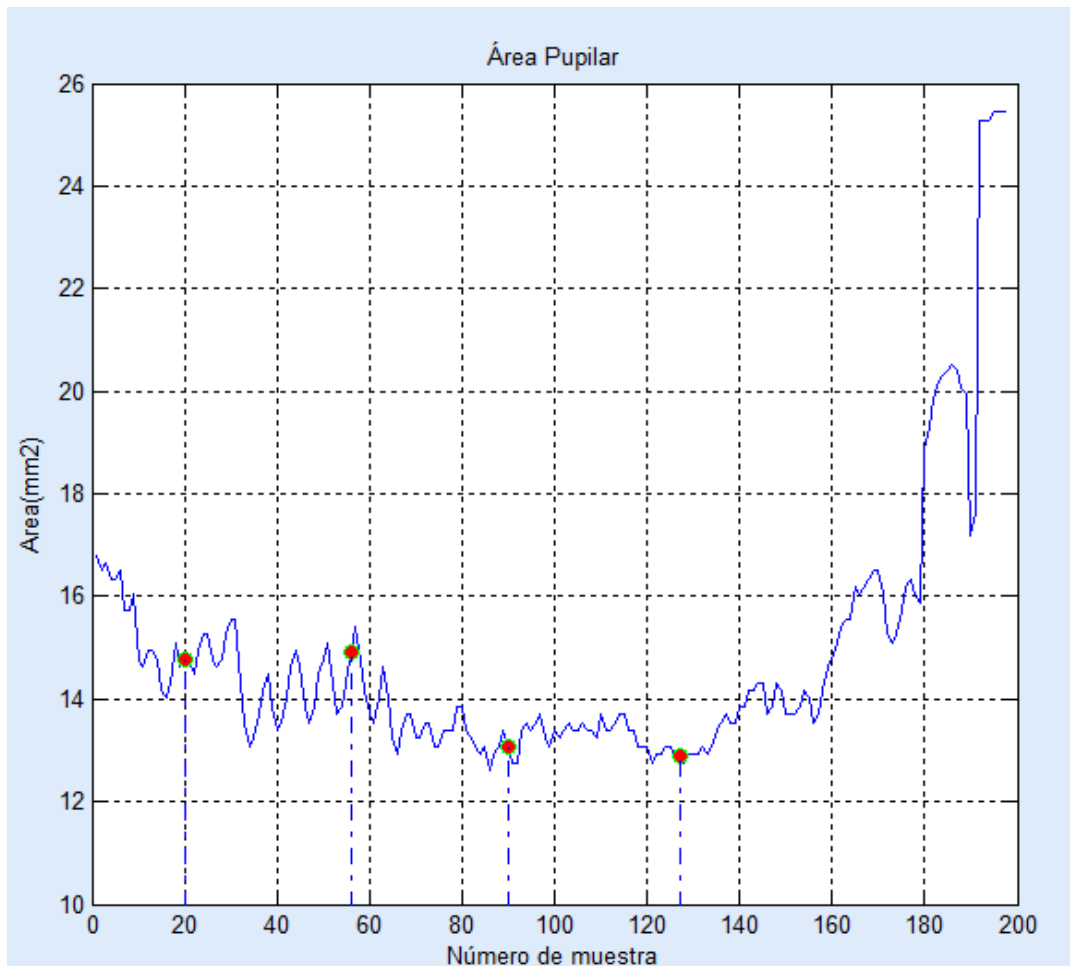


Figura 6 Señal de la reactividad pupilar (cambio del área pupilar).

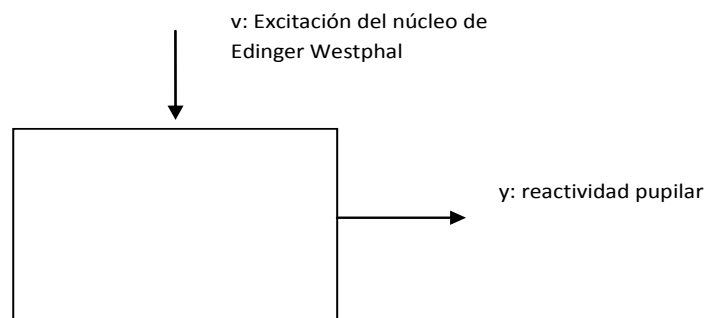


Figura 5 Reactividad pupilar. y: salida, v: disturbio no medible.



LA PUPILA COMO SISTEMA DE CONTROL NEUROLÓGICO

Lawrence Stark neurólogo clínico de la Universidad de Berkeley se interesó en entender los desórdenes de los movimientos pupilares a nivel de la teoría de control. Intento introducir al marco matemático el funcionamiento del sistema neuronal; adecuándolo parcialmente a modo que se diera un entendimiento real de este sistema [2]

Frecuentemente para el estudio y análisis del sistema nervioso es necesario realizar técnicas de disección o tener animales fuertemente anestesiados [2].

Ética e intelectualmente es preferible el estudio del sistema nervioso a modo que no se dañe ni se altere al ser vivo, pero para tal método es necesario desarrollar el instrumental que compense las dificultades inherentes al no realizarlo *in vivo*. Tales inconvenientes son por ejemplo: el estado no estacionario del sistema, las fluctuaciones debido a perturbaciones externas, las fluctuaciones debido a la interacción de varios sistemas neurales puestos en marcha y las dificultades al no hacer mediciones precisas [2].

Las técnicas ópticas para lazo abierto y producir alta ganancia en las oscilaciones, no se pueden utilizar en otro servomecanismo biológico [2].

Las fluctuaciones continuas en el área pupilar que ocurren espontáneamente interfieren con la precisión de los resultados pero al considerarlos como una segunda salida del sistema pueden ser usados para dar más información del sistema [2].

Junto con Fergus Campbell y John Atwood, intentó analizar este fenómeno y utilizó las funciones de autocorrelación de Norber Wiener [2].

La pupila es un servomecanismo neurológico clase 1 que manifiesta todas las propiedades de este sistema; no linealidades esenciales, ruido, operación continua, salida dinámica, limitaciones de rango, adaptación biológica de referencia, múltiples



entradas. En 1959, se modeló su escala de compresión y no linealidades asimétricas y características de ruido. La evaluación por fórmula fue hecha con el método de Runge-Kutta en las ecuaciones diferenciales casi lineales, más no se obtuvo hasta realizar la simulación operativa en una computadora híbrida pudiendo obtener una comparación útil y realista con el comportamiento pupilar experimental [2].

La representación en kernels de Wiener fueron un intento para obtener el comportamiento pupilar estadístico y el estudio es dirigido, finalmente hacia compensaciones examinantes de reconocimiento médico de esta representación [2].

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA

Muchos procesos biológicos; especialmente los que involucran el funcionamiento del sistema nervioso central, poseen un comportamiento auto regulado o como de servomecanismo. El reflejo pupilar es un ejemplo de este proceso. Un servomecanismo es un dispositivo regulatorio automático que actúa por la diferencia en el error entre la entrada deseada, la de referencia y el valor actual de la salida. Una cantidad controlada es mantenida a pesar de los disturbios en la entrada dentro o fuera del sistema. El lazo es formado con la salida que retroalimenta a la entrada. La figura muestra un diagrama a bloques de un servomecanismo simple del reflejo pupilar [1].

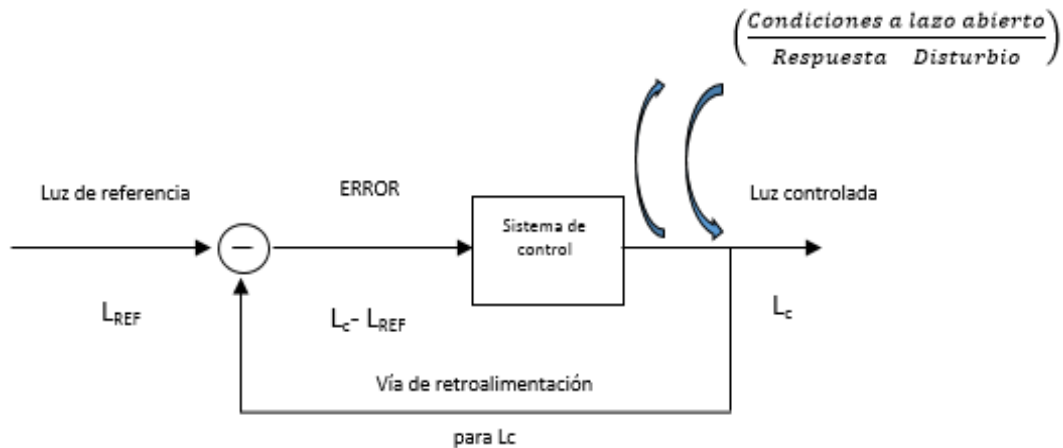


Figura 7 Servosistema simple. Muestra las vías de alimentación y retroalimentación en un servo lazo y sus diversos componentes. Los símbolos son explicados en el diagrama y en el texto. Las flechas indican que el lazo puede ser abierto.

La cantidad de luz que fluye y cae en la retina es la cantidad controlada (L_C). La cantidad de luz de referencia que fluye (L_{REF}) existente la cual es comparada con la luz actual (L_C) que cae en la retina. Cualquier diferencia en el error ($L_C - L_{REF}$) que ocurre es medida y esta es la variable que actúa en el sistema de control, o en el aparato neurológico pupilar. El sistema de control opera después, variando el tamaño pupilar para así cambiar la luz controlada (L_C) y reducir el error [2].

La homeostasis es uno de los mecanismos que censa la diferencia entre el estado deseado y el actual; pone en vigor una serie de procesos que a su vez produce efectos de oposición para minimizar el error. Una comparación más sutil se realiza cuando el arco reflejo se transforma en el servo lazo añadiendo una entrada sensorial continua así la información de retroalimentación concierne al estadio final o lazo cerrado [2].

Las técnicas experimentales en la que la servo ingeniería analiza un dispositivo de control automático son métodos similares a los usados por psicólogos. Primero, el ingeniero dibuja un diagrama de bloques o un boceto anatómico del sistema y sus componentes funcionales. Posteriormente los disturbios y las trazas de respuesta se introducen al lazo. Este procedimiento requiere mediciones continuas de la



respuesta, al igual que un control cuantitativo en las entradas. Adicionalmente, una técnica más sofisticada involucra un servo a lazo abierto [2]

La pupila se escogió para su estudio por ser un ejemplo de servomecanismo biológico por las siguientes razones: Primero, es un mecanismo motor, el iris, yace expuesto detrás de la córnea para realizar medidas y esto sin previa disección. Este hecho ha sido aprovechado por científicos e investigadores clínicos usando cámaras de alta velocidad para cuerpos en movimiento. Así como el empleo de técnicas de fotografía infrarroja, las mediciones pueden hacerse sin que existan disturbios en el sistema, ya que la sensibilidad se limita al espectro visible. Segundo, el sistema puede ser perturbado por cambios en la intensidad de luz visible, y esta forma de energía es fácilmente controlable, así como el sujeto está libre de dolor al realizar las pruebas. Tercero, se pueden hacer modificaciones al experimento con sujetos alerta, con animales sin anestesia así el sistema nervioso está intacto y funcional. Finalmente, el sistema responde con un movimiento que presenta solo un grado de libertad, el cambio en el área pupilar, esto simplifica las ecuaciones para el análisis del sistema [2].

ANÁLISIS DE LA FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA

Experimentos en fase inicial mejoraron usando en el lazo abierto, pequeños estímulos de señales senoidales para obtener una función de transferencia lineal del sistema pupilar. Estudiando un sistema en operación a lazo abierto es importante la técnica de disección. La perturbación es introducida, se transmite a lo largo del lazo y se mide en el punto de quiebre. Así, la respuesta del sistema no es influenciado por otros disturbios, y permanece enteramente intacta a lo largo del experimento de control y la relación entre la entrada y la salida esto es; la función de transferencia, es simplificada. Hay tres razones por las que se usó un estímulo senoidal: las técnicas experimentales para obtener el nivel deseado en exactitud son simples, el análisis matemático está bien entendido y fácilmente manipulable así como el diseño del sistema y su mejoramiento se evalúan de manera sencilla. Un ejemplo del primer punto, una vez que la retina se adaptó a la intensidad de luz



principal se puede variar la modulación senoidal a lo largo del rango de frecuencias mientras el sistema pupilar permanece en estado estacionario. Las pequeñas señales se aprovechan, permiten tener aproximaciones lineales en el servosistema pupilar. Sin embargo, para obtener el valor absoluto del avance es necesario utilizar una pequeña señal; el sistema pupilar es muy sensitivo operando en niveles bajos. Así usando una pequeña señal, el nivel de operación queda relativamente constante, y la respuesta del sistema pupilar puede hacerse bastante reproducible. Existen múltiples operadores no lineales en el sistema pupilar; por ejemplo, el transductor logarítmico que representa la Ley de Weber-Fechner, y la multiplicación geométrica del área pupilar por la intensidad de luz para obtener el reflejo pupilar. Al usar señales pequeñas se puede ignorar el operador logarítmico, y también linealizar para sustituir la operación restador por el operador multiplicador. La ganancia a lazo abierto es la relación de la magnitud de la respuesta del servomecanismo en condiciones a lazo abierto de la señal de entrada [1].

El punto de quiebre del lazo de la pupila se encuentra justo antes de que se presenten disturbios. El disturbio es el cambio en el reflejo pupilar causado por el cambio en la intensidad de luz externa. El cambio de la intensidad de luz puede ser multiplicado por el área del disco de luz en el lazo abierto [1].

$$F_e = \bar{A} \cdot \Delta I \quad \text{Ec. 1}$$

La respuesta es el cambio en el reflejo debido al cambio en el área pupilar que sucede si la pupila reacciona ante la entrada de luz. Así el cambio en el área es multiplicada por el promedio de intensidad; esta intensidad es considerada perturbación que actúa de forma uniforme a través del área pupilar [1].

$$F_i = \bar{I} \cdot \Delta A \quad \text{Ec. 2}$$



La retina no distingue entre diversos disturbios luminosos, esto es válidamente razonable desde el punto de vista Maxwelliano. La pequeña aproximación de la señal es necesaria para el cálculo de la ganancia [1].

$$G(s) = \frac{\Delta F_i}{\Delta F_e} = \frac{\bar{I} \cdot \Delta A}{\bar{A} \cdot \Delta I} \quad \text{Ec. 3}$$

El numerador (la respuesta del sistema) y el denominador (la señal de entrada) están los dos en la dimensión del reflejo así que la ganancia se obtiene con un valor adimensional [1].

En resumen, el proceso experimental fue diseñado para adaptarse a métodos servo analítico para estudiar el reflejo pupilar. El pequeño estímulo de luz senoidal fue aplicado para varias la frecuencia. La respuesta senoidal se midió y la relación entre amplitud y fase del estímulo se determinó en la gráfica de Bode. [1]

Para estos datos de amplitud y fase se pudieron obtener varios despliegues del comportamiento del sistema [1].

Esta figura muestra la respuesta del sistema a lazo abierto. La amplitud se grafica en escala logarítmica en x y en y mientras la fase en escala logarítmica en x y en y lineal. Los puntos son datos experimentales, y las líneas punteadas son asíntotas. Las líneas punteadas verticales representan frecuencias de ganancia espontánea oscilantes obtenidas al inicio y al final de la prueba con alta ganancia en la operación. [1]

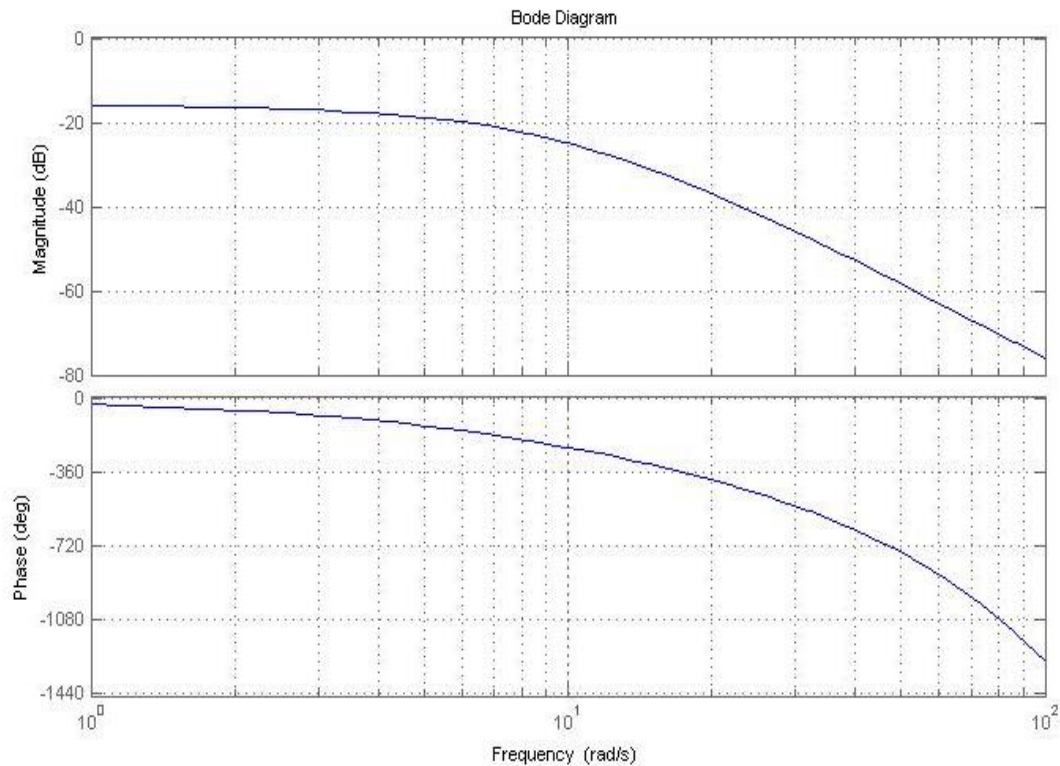


Figura 8 Gráfica de la ganancia y fase del comportamiento a lazo abierto del reflejo luminoso obtenido a partir de funciones sinusoidales. Comportamiento característico de una función de tercer orden.

En esta grafica se puede obtener fácilmente cualidades cualitativas del sistema pupilar como lo son: baja ganancia, atenuación de la ganancia en altas frecuencias y largo cambio en fase. Adicionalmente es deseable tener una descripción matemática concisa del comportamiento del sistema. Algo semejante a la función de transferencia, que por conveniencia se expresa en frecuencia compleja con el operador "s". los elementos de lazo de la función de transferencia $G(s)$ son mostrados. Incluyendo $H(s)$ la función de transferencia referente a la salida del cambio de área al cambio en la luz de entrada, y el multiplicador de intensidad lineal I_{AV} . $G(s)$ es independiente del punto de quiebre actual, siempre y cuando la respuesta haya a travesado completamente el lazo al punto de entrada de la perturbación. Los datos desplegados en el diagrama de Bode se usan para derivar la función de transferencia a lazo abierto, $G(s)$. La ganancia a baja frecuencia es



0.16. La curva de atenuación posee una pendiente asintótica de 18 dB por octava más allá de la frecuencia de quiebre. Esta pendiente puede ser representada por tres factores de retraso. Los actuales valores de las constantes de tiempo son difíciles de determinar exactamente de los datos experimentales, pero una burda aproximación se determinó a 0.1 segundos. Estos desfases en la porción de fases cambian a altas frecuencias. Refiriéndonos al cambio de fase en el diagrama de Bode, se observa que la fase cambia de 540° a 4 ciclos por segundo. Los 270° restantes se atribuyen al cambio de fase no nominal, equivalente al tiempo de retraso de 0.18 segundos, expresado como $e^{-0.18s}$ [1].

Estos cálculos ayudan a escribir la función de transferencia como:

$$G(s) = \frac{0.16e^{-0.18s}}{(1 + 0.1s)^3} \quad \text{Ec. 4}$$

Varios parámetros en la función de transferencia a lazo abierto pueden ser comparados con los datos de lazo cerrado. La función de transferencia a lazo cerrado es comparada con la función de transferencia a lazo abierto por [1]:

$$F(s) = \frac{G(s)}{1 + G(s)} \quad \text{Ec. 5}$$

Se calcula que la ganancia a lazo cerrado a bajas frecuencias será de 0.14. La ganancia a lazo cerrado se determinó experimentalmente en muchos puntos de operación en 0.15. El retraso en tiempo en experimentos con la función escalón y tuvo un valor de 0.18 segundos. Adicionalmente se observó que la respuesta directa y consensual posee la misma función de transferencia [1].

La combinación de los elementos definidos para el procesamiento de imágenes así como la capacidad de ajuste la función de transferencia proveen una herramienta interesante para desarrollar sistemas de análisis de datos pupilares de pacientes para llegar a diagnósticos basados en el conocimiento previo de médicos así como en el ajuste en línea que puedan realizar ellos mismos de las conclusiones alcanzadas por el sistema propuesto [1].



La propuesta anterior se utilizó en el trabajo realizado para el diagnóstico oportuno y automático de la respuesta pupilar, a partir de la información recolectada por medio de algoritmos de procesamiento y análisis de datos [1].

ANTECEDENTES O ESTADO DEL ARTE

La mayor parte de la información que recibimos del entorno llega a través del sentido de la vista. La visión puede subdividirse en tres etapas: la óptica, que permite la formación de una imagen en la retina; la fotorrecepción, que hace posible el registro de dicha imagen por los fotorreceptores bipolares [6]; el proceso neural de la imagen, dicho proceso se ilustra en la figura. Que se explicará con mayor detalle a lo largo del texto.

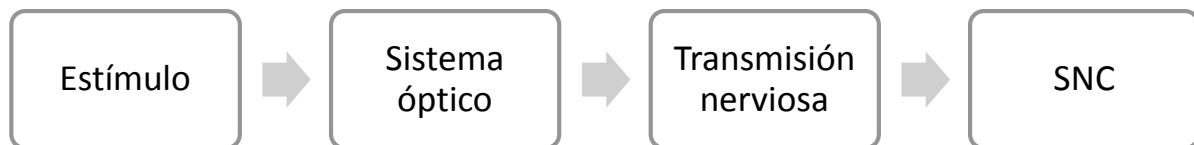


Figura 9 Diagrama a bloques de la percepción visual.

Lowenstein realizó él estudió pupilar desde el punto de vista clínico, hizo uso de una cámara infrarroja y un lector de video, creando así un lector pupilométrico directo que permite grabaciones de salida precisas y continuas usando luz como estímulo de entrada [2].

El profesor Peter Schultheiss ingeniero eléctrico de Yale, realizó el análisis de la función de transferencia pupilar desde el punto de vista Maxwelliano en lazo abierto [2].

Philip Sherman, realizó experimentos en la pupila y obtuvo calibraciones absolutas y la respuesta en frecuencia que permite describir la función de transferencia [2].



El profesor Harold Lamport sugirió que las oscilaciones pupilares son una respuesta fundamental dentro del rompecabezas fisiológico [2].

Frank Banker, altero el sistema pupilar con fármacos y demostró la robustez del modelo de función de transferencia para predecir oscilaciones en frecuencia cuantitativamente en esta condición [2].

El Dr. Saul Stanlen demostró las propiedades estocásticas de la pupila y las propiedades multiplicativas del ruido pupilar, estas características aparentemente aditivas, así como también en conjunto con la estadística temporal, y el análisis fisiológico da lugar a un modelo de sistema no lineal y un modelo físico y neurológico [2].

Merton aplicó una explicación cuantitativa en términos de la servo teoría al fenómeno del periodo resilente del reflejo miostático. Pringle y Wilson determinaron la función de transferencia de la respuesta de un órgano sensorial a estímulos armónicos. Estos y otros experimentos muestran la aplicación de conceptos servos analíticos al estudio del sistema nervioso [2].

REFLEJO PUPILAR ANTE UN ESTÍMULO SENOIDAL

Con el fin de obtener datos cuantitativos del sistema pupilar, L. Stark no hizo uso de cámaras infrarrojas sino que desarrolló una simple modificación a este sistema como se muestra en la figura 6 [1].

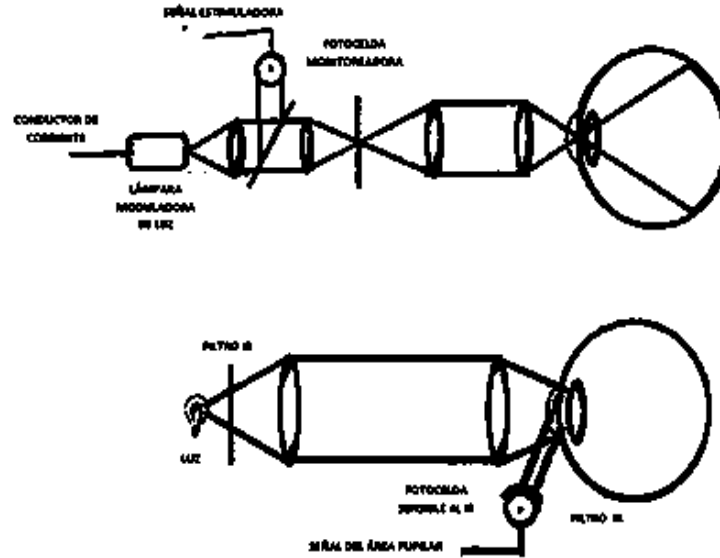


Figura 10 La figura muestra el aparato experimental. Las dos partes principales del aparato son a) El servo control de la luz estimulante, y b) la grabación directa, la medición del área mediante energía infrarroja invisible.

