



DELEGATURA DE PROPIEDAD INDUSTRIAL

SOLICITUD

PATENTE DE INVENCION

21. EXPEDIENTE No. _____

54. TÍTULO IMAGINOLOGIA
POLARIMETRICA OPTICA

51. CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL GOLN 21/21

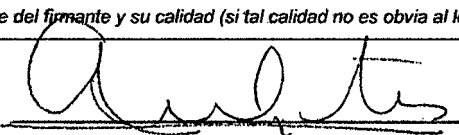
71. SOLICITANTE MUSTECH COMPUTING SERVICES LTD.

DOMICILIO SHOHAM, ISRAEL

74. APODERADO ANDREA TOBOS MATEUS

22. BOGOTÁ, D. C., 30 DE AGOSTO DE 2013

 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA		SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO  No. 13-205469- -00000-0000 Fecha: 2013-08-30 08:59:07 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI Act. 411 PRESENTACION Folios: 4	
DIRECCIÓN DE I SOLICITUD FA			
1	TIPO DE SOLICITUD	☒ Patente de invención ☒ Capítulo I	☐ Patente de Modelo de Utilidad ☐ Capítulo II
2	DATOS SOLICITUD INTERNACIONAL PCT (86)		
Solicitud Internacional No.		PCT/IB2012/050444	Fecha 31 de enero de 2012
Publicación Internacional No.		WO/2012/104784	Fecha 09 de agosto de 2012
3	TÍTULO DE LA INVENCION (200 caracteres o espacios máximos)		
IMAGINOLOGIA POLARIMETRICA OPTICA			
4	CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL (CIP)		
G01N 21/21			
5	SOLICITANTE (S) ☐ Esta persona también es inventor. Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS O RAZÓN SOCIAL		NOMBRE	IDENTIFICACIÓN TIPO
1. MUSTECH COMPUTING SERVICES LTD.			
6	DATOS DEL SOLICITANTE		
DIRECCIÓN 19 Sapir St. 60850		No. TELÉFONO	
CIUDAD Shoham		CORREO ELECTRÓNICO tobos@tobos.com.co	
DEPARTAMENTO/ESTADO		NACIONALIDAD O LUGAR DE CONSTITUCIÓN Israel	
PAÍS DE RESIDENCIA Israel			
7	INVENTOR (ES) Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS		NOMBRES	NACIONALIDAD
1. AHARON		Ofir	Israeli
2.			
3.			
4.			
5.			
DIRECCIÓN DE CORREO ELECTRÓNICO:			
8	DATOS INVENTOR (ES)		
PAÍS RESIDENCIA		DEPARTAMENTO/ESTADO	CIUDAD DIRECCIÓN
1. Israel			Ofakim 63 Kibutz, Galuyot, 80300
2.			
3.			
4.			
5.			
OTRO(S) SOLICITANTE(S) Y/O (OTRO(S)) INVENTOR(ES)			
☐ Los demás solicitantes y/o (demás) inventores se indican en una hoja a continuación.			
9	☐ REPRESENTANTE LEGAL ☒ APODERADO		
APELLIDOS		NOMBRES	IDENTIFICACIÓN
TOBOS MATEUS		ANDREA	C.C. 52.223.325 T.P. 148648
DIRECCIÓN Carrera 7 C No. 138 - 19 Oficina 901		No. TELÉFONO 8 123335	
CIUDAD Bogotá, D.C.		CORREO andrea.tobos@tobos.com.co	
PAÍS Colombia		No. RADICACIÓN DE PROTOCOLO DE PODER GENERAL	

10	DECLARACIONES DE PRIORIDAD ☒ SI ☐ NO			
1.	(33) PAÍS DE ORIGEN Estados Unidos de America	CÓDIGO PAÍS	(31) NÚMERO 61/437,693	(32) FECHA (AAAA/MM/DD) 31 de enero de 2012
2.				
3.				
11	DECLARACIÓN SOBRE USO DE RECURSOS GENÉTICOS O BIOLÓGICOS			
Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de recursos genéticos o biológicos de los que cualquiera de los países miembros de la Comunidad Andina es país de origen. ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, o certificado o número de registro, expedido por la Autoridad competente.				
12	DECLARACIÓN SOBRE USO DE CONOCIMIENTOS TRADICIONALES			
Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de conocimientos tradicionales de comunidades indígenas, afroamericanas o locales de países miembros de la Comunidad Andina. ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar la licencia o autorización de uso de conocimiento tradicional, o certificado, o número de registro expedido por la Autoridad competente.				
13	REDUCCIÓN DE TASAS			
Declaro que carezco de medios económicos para presentar la solicitud de patente. ☐ SI ☒ NO Nota: En caso de ser persona natural y carecer de medios económicos, y por lo tanto, aplique la reducción de tasas a que se refiere la resolución vigente en tarifas, debe firmar la presente solicitud bajo la gravedad de juramento.				
Micro, pequeñas y medianas empresas ☐ Universidades públicas o privadas ☐ Entidades sin ánimo de lucro ☐				
Debe aportar los documentos que se indican en el numeral 17 de anexos				
14	AUTORIZACIÓN DE NOTIFICACIÓN EN LÍNEA ☒ SI ☐ NO			
Manifiesto que he leído y entendido perfectamente los términos y condiciones de uso de medios electrónicos para las notificaciones en línea a través de Internet de los actos administrativos producidos por la Superintendencia de Industria y Comercio que deben ser notificados personalmente y, en consecuencia, autorizo el servicio de notificación a través de internet.				
15	COMPROBANTE DE PAGO O PAGO ELECTRÓNICO	N° 13-0083488-13-0083489	Fecha 22 de agosto de 2013	
16	FIRMA DEL SOLICITANTE, DEL APODERADO O DEL REPRESENTANTE LEGAL			
Junto a cada firma, indicar el nombre del firmante y su calidad (si tal calidad no es obvia al leer el petitorio)				
 Andrea Tobos Mateus Apoderada				
17	ANEXOS			
Documentación Técnica Solicitud Internacional en castellano 1. ☒ Descripción N° de folios: 3 a 34 2. ☒ Reivindicaciones N° Reivindicaciones: 19: fol. 35 a 39 3. ☒ Dibujos y/o figuras N° folios: 41 a 51 4. ☒ Resumen. Folio 40 5. ☐ Certificado de depósito de material biológico si fuera el caso. 6. ☐ Listado de secuencias de nucleótidos y/o aminoácidos en forma digital si fuera el caso. 7. ☒ Arte final 12 x 12. folio 52 8. ☐ Anexo formato digital.		Documentación Jurídica 9. ☐ Poderes, si fuera el caso. 10. ☐ Documento que legalmente pruebe la cesión del inventor al solicitante o a su causante. 11. ☐ Copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, certificado o número de registro, si fuera el caso. 12. ☐ Copia de la licencia o autorización de Conocimientos Tradicionales, certificado o número de registro, si fuera el caso. 13. Reducción de tasas Micro, pequeñas o medianas empresas ☐ Copia simple de la declaración de renta del año inmediatamente anterior, o en su defecto prueba documental idónea. ☐ Documento de constancia de cumplimiento con lo establecido en la ley 905 de 2004. Universidades públicas o privadas ☐ Copia acto de reconocimiento institucional emitido por el Ministerio de Educación Entidades sin ánimo de lucro ☐ Copia de registro vigente en Cámara de comercio. ☐ Hoja de información complementaria. ☐ Otros, especificar 14. ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud. 15. ☐ Comprobante de pago por reivindicación de prioridad. 16. ☐ Comprobante de pago de la tasa por concepto de excedente de palabras en la publicación. 17. ☒ Comprobante de pago por reivindicación adicional a 10.		

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO NIT : 800.176.089-2 -/-					
 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA	RECIBO DE CAJA			No. 13 - 0083489	
				Bogotá D.C., Agosto 22 de 2013 - 13:14:45	
RECIBIDO DE : TOBOS ABOGADOS SAS					NI 900.367.556
*** Soporte del Pago ***					
TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR. PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	532936902	22/08/2013	770.000.00
*** Conceptos Pagados ***					
CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr. UNDITARIO	Vr. CONCEPTO	
9 50005-01-01	SOLICITUDES	1607 REIVINDICACION PATENTE UNITARIA ADICIONAL A LAS 10 INIC	30.000.00	270.000.00	
				<u>\$270.000.00</u>	
=====					
SON: **DOSCIENTOS SETENTA MIL PESOS MONEDA CORRIENTE***					
Responsable: _____					
Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____					
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO  No. 13-205469- -00000-0000 Fecha: 2013-08-30 08:59:07 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI Act. 411 PRESENTACION Folios: 4					
Sede Centro: Carrera 13 No. 27 - 00 Pisos 3,4,5 y 10 Bogotá, D.C.- Colombia					
Web: www.sic.gov.co e-mai: info@sic.gov.co Conmutador: (571) 5870000 Fax: (571) 5870284 Línea: 018000-910165 Call Center: (571) 6513240					
, Agosto 22 de 2013 - 13:14:45					

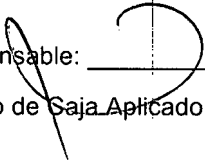
SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO
NIT : 800.176.089-2
- / -

 Industria y Comercio SUPERINTENDENCIA	RECIBO DE CAJA	No. 13 - 0083488
		Bogotá D.C., Agosto 22 de 2013 - 13:14:45

RECIBIDO DE : TOBOS ABOGADOS SAS					NI 900.367.556
*** Soporte del Pago ***					
TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR. PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	532936902	22/08/2013	770.000.00

*** Conceptos Pagados ***				
CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr. UNDITARIO	Vr. CONCEPTO
1	50005-01-01 SOLICITUDES	1 TRAMITES DE SOL. DE PATENTE DE INVENCIÓN	500.000.00	500.000.00
				\$500.000.00
			=====	=====

SON: **QUINIENTOS MIL PESOS MONEDA CORRIENTE**

Responsable: 
*
Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

No. 13-205469- -00000-0000
Fecha: 2013-08-30 08:59:07 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 4



No. 13-205469- -00000-0000

S

Fecha: 2013-08-30 08:59:07 Dep. 2020 DIR.NUEVASCR
Tra. 11 PATENTEIYII Eve: 378 FASENACIONALI
Act. 411 PRESENTACION Folios: 4

0

PATENTE DE INVENCION

☐

MODELO

☐	Indicación que se solicita una patente.
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Descripción de la invención
☐	Dibujos de ser estos pertinentes
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas (De ser el caso formato de descuento)
Completa	☐
Incompleta	☐

PATENTE DE INVENCION PCT

☐

MODELO DE UTILIDAD PCT

☐

Art.33 Decisión 486/00, Circular Única

☐	Indicación que se solicita una PCT
☐	Copia de la solicitud en español, tal como fue presentada inicialmente (capítulo descriptivo, reivindicatorio, resumen)
☐	Dibujos de ser estos pertinentes
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas (de ser el caso formato de descuento)
Completa	☐
Incompleta	☐

DISEÑO INDUSTRIAL

☐

(Art. 119 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita Diseño industrial
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica y fotográfica del Diseño industrial o muestra del material que incorpora el diseño
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa	☐
Incompleta	☐

ESQUEMA DE TRAZADO

☐

(Art. 92 Decisión 486/00)

☐	Indicación que se solicita un esquema de trazado
☐	Datos de identificación del solicitante o de la persona que presenta la solicitud
☐	Representación gráfica de un esquema de trazado
☐	Comprobante de pago de las tasas establecidas
Completa	☐
Incompleta	☐

