Análisis comparativo de medidas de anisotropía de *scattering* en tejidos y biomateriales dentales

Comparative analysis of scattering anisotropy measurements in dental tissues and biomaterials

Alicia Fernández-Oliveras^(*,S), Manuel Rubiño López^(S), María del Mar Pérez^(S)

Departamento de Óptica, Facultad de Ciencias, Universidad de Granada, Edificio Mecenaz, Campus Fuentenueva s/n.
18071 Granada, Spain.

(*) Email: alilia@ugr.es

S: miembro de SEDOPTICA / SEDOPTICA member

Recibido / Received: 16/10/2012. Revisado / Revised: 20/02/2013. Aceptado / Accepted: 21/02/2013.

DOI: <http://dx.doi.org/10.7149/OPA.46.2.183>

RESUMEN:

En este trabajo se analiza comparativamente la anisotropía de *scattering* en tejidos dentales humanos (esmalte y dentina) y en biomateriales dentales (resinas de composites y cerámica de zirconia). Para calcular el factor de anisotropía de *scattering* (g) a partir de medidas goniométricas, se consideró la media entre los valores correspondientes a ambos sentidos de rotación y se comprobó que las funciones de fase experimentales no son simétricas. El método experimental empleado resulta adecuado para comparar distintos materiales, merced a las bajas incertidumbres asociadas. En términos de anisotropía de *scattering*, los biomateriales dentales analizados presentan comportamientos similares a los de los tejidos humanos.

Palabras clave: Propiedades Ópticas, Anisotropía de *Scattering*, Medidas Goniométricas, Tejidos Dentales, Biomateriales.

ABSTRACT:

In this work we comparatively analyze the scattering anisotropy in human dental tissues (enamel and dentine) and biomaterials (composites and zirconia ceramic). To calculate the scattering anisotropy factor (g) from goniometric measurements, the mean of the values for both directions of rotation was considered and it was found that the experimental phase functions are not symmetrical. The experimental method used is suitable to compare different materials, by virtue of the low associated uncertainty values. In terms of scattering anisotropy, the analyzed dental biomaterials show similar behaviors to those of the human tissues.

Key words: Optical Properties, Scattering Anisotropy, Goniometric Measurements, Dental Tissues, Biomaterials.

REFERENCIAS Y ENLACES / REFERENCES AND LINKS

- [1]. S. L. Jacques, C. A. Alter, S. A. Prahl, "Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis", *Lasers Life Sci.* **1**, 309-334 (1987).
- [2]. D. K. Sardar, F. S. Salinas, J. J. Perez, A. T. C. Tsin, "Optical characterization of melanin", *J. Biomed. Opt.* **6**, 404-411 (2001). [DOI](#)
- [3]. J. M. Steinke, A. P. Shepherd, "Comparison of Mie theory and the light scattering of red blood cells", *Appl. Opt.* **27**, 4027-4033 (1988). [DOI](#)
- [4]. A. Kienle, M. S. Patterson, L. Ott, R. Steiner, "Determination of the scattering coefficient and the anisotropy factor from laser Doppler spectra of liquids including blood", *Appl. Opt.* **35**, 3404-3412 (1996). [DOI](#)

- [5]. M. Hammer, D. Schweitzer, E. Thamm, A. Kolb, "Optical properties of ocular fundus tissues determined by optical coherence tomography", *Opt. Commun.* **186**, 149-153 (2000). [DOI](#)
- [6]. N. Joshi, C. Donner, H. W. Jensen, "Noninvasive measurement of scattering anisotropy in turbid materials by nonnormal incident illumination", *Opt. Lett.* **31**, 936-938 (2006). [DOI](#)
- [7]. I. Turcu, C. V. L. Pop, S. Neamtu, "High-resolution angle-resolved measurements of light scattered at small angles by red blood cells in suspension", *Appl. Opt.* **45**, 1964-1971 (2006). [DOI](#)
- [8]. S. B. Mitra, D. Wu, B. N. Holmes, "An application of nanotechnology in advanced dental materials", *J. Am. Dent. Assoc.* **134**, 1382-1390 (2003).
- [9]. Denrya, J. R. Kellyb, "State of the art of zirconia for dental applications", *Dent. Mater.* **24**, 299-307 (2008). [DOI](#)
- [10]. J. Chevalier, L. Gremillard, "Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years", *J. Eur. Ceram. Soc.* **29**, 1245-1255 (2009). [DOI](#)
- [11]. International Organization for Standardization, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, Corrected and reprinted, Geneva (1995).

