



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TRABAJO FINAL DE GRADO

ELABORACIÓN DE MATERIAL PARA LA WIKIPEDIA: INSTRUMENTACIÓN DE MEDIDA Y OBSERVACIÓN DE LA RETINA

PEDRO AMAT MARFÁ

DIRECTOR/A
TUTOR/A (NURIA TOMAS COROMINAS)

FECHA DE LECTURA



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

ELABORACIÓN DE MATERIAL PARA LA WIKIPEDIA: INSTRUMENTACIÓN DE MEDIDA Y OBSERVACIÓN DE LA RETINA

RESUMEN

Actualmente se utilizan diferentes instrumentos para la observación y medida de la retina y cada uno de ellos presenta diferentes características y funciones. Con el fin de compartir información sobre estos instrumentos se escoge un medio de difusión al alcance de todos los públicos como es la Wikipedia.

Wikipedia es una enciclopedia web multilingüe de contenido libre basado en la edición abierta. En la actualidad esta web se queda pobre en información centrada en la óptica y optometría, por este motivo se escoge este medio para la divulgación de la información.

El objetivo del trabajo es implementar información sobre estos instrumentos sobre cómo fueron creados, cómo se desarrollaron, para qué se utilizan o cómo funcionan. De todos ellos también se explican los diferentes tipos que presentan y qué aportan a diferencia de los otros modelos.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

ELABORACIÓN DE MATERIAL PARA LA WIKIPEDIA: INSTRUMENTACIÓN DE MEDIDA Y OBSERVACIÓN DE LA RETINA

RESUM

Actualment s'utilitzen diferents instruments per a l'observació i mesura de la retina i cadascun d'ells presenta diferents característiques i funcions. Amb la finalitat de compartir informació sobre aquests instruments es tria un mitjà de difusió a l'abast de tots els públics com és la Wikipedia.

Wikipedia és una enciclopèdia web multilingüe de contingut lliure basat en l'edició oberta. En l'actualitat aquesta web es queda pobra en informació centrada en l'òptica i optometria, per aquest motiu es tria aquest mitjà per a la divulgació de la informació.

L'objectiu del treball és implementar informació sobre aquests instruments sobre com van ser creats, com es van desenvolupar, per a què s'utilitzen o com funcionen. De tots ells també s'expliquen els diferents tipus que presenten i què aporten a diferència dels altres models.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

ELABORACIÓN DE MATERIAL PARA LA WIKIPEDIA: INSTRUMENTACIÓN DE MEDIDA Y OBSERVACIÓN DE LA RETINA

ABSTRACT

Currently different instruments are used for the observation and measurement of the retina and each of them has different characteristics and functions. In order to share information on these instruments, a source available to all audiences is chosen, such as Wikipedia.

Wikipedia is a free content multilingual web encyclopedia based on the open edition. Currently this website is poor in information focused on optics and optometry, for this reason this source is chosen for the divulgation of information.

The objective of the article is to implement information about these instruments, about how they were created, how they were developed, what they are used for or how they work. Each instrument has different models, in this article is also explained how they differ and what they provide.



ÍNDICE

1	Introducción	1
2	Oftalmoscopio	2
2.1	¿Qué es un oftalmoscopio?	2
2.2	Historia de la oftalmoscopia	2
2.3	Tipos de oftalmoscopios	4
2.3.1	Oftalmoscopio directo	4
2.3.2	Oftalmoscopio indirecto	5
3	Retinógrafo	8
3.1	¿Qué es un retinógrafo?	8
3.2	Historia del retinógrafo	9
3.3	Retinógrafos actuales	10
3.3.1	Retinógrafos midriáticos	11
3.3.2	Retinógrafos no midriáticos.....	11
3.3.3	Retinógrafos con “Scanning Laser Ophthalmoscope” (SLO).....	12
3.4	Filtros.....	12
3.5	Angiografía fluoresceínica (AGF)	13
3.5.1	¿Qué es una angiografía fluoresceínica?.....	13
3.5.2	Historia de la angiografía fluoresceínica	14
4	Tomografía de coherencia óptica (OCT)	15
4.1	¿Qué es una Tomografía de coherencia óptica (OCT)?.....	15
4.2	Historia de la OCT	16
4.3	Tipos de OCT	17
4.3.1	Funcionamiento TD-OCT	17
4.3.2	Funcionamiento SD-OCT.....	18
5	Tomógrafo Retinal de Heidelberg (HRT).....	19
5.1	¿Qué es un HRT?.....	19
5.2	Historia del HRT	20
5.3	Funcionamiento	20
5.3.1	Tipos de HRT.....	21



6	Analizador de fibras nerviosas de la retina (GDx)	22
6.1	¿Qué es un GDx?	22
6.2	Historia del GDx.....	23
6.3	Tipos de GDx.....	23
6.3.1	GDx - FCC.....	24
6.3.2	GDx - VCC.....	24
6.3.3	GDx - ECC.....	24
7	Bibliografía.....	25



1 Introducció

Con el fin de compartir toda la información que a continuación se presenta se busca un medio de difusión al alcance de todos los públicos. Se opta por la Wikipedia.

Wikipedia es un proyecto de enciclopedia web multilingüe de contenido libre basado en un modelo de edición abierta. Wikipedia crece cada día gracias a la participación de gente en todo el mundo, siendo uno de los mayores centros de recopilación de información. Actualmente la información sobre óptica y optometría en Wikipedia es escasa, y generalmente ofreciendo una información muy básica.

El objetivo del proyecto es ampliar la Wikipedia con información acerca de la óptica y optometría. Al tratarse de un tema que abarca mucha información, este trabajo se centra principalmente en la instrumentación que se utiliza para la medida y observación de la retina que es un tema poco tratado en la Wikipedia. Por lo tanto, en este documento se explica cómo funcionan estos instrumentos, para que se utilizan, cuando y como fueron creados y como se han desarrollado a lo largo de los años.

Se trata de un trabajo de carácter divulgativo, en el que la información se ha extraído de artículos y páginas web de investigación en relación con estos instrumentos.

Enlace de instrumentación de medida y observación de la retina en Wikipedia:
https://es.wikipedia.org/wiki/Instrumentaci%C3%B3n_de_medida_y_observaci%C3%B3n_de_la_retina

2 Oftalmoscopia

La oftalmoscopia, es uno de los exámenes más valiosos, debido a que puede detectar las etapas y efectos iniciales de muchas enfermedades graves. Además de las enfermedades oculares específicas, la oftalmoscopia puede detectar enfermedades cardiovasculares (especialmente hipertensión arterial), enfermedad cerebral y diabetes.

La oftalmoscopia nos da la posibilidad de estudiar las estructuras vasculares y nerviosas del ojo.

2.1 *¿Qué es un oftalmoscopio?*

El oftalmoscopio es un instrumento que permite inspeccionar la retina utilizando una fuente luminosa dirigida al interior del ojo del paciente mediante un espejo ajustable, con lo cual la luz reflejada focaliza mediante una lente de condensación, para formar una imagen. Con este método no invasivo, puede visualizar su estructura nerviosa y la estructura de sus vasos sanguíneos.

Para situaciones más específicas, también podemos utilizar otras herramientas de exploración, incluidos los oftalmoscopios binoculares indirectos y diferentes técnicas que pueden evaluar las diferentes estructuras.

Debido a los datos que proporciona y su simplicidad, el uso de oftalmoscopios de imagen directa para examinar la retina lo convierte en un método útil para la práctica diaria, pese a que se necesite de experiencia y en algunos casos dilatar el ojo del paciente.

2.2 *Historia de la oftalmoscopia*

Antes de la invención del oftalmoscopio, el único modo de reconocer anomalías del fondo del ojo era a través de la observación de las variaciones en la pupila del paciente.

