

# Principios físicos básicos de los instrumentos diagnósticos con tecnología láser

F. Aguirre<sup>1</sup>  
J. García Sánchez<sup>2</sup>  
E. Mengual<sup>2</sup>  
JR. Hueso<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Residente de cuarto año  
Premiado con la Beca Pfizer de ampliación de estudios para médicos residentes de la Sociedad Oftalmológica de la Comunidad Valenciana

<sup>2</sup>Doctor en Medicina  
Hospital Universitario San Juan de Alicante

Correspondencia:  
Fernando Aguirre  
Hospital Universitario  
San Juan de Alicante  
Ctra. N322-Alicante  
Valencia, s/n  
03550 Alicante

## Resumen

A los oftalmólogos se nos presentan nuevos aparatos cada vez más sofisticados que, una vez demostrada su utilidad, incorporamos en nuestra práctica diaria para un mejor manejo de los pacientes. Lógicamente, para nuestro propósito únicamente necesitamos conocer su uso y la interpretación de los resultados, sin soler detenernos en conocer algo más en profundidad su funcionamiento y características técnicas, aunque sólo sea por mera curiosidad o por evasión de las constantes lecturas biomédicas.

Para poder comprender el funcionamiento y las posibilidades de la tomografía de coherencia óptica y otras técnicas diagnósticas basadas en tecnología láser necesitaremos repasar algunos conceptos. Comenzaremos comentando la naturaleza de la luz así como las características que diferencian la luz láser de la natural. Una vez logrado este propósito se incidirá en el funcionamiento de los interferómetros, base para la medición de distancias, entre otros múltiples usos, en el estudio de la retina.

## Resum

Als oftalmòlegs se'ns presenten nous aparells cada vegada més sofisticats que, una vegada demostrada la seva utilitat, incorporem a la nostra pràctica diària per a un millor maneigament dels pacients. Lògicament, per al nostre propòsit únicament necessitem conèixer el seu ús i la interpretació dels resultats, sense acostumar a aturar-nos en conèixer una mica més en profunditat el seu funcionament i característiques tècniques, encara que només sigui per pura curiositat o per evasió de les constants lectures biomèdiques.

Per a poder comprendre el funcionament i les possibilitats de la tomografia de coherència òptica i altres tècniques diagnòstiques basades en tecnologia làser necessitarem repassar alguns conceptes. Començarem comentant la naturalesa de la llum així com les característiques que diferencien la llum làser de la natural. Una vegada aconseguit aquest propòsit s'incidirà en el funcionament dels interferòmetres, base per a la mesura de distàncies, entre altres múltiples usos, en l'estudi de la retina.

## Summary

New devices increasingly sophisticated are introduced to the ophthalmologists. Once demonstrated their utility, we incorporate them in our daily practice for a better managing of the patients. Logically, for our purpose we only need to know the use and the interpretation of the results. We do not use to stop to know deeply how they work and the technical characteristics, though only it is for curiosity or for evasion of the constant biomedical readings.

To be able to understand the functioning and the possibilities of the optical coherence tomography and other diagnostic devices based on laser technology we will need to revise some concepts. We will start by commenting on the nature of the light as well as the characteristics that differentiate the laser from native light. Later, the mechanism of the interferometer will be explained, base for the measurement of distances, among other multiple uses, in the study of the retina.

## Luz y láser

La luz, palabra procedente del *latín lux*, lucis, es una emisión de energía en forma de onda electromagnética, capaz de ser percibida por el ojo humano. En 1666 Newton enunció la teoría corpuscular de la luz

tras descubrir que se descomponía en colores tras su paso por un prisma, llegando a la conclusión de que la luz estaba compuesto por partículas que se reflejaban sobre los objetos siguiendo una trayectoria rectilínea. En 1678 Huygens postuló la teoría ondulatoria, y Maxwell en 1873 explicó la luz como un fenómeno

electromagnético. Pero no fue hasta 1924 cuando Luis de Broglie describió la teoría de la mecánica ondulatoria, que englobó a las teorías anteriores.