1. Introducción

Comprender el comportamiento de la propagación de la luz en materiales biológicos es crucial para el desarrollo de las aplicaciones médicas. Entre las propiedades ópticas más importantes de los medios biológicos se encuentra la distribución angular del *scattering*. La función de fase de *scattering* describe la fracción de luz difundida por un material en función del ángulo comprendido entre la dirección de incidencia y la de *scattering* (ángulo de *scattering*). Dicha función de fase es caracterizada habitualmente por el promedio del coseno del ángulo de *scattering*, que se denomina factor de anisotropía de *scattering* (g). El valor de g varía desde $g = -1$ (*scattering* totalmente dirigido hacia atrás) hasta $g = 1$ (*scattering* totalmente dirigido hacia adelante). El caso del *scattering* isotrópico viene representado por el valor $g = 0$. El valor de g puede obtenerse experimentalmente irradiando el material con un haz láser y haciendo medidas angulares del *scattering* con un goniómetro [1,2].

Estudios previos apuntan la importancia del estudio del *scattering* angular en medios y tejidos biológicos [1-7]. Por lo que es de gran interés el estudio de los biomateriales destinados a reemplazar tales tejidos. En odontología, las resinas de *composite* son los materiales más ampliamente utilizados en la restauración del esmalte dental. Entre ellos, los composites con nano-relleno [8] pueden tener propiedades ópticas distintas a los *composites* con rellenos tradicionales (híbridos y microhíbridos) por ser sus partículas de relleno

de escala nanométrica. Por otro lado, un material que se utiliza actualmente para restaurar la dentina es la cerámica de zirconia en su forma policristalina tetragonal y dopada con ytrio (3Y-TZP). El uso en odontología de este biomaterial cerámico se ha extendido a tenor de sus buenas propiedades biológicas y mecánicas [9,10], pero sus propiedades ópticas aún no han sido estudiadas en profundidad.

El objetivo de este trabajo es analizar comparativamente la anisotropía de *scattering* en tejidos dentales humanos (esmalte y dentina) y en biomateriales dentales destinados a su restauración (*composite* híbrido, nanocomposite y cerámica de zirconia), a partir de medidas goniométricas.

2. Materiales y método

2.a. Preparación de las muestras

Se analizaron dos tipos distintos de *composites* dentales: uno con relleno híbrido (*composite* híbrido) y otro con nano-relleno (*nanocomposite*). Ambos tipos de resinas de *composites* poseían matrices poliméricas similares, compuestas de dimetacrilatos. Las características de los dos tipos de resinas de *composite* dental analizadas, de acuerdo con los datos de los fabricantes, se muestran en la Tabla I.

Cada muestra de *composite* se fabricó en una placa de vidrio de 0,5 mm de espesor (Knittel GLASER, Bielefeld, Germany) en la que se preparó un orificio circular en el que introdujo la

TABLA I

Características de los dos tipos de resinas de *composite* dental analizadas según datos de los fabricantes.

Resina Dental	Matriz Orgánica	Relleno Inorgánico	Tipo
Filtek Supreme XT	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Sílice aglomerado y sílice altamente dispersado	Nanocomposite
Tetric EvoCeram	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Cristal de Bario, trifluoruro de iterbio, mezcla de óxidos y prepolímeros	Composite híbrido

resina de *composite*. Tras colocar la resina, tanto en la parte superior como en la inferior, se dispuso una lámina de plástico transparente (Acrylite Plus Clear, Tap Plastics, Dublin, CA, USA). Encima se colocó otra placa de vidrio para homogenizar el espesor de la muestra. Cada muestra se fotopolimerizó durante 40 segundos utilizando una unidad de fotopolimerización (Bluephase, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) con una irradiancia de $1100 \text{ mW/cm}^2 \pm 10\%$. Una vez finalizada la fotopolimerización se retiraron todas las placas de vidrio.

Las muestras de resina dental se manipularon de acuerdo con las instrucciones de los fabricantes y fueron preparadas por la misma persona para minimizar su variabilidad. Para ambos *composites*, el espesor de las muestras obtenidas fue de 0,46 mm.

Para la obtención de las muestras de tejido dental se cortó lateralmente un diente humano en varias láminas. Los cortes se realizaron empleando una máquina de precisión automática (Accutom-5 Struers, Ballerup, Denmark). A partir de las láminas de tejido se obtuvieron las muestras de esmalte y dentina, de 0,46 mm y 0,41 mm de espesor respectivamente. Tras ser pulidas, las muestras se introdujeron en un limpiador ultrasónico (Renfert, CA, USA) para eliminar los residuos del pulido.