El área pupilar se midió continuamente el reflejo de la luz infrarroja del iris sobre una fotocelda. La pupila es ordinariamente oscura porque la mayor cantidad de luz que pasa a través es absorbida por la capa pigmentaria de la retina. Así, cuando la pupila es grande y el iris pequeño poca luz es reflejada del frente del ojo a la fotocelda, y cuando la pupila es pequeña y el iris grande más luz infrarroja es reflejada en la fotocelda. De esta manera se obtiene una medición continua de la respuesta del sistema, observando que en los sujetos con ojos oscuros presentan un reflejo infrarrojo mayor que en los sujetos de ojos claros [1].

El estímulo luminoso se controla de manera cuantitativa. Primero para obtener las variaciones senoidales se propuso la rotación de la cámara, posteriormente se diseñó una fuente de luz controlada en intensidad haciendo variaciones de manera senoidal o a pasos. Otros aspectos del sistema incluyen un filtro que reduce la respuesta en alta frecuencia y conserva la estabilidad del amplificador. Así es posible obtener un voltaje proporcional al área pupilar y al incrementar la ganancia provoca inestabilidad en el sistema y oscilaciones en el sistema pupilar [1].



Para mantener estable el ojo del sujeto, se colocó un punto de fijación con una luz especial colocada en el infinito óptico del sujeto. De esta forma es posible obtener una fijación cómoda en el pequeño punto apareciendo solo un movimiento ocular relativamente pequeño. La cantidad residual tanto en movimiento de cabeza y ojo puede ser determinada observando los cambios en el área grabada bajo acomodamiento experimental en donde no hay cambios esperados en el área pupilar. Bajo estas condiciones el estado basal es extremadamente estable [1].

Se colocan líneas milimétricas para obtener el tamaño pupilar estimado y compararlo con la salida de la fotocelda en cada instante [1].

PROPIEDADES TEMPORALES DE LA RESPUESTA VISUAL A LA LUMINANCIA Y CONTRASTE DEL RUIDO MODULADO

Los científicos Velitchko Manahilov, Julie Calvert, William A. Simpson, investigaron que la visión es sensible a luminancia de primer orden y la modulación en segundo orden del contraste. El conocimiento de las propiedades temporales de la visión de segundo orden es insuficiente y contradictorio. Se encontró un tipo de ruido visual (estático o dinámico) que determina las propiedades temporales de la respuesta a la modulación de luminancia y contraste. En presencia de ruido estático, la respuesta temporal es transitoria en ambos tipos de modulación tanto en alta y baja frecuencia espacial. Cuando se usa el ruido dinámico, la respuesta temporal a la modulación de luminancia y contraste de frecuencias espaciales altas se sostienen. Los resultados sugieren que las características temporales de los filtros lineales de una etapa alimentados por filtros de segundo orden determinan la respuesta temporal para modulación del ruido en el contraste [7].

SENSIBILIDAD FOVEAL PARPADEANTE EN ADULTOS MAYORES

Estudio realizado por Charlene B. Y. Kim [KIM, 1994], realizado anteriormente a jóvenes (rango de edad 18-42 años) y mayores (rango de edad 65-86 años) con el parpadeo foveal sensible al contraste. Se encontraron pérdidas de sensibilidad para frecuencias temporales de 1,8 a 50 Hz en el grupo de mayor edad, incluso después



de la variación pupilar. Es decir, el contraste y la sensibilidad temporal fue menor para los adultos mayores. Pero no encontraron cambios temporales relacionados con la edad [9].

Es decir, la pupila no tuvo cambios significativos en su posición ni tampoco cambios en forma a lo largo del espectro de frecuencias utilizadas [9].

LA PUPILOMETRÍA COMO UN PROCEDIMIENTO FUNCIONAL PARA EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE LA ENFERMEDAD DE ALZHEIMER Y DEMENCIA VASCULAR

El desarrollo de un sistema de registro pupilar ante la reacción a la luz en el laboratorio de neurofisiología clínica en cooperación laboratorio de fluidos mecánicos en la Universidad Aristoteles de Tesalonica, y consiste en una cámara de alta velocidad infrarroja (265 cuadros/seg), un sistema computacional, tarjetas asociadas de muestreo y fuentes luminosas (estímulo con duración de 20ms, con intensidad de 24.6 cd/m^2). Se llevó un registro del radio pupilar cambiante, en función del tiempo, se graba y se analiza en vivo. De los datos recabados se calcula principalmente la velocidad y la aceleración [10].

Los pacientes con Alzheimer (AD), se evalúan y se comparan con los resultados obtenidos en sujetos sanos de la misma edad. Los parámetros obtenidos son significativamente distintos. Además, los pacientes con demencia vascular (VD) son al igual evaluadas y comparadas con individuos sanos y con pacientes AD. Las mediciones en pacientes con VD en etapas tempranas no son significativamente distintas comparadas con los sujetos normales [10].

A la luz de esté hallazgos se sugiere que este método es útil para el diagnóstico diferencial del AD y VD [10]



ANÁLISIS ESPECTRAL SINGULAR DE DATOS PUPILOMETRICOS. IDENTIFICACIÓN DE LA ACTIVIDAD SIMPÁTICA Y PARASIMPÁTICA.

La pupila presenta una adaptación rápida a los cambios en la luz externa, a fin de potencializar la percepción visual. Se contrae en ambientes de luminosidad alta, para limitar la cantidad de fotones que alcanzan a la retina (midriasis). Por lo tanto, la pupila actúa como un normalizador de la cantidad de luz que entra al sistema óptico. Estos movimientos pupilares están controlados por la acción de los músculos lisos, asociados con el sistema nervioso autónomo (PsNS) simpático y parasimpático. Sin embargo, el estudio de la dinámica pupilar puede permitir el paso de interferencias en el funcionamiento de estos dos sistemas antagonistas y su relación directa en el control pupilar [11].

El estudio realizado provee una ayuda clínica para determinar el nivel de conciencia del paciente, así como identificar ciertas patologías, como desordenes en el sueño, fotofobia, esquizofrenia, el síndrome de Adie, Alzheimer y Parkinson. Con un claro objetivo en las aplicaciones clínicas, se enfocarán los hallazgos en intervalos de frecuencia que pertenecen a la acción del sistema nervioso autónomo, así como el rol del simpático y parasimpático [11].

Se analizaron señales pupilométricas no invasivas de alta resolución, ambas en condiciones basales y en presencia de destellos visuales o en la aplicación de estímulos fríos. Se utilizó un SSA (Análisis Singular Espectral); por sus siglas en inglés, para identificar las frecuencias de interés relacionada a las acciones del SNS y del PsNS. En suma, como un significado complementario del análisis en frecuencia, se hizo uso del análisis clásico de wavelets [11].

Se encontró que el SSA es una herramienta ideal de identificación en frecuencia. Los resultados obtenidos están de acuerdo con las conclusiones respecto al sistema nervioso autónomo [11].



METODOLOGÍA

El proyecto desarrollado es un sistema pupilométrico monocular no invasivo para determinar el área pupilar a partir de las imágenes obtenidas por video oculografía, incorporando técnicas de adquisición y procesamiento de imágenes incorporando la obtención de la función de transferencia (FTP) por software.

El estímulo representado por el primer bloque de la figura 7, consta de una cartilla optométrica para toma de Agudeza Visual (Clear Char 2) (Figura 11a) donde se despliega el estímulo visual, variando el tipo del carácter y el tamaño. Para la variación en la frecuencia de aparición de estímulo se utilizó un conmutador mecánico (Chopper) (Figura 11.b). evaluando la velocidad de giro por medio de un sensor infrarrojo (Figura 11.d).

Para obtener la adquisición de imágenes se toma por medio de una cámara infrarroja (DCR-SR45 de SONY) (Figura 11.c) montada a un tripie de ajuste manual que envía a un equipo de cómputo los datos grabados por medio de la tarjeta de video conectada vía USB y mediante un conversor de señal digital analógica (DAC) los pulsos digitales para el registro de la frecuencia. El equipo de cómputo simbolizado por líneas punteadas rodea a tres elementos, ya que se lleva a cabo

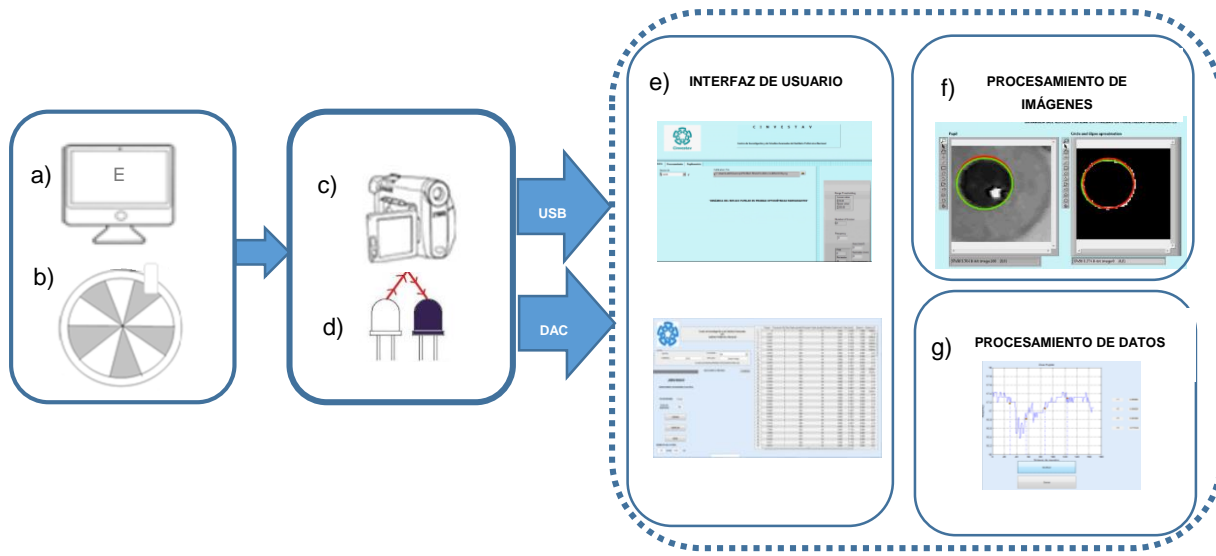


Figura 11 Sistema a implementar. El último cuadro engloba los componentes de adquisición, la línea punteada limita a lo realizado por el equipo de cómputo.

una interacción con el usuario mediante una interfaz (Figura 11.e) y un procesamiento de datos e imágenes (Figura 11.g).

Cabe destacar que se han realizado dos softwares para obtener la respuesta pupilar en frecuencia, el primero lleva a cabo el procesamiento y la adquisición simultánea de imágenes y datos de frecuencia y otro que se encargará del procesamiento de los datos, cálculos de ganancia, correlación y obtener la función de transferencia que mejor describe el sistema.

MATERIALES Y MÉTODOS

DESPLIEGUE DE OPTOTIPOS COMO ESTÍMULO VISUAL

Para la presentación del estímulo visual se optó por el uso del Clear Chart 2 de Reichert (CCR), el cual consiste en una pantalla LCD grado médico de 19 pulgadas, con una iluminación máxima y fototípica de 220 cd/m^2 y 85 cd/m^2 [12]



Figura 12 Clear Chart 2 (CCR) Sistema digital de toma de agudeza visual controlada vía remota

Número de Catálogo 13760	
Dimensiones Físicas	
Tamaño:	Peso: 4.5 Kg
Alto: 42.95 cm	
Largo: 50.49 cm	
Profundidad: 68.26 cm	
Eléctricas	
Voltaje: 100 – 240 Volts AC 50/60 Hz	
Entrada de alimentación : 70-95 VA	

Figura 13 Especificaciones técnicas del CCR

Este dispositivo es un sistema digital remoto de toma de agudeza que elimina la necesidad de uso de la PC y otros dispositivos adicionales. Permite el empleo de distintas cartillas de pruebas optométricas visuales, teniendo la posibilidad de determinar el tamaño y contraste de los caracteres. Todos los optotipos contenidos en el CCR se ajustan a la Guía Nacional Americana de Estándares para el uso clínico de cartillas de agudeza visual [12]. La distancia de los ojos al monitor fue de 2.25 metros.

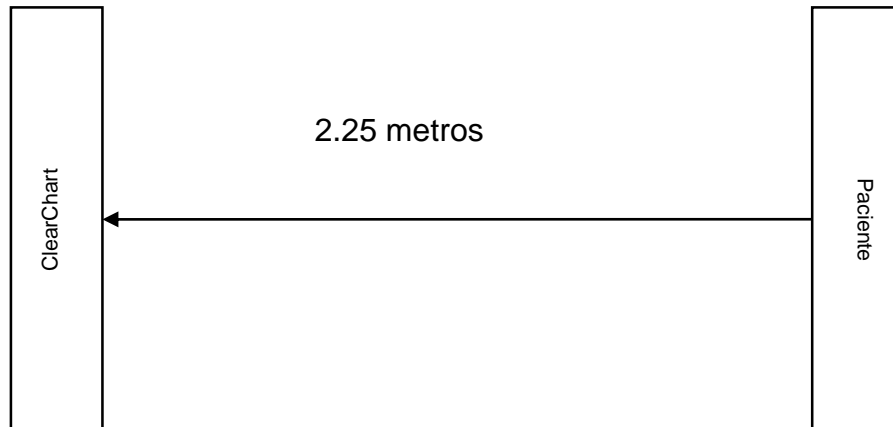


Figura 14 Esquema de la distancia del paciente y el CCR.

VIDEOCÁMARA Y ADQUISICIÓN DE IMÁGENES

Se utilizó la videocámara disponible para adquirir las imágenes pupilares DCR-SR45 de SONY, el cual cuenta con un zoom óptico de 40x y la salida de video compuesto con una frecuencia de muestreo de 30 cuadros por segundo.

El convertidor de video analógico al digital consta de una tarjeta externa EasyCap, con entrada RCA para video, con resolución de imagen de salida de 720 x 480 pixeles a una velocidad de 30 cuadros por segundo, por medio de un puerto USB.

El video cámara cuenta con un módulo de salida que permitirá la adquisición del video, siendo está la entrada para la tarjeta digitalizadora de video.



Figura 15 a) Tarjeta para la adquisición de imágenes por medio de USB, b) Videocámara DCR-SR45 de SONY.

CONMUTADOR MECÁNICO

Para implementar el sistema de estímulo visual de manera que la intermitencia de aparición sea controlable, se diseñó el conmutador mecánico (Chopper). Este sistema consiste en un modelo de aspas concéntricas que giran sobre su eje por acción de un motor controlado por Voltaje

Consta de 5 aspas equidistantes y concéntricas, cada aspa tiene una separación de $\frac{\pi}{5}$, el diámetro del conmutador es 95 cm.

Para obtener la velocidad, frecuencia y tiempo de giro se fabricó un tacómetro infrarrojo.

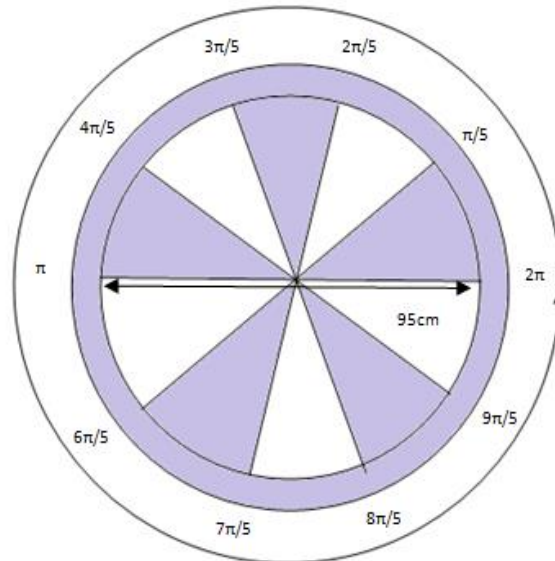


Figura. 1

Figura 16 Conmutador mecánico

TACÓMETRO INFRARROJO

El tacómetro infrarrojo diseñado se identifica dos elementos importantes para poder implementarlo; la transmisión y la recepción. El transmisor lo constituye un led infrarrojo cuya su misión es suministrar la onda portadora luminosa que transporta la información.

En el otro extremo del sistema, se encuentra el receptor que consta de un fotodiodo, que es un convertidor opto eléctrico que recibe una señal debilitada por lo que es

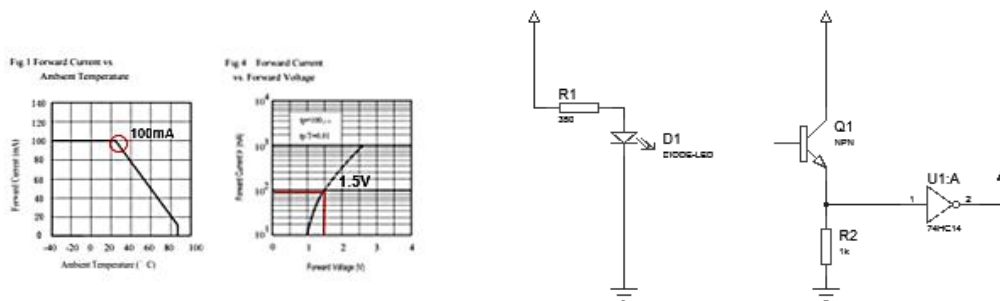


Figura 17 a) Gráfica de la Corriente de retorno contra la temperatura, b) Gráfica de la corriente y voltaje de retorno, c) Esquemático de la circuitería utilizada



indispensable tener a continuación una sección de amplificación, para llevar la señal al nivel adecuado para su tratamiento. Para esto se hace uso de una compuerta inversora 74hc14 con entrada smith que corrige la señal del sensor de ruidos y transiciones que podrían dar errores lógicos. La DAC recibe los pulsos en la terminal PO0.

EMISOR

RECEPTOR

Corriente de Forward=100mA

$$V_{CE} - V_{CC} - I_C(R_F - R_E) = 0$$

Voltaje de Forward=1.5V

Calculo de la resistencia

$$R = \frac{5 - 1.5V}{10mA} = 350\Omega$$

$$R_E = \frac{-V_{CE} + V_{CC}}{I_C} = \frac{12V + 10V}{2mA} = 1k\Omega$$

MESA Y SOPORTE OFTALMOLÓGICO

Se utilizó una mesa con soporte oftalmológico mostrado en la Figura 19 que está diseñado para realizar pruebas de visión disponible en el inventario del laboratorio 10. Este consta de una mentonera con altura ajustable de modo manual Figura 18 para acomodar la posición vertical de la cabeza del paciente y un sistema de ajuste semi automático propio de la mesa Figura 20, para incrementar o decrementar la altura de la misma.



Figura 20 Mesa con Soporte Oftalmológico.



Figura 19 Soporte Oftalmológico.



Figura 18 Mando de altura ajustable.



SOFTWARE PARA EL DESARROLLO DE LA INTERFAZ

Una vez estandarizada la adquisición se lleva a cabo el procesamiento de imágenes empleando el software LabView.

Como se mencionó anteriormente las imágenes se adquieren a la velocidad de 29 fotogramas por segundo (FPS) con una resolución de 720 X 480. La grabación fue de manera monocular directa un ángulo de visión de 30° X 45° en una codificación YUY2, cada imagen es almacenada para su procesamiento. Este grupo de imágenes forman un video al cuál se le asigna fecha y hora de toma.

Para hablar específicamente del procesamiento de imagen se debe entender que una imagen está compuesta de tres matrices bidimensionales, cuyos planos corresponden al formato de color (RGB), las dimensiones de cada matriz del tamaño de la imagen y cada componente de la matriz con valores de 0 a 255, en conjunto de los tres planos forman un pixel. En el caso del formato RGB, cada plano corresponde a un color (Rojo, Verde y Azul).

En el formato con el que se reciben las imágenes es YUY2, éste pertenece a la familia de formato YUV el cual también está compuesto por tres matrices. Y0; componente luminiscente, U0; componente Rojo-Amarillo (R-Y) y V0 Azul- Amarillo (B-Y). Éste permite una reducción eficiente de la cantidad de información necesaria para representar la imagen. Aspecto importante para el ahorro de memoria y procesamiento de datos, tomando en cuenta que la imagen se le aplica un procesamiento (Podpora, Korbass, & Kawala-Janik, 2014).

Primero se adquiere el cuadro de la plantilla de calibración de 5 mm x 5 mm formada por puntos equidistantes a 2 mm (Figura 21) colocada en el mismo plano del sujeto para así corregir la distorsión en perspectiva debido a la colocación de la cámara utilizada. Posteriormente se realiza la calibración del cuadro aplicando una plantilla de aprendizaje; creada en el módulo Vision Assistant de Labview.

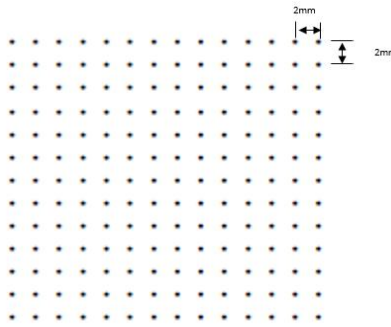


Figura 21 Imagen patrón, con puntos equidistantes a 2 mm de separación.

Posteriormente se inicia la adquisición del video de la dinámica pupilar, aplicando la plantilla de calibración creada a cada cuadro de la prueba. Se segmenta la región de interés (RIO) del resto de la imagen a fin de reducir el tiempo de procesamiento y aumentar la especificidad del análisis. Lo cual permite descartar elementos circundantes a la pupila que generan contrastes y posibles fuentes de ruido.

A continuación se le aplica el algoritmo para extraer solo un plano de la imagen en RGB y es así que es transformada a niveles de grises (8bits). Es decir que la matriz de tres planos se reduce a una sola, donde sus valores también van de 0 a 255, siendo cero los tonos oscuros. Para llevar a cabo esto se le aplica el algoritmo de actualización

$$\text{Escala de grises} = 0.2989 * A + 0.5870 * B + 0.1140 C$$

Ec. 6

Donde:

A= primer componente de la imagen (Y0)

B= segundo componente de la imagen (U0)

C= tercer componente de la imagen (V0)



Una vez delimitada el área se binariza la imagen (Figura 19d), esto es asignar a todos los pixeles de luminancia mayor de la imagen el valor de 1 y a los restantes el valor de 0, asignando los niveles de umbral por el usuario.

Se realiza la operación morfológica de erosión a fin de eliminar ruido, esta operación corresponde a la idea de decrecimiento o disminución, o eliminar la capa de pixeles a la estructura de referencia. Esta operación se define en la notación de conjunto de puntos como:

$$I \ominus H = \{(x', y') = (x + i, y + j) | (x', y') \in P_I, (i, j), \forall (i, j) \in P_H\} \quad \text{Ec. 7}$$

Posteriormente se busca el círculo o la elipse que mejor representa las coordenadas de los pixeles ubicados a lo largo de la estructura correspondiente a la pupila.

Este cálculo es importante ya que discrimina las imágenes de parpadeo, necesita al menos la definición de tres coordenadas de frontera para hacer las aproximaciones.

En un documento en Excel se almacenan los vectores de las medidas de área y perímetro, tanto del círculo como de la elipse.

El procedimiento se resume en un diagrama de flujo ilustrado en la Figura 18. En donde se ilustra por medio de bloques los puntos fundamentales del software. Las características de la adquisición así como la aproximación a la elipse y el círculo para finalmente obtener el valor del área y perímetro pupilar tanto en pixeles y en mm^2 . Cabe destacar que esto se lleva a cabo para cada cuadro adquirido esta es la razón por la que se representa a modo de ciclo.

Una vez que se almacenan los datos en la hoja de Excel, se exportan a la interfaz hecha en Matlab 2013a, que se programó con el fin de automatizar el tratamiento de los datos, obtener las correlaciones y la función de transferencia asociada a la dinámica pupilar.



El usuario, selecciona el archivo de Excel con los datos pupilares, se almacenan los datos del paciente y se registran las gráficas correspondientes. Este entorno gráfico permite un manejo más sencillo de los datos, además es práctico el intercambio de los mismos con programas estadísticos especializados.

Seguido del cálculo de la correlación para cada cambio de frecuencia se aplica la correlación estadística para obtener el coeficiente de correlación para cada cambio de frecuencia de la siguiente manera:

$$r = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y}. \quad \text{Ec. 8}$$

El coeficiente de correlación lineal es un número real comprendido entre menos -1 y 1 . Cuando el coeficiente de correlación lineal toma valores cercanos a -1 la correlación es fuerte e inversa, y será tanto más fuerte cuanto más se aproxime r a -1 . Si el coeficiente de correlación lineal toma valores cercanos a 1 la correlación es fuerte y directa, y será tanto más fuerte cuanto más se aproxime r a 1 . Si el coeficiente de correlación lineal toma valores cercanos a 0 , la correlación es débil.