	Espacio reservado para el adhesivo de radicación
---	--

DIRECCIÓN DE NUEVAS CREACIONES
SOLICITUD FASE NACIONAL -PCT

1	TIPO DE SOLICITUD	☒ Patente de invención ☒ Capítulo I	☐ Patente de Modelo de Utilidad ☐ Capítulo II
2	DATOS SOLICITUD INTERNACIONAL PCT (86)		
Solicitud Internacional No.		PCT/IB2012/050444	Fecha 31 de enero de 2012
Publicación Internacional No.		WO/2012/104784	Fecha 09 de agosto de 2012
3	TÍTULO DE LA INVENCIÓN (200 caracteres o espacios máximos)		
IMAGINOLOGIA POLARIMETRICA OPTICA			
4	CLASIFICACIÓN INTERNACIONAL (CIP)		
G01N 21/21			
5	SOLICITANTE (S) ☐ Esta persona también es inventor. Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS O RAZÓN SOCIAL		NOMBRE	IDENTIFICACIÓN TIPO
1.	MUSTECH COMPUTING SERVICES LTD.		
6	DATOS DEL SOLICITANTE		
DIRECCIÓN 19 Sapir St. 60850		No. TELÉFONO	
CIUDAD Shoham		CORREO ELECTRÓNICO	tobos@tobos.com.co
DEPARTAMENTO/ESTADO		NACIONALIDAD O LUGAR DE CONSTITUCIÓN	
PAÍS DE RESIDENCIA Israel		Israel	
7	INVENTOR (ES) Para datos adicionales utilizar hoja de información complementaria		
APELLIDOS		NOMBRES	NACIONALIDAD
1.	AHARON	Ofir	Israeli
2.			
3.			
4.			
5.			
DIRECCIÓN DE CORREO ELECTRÓNICO:			
8	DATOS INVENTOR (ES)		
PAÍS RESIDENCIA		DEPARTAMENTO/ESTADO	CIUDAD DIRECCIÓN
1.	Israel		Ofakim 63 Kibutz, Galuyot, 80300
2.			
3.			
4.			
5.			
OTRO(S) SOLICITANTE(S) Y/O (OTRO(S)) INVENTOR(ES)			
☐ Los demás solicitantes y/o (demás) inventores se indican en una hoja a continuación.			
9	☐ REPRESENTANTE LEGAL ☒ APODERADO		
APELLIDOS		NOMBRES	IDENTIFICACIÓN
TOBOS MATEUS		ANDREA	C.C. 52.223.325 T.P. 148648
DIRECCIÓN Carrera 7 C No. 138 - 19 Oficina 901		No. TELÉFONO 8 123335	
CIUDAD Bogotá, D.C.		CORREO ELECTRÓNICO andrea.tobos@tobos.com.co	
PAÍS Colombia		No. RADICACIÓN DE PROTOCOLO DE PODER GENERAL	

10	DECLARACIONES DE PRIORIDAD ☒ SI ☐ NO		
1. 2. 3.	(33) PAÍS DE ORIGEN Estados Unidos de America	CÓDIGO PAÍS	(31) NÚMERO 61/437,693
			(32) FECHA (AAAA/MM/DD) 31 de enero de 2012
11	DECLARACIÓN SOBRE USO DE RECURSOS GENÉTICOS O BIOLÓGICOS		
<i>Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de recursos genéticos o biológicos de los que cualquiera de los países miembros de la Comunidad Andina es país de origen.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, o certificado o número de registro, expedido por la Autoridad competente.			
12	DECLARACIÓN SOBRE USO DE CONOCIMIENTOS TRADICIONALES		
<i>Declaro que el objeto de la presente solicitud de patente fue obtenido a partir de conocimientos tradicionales de comunidades indígenas, afroamericanas o locales de países miembros de la Comunidad Andina.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso afirmativo deberá anexar la licencia o autorización de uso de conocimiento tradicional, o certificado, o número de registro expedido por la Autoridad competente.			
13	REDUCCIÓN DE TASAS		
<i>Declaro que carezco de medios económicos para presentar la solicitud de patente.</i> ☐ SI ☒ NO Nota: En caso de ser persona natural y carecer de medios económicos, y por lo tanto, aplique la reducción de tasas a que se refiere la resolución vigente en tarifas, debe firmar la presente solicitud bajo la gravedad de juramento.			
Micro, pequeñas y medianas empresas ☐ Universidades públicas o privadas ☐ Entidades sin ánimo de lucro ☐			
Debe aportar los documentos que se indican en el numeral 17 de anexos			
14	AUTORIZACIÓN DE NOTIFICACIÓN EN LÍNEA ☒ SI ☐ NO		
Manifiesto que he leído y entendido perfectamente los términos y condiciones de uso de medios electrónicos para las notificaciones en línea a través de Internet de los actos administrativos proferidos por la Superintendencia de Industria y Comercio que deben ser notificados personalmente y, en consecuencia, autorizo el servicio de notificación a través de internet.			
15	COMPROBANTE DE PAGO O PAGO ELECTRÓNICO	N° 13-0083488-13-0083489	Fecha 22 de agosto de 2013
16	FIRMA DEL SOLICITANTE, DEL APODERADO O DEL REPRESENTANTE LEGAL <i>Junto a cada firma, indicar el nombre del firmante y su calidad (si tal calidad no es obvia al leer el petitorio)</i>		
 Andrea Tobos Mateus Apoderada			
17	ANEXOS		
Documentación Técnica Solicitud Internacional en castellano 1. ☒ Descripción N° de folios: 3 a 34 2. ☒ Reivindicaciones N° Reivindicaciones: 19: fol. 35 a 39 3. ☒ Dibujos y/o figuras N° folios: 41 a 51 4. ☒ Resumen. Folio 40 5. ☐ Certificado de depósito de material biológico si fuera el caso. 6. ☐ Listado de secuencias de nucleótidos y/o aminoácidos en forma digital si fuera el caso. 7. ☒ Arte final 12 x 12. folio 52 8. ☐ Anexo formato digital.		Documentación Jurídica 9. ☐ Poderes, si fuera el caso. 10. ☐ Documento que legalmente pruebe la cesión del inventor al solicitante o a su causante. 11. ☐ Copia del contrato de acceso de recursos genéticos o productos derivados, certificado o número de registro, si fuera el caso. 12. ☐ Copia de la licencia o autorización de Conocimientos Tradicionales, certificado o número de registro, si fuera el caso. 13. Reducción de tasas Micro, pequeñas o medianas empresas ☐ Copia simple de la declaración de renta del año inmediatamente anterior, o en su defecto prueba documental idónea. ☐ Documento de constancia de cumplimiento con lo establecido en la ley 905 de 2004. Universidades públicas o privadas ☐ Copia acto de reconocimiento institucional emitido por el Ministerio de Educación Entidades sin ánimo de lucro ☐ Copia de registro vigente en Cámara de comercio. ☐ Hoja de información complementaria. ☐ Otros, especificar 14. ☒ Comprobante de pago de la tasa de presentación de la solicitud. 15. ☐ Comprobante de pago por reivindicación de prioridad. 16. ☐ Comprobante de pago de la tasa por concepto de excedente de palabras en la publicación. 17. ☒ Comprobante de pago por reivindicación adicional a 10.	

IMAGINOLOGÍA POLARIMÉTRICA ÓPTICA

ANTECEDENTES

5 1. Campo técnico

La presente invención se refiere a examinar la morfología de tejidos in vivo, tal como un tejido cutáneo in vivo.

10 2. Descripción de la técnica relacionada

Los fenómenos del cambio de estado de polarización de la luz retrodispersada a partir de un medio turbio son conocidos. En 1988, Philip et ál.[2] estudiaron estos fenómenos en tejido cutáneo y fueron seguidos por Anderson et ál.[3] en 1991. En 15 1998-2002 Jacques usó aparatos de iluminación lateral.[4,5,6] En 2003, Anderson usó su método para la detección de los límites de una lesión cutánea para la cirugía micrográfica de Mohs. [7] Se obtuvo una vista mejorada de la vasculatura y de lesiones pigmentadas. En 1999, Bueno et ál.[8] mostró una imaginología de 20 la retina del ojo mediante la extracción de 16 parámetros de la matriz de Mueller. El grado de polarización (DOP) se extrajo de esas imágenes para el plano retiniano. En 2004, Boulesteix et ál.[9] usó el método para biopsia hepática por tinción, extrayendo 25 el grado de polarización de las matrices de Mueller en los campos

espectrales infrarrojos visibles o casi visibles, y la estructura anómala del colágeno se enfatizó a diferentes longitudes de onda. En el mismo año, Ramella et. ál. [10] simplificó la lectura de dos polarizaciones (polarizaciones paralelas y cruzadas, comparadas con la polarización de la fuente de luz) de un tejido usando dos cámaras y calculando el contraste normalizado entre ellas simultáneamente (parámetro S_1 del vector de Stokes). Weber et ál.[11] manipularon las polarizaciones cruzada y paralela por separado, de manera de poder reconocer una pequeña vena en el ojo. Liu et ál.[12] midieron la matriz de Mueller de retrodispersión de una muestra de piel de rata casi en tiempo real usando iluminación lateral y los parámetros de diatenuación, retardancia y despolarización se dedujeron a partir de matrices de Mueller. En 2005, Ramella et ál.[13] describieron un mejor modo de iluminar el tejido mediante iluminación sesgada para la imaginología de retrodispersión e incluso una herramienta útil. [14] Esto les permitió eliminar el resplandor sin necesidad de aceite o agua como índice de refracción coincidente. El contraste de polarización simbolizado por los parámetros de Stokes $Pol = S_1/S_0$ tiene solo un porcentaje pequeño de la fuente de luz. Por lo tanto, en 2006 Zhao et. ál.[15] eliminaron el ruido usando un método de transformación de la ondícula adaptativa que puede aplicarse fácilmente a la imaginología de tejidos. Bruno et ál.[16] construyeron un instrumento de dispersión espectropolarimétrica hemisférica para manipular una serie de parámetros de Stokes. En

2009, Zhao et ál.[17] emplearon el análisis de componente principal (PCA) y fusión de imagen[18,19] para analizar las características del tejido y propusieron un método de mejora visual para fusionar la información espectral y polarimétrica
5 adquirida, mediante el uso de mapeo de pseudocolor.

La patente estadounidense 7289211 [1] divulga métodos para calcular los parámetros de Stokes en la reflexión del tejido cutáneo.

10

Zhang et ál. [20] llevaron a cabo una investigación en un hombre asiático con piel color rojo oscuro y un hombre caucásico con una piel rosa claro. Como regla general, estos tipos de piel son los comunes entre todos los tipos de pieles y son seguramente
15 adecuados para la decisión espectral de las longitudes de onda preferentes.

Referencias:

20 [1] Joseph T. Wals, "System and method for imaging sub-surface polarization-sensitive material structures", patente estadounidense, patente N.º US 7289211, fecha de emisión: 30 de octubre de 2007.

25 [2] J. Philip, Carter NJ, Lenn CP. "Improved optical

discrimination of skin with polarized light". J Soc Cosmet Chem.
1988;39:121-132.

[3] R.R. Anderson, "Polarized light examination and
5 photography of the skin", Arch Dermatol, 127, (1991).

[4] Steven L. Jacques, Jessica C. Ramella-Roman, Ken Lee,
"Imaging skin pathology with polarized light", Journal of
Biomedical Optics Vol. 7, 3 (2002).

10

[5] S. L. Jacques y K. Lee, "Polarized video imaging of
skin", Proc. SPIE 3245, 356-362 (1998).

[6] Steven L. Jacques, et ál. "Imaging Superficial Tissues
15 With Polarized Light", Lasers in Surgery and Medicine 26:119-129
(2000).

[7] R.R. Anderson, "Demarcation of Nonmelanoma Skin Cancer
Margins in Thick Excisions Using Multispectral Polarized Light
20 Imaging", The Society for Investigative Dermatology, (2003).

[8] Juan M. Bueno y Pablo Artal, "Double-pass imaging
polarimetry in the human eye", OPTICS LETTERS / Vol. 24, N.º 1
/ 1º de enero de 1999.

25

[9] Blandine Laude-Boulesteix, Antonello De Martino, Bernard Dre' villon, y Laurent Schwartz, "Mueller polarimetric imaging system with liquid crystals", APPLIED OPTICS, 43, 14 (2004).

5

[10] Jessica C. Ramella-Roman, "Design, testing, and clinical studies of a handheld polarized light camera", Journal of Biomedical Optics 9(6), 1305-1310 (2004).

10

[11] Anke Weber, Michael C. Cheney, Quinn Y.J. Smithwick, Ann E. Eisner, "Polarimetric imaging and blood vessel quantification", OPTICS EXPRESS , 12, 21 (2004).

15

[12] Gang L. Liu, Yanfang Li, y Brent D. Cameron, "Polarization-Based Optical Imaging and Processing Techniques with Application to the Cancer Diagnostics", SPIE 4617 (2002).

20

[13] R. Ramella et ál. "Out-of-plane polarimetric imaging of skin: Surface and subsurface effects", Proc. SPIE 5686, 142-153 (2005).

25

[14] Ramella-Romano, Ken Lee, Scott A. Prahl, Steven L. Jacques, Design, testing, and clinical studies of a handheld polarized light camera, Journal of Biomedical Optics 9(6), 1305-1310 (NoviembreDiciembre 2004).

[15] Yong-Qiang Zhao, "New polarization imaging method based on spatially adaptive wavelet image fusion", Optical Engineering, 45, 12, (2006).

5

[16] B. Boulbry, T. A. Germer y J. C. Ramella-Roman, "A novel hemispherical spectro-polarimetric scattering instrument for skin lesion imaging", Proc. SPIE 6078, 128-134 (2006).

10 [17]. Yongqiang Zhao, Lei Zhang y Quan Pan, "Spectropolarimetric imaging for pathological analysis of skin", 48, 10 pp. (2009).