Las muestras de zirconia LAVATM sinterizada fueron proporcionadas por el fabricante con un espesor de 0,50 mm. La zirconia sinterizada fue fabricada a partir de láminas de material presinterizado empleando

procesos de diseño y manufactura asistidos por ordenador (CAD/CAM).

Los espesores de las muestras se determinaron empleando un calibre digital (99MAD014M2, series 500, Mitutoyo, Japan).

2.b. Medidas de anisotropía de *scattering*

El dispositivo experimental empleado en este trabajo para las medidas de anisotropía de *scattering* se esquematiza en la Fig. 1. Dicho dispositivo está compuesto de una fuente laser de He-Ne ($\lambda = 632,8 \text{ nm}$), una plataforma goniométrica rotatoria y un sistema de medida basado en detector de fotodiodo de silicio. La fuente laser de He-Ne (LHRR-1700, Research Electro Optics, USA) tenía polarización aleatoria, una potencia de 17,0 mW y un diámetro de haz de 0,98 mm. La plataforma goniométrica rotatoria (NT62-295, Edmund Optics, USA) tenía 120 mm de diámetro. El detector (S2281, Hamamatsu, Japan). estaba conectado a un amplificador y a un multímetro digital (34401A, Agilent Technologies, USA).

Fig. 1. Dispositivo experimental para las medidas de anisotropía de *scattering*.

En el borde de la plataforma rotatoria se montó el fotodiodo detector cuya abertura se limitó a 3 mm de diámetro. Las muestras se colocaron en el centro de la plataforma y fueron irradiadas con la fuente láser. La señal correspondiente al *scattering* de la luz láser producido por la muestra fue registrada por el detector a distintos ángulos.

A partir de las medidas de la señal de *scattering* (V) a varios ángulos (θ), el factor de anisotropía de *scattering* (g) se calculó de acuerdo con [2]:

$$g = \frac{\sum_i V_i \cos \theta_i}{\sum_i V_i}, \quad (1)$$

donde las sumas se extendieron a todos los ángulos de *scattering* evaluados y a los valores de la señal correspondientes.

Con cada muestra, las medidas goniométricas se realizaron en ambos sentidos de rotación (entre 0 y 180°, y entre 0 y -180°) de 4° en 4°. Considerando tanto los ángulos positivos como los negativos, se calcularon los valores de g correspondientes y a partir de estos se obtuvo el valor medio de g . Dado que el factor g representa el valor medio del coseno del ángulo de *scattering*, el ángulo de deflexión medio producido tras un determinado suceso de *scattering* (ángulo de *scattering* medio) viene determinado por el arco coseno de g . Así, a partir del valor medio de g obtenido para cada muestra, se calculó el ángulo de *scattering* medio correspondiente.

Las incertidumbres asociadas a los valores del factor de anisotropía de *scattering* y a los ángulos de *scattering* fueron calculadas teniendo en cuenta la ley de propagación de incertidumbres [11]. Para el cálculo de la incertidumbre asociada al factor de anisotropía de *scattering* se tuvieron en cuenta las sensibilidades de medida de la señal de *scattering* y del ángulo correspondiente. Primero se realizó una propagación cuadrática de la Ec. (1) para determinar las incertidumbres asociadas a los dos valores de g (obtenidos considerando los ángulos positivos y negativos respectivamente). A partir de dichas incertidumbres se obtuvo la incertidumbre

asociada al valor medio de g mediante una nueva propagación cuadrática. La incertidumbre asociada al ángulo de *scattering* medio se obtuvo a partir de la incertidumbre del valor medio de g , mediante propagación cuadrática de la expresión correspondiente al arco coseno.

Antes de ser procesados, los datos fueron corregidos para reducir los efectos del ruido de fondo (*background*) debido a la iluminación ambiente del laboratorio y a la corriente oscura del fotodiodo (esto es, a la respuesta proporcionada en ausencia de señal de entrada, con el detector en oscuridad).