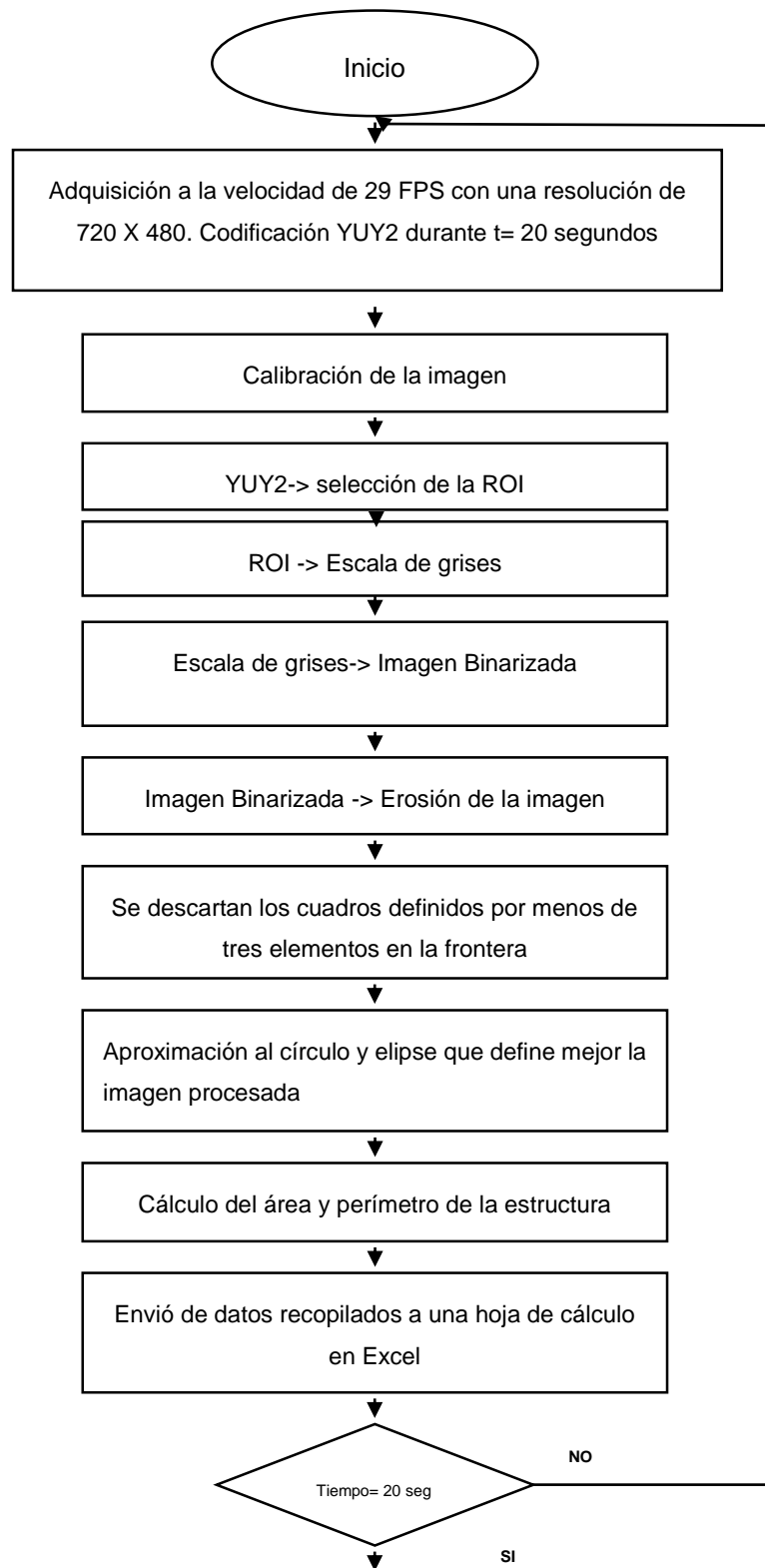


Figura 22 Diagrama de flujo del procesamiento de imágenes pupilares



Una vez definido el coeficiente de correlación, se hace el cálculo de la función de transferencia que mejor define el comportamiento pupilar, con la función iddata de Matlab y se hace el cálculo de la frecuencia natural ω_n , la atenuación α y el amortiguamiento ξ .

Inicio	Procesamiento	Pupilometría
<p>Inicio Esta pestaña contiene las secciones para elegir la cámara de donde se adquirirán las imágenes desplegando un menú con los dispositivos reconocidos por el sistema de cómputo. También contiene la sección donde se carga la imagen que corresponde a la plantilla de calibración creada en el Vision Assistant.</p>		<p>Exhibe los valores máximos y mínimos de umbralizado, en donde el usuario puede modificarlos en cualquier momento a modo de mejorar el procesamiento.</p>
		<p>Muestra el valor numérico de las erosiones 3X3 aplicadas a la imagen, modificables en cualquier instante.</p>
<p>Procesamiento En esta pestaña se despliegan las imágenes obtenidas al aplicar la segmentación, los filtros y las operaciones morfológicas a la ROI.</p>		<p>Despliega el valor de la frecuencia de despliegue del estímulo visual.</p>
		<p>Imprime el valor del área y perímetro en pixeles y en milímetros de las aproximaciones realizadas, valores que se almacenan en la hoja del cálculo de excel.</p>
<p>Pupilometría Muestra mediante gráficos sobrepuestos a la imagen pupilar la aproximación geométrica; de rojo a un círculo y de verde a una elipse. Así como la gráfica de los cambios en el área de la pupila detectada.</p>		

Figura 23 Descripción de la interfaz de usuario realizada en Labview. Se detalla cada uno de los valores que exhibe, así como su funcionamiento.

<p>Al seleccionar este botón se inserta la dirección del archivo de Excel para realizar el procesamiento de los datos.</p>	<p>Despliegue de datos y gráficas de la prueba</p>
<p>Presionando este botón se cargan los datos de la hoja de Excel y se hace el cálculo del área y</p>	



perímetro en medidas reales. Así como las ganancias en cada caso.	
Grafica el área pupilar registrada en cada instante de tiempo y calcula los coeficientes de correlación en cada frecuencia.	
Reenvió de datos nuevos calculados a la hoja de Excel	
Inserción del valor en mm y pixeles del patrón utilizado.	

Figura 24 Descripción de la interfaz de usuario realizada en MatLab. Se detalla cada uno de los valores que exhibe, así como su funcionamiento

Cabe destacar que todos los datos son almacenados y actualizados en las hojas de cálculo de Excel.

RESULTADOS

ESTRUCTURA FÍSICA

La mesa con soporte oftalmológico está diseñada para realizar pruebas de visión, este consta de una mentonera con altura ajustable para acomodar la posición vertical de la cabeza del paciente. Así como el ajuste automático propio de la mesa para incrementar o decremento de la altura de la misma diseñada en el Laboratorio 10.



Figura 25 Mesa con Soporte Oftalmológico usada en las pruebas.



La cámara se monta en un trípode especial, que se ajusta en altura para obtener la mejor toma pupilar. Conservándose inmóvil y estable durante la toma de los resultados reportados.

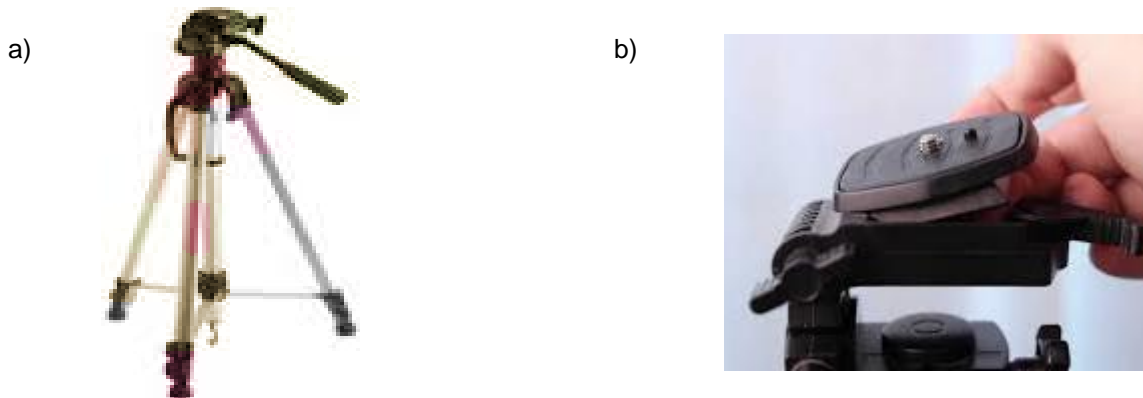


Figura 26 Elementos para colocar la Videocámara a) Tripie, b) soporte.

La mesa con el soporte es colocada 2.25 tomando como referencia el carácter correspondiente a la visión 20/50.

Una vez que se terminaron las pruebas realizadas al sujeto se hace la calibración correspondiente con la plantilla descrita. Posicionándola de manera similar a la postura del sujeto de prueba.

PROGRAMA

PROCESAMIENTO DE IMAGEN

Como se mencionó en la metodología a los cuadros recibidos se les aplica un tratamiento de imagen con el objetivo de obtener el área y perímetro pupilar en cada instante de la prueba. Iniciando el software se obtendrá la imagen como la ilustrada en la Figura 27 en el inciso a) se puede apreciar la imagen de entrada del dispositivo de video de tamaño 720 X 480 pixeles, ya que se obtiene la imagen se hace la calibración (Figura 27 b) y se hace la selección de la ROI para descartar la interferencia producida por las pestañas y la ceja; ya que generan contraste lo que interpreta el software como parte del objetivo de interés (Figura 27c); una vez que

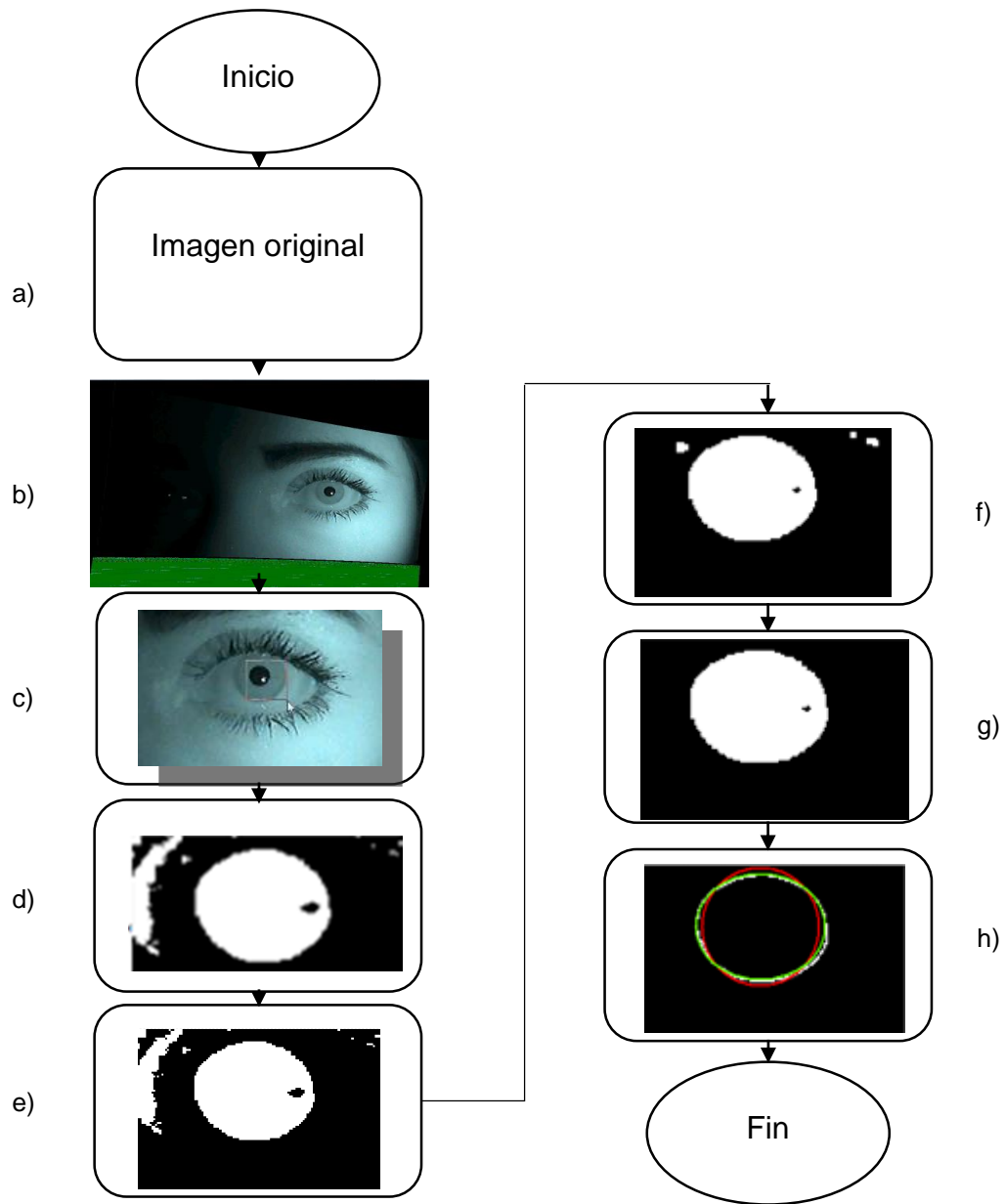


Figura 27 Etapas necesarias para obtener el área y perímetro pupilar.

se obtiene la ROI se le extrae una sola capa a la imagen a fin de tener la imagen en la escala de grises (Figura 27d) con el objetivo de llegar a la binarización. Posteriormente se lleva a cabo el binarizado de la imagen (Figura 27e). Ahora como se puede notar en la Figura 27 f con la aplicación de una apertura morfológica con un elemento estructurante, es decir que se aplica una erosión, y posteriormente una dilatación (Figura 27 g), se elimina el ruido que son las estructuras detectadas que



no pertenecen a la pupila. Finalmente se hacen las aproximaciones que mejor describen el contorno procesado comparándolas a un círculo y a un elipse para así determinar el área y perímetro pupilar (Figura 27 h).

PROCESAMIENTO DE DATOS

Una vez obtenidos los datos de perímetro y área pupilar en pixeles, y en mm^2 se calcula la correlación en cada segmento de frecuencia.

La correlación es la forma numérica en la que la estadística ha podido evaluar la relación de dos o más variables, es decir, mide la dependencia de una variable con respecto de otra variable independiente.

Así en estadística podremos calcular la correlación para datos no agrupados con la siguiente formula.

$$r = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i * \sum_{i=1}^n y_i}{\sqrt{\left[n \sum_{i=1}^n x_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2 \right] \left[n \sum_{i=1}^n y_i^2 - \left(\sum_{i=1}^n y_i \right)^2 \right]}} \quad \text{Ec. 9}$$

En donde

r = coeficiente de correlación

N = número de pares ordenados

X = variable independiente

Y = variable independiente

Aplicando la función `iddata` de Matlab para obtener la representación de los datos en función de la frecuencia.



La representación de los datos en dominio del tiempo consiste en que una o más variables de entrada $u(t)$ y una o más variables de salida $y(t)$, se muestrean en función del tiempo.

Para construir un objeto iddata, se importaron los datos de la hoja de cálculo en Excel al workspace de Matlab.y se organizaron con un formato SISO (una sola salida y una sola entrada)

Se usó la siguiente sintaxis para crear el objeto iddata en el dominio del tiempo:

```
data = iddata(y,u,Ts)
```

Donde T_s es el tiempo de muestreo, o el intervalo de tiempo, entre muestras de datos sucesivas. Para obtener muestras de datos uniformes, T_s es un valor escalar igual al intervalo de muestreo del experimento, expresada en segundos sin embargo se puede especificar la unidad usando el comando `TimeUnit` de la lista de propiedades de la función.

Posteriormente se hace uso del comando `tfest` el cuál estima la función de transferencia del objeto creado con `iddata`. Utilizando métodos numéricos de búsqueda basado en la estimación numérica paramétrica procurando obtener el menor error posible en las iteraciones.

```
opt = tfestOptions(Name,Value)
```

La función de transferencia a lazo cerrado de tercer orden se expresa de la forma [13]

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(\omega_n^2 + 2\xi\omega_n\alpha) + \alpha\omega_n^2 \quad \text{Ec. 10}$$

Al ser un sistema de orden superior se puede expresar como la suma de las respuestas de un sistema de primer orden con un sistema de segundo orden. [13]

$$(s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2)(s + \alpha) \quad \text{Ec. 11}$$



Agrupando términos tenemos

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha \text{ Ec. 12}$$

INTERFAZ GRÁFICA

La interfaz gráfica empleada para obtener las imágenes y la frecuencia de despliegue del estímulo visual es capaz de recibir y procesar las secuencias de imágenes así como enviar el valor de la frecuencia en tiempo real almacenándolos en un documento en Excel. Dicha pantalla cuenta con una pantalla principal (Figura 21).

Antes de realizar el procesamiento de video se selecciona la Región de Interés (ROI) a fin de reducir el tiempo de procesamiento y aumentar la especificidad del análisis.

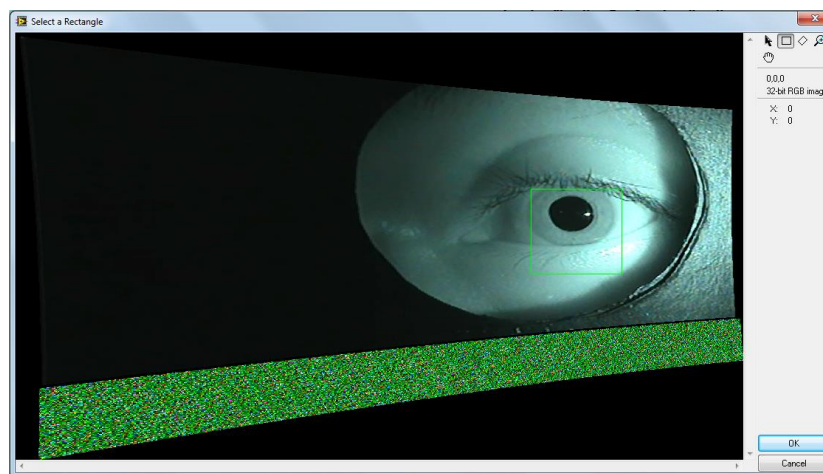


Figura 28 ROI seleccionada para la segmentación pupilar.

Una vez hecho lo anterior el programa procesará de forma automática cada cuadro del video, teniendo la posibilidad de modificar los parámetros del procesamiento.



En las secciones 1 y 2 de la figura 29 se elige la cámara de donde se tomará el video para su procesamiento y el archivo con la imagen que contiene los datos de calibración.

De la sección 3 al 8 se muestran las pantallas referentes al procesamiento de imagen, 1 corresponde a la imagen calibrada con la corrección de perspectiva, 2 es la imagen umbral donde en la sección 9 que corresponde al cluster clasifica los pixeles de la imagen dependiendo al valor de umbral máximo y mínimo para realizar la binarización.

La sección 3 es la imagen dilatada y de la sección 4 erosionada en la cual al igual que el umbral se modifican los parámetros en 10 el cuál conserva las partículas resistentes a las erosiones 3X3 especificadas es decir, si una figura en la imagen contiene un número menor de pixeles al número del recuadro, esa figura es eliminada de la imagen

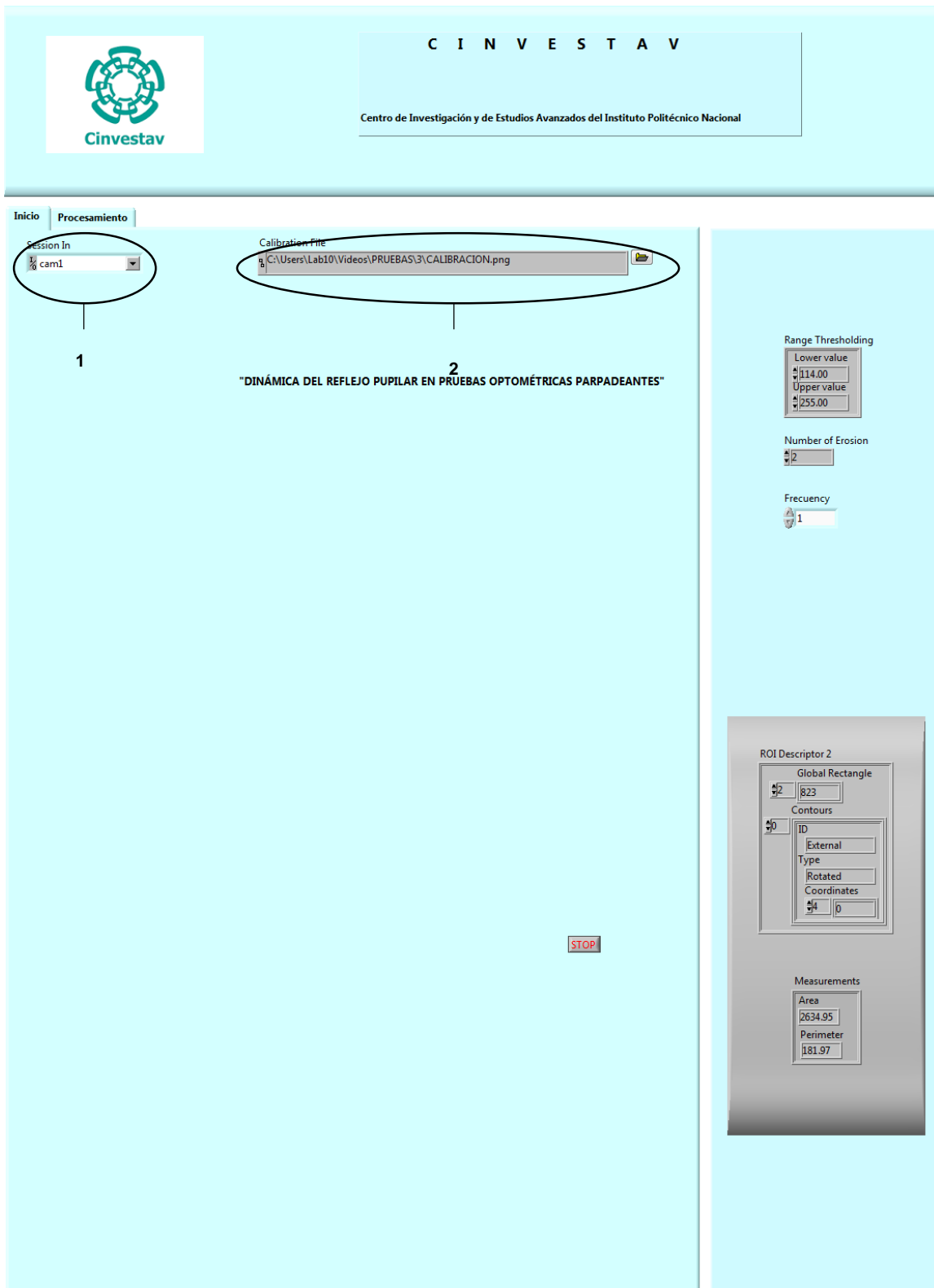
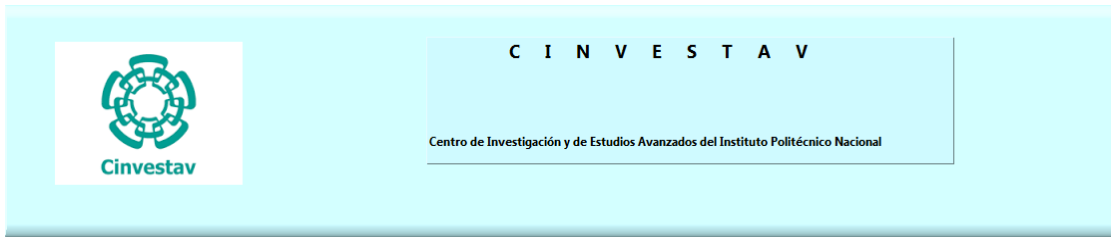


Figura 29 Interfaz en LabView para el procesamiento de imágenes pupilares.



Inicio Procesamiento

"DINÁMICA DEL REFLEJO PUPILAR EN PRUEBAS OPTOMÉTRICAS PARPADEANTES"

3 RI Image

4 Threshold Image

5 Dilate

6 Erode

7 Image 5

8 Image 0

9 Range Thresholding

10 Number of Erosion

11 Frequency

12 ROI Descriptor 2

13 Measurements

Figura 30 Interfaz de usuario en el instante después de haber iniciado la adquisición.



Una vez terminada la prueba se importan los datos de Excel por la interfaz hecha el Matlab (Figura 30), para así obtener las gráficas, las correlaciones y la función de transferencia que mejor describe al sistema.

De la Figura 31, se inicia insertando los datos del sujeto de prueba (Figura 31.a), ya que se completo el apartado se selecciona el botón de examinar; donde se insertará la ubicación precisa del archivo de Excel que contiene los datos de área y perímetro pupilar almacenados por LabView.