La invención del oftalmoscopio se atribuye al matemático británico Babbage, quien en 1847 fabricó una herramienta capaz de observar el fondo del ojo. Pero tres años más tarde, en 1850, Hermann von Helmholtz presentó el instrumento a la comunidad médica de Berlín. La aparición del término oftalmoscopio aparece en Inglaterra tres años después (1853).

El oftalmoscopio de Helmholtz está compuesto por tres cristales y la luz externa es reflejada por el instrumento hacia el interior del ojo del paciente. Se coloca una lente entre el ojo del observador y el oftalmoscopio para obtener una imagen más enfocada. Continúa la fabricación de otros modelos, pero no fue hasta 1852 que Route y Rekoss realizaron diseños importantes. Con el nuevo diseño de Route era posible ver una porción más grande del fondo del ojo, aunque la imagen se veía invertida. Además, añadió un espejo cóncavo y una lente convergente (entre el oftalmoscopio y el paciente) para así aumentar la cantidad de luz. Rekoss, por su parte, diseña un oftalmoscopio con un disco móvil con lentes que permitían facilitar el enfoque durante el examen. (Corcóstegui, 2017) (1).

Tras estos avances, se desarrollaron dos tipos de oftalmoscopios:

- Directo: proporciona una imagen recta, virtual y de gran tamaño de la retina del ojo en observación y no requiere el uso de una lente intermedia.
- Indirecto: aquel en el que se coloca una lente entre el foco luminoso y el ojo del observador, que produce una imagen invertida y da la posición real de los elementos anatómicos. La ventaja que presenta frente al directo es que presenta un campo de visualización más amplio, aunque la imagen sea más pequeña.

En 1853, Coccius inventó una herramienta que combinaba el oftalmoscopio diseñado por Helmholtz y Ruete, que se puede utilizar como oftalmoscopio directo o como oftalmoscopio indirecto.

Destacar algunos avances importantes: Giraud-Teulon en 1861 inventó el primer oftalmoscopio binocular indirecto. Por otro lado, Adams desarrolló en 1893 el primer oftalmoscopio monocular indirecto que se sostenía a través de una cinta que se sujetaba a la cabeza, con lo que, a diferencia de los anteriores instrumentos, quedaba libre la mano del observador. Por último, cabe mencionar que Dennett en 1885 diseñó el primer oftalmoscopio eléctrico. Este último avance fue un hallazgo sumamente

importante, ya que ha servido de base para los oftalmoscopios modernos. (Corcóstegui, 2017) (1) (Delgado F., 2010) (2).

2.3 Tipos de oftalmoscopios

2.3.1 Oftalmoscopio directo

Este instrumento cuenta con un cabezal que conforma el sistema óptico del aparato.

En su interior encontramos:

Las lentes esféricas de diferente poder dióptrico para poder enfocar estructuras oculares. Las lentes están introducidas dentro de un disco que gira en el sentido de las agujas del reloj (negro=lentes convergentes, rojo=lentes divergentes) que nos permiten compensar la ametropía del paciente y el examinador. Las lentes interpuestas van desde -35D (rojo) hasta +40 (negro).

Aparte del sistema de lentes encontramos un selector de diagrama que nos permite utilizar una apertura más grande para la observación de pupilas dilatadas o una más pequeña para la observación de pupilas sin dilatar.

También dispone de una apertura de fijación para el diagnóstico de fijaciones excéntricas y para situar lesiones maculares y una de hendidura para la observación de diferencias de nivel.

Por último, también consta de un juego de filtros de color verde para destacar las estructuras vasculares y las fibras nerviosas y un filtro azul cobalto para resaltar las erosiones o úlceras corneales teñidas con fluoresceína.



(3)

2.3.1.1 Procedimiento de observación

El examen debe realizarse en una sala con iluminación disminuida, el observador (ya sea óptico o oftalmólogo) debe colocarse a unos 15 cm del paciente y observar el reflejo rojo del fondo y acercarse al paciente, sin perder dicho reflejo hasta unos 2-3 cm. Se utilizan las lentes para enfocar la retina y obtener una imagen más nítida (siempre tener en cuenta el ajuste a la refracción del examinador y del paciente). El paciente debe mantener la vista al frente a un punto fijo lejano (normalmente se le pide al paciente que mire una letra del optotipo o se proyecta un punto sobre la pantalla) para que el examinador pueda realizar el examen correctamente (Araceli Fernández Revuelta, 2012) (4).

2.3.2 Oftalmoscopio indirecto

La oftalmoscopia indirecta consiste en la proyección de una imagen intermedia o aérea, que es la que observa el examinador. Estos pueden ser monoculares o binoculares de tipo manual o conectados con una cinta en la cabeza, empleado habitualmente una lente separada próxima al ojo del sujeto. Este instrumento proyecta una imagen invertida, a menos que se utilice un sistema separado de lentes para su corrección. Su principal utilidad reside en la apreciación extensiva de lesiones y su relación o ubicación en la retina.

Para realizar la observación el observador se sitúa entre unos 50 cm o 60 cm del paciente y coloca una lente convexa de más o menos potencia según el aumento deseado. Las lentes de mayor poder dióptrico permiten observar un área mayor con menor aumento.

Las principales ventajas del oftalmoscopio son su binocularidad (normalmente), la visión en relieve que este proporciona y el campo de exploración es mayor y por lo tanto una mejor imagen del conjunto. Esta técnica también permite la exploración del fondo de ojo con medios poco transparentes.

Las principales desventajas de este sistema de exploración de la retina son su aprendizaje costoso, en comparación con el oftalmoscopio directo, la dificultad al interpretar las imágenes invertidas y la utilización de una amplia midriasis para poder

realizar una correcta exploración. Debido al uso de midriáticos y el uso de una iluminación potente produce al paciente una fuerte fotofobia.



(5)

2.3.2.1 Procedimiento de observación

El instrumento se coloca en la cabeza del observador, envía una luz muy potente que hace coincidir, a través de dos miras con prismas interpuestos, con el eje de mirada. Previamente el observador deberá de haber ajustado el instrumento para poder fusionar bien las imágenes y esta poder ser vista en estereopsis.

El paciente ha de estar acostado o sentado en una posición semi inclinada para facilitar la observación. Se puede aplicar alguna presión al globo ocular con un pequeño instrumento y se solicita al paciente que mire en diferentes direcciones para poder apreciar zonas extremas de la retina.

2.3.2.2 Observación del fondo de ojo mediante biomicroscopía

Para observar el fondo de ojo también se puede utilizar lentes de oftalmoscopia indirecta con el biomicroscopio.

Esta técnica facilita la visualización del fondo ocular en estereopsis, lo que es de enorme utilidad a la hora de valorar la excavación de la papila. Además, es el mejor método para observar el fondo de ojo con cataratas.

Las lentes que se utilizan con más frecuencia son:

- Lente Hruby: Lente planocóncava. Se obtiene una imagen directa y magnificada.
- Lentes positivas de doble asfericidad: Volk, Nikon y oculus. Potencias de +78, +90 (para trabajar con pupilas pequeñas).



(6)

- Procedimiento de observación

Para llevar a cabo un buen examen es preferible reducir la luz ambiental al mínimo, de esta forma se consigue una pupila de mayor tamaño. La fuente de iluminación y de observación del biomicroscopio debe estar alineadas y de frente al ojo del paciente que se examina, la luz ha de incidir perpendicular a la córnea.

A continuación, centraremos el haz de luz en la pupila y mover el instrumento hacia atrás (alejándose del paciente). Después colocaremos la lente delante del ojo del paciente. El siguiente paso será observar a través de la lámpara de hendidura, primero con pocos aumentos. Conseguida la imagen enfocada de la retina, se ha de mover la lámpara suavemente para explorar las distintas estructuras. Se pueden aumentar los aumentos de la lámpara para ver con más detalle pero entonces lo que tendremos será menos campo (Rosa María Ramos Marín, 2018) (7).