Desde la perspectiva de la óptica geométrica la luz cumple un principio fundamental, el principio de Fermat: *“El trayecto seguido por la luz al propagarse de un punto a otro es tal que el tiempo empleado en recorrerlo es estacionario respecto a posibles variaciones de la trayectoria”*, es decir, que siempre discurrirá por el camino más corto entre unos puntos A y B, en un tiempo mínimo. Según el material, la forma, y el ángulo de incidencia del rayo luminoso, éste podrá ser total o parcialmente reflejado, lo que produce un haz luminoso con el mismo ángulo respecto a la superficie que el haz de incidencia. También puede ser refractado, que es un cambio de dirección debido a una diferencia de velocidad al pasar de un medio a otro, y/o absorbido, una pérdida de intensidad o de determinados componentes de la luz (como una lente con color).

Desde otro punto de vista, clasificamos las emisiones electromagnéticas según su longitud de onda, es decir la distancia que recorre un fotón en generar un vector de campo eléctrico de igual intensidad y sentido que originariamente. La luz visible por el ojo humano abarca un rango de longitudes de onda de entre 380 y 760 NM, la cual determina su color<sup>1</sup>.

La luz blanca es la que contiene todos los colores en similares proporciones. Son visibles dos tipos de objetos: los que emiten luz, y los que la reflejan, dependiendo su color de las características de la luz incidente y las longitudes de onda que absorba y emita el objeto.

Ya que el sol emite en todo el espectro electromagnético, deberíamos preguntarnos porqué el ojo humano detecta únicamente ese pequeño espectro de radiación y no cualquier otro o más amplio. Las emisiones de alta frecuencia, como los rayos X, son capaces de atravesar los materiales, lo cual no nos es útil a la hora de conocer nuestro entorno. Por otro lado están las radiaciones de baja frecuencia. Al tener una longitud de onda tan grande son capaces de rodear los objetos, llegando incluso a no interactuar con ellos.

Los cuantos de energía, los fotones, generan un campo eléctrico cuyo valor vectorial cambia con el avance de la onda. Si en un instante cualquiera detuviésemos a un fotón, podríamos estudiar su campo eléctrico mediante un vector, el cual tendría una dirección (siempre perpendicular al rayo), sentido y módulo determinados. Esta característica del componente eléctrico de la luz determina su estado

de polarización. Cuando en el trayecto de un haz de luz colocamos un filtro polarizante, a la luz emergente la denominaremos luz polarizada, ya que la oscilación de sus campos eléctricos es ahora de unas características determinadas por el filtro, limitada a un solo plano<sup>2</sup>.

La luz en la naturaleza se genera por una emisión espontánea de radiación, es decir los materiales en un proceso de reorganización electrónica (átomos excitados regresan a un estado más cercano al basal o al mismo estado basal) emiten energía en forma de fotones, o cuantos de luz, de un modo aleatorio. Como características de esta luz “natural”, podemos destacar varios hechos. Posee un amplio espectro de longitudes de onda, y sus haces lumínicos no son paralelos entre sí, dispersándose en todas direcciones, por lo que no es luz colimada. Además de no ser luz polarizada, se generan fenómenos de interferencia en el interior del haz debido a que los fotones no están en fases relacionadas y, por lo tanto, se denomina luz incoherente. Hoy día es posible la creación de luz artificial con características contrarias a las antes expuestas: la luz láser<sup>3</sup>.

En 1917 Einstein describió conceptualmente el término de emisión estimulada de radiación, pero fueron Lamb y Rutherford los que lo lograron. Sobre esta base se asienta la tecnología LASER. Este término es el acrónimo del inglés cuyo significado es “Amplificación de luz por emisión estimulada de radiación”. La emisión estimulada de radiación se basa en unos átomos excitados que al ser estimulados por un fotón de energía similar a la diferencia entre su estado orbital excitado y otro estado orbital inferior (de menor energía), emiten otro fotón de idénticas características al primero, de modo que amplifica la energía que recibe: se estimula con uno y se emite otro más, característicamente idéntico al primero, de igual fase, polarización y frecuencia<sup>4,5</sup>.