Posteriormente al seleccionar el botón “CARGAR” (Figura 31.d), se pone en marcha el algoritmo que hace la transformación de valores de área en pixeles a valores en mm, tomando de referencia el valor insertado en el apartado g de la Figura 21, así como el cálculo de las ganancias y calcula la correlación a 1,2, 3 y 4 Hertz.

Una vez realizado este cálculo al seleccionar el botón “GRAFICAR” (Figura 31.e) se grafican los valores del área en mm² y el número de muestras, señalando cada cambio de frecuencia abriéndose automáticamente una ventana auxiliar para su despliegue (Figura 32)

El botón graficar de la ventana auxiliar (Figura 31) se ejecuta la rutina para hallar la Función de transferencia que mejor describe al sistema.



El botón “ENVIAR” (Figura 32.f) se reenvían los datos ya con los cálculos hechos a la hoja en Excel de origen (Figura 33).

Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional

DATOS: DOCTOR: ID PACIENTE: 002
NOMBRE(S): Armando APELLIDOS: Renterio Hurtado
C:\Users\Lab10\Desktop\PRUEBAS FNALES\GIOVANNIA.xlsx

SELECCIONA TU ARCHIVO: EXAMINAR

¡BIENVENIDO!
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA

VALOR MÁXIMO: 25.7544
TOTAL DE MUESTRAS: 198

CARGAR
GRAFICAR
ENVIAR

PERÍMETRO DEL PATRÓN: 225 pixeles 39.69 mm

Tiempo	Frecuencia (Hz)	Área Pupilar (pixeles)	Perímetro Pupilar (pixeles)	Dímetro Pupilar (mm)	Área (mm ²)	Ganancia	Ganancia (d)
1	0	0	1638	143	8.0294	25.2252	0.9795
2	12.8237	0	1637	143	8.0294	25.2252	0.9795
3	13.1218	0	1658	144	8.0856	25.4016	0.9863
4	13.3418	0	1666	145	8.1417	25.5780	0.9932
5	13.5468	0	1687	146	8.1979	25.7544	1.0000
6	13.7678	0	1698	146	8.1979	25.7544	1.0000
7	13.9568	0	1697	146	8.1979	25.7544	1.0000
8	14.1490	0	1694	145	8.1979	25.7544	1.0000
9	14.3535	0	1684	145	8.1417	25.5780	0.9932
10	14.5458	0	1678	145	8.1417	25.5780	0.9932
11	14.7408	0	1668	145	8.1417	25.5780	0.9932
12	14.9369	0	1671	145	8.1417	25.5780	0.9932
13	15.1289	0	1661	144	8.0856	25.4016	0.9863
14	15.3179	0	1667	145	8.1417	25.5780	0.9932
15	15.5038	0	1676	145	8.1417	25.5780	0.9932
16	15.6809	0	1681	145	8.1417	25.5780	0.9932
17	15.8529	0	1680	145	8.1417	25.5780	0.9932
18	16.0189	0	1680	145	8.1417	25.5780	0.9932
19	16.1759	0	1669	145	8.1417	25.5780	0.9932
20	16.3269	0	1669	145	8.1417	25.5780	0.9932
21	16.5019	0	1678	145	8.1417	25.5780	0.9932
22	16.6810	0	1701	146	8.1979	25.7544	1.0000
23	16.8810	0	1657	144	8.0856	25.4016	0.9863
24	17.0570	0	1669	145	8.1417	25.5780	0.9932
25	17.2250	0	1651	144	8.0856	25.4016	0.9863
26	17.3800	0	1662	145	8.1417	25.5780	0.9932
27	17.5560	0	1663	145	8.1417	25.5780	0.9932
28	17.7180	0	1651	144	8.0856	25.4016	0.9863
29	17.8890	0	1670	145	8.1417	25.5780	0.9932
30	18.0580	0	1666	145	8.1417	25.5780	0.9932
31	18.1970	1	1681	145	8.1417	25.5780	0.9932
32	18.3160	1	1687	146	8.1979	25.7544	1.0000
33	18.4421	1	1661	144	8.0856	25.4016	0.9863
34	18.5721	1	1644	144	8.0856	25.4016	0.9863
35	18.7101	1	1628	143	8.0294	25.2252	0.9795
36	18.8381	1	1635	143	8.0294	25.2252	0.9795
37	18.9641	1	1633	143	8.0294	25.2252	0.9795

Figura 32 Interfaz hecha en Matlab para el tratamiento de datos.

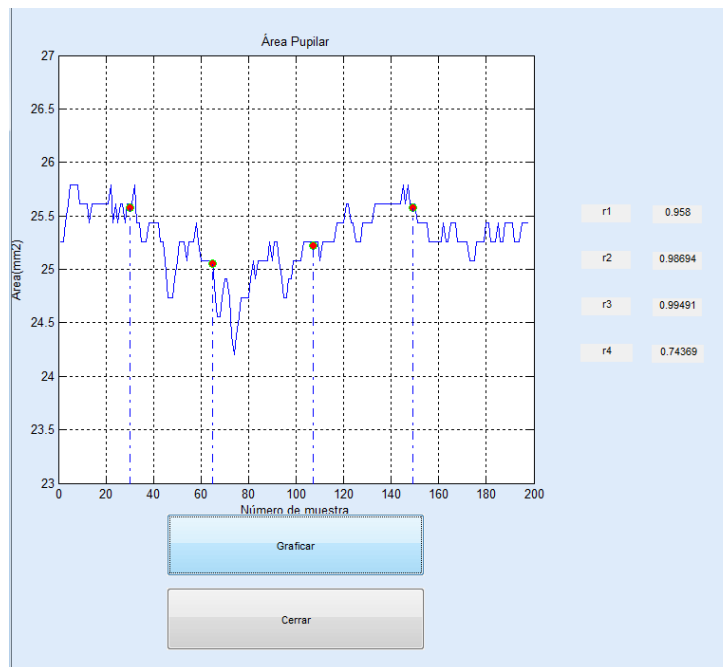


Figura 31 Gráfica del comportamiento pupilar



	A	B	C	D	E	F	G	H
1	Tiempo	Frecuencia	Area	Perímetro	Diámetro (mm)	Área (mm2)	Ganancia	Ganancia (dB)
2	0	0	1638	143	8.03846154	25.2536308	0.97945309	-0.41521872
3	12.883737	0	1637	143	8.03846154	25.2536308	0.97945309	-0.41521872
4	13.12175	0	1658	144	8.09467456	25.4302296	0.98630241	-0.27584533
5	13.341763	0	1666	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
6	13.549775	0	1687	146	8.20710059	25.7834272	1.00000106	2.1114E-05
7	13.767787	0	1698	146	8.20710059	25.7834272	1.00000106	2.1114E-05
8	13.956798	0	1697	146	8.20710059	25.7834272	1.00000106	2.1114E-05
9	14.149809	0	1694	146	8.20710059	25.7834272	1.00000106	2.1114E-05
10	14.353821	0	1684	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
11	14.545832	0	1678	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
12	14.740843	0	1668	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
13	14.936854	0	1671	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
14	15.128865	0	1661	144	8.09467456	25.4302296	0.98630241	-0.27584533
15	15.317876	0	1667	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
16	15.503887	0	1676	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
17	15.680897	0	1681	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
18	15.852907	0	1680	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
19	16.018916	0	1680	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
20	16.175925	0	1669	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
21	16.339934	0	1669	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
22	16.501944	0	1678	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
23	16.680954	0	1701	146	8.20710059	25.7834272	1.00000106	2.1114E-05
24	16.880965	0	1657	144	8.09467456	25.4302296	0.98630241	-0.27584533
25	17.056975	0	1669	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
26	17.224985	0	1651	144	8.09467456	25.4302296	0.98630241	-0.27584533
27	17.397995	0	1662	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
28	17.556004	0	1663	145	8.15088757	25.6068284	0.99315173	-0.13743647
29	17.718013	0	1651	144	8.09467456	25.4302296	0.98630241	-0.27584533

Figura 33 Hoja de cálculo resultante al final de la prueba. A; el tiempo transcurrido al iniciar el procesamiento. B; frecuencia de estimulación. C y D es el perímetro y área pupilar en pixeles. E y F es el diámetro y el área estimada en milímetros y finalmente G



VALIDACIÓN EN LA APLICACIÓN SOBRE SUJETOS DE PRUEBA

Para validar el sistema pupilométrico se estudió la respuesta en dos diferentes grupos de voluntarios, nombrados A y B. En el primero A se subdivide en S1 y S2, (ambos de sexo femenino, una edad promedio de 24 y clínicamente sanos) y el segundo grupo B, S3 y S4 (un sujeto femenino y otro masculino, con una edad promedio de 30 con alteración visual). Ambos grupos de sujetos no están bajo influencia del alcohol ni fármacos; situación que pueda comprometer la dinámica pupilar.

La prueba aplicada tuvo una duración aproximada de 1 minuto para evitar fatiga por enfoque en un ambiente oscuro; a modo de llevar la pupila del paciente a un estado midriático mayor. Se les realizó una breve exploración sistemática visual (ESV) para evaluar el estado óptico del paciente, la siguiente tabla muestra el orden de la ESV. A cada paciente se le pidió firmar una carta de consentimiento informado (Ver Anexo “Carta de Consentimiento Informativo”).

Orden	Intervención
1	Detalles personales del paciente
2	Anamnesis y síntomas
3	Evaluación binocular
4	Motilidad
5	Pupilas
6	Anexos

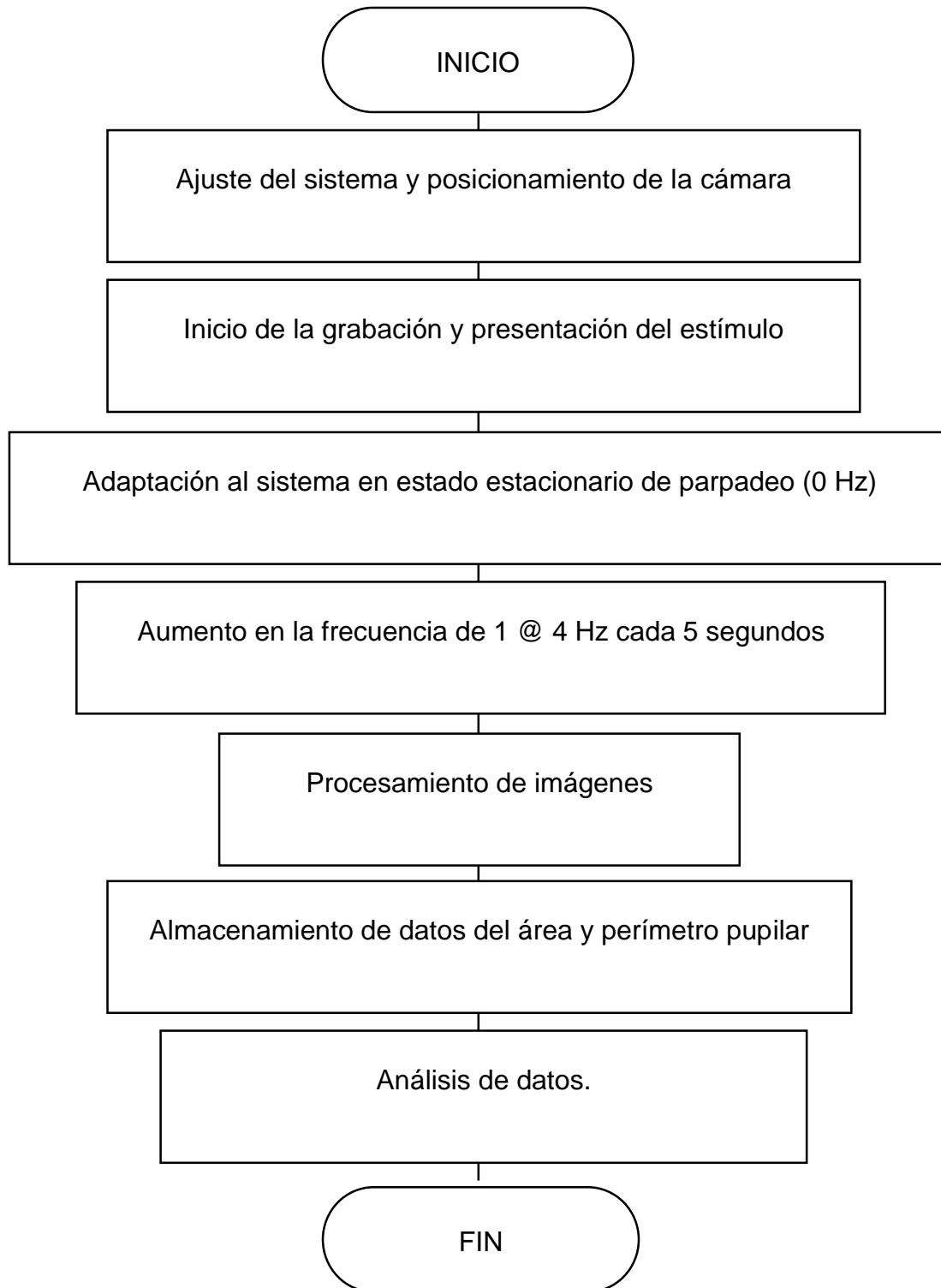


Figura 34 Diagrama a bloques general de la prueba realizada en pacientes.



SUJETO 1

Individuo sano, 26 años, presenta una baja corrección en hipermetropía, motilidad, reflejos pupilares adecuados. Se le presentaron 4 caracteres O, P, E y F. Cada carácter corresponde a una prueba; de modo que la prueba se realizó cuatro veces a fin de hacer la comparación entre las distintas letras mostradas.

La prueba visual arrojó los siguientes resultados

PRUEBA	O.D.	O.I.
Síntomas	Hace once años uso Rx de manera inconstante, desde hace dos años no utiliza Rx.	
Personales Patológicos	SDPA, alimentación suficiente.	
Heredo Familiares	Padres ametropes.	
AV	20/25	20/30
Motilidad	Ortoforia	Ortoforia
Reflejos Pupilares	Presente	Presente
Oclusión	Normal	Exotropia, Oxoforia
Anexos	Normales	Normales
Heschberg	Central	Desviación Nasal



PRUEBA S1.0

LETRA O

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm^2). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

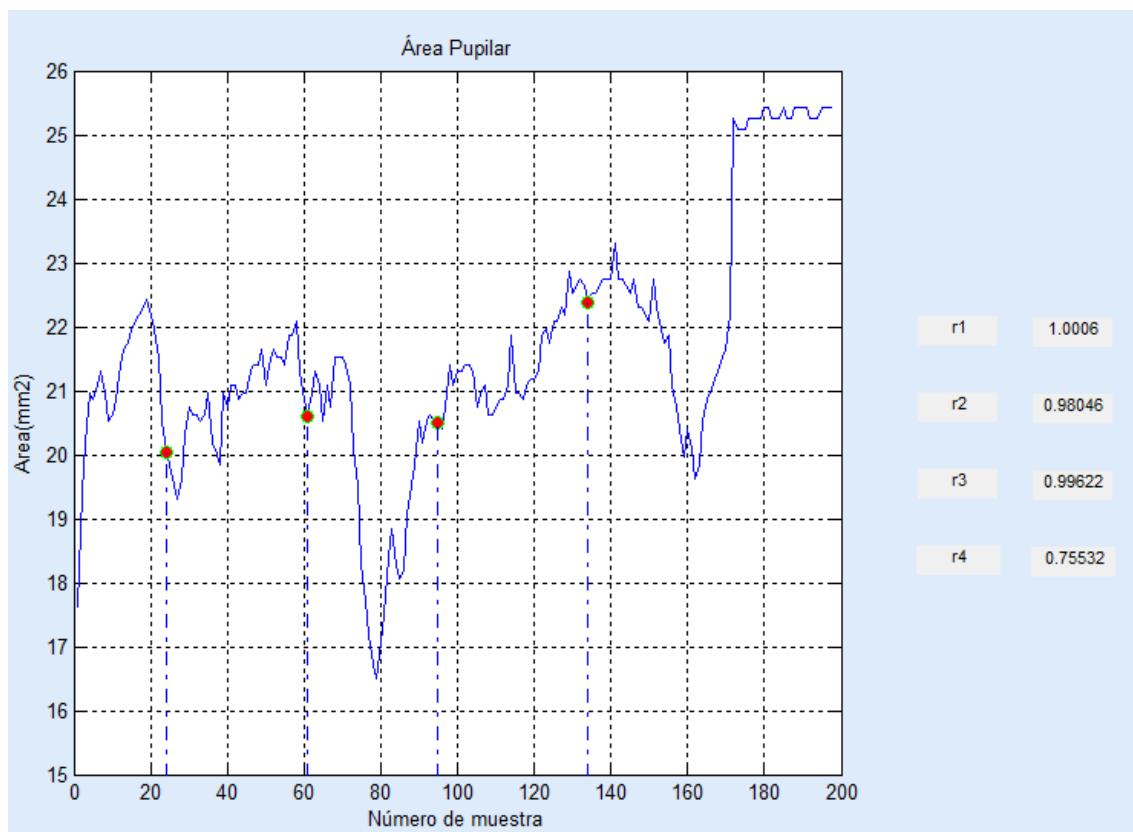


Figura 35 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "O" prueba S1.0

El programa de tratamiento de datos arrojó los siguientes datos:



Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	22.3839 mm ²
Total de muestras	171 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	1.0006
2Hz	0.98046
3Hz	0.99622
4Hz	0.75532
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{27.44 + 111.3 s e^{-0.5s}}{s^3 + 0.6468 s^2 + 2.323 s + 0.5249}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	53.6%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S1.O

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.6468 s^2 + 2.323 s + 0.5249$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.6468$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 2.323$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.5249$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.5249}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.6468}{2(-\sqrt{\frac{0.5249}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.6468}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S1.O

La frecuencia natural (ω_n)= 1.49

La atenuación (α) =1.20

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.14



PRUEBA S1.P

LETRA P

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

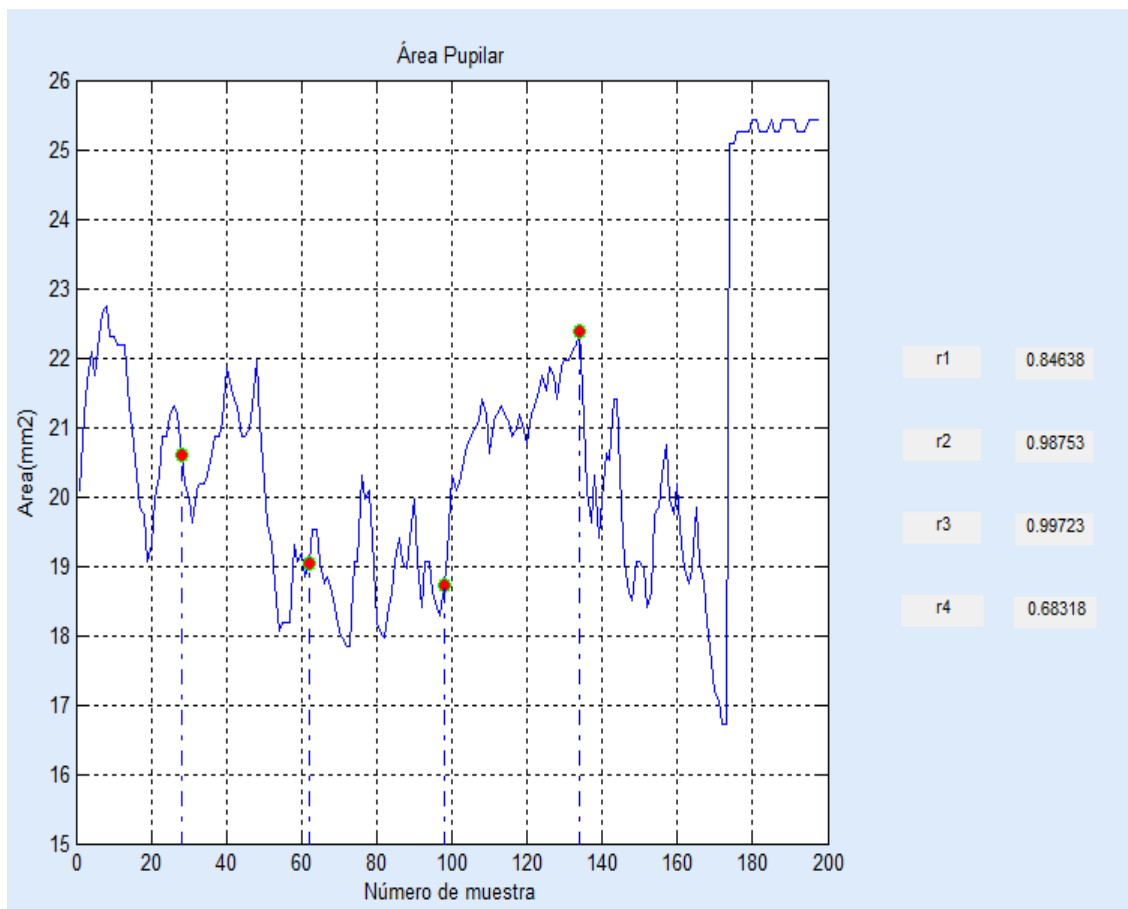


Figura 36 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "P" prueba S1.P



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	22.718mm ²
Total de muestras	173 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.84638
2Hz	0.98753
3Hz	0.99723
4Hz	0.68318
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{-12.4 + 40.91 s e^{-0.85s}}{s^3 + 0.5697 s^2 + 1.581 s + 0.19 \times 10^{-5}}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	0.9687%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S1.P

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.5697 s^2 + 1.581 s + 0.19x10^{-5}$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.5697$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 1.581$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.19x10^{-5}$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.19x10^{-5}}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.5697}{2(-\sqrt{\frac{0.19x10^{-5}}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.6468}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S1.P

La frecuencia natural (ω_n)= 1.56

La atenuación (α) =1.24

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.22



PRUEBA S1.E

LETRA E

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

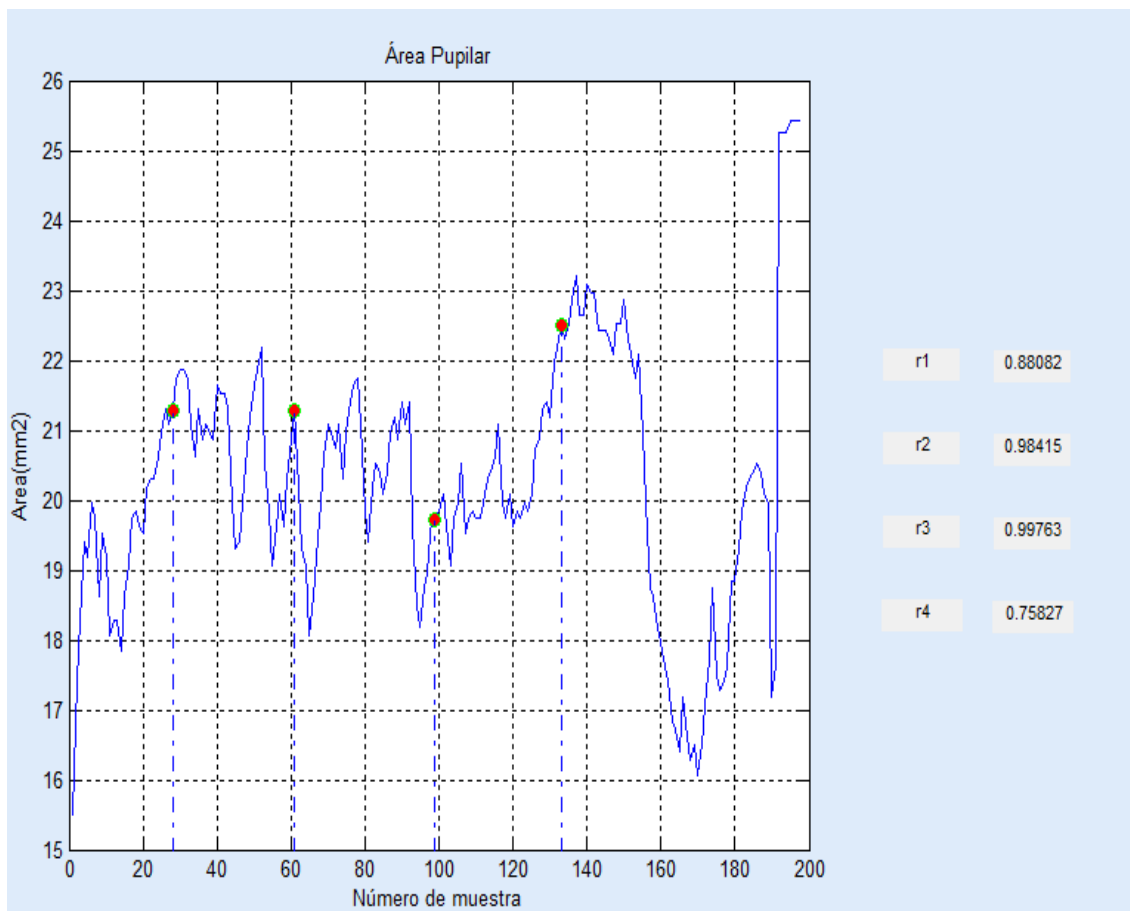


Figura 37 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "E" prueba S1.E



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	21.2703 mm ²
Total de muestras	191 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.88082
2Hz	0.98415
3Hz	0.99763
4Hz	0.75827
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{-0.62.08s+15.18 e^{-0.25s}}{s^3+0.7 s^2+2.451 s+1.149x10^{-6}}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-38.16%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S1.E

