



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 692 27 902 T3** 2010.04.22

(12) **Übersetzung der geänderten europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 581 871 B2**

(51) Int Cl.⁸: **G01B 9/02** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **692 27 902.4**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US92/03536**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **92 911 842.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1992/019930**

(86) PCT-Anmeldetag: **29.04.1992**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **12.11.1992**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **09.02.1994**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **16.12.1998**

(97) Veröffentlichungstag
des geänderten Patents beim EPA: **12.08.2009**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **22.04.2010**

Patentschrift wurde im Einspruchsverfahren geändert

(30) Unionspriorität:

692877 29.04.1991 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

CH, DE, FR, GB, IT, LI, SE

(73) Patentinhaber:

**Massachusetts Institute of Technology,
Cambridge, Mass., US; Swanson, Eric A.,
Maynard, Mass., US**

(72) Erfinder:

**HUANG, David, Cambridge, MA 02139, US;
FUJIMOTO, James, G., Cambridge, MA 02139, US;
PULIAFITO, Carmen, A., Weston, MA 02193, US;
LIN, Charles, P., Somerville, MA 02144, US;
SCHUMAN, Joseph, S., Boston, MA 02114, US**

(74) Vertreter:

**GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.), 80687
München**

(54) Bezeichnung: **VORRICHTUNG FÜR OPTISCHE ABBILDUNG UND MESSUNG**

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Gebiet der Erfindung

[0001] Diese Erfindung betrifft optisches Abbilden und insbesondere die Verwendung solcher Bilder für Präzisionsmessungen an biologischen und anderen Proben.

Hintergrund der Erfindung

[0002] Es gibt viele industrielle medizinische und sonstige Anwendungen, die Bilder mit hoher Auflösung (im allgemeinen unter 10 μm) sowie Messungen von Abstand, Dicke und optischen Eigenschaften von biologischen und sonstigen Proben erfordern.

[0003] Bestehende Techniken zur Durchführung solcher Messungen umfassen optische Kohärenzdomänenreflektometer (OCDR) und optische Zeitdomänenreflektometer (OTDR), Ultraschall, Laserscanningmikroskope, konfokale Scanningmikroskope, Laserscanningophthalmoskope und optische Triangulation. Existierende OCDR-Systeme bieten normalerweise nicht die für biologische und andere Proben mit einem dynamischen Bewegungspotential notwendige, hohe Datenerfassungsgeschwindigkeit; OTDR-Systeme dagegen sind sehr teuer, und ihre Auflösung und ihr Dynamikbereich sind begrenzt.

[0004] Ultraschall, die vielleicht am häufigsten verwendete Technik, hat Nachteile bei Anwendungen wie zum Beispiel Messungen am Auge, weil dabei, um den benötigten akustischen Impedanzabgleich zu erreichen und somit Strahlverluste und Verzerrung zu vermeiden, normalerweise der Kontakt zwischen Ultraschallkopf oder -sonde und dem zu scannenden Gegenstand oder Patienten notwendig ist. Während ein solcher Kontakt keine Schwierigkeiten bereitet, wenn z. B. an der Brust eines Patienten gescannt wird, kann die Sonde beim Einsatz für Augenmessungen jedoch für den Patienten ernsthafte Beschwerden verursachen, wenn sie etwa zum Messen intraokularer Abstände am Auge verwendet wird, um die Brechkraft von Linsenimplantaten zu berechnen.

[0005] Die bei Ultraschall verwendeten relativ langen Wellenlängen begrenzen auch die räumliche Auflösung. Außerdem hängen Ultraschallmessungen von variierenden Reflexions- und Absorptionseigenschaften ab, um Gewebe oder andere interessierende Grenzflächen differenzieren und aufzeichnen bzw. anzeigen zu können. Wenn sich also die akustischen Eigenschaften benachbarter, zu messender Schichten nicht deutlich unterscheiden, hat man mit Ultraschall evt. Schwierigkeiten, solche Grenzflächen zu erkennen.

[0006] Laserscanning- oder konfokale Mikroskope und Laserscanningophthalmoskope (SLO) liefern Bilder mit hoher räumlicher Auflösung. Sie können z. B. Videobilder des Auges in Echtzeit mit einer Lateralaufklärung von wenigen Mikrometern erzeugen. Die Tiefenaufklärung von SLO verschlechtert sich bei abnehmender numerischer Apertur jedoch stark. So ist etwa bei Netzhautmessungen durch die Pupillenöffnung mit einem SLO die Tiefenaufklärung auf ca. 200 μm begrenzt. Außerdem sind SLO teuer, mit Preisen in der Größenordnung von einer Viertelmillion Dollar.

[0007] Die optische Triangulation bietet eine relativ hohe Auflösung, erfordert allerdings parallele Grenzflächen. Die entsprechenden Vorrichtungen weisen außerdem ein relativ schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis auf und verfügen über eine verringerte Auflösung bei größeren Tiefen, wenn die numerische Apertur begrenzt ist.

[0008] Die DE-A1-2528209 offenbart ein Interferometer zur Oberflächenprofilometrie, bei welchem das Meßobjekt in einem Meßstrahlengang des Interferometers und ein Referenzreflektor in einem Referenzstrahlengang angeordnet ist. Der Referenzreflektor wird periodisch entlang der Richtung des Referenzstrahlenganges bewegt. Diejenige Position des Referenzspiegels, an welcher das vom Referenzreflektor reflektierte Licht mit dem von der Objektoberfläche reflektierten Licht interferiert, dient als Maß für die Position der Objektoberfläche in der Richtung des Meßstrahlenganges.

[0009] Diese bekannte Vorrichtung bietet keine Möglichkeit, Entfernungs- oder Dickenmessungen hoher Auflösung zwischen oder von Probenschichten, z. B. bei biologischen Proben wie dem Auge, vorzunehmen.

[0010] DE-A1-3201801 offenbart eine Vorrichtung zur Messung von Abständen am im lebenden Auge. Das Auge wird beleuchtet, und das von verschiedenen Schichten des Auges reflektierte Licht wird durch ein Interferometer, mit welchem die Länge eines Strahlenganges verändert werden kann, visuell beobachtet. Eine Interferenz zwischen von den verschiedenen Schichten reflektiertem Licht tritt auf, wenn der Weglängenunter-

schied des Strahlengangs innerhalb des Auges durch einen entsprechenden Weglängenunterschied des Strahlengangs im Interferometer kompensiert ist.

[0011] Wenn jedoch die Abstände verschiedener Schichten im Auge gleich oder annähernd gleich sind, lassen sich diese Schichten nicht unterscheiden, da die jeweiligen Interferenzen bei demselben Weglängenunterschied des Strahlengangs im Interferometer auftreten.

[0012] GB-A-2191855 beschreibt ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung von Reflexionsorten innerhalb einer Probe durch vertikales Scannen durch die Probe. Die Reflexionsorte innerhalb der Probe werden bestimmt, indem Licht auf die Probe und auf eine reflektierende Oberfläche gerichtet wird. Dabei wird entweder die reflektierende Oberfläche oder die Probe bewegt, um die Tiefe in der Probe zu verändern, aus welcher die Reflexion und somit die Interferenzmuster ermittelt werden können. Aus den kombinierten, in der Probe und an der reflektierenden Oberfläche reflektierten Lichtstrahlen wird die Interferenz bestimmt.

[0013] Ein optischer Kohärenztomograph, der optische Schnittabbildungen biologischer Systeme ermöglicht ist in Huang et al., „Optical coherence tomography“, Science, Vol. 254, 22 November 1991, p. 1178–1181, beschrieben. Ein scannendes Interferometer, das zwei Wellenlängen verwendet ist offenbart in den Boef, „Two-wavelength scanning spot interferometer using single-frequency diode lasers“, Applied Optics, Vol. 27, No. 2, 15 January 1988, p. 308–309.

[0014] Es besteht somit Bedarf für eine verbesserte Methode und eine Vorrichtung zur Durchführung von Messungen hoher Auflösung, insbesondere zur optischen Durchführung solcher Messungen, wobei das verbesserte Verfahren ohne Kontakt mit dem zu messenden Körper auskommt, die Auflösung unabhängig von der zur Verfügung stehenden Aperturgröße beim Scannen über die gesamte interessierende Tiefe hinweg im wesentlichen konstant hoch bleibt, und die zu diesem Zweck eingesetzte Vorrichtung relativ kompakt und preisgünstig zu fertigen ist. Ein solches System sollte eine Unterscheidung von Probenschichten sowie eine Identifizierung des Schichtmaterials oder ausgewählter Eigenschaften davon ermöglichen, sollte in der Lage sein, ein-, zwei- und dreidimensionale Bilder eines gescannten Körpers liefern, und sollte außerdem schnell genug sein für den Einsatz bei biologischen und anderen Anwendungen, wo sich die zu messende Probe innerhalb relativ kurzer Zeit verändert. Schließlich wäre es wünschenswert, wenn eine solche Technologie auch über die Doppelbrechungs- und Spektraleigenschaften der Probe Aufschluß geben könnte.

[0015] Insbesondere besteht Bedarf an einem Mittel, um an einer Probe in einer ausgewählten Tiefenlage Scans in mindestens einer transversalen Richtung durchzuführen, mit der Möglichkeit, auch in der Tiefenrichtung zu scannen. Außerdem ist es oft, besonders bei medizinischen Anwendungen, wünschenswert, solche Scans mit Hilfe eines Angioskops oder Endoskops innerhalb von röhrenförmigen oder sonstigen Strukturen vorzunehmen, wie etwa in Blutgefäßen, in der Bronchialverästelung der Lungen, im Magendarmtrakt, Genitaltrakt und in den Harnwegen. Für solche Anwendungen muß eine Sonde bereitgestellt werden, die zur Durchführung von Scans im Körperinnern in ein Angioskop oder Endoskop eingebaut werden kann.

[0016] Typischerweise wird ein Scan an einer bestimmten lateralen und/oder transversalen Position über den gesamten Tiefenbereich abgeschlossen, bevor die nächste Position angefahren wird. Dabei kann es notwendig sein, den Spiegel oder ein anderes, für Längs- oder Tiefenscans benutztes Element mit einer höheren Geschwindigkeit zu scannen als die bestehenden Systeme dies gestatten. Dies gilt insbesondere, wenn der Längsscan eine Doppler-Verschiebungsfrequenz erzeugt, welche sich auf die Frequenz des Interferometersignals und somit auf die Empfindlichkeit des Systems auswirkt. Es ist daher anzustreben, daß solche Scans mit konstanter Geschwindigkeit erfolgen. Da sich jedoch sehr schnelle Längsscans bei konstanter Geschwindigkeit nur schwer realisieren lassen, wenn in zwei- oder drei Dimensionen gescannt wird, sind evtl. andere Scanmuster erforderlich. Außerdem kann es bei manchen Anwendungen wünschenswert sein, bei einer ausgewählten Position in Längsrichtung bzw. bei einer ausgewählten Tiefe transversal in ein oder zwei Dimensionen zu scannen.

[0017] Ein weiteres Problem, das besonders beim transversalen Scannen akut wird, liegt darin, daß die Bandbreite der Empfangssignale über die inhärente Doppler-Frequenzverschiebung des Systems hinaus ansteigt. In solchen Fällen kann ein Signalalias (d. h. Schwankungen in der Bildintensität) auftreten. Daher sollte eine Technik zur Auflösungssteigerung durch Beseitigen oder Herausmitteln solcher Intensitätsschwankungen bereitgestellt werden.

[0018] Ein weiteres Problem mit dem älteren System besteht darin, daß zum Scannen über einen ausgedehnten Tiefenbereich eine kleinere numerische Apertur verwendet werden muß, um die Schärfentiefe zu vergrößern.

ßern. Dadurch wird jedoch die Lateralauflösung und die Stärke des optischen Empfangssignals über den gesamten Bereich hinweg vermindert. Es ist daher ein Verfahren erforderlich, welches die Verwendung einer großen numerischen Apertur über einen ausgedehnten Tiefenbereich innerhalb einer Probe gestattet.

[0019] Einige der beschriebenen Probleme, die sich bei der Durchführung von Längsscans durch die mechanische Bewegung eines Spiegels oder eines anderen Elementes ergeben, ließen sich weiter dadurch überwinden, daß der Scan elektronisch durchgeführt würde, etwa durch die Veränderung der optischen Frequenz oder Amplitude des aus der Lichtquelle einfallenden Lichts. Allerdings kann bei bestimmten Anwendungen, wie etwa der Abbildung dynamischer biologischer Proben (z. B. des Auges), die für dreidimensionale Scans benötigte Geschwindigkeit evt. so hoch sein, daß ein Parallelscanverfahren vorzuziehen oder gar erforderlich ist.

[0020] Es besteht somit Bedarf an verbesserten optischen Kohärenzdomänenreflektometern (OCDR), optischen Abbildungs- und Meßsystemen bzw. sonstigen Abbildungs- und Meßsystemen, insbesondere an elektronischen Scansystemen, welche es gestatten, sowohl an internen als auch äußeren Proben ein-, zwei- und dreidimensionale Scans und Messungen in einem ausgewählten und/oder über einen ausgedehnten Längs- oder Tiefenbereich durchzuführen und welche dabei eine große Bildschärfe, eine hohe Auflösung und Empfindlichkeit über den gesamten Bereich gewährleisten.

[0021] Die oben dargelegten Probleme werden zumindest zum Teil durch eine Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung gelöst, welche die Merkmale gemäß Anspruch 1 oder 13 umfaßt. Weitere vorteilhafte Ausführungen der Erfindung beinhalten die in den abhängigen Ansprüchen genannten Merkmale.