[18] I. T. Jolliffe, Principal Component Analysis, 2^a ed.
15 (Springer-Verlag, 2002), Cap. 6, páginas 111-130.

[19] G. Pajares y J. Manuel de la Cruz, "A wavelet-based image fusion tutorial", Pattern Recogn. 37, 1855-1872 (2004).

20 [20]. R. Zhang, W. Verkrusysse, B. Choi, J. A. Viator, B. Jung, L. O. Svaasand, G. Aguilar y J. S. Nelson, "Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms", J. Biomed. Opt. 10(2), 024030 (2005).

25

BREVE RESUMEN

De acuerdo con las características de la presente invención, se proporciona un método para examinar la morfología de una superficie de tejido usando un sistema que puede incluir una fuente
5 de luz, un polarizador, un analizador y una cámara con múltiples elementos de fotografía. El método ilumina la superficie del tejido con una luz incidente a través del polarizador. La iluminación puede llevarse a cabo por medio de luz incidente de
10 diferente contenido espectral. La cámara puede capturar a través del analizador la luz dispersada de la superficie del tejido en una secuencia continua de cuadros de imagen. La variación del estado de polarización puede ser la de al menos uno de (1) la luz incidente de la fuente de luz mediante la variación del polarizador
15 o (2) la luz dispersada de la superficie del tejido mediante la variación del analizador. Durante la captura, para un elemento de fotografía de la cámara, una señal de intensidad variable de la luz dispersada es detectada que responde a la variación del estado de polarización. La señal de intensidad variable puede ser
20 una señal de intensidad periódica. La señal de intensidad variable puede analizarse para de al menos uno de los elementos de fotografía a través de los cuadros de imagen para examinar la morfología de la superficie de tejido. El análisis puede incluir la determinación de contraste de intensidad de luz entre picos
25 y depresiones de la señal de intensidad variable. El análisis puede

incluir la determinación de un diferencial de intensidad de la
señal de intensidad variable entre cuadros de imagen. El análisis
puede incluir la determinación de un diferencial de intensidad
de la señal de intensidad variable entre cuadros de imagen
5 consecutivos. El análisis puede incluir la determinación de un
segundo derivado o uno mayor de la señal de intensidad variable
entre los cuadros de imagen. La señal de intensidad variable puede
estar en función del tiempo y el análisis puede incluir aplicar
una transformada a la señal de intensidad variable para obtener
10 una señal de intensidad transformada en el dominio de la
frecuencia. El análisis puede incluir la determinación de un
promedio de contrastes entre cuadros de la señal de intensidad
variable. El análisis puede incluir la determinación de una
variación en la señal de intensidad variable.

15

De acuerdo con las características de la presente invención,
se proporciona un sistema que incluye una fuente de luz, un
polarizador variable, un segundo polarizador y una cámara que
incluye un sensor de imagen con una pluralidad de elementos de
20 fotografía. El sistema puede accionarse para iluminar la
superficie de tejido con una luz incidente a través del
polarizador. La luz dispersada es capturada por la cámara a través
del analizador a partir de la superficie del tejido en una
secuencia continua de cuadros de imagen. El estado de polarización
25 puede variarse en al menos uno de (1) la luz incidente de la fuente

de luz (2) la luz dispersada de la superficie del tejido. La señal de intensidad variable de la luz dispersada se detecta que responde al estado de polarización variable. La señal de intensidad variable puede ser una señal de intensidad periódica. La señal

5 de intensidad variable puede ser una señal de intensidad periódica. Un análisis de la señal de intensidad variable se lleva a cabo para al menos uno de los elementos de fotografía a través de los cuadros de imagen para examinar la morfología de la superficie de tejido. El análisis de la señal de intensidad

10 variable puede incluir un contraste de intensidad de luz entre los picos y depresiones de la señal de intensidad variable. El análisis de la señal de intensidad variable puede incluir un diferencial de intensidad de la señal variable entre los cuadros de imagen. El análisis de la señal de intensidad variable puede

15 incluir un segundo derivado de la señal de intensidad variable entre los cuadros de imagen. El análisis de la señal de intensidad variable puede incluir una intensidad promedio de contrastes entre cuadros de la señal de intensidad variable. El análisis de la señal de intensidad variable puede incluir una variación de la señal

20 de intensidad variable. La señal de intensidad variable puede estar en función del tiempo y el análisis de la señal de intensidad variable se puede incluir una transformada de la señal de intensidad variable para obtener una señal de intensidad transformada en el dominio de la frecuencia. El sistema puede

25 incluir adicionalmente un mecanismo para detectar el contenido

espectral variable de la luz incidente.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

5 La invención se describe en la presente, a modo de ejemplo únicamente, con respecto a las figuras adjuntas, donde:

La Figura 1a muestra un diagrama de sistema para examinar la morfología de la superficie del tejido, de acuerdo con una
10 característica de la presente invención.

Las Figuras 1b y 1c muestran una vista en corte transversal y una vista en planta respectivamente de una implementación de los componentes del sistema que se encuentran en el sistema
15 mostrado en la Figura 1a, de acuerdo con una característica de ejemplo.

La Figura 1d muestra una vista de corte transversal de una implementación de los componentes del sistema que se encuentran
20 en el sistema que se muestra en la Figura 1a, de acuerdo con otra característica de ejemplo.

La Figura 1e muestra una vista de corte transversal de una implementación de los componentes del sistema que se encuentran
25 en el sistema que se muestra en la Figura 1a, de acuerdo con otra

característica de ejemplo.

La Figura 2a muestra una serie de cuadros de imagen capturados de acuerdo con una característica de la presente
5 invención.

La Figura 2b muestra dos ejemplos de I_s e I_d de carcinoma de células basales. .

10 La Figura 3 muestra un ejemplo de una imagen SD usando los cuadros de imagen I_s e I_d que se muestra en la Figura 2b, ilustrando un límite bien definido de un carcinoma de células basales.

La Figura 4a y 4b muestran la señal de muestra de uno de
15 los píxeles de la cámara.

La Figura 5 muestra una imagen de una lesión de tipo nevus compuesto (CN), con imaginología del nevus compuesto.

20 La Figura 6 ilustra un segundo ejemplo de melanoma cutáneo maligno (CMM) muy duro.

La Figura 7 que muestra un método de acuerdo con una característica de la presente invención.

La Figura 8a y 8b muestra dominios de tiempo y frecuencia respectivos de la señal de intensidad de luz variable.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

5

Se hace ahora referencia en detalle a las características de la presente invención, ejemplos de las cuales se ilustran en las figuras adjuntas, donde los numerales de referencia similares se refieren a elementos similares. Las características se describen a continuación para explicar la presente invención mediante la referencia a las figuras.

Antes de explicar en profundidad las características de la invención, cabe destacar que la invención no se encuentra limitada en su aplicación por los detalles de diseño y la disposición de los componentes establecidos en la siguiente descripción o ilustrados en las figuras. La invención permite otras características, así como también de llevarse a la práctica de varias maneras. Asimismo, cabe destacar que la fraseología y la terminología empleadas en la presente cumplen fines descriptivos y no deben interpretarse como restrictivas.

A modo de presentación, los aspectos de la presente invención se dirigen a métodos novedosos para examinar tejidos tal como tejido cutáneo. En los métodos descritos en la presente,

los parámetros de Stokes o los parámetros de la matriz de Mueller no se determinan explícitamente. El estado de polarización de la luz que incide en la superficie que se está examinando se varía en primera instancia de forma periódica. La luz dispersada se visualiza por la cámara a través de un analizador. Una secuencia de cuadros de imagen se obtiene de la luz dispersada mientras que se varía la polarización de luz incidente o dispersada. Las señales de intensidad variable (típicamente periódica) de luz dispersada se producen para uno o más elementos de fotografía de la cámara.

10 El procesamiento de los cuadros de imagen y las señales de intensidad puede llevarse a cabo de varias maneras, de acuerdo con diferentes aspectos de la presente invención. Por ejemplo, la secuencia de cuadros de imagen puede usarse para extraer el contraste promedio entre cuadros de imagen adyacentes. La

15 secuencia de los cuadros de imagen puede usarse para extraer el diferencial de intensidad de luz dispersada de cuadro de imagen a cuadro de imagen en uno o más elementos de fotografía cercanos. De manera similar, los derivados de mayor orden de la variación de intensidad pueden determinarse para uno o más píxeles de cuadro

20 de imagen a cuadro de imagen.

Los métodos descritos en la presente pueden aplicarse para diagnosticar lesiones cutáneas.

25 Los términos "polarizador" y "analizador" se usan en la

presente para referirse a uno o más elementos ópticos de polarización que funcionan por refracción, reflexión, absorción y/o difracción, incluyendo una o más láminas de onda birrefringente y/o dispositivos electro-ópticos.

5

El término "promedio" o "media" tal como se usa en la presente se refiere a un valor promedio de un conjunto de valores de intensidad de luz. El promedio se calcula mediante la combinación de los valores de intensidad de luz de la lista en
10 una forma específica, por ejemplo sumando, y computando un único número como el promedio de la lista, por ejemplo, dividiendo por la cantidad de valores de intensidad de luz en la lista.

El término "variación" tal como se usa en la presente para
15 una medida, es cuánto se extiende un conjunto de valores de intensidad de luz. La variación es uno de varios descriptores de una distribución de probabilidades que describe cuánto se apartan los valores de intensidad de luz del valor promedio de intensidad de luz. En particular, la variación puede ser uno de los momentos
20 de la distribución de probabilidad. La variación puede ser el valor esperado de la diferencia cuadrada entre la intensidad de luz medida y el promedio de intensidad de luz.

Se hace referencia ahora a la Figura 1a que muestra un
25 diagrama de sistema **10** para examinar la morfología de una

superficie de tejido, de acuerdo con una característica de la presente invención. El sistema **10** incluye una fuente de luz **12** con elementos ópticos para dirigir, por ejemplo colimar, la luz emitida a partir de la fuente de luz **12** en una superficie **8**, por ejemplo una lesión cutánea, que se está examinando. La luz emitida de la fuente de luz **12** pasa a través de un polarizador **18** que puede cambiar continua y/o periódicamente el estado de polarización de la luz emitida por la fuente de luz **12** para transmitir luz incidente polarizada variable **9** a una superficie **8**. La luz dispersada por la superficie **8** pasa a través de un analizador **4** y es recibida por un sensor de imagen o cámara **2**. De manera alternativa, o además de la luz incidente, la polarización de la luz dispersada puede variarse continua y/o periódicamente mediante, por ejemplo, la rotación del analizador **4**. La cámara **2** puede ser un dispositivo de acoplamiento de carga (CCD) o un tipo de semiconductor de óxido metálico complementario CMOS, etc. La cámara **2** está conectada al procesador **14** que recibe los cuadros de imagen **16** capturados de la cámara **2**. Puede usarse una ventana transparente **11** para contactar la superficie del tejido **8** y la luz incidente y dispersada se transmiten a través de la ventana **11**.

La polarización variable de la luz incidente **9** o la luz dispersada **6** puede lograrse de cualquier forma conocida en la técnica de la óptica o la electro-óptica. La polarización puede variarse mediante la rotación de una lámina de onda

birrefringente. Otros dispositivos usados para variar la polarización de la luz incidente o dispersada pueden incluir el uso de la modulación espacial, por ejemplo un modulador de polarización de cristal líquido. La polarización de la luz
5 incidente **9** puede variarse de lineal a circular o de circular a lineal. El ángulo de la luz polarizada linealmente o de luz polarizada elípticamente puede variarse. Un estado de polarización elíptica puede variarse a cualquier otro estado de polarización. Cualquier cambio en los parámetros de Stokes o los
10 parámetros de Mueller pueden representarse en la luz incidente **9**.

La variación del estado de polarización puede llevarse a cabo al variar el estado de polarización, por ejemplo, mediante
15 rotación del polarizador **18** y/o el analizador **4**. La polarización de la luz incidente **9** puede cambiar mientras que el analizador **4** frente a la cámara **2** está fijo. El polarizador **18** de luz incidente **9** puede estar fijo y el analizador **4** frente a la cámara **2** puede estar cambiando, por ejemplo rotando. El polarizador **18** y el
20 analizador **4** pueden estar ambos cambiando, por ejemplo rotando al mismo tiempo.

En todos los casos, la cámara **2** captura los cuadros de imagen **16** durante la polarización variable.

Las superficie **8** tiene una morfología óptica monotónica, la luz dispersada **6** puede no experimentar cambios significativos mientras se varía la polarización. Los límites y las zonas de alta dispersión pueden ser más sensibles a cambios en la polarización de la luz incidente **9** y pueden producir diferentes imágenes para diferentes estados de polarización incidente.