Una vez que tenemos enfocada la retina primero examinaremos la cabeza del nervio óptico, seguido de la arcada superior e inferior y por último la mácula.

Esta técnica también nos permite examinar las partes de la periferia de la retina pidiendo al paciente que mueva un poco el ojo hacia arriba, abajo, derecha o izquierda.

3 Retinógrafo

3.1 ¿Qué es un retinógrafo?

Es un instrumento que se utiliza para tomar fotografías del fondo de ojo del paciente y permitir su almacenamiento en un ordenador. Normalmente la retinografía es un procedimiento no invasivo e indoloro que permite una imagen exacta de la retina, la papila y los vasos sanguíneos. Los retinógrafos pueden ser midriáticos, aunque en la actualidad, los más utilizados son los no midriáticos que permiten obtener imágenes del fondo de ojo sin necesidad de la utilización de midriáticos, siendo más cómodo para el paciente (ausencia de posibles efectos secundarios) y permitiendo la adquisición de retinografías en aquellos que presenten diámetros pupilares más pequeños (Piniés et al, 2005) (8).

Las retinografías se emplean, fundamentalmente, para la detección de la retinopatía hipertensiva y la AMD, pero sobre todo, la retinografía es el método comúnmente aceptado para la observación de la retinopatía diabética (Roberto Romero Oraá, 2016) (9).

Los retinógrafos actuales permiten la captura de imágenes retinianas de forma estereoscópica o no estereoscópica, llegando a abarcar un rango de 60° y que incluso con ayuda de lentes de gran angular puede capturar hasta 200° de la retina (retinógrafos de campo ultra amplio) (Trucco et al, 2013) (10).

Por lo tanto, las principales ventajas que presenta el retinógrafo es que nos permite la detección precoz de patologías, la posibilidad de disponer de un amplio archivo de imágenes que permita valorar la evolución de las lesiones y una mayor rapidez a la hora de realizar la exploración. (Pedro Garcia Ramos, 2014) (11).



(12)

3.2 Historia del retinógrafo

Al mismo tiempo que se desarrollaba el oftalmoscopio, comenzó la invención de la fotografía. En 1826, Nicephore Niepce, consiguió una imagen tras una exposición permanente. Con el paso de los años la fotografía se fue desarrollando y los procesos de fotosensibilidad y tiempo de exposición fueron mejorando, permitiendo de esta manera que con estas mejoras su uso en la medicina fuera útil (Damisch, 1978) (13). En 1853, Van Trigt publicó las primeras imágenes de la retina capturadas a través de una cámara fotográfica acoplada a una lámpara de hendidura (Abràmoff, 2010) (14). Otros avances a destacar son los de Gerhoff y Dimer. En 1891, Gerhoff utilizó polvora para iluminar una fotografía de baja magnificación del fondo del ojo. Por su parte, Dimer obtiene fotografías de gran calidad en blanco y negro utilizando iluminación por arco de carbón. En 1907, publicó el primer atlas de fotografías del fondo de ojo. En 1910, Gullstrand ideó un oftalmoscopio directo que conseguía evitar las reflexiones que provoca la córnea. En 1925, Noderson introduce una cámara en el modelo de Gullstrand. La compañía Zeiss comercializó el diseño de Noderson siendo la primera cámara de fondo de ojo disponible en el mercado en 1926. Este modelo presentaba un problema debido a la necesidad de un elevado tiempo de exposición y a la baja sensibilidad de las películas fotográficas (Same, 1993) (15). Edgerton desarrolló una lámpara de tipo flash en 1946, y en 1949 Rizzutti introdujo su uso en la oftalmología, pero fueron Ogle y Rucker, en 1953, quienes lo incorporaron este nuevo sistema en el retinógrafo. La lámpara de tipo flash ayudaba a reducir el

tiempo de exposición, ya que los movimientos oculares del paciente apenas influían (Same, 1993) (15).

En 1964 Lee Allen publicó un artículo que contribuyó en la mejora del retinógrafo, ya que se dio cuenta que en el modelo de Zeiss (basado en las ideas de Ogle y Rucker) había problemas con la alineación y adquisición de imágenes de la retina. Esta mejora consistía en una máscara conocida como “allen dot”, que conseguía que la alineación con el paciente provocase menos reflexiones corneales y mejorando así, la obtención de la imagen retiniana (Wong y Fishman, 1990) (16).

El mismo Lee Allen aplicó su experiencia en percepción tridimensional a las técnicas de fotografía estéreo del fondo de ojo. El uso de esta técnica se remonta a 1909, pero no fue hasta la década de los 60 que la fotografía de fondo de ojo en estéreo se volvió ampliamente utilizada después de que Lee Allen extrapolara la técnica. Dicha técnica consiste en desplazar lateralmente la cámara del fondo del ojo unos milímetros entre fotografías secuenciales hace que el haz de luz de la cámara del fondo de ojo caiga en pendientes opuestas de la córnea. El paralaje resultante inducido por la córnea crea un efecto hiperestereoscópico que es evidente cuando el par secuencial de las fotografías se ven juntas. Esta técnica es particularmente útil para identificar la ubicación anatómica de los hallazgos patológicos en las imágenes retinianas. Esta técnica a la que llamó paralaje inducido por la córnea la incluyó en su artículo de 1964 (Wong y Fishman, 1990) (16) (Bennett y Barry, 2009) (17).

Desde entonces se han ido incorporando mejoras de foco, zoom e iluminación, llegando a introducir mecanismos digitales en la década de los 90, favoreciendo la velocidad en la adquisición de las imágenes y en el almacenamiento de datos (Bennet y Barry, 2009) (17).

Este desarrollo progresivo de la retinografía incorporando nuevas tecnologías y técnicas hacen que la importancia de esta sea primordial para el diagnóstico inmediato de enfermedades de la retina.

3.3 Retinógrafos actuales

Actualmente diferenciamos entre dos tipos de retinógrafos: Retinógrafos midriáticos y no midriáticos.

3.3.1 Retinógrafos midriàtics

Para llevar a cabo una fotografía con este tipo de retinógrafo hace falta instilar unas gotas de algún fármaco midriático en los ojos del paciente para favorecer la realización del examen. Debido a la utilización de estos fármacos es necesaria la presencia de un oftalmólogo en la prueba. Desde el punto de vista del paciente, existen algunas desventajas como picor, escozor, fotofobia, dolor de cabeza o visión doble o borrosa; que puede durar entre 4 y 24h dependiendo del fármaco. Este tipo de retinografía permite una captura estereoscópica y la visualización de la retina periférica en sus fotografías (L.Herguedas, 2018) (18).

3.3.2 Retinógrafos no midriàtics

El uso de estos retinógrafos se ha convertido en la práctica habitual, ya que no es necesario el uso de fármacos y se realiza por lo tanto de manera no invasiva. El hecho de que no sea necesario el uso de fármacos implica que se puede realizar la prueba sin la presencia de un oftalmólogo.

Los retinógrafos no midriáticos proporcionan fotografías con un color auténtico, una alta definición de la imagen y un campo amplio. Además, algunos presentan la posibilidad de obtener imágenes en color real o imágenes de autofluorescencia del fondo (imágenes azules, verdes o infrarrojas). La mayoría de los retinógrafos están automatizados, es decir, constan de un sistema de seguimiento, enfoque y disparo de la fotografía automáticos. (Carl Zeiss Meditec, 2017) (19) (Kowa Technology for Life Science, 2011) (20) (Canon Europa N.V, 2013) (21).