[0022] Gemäß den obigen Erläuterungen stellt die vorliegende Erfindung eine Methode und Vorrichtung zur optischen Abbildung und Messung einer Probe, indem optische Strahlung, die in bevorzugten Ausführungsformen eine kurze Kohärenzlänge aufweist, über einen ersten und zweiten Strahlengang einem optischen Referenzreflektor bzw. der Probe zugeführt wird. Bei den optischen Strahlengängen handelt es sich vorzugsweise um faseroptische Strahlengänge. Der Längsbereich innerhalb der Probe, von dem Bildinformationen erfaßt werden, wird eingestellt, indem z. B. die relative Weglänge der Strahlengänge verändert oder die Frequenz oder Intensität der Quelle gemäß einem vorgegebenen Profil verändert wird. Die laterale oder transversale Position auf der Probe, bei der die Abbildung oder Messungen vorgenommen werden soll/sollen, kann ebenfalls gewählt werden. Demzufolge kann an der Probe in zumindest einer transversalen Dimension abgebildet werden. Sofern es sich bei dem Profil zum Längsscannen um ein Stufenprofil handelt, kann transversales Scannen in ein oder zwei Dimensionen in jedem gewählten Längsbereich durchgeführt werden. Durch den ersten Strahlengang laufende Reflexionen vom Reflektor werden mit durch den zweiten Strahlengang empfangenen Reflexionen von der Probe zusammengeführt, wodurch ein kombiniertes optisches Signal entsteht, das an abgeglichenen Punkten (z. B. weglängenabgeglichenen Punkten) der beiden Strahlengänge Interferenzstreifen sowie eine Momentanmodulationsfrequenz, die bei Ausführungen, bei denen die relative Weglänge mit einem Geschwindigkeitsprofil mit einer Momentangeschwindigkeit V an jedem Punkt des Profils verändert wird, eine Doppler-Verschiebungsfrequenz bei einer Frequenz $f_D \sim NV/\lambda$ umfassen kann. Das kombinierte Signal wird detektiert und weiterverarbeitet, um ein gewünschtes Bild der Probe und/oder Informationen zu ausgewählten Messungen zu erhalten.

[0023] Bei Ausführungen, bei denen V über den gesamten Scanbereich im wesentlichen konstant bleiben soll, kann die Veränderung der ersten Strahlengangweglängen linear ansteigen, wobei die Veränderung in einer Richtung mit der Geschwindigkeit V und in der anderen Richtung erheblich schneller erfolgt. Die Veränderung der ersten Strahlengangweglänge kann auch ein Dreiecksmuster aufweisen, wobei die Veränderung in zumindest einer Richtung mit der Geschwindigkeit V erfolgt. Auch ein sinusförmiges Scanmuster ist möglich. Bei gleichbleibender Geschwindigkeit würden die Messungen während einer Translationsbewegung durchgeführt, die mit Geschwindigkeit V erfolgt, und bei Weglängenveränderungen der Strahlengänge in beiden Richtungen mit einem Dreiecksantrieb vorgenommen wird. Bei einem sinusförmigen Antrieb kann die Nichtlinearität erfaßt und bei der nachfolgenden Bearbeitung berücksichtigt werden.

[0024] Das System wird vorzugsweise mit Faseroptiken in den Strahlengängen realisiert. Es können jedoch auch Freistrahloptiken oder andere optische Komponenten eingesetzt werden. Bei der Verwendung von Faseroptiken sind vorzugsweise die Weglängen der Strahlengänge und die Faserlängen in den Strahlengängen vorzugsweise im wesentlichen gleich.

[0025] Die Veränderungen im ersten Strahlengang werden vorzugsweise dadurch erreicht, daß der Spiegel oder ein anderer Referenzreflektor weitgehend senkrecht zum Strahlengang hin- und herbewegt wird. Es kann ein geeignetes Mittel vorgesehen werden, damit der Reflektor trotz seiner Bewegung und des dabei entstehen-

den Taumelfehlers seine Ausrichtung bei der Bewegung beibehält. Die numerische Apertur für die Kopplung mit der Probe sollte außerdem einem Tiefenbereich entsprechen, welcher mit einer zuvor für die Messungen festgelegten Tiefe innerhalb der Probe übereinstimmt.

[0026] Für Messungen an zumindest einer doppelbrechenden Schicht enthält das System ein Mittel, um die optische Energie aus der Quelle in einer ausgewählten ersten Richtung zu polarisieren, wobei die Polarisation von Licht für Energie die dem Reflektor zugeführt wird, anders verändert wird, als für Energie, die der Probe zugeführt wird. Die Elemente zur Änderung der Polarisation sorgen ebenfalls dafür, daß vom Reflektor reflektierte Lichtenergie in einer zweiten ausgewählten Richtung polarisiert wird und daß die von der Probe reflektierte Lichtenergie in einer von der Doppelbrechung der doppelbrechenden Probe abhängigen Richtung polarisiert wird. Das kombinierte Ausgangssignal mit den darin enthaltenen interferometrischen Streifen wird aufgeteilt und als zwei Signale mit zueinander orthogonalen Polarisationen erfaßt. Die beiden Signale werden dann getrennt weiterverarbeitet, um separate interferometrische Signale zu erhalten, welche dann kombiniert werden, um die gewünschten Doppelbrechungsanzeigen zu erhalten.

[0027] Um die Fähigkeit des Systems, Übergänge zwischen Schichten mit ähnlichen optischen Eigenschaften zu unterscheiden, zu verbessern, und um weitere Informationen über diese Schichten zu erlangen, wird die Tatsache ausgenutzt, daß die optische Absorption, Impedanz und andere optische Eigenschaften von Materialien sich je mit der Wellenlänge ändern können.

[0028] Somit kann ein Schichtübergang leichter bei einer bestimmten Wellenlänge der optischen Energie erkannt werden, wohingegen eine andere Schicht leichter bei einer anderen Wellenlänge erkannt werden kann. In einer Ausführungsform der Erfindung geben zwei oder mehr optische Quellen mit kurzer Kohärenzlänge optische Strahlung bei verschiedenen Wellenlängen ab, z. B. λ_1 und λ_2 , und die Probe reagiert unterschiedlich auf den Einfall bei unterschiedlichen Wellenlängen. Daraus ergibt sich ein erstes, bei einer Frequenz $f_{D1} = 2V/\lambda_1$ moduliertes, interferometrisches, optisches Signal und ein zweites, bei Frequenz $f_{D2} = 2V/\lambda_2$ moduliertes, interferometrisches, optisches Signal. Die beiden Signale werden getrennt demoduliert und können dann entweder getrennt oder gemeinsam weiterverarbeitet werden.

[0029] Der zweite Strahlengang endet in einem Sondenmodul, das vorzugsweise ein Mittel zur Steuerung der transversalen Position an der Probe enthält, an der die Abbildung und/oder Messung erfolgt, sowie ein Mittel zur selektiven Veränderung dieser Position in mindestens einer Dimension zum Scannen der Probe. Die Geschwindigkeit V kann so hoch sein, so daß die Doppler-Verschiebungsfrequenz ausreichend hoch ist, um die Anforderungen der Bandbreite zu erfüllen und um das im System vorherrschende Niederfrequenzrauschen beim System und Signalaliasing zu überwinden. Falls dies nicht der Fall ist, ist ein Mittel vorgesehen, welches bei einer Modulationsfrequenz f_M eine Schwingungs- oder sonstige Änderung bewirkt, was zu einer Modulationsfrequenz führt, die eine ausgewählte Kombination aus f_D und f_M darstellt. Diese Änderung kann von einem piezoelektrischen Wandler oder von mindestens einem akustooptischen Modulator (AOM) in mindestens einem der Strahlengänge erzeugt werden. Bei einer Ausführungsform sind zwei AOM in einem der Strahlengänge vorgesehen, wobei f_M die von den beiden AOM verursachte Differenzfrequenzverschiebung ist. Die Sondenpositionssteuerung umfaßt Mittel, welche eine Sonde am Ende des zweiten Strahlenganges oder dem distalen Ende eines den zweiten Strahlengang bildenden Faseroptikelementes in mindestens einer Dimension bewegen, und zwar weitgehend senkrecht zu der Richtung, in welcher der Probe die optische Strahlung zugeführt wird, um zwei- oder dreidimensionales Scannen der Probe zu bewirken.

[0030] Bei anderen Ausführungsformen enthält das Sondenmodul Spiegel oder andere Mittel, welche die optische Strahlung auf einen Ort auf der Probe lenken und die transversale Position in mindestens einer Dimension optisch verändern, im wesentlichen senkrecht zu der Richtung, in welcher der Probe die optische Strahlung zugeführt wird. Wenn dreidimensional gescannt werden soll, so wird die transversale Position in zwei Richtungen verändert. Die Mittel zur optischen Änderung der transversalen Position können mindestens einen beweglichen Spiegel im Strahlengang umfassen, der die Strahlung um einen von der Spiegelposition abhängigen Winkel umlenkt. Ein Spiegel kann in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen beweglich sein, so daß die Strahlung winkelmäßig in eine Richtung umgelenkt werden kann, die in zwei verschiedenen Dimensionen variiert, wodurch dreidimensionales Scannen erreicht wird. Dies läßt sich auch mit zwei Spiegeln erreichen, die hintereinander im Strahlengang beabstandet angeordnet sind und in unterschiedlichen, im wesentlichen senkrecht zueinander stehenden Richtungen bewegt werden können.

[0031] Bei anderen Ausführungsformen ist das Sondenmodul ein Mechanismus zum Scannen von inneren Kanälen, wie etwa ein Angioskop oder Endoskop. Für diese Anwendungen umfaßt das Sondenmodul einen äußeren Mantel. Bei einer Ausführungsform verfügt das Sondenmodul außerdem über einen drehbar im äu-

ßeren Mantel montierten inneren Mantel, über ein optisches Mittel, das die Strahlung aus dem zweiten Strahlengang durch den inneren Mantel leitet, sowie über ein im inneren Mantel bewegliches Mittel, welches die Strahlung auf einen Ort im inneren Kanal lenkt, wobei dieser Ort jeweils durch Drehen des inneren Mantels geändert werden kann. In dieser Ausführungsform wird vorzugsweise ein Spiegel benutzt, der sich mit dem inneren Mantel mitdreht, um die darin verlaufende Strahlung jenseits des Endes des äußeren Mantels in eine ausgewählte Richtung zu reflektieren.

[0032] In einer anderen Ausführungsform ist in den äußeren Mantel ein Faseroptikbündel eingebaut. Das eine Ende von einer oder mehrerer bestimmten Faser ist optisch mit dem zweiten Strahlengang verbunden, wobei ein Mittel zur Steuerung der mit dem zweiten Strahlengang verbundenen optischen Faser(n) zur Verfügung steht. Außerdem ist ein Mittel vorgesehen, welches für jede der optischen Fasern eine ausgewählte transversale Position auf der Probe einstellt und das andere Ende jeder Faser optisch an die jeweiligen ausgewählten transversalen Positionen anschließt.

[0033] Bei wiederum einer anderen Ausführungsform, bei der der erste und zweite Strahlengang in Form einer ersten bzw. zweiten Faseroptik realisiert sind, enthält die Sonde ein Mittel zur Befestigung des distalen Endes der zweiten Faseroptik an der Innenwand des Mantels. Das Mittel umfaßt auch Mittel, das distale Ende zu der Wand hin und von ihr weg zu bewegen. Außerdem sind Mittel vorgesehen, um das distale Ende der Faser optisch an die Probe anzuschließen, wobei dieses Mittel für jede Position des distalen Endes eine bestimmte Position des Fokus auf der Probe bezogen auf die Wand einstellt.

[0034] Bei einigen Ausführungsformen umfaßt das Sondenmodul ein Mittel, um den Fokus für das Modul in der Probe so zu steuern, daß diese Fokustiefe im wesentlichen an einem Punkt in der Probe bleibt, an dem Bildinformationen erhalten werden, wenn dieser Punkt während eines Längsscans der Probe periodisch verändert wird. Eine solche Fokalebene kann bewirkt werden, indem zur Steuerung der Fokustiefe eine Fokussierlinse des Sondenmoduls in Richtung der dadurch laufenden Strahlung bewegt wird.

[0035] Mehrdimensionales Scannen kann mit Hilfe von mindestens drei verschiedenen Scanmustern realisiert werden. Bei einem Scanmuster sind die Geschwindigkeiten, mit denen die Relativlängen der Strahlengänge und die transversale Position auf der Probe geändert wird, so, daß an einer gegebenen transversalen Position auf der Probe zunächst die Punkte in allen interessierenden Längsbereichen gescannt werden, bevor der Abtaststrahl weiterbewegt wird, um eine neue transversale Position abzubilden. Alternativ können die Relativgeschwindigkeiten mit der die Änderung des Längsbereichs und der transversalen Position an der Probe auftreten, so sein, daß in einem gegebenen Längsbereich in der Probe alle Abbildungspositionen in mindestens einer transversalen Dimension gescannt werden, bevor in einem neuen Längsbereich mit dem Scan fortgefahren wird. Das letztgenannte Scan-Verfahren kann sinnvoll sein, wenn bei Verwendung des ersten Scanmusters eine extrem hohe, gleichmäßige Geschwindigkeit beim Längsscannen erforderlich wäre. Bei einem dritten Scanmuster wird die Längspositionssteuerung auf eine gewählte Längsposition eingestellt und dort dann der Scan in einer oder zwei Dimensionen durchgeführt.

[0036] Einige Ausführungsformen verfügen mehrere Strahlengänge und gestatten so das parallele Scannen an der Probe. Bei einigen Ausführungsformen wird außerdem eine Eigenschaft der optischen Quelle, beispielsweise ihre Frequenz oder Intensität, gesteuert oder verändert und so der in Längsrichtung gelegene Punkt in der abzubildenden Probe gesteuert, wobei die empfangenen Reflexionen zu einem Signal führen, dessen Frequenz proportional ist zur optischen Weglänge des Strahlengangs zu dem in Längsrichtung befindlichen Punkt oder Ebene in der zu dem gegebenen Zeitpunkt abgebildeten Probe. Dieses Signal wird erfaßt und verarbeitet, um das Bild zu erhalten.

[0037] Aufgrund der Aliasing und anderer Probleme können in einem durch zwei- oder dreidimensionales Scannen erzeugten Bild störende Intensitätsschwankungen auftreten. Zur Vermeidung dieser Probleme können, wie zuvor erwähnt, AOM eingesetzt werden, oder es werden an einer Probe mehrere Scans durchgeführt, die dann zur Kompensation der Intensitätsschwankungen gemittelt werden.