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.7 s^2 + 2.451 s + 1.149x10^{-6}$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.7$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 2.451$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 1.149x10^{-6}$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{1.149x10^{-6}}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.7}{2(-\sqrt{\frac{1.149x10^{-6}}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.7}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S1.E

La frecuencia natural (ω_n)= 1.57

La atenuación (α) =1.26

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.22



PRUEBA S1.F

LETRA F

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

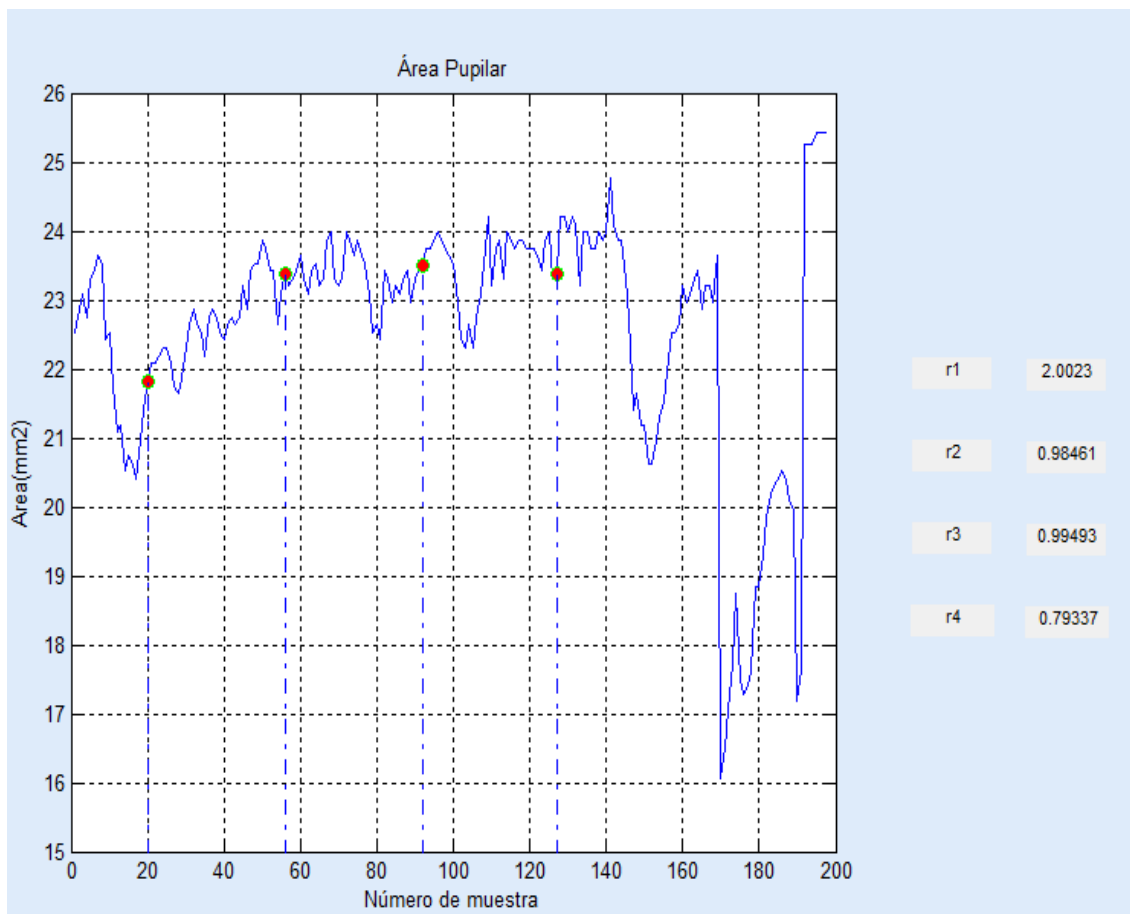


Figura 38 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 1 letra "F" prueba S1.F

El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:



Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	23.6089 mm ²
Total de muestras	169 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	2.0023
2Hz	0.98461
3Hz	0.99493
4Hz	0.79337
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{182.5s - 2.562 e^{-0.75s}}{s^3 + 1.53 s^2 + 0.5221 s + 0.4715}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-8.917%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S1.F

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 1.53s^2 + 0.5221s + 0.4715$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 1.53$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.5221$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.4715$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.4715}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 1.53}{2(-\sqrt{\frac{0.4715}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{1.53}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S1.F

La frecuencia natural (ω_n)= 0.58

La atenuación (α) =1.40

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.24



SUJETO 2

Individuo sano, 21 años, presenta una baja corrección en moipía, motilidad, reflejos pupilares adecuados. Se le presentaron 4 caracteres O, P, E y F. Cada carácter corresponde a una prueba; de modo que la prueba se realizó cuatro veces a fin de hacer una comparación entre las distintas letras mostradas.

La prueba visual arrojó los siguientes resultados

PRUEBA	O.D.	O.I.
Síntomas	Ninguno	
Personales Patológicos	Ninguno	
Heredo Familiares	Madre con astigmatismo	
AV	20/40	20/30
Motilidad	Adecuada	Adecuada
Reflejos Pupilares	Presente	Presente
Oclusión	Exoforia	Normal
Anexos	Normal	Normal
Heschberg	Central	Central



PRUEBA S2.O

LETRA O

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

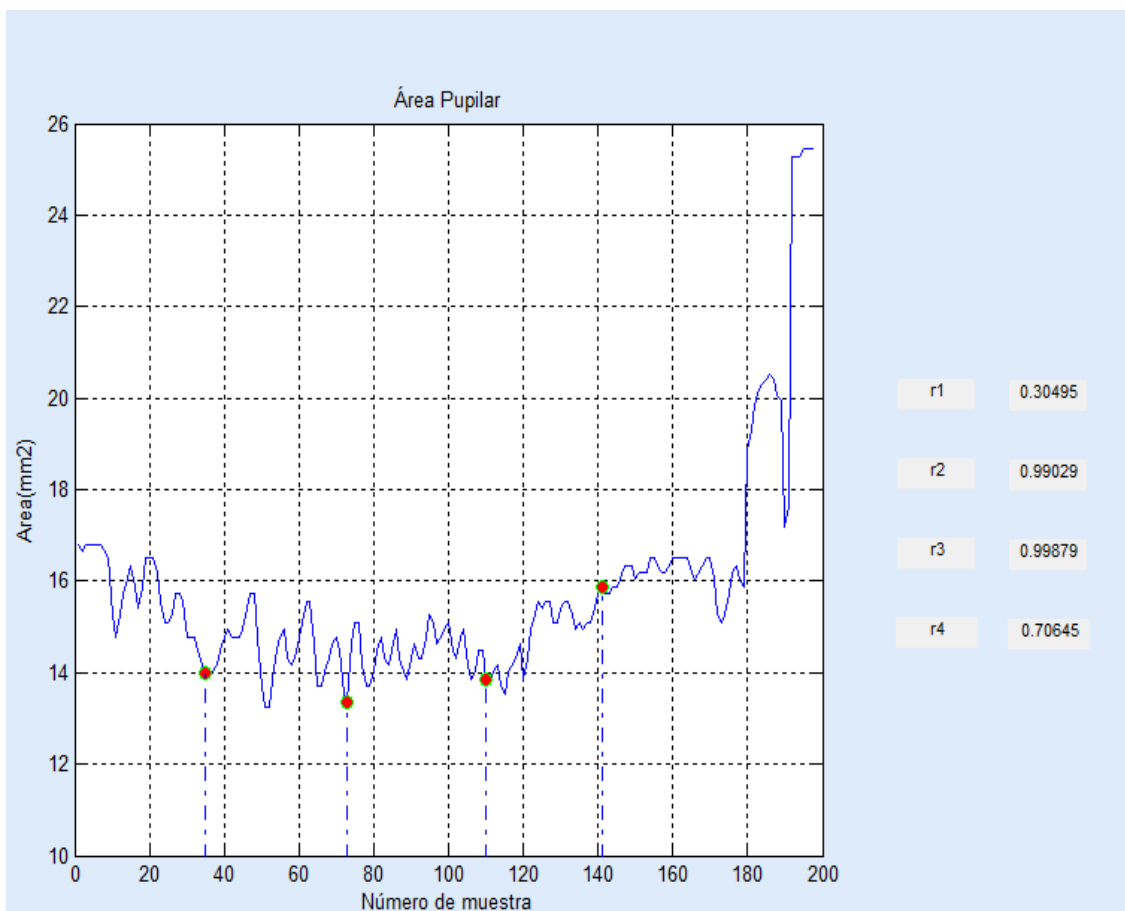


Figura 39 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "O" prueba S2.O



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	16.7879 mm ²
Total de muestras	179 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.30495
2Hz	0.99029
3Hz	0.99879
4Hz	0.70645
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{30.62s - 8.655 e^{-0.4s}}{s^3 + 0.5649 s^2 + 0.1838 s + 1.391 \times 10^{-6}}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-14.33%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S2.O

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.5649s^2 + 0.1838s + 1.391x10^{-6}$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.5649$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.1838$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 1.391x10^{-6}$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{1.391x10^{-6}}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.5649}{2(-\sqrt{\frac{1.391x10^{-6}}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.5649}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S2.O

La frecuencia natural (ω_n)= 2.97

La atenuación (α) =0.18

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.65



PRUEBA S2.P

LETRA P

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

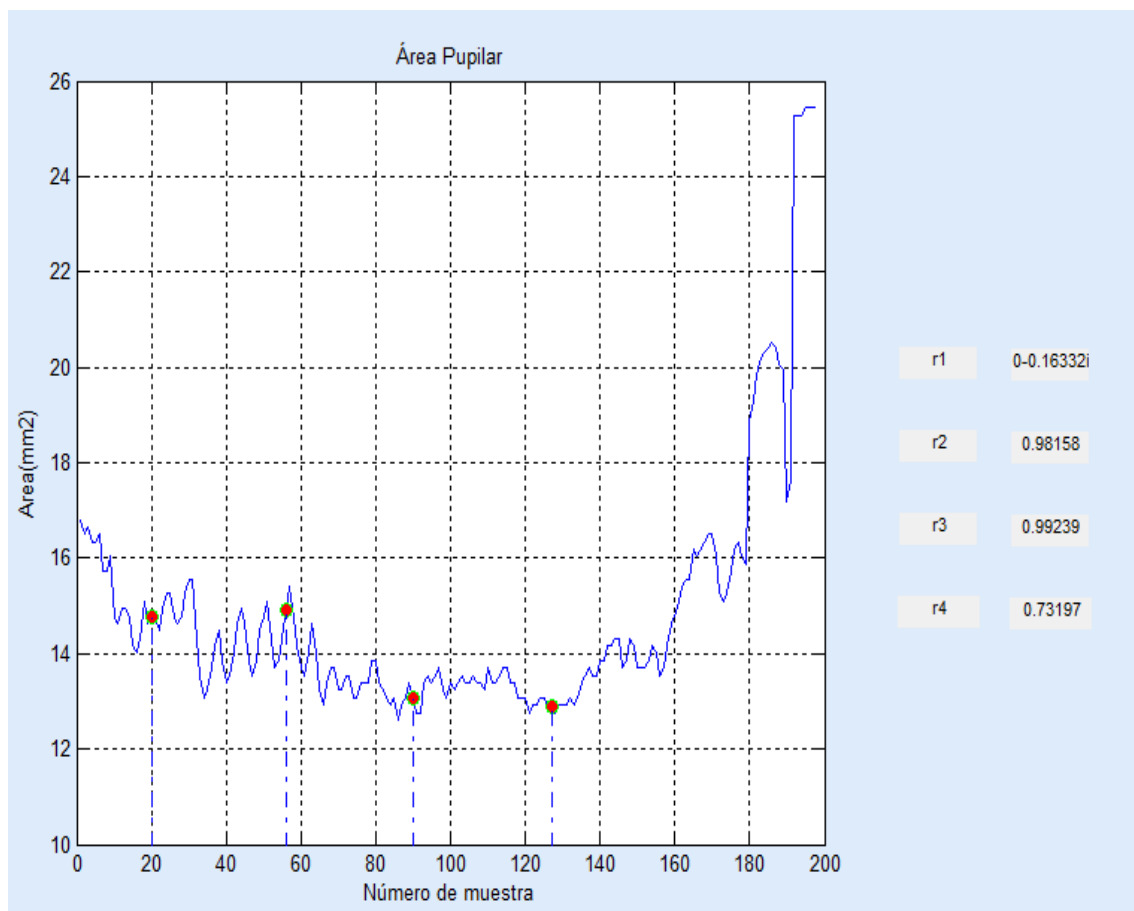


Figura 40 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "P" prueba S2.P



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	16.7879 mm ²
Total de muestras	164 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.16332i
2Hz	0.98158
3Hz	0.99239
4Hz	0.73197
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{-2.939 + 240.6s e^{-0.6s}}{s^3 + 2.58 s^2 + 8.9 s + 1.368}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-41.83%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S2.P

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 2.58 s^2 + 8.9 s + 1.368$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 2.58$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 8.9$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 1.368$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{1.368}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 2.58}{2(-\sqrt{\frac{1.368}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{2.58}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S2.P

La frecuencia natural (ω_n)= 2.92

La atenuación (α) =0.16

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.54



PRUEBA S2.E

LETRA E

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

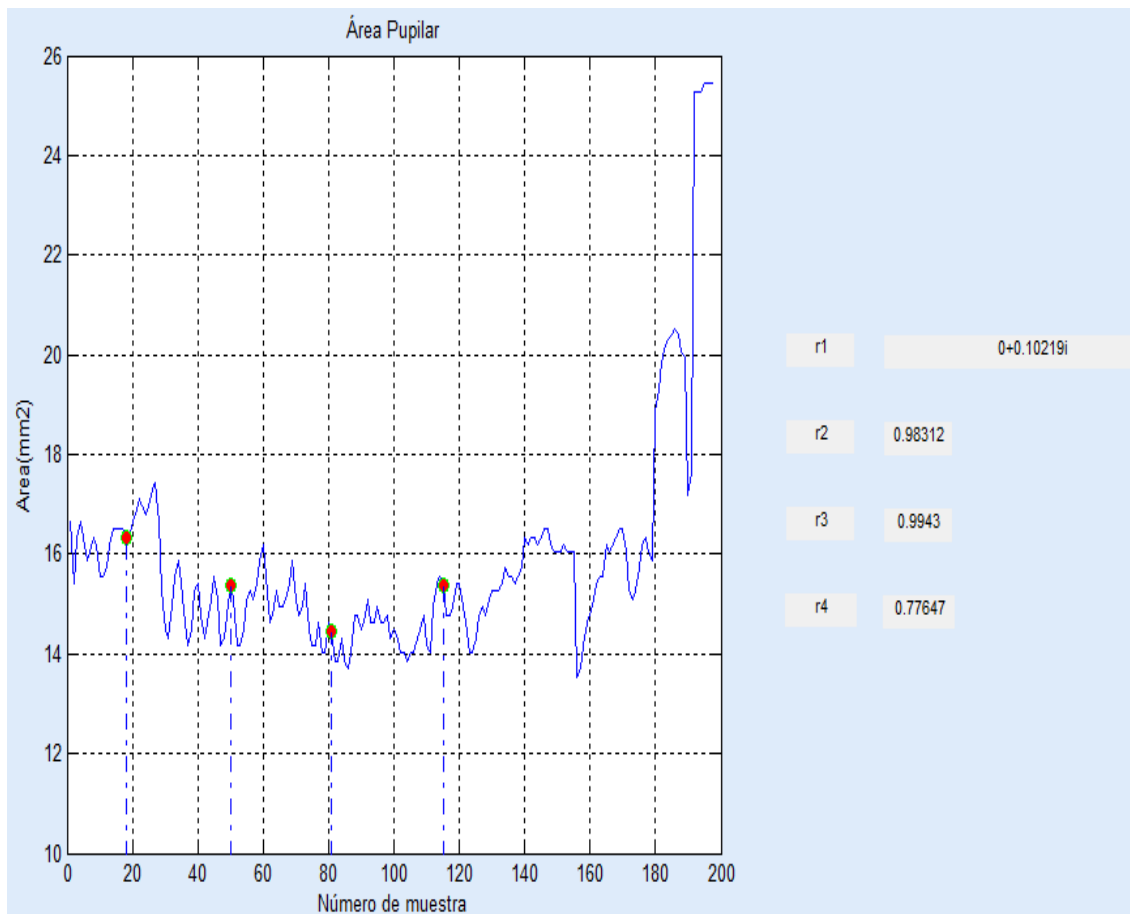


Figura 41 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "E" prueba S2.E



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	16.6325 mm ²
Total de muestras	155 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.10219i
2Hz	0.98312
3Hz	0.9943
4Hz	0.77647
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{-3.251s + 8.959 e^{-0.45s}}{s^3 + 1.633 s^2 + 2.152 s + 0.1764}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	26.09%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S2.E

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 1.633 s^2 + 2.152 s + 0.1764$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 1.633$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 2.152$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.1764$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.1764}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 1.633}{2(-\sqrt{\frac{0.1764}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{1.633}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S2.E

La frecuencia natural (ω_n)= 2.82

La atenuación (α) =0.09

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.51



PRUEBA S2.F

LETRA F

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

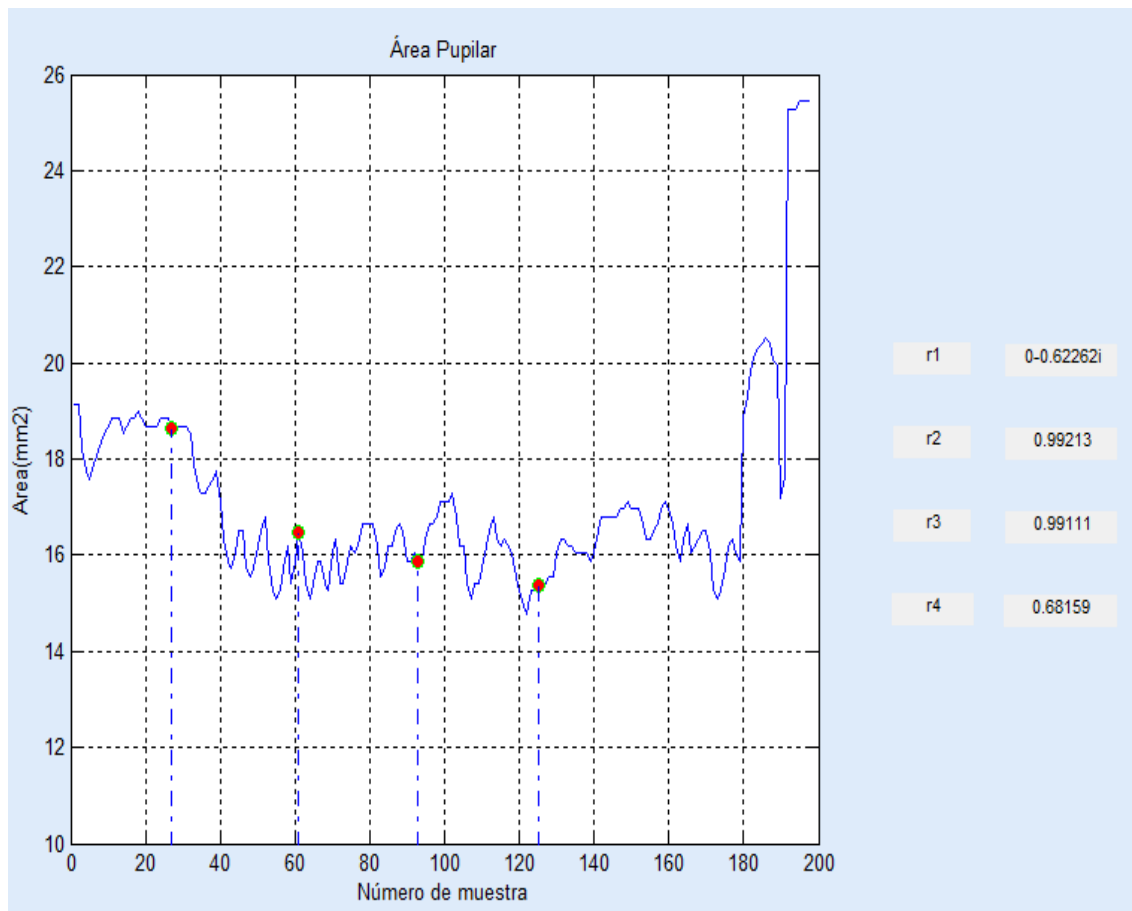


Figura 42 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 2 letra "F" prueba S2.F



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	19.1196 mm ²
Total de muestras	165 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.62262i
2Hz	0.99213
3Hz	0.99111
4Hz	0.68159
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{28.13s - 3.514 e^{-0.5s}}{s^3 + 0.567 s^2 + 4.898 s + 0.1525}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-14.49%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S2.F

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.567 s^2 + 4.898 s + 0.1525$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.567$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 4.898$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.1525$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.1525}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.567}{2(-\sqrt{\frac{0.1525}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.567}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S2.F

La frecuencia natural (ω_n)= 2.81

La atenuación (α) =0.03

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.42



SUJETO 3

Individuo sano, 35 años, presenta nistagmus latente, medicada hace 4 años con cefatil y oxigenadores cerebrales. Se le presentaron 4 caracteres O, P, E y F. Cada carácter corresponde a una prueba; de modo que la prueba se realizó cuatro veces a fin de hacer una comparación entre las distintas letras mostradas.

La prueba visual arrojo los siguientes resultados:

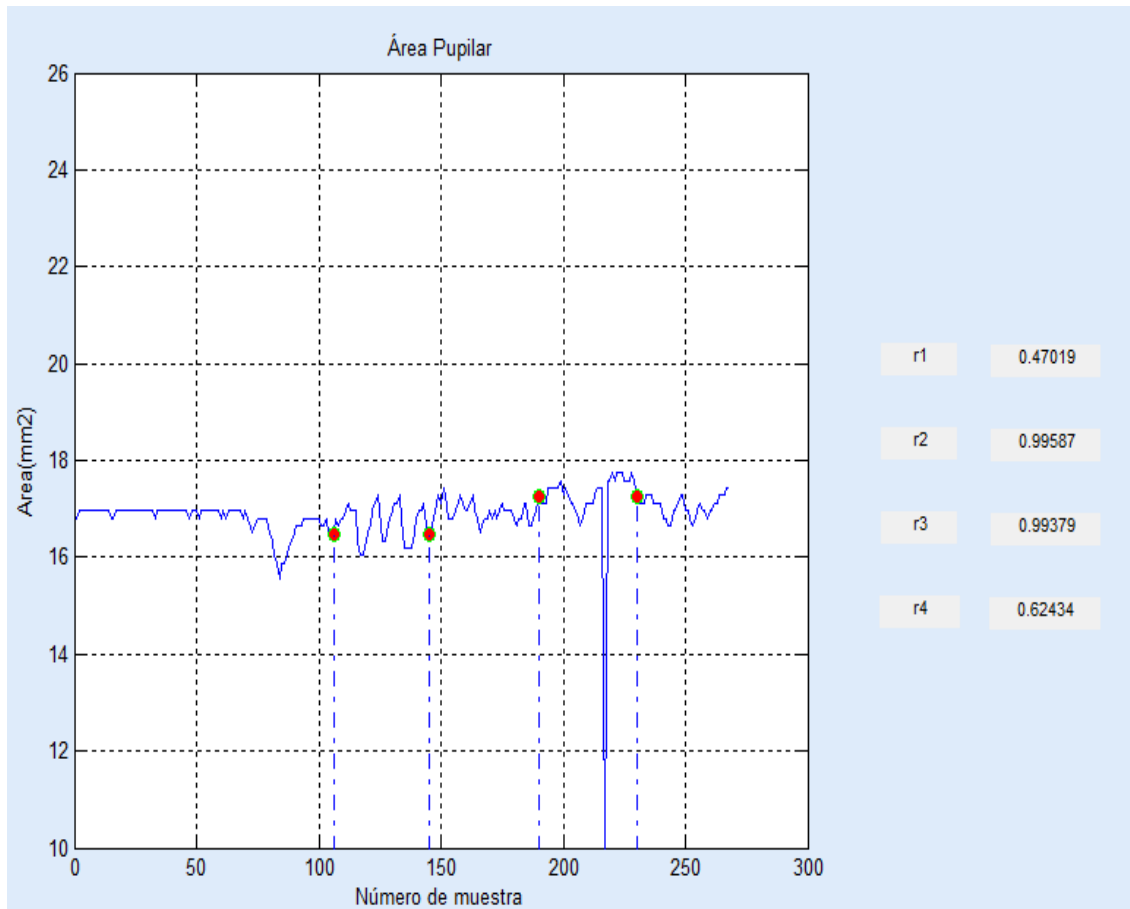
PRUEBA	O.D.	O.I.
Síntomas	Vértigo postural y nistagmos crónico	
Personales Patológicos	Ninguno	
Heredo Familiares	Sanos	
AV	20/15	20/15
Motilidad	Adecuada	Adecuada
Reflejos Pupilares	Presente	Presente
Oclusión	Adecuada	Adecuada
Anexos	Adecuados	Adecuados
Heschberg	Desviación temporal	Desviación temporal



PRUEBA S3.O

LETRA O

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.