Se hace referencia ahora a las Figuras 1b y 1c las cuales muestran una vista de corte transversal **10a** y una vista en planta **100** respectivamente de una implementación de componentes de sistema que se encuentran en el sistema **10** que se muestra en la figura 1a, de acuerdo con una característica de ejemplo. La cámara **2** se muestra con el sensor **2a** y el lente **2b**. El analizador **4**, el polarizador **18** y la ventana **11** tienen el sensor **2a** y el lente **2b** perpendicular al eje **Z**. Un motor **5a** con un eje motriz **5b** se conecta al engranaje **5c**. Cuando el motor **5a** hace rotar al engranaje, este rota al polarizador **18** en dirección a ángulos rectos respecto al eje **Z**. La fuente de luz **12** puede incluir una lámpara **12a** y un lente **12b**. La luz enfocada emitida por la fuente de luz **12** pasa por el polarizador **18** para transmitir la luz incidente polarizada variable **9** a una ventana **11** y/o superficie **8** en virtud de la rotación del polarizador **18**. La luz dispersada de la ventana **11** y/o superficie **8** pasa por el analizador estacionario **4**, a través del lente **2b** al sensor de imagen **2a**.

Se hace referencia ahora a la Figura 1d la cual muestra una vista de corte transversal **10b** y de una implementación de los componentes del sistema que se encuentran en el sistema **10** que se muestra en la figura 1a, de acuerdo con otra característica
5 ejemplar. El engranaje **5c** cuando el motor **5a** lo rota, rota al polarizador **18** y al analizador **4** en virtud de los componentes angulares **18a** y **4a** que están acoplados al polarizador **18** y el analizador **4** respectivamente. El analizador **4** rota en un ángulo recto respecto al eje **Z** y el polarizador **18** rota en un ángulo **B**
10 relativo al eje **Z**. El ángulo **B** puede ser mayor que cero grados y menor que noventa grados. La luz enfocada emitida por la fuente de luz **12** pasa por el polarizador **18** para transmitir la luz incidente polarizada **9** a una ventana **11** y/o superficie **8** en virtud de la rotación del polarizador **18**. La luz dispersada de la ventana
15 **11** y/o superficie **8** pasa por el analizador **4**, que también está rotando, a través del lente **2b** al sensor de imagen **2a**.

Se hace referencia ahora a la Figura 1e que muestra una vista de corte transversal **10c** y de una implementación de componentes
20 de sistema que se encuentran en el sistema **10** que se muestra en la figura 1a, de acuerdo con otra característica ejemplar adicional. Las Figuras 1e y 1d son similares excepto por dos motores **5a** y **5d** respectivamente, que hacen rotar al polarizador **18** y el analizador **4** independientemente el uno del otro. El
25 engranaje **5c** acoplado al eje motriz **5b** y el motor **5a**, que se conecta

con un componente angular **18a** del polarizador **18** como para hacer rotar al polarizador **18**. De forma similar, el engranaje **5f** acoplado al eje motriz **5e** y al motor **5d**, se conecta con el analizador **4** para rotar el polarizador **4**.

5

Preprocesamiento de la secuencia de video capturada.

Las lesiones cutáneas son buenos ejemplos, dada la dispersión en sus capas epidérmicas. La secuencia capturada se
10 puede procesar como archivos diferentes de cuadros de imágenes **16**, u, opcionalmente, la secuencia se puede procesar también como una secuencia de video en un único archivo. El sistema **10** se puede aplicar para tomar imágenes de lesiones cutáneas mientras que el ángulo de luz polarizada linealmente se cambia al rotar el
15 polarizador **18**. La luz dispersada se dispersa ascendiendo hacia la cámara **2**. La cámara **2** captura cuadros **16** como se muestra esquemáticamente en la Figura 2a. Los cuadros de imagen **16** tienen índices $k=1$ a N , I_k es el cuadro k^o entre cuadros N . El polarizador **18** se puede rotar varias veces para mejorar la relación señal/ruido
20 en los algoritmos. Cada cuadro I_k , de, por ejemplo, 640 X 480 elementos de fotografía (píxeles) en los ejemplos actuales corresponde básicamente a un único estado del ángulo de polarización α_k producido por el polarizador **18**.

25

Se hace referencia ahora a la Figura 2 la cual ilustra

esquemáticamente una secuencia de cuadros de imagen **16** capturados en diferentes estados incidentes de polarización de una lesión cutánea. Se toman N cuadros mientras ocurre un cambio continuo en el estado de polarización α_k . I_s se muestra como el cuadro de
5 imagen **16** cuando aparece una imagen prominente del tipo especular, I_d se muestra cuando la imagen que aparece es difusa y no especular. Las imágenes que se etiquetan como "especulares" y "difusas" corresponden a un carcinoma de células basales (CCB).

10 Los métodos descritos en la presente utilizan superficies de lesiones cutáneas **8** como ejemplos no taxativos de tejidos o material de dispersión; sin embargo, el método puede, opcionalmente, aplicarse a cualquier otra superficie semitrasparente.

15 Durante las variaciones en el polarizador **18**, la luz dispersada **6** de la lesión también cambia como producto de la dispersión de heteroestructuras dentro de la piel. Las áreas que no presentan variaciones en su estructura no producirán
20 diferencias importantes en la luz dispersada **6**, por lo tanto, los cuadros de imagen capturados 16 podrán mostrar cambios mínimos de un cuadro a otro. Se esperan diferencias más importantes entre cuadros **16** cuando se presenten límites materiales o sitios de dispersión. En estos casos, la luz dispersada **6** podrá cambiar su
25 polarización e intensidad para cada estado de polarización de la

luz incidente. Para revelar estas variaciones estructurales en el índice material de refracción o en la morfología general-óptica, se utilizan opcionalmente diferentes algoritmos para resaltar los límites y el grado de luz dispersada **6** en la
5 superficie que se examina.

1) Algoritmo especular-difuso, **algoritmo SD**.

2) Contraste promedio de cuadro, llamado **algoritmo AFC**.

10

3) Algoritmo de diferencial promediado, llamado **algoritmo AD2**, cuando se aplica para el segundo orden de diferenciación.

NOTA: **AD3, AD4... ADn** (n=entero), se puede aplicar para
15 órdenes de diferenciación mayores.

Algoritmo SD: Especular-Difuso

De toda la secuencia de cuadros de imagen **16** se puede ver
20 claramente una reflexión de tipo especular de la capa superficial de la superficie examinada. En la piel, se trataría de la capa córnea. Los cuadros de imagen **16** de tipo especular se marcan como I_s en la Figura 2, donde s significa firmas del tipo especular (superficie brillante) que suelen suceder cuando la polarización
25 incidente está en la misma polarización que el analizador **4**. Entre

los cuadros de imagen **16** I_s están los cuadros de imagen **16** I_d difusos, que suelen suceder cuando la polarización de la reflexión de superficie y el analizador **4** son ortogonales. La Figura 2b muestra dos ejemplos de I_s e I_d de carcinoma de células basales.

5 Puede apreciarse que el código de imagen **16** I_s tiene un brillo mayor en su superficie e I_d carece de este brillo. De manera similar a la definición del segundo parámetro normalizado de Stokes similar se podría definir la siguiente imagen SD que designa el contraste entre el cuadro de imagen **16** I_s de tipo especular y

10 cuadros de imagen **16** I_d difusivos como:

$$SD = (I_s - I_d) / (I_s + I_d) \quad (1)$$

La imagen SD se diferencia del segundo parámetro de Stokes

15 cuando el polarizador de la cámara **2** se fija y el brillo en I_s puede venir de un ángulo de reflexión arbitrario. La ec. 1 permite enfatizar los límites de diferentes zonas de dispersión.

La Figura 3 muestra un ejemplo de una imagen SD usando los

20 cuadros de imagen **16** I_s e I_d que se muestran en la Figura 2b, ilustrando un límite bien definido de un carcinoma de células basales.

Algoritmo AFC: Contraste promedio de cuadro

La morfología óptica de superficies, como lesiones cutáneas, tiene características ópticas arbitrarias en lo que refiere a la absorción, transmisión, dispersión y siempre variará según la lesión, las diferentes partes del cuerpo, o los diferentes tipos de personas en que se presente. Por lo tanto, el *algoritmo AFC* toma el promedio de todos los contrastes de dos cuadros de imagen **16** I_{k+m} e I_k adyacentes. "m" es un número entero, que el usuario elegirá, en este caso $m=2$. La ecuación (2) demuestra el contraste entre dos estados adyacentes. De presentarse grandes cambios espaciales en la morfología como áreas de dispersión se producirán valores mayores en imágenes C_k . Recuperando la morfología óptica aleatoria, las C_k serán promediadas en el posproceso final como imágenes *AFC*, definidas en la Ec. 3.

$$C_k = \frac{|I_{k+2} - I_k|}{I_{k+2} + I_k} \quad (2)$$

15

$$AFC = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N C_k \quad (3)$$

El algoritmo *AFC* resalta los cambios internos espaciales de áreas de gran dispersión en la superficie examinada. Cuando se trata de lesiones cutáneas, puede indicar anomalías, por ejemplo, surgimiento de displasia, lo que puede llevar a neoplasia maligna.

20

Algoritmo AD2: Diferencial promedio de 2° grado

Si se asume que una superficie tiene una alta dispersión
5 óptica, cambiar la polarización en raras ocasiones podrá producir
un cambio lineal en la intensidad registrada de la cámara **12**. La
intensidad (o cuadro de imagen **16**) que la cámara **12** registra
generará una curvatura en cada píxel durante el cambio en el estado
de polarización. El grado de esta curvatura está representado por
10 el algoritmo AD2 en la Ec. 4, promediando el diferencial de 2°
grado para cada píxel en el detector de la cámara **2**. Cuanto mayor
la curvatura, mayor el valor de AD2.

$$AD2 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{k=1}^N |I_{k+2} - I_k| \times |I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}| \quad (4)$$

15

$|I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}|$ está relacionado con la segunda derivación
numérica e indica el grado de curvatura del cambio en la intensidad
 I_k .

20

Para evitar casos en que el cambio entre dos puntos I_{k+2} e
 I_k no es prominente o se origina a partir de ruido, $|I_{k+2} + I_k -$
 $2I_{k+1}|$ se multiplica por la diferencia $|I_{k+2} - I_k|$. La Ec. 4 también
se puede escribir utilizando normalizaciones mediante la división

con la suma de los elementos restados en el denominador, Ec. 5-7, o simplemente promediando la segunda derivación, como en la Ec. 8. Después el mapa de color de la imagen deberá ser modificado. Los paréntesis $(AD2)_1 \dots (AD2)_4$ indican las diferentes opciones para
5 definir $AD2$.

$$(AD2)_1 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{k=1}^N \frac{|I_{k+2} - I_k| \times |I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}|}{|I_{k+2} + I_k| \times |I_{k+2} + I_k + 2I_{k+1}|} \quad (5)$$

$$(AD2)_2 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{k=1}^N \frac{|I_{k+2} - I_k| \times |I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}|}{|I_{k+2} + I_k + 2I_{k+1}|} \quad (6)$$

$$(AD2)_3 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{k=1}^N \frac{|I_{k+2} - I_k| \times |I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}|}{|I_{k+2} + I_k|} \quad (7)$$

$$(AD2)_4 = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{k=1}^N |I_{k+2} + I_k - 2I_{k+1}| \quad (8)$$

Para entender el significado de $AD2$ se deberá seguir la señal
10 de muestra en uno de los píxeles de la cámara, como se muestra en las Figuras 4a y 4b, donde los ejes son la intensidad en un píxel particular y el ángulo de polarización discreta α_k de la luz incidente en una lesión cutánea. Las mediciones de curvaturas numéricas se pueden expresar como la magnitud de distancia entre
15 la intensidad de muestra de la medición en un punto $\{\alpha_{k+1}, I_{k+1}\}$, y el valor promedio entre dos puntos adyacentes I_k e I_{k+2} , $\{\alpha_{k+1}, (I_{k+2} + I_k)/2\}$. La distancia entre estos dos puntos sería $|(I_{k+2}$

+ $I_k)/2 - I_{k+1}|$. Cabe notar que en las Ec.4-8 la división entre dos se quitó del signo de sumatoria.

Durante el análisis, el ángulo de la polarización incidente
5 sobre la lesión cambia continuamente, por lo tanto se espera un
cambio continuo en la cámara **2** también, de manera que si el cuadro
de imagen **16** en I_{k+2} no cambia mucho en comparación con I_k , se
interpreta el salto en I_{k+1} como ruidos y pueden ignorarse y AD2
debería estar cerca del nivel oscuro, lo que significa que I_{k+2}
10 y I_k están cerca el uno del otro.