[0038] Die bevorzugten Ausführungsformen umfassen nichtinvasives Querschnittabbilden in biologischen Proben sowie zu Messungen an solchen Proben. Eine besonders nützliche Anwendung der Erfindung ist die Erzeugung von Querschnittbildern verschiedener Augenabschnitte.

[0039] Die oben beschriebenen sowie weitere Ziele, Merkmale und Vorzüge der Erfindung werden aus der folgenden, detaillierten Beschreibung bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung, wie sie in den begleitenden Abbildungen veranschaulicht sind, ersichtlich.

[0040] In den Zeichnungen

[0041] [Fig. 1A](#) ist eine Schemadarstellung eines optischen Kohärenzdomänenreflektometers gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung.

[0042] [Fig. 1B](#) ist eine Schemadarstellung einer alternativen Ausführungsform der Erfindung unter Verwendung einer frequenzmodulierten optischen Quelle.

[0043] [Fig. 1C](#) ist eine Schemadarstellung einer weiteren, faseroptischen Ausführungsform der Erfindung.

[0044] [Fig. 1D](#) ist eine Schemadarstellung einer freistrahloptischen Ausführungsform der Erfindung, wobei die Verwendung zweier getrennter Wellenlänge zur Erhöhung der Auflösung gezeigt wird.

[0045] [Fig. 2A](#) zeigt ein Diagramm der Hüllkurve eines Scansignals wie es etwa mit den Ausführungsformen aus [Fig. 1](#) erhalten werden kann.

[0046] [Fig. 2B](#) zeigt einen vergrößerten Ausschnitt aus einer Signalwellenform, wie sie etwa in [Fig. 2A](#) dargestellt ist, und verdeutlicht die Modulationsfrequenz, welcher eine solche Hüllkurve überlagert ist.

[0047] [Fig. 2C](#) ist ein Diagramm der Wellenform aus [Fig. 2B](#) nach der Demodulation.

[0048] [Fig. 3A](#) ist eine Schemadarstellung, welche eine Ausführungsform eines Sondenmoduls zum mehrdimensionalen Scannen veranschaulicht.

[0049] [Fig. 3B](#) ist eine Darstellung, welche ein alternatives Sondenmodul zum Durchführen von zwei- oder dreidimensionalem Scannen veranschaulicht.

[0050] [Fig. 3C](#) ist eine Darstellung, welche ein alternatives Sondenmodul zum Durchführen von dreidimensionalem Scannen veranschaulicht.

[0051] [Fig. 3D](#) ist eine Darstellung eines alternativen Sondenmoduls zum Durchführen von kreisförmigem Scannen.

[0052] [Fig. 4A](#) und [Fig. 4B](#) sind Darstellungen zweier zusätzlicher Sondenmodulausführungsformen zur Durchführung von mehrdimensionalem Scannen.

[0053] [Fig. 5](#) zeigt einen schematischen Seitenquerschnitt einer Ausführungsform eines endoskopischen Sondenmoduls.

[0054] [Fig. 6](#) zeigt einen schematischen Seitenquerschnitt einer zweiten Ausführungsform eines endoskopischen Sondenmoduls.

[0055] [Fig. 7](#) zeigt einen schematischen Seitenquerschnitt einer dritten Ausführungsform eines endoskopischen Sondenmoduls.

[0056] [Fig. 8A](#) ist eine Darstellung, die ein erstes Abtastmuster für das zweidimensionale Scannen einer Probe gemäß der Lehre dieser Erfindung veranschaulicht.

[0057] [Fig. 8B](#) ist eine Darstellung, welche ein zweites Abtastmuster für das zweidimensionale Scannen einer Probe gemäß der Lehre dieser Erfindung veranschaulicht.

[0058] [Fig. 8C](#) ist eine Darstellung, welche ein drittes Abtastmuster für das zweidimensionale Scannen einer Probe gemäß der Lehre dieser Erfindung veranschaulicht.

[0059] [Fig. 9](#) ist eine Schemadarstellung einer Ausführungsform zum Parallelschannen.

[0060] [Fig. 10](#) ist eine Schemadarstellung einer Ausführungsform eines symmetrischen Empfängers.

[0061] [Fig. 11](#) ist eine Schemadarstellung einer weiteren faseroptischen Ausführungsform der Erfindung, welche polarisiertes Licht zur Erfassung von Doppelbrechungen nutzt.

[0062] [Fig. 12A–Fig. 12C](#) sind Darstellungen, die beim Einsatz einer der abgebildeten Ausführungsformen erhalten wurden, um eine menschliche Aorta im Normalzustand, mit Fettablagerungen und mit Kalkablagerungen zu scannen.

Detaillierte Beschreibung

[0063] In [Fig. 1A](#) ist ein optisches Kohärenzdomänenreflektometer (OCDR) **10** dargestellt, in welchem die Lehre dieser Erfindung realisiert ist. Insbesondere ist das Signal einer optischen Quelle **12** mit kurzer Kohärenzlänge (große spektrale Bandbreite) als ein Eingang an einen Optokoppler **14** gekoppelt. Diese Kopplung kann über einen geeigneten Strahlengang erfolgen, welcher für die bevorzugte Ausführungsform eine Faseroptik **16** ist. Die Quelle **12** kann z. B. eine Leuchtdiode, eine Superlumineszenzdiode oder eine andere Weißlichtquelle geeigneter Wellenlänge oder ein Kurzpuls laser sein. In den bevorzugten Ausführungsformen haben solche Quellen vorzugsweise eine Kohärenzlänge von unter 10 µm. Wie später noch erläutert werden wird, ist eine Minimierung der Kohärenzlänge von Quelle **12** anzustreben, um die Auflösung des Systems zu erhöhen.

[0064] Der andere Eingang des Optokopplers **14** kommt von einem Laser **18**. Dieser gibt ein optisch sichtbares Signal ab, welches dem Optokoppler über eine Faseroptikstrecke **20** zugeführt wird. Wie später noch im einzelnen zu zeigen sein wird, trägt der Laser **18** nicht zum normalen Betrieb des Systems bei und dient lediglich als Quelle sichtbaren Lichts zur ordnungsgemäßen Ausrichtung gegenüber einer Probe, wenn das Licht aus der Diode **12** im Infrarotbereich liegt und daher nicht unsichtbar ist.

[0065] Das Signal vom Optokoppler **14** wird über eine Faseroptikstrecke **24** als Eingang einem Optokoppler **22** zugeführt. Das am Optokoppler **22** empfangene Licht bzw. die optische Energie wird zwischen einer ersten, zur Scan-/Probenanordnung **28** führenden Faseroptikstrecke **26** und einer zweiten, zu einer Referenzanordnung **32** führenden Faseroptikstrecke **30** aufgeteilt.

[0066] Die Anordnung **28** umfaßt eine Linsen anordnung mit einer oder mehreren Linsen, die das über den Strahlengang **26** empfangene Licht auf eine zu scannende Probe fokussiert/fokussieren, und außerdem verschiedenen Einrichtungen, um eine laterale, transversale und Längsbewegung des Lichts gegenüber der Probe zu bewirken.

[0067] Während bei der bevorzugten Ausführungsform das Scannen in Längsrichtung durch eine Bewegung an der Referenzanordnung erfolgt, ist es insbesondere ebenfalls möglich, entweder die Probe oder die Sonde in Längsrichtung zu bewegen oder das Scannen in Längsrichtung auf andere Weise an Anordnung **28** vorzunehmen. Die Anordnung kann außerdem eine Einrichtung zur Steuerung der Längs- oder Tiefenposition des Fokus in Verbindung mit der Scanposition in Längsrichtung enthalten. Ein Sondenmodulteil der Anordnung **28** kann so konstruiert sein, daß es an einer Außenfläche der Probe positioniert ist, z. B. an einem Patientenauge, um dieses zu scannen, abzubilden oder Messungen daran durchzuführen, oder es kann zur Positionierung innerhalb der Probe angepaßt werden, beispielsweise als Teil eines Angioskops oder Endoskops zum Scannen des Körperinnern oder anderer Kanäle. Bei der Darstellung in [Fig. 1A](#) ist die zu scannende/abzubildende Probe in der Anordnung **28** enthalten. Verschiedene Einrichtungen, die in unterschiedlichen Ausführungsformen der Erfindung als Anordnung **28** fungieren können, sind in [Fig. 3–Fig. 7](#) dargestellt.

[0068] Bei sämtlichen Ausführungsformen wird das von der Sonde zur Probe durchgeleitete Licht von der Probe durch das Sondenmodul zurück zur Faser **26** reflektiert. Die optische Faser des Strahlengangs **26** kann um einen Piezokristallwandler oder einen Stellantrieb **34** gewickelt sein, welcher durch ein elektrisches Signal zum Schwingen gebracht wird (d. h. sich zusammenzieht und ausdehnt). Dies bewirkt ein leichtes Ausdehnen und Zusammenziehen der Faseroptik, wodurch das durch die Faser laufende optische Signal moduliert wird. Wie später noch erläutert wird, erleichtert diese zusätzliche Modulation die Detektion.

[0069] Die Referenzanordnung **32** enthält eine Kollimatorlinse **36**, einen ersten und einen zweiten akustooptischen Modulator **38** und **40** (AOM 1 und AOM 2), einen Eckwürfel-Retroreflektor **42** und einen Endspiegel **44**. Bei der bevorzugten Ausführungsform ist der Winkelwürfel **46** an einer Mechanik **46** montiert, welche den Eckwürfel sowohl vom Strahlengang **30** als auch den Endspiegel **44** weg und darauf zu bewegt. Dies geschieht in einem bestimmten Muster, um das Scannen der Probe in Längsrichtung zu bewirken. Wie im weiteren noch genauer ausgeführt werden wird, wird der Eckwürfel vorzugsweise mit einer gleichmäßigen, relativ hohen Geschwindigkeit bewegt (z. B. mit mehr als 1 cm/sec), was eine Modulation der Doppler-Verschiebung bewirkt, die dann zum Ausführen einer Heterodyndetektion dient. Der Hub oder das Ausmaß der Bewegung des Eckwürfels **42** durch die Mechanik **46** ist zumindest geringfügig größer als die Hälfte des zu scannenden Tiefenbereichs in der Probe. Das Scanmuster beim Mechanismus **46** hat vorzugsweise eine gleichmäßige Ge-

schwindigkeit V – zumindest in denjenigen Abschnitten, während denen gescannt wird – und kann ein Rampen- oder Sägezahnmuster sein. Bei einem Rampenmuster erfolgt die Messung oder das Abbilden auf der Rampe, während bei einem Sägezahnmuster mit Geschwindigkeit V auf beiden Seiten das Scannen entweder, wenn der Eckwürfel sich in eine Richtung bewegt, oder, wenn er sich in beide Richtungen bewegt, vorgenommen werden kann. Außerdem kann ein Sinuswellenmuster oder ein anderes Abtastmuster mit einer entsprechenden Kompensation in anderen Elementen der Schaltung verwendet werden.

[0070] Alternativ kann der Scan in der Längs- oder Tiefendimension auch durchgeführt werden, indem anstatt des Eckwürfels **42** der Endspiegel **44** mit einer geeigneten Mechanik, etwa der Mechanik **46**, bewegt wird. In diesem Fall ist jedoch der effektive Hub um 50% geringer, so daß der Endspiegel **44** über eine Strecke bewegt werden muß, die etwas länger ist als der gewünschte Tiefenbereich des Scans und nicht nur etwa die Hälfte davon beträgt. Die für die Mechanik **44** dann notwendige größere Hubbewegung kann sich negativ auf die erreichbare Scangeschwindigkeit auswirken und auch die modulierende Doppler-Verschiebungsfrequenz begrenzen, so daß zusätzliche Modulationselemente erforderlich werden. Wenn der Eckwürfel **46** ganz weggelassen wird, so wird das System anfälliger für Fehler, die von einem Taumeln des Endspiegels beim Hin- und Herbewegen herrühren.

[0071] Es ist auch möglich, den Endspiegel wegzulassen, indem der Eckwürfel für eine Konfiguration mit einfachem Lichtdurchlauf ausgelegt wird. Dabei wird das auf den Eckwürfel einfallende Licht auf dessen Scheitel ausgerichtet. Auch dies führt zu einer 50%-igen Reduzierung des effektiven Hubs. Außerdem kann, wie oben erwähnt, die Mechanik **46** in der Referenzanordnung **32** weggelassen werden, wenn der Längsscan in der Anordnung **28** entweder durch eine Längsbewegung der Sonde oder der Probe durchgeführt wird. Darauf wird im weiteren noch eingegangen. Der Eckwürfel **42** ist in diesem Fall nicht notwendig, und das Licht aus dem Strahlengang **30** kann direkt auf den Spiegel **44** auftreffen.

[0072] Während schließlich bei den bevorzugten, mit einer Doppler-Verschiebungsfrequenz arbeitenden Ausführungsformen die Mechanik **46** einen Eckwürfel oder Endspiegel mit einer – wie zuvor erwähnt – im Scanbereich weitgehend konstanten Geschwindigkeit bewegt, kommt bei einigen, noch näher zu erläuternden Ausführungsformen keine Doppler-Verschiebungsmodulation in der Längsrichtung zum Einsatz, und die Bewegung des Spiegels dient in erster Linie dazu, die gewünschte Scantiefe zu steuern. Bei diesen und anderen Ausführungen kann die Mechanik **46** zur Steuerung der gewünschten Scantiefe im Stufenbetrieb arbeiten.