Actualmente, la gran mayoría de los retinógrafos son fijos, es decir, que tienen su lugar sobre una mesa y no se pueden mover. El uso de retinógrafos portátiles todavía no es muy común pero claramente presentan grandes ventajas, ya que permiten tomar fotos con rapidez, son muy ligeros y no es necesario el uso de midriáticos. Las imágenes que se realizan con los retinógrafos portátiles son exportadas vía wifi a otros dispositivos, aunque hay algunos que tienen incorporado un software para la visualización de las retinografías y así poder realizar el análisis de estas. Es un instrumento muy útil con los niños, personas mayores o personas con movilidad reducida (L.Herguedas, 2018) (18).

3.3.3 Retinógrafos con “Scanning Laser Ophthalmoscope” (SLO)

La tecnología de barrido láser consiste en la proyección de estímulos mediante un láser verde (532 nm) y otro infrarrojo (785 nm) simultáneo. El funcionamiento consiste en un haz de luz láser que se proyecta sobre la retina. El SLO es capaz de capturar imágenes fotográficas o en video con un rango muy bajo de iluminación. Esto permite una pequeña resolución de 20 μm o menor, con solo 0,9 μm de diámetro de entrada en la pupila en el examen, mientras que el resto es la zona de salida de la emisión. La luz reflejada es detectada que posteriormente se forma una imagen proyectada en un monitor. El barrido retiniano se consigue mediante unos espejos que hacen que el haz de luz láser se desplace por la retina. Dependiendo del tipo de longitud de onda que se utilice es posible observar diferentes estructuras, por ejemplo, si se utiliza una longitud de onda corta (532 nm) se puede observar con una alta resolución los vasos sanguíneos y la capa de fibras nerviosas. Por otro parte, si se utiliza una longitud de onda larga (785 nm) permite fotografiar las estructuras más profundas como drusas o vasos coroideos (Corcóstegui, 2017) (1).

3.4 Filtros

La fotografía de fondo de ojo con los diferentes filtros permite capturar distintas capas de la retina y coroides. Esta se basa en tres principios fundamentales:

- Las fotografías ofrecen mejores resultados en blanco y negro. Esto se debe a que al ser en blanco y negro obtienen un mayor contraste a nivel vascular.
- Los filtros monocromáticos aclaran las estructuras de su mismo color y oscurecen los objetos del color complementario. Este principio sucede cuando se utilizan imágenes en blanco y negro.
- La luz de diferente longitud de onda penetra a diferentes niveles de la retina según la longitud de onda. Las longitudes de onda más cortas (azul) penetran menos en la retina y las longitudes de onda más largas (rojo) penetran más.

Los filtros que podemos encontrar en un retinógrafo:

- Filtro rojo (630 - 640 nm): Es el filtro de onda larga capaz de penetrar la retina y la coroides. Resalta principalmente detalles coroideos, especialmente lesiones pigmentadas, tumores y vascularización coroidea. Se enfoca primero

en los vasos retinianos y a continuación se baja hasta enfocar la coroides. Es el filtro menos utilizado debido a que las imágenes que se obtienen están desdibujadas y poco contrastadas.

- Filtro verde (540 - 575 nm): Es el filtro de onda media. Este filtro permite resaltar la vascularización retiniana y sus alteraciones. Para una correcta aplicación del filtro se deben enfocar los vasos retinianos. Por lo tanto, el filtro verde permite observar si la vascularización retiniana es normal o presenta alguna patología como pueden ser drusas de papila o una macroaneurisma con hemorragias.
- Filtro azul (490nm): Es el filtro de longitud de onda más corta, por lo tanto, es el que penetra menos en la retina. Este filtro permite destacar las fibras nerviosas y la interfase vitreoretiniana. Se debe enfocar primero los vasos de la retina y después mover ligeramente el enfoque hacia el vítreo. Entre las patologías o lesiones que se pueden observar con este filtro son por ejemplo vasculitis con membrana epirretiniana o el seguimiento de la evolución del glaucoma.
- Autofluorescencia (filtro excitador + filtro barrera): La autofluorescencia es la capacidad de los tejidos de emitir luz en un rango de 520 - 530 nm cuando utilizamos el filtro excitador (490 nm) y barrera (525 nm), en ausencia de fluoresceína. Se utiliza principalmente para la detección y seguimiento de pacientes con enfermedades maculares o retinianas.

3.5 Angiografía fluoresceínica (AGF)

3.5.1 ¿Qué es una angiografía fluoresceínica?

La angiografía es una prueba que permite visualizar los vasos sanguíneos de la retina de una manera más precisa. Para poder realizar este examen es necesario el uso de un retinógrafo y un filtro especial para poder obtener las imágenes. La principal diferencia entre la retinografía y la angiografía está en que en la segunda se debe inyectar una sustancia de contraste en el sistema circulatorio del paciente (normalmente en el brazo) para poder obtener la imagen y también es necesario, normalmente, el uso de gotas dilatadoras, por lo tanto, se trata de una prueba invasiva. Gracias a la fluorescencia de la sustancia inyectada se puede observar la forma, grosor y trazado de los vasos sanguíneos de la retina. Otra manera de

administrar el colorante al paciente sería por medio de la ingesta de cápsulas con fluoresceína unos 30-45 min antes de la prueba, a diferencia de la inyección que se realiza minutos antes de la prueba.

Se utilizan principalmente dos tipos de contrastes: La fluoresceína sódica, que se utiliza principalmente para el estudio de la circulación retiniana y el verde indocianina, que se utiliza para analizar la circulación coroidea. Existe la posibilidad de administrar ambos contrastes y hacer un seguimiento simultáneo de ambos. La prueba no tiene ningún riesgo a excepción de que el paciente sea alérgico al contraste utilizado, la persona a la que se le realice la prueba este embarazada o se esté tomando algún medicamento que pueda hacer reacción. En algunos casos también el paciente puede llegar a experimentar náuseas, sensación de picor de garganta o de sabor raro. Otras reacciones más adversas debido a la administración del contraste podrían ser alteración del ritmo cardíaco, dificultad al respirar o shock anafiláctico. Si el paciente utiliza lentes de contacto deberá retirarlas antes de la prueba.

Esta prueba permite ver si hay alguna obstrucción en los vasos sanguíneos de la retina o si hay formas o trazados anormales. También se utiliza para el diagnóstico de algunas enfermedades oculares como pueden ser la degeneración macular o el desprendimiento de retina (Ramón Garcia, 2017) (22) (Ignasi Jürgens, 2017) (23).

3.5.2 Historia de la angiografía fluoresceínica

A finales de la década de los 30 Lee Allen obtuvo las primeras fotografías en color con la ayuda de colorante de fluoresceína sódica mientras fluía a través de la cámara anterior. En 1940, el Dr. Kenneth Swan, realizó un estudio para observar la reacción del sistema circulatorio al administrar pilocarpina, atropina u otros medicamentos en la cámara posterior del ojo. Para ello inyectaron fluoresceína sódica en la oreja de los conejos con los que trabajaron para poder observar la reacción de los medicamentos en la circulación sanguínea en la retina (Wong y Fishman, 1990) (16).

En la década de 1950 se había observado que el tinte de fluoresceína ayudaba a visualizar mejor el sistema circulatorio de la retina con la ayuda de las cámaras de fondo de ojo pero no es hasta 1960 que Novonty y Alvis publican la primera técnica realmente útil a la hora de realizar una angiografía fluoresceínica en humanos (Same, 1993) (15).

Por otra parte, la utilización del verde indocianina en oftalmología fue descubierta, en 1968, por el fotógrafo Earl Chromokos y el neurólogo Kyuya Kogure. Mediante su experimento en monos se consiguieron las primeras fotografías de la circulación coroidea. Entre 1968 y 1969 se probó el uso de la indocianina en humanos por vía intravenosa sin lograr obtener buenos resultados, debido a las limitaciones tecnológicas. En 1972, Flower y Hochheimer realizan la primera indocianina verde por vía intravenosa de manera exitosa en humanos tras modificar el color de la película usada (blanco y negro) por el infrarojo.