Se hace referencia también a las figuras 4(a) y 4(b). La
Figura 4(a) muestra un cambio en la intensidad de un píxel
arbitrario en la cámara **2** mientras que α cambia. La línea continua
15 es la intensidad análoga, los círculos negros son sus muestras
numéricas. La Figura (b) muestra un caso en que prácticamente no
hay un cambio prominente entre I_k e I_{k+2} , donde I_{k+1} no se encuentra
sobre la línea punteada. En este caso I_{k+1} se puede considerar como
un ruido.

20

La gráfica de la Figura 4b considera la multiplicación de
 $|I_{k+2} - I_k|$ en la Ec. 4. En otras palabras, la Ec. 4 recoge casos
similares a la Figura 4a cuando hay una diferencia importante entre
 I_k e I_{k+2} que se refuerza con la magnitud de la diferencia de
25 intensidad entre los puntos I_k e I_{k+2}). El método de análisis por

polarización diferencial puede considerar el hecho de que las capas más profundas provocarán que la luz polarizada incidente pierda su polarización y surja como una luz no polarizada de fondo. Por lo tanto, las ecuaciones 3-8 resaltan, principalmente, los cambios de la capa superficial de la lesión, mientras que se conserva algún grado de polarización.

Ejemplos: utilización de los métodos descritos en la presente en una clínica

10

Se obtuvieron imágenes clínicas *in vivo* en el hospital Soroka, Beer-Sheva Israel. Las imágenes de lesiones cutáneas se capturaron antes de que los pacientes ingresaran a la sala de operaciones para someterse a cirugía. La siguiente sección presenta imágenes posteriores al procesamiento de *algoritmos AFC* y *AD2* utilizando dos longitudes de onda 520 nm y 700 nm. Se pueden aplicar diferentes longitudes de onda para obtener penetraciones diferentes, basándose en las propiedades que se pueden inferir de la obra de Zhang et ál.[20]:

20 (1) grandes diferencias en la transmisión a 520 nm y 700 nm y

 (2) la dependencia espectral alrededor de estas longitudes de ondas es casi plana.

25 Se hace referencia también a la Figura 5, la cual muestra

una imagen de una lesión de tipo nevus compuesto (CN), con
imaginología del nevus compuesto. Como se muestra en la Figura 5,
los patrones que no se pueden ver a simple vista (Figura 5 - cuadro
de imagen normal) se pueden ver claramente utilizando los
5 algoritmos *AFC* y *AD2*. *AFC* hace referencia a áreas con mayores
características de dispersión que el entorno de la lesión y *AD2*
indica la curvatura del cambio en la retrodispersión. Ambos casos
revelan la tendencia de la lesión a convertirse en neoplásica.

10 Se hace referencia a la Figura 6, que ilustra un segundo
ejemplo de melanoma cutáneo maligno (CMM) muy duro. En este
ejemplo, las estructuras del colágeno y la elastina ya están
dañadas y por lo tanto generan áreas aleatorias con regiones de
alta dispersión, en forma de islas.

15

Los algoritmos, *SD*, *AFC* y *AD2* permiten distinguir entre
diferentes grados de luz dispersada **6** de una superficie. El
algoritmo *SD* se usa principalmente para reconocer el límite de
la lesión. Aparece una superficie monótona en las imágenes *AFC*
20 y *AD2* como imágenes borrosas o corridas, en las que las variaciones
en las propiedades de la superficie óptica aparecen con patrones
que aluden a la estructura interna de las primeras capas
superficiales, dependiendo de la longitud de onda. La profundidad
de penetración controlada por la longitud de onda incidente es
25 una cuestión de la interacción entre luz y materia, en la mayoría

de los medios turbios las capas más profundas provocan que la luz polarizada afectada pierda su polarización y surja de la superficie como una luz de fondo.

5 Los algoritmos se pueden aplicar no solo para lesiones cutáneas sino también para cualquier medio turbio o de dispersión. El cambio en los cuadros de imagen **16** capturados por la cámara **2** se puede generar de muchas maneras: (1) variaciones en la polarización en la fuente de luz o frente a la cámara **2** (2)
10 longitudes de onda cambiantes (3) intensidad de luz cambiante (4) geometría cambiante del aparato (5) cambios en el recorrido de la luz (6) o cualquier otro parámetro del sistema que resulte en un cambio en el cuadro de imagen **16** capturado por la cámara **2**.

15 Se hace referencia a la Figura 7 que muestra un método **701**, de acuerdo con una característica de la presente invención. Con la ventana **11** colocada en una superficie de tejido **8**, y en la etapa **703**, la superficie de tejido **8** se ilumina a través de una ventana **11** con la luz incidente polarizada **9**. La luz polarizada incidente
20 **9** proviene de la fuente de luz **12** mediante el polarizador **18**. La luz dispersada de la superficie del tejido **8** en la etapa **705**, se transmite a través del analizador **4** a la cámara **2**, a través del lente **2b** hasta el sensor de imagen **2a**. La cámara **2** está conectada operativamente con un procesador **14** y se capturan múltiples
25 cuadros de imagen **16** los que son procesados por el procesador **14**.

Como se mencionó previamente, el polarizador **18** puede estar fijo, moverse junto al analizador **4** o moverse independientemente del analizador **4**. De manera similar, el analizador **4** puede estar fijo, moverse junto al polarizador **18** o moverse independientemente del polarizador **18**. Por lo tanto, en la etapa **707**, el estado de polarización puede variarse para al menos un caso de la luz incidente **9** mediante la variación del polarizador **18** o en otro caso, la luz dispersada de la superficie **8** se varía mediante la variación del analizador **4**. En la etapa **709** se puede detectar un elemento de fotografía de la cámara **2** que emite una señal de intensidad variable la cual responde a la polarización del estado que se varía (etapa **707**). En la etapa **711** la intensidad variable de la señal puede analizarse para al menos uno de los elementos de fotografía de todos los cuadros de imagen **16**.

15

La etapa de análisis **711** puede incluir la determinación de un diferencial de intensidad o de un segundo diferencial de la señal de intensidad variable entre los cuadros de imagen **16** o entre cuadros de imagen **16** consecutivos. La etapa de análisis **711** puede incluir también la determinación de un promedio de contrastes entre los cuadros de la señal de intensidad variable y/o una variación de la señal de intensidad variable. Si la señal de intensidad variable está en función del tiempo, la etapa de análisis **711** puede incluir aplicar una transformada a la señal de intensidad variable para obtener una señal de intensidad

25

transformada en el dominio de la frecuencia. La forma de transformada puede ser una transformada de Fourier rápida, una transformada de Laplace o cualquier transformada conocida en la técnica del procesamiento de señales.

5

En referencia a las Figuras 8a y 8b que muestran los respectivos dominios de tiempo **80a** y frecuencia **80b** de una señal de intensidad variable de la luz. En la Figura 8a, una línea punteada muestra una onda sinusoidal correspondiente al período de tiempo **T** y a señal de intensidad de luz variable de tiempo de amplitud medida real. El dominio de frecuencia **80b** muestra una amplitud pico en una frecuencia de 1 dividida por el período de tiempo **T**. La etapa de análisis **711** en este caso puede incluir una determinación del contraste de intensidad de la luz entre picos y depresiones de la señal de intensidad variable que se muestra en el dominio de tiempo **80a**. El dominio de frecuencia **80b** muestra que la señal de intensidad variable es una señal de intensidad periódica con un pico fundamental como lo muestra el pico correspondiente a una frecuencia de uno dividido el período de tiempo **T**. El pico fundamental puede indicar que el analizador **4** se encuentra en una posición fija y el polarizador **18** rota periódicamente o vice versa. Dos picos fundamentales en dos frecuencias diferentes pueden indicar que tanto el polarizador **18** como el analizador **4** rotan a dos velocidades constantes diferentes. El dominio de frecuencia **80b** también muestra otros

10

15

20

25

componentes de frecuencia que pueden indicar una afección particular en la superficie del tejido **8**.

Los artículos indefinidos "un", "una" se usan en la
5 presente, tal como "un polarizador", "una fuente de luz"
significan "uno/a o más" es decir "uno o más polarizadores" o "una
o más fuentes de luz".

Aunque se han mostrado y descrito algunas características
10 seleccionadas de la presente invención, se deberá entender que
la presente invención no se limita a las características
descritas. Por lo contrario, deberá apreciarse que se pueden
realizar cambios a estas características sin alejarse de los
principios y el espíritu de la invención, cuyo alcance se define
15 en las reivindicaciones y sus equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un método para examinar la morfología de una superficie
5 de tejido usando un sistema que incluye una fuente de luz, un
polarizador, un analizador y una cámara con una pluralidad de
elementos de fotografía, el método comprende:

iluminar la superficie del tejido con una luz incidente a
través del polarizador;

10 capturar por medio de la cámara, a través del analizador,
la luz dispersada de la superficie del tejido en una secuencia
continua de cuadros de imagen;

variar el estado de polarización de al menos uno de (i) dicha
luz incidente de la fuente de luz mediante la variación del
15 polarizador, (ii) dicha luz dispersada de la superficie del tejido
mediante la variación del analizador;

durante dicha captura, detectar para un elemento de
fotografía de la cámara una señal de intensidad variable de la
luz dispersada que responde a la variación del estado de
20 polarización;

analizar la señal de intensidad variable para al menos uno
de los elementos de fotografía a través de los cuadros de imagen
para, de esta manera, examinar la morfología de la superficie de
tejido.

2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicha iluminación se lleva a cabo por medio de luz incidente de diferente contenido espectral.

5 3. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar el contraste de intensidad de luz entre los picos y depresiones de la señal de intensidad variable.

10 4. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar un diferencial de intensidad de la señal de intensidad variable entre cuadros de imagen.

15 5. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar un diferencial de intensidad de la señal de intensidad variable entre los cuadros de imagen consecutivos.

20 6. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar un segundo derivado de la señal de intensidad variable entre los cuadros de imagen.

 7. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar un promedio de contrastes entre los cuadros de imagen de la señal de intensidad variable.

8. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho análisis incluye determinar una variación de la señal de intensidad variable.

5 9. El método de acuerdo con la reivindicación 1, donde la señal de intensidad variable está en función del tiempo, donde dicho análisis incluye aplicar una transformada a la señal de intensidad variable para obtener una señal de intensidad transformada en dominio de frecuencia.

10

10. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde la señal de intensidad variable es una señal de intensidad periódica.

15 11. Un sistema que incluye una fuente de luz, un polarizador variable, un segundo polarizador y una cámara que incluye un sensor de imagen con una pluralidad de elementos de fotografía, el sistema funciona para:

20 iluminar la superficie del tejido con una luz incidente a través del polarizador;

 capturar por medio de la cámara, a través del analizador, la luz dispersada de la superficie del tejido en una secuencia continua de cuadros de imagen;

25 variar el estado de polarización de al menos uno de (i) dicha luz incidente de la fuente de luz, (ii) dicha luz dispersada de

la superficie del tejido;

detectar para un elemento de fotografía de la cámara una señal de intensidad variable de la luz dispersada que responde a la variación del estado de polarización;

5 realizar un análisis de la señal de intensidad variable para al menos uno de los elementos de fotografía a través de los cuadros de imagen para examinar la morfología de la superficie de tejido.

12. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
10 el análisis de la señal de intensidad variable incluye un contraste de intensidad de luz entre los picos y depresiones de la señal de intensidad variable.

13. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
15 el análisis de la señal de intensidad variable incluye un diferencial de intensidad de la señal variable entre los cuadros de imagen.

14. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
20 el análisis de la señal de intensidad variable incluye un segundo derivado de la señal de intensidad variable entre los cuadros de imagen.

15. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
25 el análisis de la señal de intensidad variable incluye un promedio

de contrastes entre cuadros de la señal de intensidad variable.

16. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
el análisis de la señal de intensidad variable incluye una
5 variación de la señal de intensidad variable.

17. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, donde
la señal de intensidad variable está en función del tiempo, donde
el análisis de la señal de intensidad variable aplica una
10 transformada a la señal de intensidad variable para obtener una
señal de intensidad transformada en dominio de frecuencia.

18. El sistema de acuerdo con la reivindicación 11, que
comprende adicionalmente:
15 un mecanismo para variar el contenido espectral de la luz
incidente.

19. El método de acuerdo con cualquiera de las
reivindicaciones 11-18 donde la señal de intensidad variable es
20 una señal de intensidad periódica.