[0073] Die Gesamtlänge der Strecke **26** zwischen dem Koppler **22** und einem ausgewählten Tiefenpunkt in einer gescannten Probe sowie die Gesamtlänge der Strecke **30** zwischen dem Koppler **22** und dem Endspiegel **44** sollte beim Scannen eines gewählten Tiefenbereiches für jeden Tiefenpunkt der Probe weitgehend gleich sein. Um eine Dispersion der Gruppengeschwindigkeit zu verhindern, welche die räumliche Auflösung vermindern würde, sollten zusätzlich auch die Länge der optischen Fasern der Strecken **26** und **30** weitgehend gleich sein. Alternativ kann die Dispersion der Gruppengeschwindigkeit kompensiert werden, indem man zum Ausgleich eventueller Unterschiede optische Materialien mit bekannter Dispersion der Gruppengeschwindigkeit und Dicke in den Strahlengängen anordnet. Wenn z. B. die Faser im Referenzstrahlengang kürzer sein muß als in der Probensonde, kann im Referenzstrahlengang ein Stück Material hoher Dispersion eingefügt werden. Es ist außerdem wichtig, daß die Enden der in diesem System verwendeten Fasern winkelpoliert und/oder antireflexverspiegelt sind, um Reflexionen auf ein Minimum zu reduzieren und den Durchsatz zu maximieren.

[0074] Als Mechanik **46** können verschiedene Einrichtungen verwendet werden, die darauf angepaßt sind, die Translationsbewegung durchzuführen. Beispielsweise kann die Mechanik **46** ein Schrittmotor sein, dessen Bewegung bei Ausführungsformen, die eine konstante Geschwindigkeit verlangen, über einen Mittelungsmechanismus auf den Eckwürfel **42** oder den Spiegel **44** übertragen wird. Auch ein Gleichstrom-Servomotor kann verwendet werden, um die gewünschte Bewegung zu erzielen. Verschiedene elektromagnetische Stellantriebe, wie z. B. eine Lautsprecher-spule, können ebenfalls für diese Funktion benutzt werden. Bei solchen elektromagnetischen Stellantrieben ist evt. eine Erfassung und Servosteuerung der Spiegelposition erforderlich, um falls nötig eine gleichmäßige Bewegung zu erzielen. So kann in einem System mit gleichmäßiger Bewegung ein Signal, das die Soll-Spiegelposition anzeigt, an jedem Punkt der Bewegungsstrecke des Spiegels mit dem Signal eines Detektors für die Ist-Position des Spiegels verglichen werden, und etwaige, sich ergebende Fehlersignale können zur Steuerung des Stellantriebs dienen, um für die gewünschte, konstante Bewegungsgeschwindigkeit des Spiegels zu sorgen. Auch der Einsatz eines von einem servogesteuerten Galvanometer angetriebenen Linearumsetzers als Mechanik **46** ist möglich.

[0075] Ein mögliches Problem im Referenzmechanismus **32** ist ein Taumeln des Spiegels bei dessen Translationsbewegung, das sich negativ auf die Genauigkeit von Abstandsbestimmungen auswirken kann. In der

Ausführung der [Fig. 1A](#) wird solches Taumeln teilweise durch den Eckwürfel **42** ausgeglichen, da solche Eckwürfel im allgemeinen die Eigenschaft haben, daß ein Strahl ungeachtet des Auftreffwinkels immer in genau dieselbe Richtung zurückkehrt, aus der er eingefallen ist. Das Problem des Taumelns kann auch mit anderen bekannten Techniken gelöst werden.

[0076] Die von den Anordnungen **28** und **32** empfangenen Reflektionen werden über die Strahlengänge **26** bzw. **30** dem Optokoppler **22** zugeleitet. Die Signale werden im Optokoppler **22** zusammengeführt, was zu Interferenzstreifen für längenabgegliche Reflexionen führt (d. h. Reflexionen, bei welchen der Weglängenunterschied der Reflexionswege geringer ist als die Kohärenzlänge der Lichtquelle), und das so entstehende kombinierte Signal wird in die Faseroptikstrecke **50** eingekoppelt.

[0077] Um maximale Interferenz zwischen dem aus dem Referenzstrahlengang und dem Probenstrahlengang zurückkehrenden Licht zu erreichen, sollte die Polarisierung jeweils weitgehend gleich sein. Zu dieser Polarisationsanpassung kann im Strahlengang **26** oder **30** eine Polarisationssteuerung angeordnet werden. Zur Veranschaulichung ist in [Fig. 1A](#) im Strahlengang **30** eine Polarisationssteuerung **51** dargestellt. Diese kompensiert eventuelle Polarisationsänderungen der Faseroptikstrecken. Alternativ können in dem System polarisationserhaltende Fasern und Koppler eingesetzt werden, um das gewünschte Ergebnis zu erzielen. Weiter kann bei Anwendungen mit zufälligen Polarisierungsschwankungen ein Polarisationsdiversityempfänger im System verwendet werden, um Signalminderungen zu unterdrücken. Solche Polarisationsdiversityempfänger sind sachbekannt.

[0078] Das optische Signal auf der Faseroptikstrecke **50** wird einem Photodetektor **52** zugeführt, der das kombinierte optische Signal von der Strecke **50** in ein entsprechendes strommoduliertes elektrisches Signal umwandelt. Das strommodulierte elektrische Signal an der Ausgangsleitung **54** des Photodetektors **52** wird vorzugsweise von einem Transimpedanzverstärker (TIA) **55** oder einem anderen geeigneten Mittel in ein spannungsmoduliertes Signal umgewandelt. Der Ausgang des TIA wird einem Demodulator **56** als Eingang zugeführt.

[0079] Bei der Umsetzung der Lehre dieser Erfindung können verschiedene Formen der Demodulation eingesetzt werden. In der einfachsten Form besteht der Demodulator **56** aus einem um die Modulationsfrequenz des kombinierten Signals zentriertes Bandfilter **58** und einem Hüllkurvendetektor. Der Filter sorgt dafür, daß nur das interessierende Signal betrachtet wird und entfernt Rauschen aus dem Signal. Dadurch wird das Signal-Rausch-Verhältnis des Systems und somit dessen Empfindlichkeit verbessert. Das gefilterte Signal wird dann dem Hüllkurvendetektor zugeleitet.

[0080] Der Hüllkurvendetektor im Demodulator **56** kann aus einem Gleichrichter **62** und einem nachgeschalteten Tiefpassfilter **64** bestehen. Der zweite Filter entfernt eventuelle Hochfrequenzanteile aus dem Basisbandsignal. Der Demodulator kann außerdem entweder vor oder nach dem Gleichrichter einen logarithmischen Verstärker **66** zur Dynamikbereichkomprimierung enthalten. Wird kein logarithmischer Verstärker verwendet, so kann eine logarithmische Komprimierung anderswo im System erfolgen, z. B. im verarbeitenden Rechner. Ohne logarithmische Komprimierung würden entweder starke Reflexionen an den Grenzflächen außerhalb der Skala liegen oder schwächere Reflexionen wären nicht sichtbar.

[0081] Der vorstehend exemplarisch beschriebene Demodulator ist eine Art Heterodyn-Demodulator. Es können für diese Funktion jedoch auch verschiedenste andere, fachbekannte Demodulationstechniken eingesetzt werden.

[0082] Der demodulierte Ausgang der Schaltung **56** ist das interessierende interferometrische Hüllkurvensignal. Ein geeigneter Drucker **68** kann eine visuelle Aufzeichnung dieses Analogsignals liefern, die dann von einem Arzt, Techniker oder einer anderen Person für verschiedene Zwecke benutzt werden kann. Bei den bevorzugten Ausführungsformen wird der Analoggang des Demodulators **56** außer oder anstatt zum Drucker **68** über einen A/D-Wandler **70** zu einem geeigneten Rechner **72** geleitet, der für die gewünschten Untersuchungen programmiert ist. Der Rechner **72** kann mit einer oder mehreren Speichereinheiten **74** ausgestattet sein. Der Rechner **72** steuert beispielsweise die Anzeige des demodulierten Signals auf einem geeigneten Anzeigegerät **76**, wie etwa einem Bildschirm, oder einen geeigneten Drucker zum Erzeugen einer gewünschten Aufzeichnung.

[0083] Wird zur Wiedergabe des gescannten Bildes ein Drucker oder eine Computeranzeige verwendet, so können Merkmale wie etwa die Dichte des gescannten Bildes mit Hilfe von Graustufen dargestellt werden (d. h. dunkel für hohe Dichte und hell für geringe Dichte), oder es kann ein "Falschfarben"-Bild erzeugt werden, in

dem das betreffende Merkmal in einer Farbe des gesamten Farbspektrums von blau bis rot dargestellt wird. Außerdem kann der Rechner **72** verschiedene Punkte von Interesse in dem demodulierten Hüllkurvensignal erfassen, Messungen durchführen oder andere nützliche Bestimmungen auf dieser Grundlage vornehmen. Als Rechner **72** kann ein entsprechend programmierter Standardprozessor eingesetzt werden oder ein Spezialprozessor, welcher sämtliche oder einige der erforderlichen Funktionen ausführt.

[0084] Bei einigen Ausführungsformen des in [Fig. 1A](#) dargestellten OCDR kann der Würfel durch die Mechanik **46** mit einer mittleren, aber gleichmäßigen Geschwindigkeit gescannt werden. Im Rahmen dieser Erläuterungen gilt als mittlere Scangeschwindigkeit eine Geschwindigkeit, bei welcher die von der Bewegung des Winkelspiegels oder Spiegels verursachte Doppler-Frequenzverschiebung zwar nicht vernachlässigbar, aber niedrig genug ist, um in das vorherrschende Niederfrequenzrauschen des Systems zu fallen. Das Rauschspektrum umfaßt Störungen, welche aus Schwankungen der Quelle **12**, von mechanischen Komponenten und elektrischen Schaltungen herrühren und welche bei niedrigen Frequenzen – typischerweise unter 10 kHz – größer sind. Als hohe Scangeschwindigkeit gilt eine Geschwindigkeit, bei welcher die Doppler-Frequenzverschiebung höher ist als das vorherrschende Niederfrequenzrauschen. Die Doppler-Verschiebungsfrequenz f_D ergibt sich aus der Translationsbewegung des Würfels **42** und ist bei einem Eckwürfel durch die Gleichung $f_D \sim 4V/\lambda$ gegeben, wobei V die Geschwindigkeit ist, mit welcher der Würfel zu einer gegebenen Zeit bewegt wird und λ die optische Wellenlänge der Quelle. Wird kein Eckwürfel verwendet, lautet die Gleichung $f_D \sim 2V/\lambda$. Der Winkelspiegel kompensiert also nicht nur das Taumeln bei der Translationsbewegung des Spiegels, sondern er verdoppelt außerdem bei einer gegebenen Geschwindigkeit V des Mechanik **46** die Doppler-Verschiebungsfrequenz und den effektiven Hub beim Scannen.

[0085] Wenn diese Doppler-Verschiebung geringer ist als die zur Überwindung des Rauschens erforderliche Bandbreite und insbesondere wenn ein schrittweiser Längsscan oder kein Längsscan durchgeführt wird, so daß die Doppler-Verschiebungsfrequenz im wesentlichen Null ist, so ist eine zusätzliche Modulation erforderlich, um die Modulationsfrequenz über das vorherrschende Rauschspektrum anzuheben. In [Fig. 1A](#) kann dies durch die Einführung einer sinusförmigen Phasenmodulation mit Hilfe eines piezoelektrischen Wandlers **34** erreicht werden. Während in [Fig. 1A](#) die zusätzliche Modulation durch einen Oszillator oder Wandler im Probenstrahlengang **26** eingeführt wird, könnte eine solche Modulation auch im Referenzarm oder -strahlengang **30** vorgesehen werden. Auch eine entsprechende piezoelektrische Modulation des Endspiegels **44** könnte verwendet werden. Neben dem piezoelektrischen Wandler **34** könnte die für diese ergänzende Modulation benötigte geringfügige Bewegung auch mit Hilfe von elektromagnetischen, elektrostatischen oder anderen Elementen erreicht werden, die fachbekannt für die Erzeugung von geringen im allgemeinen sinusförmigen Bewegungen sind.

[0086] Alternativ läßt sich diese ergänzende Modulation, wie in [Fig. 1A](#) dargestellt, dadurch erreichen, daß Licht über akustooptische Modulatoren (AOM) im Referenzarm und/oder Probenarm geleitet wird. Diese Modulatoren bewirken eine Frequenzverschiebung des Lichtstrahls und erzeugen somit eine Wirkung, die im wesentlichen einer Doppler-Verschiebung des Strahls entspricht. Solche akustooptischen Modulatoren können in einigen Fällen anstelle der Bewegung des Spiegels oder Winkelspiegels eingesetzt werden. Die AOM – entweder Freistrahle-Einrichtungen wie in [Fig. 1A](#) oder kleinere, in der Reihe angeordnete faseroptische AOM – erhöhen wirksam die Trägerfrequenz, um eine hohe Scangeschwindigkeit zu ermöglichen. Ein AOM kann für diesen Zweck ausreichend sein; es können jedoch auch, wie in [Fig. 1A](#) dargestellt, zwei AOM verwendet werden und zwar aus folgendem Grund: Da AOM normalerweise mit einer viel höheren Frequenz angetrieben werden, als für diese Anwendung erforderlich ist, kann die Detektorfrequenz auf eine gewünschte Frequenz gesenkt werden, indem zwei AOM mit verschiedenen Frequenzen betrieben werden, wobei die Differenzfrequenz die Detektorfrequenz ist.

[0087] Die ergänzende Modulation durch ein Element **34** oder durch ein anderes geeignetes, die Weglänge des Strahlengangs modulierendes Mittel erfolgt bei einer Frequenz f_M , und die Schwingungsamplitude dieses Modulators ist so eingestellt, daß der Schwingungsbewegungsschub oder die Änderung in der optischen Verzögerung etwa die Hälfte der Wellenlänge λ der Quelle **12** beträgt. Aufgrund der kombinierten Wirkung der zusätzlichen Modulation und der Doppler-Verschiebungsfrequenz liegt die Signalhüllkurve bei Modulationsfrequenzen von f_D , $f_M + f_D$, $f_M - f_D$ und bei höheren Harmonischen von $f_M \pm f_D$. f_M wird normalerweise so hoch gewählt, daß Probleme mit dem Rauschspektrum und Aliasingprobleme überwunden sind.