Después de los descubrimientos y los avances realizados en ambos métodos se aplicaron muchas innovaciones tecnológicas, como la mejoría de los filtros o la captura y almacenamiento digital.

4 Tomografía de coherencia óptica (OCT)

4.1 *¿Qué es una Tomografía de coherencia óptica (OCT)?*

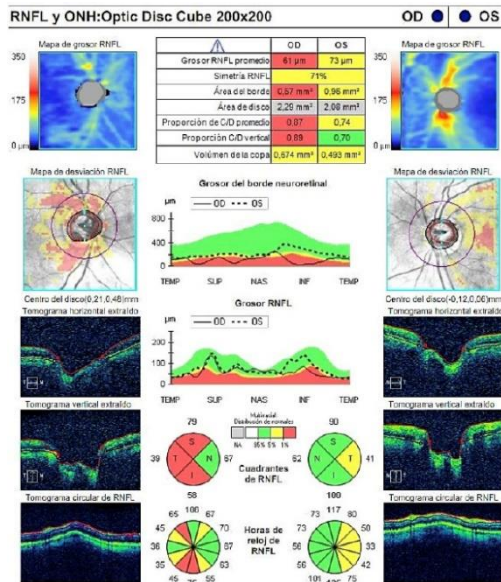
La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica de exploración oftalmológica moderna que se aplica para estudiar el segmento anterior y posterior. Actualmente se utiliza principalmente para la obtención de imágenes de la retina, ya que se trata de una técnica no invasiva que sirve para la exploración en detalle de las partes de la retina, concretamente de la mácula y el nervio óptico (Caridad Griño, et al, "2008) (24).

La OCT es una técnica que permite obtener imágenes tomográficas de tejidos biológicos con una elevada resolución. Su funcionamiento se basa en la realización de cortes transversales micrométricos mediante la luz sobre el tejido a estudiar, llegando a alcanzar una resolución de hasta 10-20 micras. Este principio es similar al utilizado en un ecógrafo, con la diferencia que el OCT utiliza la luz y el ecógrafo las ondas acústicas. Su principal ventaja es que la luz incide de forma directa sobre el tejido, para ello se necesita un medio suficientemente transparente para detectar la señal (Caridad Griño, et al,2008) (24).

La OCT ha supuesto un gran avance en el estudio de la retina, ya que es de gran ayuda para la detección de posibles patologías retinianas. También al ser una técnica no invasiva, cómoda y que se puede realizar a cualquier edad, es una opción muy

recomendable para el seguimiento de la evolución de las posibles alteraciones retinianas (Ramón García, 2017) (22).

Por otro lado, en el estudio del segmento anterior del ojo el OCT puede ofrecer información sobre determinadas enfermedades corneales o ayuda en la preparación de un paciente para la cirugía láser.



(25)



(26)

4.2 Historia de la OCT

El desarrollo del primer OCT fue realizado por James G Fujimoto y David Huang basándose en la interferometría de frecuencia baja, que fue desarrollada por Michelson en 1887. Inicialmente esta técnica fue utilizada en la oftalmología para las medidas de la longitud axial del ojo.

En 1989 Fujimoto y Huang realizan la primera imagen retiniana y en 1994 se consigue capturar las primeras imágenes in vivo con el primer prototipo de OCT en la *university Medicine School* en Boston.

La primera compañía en sacar el instrumento al mercado fue Zeiss en 1996 con el nombre de OCT1. En 2002 comercializaron el OCT3 el cual permite un escaneo más rápido y una mayor resolución. En 2006 se creó el OCT de dominio espectral que era muchísimo más rápido y con mayor calidad de imagen que los modelos vistos hasta la fecha.

El método original, Tomografía de coherencia óptica de Dominio de Tiempo (TD-OCT), se basa en la codificación de la ubicación de cada reflexión en la información

de tiempo que relaciona la posición del espejo de referencia móvil a la ubicación de la reflexión. En cambio, el OCT de dominio espectral (SD-OCT) adquiere toda la información en un solo barrido axial a través del tejido y detecta todos los ecos de luz de diferentes retardos mejorando simultáneamente la velocidad de imagen. Se evalúa el espectro de frecuencia entre la luz reflejada y un espejo de referencia estacionario (Stefan Talu, 2011) (27).

Una variedad del OCT de dominio espectral es el “*Swept-Source OCT*” (SS-OCT), que utiliza una fuente láser que modula múltiples longitudes de onda discretas para generar el interferograma espectral usando un solo fotodetector. Dado que las longitudes de onda se separan antes de la adquisición, el procesamiento de datos se simplifica y permite un escaneo aún más rápido. Este OCT permitió mejorar las imágenes 3D de la retina.

Los avances en la resolución de tejidos en las imágenes obtenidas en el OCT han permitido que este instrumento se utilice para procedimientos como cirugías quirúrgicas vítreo-retinianas, modificación de lentes intraoculares o terapias vasculares con láser. Incluso el uso del OCT se está expandiendo al análisis de afecciones neurológicas (Eric Ulmer, 2019) (28).

4.3 Tipos de OCT

Encontramos, principalmente, dos tipos de OCT: el OCT de Dominio de Tiempo (TD-OCT) y el OCT de Dominio Espectral (SD-OCT). A continuación, se describe el funcionamiento de cada uno.

4.3.1 Funcionamiento TD-OCT

El OCT funciona como un ecógrafo con la diferencia que se basan en la utilización de la luz lo que permite que la resolución de las imágenes sea 10 veces superior a un ultrasonido. El principio de interferometría de baja coherencia en el que se basa es un método que puede ser empleado para medir distancias con alta precisión midiendo la luz reflejada en los tejidos. La OCT es un método ideal dado el fácil acceso de la luz al ojo, pero también presenta una gran desventaja, ya que la luz se refleja o es absorbida por la mayoría de los tejidos biológicos, por lo tanto, el OCT se limita a los órganos accesibles ópticamente.

En el momento del examen el aparato proyecta un rayo de luz hacia el tejido del cual se quiere obtener la imagen. La retina es medida por el OCT recopilando el retraso en el eco de la luz al ser reflejado. Este proceso se consigue realizando medidas axiales sucesivas en diferentes posiciones transversas. El resultado final es una imagen topográfica bidimensional de la retina.

El sistema óptico del OCT está formado por un interferómetro de Michelson el cual suma dos ondas electromagnéticas en dos rayos de luz: el de referencia y el de señal. El interferómetro de Michelson está compuesto por una fuente de luz, un divisor de haces de luz, un espejo de referencia y un detector. La fuente de luz se trata de un láser de diodo que emite un haz luminoso de banda ancha en el espectro infrarrojo (820 - 830 nm). El haz del láser se divide en dos al pasar por el divisor, uno irá al espejo de referencia, el cual se encuentra a una distancia conocida, y el otro a la retina. A continuación, se compara la luz reflejada desde la retina con la luz reflejada por el espejo de referencia y cuando los dos coinciden se produce el fenómeno de interferencia que es captado por el detector.

El fenómeno de interferencia se produce cuando los campos de ambos rayos se adicionan constructiva o destructivamente en función de la fase relativa de sus oscilaciones.

Al saber la distancia a la que se encuentra el espejo de referencia, se determina la distancia a la que se encuentra la retina al producirse la interferencia entre ambos haces de luz (el reflejado en el espejo de referencia y el formado en la retina). Si se varía la posición del espejo de referencia, podremos medir los ecos de luz de las diferentes partes de la retina.