RESUMEN DE LA INVENCION

Un método para examinar la morfología de una superficie de tejido usando un sistema que puede incluir una fuente de luz, un polarizador, un analizador y una cámara con una pluralidad de elementos de fotografía. El método ilumina la superficie del tejido con una luz incidente a través del polarizador. La cámara puede capturar a través del analizador la luz dispersada de la superficie del tejido en una secuencia continua de cuadros de imagen. La variación del estado de polarización puede ser al menos uno de (1) la luz incidente de la fuente de luz mediante la variación del polarizador o (2) la luz dispersada de la superficie del tejido mediante la variación del analizador. Durante la captura, para un elemento de fotografía de la cámara, una señal de intensidad variable de la luz dispersada es detectada la cual responde a la variación del estado de polarización.

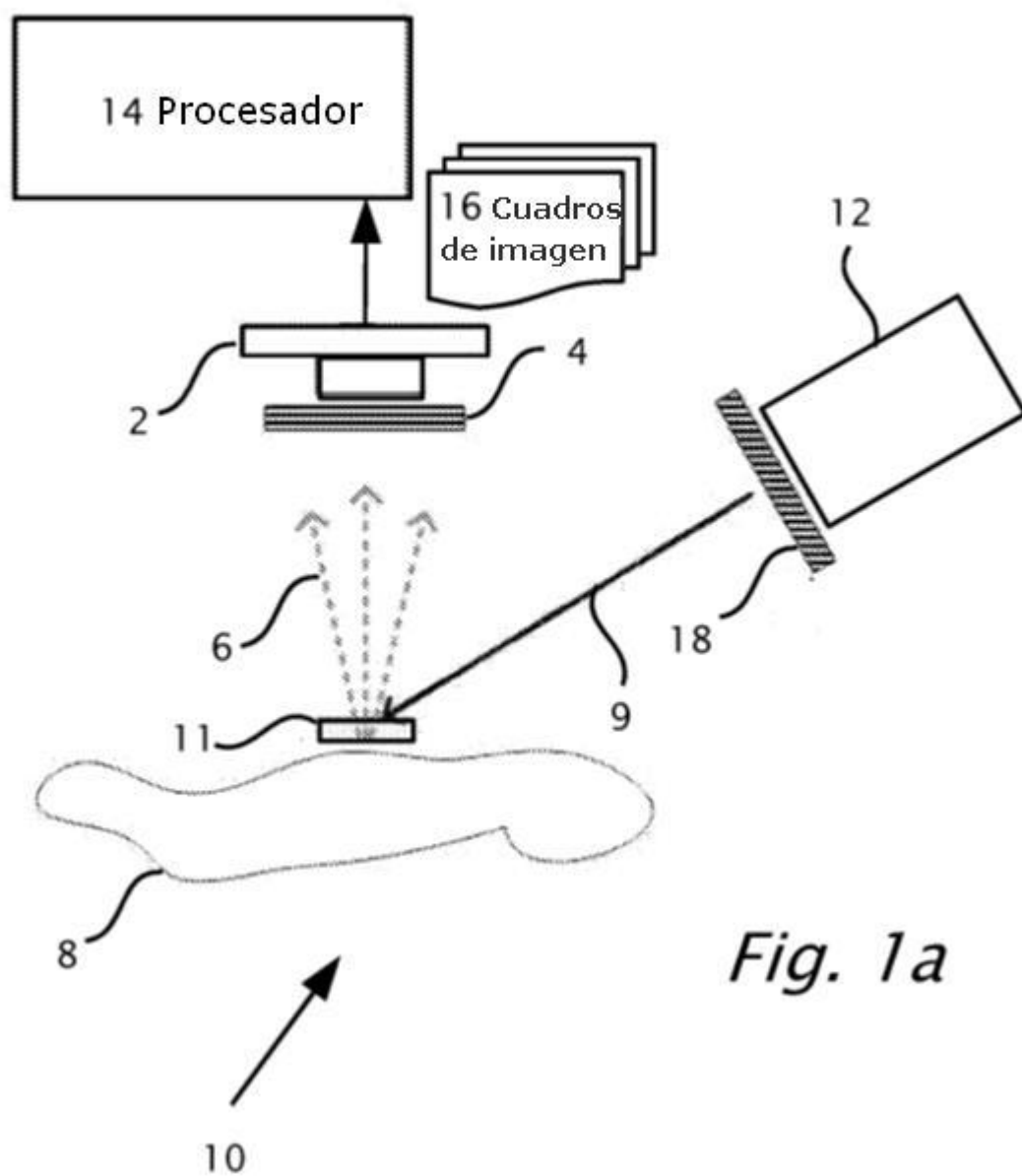
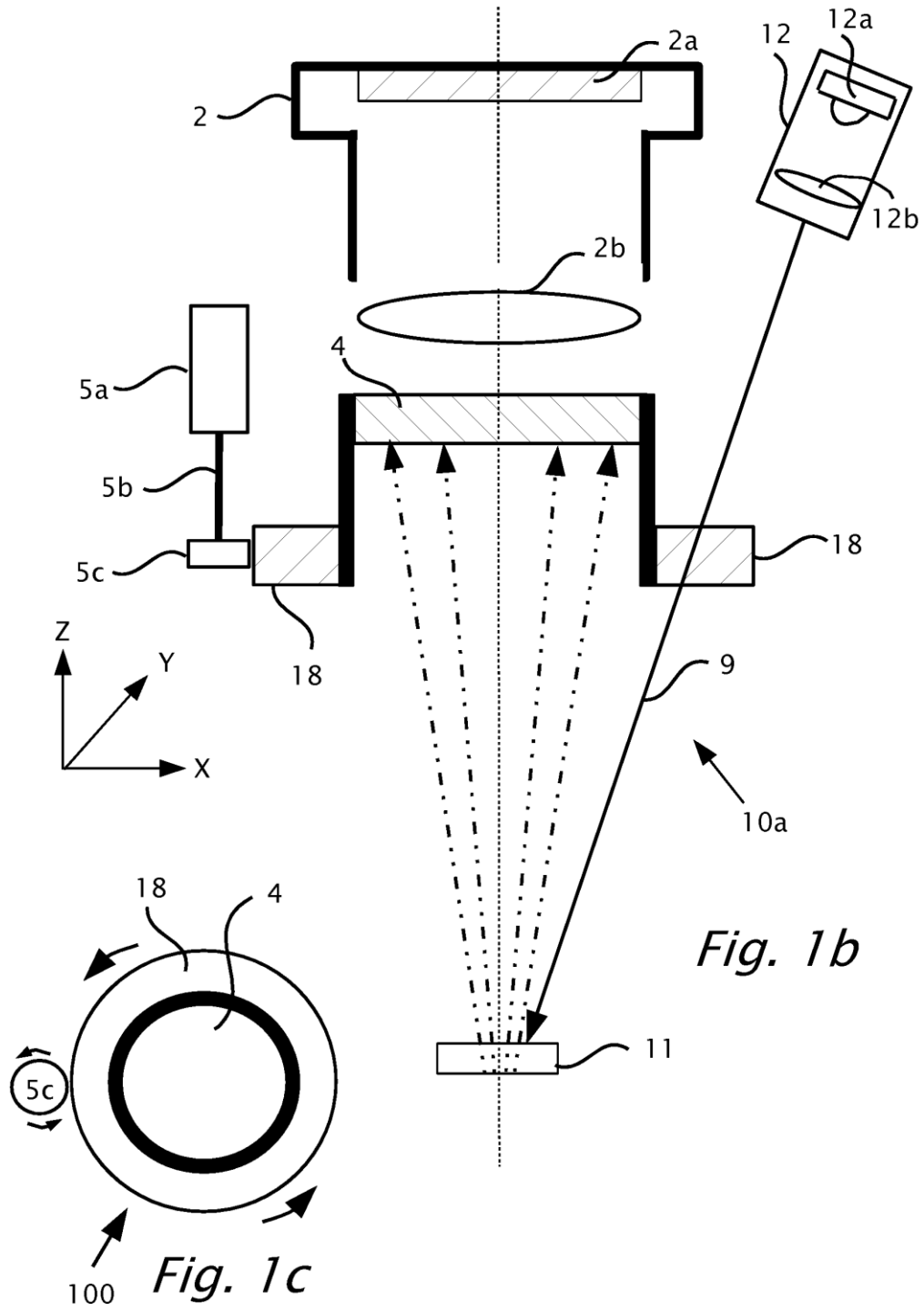
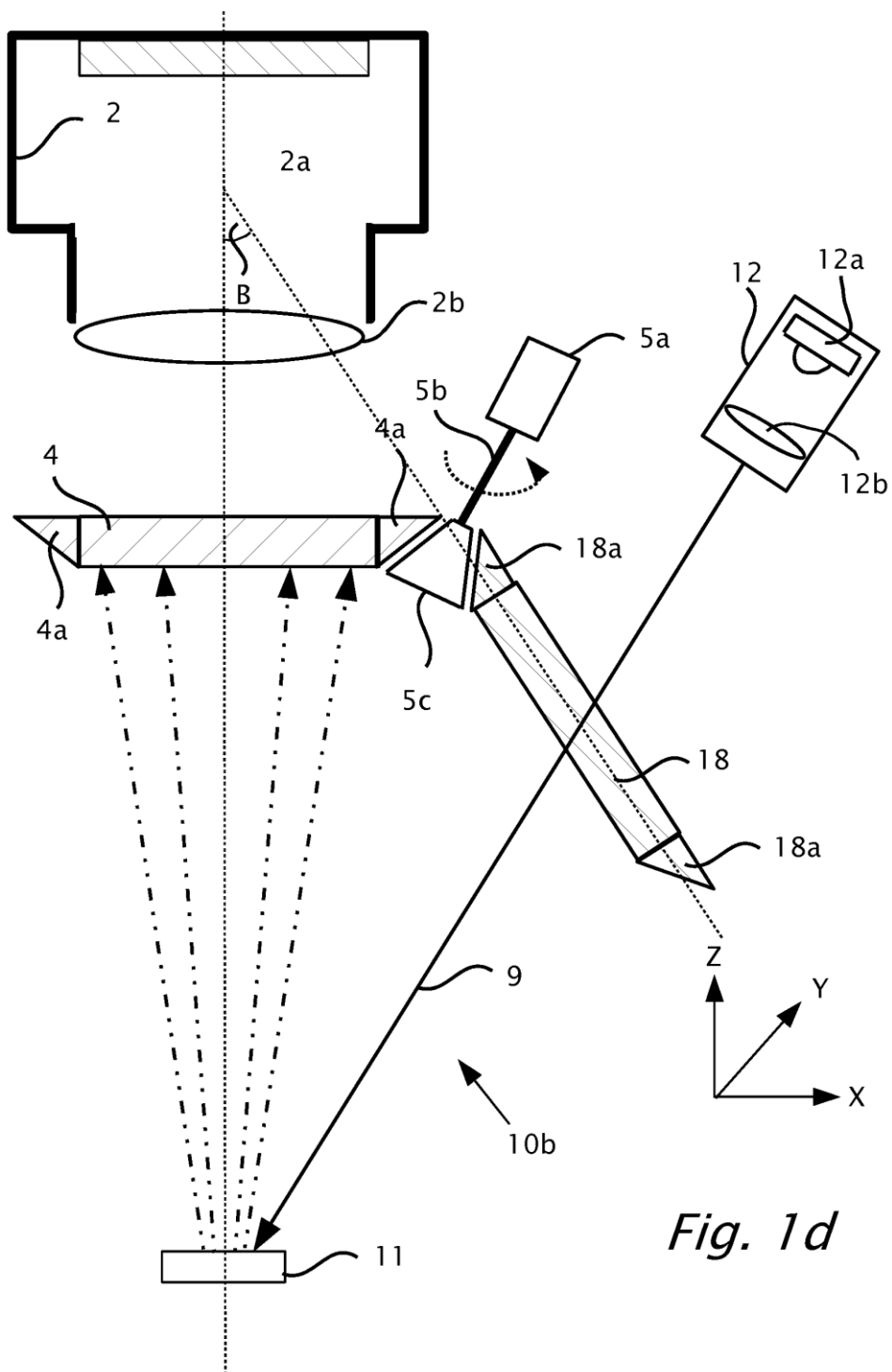
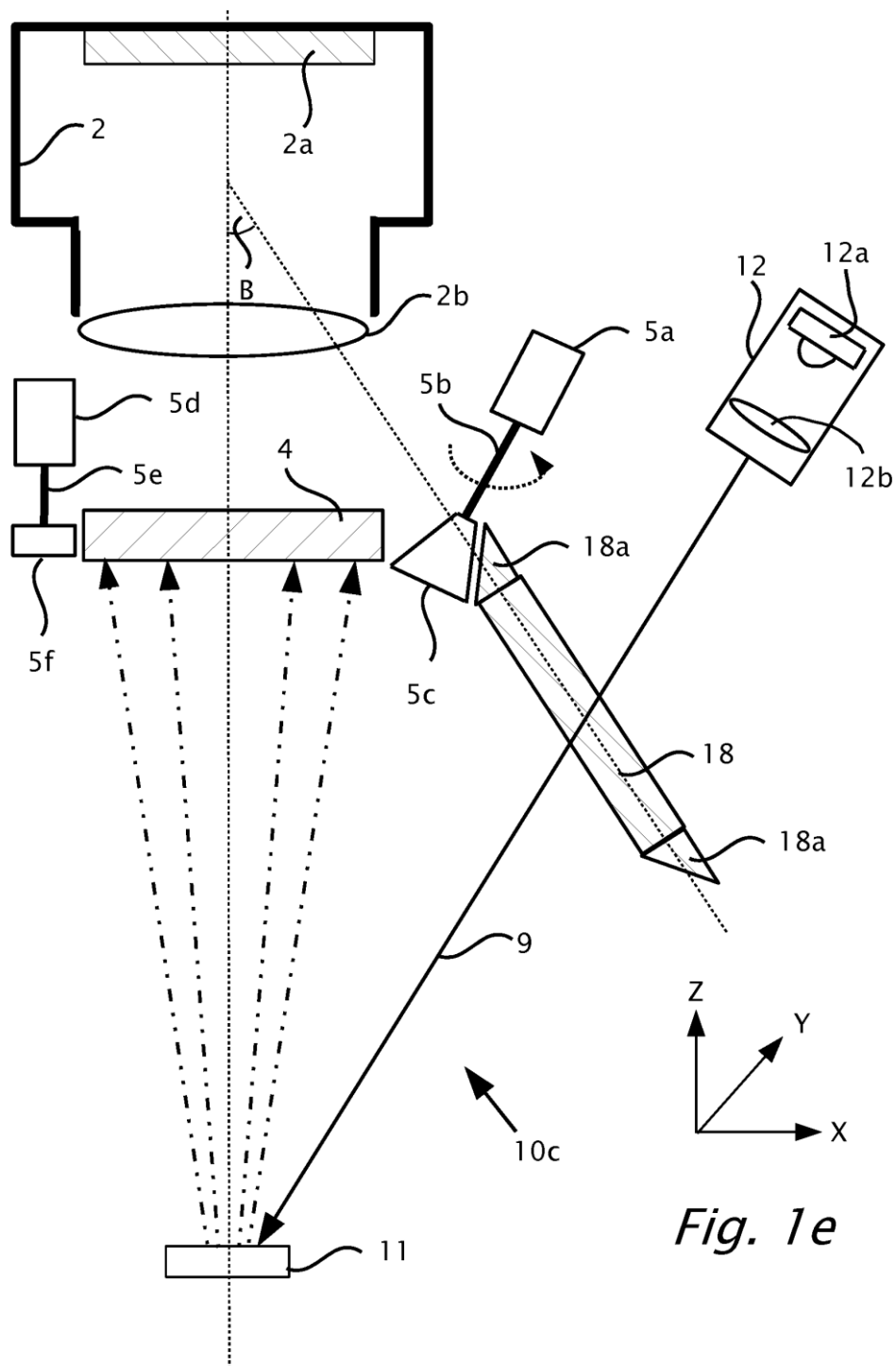