[0088] Die Demodulation des Ausgangs des Photodetektors **54** liegt normalerweise bei $f_M + f_D$ und/oder $f_M - f_D$. Zur Veranschaulichung wird davon ausgegangen, daß die Demodulation bei $f_M + f_D$ sei. Die Mittenfrequenz für das Bandfilter **58** ist somit auf die Frequenz $(f_M + f_D)$ eingestellt. Die Bandbreite des Filters **58** sollte ca. die zwei- bis dreifache Breite bei halbem Maximalpegel (FWHM) des Empfangssignals betragen, um eine Signal-

verbreiterung und -verzerrung zu vermeiden. Die Bandbreite des Tiefpaßfilters **64** entspricht typischerweise in etwa derjenigen des Bandfilters **58**. Obwohl auf eine zusätzliche Modulation mit Einrichtungen wie den Modulatoren **34**, **38**, **40** verzichtet werden kann, wenn der Eckwürfel **42** so schnell bewegt wird, daß die sich daraus ergebende Doppler-Verschiebungsfrequenz höher liegt als das vorherrschende Rauschspektrum und breit genug ist, so daß das transversale Scannen keine Signalaliasing verursacht, kann dies bei zwei- oder dreidimensionalem Scannen hingegen ist dies aufgrund der damit verbundenen großen Bandbreite evtl. nicht möglich sein.

[0089] Bei den bisher behandelten Ausführungsformen war die Scangeschwindigkeit des Eckwürfels **42** konstant, zumindest während des Scanintervalls. Für sehr schnelles Scannen mit hohen Wiederholungsraten, die sich nicht durch servogesteuerte mechanische Antriebe mit konstanter Geschwindigkeit realisieren lassen, können für den Antrieb des Eckwürfels **42** oder des Spiegels **44** resonanz-(sinusförmig)-getriebene mechanische Aktuatoren verwendet werden. Diese können galvanometrisch oder elektrodynamisch bei den Resonanzfrequenzen des mechanischen Positioniersystems betrieben werden und sind im Handel erhältlich. Notwendige Systemanpassungen für einen sinusförmigen Antrieb werden später im Zusammenhang mit [Fig. 1C](#) behandelt. Falls eine höhere Scangeschwindigkeit benötigt wird, könnten elektrooptische Verfahren anstelle einer Mechanik eingesetzt werden, um zu Scannen. Beispielsweise kann ein akustooptischer oder ein anderer elektrooptischer Modulator verwendet werden, um den Strahlengang zu verändern. Solche Einrichtungen sind derzeit jedoch noch kostspielig und haben nur einen zu begrenzten Bereich. Für die meisten Anwendungen werden sie daher nicht bevorzugt.

[0090] [Fig. 1B](#) zeigt eine alternative Ausführung der Erfindung, wo Längsentfernungsinformationen nicht durch optische Kohärenzdomänenreflektometrie, sondern durch optische Frequenzdomänenreflektometrie erfaßt werden. In dieser und den weiteren Figuren werden zur Kennzeichnung gemeinsamer Elemente dieselben Bezugszeichen verwendet. Ein mit Apostroph (') versehenes Bezugszeichen wird zur Kennzeichnung eines gemeinsamen Elements aus einer vorherigen Figur benutzt, wenn das betreffende Element leicht verändert wurde.

[0091] [Fig. 1B](#) zeigt ein optisches Frequenzdomänenreflektometer, das eine spektral kohärente optischen Quelle **79** verwendet, die auf eine in Fachkreisen bekannte Art und Weise frequenzmodulierbar ist. Die Quelle **79** wird durch den Signalgenerator **78** durch einen linearen FM-Chirp frequenzmoduliert. Das von der Quelle **79** abgegebene Signal durchläuft die im Zusammenhang mit [Fig. 1A](#) bereits beschriebenen Strahlengänge bis zu einer Probenanordnung **28** und einem Referenzspiegel **44**. Da bei dieser Ausführung der Erfindung keine Veränderung in der Weglänge des Strahlengangs vorgenommen wird, um Längsscans auszuführen, ist die übrige, in [Fig. 1A](#) dargestellte Referenzanordnung nicht erforderlich, ebenso wie die Modulatoren **34**, **38** und **40**. Eine Linse entsprechend der Linse **36** kann ggf. notwendig sein.

[0092] Die von der Probe in der Anordnung **28** und vom Referenzspiegel **44** jeweils reflektierte Strahlung wird im Faseroptikkoppler **22** zusammengeführt und über den Strahlengang **50** zu einem breitbandigen Photodetektor **52'** geleitet, wo sie optisch interferiert. Der breitbandige Photodetektor **52'** und ein Transimpedanzverstärker **55'** dienen zur Verstärkung des erfaßten Signals. Die erfaßte optische Interferenz erzeugt eine RF-Frequenz, die sich proportional zum Weglängenunterschied zwischen der Reflexion an der Probe und der Reflexion am Referenzspiegel **44** verhält. Es sind mehrere verschiedene Methoden bekannt, um diese Frequenzinformationen in einem elektrischen Prozessor **81** in räumliche Informationen umzuwandeln, so z. B. ein Wellenformrekorder mit inverser Fourier-Transformationstechnik. Die Anforderungen an die Linearität, Spektralkohärenz und Modulationsbandbreite sowie die Möglichkeiten, um sie zu erreichen, sind auf dem Fachgebiet hinreichend bekannt und in der Ausführungsform der [Fig. 1B](#) einsetzbar. Der Ausgang des Prozessors **81** wird mit dem A/D-Wandler **70** digitalisiert und vom Rechner **72** auf die bereits in Zusammenhang mit [Fig. 1A](#) dargestellte Art und Weise verarbeitet. Ebenso wie bei der Ausführung aus [Fig. 1A](#) können auch hier Drucker und Anzeigegeräte angeschlossen werden. Nach entsprechender Modifikation können die Prinzipien der Erfindung auch mit einer intensitätsmodulierten Lichtquelle mit linearem chirp umgesetzt werden.

[0093] Falls der Aktuator **46**, wie zuvor erwähnt, ein sinusförmiges oder sonstiges, nichtlineares Geschwindigkeitsprofil aufweist, ist die Doppler-Verschiebungsfrequenz f_D nicht mehr konstant, und der Demodulator **56** muß an diese Trägerfrequenzschwankung angepaßt werden. Dafür gibt es mindestens zwei Verfahren. In beiden Fällen ist eine Ausgangsleitung **87** an einem Positionssensor im Stellantrieb **46** vorgesehen, wie in [Fig. 1C](#) für das System **10C** dargestellt. Der Einfachheit halber ist die Referenzanordnung hier als Endspiegel **44** dargestellt, der von einem Aktuator **46'** in Längsrichtung bewegt wird. Die Spannung auf der Leitung **87** ändert sich normalerweise in Abhängigkeit von der Position des Stellantriebs und somit des Spiegels **44**. Der Ausgang des Positionssensors kann jedoch auch strommoduliert sein. Wenn der Sensor ein digitales Ausgangssignal

liefert, kann die Leitung **87** ohne Umweg über den A/D-Wandler **70'** an den Rechner **72** angeschlossen werden. Das Signal auf der Leitung **87** ist erforderlich, wenn der Aktuator **46'** ein nichtlineares Geschwindigkeitsprofil hat, damit die Intensität und andere am Rechner **72** empfangene Eingangsdaten mit der Scanposition in der Probe korreliert werden können. Bei einem linearen Scan ist diese Korrelation nicht notwendig, da dann die Position aus dem Empfangszeitpunkt der Eingangsdaten bestimmt werden kann.

[0094] Bei der einfacheren Technik wird das Übertragungsband des Bandfilters **58** und des Tiefpaßfilters **64** so erweitert, daß die Schwankungen in der Doppler-Verschiebungsfrequenz f_D über einen großen Teil der Sinusbewegung des Spiegels **44** berücksichtigt werden können. Diese Schwankungen treten auf, weil sich f_D direkt mit den Schwankungen von V verändert. Die erweiterte Übertragungsbandbreite des Demodulators führt zu einer erhöhten Rauschdurchleitung und dadurch zu einer verminderten Erfassungsempfindlichkeit. Das Verfahren ist jedoch einfach und bietet sich für Fälle an, in denen keine kritischen Anforderungen an die Erfassungsempfindlichkeit bestehen. Außerdem kann die Erweiterung der Übertragungsbandbreite relativ gering gehalten werden, wenn die Signalbandbreite Δf_{FWHM} im Verhältnis zu f_D schon relativ groß ist. Dies ist bei einer sehr geringen Kohärenzlänge der Fall.

[0095] [Fig. 1C](#) zeigt die zweite Technik, bei welcher die Demodulationsfrequenz mit einem Superheterodyn-system dynamisch auf die momentane Doppler-Verschiebungsfrequenz abgestimmt wird. Ein Sensor am Aktuator oder der Antriebsmechanik **46'** liefert auf der Leitung **89** eine geschwindigkeitsabhängige Spannung, die von einer Verstärkerschaltung **91** und einer Vorspannungsschaltung **93** modifiziert wird, bevor sie einem spannungsgesteuerten Oszillator **95** zugeführt wird. Das Ausgangssignal des Oszillators **95** wird in einer Schaltung **97** mit dem vom Detektor **52** über den Verstärker **55** kommenden Ausgangssignal verstärkt. Die Verstärkung und die Vorspannung des dem VCO **95** zugeführten Signals werden so eingestellt, daß die Modulationsfrequenz am Ausgang des Multiplizierers **97** im wesentlichen konstant bei der gewünschten, für den Bandfilter **58** gewählten Mittenfrequenz. Wie bei der Ausführung aus [Fig. 1A](#) ist die Bandbreite des Filters **58** zwei- bis dreimal so groß eingestellt wie die Bandbreite des Spitzensignals und, mit Ausnahme des notwendigen Positionsensorausgangs auf der Leitung **87** ist die übrige Erfassung und Verarbeitung identisch mit der zuvor im Zusammenhang mit [Fig. 1A](#) beschriebenen Ausführung.

[0096] [Fig. 1D](#) zeigt ein System **10D**, welches dem in [Fig. 1A](#) dargestellten ähnlich ist, außer daß anstelle der Faseroptik Faserstrahl-optik verwendet wird und die Beobachtungsmöglichkeiten für räumliche Merkmale dadurch verbessert ist, daß zwei Lichtquellen **12A** und **12B** mit verschiedenen Wellenlängen vorhanden sind. Zwar ist zur Veranschaulichung eine Option mit mehreren Wellenlängen in Verbindung mit einer Freistrahloptikausführung dargestellt, es sei jedoch darauf hingewiesen, daß auch bei den Faseroptikausführungen mehrere Wellenlängen eingesetzt werden können, evt. sogar als bevorzugte Lösung. Quellen **12A** und **12B** können entweder derselbe Typ Lichtquelle sein, der zum Betrieb bei verschiedenen Wellenlängen ausgelegt wird oder Lichtquellen verschiedener Typen. Die Ausgänge der Quellen **12A** und **12B** werden in einem Koppler **60** zusammengeführt, und dessen optischer Ausgang wird wiederum einem Koppler **59** zugeleitet. Ein weiterer Eingang des Kopplers **59** ist der Ausgang eines Lasers **18**, z. B. eines Helium-Neon-Lasers, welcher jedoch auch hier lediglich zur Justierung dient. Als Koppler **59** und **60** können z. B. dichroitische Strahlenteiler, Polarisationsstrahlenteiler oder normale Strahlenteiler eingesetzt werden.

[0097] Der Ausgang des Kopplers **59** wird Strahlteilern **61** und **65** zugeführt. Der Strahlteiler **61** leitet einen Teil seiner Eingang über eine Linse **36** an einen Spiegel **44** weiter und gibt auch optische Strahlung an den Strahlteiler **65** ab, welcher diese über eine Linse **82** zur Probe **84** weiterleitet. Die vom Spiegel **44** reflektierte Strahlung wird über die Linse **36**, den Strahlteiler **61** und den Spiegel **67** einem interferometrischen Koppler **69** zugeführt. Spiegel **44** und Linse **36** können Teil eines Verschiebeabschnittes sein, welcher von einer Mechanik wie etwa der im Zusammenhang mit [Fig. 1C](#) beschriebenen Mechanik **46'** bewegt wird. Wenn eine solche Verschiebung mit einer Geschwindigkeit ausgeführt wird, so daß f_D unterhalb des vorherrschenden Rauschspektrums liegt, kann es – wie bereits erwähnt – evt. Notwendig sein, beispielsweise den Spiegel **44** an einem piezoelektrischen Kristall **63** zu befestigen, welcher von einem Modulator **75** gesteuert schwingt. Weitere diesbezügliche Methoden wurden schon zuvor behandelt. Reflexionen von der Probe **84** werden über die Linse **82** und den Strahlteiler **65** dem interferometrischen Koppler **69** zugeführt.

[0098] Der Ausgang des interferometrischen Kopplers **69** kann zu einer für Justierzwecke dienenden CCD-Kamera **71** gelenkt werden und wird außerdem über eine Linse **73** zu einem Photodetektor **52** geleitet. Der Ausgang des Detektors wird über zwei separate Strecken weitergeleitet, welche jeweils einen Demodulator **56A**, **56B** enthalten, welche ein Bandfilter **58** haben, dessen Mittenfrequenz der Doppler-Verschiebungsfrequenz f_D für die vorhandene Quelle **12** entspricht. Da sich f_D umgekehrt zur Wellenlänge der Quelle verändert, demoduliert jeder Demodulator nur Signale, die der betreffenden Quellenwellenlänge entsprechen. Die

aus den beiden Quellenwellenlängen resultierenden Signale können somit getrennt werden. Nachdem sie die jeweiligen A/D-Wandler **70** durchlaufen haben, werden die beiden Signale einem Rechner **72** zugeführt, wo sie geeignet verarbeitet werden können.

[0099] Alternativ kann für jede Quellenwellenlänge ein entsprechender Detektor **52** vorgesehen werden, wobei jedem Photodetektor ein optischer Wellenlängenfilter vorgeschaltet ist, welcher nur in einem bestimmten Durchlaßbereich die passende Wellenlänge passieren läßt. Vor den optischen Wellenlängenfiltern befindet sich ein Strahlteiler, wobei ein Demodulator am Detektorausgang ist.