En 1953 Townes, *et al.* construyeron un máser, un láser pero que emite en el espectro de las microondas. En 1960 Maiman fabricó el primer láser de rubí y Sorokin y Mirek el primer láser de uranio. En 1980 Pret, *et al.* lograron una emisión láser en el espectro de los rayos X. Desde su invención no han cesado de aparecer aplicaciones de esta tecnología: medicina, industria pesada, almacenamiento de información, etc., casi todas basadas en la elevación de la temperatura que provoca al ser parcialmente absorbido por las superficies en las que incide. Su uso en oftalmología está ampliamente extendido como método terapéutico según este principio<sup>6</sup>.

Existen varios tipos de dispositivos generadores de luz láser, también llamados en sí mismos láser, según el ma-

material que genera la emisión estimulada. Existen láseres, como el Nd: YAG (acrónimo de “Neodyum-doped yttrium aluminium garnet”), cuyo medio activo es un material en estado sólido que emite en el espectro infrarrojo. Es muy utilizado en oftalmología, al igual que el láser argón, y en otros muchos campos<sup>7</sup> (Figura 1).

También se dispone de láseres de gas, colorantes y de diodos semiconductores (Galio-Arsénico o Fósforo-Galio-Arsénico). Estos últimos son diodos (LED) que son sometidos a emisión estimulada por energía eléctrica<sup>5</sup>.

Las emisiones láser poseen unas características únicas: gran potencia, monocromaticidad, y un haz casi colimado. A pesar de que las características anteriores no las encontramos en la naturaleza, posiblemente lo más importante del láser sea su coherencia.

Se dice que un haz de luz es coherente cuando conocido el vector resultante de un campo eléctrico

de un punto cualquiera podemos predecir el de otro debido a que guardan una relación constante entre sus fases. Hay dos tipos de coherencia: la temporal y la espacial, considerando a un haz como coherente cuando posee ambas<sup>8</sup>.

## Interferometría

Según el principio de Huygens, una onda que se propaga en el espacio está formada por un frente de onda que avanza en el cual cualquier punto es, en sí misma, origen de una nueva perturbación, generando un nuevo frente de ondas. En una condición ideal la perturbación generada en un punto será idéntica a la generadora, pero en la realidad múltiples puntos (u ondas) pueden estimular a uno, generando una única onda resultante de la suma de todas ellos, pudiendo ser un resultado constructivo (mayor amplitud de la onda) o destructivo (menor amplitud). A esta superposición de ondas se le denomina interferencia.

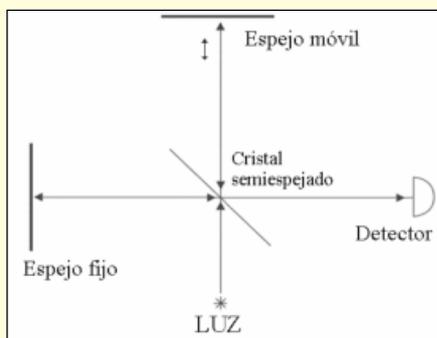
Si hacemos incidir una luz láser sobre una superficie áspera, la mancha que se produce no es homogénea, es granulada. Esta granulación es característica de las ondas coherentes cuando se someten a fenómenos de interferencia<sup>9</sup>.

Los interferómetros son instrumentos utilizados para medir la longitud de onda de un haz de luz monocromático. Lo hace retrasando mediante espejos una parte del haz una distancia conocida, al unirse de nuevo con la otra parte del haz genera interferencias que producen patrones característicos en una pantalla de proyección. También son utilizados para medir pequeñas distancias una vez conocida la longitud de onda de la luz que se emplea, y medición de índices de refracción, como usos más destacados. Fueron Michelson y Morley quienes hace más de cien años desarrollaron los primeros interferómetros.