Por último, con las diferentes distancias recibidas por el fenómeno de interferencias se realiza una gráfica y se obtiene una imagen en sentido axial (A-Scan). Las múltiples A-Scan permiten la formación de una imagen bidimensional (2D). (Caridad Griño, et al, 2008) (24) (Corcóstegui, 2017) (1).

4.3.2 Funcionamiento SD-OCT

El funcionamiento de ambos tipos de OCT son muy similares, la principal diferencia reside en el procesamiento de la información reflejada. En el TD-OCT se utiliza un fotodetector, en cambio, en el SD-OCT se utiliza un espectrómetro, compuesto por una red de transmisión y una lente de focalización aire-espacio, donde la información

es analizada por patrones de interferencia. Dicha información es transformada en imagen mediante el principio de Fourier.

Mediante este método posibilita capturar señales más débiles y analizar imágenes más extensas de la retina a una mayor resolución y con una mayor rapidez a la hora de adquirir la información para la formación de las imágenes. En este tipo de OCT la visualización de las imágenes pasan a ser en 3D y permite la creación de video (Patricia C.Flores, 2012) (29).

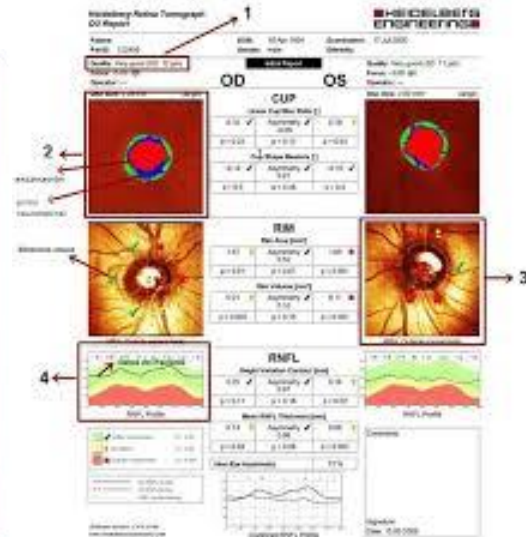
5 Tomógrafo Retinal de Heidelberg (HRT)

5.1 ¿Qué es un HRT?

El tomógrafo Retinal de Heidelberg (HRT) es un oftalmoscopio de láser confocal que escanea el fondo de ojo en exploraciones secuenciales. En el examen no es necesario el uso de midriáticos, ni presenta efectos secundarios posteriores a la prueba. El HRT proporciona una imagen topográfica y reflectiva del disco óptico y la capa de fibras nerviosas. El instrumento captura imágenes paralelas empezando por la superficie de la retina y a continuación captura capas cada vez más profundas. Estas imágenes se pueden utilizar para formar una imagen tridimensional de la retina y la cabeza del nervio óptico. Estas imágenes 3D proporcionan datos objetivos, cuantitativos y precisos sobre la retina y la cabeza del nervio óptico observados, como pueden ser el área de disco óptico, el área de la copa, el área del anillo neuroretiniano, la relación copa-disco, el radio lineal copa-disco, el volumen de disco, el volumen de copa, el volumen de anillo, el volumen de la relación copa-disco y el promedio de espesores de capa de fibras nerviosas de la retina inferior y superior. La principal función del HRT es la detección precoz de pacientes con glaucoma y su posterior seguimiento. También se puede utilizar para realizar una evaluación y un posterior seguimiento de patologías de la mácula y retina, como pueden ser un desprendimiento de retina o un edema macular (Andrea Paola Espinosa Castañeda, et al, 2014) (30).



(34)



(34)

5.2 Historia del HRT

La primera versión del tomógrafo retinal de Heidelberg fue desarrollada en 1991 y se basó en el primer modelo comercial de oftalmoscopio de escaneo confocal. Este primer modelo se utilizaba principalmente para investigación. En 1999, se comercializa el HRT II el cual ya deja de estar tan enfocado en el uso en investigación y comienza a ser más aceptado para el uso clínico, ya que el modelo II añadió el enfoque y escaneo automatizados para la adquisición de imágenes (Jessica S. Maslin, et al, 2015) (31). Actualmente ya se ha desarrollado la versión III, la cual está aún más automatizada que el modelo anterior y proporciona con mayor exactitud los parámetros que se quieren examinar (R.A. Bilonick, et al, 2006) (32).

5.3 Funcionamiento

El HRT utiliza un láser diodo con una longitud de onda de 670 nm y crea una imagen tridimensional de secciones ópticas consecutivas y equidistantes de hasta 2.5 mm de profundidad (Dra.González Delgado, et al, 2020) (33).

En este sistema el rayo láser se enfoca a un punto de la retina. La luz reflejada desde ese punto es separada del rayo láser incidente, y desviado a un detector. Esto permite medir la luz reflejada solo en un punto individual del objeto. Para producir una imagen bidimensional, el rayo láser de iluminación se desvía periódicamente en dos dimensiones perpendiculares al eje óptico mediante espejos de exploración. Por lo

tanto, el objeto se escanea punto por punto secuencialmente en dos dimensiones (Heidelberg Engineering) (34). El instrumento realiza 3 series de barridos de 32 cortes tomográficos equidistantes.

El HRT proporciona 3 tipos de imágenes: topográfica, reflectiva y en 3D. La imagen tomográfica es la obtenida al escanear el disco óptico y la capa de fibras nerviosas, la imagen reflectiva es la suma de los 32 planos y la imagen 3D es obtenida a partir de 64 secciones a diferentes profundidades del plano focal en la cabeza del nervio óptico y 148.000 mediciones de la altura de la superficie retinal.

5.3.1 Tipos de HRT

5.3.1.1 HRT I

La primera generación de HRT permite obtener 32 imágenes en sección óptica independientemente de la profundidad de exploración y tiene una resolución axial variable de 62 a 128 μm entre las secciones ópticas (Balasubramanian, et al, 2011) (35). Debido a la rápida evolución tecnológica dio como resultado a la creación de nuevas generaciones de este instrumento.

5.3.1.2 HRT II

Este tipo de HRT utiliza un módulo de análisis para glaucoma denominado análisis de regresión de Moorfields (MRA). Este sistema toma los valores medidos del nervio óptico para analizar la probabilidad de glaucoma del ojo que se esté examinando, y estos se comparan con una base de datos de 112 individuos de raza caucásica. Una ventaja del MRA es que puede ser utilizado para comparar las áreas del borde neurorretiniano en seis sectores correspondientes a las áreas del campo visual y proporcionar una comparación global de los datos. Los seis sectores que se utilizan son: temporal, temporal superior, temporal inferior, nasal, nasal superior y nasal inferior. Como el glaucoma tiende a afectar las zonas inferior temporal y superior temporal del disco, se trata de una herramienta útil, ya que ayuda a detectar la pérdida axonal temprana en estos sectores (Jessica S. Maslin, et al, 2015) (31).

5.3.1.3 HRT III

El diseño del HRT más reciente es el HRT III el cual incluye una base de datos mucho más específica en sus parámetros de clasificación. Esta versión del HRT incluye el

sistema de *Glaucoma Probability Score* (GPS) en vez del MRA. El GPS utiliza una base de datos más amplia que el MRA, ya que incluye 733 pacientes de raza caucásica, 215 pacientes de ascendencia africana y 100 de ascendencia india. El GPS permite medir el tamaño y la profundidad de la copa, la inclinación del anillo, las curvaturas globales, sectoriales horizontales y verticales. Mediante estas medidas calcula la probabilidad de posibles anomalías estructurales. (Andrea Paola Espinosa, et al, 2014) (30).

6 Analizador de fibras nerviosas de la retina (GDx)

6.1 ¿Qué es un GDx?