[0100] Obwohl in [Fig. 1D](#) und in den obigen Erläuterungen Lösungen nur zwei separate Signale λ dargestellt sind, stellt dies keine Einschränkung der Erfindung dar, und es kann für die entsprechenden Anwendungen auch eine größere Zahl an Lichtquellen und Detektoren (bzw. Demodulationsschaltungen) eingesetzt werden.

[0101] Bei der Beschreibung der Funktionsweise der Systeme, z. B. **10A** oder **10D**, wird davon ausgegangen, daß es sich bei der Probe **84** um ein menschliches oder tierisches Auge handelt. Für solche Messungen sind drei Justierungen von größter Bedeutung. Zuerst muß der Strahl so auf die Probe ausgerichtet werden, daß er unter dem gewünschten Winkel in diese einfällt. Normalerweise geschieht dies rechtwinkelig zum Winkel der Augenschichten. Sodann muß der Strahl lateral im interessierenden Probenbereich positioniert werden. Dabei geht es um die laterale Positionssteuerung des Strahls. Und schließlich muß der Strahl auf die interessierende Ebene im Auge fokussiert werden. Zur Durchführung jedes dieser Justiervorgänge können mehrere Techniken eingesetzt werden.

[0102] Insbesondere gibt es eine Anzahl verschiedener Techniken, um den gewünschten Einfallswinkel zu erreichen. Da im allgemeinen maximale Reflexionen erreicht werden, wenn der Strahl senkrecht auf die Schicht oder Oberfläche auftrifft, die ihn reflektieren soll, besteht eine einfache Justiermöglichkeit darin, die Position oder den Winkel der Sonde **80**, des Strahlteilers **65** oder der Linse **82** und/oder der Probe (d. h. des Patienten- Auges) einzustellen und das von der Probe reflektierte Licht bei blockiertem Referenzarm zu erfassen. Der gewünschte Ausrichtungswinkel ist dann derjenige, bei welchem die stärkste Reflexionsenergie erfaßt wird. Normalerweise läßt sich mit dieser Technik der gewünschte Winkel relativ schnell einstellen.

[0103] Eine zweite Technik der Winkelausrichtung ähnelt der ersten, nur daß der Referenzarm nicht blockiert wird und daß, während die normalen Anzeigewerte vom System abgelesen werden, die Ausrichtung manuell eingestellt wird, bis die Position mit maximalem Signal erreicht ist.

[0104] Als dritte Methode kann zur Strahleinstellung die Richtung betrachtet werden, in welcher der Strahl reflektiert wird. Da dies insbesondere bei Verwendung von Faseroptik nur schwer direkt möglich ist, wird die Bestimmung im allgemeinen mit Hilfe eines Strahlteilers vorgenommen, welcher einen Teil des von der Probe reflektierten Strahls zu einer Vorrichtung wie der CCD-Kamera **71** ([Fig. 1D](#)) lenkt, welche die Strahlposition messen kann. Die Vorrichtung wird anfänglich mit dem System zusammen kalibriert, so daß der Punkt festgelegt ist, an welchem der Strahl auf die Kamera auftrifft, wenn er korrekt auf die Probe ausgerichtet ist. Beim Betrieb können dann die Probe und die Sonde eingestellt werden, bis ein Einstellwinkel erreicht ist, bei dem der Strahl an dem zuvor festgelegten Punkt auf die CCD-Kamera auftrifft.

[0105] Die laterale Einstellung wird zu diesem Zeitpunkt noch am besten manuell vorgenommen. Dazu wird der Laser **18** eingeschaltet. Die Quelle **12** kann für diesen Vorgang entweder ein- oder ausgeschaltet sein. Der Laser **18** zeigt durch einen dünnen Strahl visuell die laterale Position auf dem Auge an, an der der Strahl auftrifft. Es kann dann entweder die Position des Sondenstrahls oder des Patienten manuell verändert werden, bis der Strahl an der gewünschten Position auftrifft. Falls die Quelle **12** sichtbares Licht abgibt, kann dieses evtl. zur Ausrichtung verwendet werden, und der Laser **18** ist dann nicht erforderlich.

[0106] Die Festlegung des für die Beobachtung zu benutzenden Öffnungswinkels der Fokussierung des Strahlbündels erfolgt unter Abwägung der Vorteile einer möglichst großen numerischen Apertur (Öffnungswinkel) gegenüber der Möglichkeit, den angestrebten Längsbereich (Tiefenschärfe) zu erzielen, in welchem das rückgestreute oder reflektierte Licht wirksam zu der Faser zurückgekoppelt wird (bzw. zu dem anderen Strahlengang **26**, falls keine Faseroptik verwendet wird). Bei einer großen numerischen Apertur ist die Ausrichtung zur Erreichung eines rechten Einfallswinkel auf der Probenoberfläche weniger kritisch, und bei der Messung der Rückstreuung, wo die zurückkehrende Strahlung über einen großen Raumwinkel verteilt ist, erhöht ein größerer Öffnungswinkel außerdem die in die Faser gekoppelte Lichtmenge. Allerdings verringert der große Öffnungswinkel den Längsbereich. Daher sollte die numerische Apertur oder Blendenzahl so gewählt werden, daß die Tiefenschärfe dem zu untersuchenden Längsbereich im Auge oder in einer anderen Probe entspricht

an dem/der die Messungen ausgeführt werden sollen. Im Rahmen dieser Beschreibung wird Tiefenschärfe als derjenige Längsabstand von der Brennebene definiert, bei welchem die Rückkopplungseffizienz in die Faser um die Hälfte reduziert ist.

[0107] Was die anderen Einstellungen anbelangt, so werden die Probe und/oder die Sonde gegeneinander bewegt, bis das System auf einen gewünschten Punkt innerhalb der Probe, d. h. des Auges, fokussiert ist. Da es selbst mit dem Laser schwierig sein kann, den Brennpunkt visuell zu bestimmen, ist es evt. vorteilhaft, die Fokussierung vorzunehmen, während das System läuft und z. B. an der Anzeige **76** eine Ausgabe erfolgt. Wie später noch erläutert werden wird, lassen gewisse Punkte mit hoher Amplitude in einer solchen Anzeige auf eine bestimmte Schicht oder einen bestimmten Übergang im Auge schließen; die Fokussierung kann daher verstellt werden, bis der betreffende Übergang an einem gewünschten Punkt des Scans auftritt.

[0108] Ist Justierung erreicht, kann das System für die gewünschten Messungen eingesetzt werden. Dazu wird der Ziellaser aus- und die Quelle **12** eingeschaltet. Auch die Mechanik **43** oder **43'** wird eingeschaltet, falls dies noch nicht geschehen ist, um den Würfel oder Spiegel zu bewegen. Falls sich die Mechanik **43**, **43'** nicht schnell genug bewegt, muß auch der piezoelektrische Modulator **34** oder **63** eingeschaltet werden.

[0109] Wie im Vorangegangenen ausgeführt, sollte die Quelle **12** eine geringe Kohärenzlänge aufweisen, was zugleich einen großen Spektralbereich bedeutet. Bei Lichtquellen der zuvor erwähnten Art mit einer Kohärenzlänge von ca. 10 µm kann eine räumliche Trennung und somit Auflösung von bis zu 10 µm erreicht werden. Dies ist eine erheblich höhere Auflösung als sie mit anderen derzeit verfügbaren Vorrichtungen erzielt werden kann.

[0110] Die Weglängen **26** und **30** sind zunächst gleich, wenn der Strahl auf die gewünschte anfängliche Scantiefe in der Probe **28** fokussiert ist. Wenn dann der Spiegel **44** (oder Würfel **42**) von der Linse **36** weg bewegt wird, verschiebt sich der Punkt in der Probe, an welchem die Weglängen gleich sind, immer tiefer in die Probe hinein. An jedem Punkt des Scans treten in Abhängigkeit von den Brechzahlswankungen des Materials, durch welches das Licht hindurchtritt, sowie der Brechzahlsgrenzen, Reflexionen und Lichtstreuung auf. Interferenzstreifen treten bei Tiefen in der Probe auf, an denen die Weglänge zum Punkt in der Probe (L_s) und die Weglänge zur aktuellen Spiegelposition (L_m) um weniger als die Kohärenzlänge (CL) der Lichtquelle differiert (d. h. $L_s - L_m < CL$). Somit bestimmt die Kohärenzlänge der Lichtquelle die verfügbare Systemauflösung, und aus diesem Grund sollte die Kohärenzlänge so gering wie möglich gehalten werden.

[0111] Das interferometrische Signal vom Koppler **22** oder **60** läßt somit Rückschlüsse auf Reflexionen und Lichtstreuungen in einer bestimmten Tiefe der Probe zu. Die aufeinanderfolgenden interferometrischen Signale während eines Scans bilden ein Hüllkurvensignal, wie es in [Fig. 2A](#) dargestellt ist. Dieses Signal weist normalerweise Spitzen an den optischen Übergängen innerhalb der Proben auf, wo üblicherweise maximale Reflexionen auftreten, sowie etwas weniger Spitzen in einem vorgegebenen, von den Streueigenschaften des Mediums in der Scantiefe abhängigen Muster.

[0112] Wenn der Spiegel mit einer Geschwindigkeit V gescannt wird, wird dem Hüllkurvensignal eine Doppler-Verschiebungsfrequenz von $f_D \sim 2V/\lambda$ ($\sim 4V/2$ in [Fig. 1A](#), wo ein Eckwürfel bewegt wird) überlagert, wobei V die Geschwindigkeit, mit welcher der Spiegel bewegt wird, und λ die Wellenlänge der Lichtquelle **12** ist. Dies ist in [Fig. 2B](#) für einen kleinen Teil eines Intensitätssignals dargestellt. [Fig. 2C](#) zeigt denselben Teil des Signals nach der Demodulation.

[0113] Aus der oben angegebenen Gleichung wird deutlich, daß die Doppler-Verschiebungsfrequenz von der Wellenlänge der Quelle **12** abhängt. Bei der Ausführung der [Fig. 1D](#), in der zwei getrennte optische Energiequellen **12A** und **12B** vorgesehen sind, enthält daher das interferometrische Signal des Kopplers **69** zwei getrennte Hüllkurven, die von der unterschiedlichen Absorption und Reflexion bei den verschiedenen Wellenlängen abhängen. Jedes Interferenzsignal wird bei einer anderen Doppler-Verschiebungsfrequenz moduliert. Wie zuvor erwähnt, kann also für das Bandfilter **58** in jedem Demodulator **56** eine Mittenfrequenz und Bandbreite für eine andere Doppler-Verschiebungsfrequenz gewählt werden, oder es kann mit mehreren Detektoren optisch gefiltert werden, um eine Erfassung und Trennung der beiden Signale zu gewährleisten.

[0114] Die Möglichkeit, die interferometrische Detektion bei zwei oder mehr verschiedenen Wellenlängen durchzuführen, bietet einzigartige Vorteile. Diese ergeben sich daraus, daß die Absorption, Reflexion und andere optische Eigenschaften verschiedener Probenmaterialien sich mit der Wellenlänge ändern. Messungen bei zwei oder mehr Wellenlängen ermöglichen somit spektrale Ermittlung optischer Eigenschaften der Probe, wie etwa ihre wellenlängenabhängige Absorption und Streuung. Insbesondere die exponentielle Abschwä-

chung der Rückstreuung ist bei verschiedenen Materialien unterschiedlich und kann sich bei ein und demselben Material je nach Wellenlänge ändern. Durch die Beobachtung des Rückstreumusters von einer Substanz bei verschiedenen Wellenlängen und evt. durch die Beobachtung der durchschnittlichen Abschwächungsrate der Rückstreuung oder der Reflexion an einzelnen Schichten der Probe lassen sich Aussagen zum Material der betreffenden Schicht oder seinen Eigenschaften machen. Die Messung verschiedener spektraler Eigenschaften kann für sich genommen von Interesse sein, kann jedoch auch zur Unterscheidung zwischen zwei Schichten der Probe dienen, z. B. zwei Gewebeschichten, welche aufgrund ihrer ähnlichen optischen Eigenschaften durch Messungen bei einer einzigen Wellenlänge normalerweise nur schwer zu unterscheiden sind. Insbesondere werden durch Quotientenbildung bei jeder Wellenlänge störende Einflüsse wie z. B. Dejustierungen kompensiert, und Übergänge können so leichter und genauer bestimmt werden. Im Grunde genommen werden diese Übergänge eher durch die Betrachtung von Quotienten als von absoluten Werten bestimmt.

[0115] [Fig. 3A](#) zeigt eine relativ einfache Ausführungsform der Anordnung **28** aus den [Fig. 1A-Fig. 1B](#). Bei dieser Ausführungsform endet die Faser **26** in einem Sondenmodul **80**. Dieses enthält eine oder mehrere Abbildungslinsen – in der Abbildung ist eine Einzellinse **82** dargestellt –, die sich zwischen dem Ausgang der Faser **26** und der zu scannenden Probe befinden. Es ist ein geeigneter Linearverschiebeabschnitt oder eine andere Mechanik **86** angeschlossen, der das Sondenmodul **80** entweder transversal oder lateral zur Probe **84** bewegt und so zweidimensionales Scannen ermöglicht. Mit einer ähnlichen, hier nicht dargestellten Mechanik kann die Sonde auch noch in der anderen, transversalen oder lateralen Richtung bewegt werden und die Probe **84** kann dadurch dreidimensional gescannt werden (im Folgenden werden transversales und laterales Scannen gelegentlich unter dem Begriff transversales Scannen zusammengefaßt). Die Mechanik **86** kann ein Schrittmotor oder eine andere geeignete Positioniereinrichtung sein und wird vorzugsweise entweder vom Rechner **72** ([Fig. 1](#)) oder von einem Positionierrechner gesteuert, welcher die Positionsdaten ebenfalls an den Rechner **72** liefert, so daß diesem die jeweilige Scanposition auf der Probe **84** bekannt ist. Außerdem kann, wie schon erwähnt, entweder das Sondenmodul **80** oder die Probe **84** mit einer geeigneten Verschiebemechanik in Längsrichtung bewegt werden, um so die Position in Längsrichtung für das Scannen zu erreichen. Dies geschieht anstatt oder in Verbindung mit der Bewegung des Eckwürfels oder Endspiegels.