3. Resultados y discusión

A fin de hacer comparaciones entre los distintos materiales estudiados, se normalizaron los perfiles de las señales de *scattering*. Para los ángulos positivos, el perfil se normalizó dividiendo cada valor de la señal por la suma de todos los valores de la señal de *scattering* medidos desde 0 hasta 180°. Para los ángulos negativos, el perfil se normalizó dividiendo cada valor de la señal por la suma de todos los valores de la señal de *scattering* medidos desde 0 hasta -180°. De este modo se determinó la función de fase normalizada a partir del perfil angular de *scattering*. Cada valor de la función de fase normalizada representa la probabilidad de que el ángulo de *scattering* correspondiente sea el ángulo de deflexión en un suceso de *scattering*.

En las Figs. 2 y 3 se representan los perfiles de *scattering* normalizados para las distintas muestras estudiadas. La Fig. 2 muestra, de forma conjunta, los perfiles correspondientes a las muestras de esmalte humano y de las resinas de *composite* dentales estudiadas. En la Fig. 3 se muestran los perfiles obtenidos para las muestras de dentina humana y de cerámica de zirconia.

La Tabla II recoge los valores de g medios calculados a partir de las medidas y los ángulos de *scattering* medios correspondientes, junto a sus incertidumbres asociadas. Es importante destacar que las bajas incertidumbres encontradas permiten distinguir y comparar los valores de g obtenidos para los distintos materiales estudiados.

Fig. 2. Señales de *scattering* normalizadas para las muestras de esmalte humano y *composites* dentales (híbrido y *nanocomposite*).

Los perfiles de *scattering* representados en la figura 2 y los valores de *g* recogidos en la Tabla II muestran que, en términos generales, los biomateriales dentales analizados presentan un comportamiento similar al de los tejidos dentales. En el caso de las resinas de *composites* y del esmalte humano, los resultados indican que en estos materiales existe un *scattering* angular dirigido claramente hacia delante. Este comportamiento es ligeramente más acusado en el *nanocomposite* que en las resinas de *composite* tradicionales, con relleno híbrido y algo menos pronunciado en el esmalte humano. En el caso de la cerámica de zirconia y de la dentina humana, los resultados señalan la existencia de una mayor isotropía de *scattering*. En promedio, el *scattering* estaría levemente dirigido hacia atrás para la cerámica de zirconia analizada y ligeramente dirigido hacia delante para la dentina humana.

Fig. 3. Señales de *scattering* normalizadas para las muestras de dentina humana y de cerámica de zirconia.

4. Conclusiones

En este trabajo se ha analizado comparativamente la anisotropía de *scattering* en tejidos dentales humanos (esmalte y dentina) y en biomateriales empleados en su restauración (*composite* híbrido, *nanocomposite* y cerámica de zirconia).

Para las medidas goniométricas, se consideraron ambos sentidos de rotación en el mismo plano y se comprobó que las funciones de fase experimentales no son simétricas. Teniendo esto en cuenta, para calcular el factor de anisotropía de *scattering*, *g*, que representa a la función de fase, se consideró la media entre los valores de *g* correspondientes a ambos sentidos de rotación.

TABLA II

Valores medios del factor de anisotropía de *scattering* (*g*) y del ángulo de *scattering* (θ) correspondiente con sus incertidumbres asociadas, para los diferentes materiales estudiados. Se incluyen los espesores de las muestras analizadas (determinados con una sensibilidad de 0,01 mm).

Material	Espesor (mm)	<i>g</i> medio	θ medio
Esmalte	0,46	0,91867±0,00011	23,268±0,016
Composite híbrido	0,46	0,95429±0,00014	17,39±0,03
Nanocomposite	0,46	0,98297±0,00021	10,59±0,07
Dentina	0,41	0,0620±0,0010	86,45±0,06
Zirconia	0,50	-0,2074±0,0024	101,97±0,14

Es importante destacar que el método experimental empleado para determinar el factor de anisotropía de *scattering* es adecuado para establecer comparaciones entre distintos materiales, merced a las bajas incertidumbres que proporciona.

A pesar de ello, teniendo en cuenta los tiempos de medida empleados, habría que considerar la posible influencia de la estabilidad de la potencia emitida por el láser.

Puede concluirse que, en términos de anisotropía de *scattering*, los biomateriales dentales analizados presentan un comportamiento similar al de los tejidos dentales que habitualmente sustituyen. Estos resultados pueden ser importantes desde el punto de vista de las aplicaciones médicas de los biomateriales estudiados, pues revelan que dichos biomateriales presentan unas propiedades ópticas apropiadas.

Agradecimientos

Al Ministerio de Ciencia e Innovación por la financiación del proyecto MAT2009-09795 y por la concesión de una beca FPU a Alicia Fernández-Oliveras.