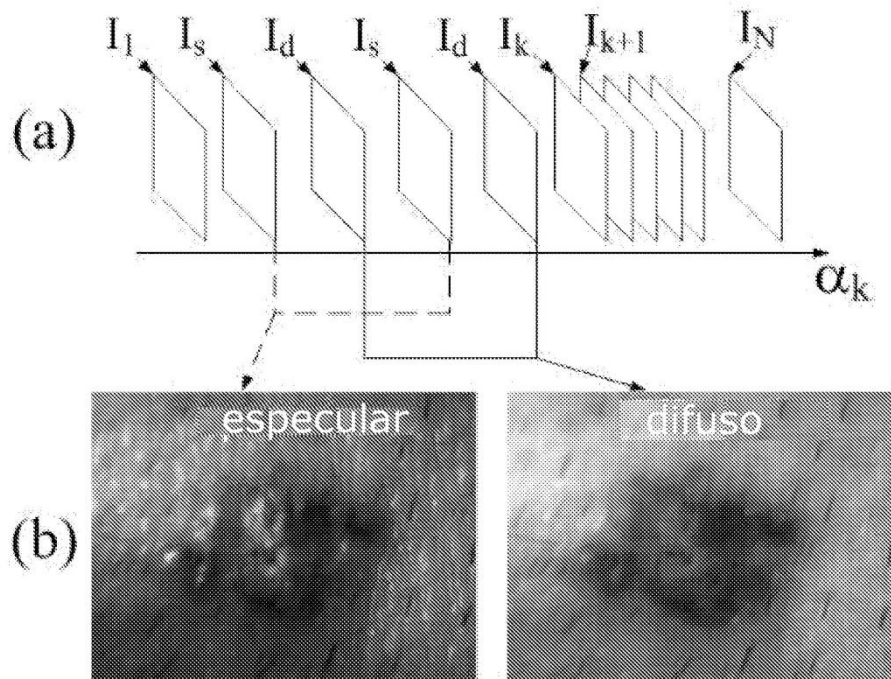
Fig. 1a

2/11



*Fig. 1d*





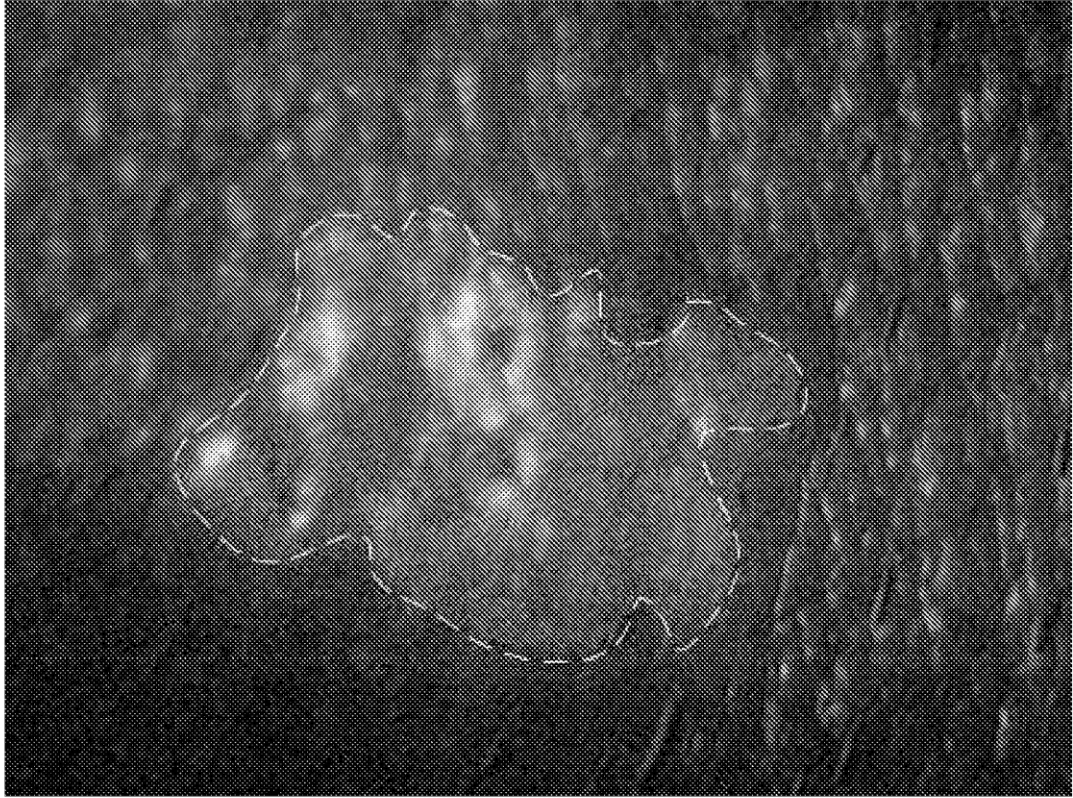
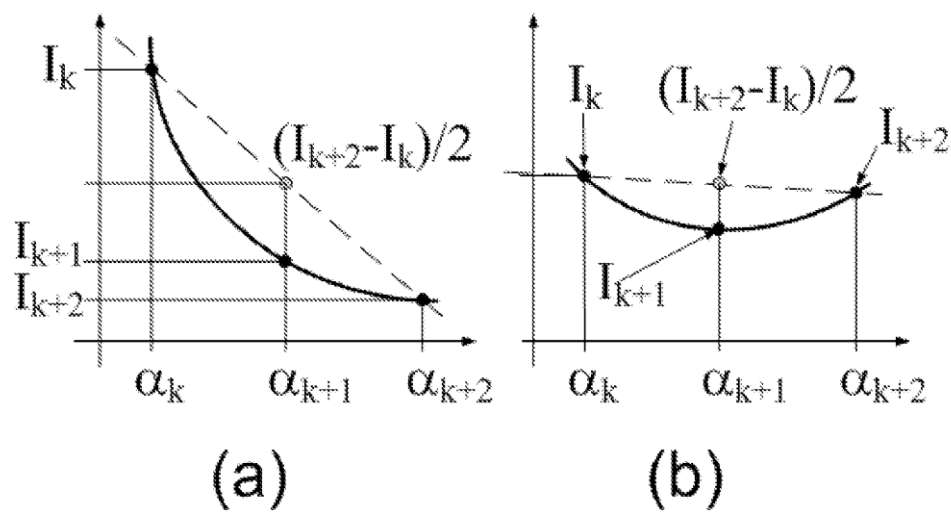
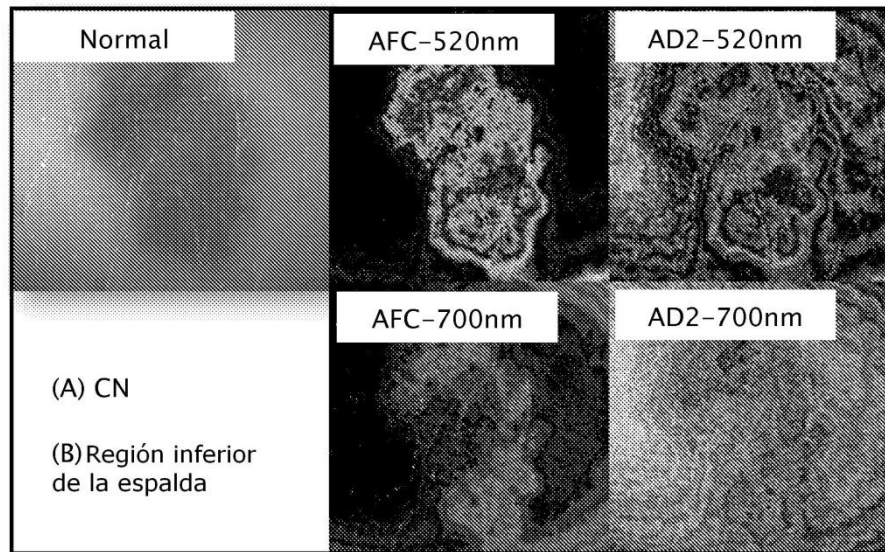