El programa de tratamiento de datos arrojó los siguientes datos:

Figura 43 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "O" prueba S3.O

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	16.9434 mm ²



Total de muestras	268 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.47019
2Hz	0.99587
3Hz	0.99379
4Hz	0.62434
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{22.47s + 0.06968 e^{-0.9s}}{s^3 + 3.467s^2 + 0.02441 s + 0.08271}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-47.61%

De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S3.O

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 3.467s^2 + 0.02441 s + 0.08271$$

Teniendo así para los términos de s^2



$$\alpha + 2\xi\omega_n = 3.467$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.02441$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.08271$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.08271}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 3.467}{2\left(-\sqrt{\frac{0.08271}{\alpha}}\right)} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{3.467}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S3.0

La frecuencia natural (ω_n)= 1.15

La atenuación (α) =3.47

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.0051



PRUEBA S3.P

LETRA P

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

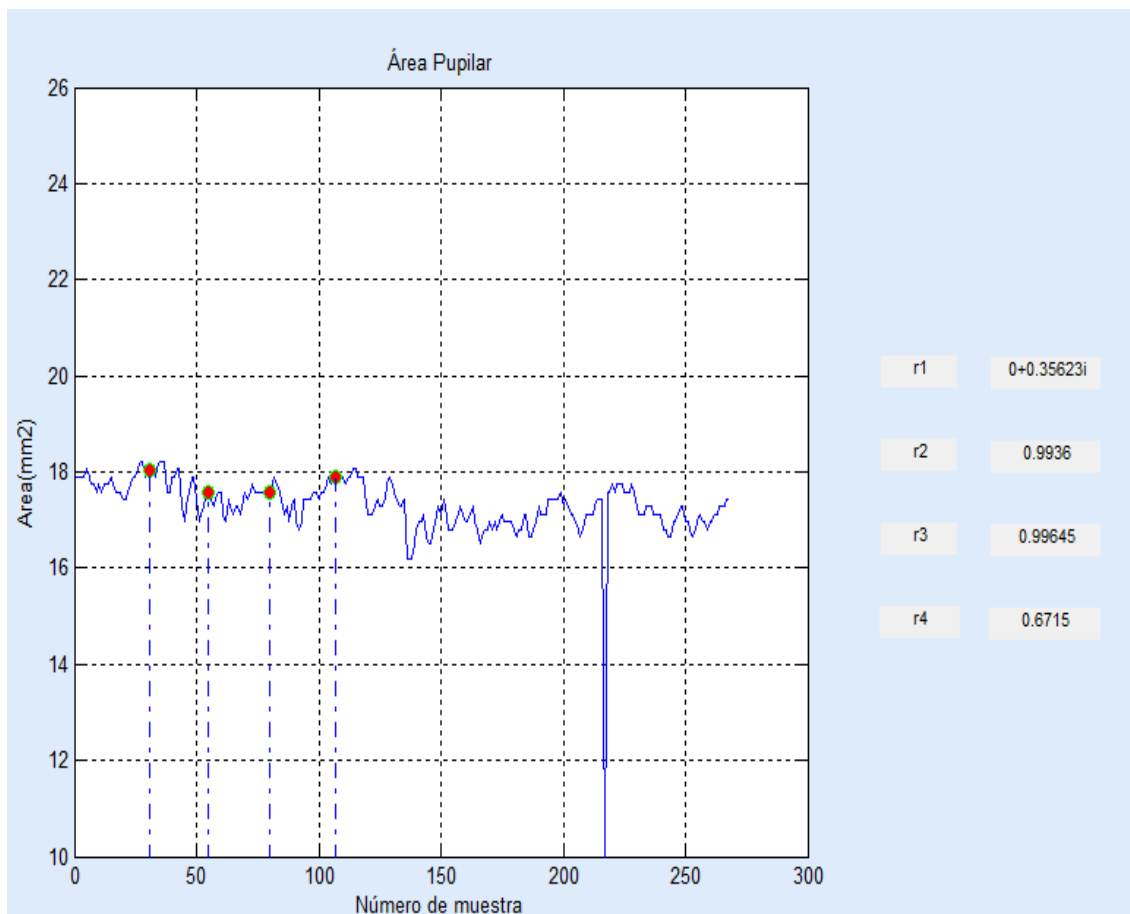


Figura 44 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "P" prueba S1.P

El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:



Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	18.1869 mm ²
Total de muestras	135 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.35623i
2Hz	0.9836
3Hz	0.99645
4Hz	0.6715
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{116.6s - 1.894 e^{-0.5s}}{s^3 + 2.917 s^2 + 0.2677 s + 0.7806}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-20.3%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S3.P

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 2.917 s^2 + 0.2677 s + 0.7806$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 2.917$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.2677$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.7806$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.7806}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 2.917}{2(-\sqrt{\frac{0.7806}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{2.917}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S3.P

La frecuencia natural (ω_n)= 0.53

La atenuación (α) =0.82

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.54



PRUEBA S3.E

LETRA E

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

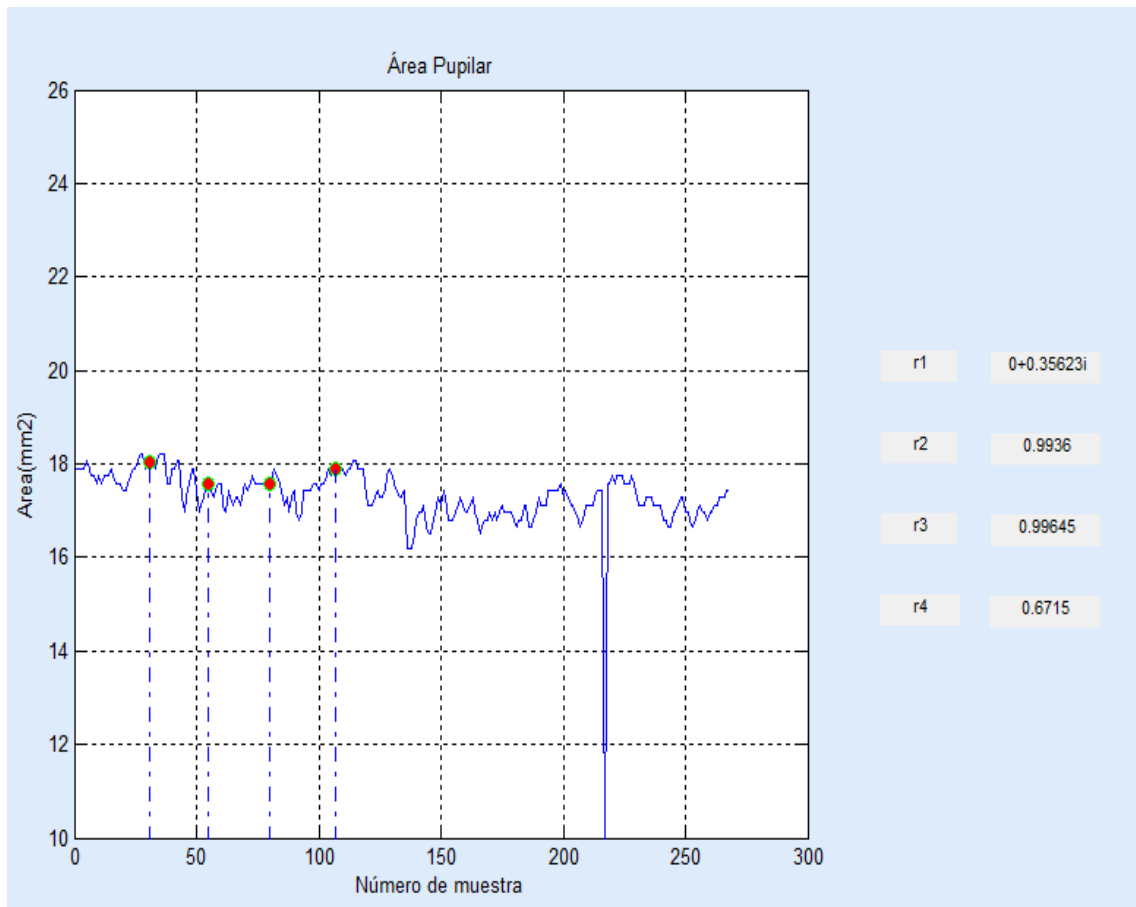


Figura 45 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "E" prueba S3.E



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	18.1869 mm ²
Total de muestras	135 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.35623i
2Hz	0.9836
3Hz	0.99645
4Hz	0.6715
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{116.6s - 1.894 e^{-0.5s}}{s^3 + 2.917 s^2 + 0.2677 s + 0.7806}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-20.3%



De la ecuación 12. Igualamos con el denominador de la FT de la prueba S3.E

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 2.917s^2 + 0.2677s + 0.7806$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 2.917$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.2677$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.7806$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.7806}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 2.917}{2(-\sqrt{\frac{0.7806}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{2.917}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S3.E

La frecuencia natural (ω_n)= 1.52

La atenuación (α) =2.80

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.012



PRUEBA S3.F

LETRA F

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

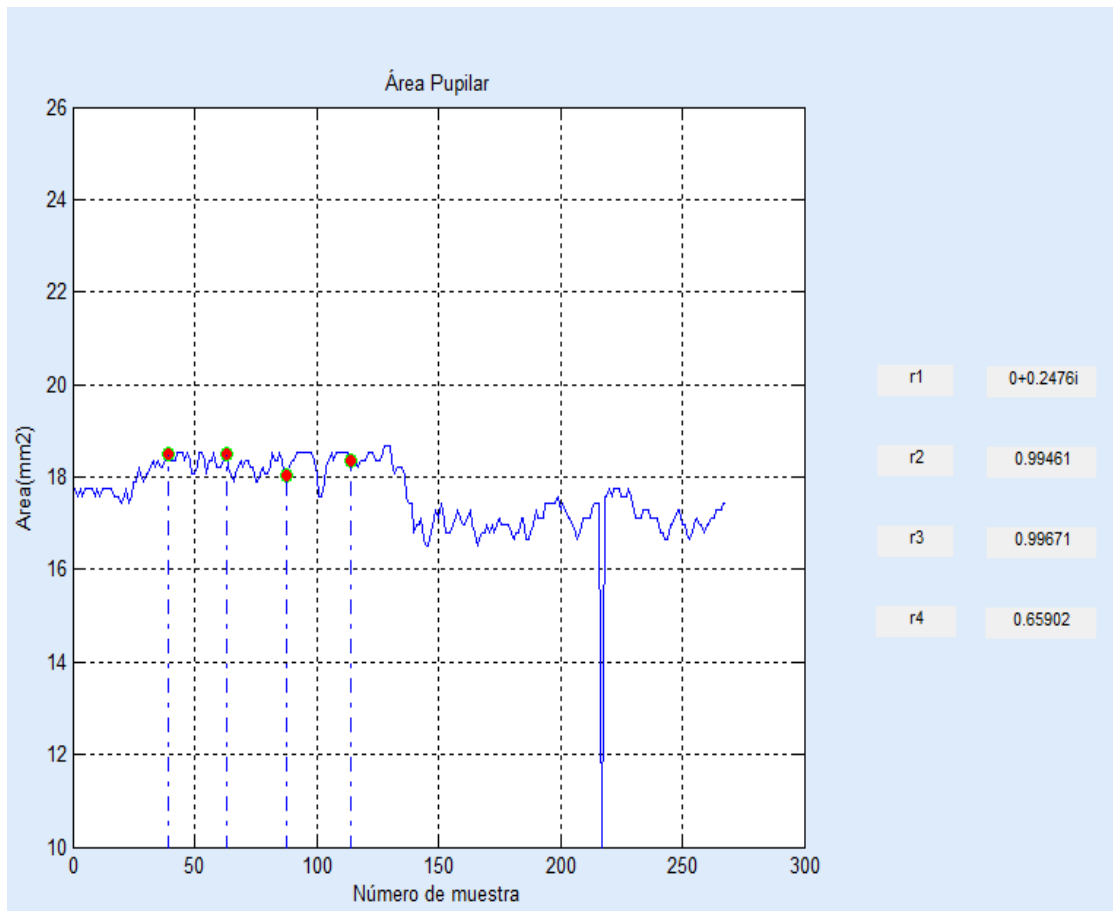


Figura 46 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 3 letra "F" prueba S3.F



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	18.4978 mm ²
Total de muestras	139 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.2476i
2Hz	0.99461
3Hz	0.99671
4Hz	0.65902
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{46.25 s + 3.019 e^{-0.05s}}{s^3 + 0.2083 s^2 + 2.339 s + 0.1373}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-858.7%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S3.F

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.2083 s^2 + 2.339 s + 0.1373$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.2083$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 2.339$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.1373$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.1373}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.2083}{2(-\sqrt{\frac{0.1373}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.2083}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S3.F

La frecuencia natural (ω_n)= 1.53

La atenuación (α) =1.98

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.05



SUJETO 4

Individuo sano, 23 años, presenta glaucoma desencadenado por traumatismo frntal izquierdo. Se le presentaron cuatro caracteres O, P, E y F. Cada carácter corresponde a una prueba; de modo que la prueba se realizó cuatro veces a fin de hacer una comparación entre las distintas letras mostradas.

La prueba visual arrojó los siguientes resultados:

PRUEBA	O.D.	O.I.
Síntomas	Uso de Rx desde hace cinco años	
Personales Patológicos	Glaucoma por traumatismo	
Heredo Familiares	Padres ametropes.	
AV	20/25	20/30
Motilidad	OD con dificultad	OD con dificultad
Reflejos Pupilares	Presente	Presente
Oclusión	Exoforia	Exotropia, Exoforia
Anexos	Normales	Normales
Heschberg	Central	Desviación Frontal



PRUEBA S4.0

LETRA O

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

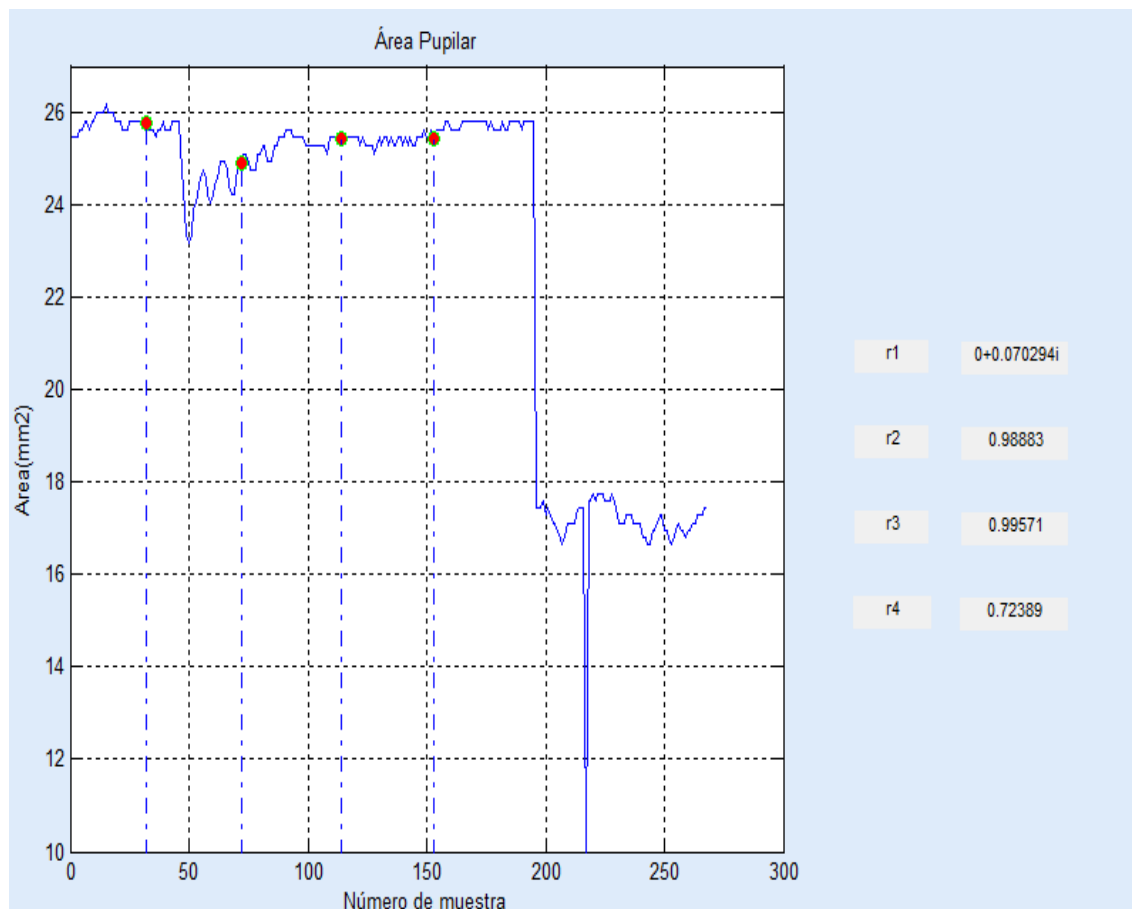


Figura 47 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "O" prueba S4.0



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	26.1366 mm ²
Total de muestras	195 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.070294i
2Hz	0.98883
3Hz	0.99571
4Hz	0.72389
Función de transferencia	
$TT(s) = \frac{28.03 s - 4.825e^{-0.65s}}{s^3 + 0.4363s^2 + 0.06728s + 0.01471}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-244.6%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S4.O

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.4363s^2 + 0.06728s + 0.01471$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.4363$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.06728$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.01471$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.01471}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.4363}{2(-\sqrt{\frac{0.01471}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.4363}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S4.O

La frecuencia natural (ω_n)= 0.20

La atenuación (α) =0.76

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.69



PRUEBA S4.P

LETRA P

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

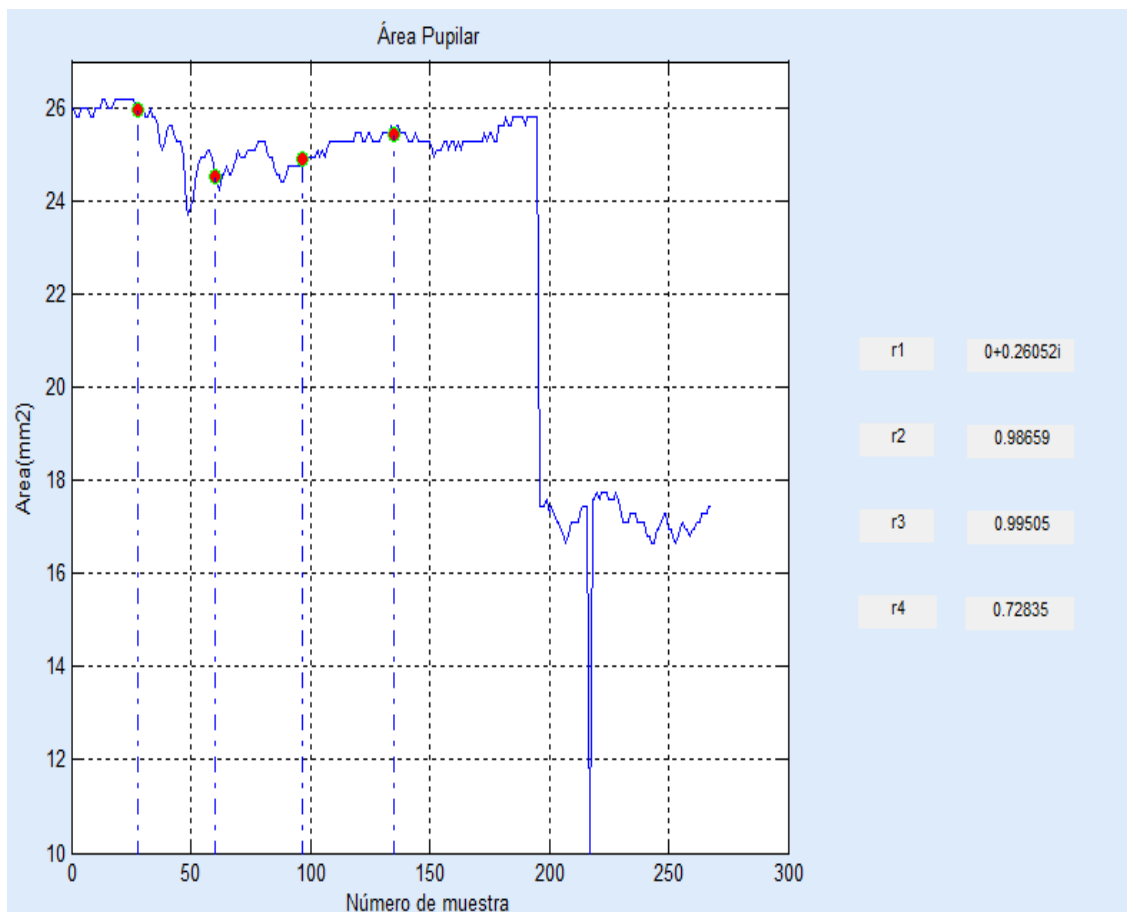


Figura 48 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "P" prueba S4.P



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	26.1366 mm ²
Total de muestras	178 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.26052i
2Hz	0.98659
3Hz	0.99505
4Hz	0.72835
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{55.15 s + 1.107e^{-0.85s}}{s^3 + 1.394 s^2 + 0.7516 s + 0.229}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	25.54%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S4.P

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 1.394 s^2 + 0.7516 s + 0.229$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 1.394$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.7516$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.229$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.229}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 1.394}{2(-\sqrt{\frac{0.229}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{1.394}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S4.P

La frecuencia natural (ω_n)= 0.53

La atenuación (α) =0.82

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.54



PRUEBA S4.E

LETRA E

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

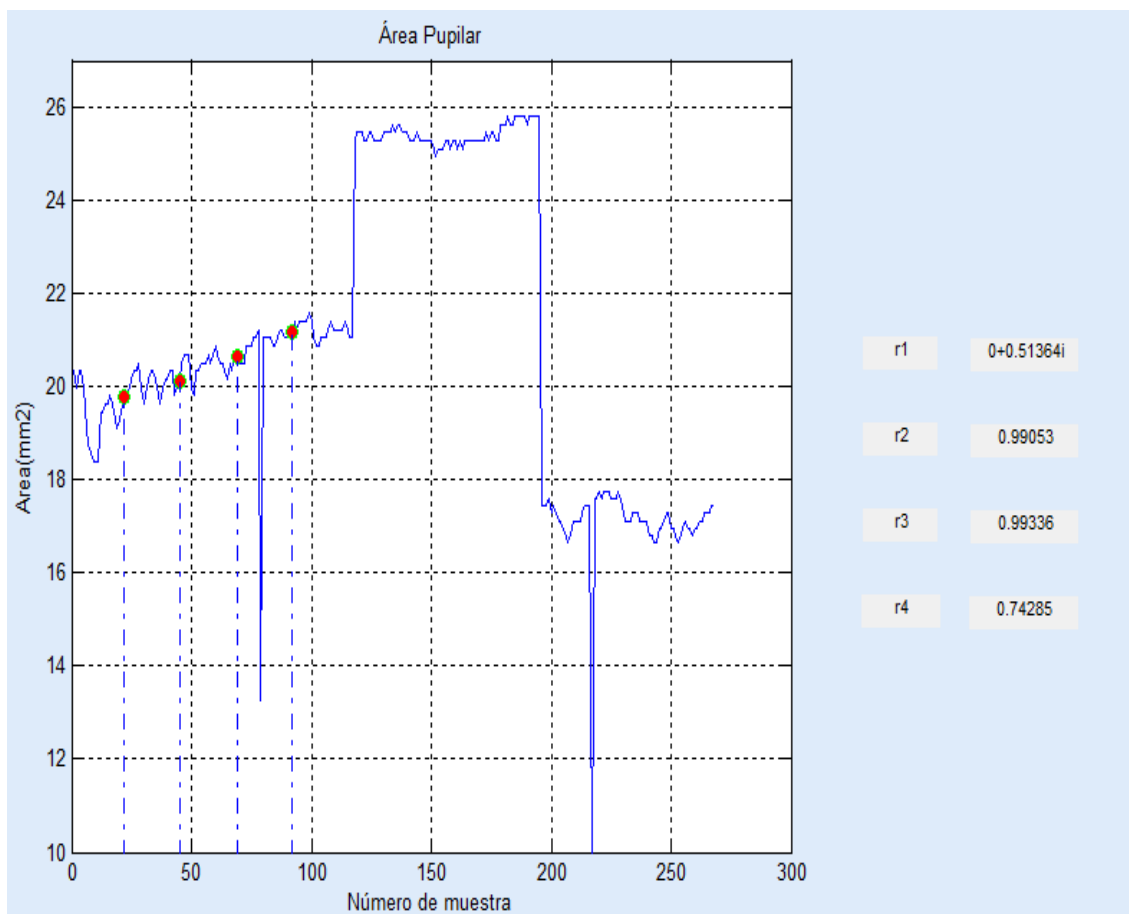


Figura 49 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "E" prueba S4.E



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	20.3089 mm ²
Total de muestras	117 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.51364i
2Hz	0.99053
3Hz	0.99336
4Hz	0.74285
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{167.5 s - 15.35e^{-0.5s}}{s^3 + 2.974 s^2 + 0.328 s + 0.9708}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	5.732 %



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S4.E

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 2.974 s^2 + 0.328 s + 0.9708$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 2.974$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.328$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.9708$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.9708}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 2.974}{2(-\sqrt{\frac{0.9708}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{2.974}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S4.E

La frecuencia natural (ω_n)= 0.57

La atenuación (α) =0.97

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.44



PRUEBA S4.F

LETRA F

Se obtuvo el siguiente comportamiento pupilar a lo largo de la prueba, ilustrado en la gráfica siguiente; tomando en cuenta el número de muestras (n) y el área pupilar (mm²). Las líneas punteadas marcan el cambio de frecuencia realizado de 1 @ 4 Hz cada 5 segundos.