El interferómetro de Michelson, separa mediante un prisma semiespejado un haz en dos partes. Una de ellas, tras una reflexión en dicho prisma, se dirige a un espejo móvil y después se dirige al observador atravesando el prisma. La otra parte atraviesa el prisma sin reflejarse llegando a un espejo de referencia, tras ello, de vuelta en el prisma sí se refleja hacia el observador. Cuando ambos haces se combinan se generan patrones de interferencia en forma de anillos. Si se conoce la longitud de onda de la luz utilizada podemos llegar a conocer la distancia que se ha desplazado el espejo móvil, ya que cada distancia genera una diferencia de fase al recombinar los haces que hacen que se cancelen total o parcialmente<sup>10</sup> (Figura 2).

**Figura 1.**  
**Láser YAG**

**Figura 2.**  
**Interferómetro de Michelson**



Tras el desarrollo del láser, en 1974 Bruning creó un proceso denominado interferometría de detección de fase directa, el cual supuso la base para el desarrollo de la interferometría óptica de superficies. Este autor descubrió que mediante la comparación del patrón de interferencia creado en cada punto de la superficie de un material con los patrones de referencia conocidos para cada distancia, sería posible el conocimiento rápido (con ayuda de computadoras) y muy preciso (10 amstrongs) de la forma de una superficie<sup>10</sup>, técnica que fue muy utilizada para la evaluación de la calidad de las cintas magnéticas de música, video...

Pero lo que la tomografía de coherencia óptica ofrece son imágenes del espesor del material a estudio, y esto sólo se puede hacer en objetos que no reflejen todo el haz en su superficie, a una única altura. Cuando un haz de luz alcanza un medio turbio (como la retina) suceden tres fenómenos: absorción por los átomos del tejido, dispersión (cambio de dirección), y transmisión, por el que parte del haz continúa su trayecto inicial en la profundidad del medio en el que incide<sup>11</sup>.

El patrón de interferencia producido por el haz láser procedente del tejido ocular, en nuestro caso, es diferente según el tiempo en el que lo observemos, ya que se está obteniendo el reflejo de las diferentes capas en profundidad a medida que avanza el tiempo. Mediante un análisis computerizado de todos estos datos en diferentes puntos de la superficie y su profundidad, obtenemos imágenes bi o tridimensionales del tejido hasta donde haya logrado penetrar el haz de luz. Para que los cálculos sean precisos es necesario utilizar luz láser con corta longitud de coherencia, lo cual exige una gran coincidencia de fases. Por ello se denomina luz de baja coherencia.

En 1969 Alfano y Shapiro inventaron una nueva luz de láser denominada súpercontinua, ya que a pesar de ser coherente y cuasicolimada, abarcaba un gran espectro de longitudes de onda. Se denominan láseres de luz blanca. Este tipo de luz posee una longitud de coherencia corta y proporciona una resolución de 0.5 micras. Los dispositivos actualmente usados proporcionan entre 3 y 7, y los láseres de impulsos de femtosegundos optimizados para longitudes de coherencia cortas, 2 micrómetros. Los ultrasonidos de alta frecuencia ofrecen tan solo 100 micras<sup>12</sup>.

## Instrumentos diagnósticos más utilizados en oftalmología con estos principios

En la búsqueda de un método objetivo y reproducible para la valoración del fondo de ojo "in vivo", se han

desarrollado varios instrumentos diagnósticos de no contacto en las últimas dos décadas, basándose en la tecnología láser y en la interferometría.

Ya desde los años setenta se publicaron trabajos<sup>13,14</sup> que demostraban la utilidad de la interferometría láser para la valoración de la agudeza visual potencial en pacientes con pérdida de transparencia de medios, como cataratas o leucomas, pero estos aparatos no fueron muy aceptados.

En 1980 Webb, *et al.*, desarrollaron la oftalmoscopia con láser confocal. Esta técnica se utiliza predominantemente para la visualización y grabación digital de imágenes tridimensionales y en capas de la papila óptica y las fibras nerviosas de la retina<sup>15</sup>. La tecnología óptica confocal permite adquirir la luz reflejada desde un plano deseado, eliminando la reflejada fuera de él. Ello se logra mediante la concentración del haz en un punto del plano de interés y filtrando la luz reflejada a través de un orificio que elimina la luz que no provenga de ese punto<sup>16</sup>.