Fig. 3



40

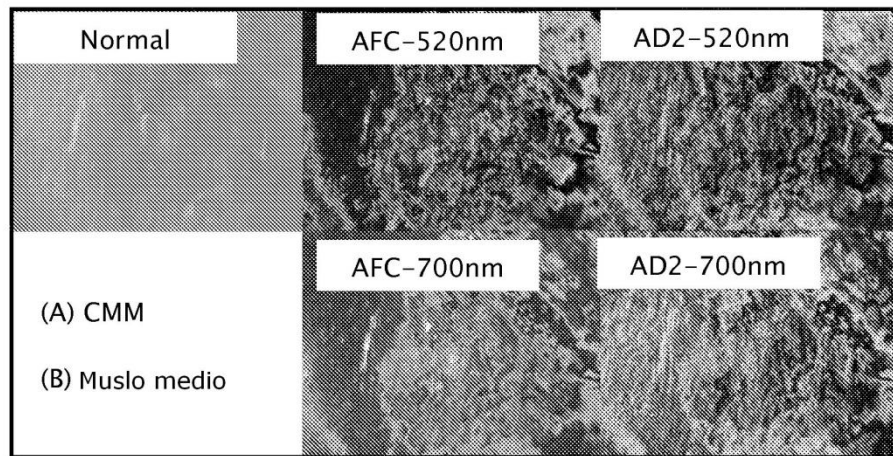
Fig. 4



50

Fig. 5

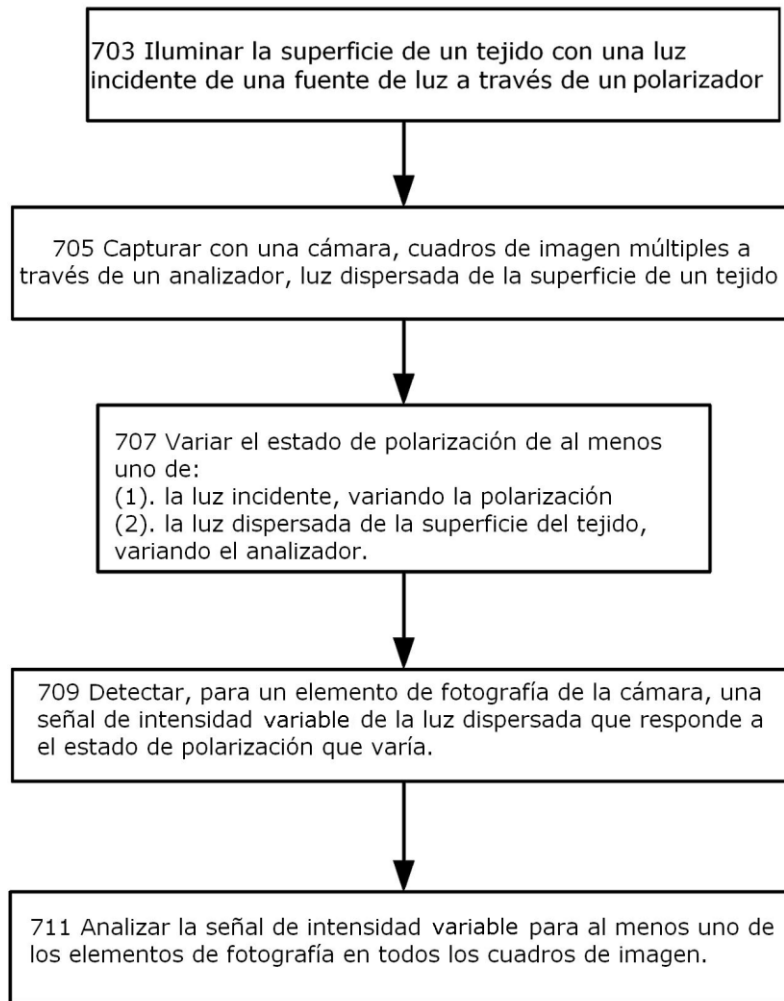
9/11



60

Fig. 6

10/11



701

Fig. 7

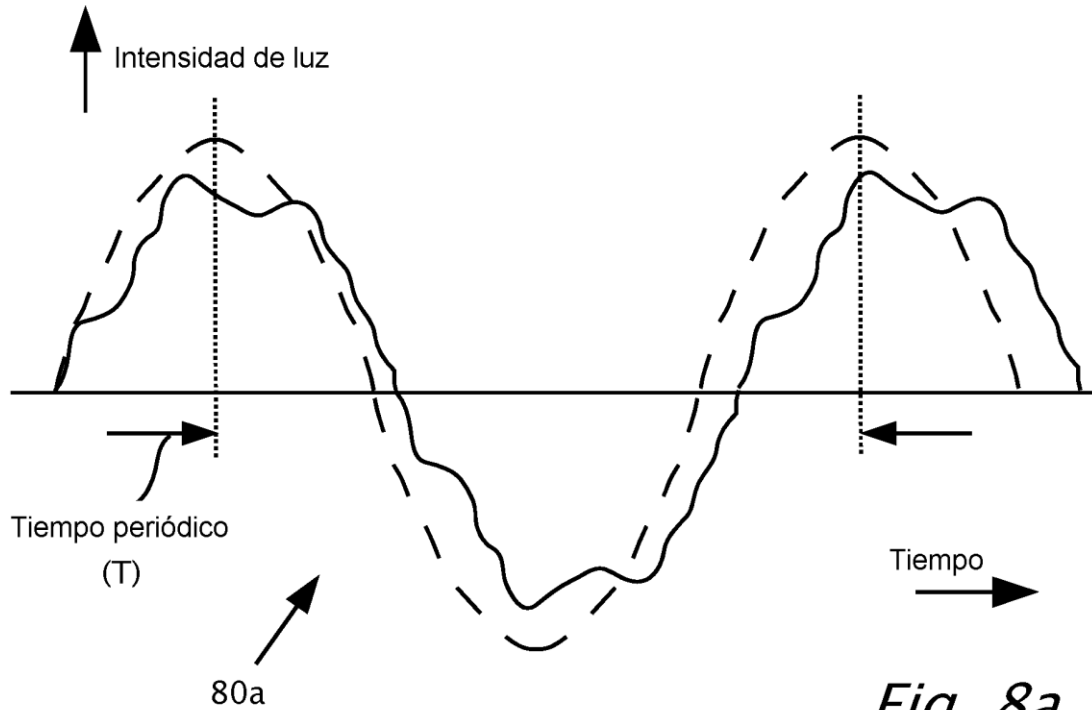


Fig. 8a

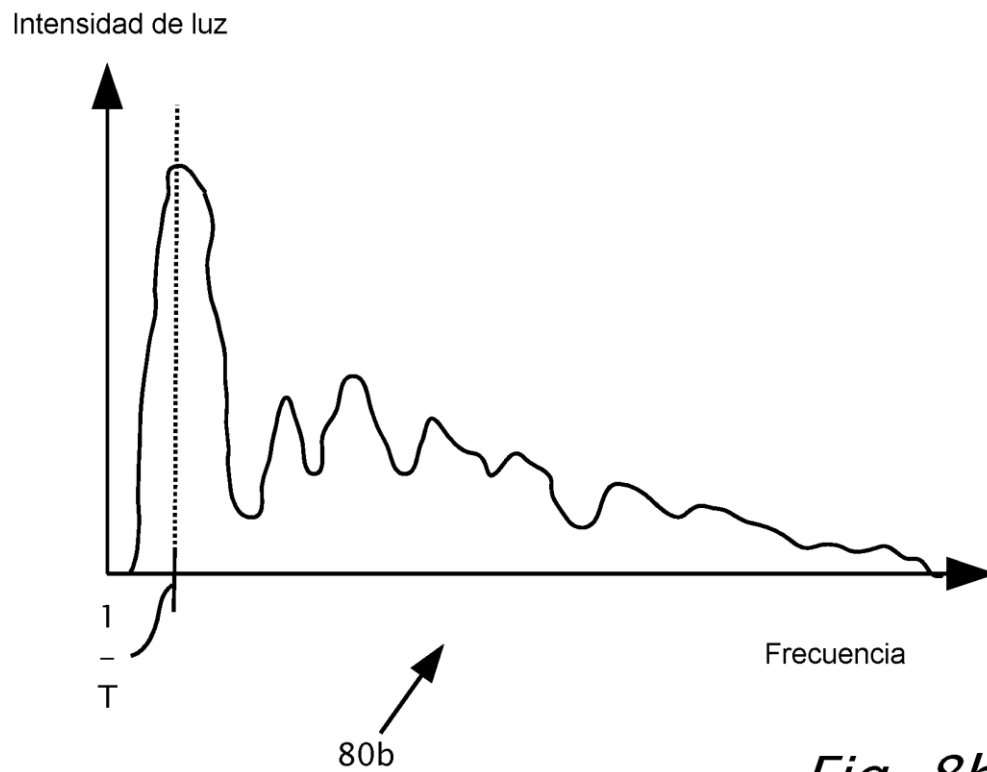
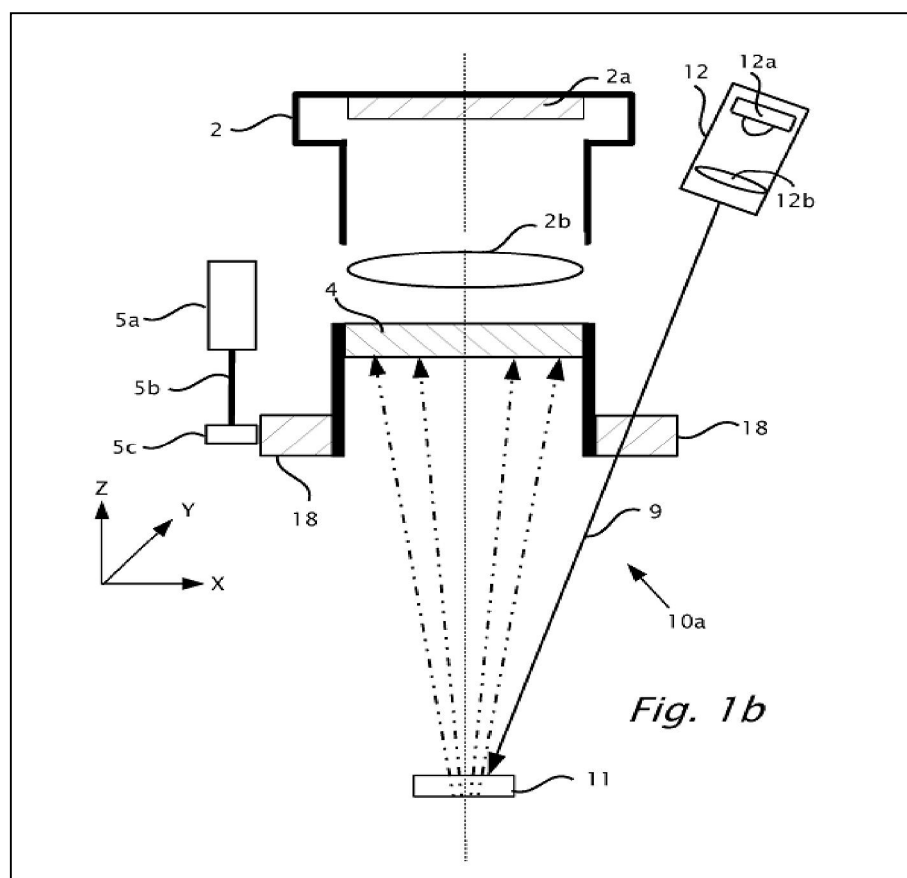


Fig. 8b



ARTE FINAL

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800.176.089-2

- / -



RECIBO DE CAJA

No. 13 - 0083488

Bogotá D.C., Agosto 22 de 2013 - 13:14:45

RECIBIDO DE : TOBOS ABOGADOS SAS

NI 900.367.556

*** Soporte del Pago ***

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR.PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	532936902	22/08/2013	770.000.00

*** Conceptos Pagados ***

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr.UNDITARIO	Vr.CONCEPTO
1	50005-01-01 SOLICITUDES	1 TRAMITES DE SOL. DE PATENTE DE INVENCIÓN	500.000.00	500.000.00
				\$500.000.00

SON: **QUINIENTOS MIL PESOS MONEDA CORRIENTE**

Responsable: _____

Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____

Sede Centro: Carrera 13 No. 27 - 00 Pisos 3,4,5 y 10 Bogotá, D.C.- Colombia

Web: www.sic.gov.co e-mai: info@sic.gov.co Conmutador: (571) 5870000 Fax: (571) 5870284 Línea: 018000-910165 Call Center: (571) 6513240

Agosto 22 de 2013 - 13:14:45

SUPERINTENDENCIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO

NIT : 800.176.089-2

- / -



RECIBO DE CAJA

No. 13 - 0083489

Bogotá D.C., Agosto 22 de 2013 - 13:14:45

RECIBIDO DE : TOBOS ABOGADOS SAS

NI 900.367.556

*** Soporte del Pago ***

TIPO PAGO	BANCO	CUENTA	No. PAGO	FECHA PAGO	VR. PAGO
CONSIGNACION	BANCO DE BOGOTA	062754387	532936902	22/08/2013	770.000.00

*** Conceptos Pagados ***

CANT.	RENTISTICO	CONCEPTO	Vr.UNDITARIO	Vr.CONCEPTO
9 50005-01-01	SOLICITUDES	1607 REIVINDICACION PATENTE UNITARIA ADICIONAL A LAS 10 INIC	30.000.00	270.000.00
				\$270.000.00

SON: **DOSCIENTOS SETENTA MIL PESOS MONEDA CORRIENTE**

Responsable: _____

Recibo de Caja Aplicado al Expediente No. _____

Sede Centro: Carrera 13 No. 27 - 00 Pisos 3,4,5 y 10 Bogotá, D.C.- Colombia

Web: www.sic.gov.co e-mai: info@sic.gov.co Conmutador: (571) 5870000 Fax: (571) 5870284 Línea: 018000-910165 Call Center: (571) 6513240

, Agosto 22 de 2013 - 13:14:45