[0116] [Fig. 3B](#) zeigt eine weitere Ausführungsform der Erfindung, wobei das Sondenmodul **80** folgende Elemente enthält: eine erste Kollimatorlinse **90**, einen Steuerspiegel **92**, der von einem Galvanometer oder einem anderen geeigneten Mechanismus **100** um eine oder zwei Achsen in der gelegentlich als Pupillenebene bezeichneten Ebene gedreht werden kann, sowie zwei zusätzliche Fokussierlinsen **94** und **96**. Die Probe ist als Auge **84'** dargestellt. Bei [Fig. 3B](#) liegt der Fokus an oder nahe der Rückseite des Auges **84'**. Um verschiedene Punkte auf der Rückseite des Auges zu scannen, wird der Strahl etwa an der Position der Augenlinse um den Hauptpunkt des Auges gedreht, während der Spiegel **92** vom Mechanismus **100** um den Punkt **98** und/oder eine senkrecht dazu liegende Achse gedreht wird. Auch hier wird dem Rechner **72** die Position des Spiegels **92** auf geeignete Weise mitgeteilt.

[0117] Wie im Vorangegangenen ausgeführt, ändert sich außerdem aufgrund der Bewegung des Eckwürfels **42** durch die Mechanik **46** der Punkt in Längsrichtung bzw. der Tiefenpunkt im Auge **84'**, an welchem die Erfassung erfolgt. Wie jedoch aus [Fig. 3B](#) ersichtlich, bleibt die Tiefenlage des Fokus für den Lichtstrahl **102** im Auge konstant. Über einen großen Teil des Tiefenscans ist daher der Strahl **102** in Bezug auf den jeweils zu messenden Punkt defokussiert. Um dieses Problem zu umgehen, ist eine Scanmechanik **104** vorgesehen, welche mit der Scanmechanik **46** synchronisiert ist und die Fokussierlinse **90** parallel zur Richtung des hindurchtretenden Lichtes bewegt. Dadurch ändert sich die Lage der Fokalebene des Strahls **102** in der Probe **84'**. Da die Antriebe **46** und **104** synchronisiert sind, kann der Fokuspunkt des Strahls **102** im Auge **84'** mit dem im Auge gescannten Punkt zu jedem Zeitpunkt in Übereinstimmung gebracht werden, was eine optimale Auflösung für Messung und Abbildung gewährleistet. Zur Synchronisation des Fokuspunkts mit den Meßpunkten können auch andere bekannte Techniken zur Veränderung des Fokuspunkts in Längsrichtung eingesetzt werden.

[0118] In [Fig. 3B](#) wird der Scan in einer oder zwei transversalen Richtungen in einer einzigen Pupillenebene durchgeführt. [Fig. 3C](#) zeigt eine Ausführungsform, die zwei einachsige Scanspiegel verwendet und einen weiteren Scanspiegel **106** in einer zweiten Pupillenebene angeordnet hat, der von einem Galvanometer oder einer anderen geeigneten Mechanik **110** um eine Achse **108** in einer zur Drehrichtung des Spiegels **92** senkrechten Richtung gescannt wird. Das vom Spiegel **106** reflektierte Licht läuft durch Linsen **112** und **114** und gelangt dann durch die Apertur des Auges **84'** an einen ausgewählten Brennpunkt im Auge, der in drei Dimensionen verändert werden kann. Die von Galvanometern angetriebenen Spiegel **92** und **106** der [Fig. 3B](#) und [Fig. 3C](#) können durch rotierende Polygonspiegel oder andere Vorrichtungen zur Winkelsteuerung des Strahls ersetzt werden. Wie bei den zuvor behandelten Ausführungsformen werden die Positionsdaten zur Sicherstellung ei-

ner ordnungsgemäßen Abbildung und Verarbeitung an den Rechner **72** weitergegeben.

[0119] [Fig. 3D](#) zeigt noch eine weitere Ausführung der Anordnung **28**, bei der der Spiegel **92** in der Pupillenebene durch eine geeigneten Drehbewegungs Vorrichtung **95** um eine Achse **93** gedreht wird und seine Neigung durch eine entsprechende Neigungsänderungsmechanik **97** geändert wird. Dadurch ergibt sich ein kreisförmiger Scan des Auges **84'**, wobei die Größe (d. h. der Durchmesser) des Scan kreises vom Neigungswinkel des Spiegels **92** abhängt. Die Vorrichtung aus der [Fig. 3D](#) eignet sich z. B. dazu, um die Sehnervpupille des Patientenauges herum zu scannen. Dieser Scan läßt sich dann so verarbeiten, daß sich ein zweidimensionaler Scan ergibt. Außer den weiter oben behandelten mechanischen Steuervorrichtungen können hier auch bekannte elektrooptischen Steuervorrichtungen eingesetzt werden.

[0120] [Fig. 4A](#) und [Fig. 4B](#) zeigen noch eine weitere Ausführung der Anordnung **28**. Die Faser **26** ist hier von einem Mantel **101** umgeben, welcher über ein Drehgelenk **103** mit einem ortsfesten Gehäuse **105** verbunden ist. Der Mantel **101** liegt auf einer am Gehäuse **105** befestigten Mechanik **107** auf, beispielsweise einem piezoelektrischen Kristall, einem Schrittmotor, einem elektromagnetischen Stellantrieb, einem elektrostatischen Stellantrieb o. ä. Indem die Mechanik **107** den Mantel **101** bewegt, wird die Spitze der Faser **26** in transversaler Richtung verschoben. Durch Linsen wird diese Bewegung entweder in einen Winkelscan um einen festen Eintrittspunkt im Auge **84'** ([Fig. 4A](#)) und somit einen transversalen Scan in der Fokalebene des Auges umgewandelt oder in einen transversalen Scan entlang einer Probe, wie etwa der Probe **84** ([Fig. 4B](#)). Die Linse **109** ist in [Fig. 4B](#) als in Längsrichtung beweglich dargestellt, um entweder das Scannen in Längsrichtung zu steuern oder die Fokussierung in der Probe **84** mit einem Längsscan zu synchronisieren, der auf zuvor im Zusammenhang mit [Fig. 1A–Fig. 1B](#) beschriebene Weise durchgeführt wird. Wenn gewünscht, kann das Drehgelenk **103** auch weggelassen werden, so daß sich der Mantel **101** durch die Funktion der Mechanik **107** lediglich auf und ab und nicht in einer Winkelrichtung bewegt.

[0121] [Fig. 5](#) zeigt eine alternative Ausführung, in der das Sondenmodul Teil eines Angioskops oder Endoskops ist und zur Abbildung von Röhrenstrukturen **120** wie etwa Blutgefäßen, der Speiseröhre u. ä. verwendet werden kann. Das objektseitige Ende der Faser **26** ist in einen inneren Mantel **122** eingebettet, welcher in einem äußeren Mantel **124** drehbar montiert ist. Am inneren Mantel **122** ist am objektseitigen Ende der Faser **26** eine Linse **126** gebildet, und er endet in einer abgewinkelten Spiegelfläche **128**, die über das Ende des äußeren Mantels **124** hinausreicht. Zum Scannen der Gefäßwand in einer Dimension kann das Sondenmodul **121** entweder manuell oder durch eine geeignete Antriebsmechanik lateral an der Gefäßwand **120** entlang bewegt werden (d. h. in Richtung des Pfeils **130**). Zum Scannen der Gefäßwand in einer zweiten Dimension kann der innere Mantel **122** samt dem dazugehörigen Spiegel **128** gegenüber dem Außenmantel **124** gedreht werden. Die von der Mechanik **46** gesteuerte Bewegung des Eckwürfels **42** ermöglicht das Scannen in der Tiefendimension der Gefäßwand, um dreidimensionales Scannen zu erreichen. Alternativ kann ein solches Scannen in der Tiefendimension auch durch eine der zuvor beschriebenen Techniken realisiert werden. Da bei der in [Fig. 5](#) dargestellten Ausführung das Sondenmodul **121** evtl. über eine längere Strecke längs in der Richtung **130** entlang der Gefäßwand bewegt werden muß, damit die angestrebte identische Länge der Strahlengänge **26** und **30** beibehalten wird, kann die Faser **26** anfänglich mit einer gewissen Lose versehen oder gewellt oder gewunden, um eine Bewegung in dieser Richtung zu gestatten.

[0122] Die in [Fig. 6](#) dargestellte Endoskopsonde **140** verfügt am objektseitigen Ende der Faser **26** über eine Linse **90**, einen galvanometergesteuerten Spiegel **92** und eine Fokussierlinse **94**, die auf die gleiche Weise funktionieren und im wesentlichen denselben Zweck wie die entsprechenden Elemente der [Fig. 3B](#) erfüllen. Der Austrittsstrahl **142** der Linse **94** wird einer oder mehreren der Monomodefasern im Faseroptikbündel **144** zugeleitet. Welcher Faser des Bündels **144** der Strahl **142** zugeführt wird, hängt von der Scanposition des Spiegels **92** ab. Der Ausgangsstrahl des Faserbündels **144** tritt an dessen objektseitigen Ende durch die Linsen **146** und **148** und gelangt zur Probe **84**. Die transversale Position des Scanstrahls **150** auf der Probe **84** ist abhängig von der Faser im Bündel **144**, auf welche der Strahl **142** trifft, und somit von der Position des Spiegels **92**. Der Strahl **150** kann so durch die Drehung des Spiegels **92** linear über die Probe **84** geführt werden. Wenn der Spiegel **92** in zwei Richtungen gescannt wird oder wenn anstelle des Austrittsstrahls aus der Linse **94** der Austrittsstrahl aus der Linse **112** des dreidimensionalen Scanmechanismus aus [Fig. 3C](#) benutzt wird und wenn ferner das Faserbündel **144** über Fasern in zwei und nicht nur in einer einzigen Dimension verfügt, so kann der Strahl **150** in einem zweidimensionalen Muster über die Oberfläche der Probe **84** geführt werden. Dadurch wird dreidimensionales Scannen möglich.

[0123] [Fig. 7](#) zeigt ein weiteres endoskopisches Sondenmodul **160**, welches auf der Grundlage dieser Erfindung aufgebaut sein kann. Bei dieser Ausführungsform ist das objektseitige Ende der Faser **26** über eine Feder **162** mit der Innenwand des Mantels **124** verbunden. Als Abstützung für die Feder **162** und, um sie in Schwin-

gung zu versetzen, dient ein piezoelektrischen Wandler **164** oder ein anderer, auf dem Fachgebiet bekannter elektromagnetischer, elektrostatischer oder sonstiger Aktuator, der über ein an der Wand des Mantels **124** entlang laufendes Kabel an einen Antrieb **168** angeschlossen ist. Die transversale Bewegung der Faser **26** bewirkt eine entsprechende transversale Bewegung des Lichtstrahls **170**, welcher auf eine Gradientenindex-Linse (GRIN-Linse) oder eine andere geeignete Linse **172** trifft. Der Austrittsstrahl **174** der Linse **172** sorgt für einen transversalen Scan der Probe **84**.

[0124] In [Fig. 5–Fig. 7](#) werden drei verschiedene Konfigurationen angioskopischer/endoskopischer Sonden gezeigt. Darüber hinaus können auf der Grundlage der vorliegenden Erfindung auch weitere angioskopische/endoskopische Sondenmodule realisiert werden: entweder mit interner oder externer Optik, mit Bewegung der Faser selbst oder einer externen Linse bzw. eines externen Spiegels und, je nach Anwendung, mit verschiedenen Scanmustern.

[0125] Wie zuvor bereits erläutert, wird bei einem typischen Scanmuster in den verschiedenen Ausführungsformen der Erfindung das Sondenmodul in eine ausgewählte transversale Position in Bezug auf die Probe gebracht, und die Mechanik **46** oder eine andere, in Zusammenhang mit [Fig. 1B](#) beschriebene Längsscanmechanik wird so betrieben, daß an der gegebenen transversalen Position einen Längs- oder Tiefenscan durchgeführt wird. Die transversale Position wird dann geändert wie dies z. B. in Zusammenhang mit [Fig. 3–Fig. 7](#) erläutert wurde, und es wird an der neuen transversalen Position ein Tiefenscan durchgeführt. Dieser Vorgang wird wiederholt, bis an allen gewünschten transversalen Positionen gescannt wurde. Dieses Scanmuster ist in [Fig. 8A](#) dargestellt.

[0126] Dieses in [Fig. 8A](#) gezeigte Scanmuster erfordert jedoch eine hohe Geschwindigkeit beim Längsscannen. Wie zuvor erwähnt, werden diese Längsscans bei einigen Ausführungsformen vorzugsweise mit konstanter Geschwindigkeit durchgeführt, um eine gleichmäßige, in der Schaltung **56** ([Fig. 1A](#)) demodulierbare Doppeler-Verschiebung zu erzeugen. Eine sehr hohe, konstante Scangeschwindigkeit ist jedoch schwer zu erreichen. Da beim transversalen Scannen die Anforderungen an eine konstante Geschwindigkeit geringer sind und resonanzgetriebene Galvanometer oder Faserdeflektoren verwendet werden können, um sehr hohe Geschwindigkeiten zu erzielen, kann demzufolge ein Abtastmuster wie das in [Fig. 8B](#) gezeigte vorzuziehen sein, insbesondere wenn für das Bild eine große Anzahl transversaler Punkte benutzt wird. In [Fig. 8B](#) wird für jeden Punkt in Längsrichtung ein vollständiger transversaler Scan durchgeführt. Mit anderen Worten: unter Bezugnahme beispielsweise auf [Fig. 3A](#) bedeutet dies, daß die Mechanik **86** bei jeder Position der Mechanik **46** ([Fig. 1A](#)) einen vollständigen Zyklus durchläuft. Bei diesem Scanmuster arbeitet die Mechanik **46** eher schrittweise als im kontinuierlichen Nachfuhrbetrieb.