Hoy día el instrumento de este tipo más utilizado es el HRT-II (acrónimo en inglés de Tomógrafo Retiniano de Heidelberg) de la casa Heidelberg, que permite el análisis de las imágenes para el estudio morfométrico y comparación con posteriores exploraciones sobretodo de pacientes afectos de glaucoma<sup>17</sup>. El funcionamiento de este aparato estriba en la adquisición de entre dieciséis y sesenta y cuatro secciones ópticas planares y en profundidad del nervio óptico mediante un láser diodo de barrido de 670 nm. El HRT-II tan solo ofrece 300 micrómetros de resolución<sup>15</sup>.

Otro instrumento, cuyo uso se ha extendido a lo largo de los años noventa, es el *oftalmoscopio de barrido con láser*, o "Scanning Laser Polarimetry" (SLP), cuyo nombre comercial es GDx Access<sup>TM</sup> fabricado por la firma Laser Diagnostic Technologies (LDT). Se utiliza para la evaluación y seguimiento objetivo de la capa de fibras nerviosas de la retina en pacientes con sospecha o diagnóstico de glaucoma<sup>18</sup> (Figura 3).



**Figura 3.**  
**Oftalmoscopio de barrido con láser, GDx**

La capa de fibras nerviosas de la retina posee propiedades polarizantes, ya que es birrefringente. Es capaz de modificar el estado de polarización de la luz que recibe, propiedad de la que carecen las estructuras situadas bajo ella. Dado este hecho y basándose en un polarímetro láser y un barrido retiniano confocal, se puede medir el espesor de esta capa en un área de retina<sup>19</sup>. Para ello se utiliza un haz polarizado de un láser diodo GaAlAs de 780 nm, que al atravesar las fibras nerviosas modifica su estado de polarización de forma proporcional a su espesor. El aparato estudia más de dieciséis mil puntos, y tras ser analizados computerizadamente nos presenta los resultados en una escala artificial de colores según el grosor medido, comparándolo con una base de datos de sujetos normales<sup>20</sup>. Las resoluciones que consigue son del orden de las 50 micras, viéndose muy afectado por la cirugía refractiva corneal por láser y alteraciones de los medios transparentes oculares. La córnea, al ofrecer birrefringencia, artefactaba las mediciones retinianas, pero los oftalmoscopios de barrido con láser polarizante actuales incorporan neutralizadores que intentan compensar este problema<sup>21</sup>.

En la década de los ochenta, el Massachusetts Institute of Technology en Boston desarrolló la *tomografía de coherencia óptica* (OCT, del acrónimo en inglés "Optical coherence Tomography"). A principios de los noventa se demostró su utilidad para la exploración del fondo de ojo y se depuró la técnica, así como su interpretación<sup>22,23</sup>. Los primeros aparatos comerciales oftalmológicos vieron la luz en 1996, pero no ha sido hasta la OCT-3, comercializada por Carl Zeiss Meditech, Dublín CA, USA, cuando se ha logrado su universal uso debido a sus especiales características y utilidad clínica (Figura 4).

Con esta herramienta no invasiva y exenta de riesgos, podemos diagnosticar anomalías antes muy difíciles de observar por oftalmoscopia.

**Figura 4.**  
**OCT Stratus**



Este aparato utiliza una fuente de luz láser de baja coherencia de 820 nm de longitud de onda de 750 microwatios<sup>24</sup>, generado por un diodo superluminescente. Penetra unos dos milímetros en la retina y hace un corte transversal de varios milímetros mediante los ya comentados sistemas de interferometría, muy avanzados y computerizado. De este modo se logran cortes axiales bidimensionales, con una resolución de unas diez micras en los primeros modelos.