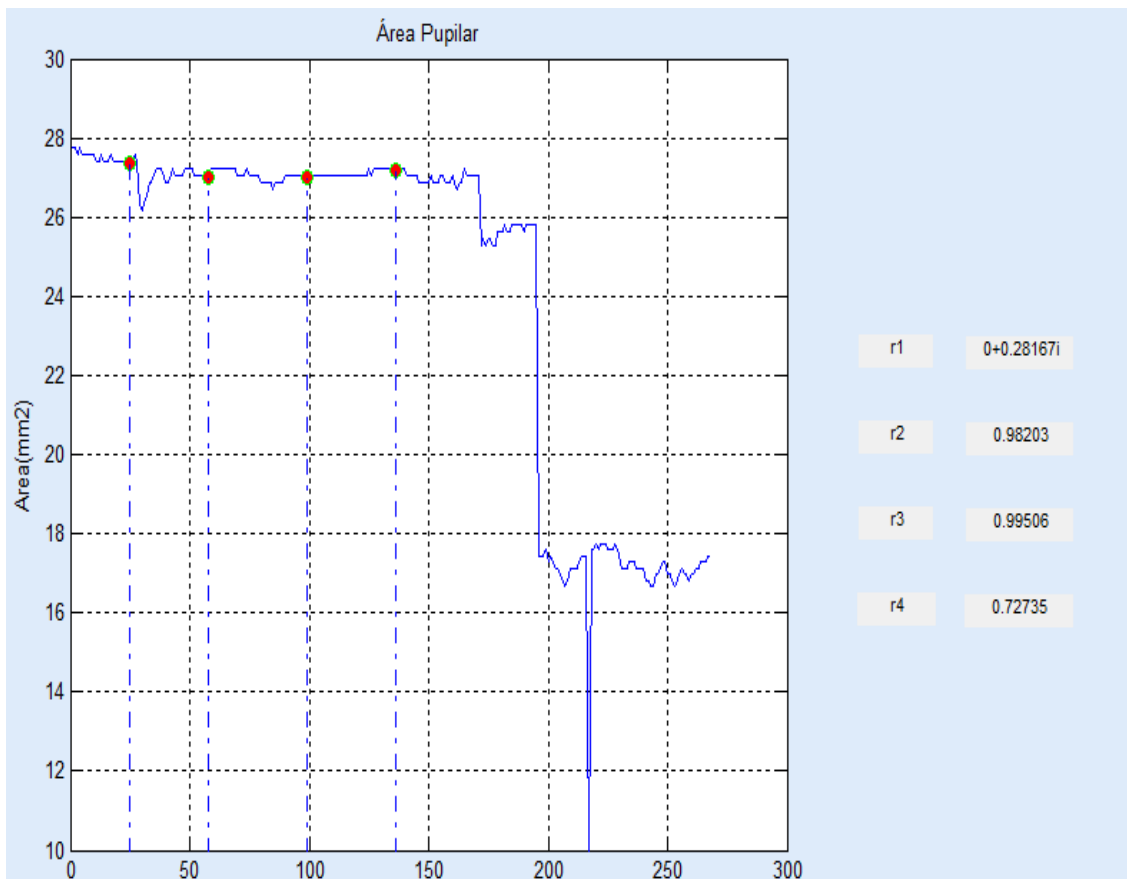


Figura 50 Gráfica de la respuesta pupilar en Sujeto 4 letra "F" prueba S4.F



El programa de tratamiento de datos arroja los siguientes datos:

Valores	Resultados
Valor máximo de área pupilar	27.726 mm ²
Total de muestras	171 muestras
Coeficientes de correlación	
1 Hz	0.28167i
2Hz	0.98203
3Hz	0.99506
4Hz	0.72735
Función de transferencia	
$T(s) = \frac{25.66 s - 2.132e^{-0.05s}}{s^3 + 0.7873 s^2 + 0.2068 s + 0.05802}$	
Parametrización	
Número de polos	3
Número de zeros	1
Error	-43.22%



De la ecuación 12 igualamos con el denominador de la FT de la prueba S4.F

$$s^3 + s^2(\alpha + 2\xi\omega_n) + s(2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2) + \omega_n^2\alpha = s^3 + 0.7873 s^2 + 0.2068 s + 0.05802$$

Teniendo así para los términos de s^2

$$\alpha + 2\xi\omega_n = 0.7873$$

Para los términos de s

$$2\xi\omega_n\alpha + \omega_n^2 = 0.2068$$

Y para el término independiente

$$\omega_n^2\alpha = 0.05802$$

Despejamos ω_n , α y ξ

$$\omega_n = -\sqrt{\frac{0.05802}{\alpha}} \text{ Ec. 31}$$

$$\xi = -\frac{\alpha - 0.7873}{2(-\sqrt{\frac{0.05802}{\alpha}})} \text{ Ec. 32}$$

$$\alpha = \frac{0.7873}{3} \text{ Ec. 33}$$

Desarrollando las ecuaciones, da los siguientes resultados para el sistema pupilar S4.F

La frecuencia natural (ω_n)= 0.81

La atenuación (α) =1.60

y el factor de amortiguamiento(ξ) = 0.30



A continuación se muestra en la tabla, el compendio de los datos obtenidos en cada una de las pruebas. La frecuencia natural (ω_n), atenuación (α) y factor de amortiguamiento (ξ)

PRUEBAS	α	ω_n	ξ
S1.O	1.20	1.49	0.14
S1.P	1.24	1.56	0.22
S1.E	1.26	1.57	0.23
S1.F	1.40	1.58	0.24
S2.O	0.18	2.97	0.65
S2.P	0.16	2.92	0.54
S2.E	0.09	2.82	0.51
S2.F	0.03	2.81	0.42
S3.O	3.47	1.15	0.0051
S3.P	2.91	1.32	0.003
S3.E	2.80	1.52	0.012
S3.F	1.98	1.53	0.05
S4.O	0.76	0.20	0.69
S4.P	0.82	0.53	0.54
S4.E	0.97	0.57	0.44
S4.F	1.60	0.81	0.30



ANÁLISIS DE RESULTADOS

Como ya se describió en la sección anterior, se hizo el cálculo del valor de la atenuación, factor de amortiguamiento y la frecuencia natural con los datos obtenidos por pupilometría.

La gráfica de la Figura 51, muestra los valores de atenuación pupilar que se calcularon en cada prueba (S1, S2, S3 y S4).

Haciendo una comparación con a los pacientes S1 y S2 (sujetos sanos) con los pacientes S3 y S4 (sujetos enfermos), presentan los sujetos sanos una atenuación más uniforme a lo largo de la prueba. Lo cual significa que el tiempo de respuesta es constante en un individuo sano.

El sujeto S4 incrementa el valor de atenuación causada por la fatiga pupilar, es decir el tiempo en que tarda en responder aumenta a medida que la prueba avanza. El paciente S3 quien es el individuo con nistagmus, presenta una respuesta pupilar

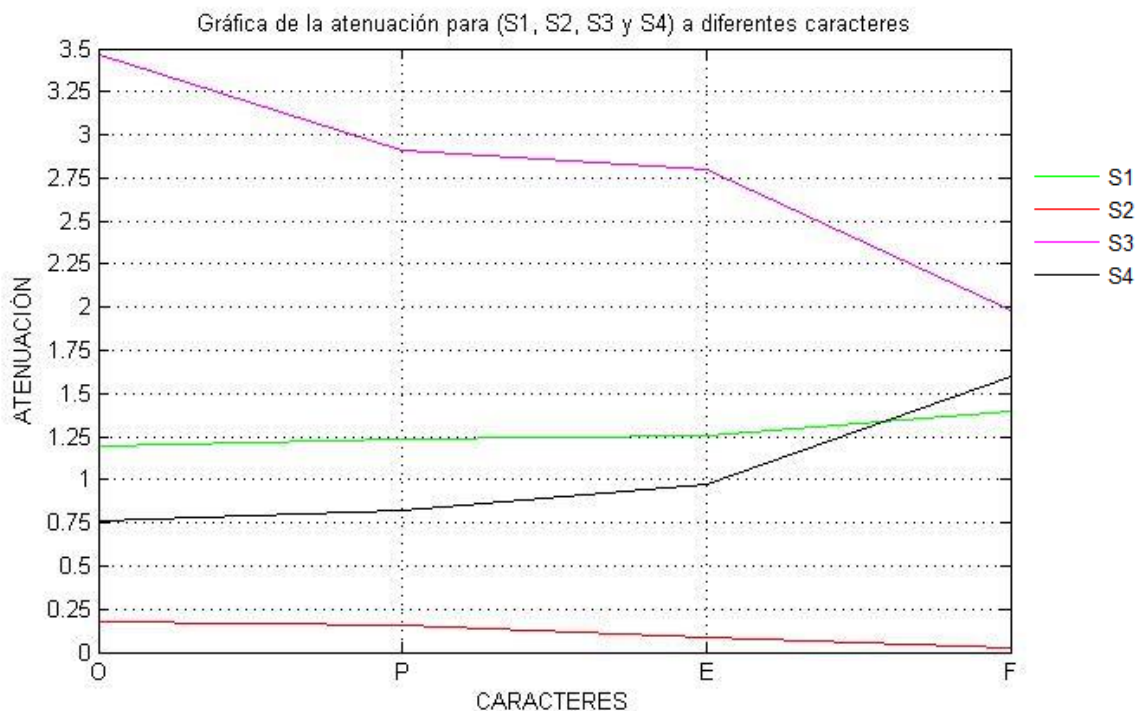


Figura 51 Gráfica de la atenuación pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F



menos atenuada al avance de la prueba; no obstante el valor de la atenuación es mayor que el resto de los sujetos estudiados. Así la capacidad de respuesta del individuo S3 es menor que el resto de los sujetos de estudio.

El factor de amortiguamiento de la Figura 52 en todos los casos cumple que $\xi < 1$, por lo tanto corresponde a un sistema subamortiguado de segundo orden.

El sujeto S3 presenta oscilaciones mayores debido a los movimientos característicos del nistagmus, por tanto el valor del amortiguamiento es menor, describiendo un sistema inestable.

Existe un decremento en el factor de amortiguación en S2 y S4 se vuelven más inestables a medida que avanza la prueba pero son los sujetos con una respuesta más estable.

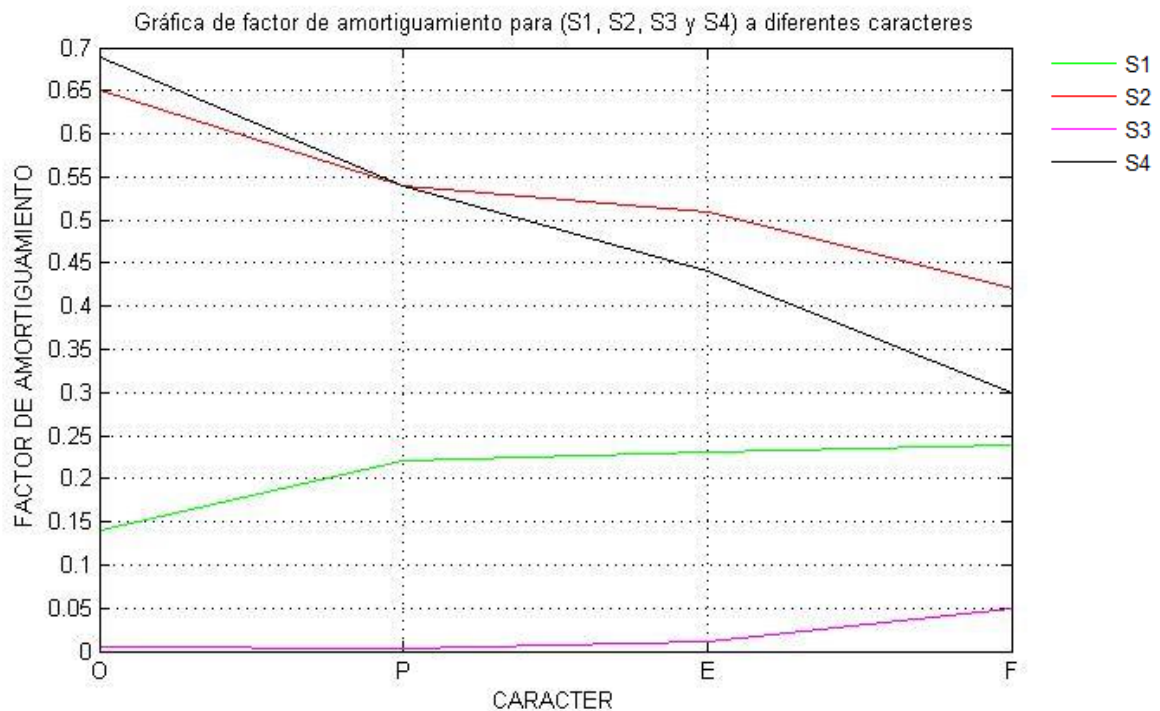


Figura 52 Gráfica del factor de amortiguamiento pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F



La Figura 53 muestra que los pacientes sanos (S1 y S2) poseen una frecuencia natural característica mayor que los pacientes con patologías (S3 y S4).

El movimiento pupilar del sujeto S4 es más aletargado que el resto de los sujetos en estudio.

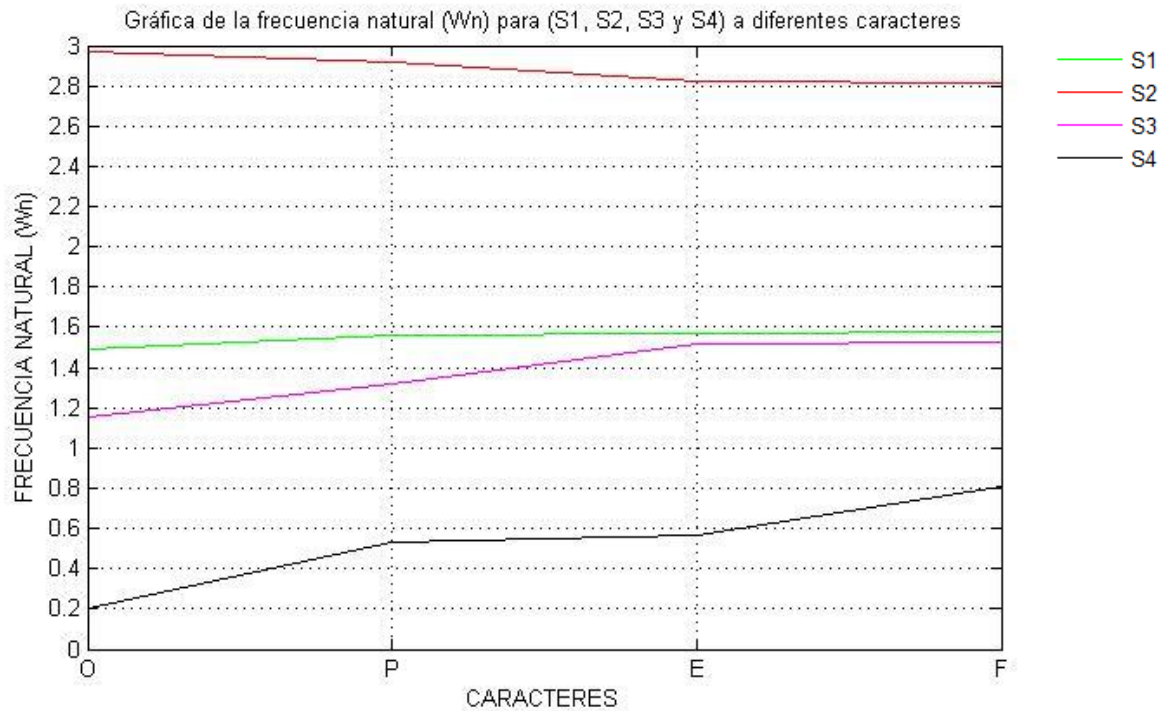


Figura 53 Gráfica de la frecuencia natural pupilar para S1, S2, S3 y S4 a diferentes caracteres O, P, E y F

Las gráficas muestran los valores de atenuación, amortiguamiento y frecuencia natural pupilar en el eje de las abscisas y en el eje de las ordenadas los sujetos S1, S2, S3 y S4.



La atenuación pupilar no es afectada de manera considerable por el carácter desplegado, sino más bien es característico del sistema pupilar. El tiempo de respuesta más lento lo presenta el sujeto S3 y variable entre cada carácter desplegado.

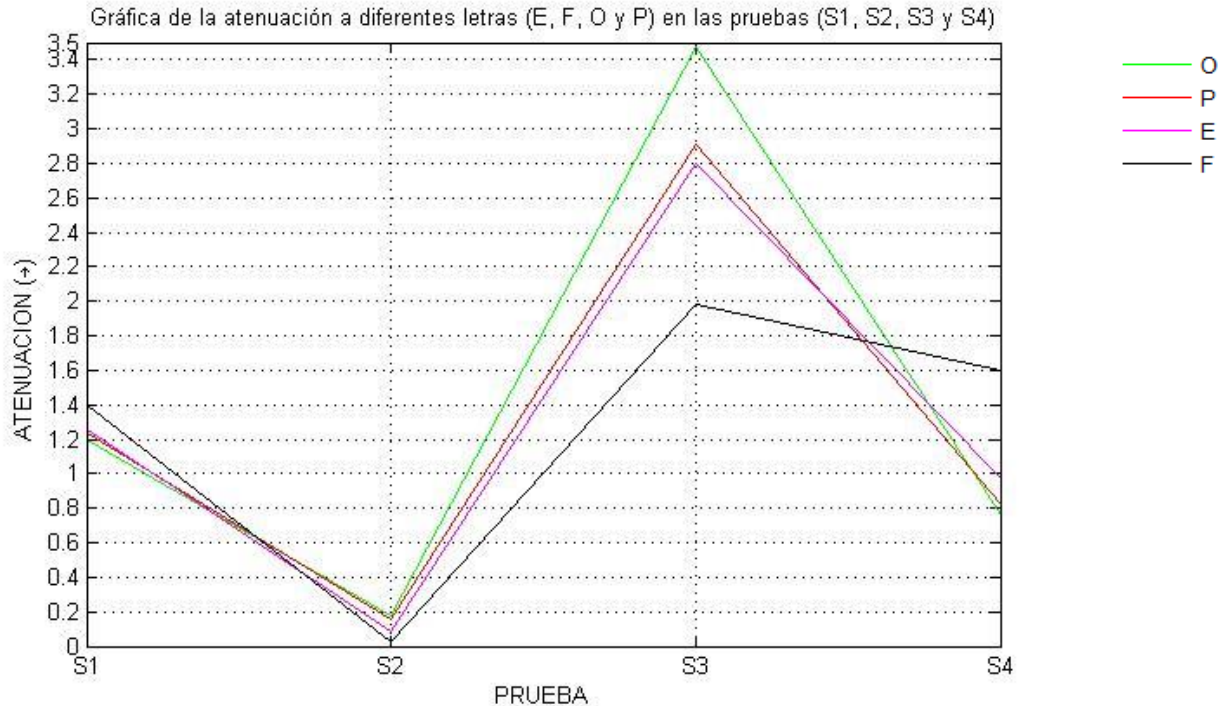


Figura 54 Gráfica de la atenuación pupilar a diferentes letras E, F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4.

El factor de amortiguamiento es menor a medida que se avanza en la prueba. Por lo tanto el sistema se vuelve inestable. Asociado al carácter desplegado el sistema es estable cuando se tiene un mayor número en los pixeles que conforman la imagen.

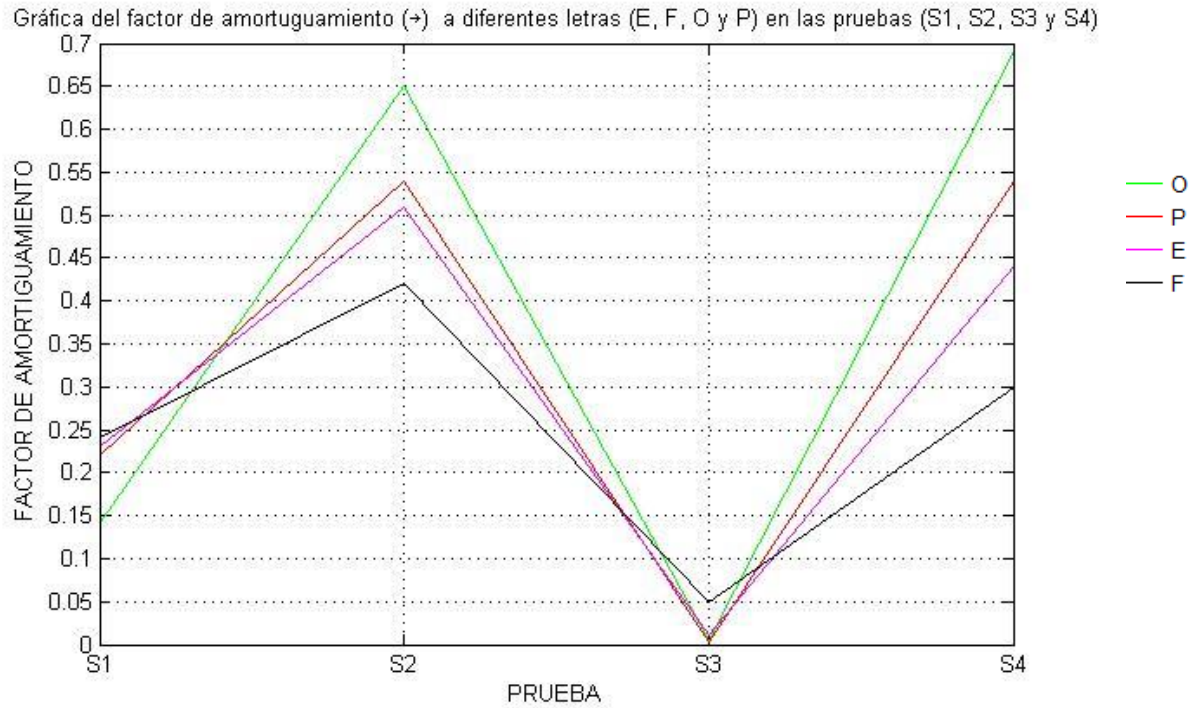


Figura 56 Gráfica del amortiguamiento pupilar a diferentes letras E, F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4.