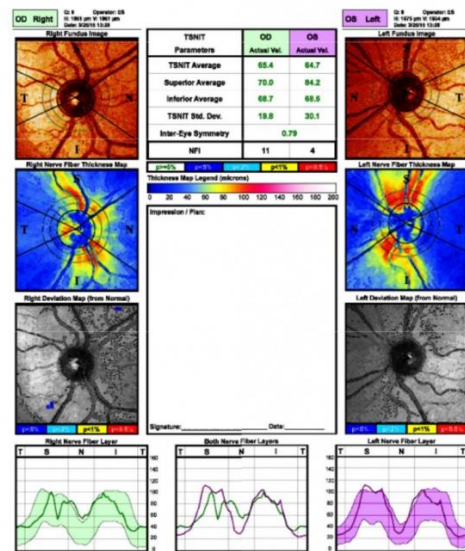
El GDx o analizador de fibras nerviosas de la retina es un polarímetro láser que permite obtener imágenes de la retina basándose en las propiedades polarizantes de la capa de fibras nerviosas de la retina (Sonia Caratalá Ferre, 2014) (36).

Este aparato utiliza un láser de diodo que emite en la región cercana al infrarrojo para medir el grosor de la capa de fibras nerviosas. La luz polarizada atraviesa la capa de fibras nerviosas de la retina. Los axones de esta capa tienen una propiedad birrefringente que hace que la luz polarizada experimente un cambio de fase. La cantidad de cambio de fase es directamente proporcional al grosor de la capa de fibras nerviosas (Glaucoma Associates of Texas). El instrumento determina el grosor de la capa de fibras nerviosas midiendo el retardo total en la luz reflejada por la retina a través de un detector.

Se trata de un test fácil de usar, que proporciona un diagnóstico bilateral y sin necesidad de dilatar las pupilas del paciente. Es un instrumento preciso, rápido y los resultados son fáciles de interpretar. Permite examinar a los pacientes sospechosos de glaucoma y también a todos aquellos que presentan hipertensión ocular. Es un instrumento muy útil a la hora de hacer un seguimiento a este tipo de pacientes (Sonia Caratalá Ferre, 2014) (36).



(37)



(38)

6.2 Historia del GDx

El analizador de fibras nerviosas se comenzó a utilizar en la práctica clínica entre 1993 y 1994. En 1997 se comenzó a comercializar. El modelo de 1997 mejoraba la reproducibilidad en sus resultados y también mejoraba la capacidad de medir la capa de fibras nerviosas retinales (Orlev, et al, 2008) (39). En 2002 se introdujo la compensación corneal variable (VCC) que mejoraba la capacidad de diagnóstico. Conforme han ido pasando los años se han ido mejorando diferentes apartados del aparato como el hardware y software del sistema, la base de datos e incluso mejorar aún más la reproducibilidad de las mediciones (Hans G. Lemij, et al, 2014) (40).

6.3 Tipos de GDx

La polarimetría láser de barrido es básicamente un oftalmoscopio láser de barrido confocal con un elipsómetro integrado para medir el retraso y determina el grosor de la capa de fibras nerviosas de la retina. Existen 3 modelos que se rigen por el mismo principio de polarización láser. Estos tres modelos son el GDx con compensación fija (GDx - FCC), con compensación corneal variable (GDx - VCC) y con compensación corneal mejorada (GDx - ECC).

6.3.1 GDx - FCC

El analizador de fibras nerviosas con compensación fija fue la primera generación de GDx. Como su propio nombre indica al ser de compensación fija aplica el mismo eje corneal para todos los pacientes, lo que genera que se haga más lenta la birrefringencia en todos los casos. Sin embargo, más tarde se descubrió que el eje y la magnitud son variables para cada individuo y que el uso de una compensación fija puede no tener en cuenta adecuadamente las variables (Tanuj Dada, et al, 2014) (41).

6.3.2 GDx - VCC

La segunda generación del aparato permite la compensación específica de la birrefringencia del segmento anterior del ojo. El GDx VCC mide y compensa individualmente la birrefringencia del segmento anterior, utilizando a la mácula como polarímetro intraocular. Debido a la compensación específica la segunda generación presenta una mayor sensibilidad y especificidad para detectar cambios en la capa de fibras nerviosas de la retina respecto a la primera generación (Tanuj Dada, et al, 2014 (41)/ Andrea Paola Espinosa, et al, 2014) (30).

6.3.3 GDx - ECC

Este instrumento fue desarrollado para mejorar la calidad de imagen y los resultados eliminando los artefactos asociados al principio de birrefringencia ocular. El algoritmo de compensación corneal mejorada (ECC) se implementa en el GDx - VCC mediante una modificación de *software*. Esta actualización permite tener en cuenta las irregularidades anatómicas de las microestructuras y de esta manera obtener mejores resultados (Tanuj Dada, et al, 2014 (41) / Andrea Paola Espinosa, et al, 2014) (30).

7 Bibliografía

- 1) Corcóstegui, B. La conquista del fondo de ojo. Discurso de ingreso a la Real Academia Europea de Doctores (RAED) como Académico de Número (septiembre de 2017). Disponible en: <https://raed.academy/wp-content/uploads/2017/09/Discurso-ingreso-Borja-Corcostegui.pdf>
- 2) F.Delgado. Historia del oftalmoscopio. SlideShare.net (2010). Disponible en: <https://es.slideshare.net/fdelgados2/historia-del-oftalmoscopio>
- 3) HEINE Optotechnik GmbH & Co. KG. Imagen oftalmoscopio directo BETA 200 LED. Disponible en: <https://www.heine.com/es/products/instrumentos-oftalmologicos/oftalmoscopios-directos/detalle/33124-oftalmoscopio-heine-beta-200s-led>
- 4) Araceli Fernández Revuelta. Técnica de exploración del fondo de ojo. Universidad de Zaragoza (2012). Disponible en: https://amf-semfyc.com/web/article_ver.php?id=1016
- 5) sciencephotolibrary. Indirect ophthalmoscope examination of a man's eye. sciencephotolibrary.com. Disponible en: <https://www.sciencephoto.com/media/272561/view>(5)
- 6) Barewalls. Ophthalmologist is checking eye. Barewalls.es. Disponible en: https://www.barewalls.com/art-print-poster/ophthalmologist-is-checking-eye_bwc13613791.html
- 7) Rosa María Ramos Marín. Biomicroscopia: Técnicas de iluminación para la observación del cristalino. Curso de Experto en Optometría Clínica de SAERA (2018). Disponible en: <https://www.saera.eu/biomicroscopia/>
- 8) Piniés JA. Retinografía con cámara no midriática. Técnicas diagnósticas en diabetes. Revista avances en diabetología Vol.21 N.3 (julio-septiembre 2005). Disponible en: <http://avancesendiabetologia.org/gestor/upload/revistaAvances/21-3-4.pdf>

- 9) D.Roberto Romero Oraá. Análisis automático de retinografías en retinopatía diabética: evaluación de la calidad y localización de las estructuras anatómicas del ojo mediante técnicas de procesamiento digital de imágenes. TFM universidad de Valladolid (2016). Disponible en: <http://uvadoc.uva.es/handle/10324/21027>
- 10) Trucco E, et al. Validating Retinal Fundus Image Analysis Algorithms: Issues and a Proposal Validating Retinal Fundus Image Analysis Algorithms. Investigative Ophthalmology & Visual Science (iovs). Publicado en mayo de 2013. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4597487/>
- 11) Dr. D. Pedro García Ramos. Retinografía con cámara no midriática. Centro de salud Don Benito Oeste. Slideshare (2014). Disponible en: <https://es.slideshare.net/pedrogarciaramos14/retinografia-con-cmara-no-midriatica>
- 12) Topcon medical. Foto del producto TRC NW400. Disponible en: https://www.topcon-medical.es/files/thumb/t/r/EU_Photos_Products_TRC_NW400_640_480_q_T_RC_NW400_IMAGE02.jpg
- 13) Damisch H. Five Notes for a Phenomenology of the Photographic Image. The MIT Press (1978).
Disponible en: <https://thathasbeen.wordpress.com/2012/04/09/five-notes-for-a-phenomenology-of-the-photographic-image/>
- 14) Abramoff M, Garvin M, Sonka M. Retinal imaging and image analysis. Engineering, IEEE Reviews (2010).
Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3131209/>
- 15) Same PJ. Landmarks in the historical development of fluorescein angiography. Journal of Ophthalmic Photography vol.15, No.1 (abril de 1993). Disponible en: <https://cdn.ymaws.com/www.opsweb.org/resource/resmgr/history/15-1-04.pdf>