Además, es capaz de comparar la intensidad de la luz de referencia con la reflejada por cada estructura, utilizando esta información para conocer la reflectividad de dicho tejido, lo cual nos es mostrado en una escala de colores desde el blanco al negro, en la que el blanco y el rojo son colores de alta reflectividad y el negro y el azul de baja reflectividad<sup>12</sup>. Se aprovechan las propiedades polarizantes de algunas estructuras para optimizar su rendimiento.

Los primeros OCT (OCT-1) ofrecían una resolución de diez micrómetros<sup>22</sup>, pero con el modelo Stratus OCT se mejoró a 7<sup>25</sup>. Respecto a la resolución axial, la OCT-1 proporcionaba 512 píxeles en la profundidad de un punto superficial (A scan), mientras que la OCT Stratus 1024. La resolución longitudinal es también mejor en la OCT Stratus ya que frente a sus 512 perfiles axiales, la OCT-1 tan solo ofrecía 100. Además, hay menos artefactos y sus imágenes se correlacionan más con estructuras anatómicas<sup>25</sup>.

La HR-OCT, en actual lanzamiento comercial, ofrecerá imágenes en tres dimensiones de unas tres micras de resolución<sup>26</sup>. Además, en su versión ultrarrápida es capaz de realizar las exploraciones en el orden de 34 milisegundos<sup>27</sup>. Al ser tan veloz, de modo experimental, se puede crear una sucesión de imágenes a modo de película, pudiendo observar el pulsovascular<sup>28</sup>. Se basa en un láser diodo Ti:Al2O3 de 600 microwatios, cuya característica es la gran amplitud de banda.

Existen otros tipos de OCT en fases de estudio actualmente, como la tomografía de coherencia óptica sensible a la polarización (PS-OCT), que mejora el estudio de la capa de fibras nerviosas aprovechando sus propiedades birrefringentes junto con el retardo de la luz reflejada para calcular su grosor, ofreciendo, además, imágenes de alta resolución<sup>29</sup>.

Por otro lado, se están desarrollando técnicas de evaluación angiográfica del fondo de ojo como la *angiografía por láser confocal*. Esta técnica permite estudiar las lesiones angiográficas en profundidad, tanto con fluoresceína como con verde de indocianina. Utiliza un láser diodo de 790 y/o 820 nm, dentro del espectro de los infrarrojos<sup>30</sup>.

De este modo, conociendo la tecnología que utilizamos, y no sólo el precio, podemos valorar el nivel de sofisticación de la medicina moderna, que, especialmente en el área de la oftalmología, aporta constantemente nuevos medios para el mejor diagnóstico y consiguiente tratamiento de las enfermedades del globo ocular.