La Frecuencia natural aumenta al desplegar la letra O, y tiende a ser más lenta al

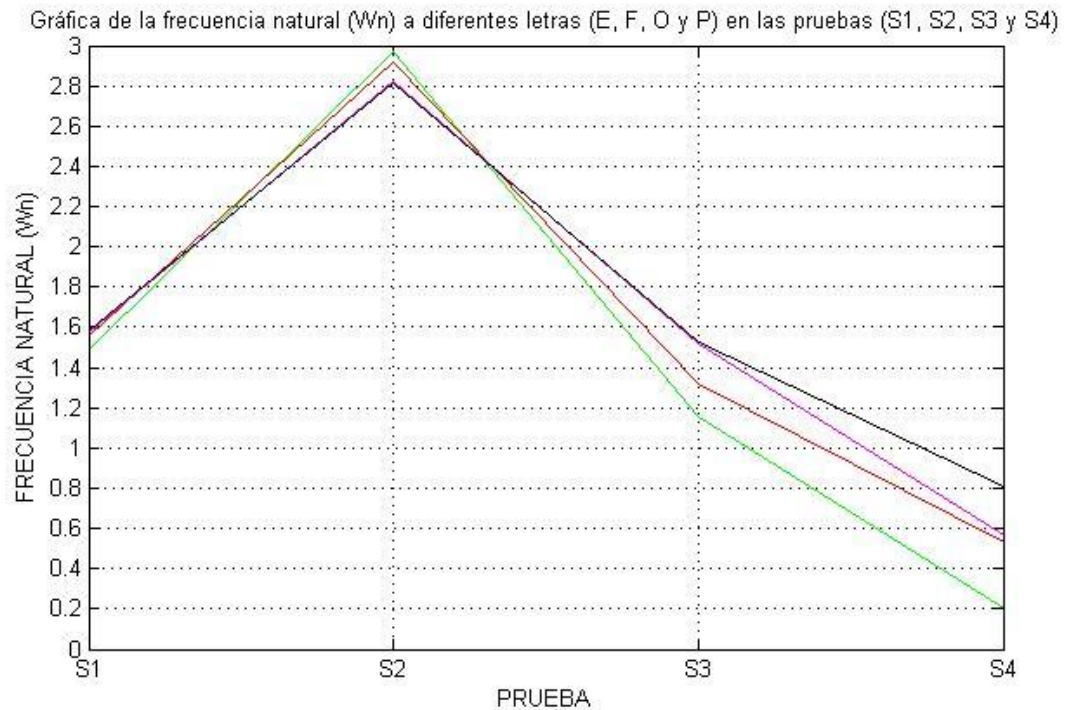


Figura 55 Gráfica de la frecuencia natural pupilar a diferentes letras E,F, O y P en las pruebas a S1, S2, S3 Y S4.



desplegar la letra F. Los valores de Frecuencia Natural son uniformes en los pacientes sanos, los individuos con patología varían dependiendo la letra mostrada.

DISCUSIÓN

El sistema para la evaluación de la respuesta pupilar funciona de manera satisfactoria en cuanto a su implementación, funcionamiento y operatividad, sin embargo se considera que puede ser mejorado.

El sistema de evaluación es innovador por adaptar estímulos pulsantes y por la la definición de la función de transferencia que mejor describe la dinámica pupilar. Siendo este sistema una herramienta adaptativa a diferentes pruebas, no solo clínicas sino también de carácter científico.

Los resultados obtenidos no se realizaron en tiempo real debido al consumo de memoria física del equipo de cómputo; ya que la realización en tiempo real causaría pérdidas considerables de información.

Las interfaces tanto para el procesamiento de imágenes como para el procesamiento de datos, son válidos para realizar el análisis en frecuencia del sistema pupilar a nivel clínico debido a la sencillez en su manejo. Además el sistema desarrollado puede obtener información complicada e imposible de estimar para evaluadores humanos, como el cálculo de frecuencia en el giro, área y perímetro pupilar, función de transferencia, etc. Para llevar el registro, el exportar los resultados a Matlab ahorra tiempo del procesamiento de datos, acelerando la manipulación de la información con la mayor precisión y exactitud. Además el almacenamiento de los datos adquiridos permite corroborar los resultados y demostrar la veracidad de los mismos.

Al analizar el comportamiento pupilar se observó que este sistema biológico es de tipo subamortiguado y su respuesta transitoria es oscilante, debido a que el factor de amortiguamiento relativo del sistema ξ , está comprendido entre los valores de



$0 < \xi < 1$. Esto quiere decir, que la respuesta a lo largo del estado final e inicial del movimiento de la pupila presenta vibraciones, con disminución en la amplitud de las mismas hasta que el movimiento cesa. A causa del retardo $e^{-\beta t}$ presente en las funciones de transferencia en S1, S2, S3 y S4 la amplitud en la oscilación tiende al equilibrio cuando el tiempo va transcurriendo.

Del grupo de individuos sanos (IS) nombrados S1 y S2 y del grupo de los individuos enfermos (IE) etiquetados como S3 y S4. El factor de amortiguamiento es mayor en IE, lo que se traduce como una respuesta más lenta ante cambios de frecuencia.

Ahora bien la frecuencia natural amortiguada ω_n asociada al sistema es mayor en IS, casi el doble que la presente en los IE con una mayor atenuación α en IE que en el grupo IS. Esto debido a que los mecanismos simpáticos y parasimpáticos implicados en la dinámica pupilar y en el proceso de transducción de la información visual de S1 y S2 son saludables a diferencia del individuo enfermo S3 con un daño a nivel neurológico que se manifiesta en un movimiento involuntario e incontrolable de los ojos y en S4 con daño en nervio óptico alterando la percepción de las imágenes a las cuales se ve expuesto el sujeto.

A pesar que S1 y S2 solo poseen alteraciones refractivas, presentaron valores en ω_n , α y ξ distintos. Por ejemplo la atenuación y la frecuencia natural el sujeto S1 presenta valores mayores; puntualizamos que S1 es astigmata hipermetrope y S2 solo miope. Infiriendo que S2, posee una respuesta más forzada para el enfoque y la adaptación de su sistema refractivo responde de manera más lenta ante cambios en la percepción del estímulo.

Entre S2 y S3, S3 posee valores de atenuación y frecuencia natural disminuidos a comparación de S2. El daño a nervio óptico altera en forma significativa la respuesta pupilar.

Hay cambios considerables en los resultados obtenidos de ω_n , α y ξ al variar el carácter, a pesar de estar en las mismas condiciones de iluminación, contraste y



tamaño. La diferencia radicaría en el número de píxeles que posee cada letra. Siendo O la letra con mayor cantidad de píxeles y F el carácter con menor número de píxeles; así se obtuvo que los valores en la atenuación y frecuencia natural asociados al sistema pupilar aumentan al incrementar el número de píxeles y disminuyen al decrementar el número de píxeles proyectados.



CONCLUSIONES

El sistema desarrollado es funcional para evaluar la respuesta dinámica pupilar del paciente estudiado. El uso de la pantalla de evaluación optométrica acoplada al conmutador mecánico faculta al sistema, el estudio del comportamiento pupilar en el dominio de la frecuencia. Lo anterior es de vital importancia sobre todo en poder tener un registro de la forma característica en que responde la pupila.

A lo largo del desarrollo de este equipo ha permitido diseñar y construir una serie de instrumentos y elementos, fundamentales en la técnica de diagnóstico del estado pupilar ante diferentes condiciones tanto sanas como patológicas, que afectan directamente la respuesta visual.

La estimación de la Función de Transferencia con la información procesada por pupilometría y procesamiento de imágenes precisa el conocimiento frecuencia natural, el factor de amortiguamiento y la atenuación que caracteriza al sistema pupilar. Y con ello asociarlo al estado de la respuesta del sistema visual del sujeto en estudio. Comprobando que la respuesta pupilar es intrínseca en cada individuo, y se ve afectado directamente cuando se encuentra alteración en la vía neuro oftálmica.



REFERENCIAS

- [1] E. Suaste Gómez and A. Sánchez Sánchez, "Biomedical Instrumentation to analyze pupillary responses in White chromatic Stimulation and its influence on diagnosis and surgical evaluation," *INTECH*, pp. 191-212, 2012.
- [2] L. Stark, *Neurological Control System*, Primera edición ed., California: Plenum Press, 1968, pp. 73-91.
- [3] L. Sarmiento, "Pupilas, pupilometría y pupilografía," *Acta Neurol Colomb*, vol. 24, no. 4, pp. 188-197, Diciembre 2008.
- [4] P. L. Kaufman, *Adler fisiología del ojo*, Wisconsin: Elsevier, 2004, pp. 713-724.
- [5] L. Ljung, *System Identification: theory for the user*, New Jersey: Prentice Hall, 1987, pp. 1-12, 141-167.
- [6] W. Ganong, *Fisiología Médica*, Mosby: Manual Moderno, 1998, pp. 165-180.
- [7] V. Manahilov and J. Calvert, "Temporal properties of the visual responses to luminance," *Pergamon*, no. 43, p. 1855–1867, 2003.
- [8] D. H. Kelly, "Visual Responses to Time-Dependent Stimuli," *Journal of the Optical Society of America*, vol. 52, pp. 89-95, 1962.

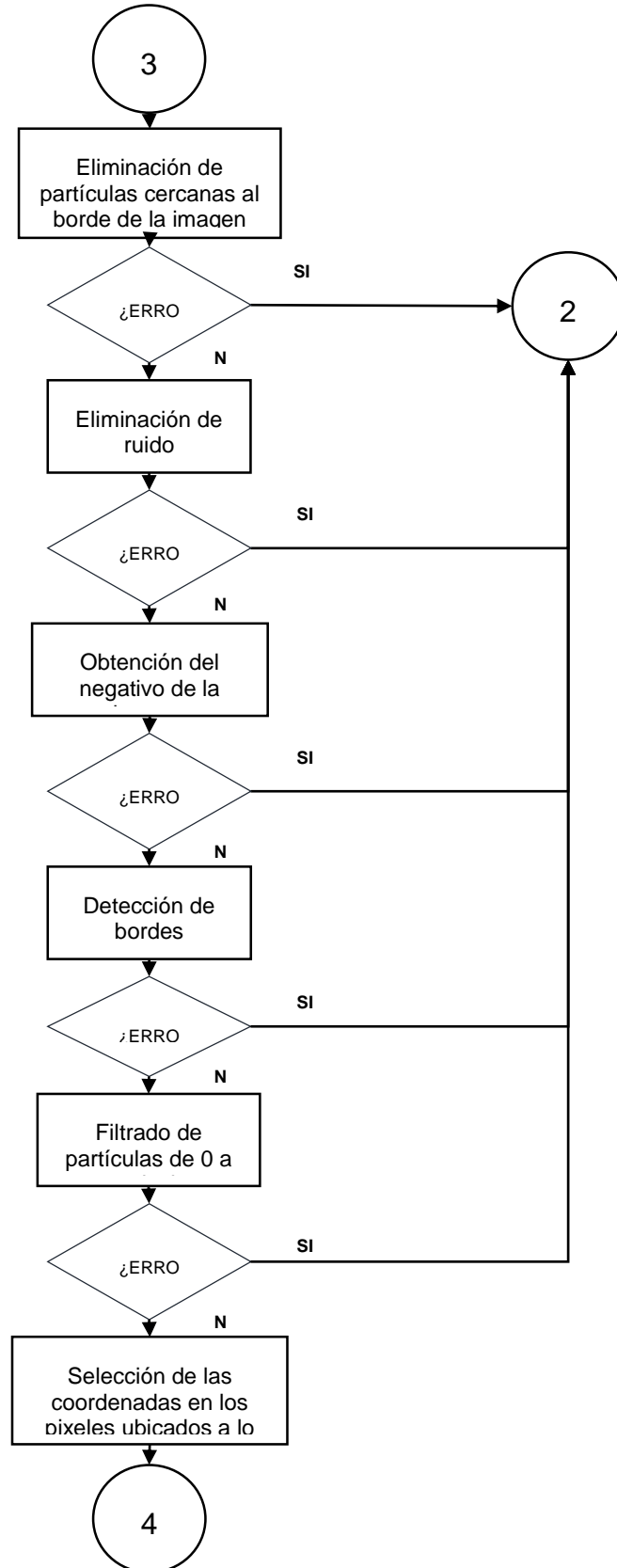


- [9] M. Mayer, C. B. Y. Kim, A. Svingos and A. Glucs, "Foveal flicker sensitivity in healthy aging eyes.," *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 5, pp. 2201-2209, 1988.
- [10] D. F. Fotiou, "Pupil reaction to light in Alzheimer's disease: evaluation of pupil size changes and mobility," *Aging Clinical and Experimental Research*, no. 19, pp. 364-371, 2007.
- [11] A. Franco, C. Marques Neves and C. Quintão, "Singular Spectrum Analysis of pupillometry data.," *Elsevier*, p. 273 – 280 , 2013.
- [12] I. O. Reichert, "http://www.mercoframes.net/docs/_687e80__.pdf," [Online].
- [13] K. Benjamin C, *Sistemas de Control Automático*, Pearson, 1995, pp. 78-84.



ANEXOS

DIAGRAMA DE FLUJO DE LA SEGMENTACIÓN PUPILAR



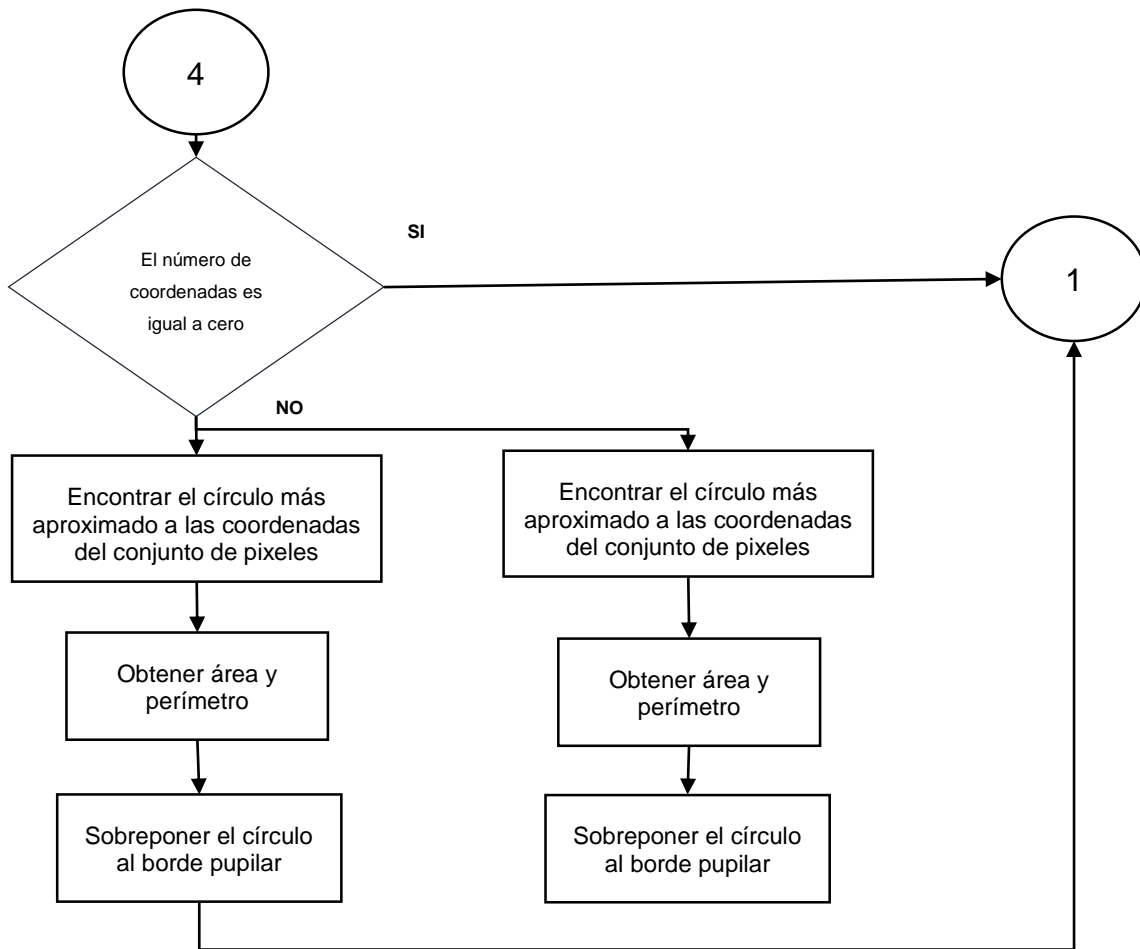
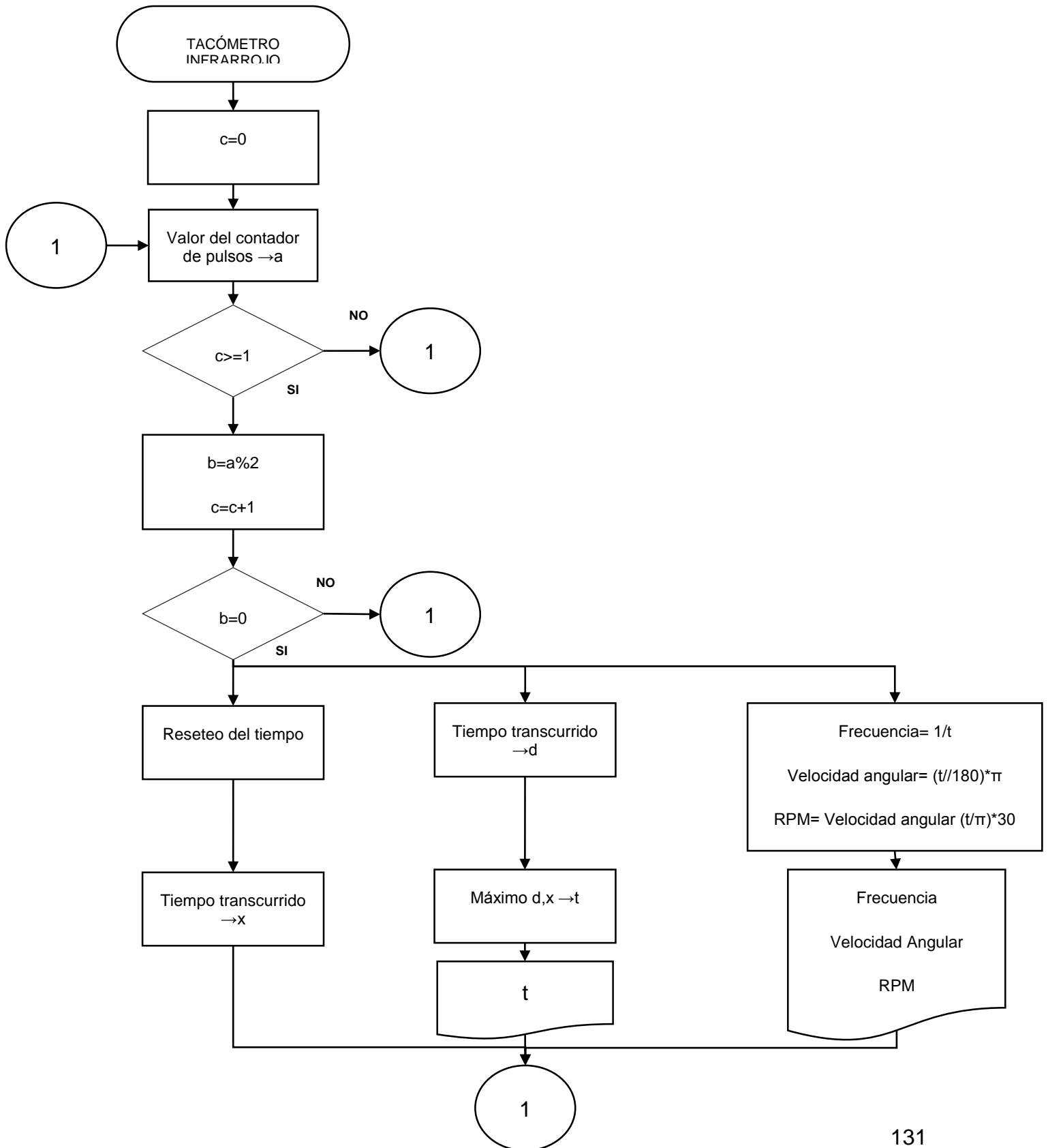


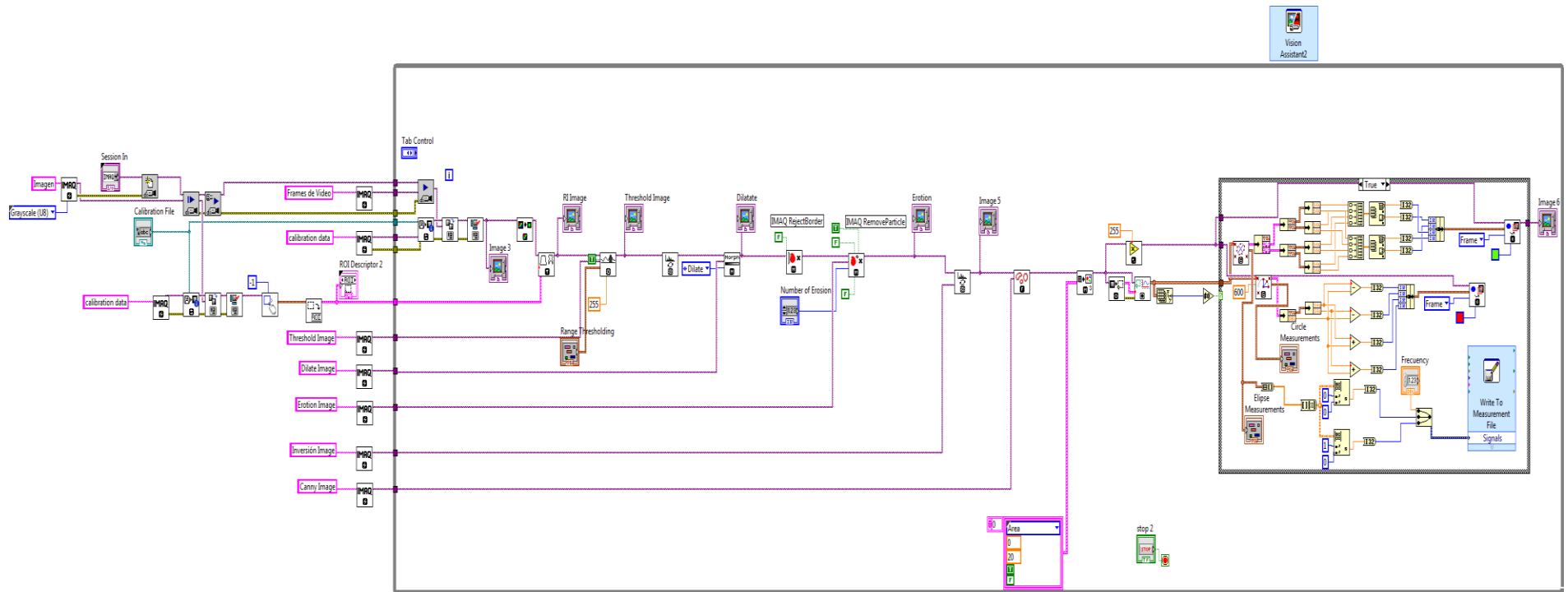


DIAGRAMA DE FLUJO DEL TACÓMETRO INFRARROJO





ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE IMÁGEN





Centro de Investigación y de Estudios Avanzados

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMATIVO

(ADULTOS)

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN

Nombre del estudio: **Respuesta en frecuencia del reflejo pupilar en pruebas optométricas parpadeantes**

Patrocinador externo (si aplica)*: No aplica

Lugar y fecha: CINVESTAV, Departamento de Ingeniería eléctrica

Número de registro: No aplica

Justificación y objetivo del estudio:

OBJETIVO GENERAL: Aplicar un sistema pupilométrico con el uso de una videocámara infrarroja que coadyuve a registrar la respuesta en frecuencia del reflejo pupilar en pruebas optométricas parpadeantes.

JUSTIFICACIÓN: Los problemas neuro-oftalmológicos han sido un tópico de gran interés ya que hasta la fecha se cuenta con poca tecnología para hacer un buen diagnóstico.

El análisis del sistema pupilar a través de medios no invasivos, como lo es el uso de las videocámaras infrarrojas. Constituyen un buen método para realizar exploración pupilar.

Al momento de analizar el comportamiento pupilar en imágenes secuenciales permite obtener su caracterización obteniendo así datos como el área, perímetro, diámetro, centroide pupilar, etc.

Al aplicar métodos de identificación, permite inferir modelos a partir de la observación y el estudio de sus propiedades para así obtener patrones característicos.



Procedimientos:	Exploración sistemática visual (ESV) para evaluar el estado óptico del paciente Prueba pupilométrica por medio de cámara infrarroja con una duración aproximada de 1 minuto para evitar fatiga por enfoque en un ambiente oscuro.
Posibles riesgos y molestias:	Fatiga visual.
Posibles beneficios que recibirá al participar en el estudio:	Evaluación individual de la respuesta pupilar del paciente.
Información sobre resultados y alternativas de tratamiento:	No aplica
Participación o retiro:	Su participación en el estudio será completamente voluntaria y si decide participar en el estudio puede retirarse en el momento que lo desee, -aun cuando el investigador responsable no se lo solicite-, pudiendo informar o no, las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
Privacidad y confidencialidad:	La información obtenida por los participantes será confidencial y anónima, será utilizada solo para fines educativos.
En caso de colección de material biológico (si aplica): No aplica <input type="checkbox"/> No autorizo que se tome la muestra <input type="checkbox"/> Si autorizo que se toma la muestra solo para este estudio <input type="checkbox"/> Si autorizo que se tome la muestra para este estudio y estudios futuros	



Disponibilidad de tratamiento médico de derechohabientes (si aplica):	No Aplica
Beneficios al término del estudio:	Conocer el estadio neuro oftalmológico del paciente estudiado.
En caso de dudas o aclaraciones relacionadas con el estudio podrá dirigirse a:	
Investigador Responsable:	Ing. Linda Rosa Patiño Torres lpatinot@cinvestav.mx cel: 5521778803
<hr/> <p>Nombre y firma del sujeto</p> <hr/> <p>Nombre y firma de quien obtiene el consentimiento</p> <hr/> <p>Nombre, dirección, relación y firma</p> <hr/> <p>Nombre, dirección, relación y firma</p>	