- 16) Wong D, Fishman M. Lee Allen: The man, the legend. Journal of Ophthalmic Photography vol.12, No.2 (noviembre de 1990). Disponible en: <https://cdn.ymaws.com/www.opsweb.org/resource/resmgr/history/12-2-01.pdf>
- 17) Bennett T, Barry C. Ophthalmic imaging today: an ophthalmic photographer's viewpoint – a review. Clinical and Experimental Ophthalmology (2009). Disponible en: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1442-9071.2008.01812.x>
- 18) Leonor Herguedas Fenoy. Guía práctica clínica para la realización de una retinografía. Trabajo de fin de grado, facultad de ciencias de la Universidad de Valladolid (2018).
Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/31988/TFG-G2967.pdf?sequence=1>
- 19) Manual modelo Clarus 500. Carl Zeiss Meditec (2017). Disponible en: [http://applications.zeiss.com/C1257A290053AE30/0/D5FC0CD7FE794F01C125818A0064690D/\\$FILE/clarus500-specifications.pdf](http://applications.zeiss.com/C1257A290053AE30/0/D5FC0CD7FE794F01C125818A0064690D/$FILE/clarus500-specifications.pdf)
- 20) Manual modelo VX-20. Kowa Technology for Life Science (2011). Disponible en: <https://ophthalmic.kowa-usa.com/wp-content/themes/kowa-eyecare/pdf/Kowa-Ophthalmic-Diagnostics-VX-20-Manual.pdf>
- 21) Manual modelo CR-2 Plus AF Retinal Camera. Canon Europa N.V (2013).
Disponible en: www.mercoframes.com
- 22) Ramón Garcia. La angiografía y la retinografía son pruebas para ver el estado de la retina. Cuidatuvista.com (2017).
Disponible en: <https://cuidatuvista.com/retinografia-y-angiografia/>
- 23) Ignasi Jürgensen. Angiografía fluoresceínica con verde indocianina. Institut Català de la retina (ICR). Publicado el 1 de junio de 2016. Disponible en:

<https://icrcat.com/tratamientos-pruebas/angiografia-fluoresceinica-y-con-verde-indocianina/>

24) Caridad Griño, et al. Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) Funcionamiento y utilidad en patología macular (I). Gaceta óptica no. 427 (junio 2008). Disponible en <https://www.cgcoo.es>.

25) José Luis Urcelay Segura, et al. Innovación y nuevas tecnologías aplicadas al diagnóstico y tratamiento médico del glaucoma. Boletín de la sociedad de oftalmología de Madrid No.56 (2016). Disponible en: <https://sociadodoftalmologicademadrid.com/revistas/revista-2016/m2016-04.html>

26) Topcon medical. Foto del modelo 3D OCT-1 Maestro2. Disponible en: <https://www.topcon-medical.es/es/products/510-3d-oct-1-maestro2-tomografia-de-coherencia-optica.html>

27) Stefan Talu. The history and use of optical coherence tomography in ophthalmology. Human and Veterinary Medicine 3 p29-32 (junio 2011). Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/288307038_The_history_and_use_of_optical_coherence_tomography_in_ophthalmology

28) Eric Ulmer. The evolution of optical coherence tomography. Cambridge technology (mayo 2019). Disponible en: <https://blog.cambridgetechnology.com/the-evolution-of-optical-coherence-tomography/>

29) Flores PC. Sensibilidad y especificidad de la tomografía de coherencia óptica y la fotografía monocromática de fondo de ojo en el diagnóstico diferencial entre un pseudopapiledema por drusas de nervio óptico y edema de papila. Tesis Doctoral, facultad de óptica y optometría de la universidad complutense de Madrid (2012).

Disponible en: <https://eprints.ucm.es/id/eprint/17892/1/T34142.pdf>

- 30) Andrea Paola Espinosa Castañeda, et al. Descripción y análisis de las tecnologías diagnósticas OCT, HRT y GDx en glaucoma: un enfoque para la optometría clínica. Ciencia y tecnología: Salud visual ocular vol.12, No.2, p.87-106, ISSN: 1692-8415 (julio-diciembre 2014). Disponible en: dialnet.unirioja.es
- 31) Jessica S. Maslin, et al. HRT for the Diagnosis and Detection of Glaucoma Progression. The Open Ophthalmology Journal vol.9 (mayo de 2015). Disponible en:
https://www.researchgate.net/publication/278414432_HRT_for_the_Diagnosis_and_Detection_of_Glaucoma_Progression
- 32) R.A. Bilonick, et al. Heidelberg Retina Tomograph (HRT) II vs. HRT 3: What Is the Difference?. Investigative Ophthalmology & Visual Science (iovs), vol.47, 3633 (mayo de 2006).
Disponible en: <https://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2393455>
- 33) Dra. González Delgado, et al. Multimedia educativa sobre el uso del HRT por optometristas en consulta de glaucoma. Revista Tecnología de la salud (Noviembre 2014). Disponible en:
<http://www.revtecnologia.sld.cu/index.php/tec/article/view/339/389>
- 34) Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Germany. Quantitative Three-Dimensional Imaging of the Posterior Segment with the Heidelberg Retina Tomograph. Disponible en: <http://www.oftech.com.ar/Lecturas/heidelberg.pdf>
- 35) M. Balasubramanian, et al. Agreement between Heidelberg Retina Tomograph-I and -II in detecting glaucomatous changes using topographic change analysis. Eye vol.25, p.31-42 (Octubre de 2011).
Disponible en: <https://www.nature.com/articles/eye2010124>



- 36) Sonia Caratalá, et al. GDx Analizador de fibras nerviosas de la retina. Gaceta de optometría y óptica oftálmica, ISSN 2173-9366, No.456, p.12-16 (2014).
Disponible en: www.cgcoo.es
- 37) Midwest eye associates. Nerve fiber analyzer. Disponible en:
<https://www.midwesteyeassociates.com/eye-care-services/advanced-technology/gdx-optic-nerve-fiber-analyzer/>
- 38) Jagdish Dukre. Glaucoma Diagnosis GDx. Slideshare.net (Noviembre 2014).
Disponible en: <https://www.slideshare.net/JagdishDukre/g-dx>
- 39) Orlev, et al. Clinical characteristics of eyes demonstrating atypical patterns in scanning laser polarimetry. Eye vol.22, 1378-83 (2008). Disponible en:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17627289/>
- 40) Hans G. Lemij, et al. The nerve fiber analyzer. Ophthalmology Clinics of North America (Febrero 2014).
Disponible en: [https://www.opthalmology.theclinics.com/article/S0896-1549\(05\)70064-X/pdf](https://www.opthalmology.theclinics.com/article/S0896-1549(05)70064-X/pdf)
- 41) Tanuj Dada, et al. Scanning laser polarimetry in glaucoma. Indian Journal of Ophthalmology vol.62, 1045–1055 (Noviembre 2014).
Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4290192/>