## Bibliografía

- DW Meltzer, CJ Koester, CA Puliafito, RJ Schechter, RM Stein, RF Steinert, *et al.* Optics, Refraction, and Contact Lenses. American Academy of Ophthalmology. *Basic and Clinical Science Course* 1996-1997, Section 3. San Francisco 1996.
- Walter J. Tensión visible. In: Temas, 6: *La Ciencia de la Luz. Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 1996:93-9.
- Paschotta R. *Encyclopedia of Laser Physics and Technology*. Disponible en: [www.rp-photonics.com/encyclopedia.html](http://www.rp-photonics.com/encyclopedia.html).
- J Marshall. *Laser technology in ophthalmology*. Amstelveen. Editorial Kugler y Ghedini Publications. 1988.
- Silvast WT. *Laser fundamentals*. 2ª edición. Ed. Cambridge University Press. 2004.
- O'Neill D, Gregson R, McHugh D. Current uses of ophthalmic lasers. *BMJ* 1992;304:1161-5.
- Docchio F. Nd:YAG Laser Ophthalmic Microsurgery. In: Wolbarsht ML. *Laser applications in medicine and biology*. Volume 5. Ed. Springer, 1991.
- Leite EN. Hologramas de luz blanca. In: Temas, 6: *La Ciencia de la Luz. Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 1996:54- 67.
- Calvo ML. Coherencia óptica. In: Temas, 6: *La Ciencia de la Luz. Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 1996:46-53.
- Robinson GM, Perry DM, Peterson RW. Interferometría óptica de superficies. In: Temas, 6: *La Ciencia de la Luz. Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 1996:100-5.
- Díaz M, Salom D. Tomografía de coherencia óptica. In: Menezo. *Técnicas de exploración en oftalmología*.
- Alfano RR. Láseres blancos. *Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 2007;36-43.
- Green DG, Cohen MM. Laser interferometry in the evaluation of potential macular function in the presence of opacities in the ocular media. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 1971;75:629-37.
- Gstalder RJ, Green DG. Laser interferometry in corneal opacification. Preoperative visual potential estimation. *Arch Ophthalmol* 1972;87:269-74.
- Aviñó JA, Peris C. Topografía del nervio óptico con láser confocal. In: Menezo. *Técnicas de exploración en oftalmología*.
- Lichtman JW. Microscopía confocal. In: Temas, 6: *La Ciencia de la Luz. Investigación y Ciencia*. Ed. Prensa Científica, S.A. 1996:36-41.
- Iester M, Mickelberg FS, Drance SM. The effect of optic disc size on diagnostic precision with the Heidelberg retina tomograph. *Ophthalmology* 1997;104:545-8.
- Weinreb RN, Shakiba S, Zangwill L. Scanning laser polarimetry to measure the nerve fiber layer of normal and glaucomatous eyes. *Am J Ophthalmol* 1995;119:627-36.
- Knighton RW, Xiang-Run H, Greenfield DS. Analytical model of Scanning Laser Polarimetry for Retinal Nerve Fiber Layer Assessment. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002;43:383-92.
- Hueso JR, Mengual E. Valoración de la capa de fibras nerviosas mediante el oftalmoscopio de barrido con láser (GDx AccesTM). In: Menezo. *Técnicas de exploración en oftalmología*.
- Bagga H, Greenfield DS, Feuer W, Knighton RW. Scanning laser polarimetry with variable corneal compensation and optical coherence tomography in normal and glaucomatous eyes. *Am J Ophthalmol* 2003;135: 521-9.
- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, *et al.* Optical coherence tomography. *Science* 1991; 254:1178-81.
- Puliafito CA, Hee MR, Lin CP, Reichel E, Schuman JS, Duker JS, Izatt JA, Swanson EA, Fujimoto JG. Imaging of macular diseases with optical coherence tomography. *Ophthalmology* 1995;102:217-29.
- Chauhan DS, Marshall J. The interpretation of Optical Coherence Tomography Images of the Retina. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999;40:2332-42.
- Pierre-Kahn V, Tadayoni R, Haouchine B, Massin P, Gaudric A. Comparison of optical coherence tomography models OCT1 and Stratus OCT for macular retinal thickness measurement. *Br J Ophthalmol* 2005;89: 1581-5.
- Bizheva K, Unterhuber A, Hermann B, Povazay B, Sattmann H, Fercher AF, *et al.* Imaging ex vivo healthy and pathological human brain tissue with ultra-high-resolution optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2005;10:11006.
- Chen TC, Cense B, Pierce MC, Nassif N, Park BH, Yun SH, *et al.* Spectral domain optical coherence tomography: ultra-high speed, ultra-high resolution ophthalmic imaging. *Arch Ophthalmol* 2005;123:1715-20.
- Cense B, Chen TC, Nassif N, Pierce MC, Yun SH, Park BH, *et al.* Ultra-high speed and ultra-high resolution spectral-domain optical coherence tomography and optical Doppler tomography in ophthalmology Bull Soc Belge Ophthalmol 2006:123-32.

29. Cense B, Chen T, Park HB, Pierce MC, de Boer JF. Thickness and Birefringence of Healthy Retinal Nerve Fiber Layer Tissue Measured with polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:2606-12.
30. Jorzik JJ, Bindewald A, Dithmar S, Holz FG. Digital simultaneous fluorescein and indocyanine green angiography, autofluorescence, and red-free imaging with a solid-state laser-based confocal scanning laser ophthalmoscope. *Retina* 2005;25:405-16.