[0127] [Fig. 8C](#) zeigt noch ein weiteres Scanmuster, mit welchem die Lehre dieser Erfindung realisiert werden kann. Dabei wird die Position in Längsrichtung in der Probe mit Hilfe eines der zuvor geschilderten Längspositionierungsverfahren gesteuert, z. B. durch schrittweises Verstellen des Endspiegels **44** in eine gewählte Position. In dieser Tiefe oder Position in Längsrichtung wird die Probe dann in einer oder zwei transversalen Dimensionen gescannt. Nach Beendigung kann der Scan entweder in derselben Tiefe wiederholt werden, oder die Längspositionierungssteuerung wird weitergeschaltet und der nächste Scan wird in einer anderen Tiefe durchgeführt. Es ist zu beachten, daß dieser dreidimensionale Scan dem des [Fig. 8B](#) ähnlich ist, daß jedoch in jeder Tiefenebene in zwei anstatt in einer Dimension gescannt wird und daß diese zweidimensionalen Scans auch nur in einer oder mehreren ausgewählten Tiefen anstatt in allen Tiefen durchgeführt werden können.

[0128] In der vorangegangenen Beschreibung muß das Abtastmuster in der transversalen Dimension nicht mittels gerader Linien ausgeführt werden. Es können auch gekrümmte oder kreisförmige Scanmuster verwendet werden, wenn an bestimmten, nicht gekrümmten Oberflächen Tiefen- und Querschnittsbildinformationen gewonnen werden sollen. Diesen Punkt veranschaulichen die Ausführungsformen der [Fig. 3D](#) und [Fig. 5](#).

[0129] Eine potentielle Schwierigkeit bei den bisher behandelten Ausführungsformen der Erfindung liegt darin begründet, daß ein vollständiger zwei- oder dreidimensionaler Scan einer Probe sehr zeitaufwendig sein kann. Während dies bei Proben, die im Laufe der Zeit keiner Veränderung unterliegen (z. B. bestimmte Mechanik- und Halbleiterproben), evt. noch akzeptabel sein mag, ist es bei schnell veränderlichen biologischen Proben nicht hinnehmbar. [Fig. 9](#) zeigt eine alternative Ausführungsform der Erfindung, die dieses Problem löst, indem die Probe unter Verwendung mehrerer optischer Quellen **12A–12C** und mehrerer Detektoren **52A–52C**, aber nur eines beweglichen Referenzspiegels **44'** parallel gescannt wird. Als Quellen **12A–12C** können entweder getrennte optische Quellen eingesetzt werden, oder die optische Strahlung einer oder mehrerer Quellen wird aufgeteilt, um so die gewünschte Zahl optischer Quellen bereitzustellen. In ähnlicher Weise können auch mehrere Referenzen verwendet werden. Die Signale der mehreren Detektoren **52A–52C** werden von einer spezi-

ellen Verarbeitungsschaltung **180** verarbeitet und dann dem Rechner **72** zugeführt. Wenn nur eine geringe Anzahl paralleler Scans durchgeführt wird, kann es dennoch erforderlich sein, auch einen lateralen Scan mit den Quellen vorzunehmen. Beispielsweise können die in [Fig. 9](#) jeweils auf die Probe **84** gerichteten Strahlen auch in einer in die Abbildung hinein und aus ihr heraus gehenden Richtung geführt werden, um so ein dreidimensionales Scannen zu ermöglichen. Alternativ kann in drei Dimensionen parallel gescannt werden. Vorausgesetzt, die elektronische Verarbeitungsschaltung **180** verfügt über eine ausreichende Kapazität, kann eine große Zahl paralleler Scans in zwei oder drei Dimensionen bereitgestellt werden, so daß die Strahlen nicht noch zusätzlich in lateraler oder transversaler Richtung geführt werden müssen. Paralleles Scannen kann auch mit der Scantechnik der [Fig. 1B](#) durchgeführt werden.

[0130] [Fig. 10](#) zeigt eine mögliche Ausführungsform mit einem symmetrischen Empfänger, welcher bei Vorhandensein übermäßigen Intensitätsrauschens eingesetzt werden kann. Dabei dienen zwei Photodetektoren **52A** und **52B** in der bekannten Weise zur Beseitigung des übermäßigen Intensitätsrauschens, wobei das Rauschen in der Subtraktionsschaltung **182** eliminiert wird. Bei dieser Ausführung ist ein zusätzlicher Optokoppler **184** vorgesehen, der als Eingang das von der Probe und zwei Flächen des Eckwürfels **42** reflektierte Licht empfängt. Viele verschiedene, ebenfalls dem Fachmann bekannten Techniken zur symmetrischen Erfassung können angewandt werden. Der Betrieb der in [Fig. 10](#) gezeigten Ausführung der Erfindung entspricht ansonsten der z. B. in Zusammenhang mit [Fig. 1A](#) beschriebenen Version.

[0131] Ein potentielles Problem bei Ausführungsformen mit einem transversalen Scanmuster besteht darin, daß bei den benötigten hohen, transversalen Scangeschwindigkeiten die verwendeten Signalbandbreiten so groß sind, daß im Bild Signalaliasing auftreten kann. Dabei tritt in dem betroffenen Bild eine Schwankung in der Bildintensität auf, die z. B. mit der Doppler-Verschiebungsfrequenz (f_D) variiert.

[0132] Ein Weg, um Signalaliasing zu kompensieren, ist es, einen Mehrfachscan an der betreffenden Probe durchzuführen, die Ergebnisse jedes Scans im Speicher **74** abzulegen und die Werte dann im Rechner **72** zu mitteln, um so die durch Signalaliasing hervorgerufenen Schwankungen zu beseitigen. Andere bevorzugte Methoden zur Beseitigung von Signalaliasing bestehen in der Verwendung einer der zuvor beschriebenen Techniken zur Erreichung einer die Signalbandbreite überschreitenden Modulation.

[0133] [Fig. 11](#) zeigt, daß die Erfindung zur Erfassung von Doppelbrechungen mit polarisiertem Licht arbeitet. Dabei wird das Licht der Lichtquelle **12** in einem zwischen einem Linsenpaar **192** befindlichen Polarisator **190** polarisiert und dann einer polarisationserhaltenden (stark doppelbrechenden) Faser **194** zugeführt. Zur Veranschaulichung ist in der Darstellung das Licht der Quelle **12** vom Polarisator **190** vertikal polarisiert gezeigt; die vertikale Polarisation ist eine der Moden der Faser **194**. Die Faser **192** ist mit einer polarisationserhaltenden Koppler **196** verbunden, der das vertikal polarisierte Licht an polarisationserhaltenden Fasern **198** und **200** abgibt. Die Faser **198** endet in einer Fokussierlinse **202**, deren Austrittsstrahlung über ein $\lambda/4$ -Plättchen **204** zur Probe **84'** geleitet wird. Bei dem Plättchen **204** handelt es sich vorzugsweise um ein Plättchen nullter oder niedriger Ordnung, welches so positioniert und ausgerichtet ist, daß zirkular polarisiertes Licht auf die Probe **84'** fällt. Ist bei der Probe keine Doppelbrechung vorhanden, verwandelt das Plättchen **204** das zur Faser **198** hindurchtretende reflektierte Licht in horizontale Polarisation. Bei Vorhandensein einer Doppelbrechung bei der Probe, aufgrund derer das Licht je nach Polarisation mit unterschiedlicher Geschwindigkeit durch die Schicht wandert, wird das von den in oder hinter den doppelbrechenden Probenstrukturen liegenden Probenschichten reflektierte Licht, normalerweise in elliptisch polarisiertem Zustand zur Faser zurückkehren.

[0134] Im Referenzarm wird das vertikal polarisierte Licht in der Faser **200** von der Linse **202** und einem $\lambda/4$ -Plättchen **210** auf den Spiegel **44** fokussiert. Das Plättchen **210** – ebenfalls vorzugsweise ein Plättchen nullter oder niedriger Ordnung – ist so orientiert, daß das auf den Spiegel auftreffende Licht elliptisch polarisiert wird und das vom Spiegel zurück zur Faser **200** reflektierte Licht sich in einem linearen Polarisationszustand mit gleichen horizontalen und vertikalen Komponenten befindet. Die Reflexionen von Probe und Referenz werden zusammengeführt, so daß im Koppler **196** Interferenzstreifen vorhanden sind, und einer polarisationserhaltenden Faser **212** zugeleitet werden. Die Faser **212** endet in einer Linse **214**, welche zu einem Polstrahlteiler **216** führt. Das horizontal polarisierte Licht aus dem Strahlteiler wird dem Detektor **52C** zugeführt, das vertikal polarisierte Licht aus dem Strahlteiler dem Detektor **52D**. Die Linse **214** und der Polstrahlteiler **216** können durch einen faseroptischen Polstrahlteiler ersetzt werden.

[0135] Die von den beiden Detektoren erfaßten interferometrischen Signale, welche dieselbe Doppler-Verschiebungsfrequenz haben, werden getrennt in den Demodulatoren **56** und A/D-Wandlern **70** verarbeitet (die separaten Demodulatoren und A/D-Wandler sind der Einfachheit halber in [Fig. 11](#) als jeweils eine Einheit dargestellt). Daraus ergeben sich zwei interferometrische Signale, eine horizontale Amplitudenkomponente **11**

und eine vertikale Amplitudenkomponente **12**. Diese Signale werden an den Rechner **72** weitergegeben und dienen dort zur Bestimmung der Umlauf-Doppelbrechungsverzögerung Φ im Probenstrahlengang

$$\Phi = \arctan \frac{|I_2|}{|I_1|}$$

und zur Bestimmung der Amplitude $|I_i|$ für die Probenspiegelung.

$$|I_i| = |I_1|^2 + |I_2|^2$$

[0136] Die Messung der relativen Amplitude und Phase der beiden Detektorsignale gibt somit Auskunft über die relative Phasenverzögerung entlang den Hauptachsen der Probe in Abhängigkeit von der Probentiefe.

[0137] Doppelbrechung wird bei Strukturen im Auge wie etwa der Nervenfaserschicht der Retina sowie in anderen, stark geordneten biologischen Geweben, Kristallen und anderen Strukturen beobachtet. Veränderungen von 10–20 μm in der Faserschichtdicke des Sehnervs können auf signifikante Intervalländerungen eines Glaukoms hindeuten und ein Vorzeichen für Vertiefungen an der Sehnervpapillare und andere Gesichtsfeldverlusten sein. Bei bekannten Meßverfahren für die Retinadicke lag die Auflösung lediglich in einer Größenordnung von 40 μm . Die Vorrichtung aus [Fig. 11](#) kann jedoch die Dicke der doppelbrechenden Nervenfaserschicht der Retina mit einer Auflösung von 10 μm bestimmen. Die Rückstreuung aus dem Inneren der Nervenfaserschicht der Retina (RNFL) kann bestimmt werden, da die Doppelbrechungsverzögerung der Rückstreuung aus dem Inneren der RNFL – wie bei anderen doppelbrechenden Oberflächen auch – mit der Tiefe zunimmt. Der Tiefenbereich, über den sich die Doppelbrechungsverzögerung ändert, ist die Dicke der RNFL, wobei die Veränderungsrate der Doppelbrechungsverzögerung (Gesamtverzögerung dividiert durch die Dicke der RNFL) ein Maß für die Neuritdichte innerhalb der RNFL darstellen kann. Die Rückstreuungen und Reflexionen an Schichten, die tiefer liegen als der RNFL, nehmen einen konstanten Betrag für die Doppelbrechungsverzögerung an.

[0138] Die Möglichkeit solcher Messungen an den Nervenfaserschichten bietet erhebliche Vorteile bei der Früherkennung eines Glaukoms und bei der objektiven Beurteilung der durch das Glaukom verursachten Schäden. Es können damit auch schwache Rückstreuungssignale aus den Unterstrukturen der Retina gemessen werden. Dies ergibt nicht nur ein direktes Maß für die Gesamtdicke der Retina, sondern auch für die Dicke der sie bildenden Unterschichten.

[0139] Auch aus den ersten Millimetern trüber Gewebeproben wie etwa Plaque in Arterien und normalen Arterienwänden kann rückgestreutes Licht erfaßt werden. [Fig. 12A–Fig. 12C](#) sind Darstellungen von Rückstreuungsmustern, die an einer normalen Arterienwand und einer Arterienwand mit verschiedenartigen Plaqueablagerungen gewonnen wurden. Die exponentielle Abschwächung der Rückstreuung ist bei fetthaltigem Plaque anders als bei der Arterienwand, was zusätzlich die Erkennung von Plaque ermöglicht. Eine faseroptischer Sonde des in [Fig. 5–Fig. 7](#) dargestellten Typs kann mit Hilfe eines Endoskops an die gewünschte Stelle gebracht werden und liefert von dort Bilder hoher Auflösung, die in der Laser-Gefäßplastik und Lithotripsie verwendet werden können. Die Einsatzmöglichkeiten solcher Behandlungsmethoden würden aufgrund der verringerten Gefahr einer Gefäßbeschädigung oder eines Gefäßrisses deutlich verbessert. Die Technik zeichnet sich nicht nur durch eine höhere Auflösung aus als sie mit früheren Ultraschalltechniken erreichbar war, sondern sie gestattet außerdem, auf verschiedene Weise – so etwa durch die Messung von Doppelbrechungs- und Spektraleigenschaften – zwischen Plaque in der Arterie und der normalen Arterienwand zu unterscheiden. Die elastische Innenmembran von Arterien ist stark doppelbrechend, was Plaque sind. Außerdem weisen Plaque auch sonst andere Spektraleigenschaften auf. Eine solche Differenzierung kann mit Ultraschalltechniken nicht einfach getroffen werden.

[0140] Außer mit den hier gezeigten faseroptischen und freistrahloptischen Realisierungen läßt sich diese Erfindung selbstverständlich auch mit anderen optischen Konfigurationen realisieren, und es sind je nach vorgesehener Anwendung und Funktion auch Modifikationen der dargestellten Ausrüstung möglich. Zwar wurde die Erfindung hier erster Linie unter Bezugnahme auf die bevorzugten Ausführungsformen dargestellt und beschrieben, Fachkundige können jedoch Änderungen in Form und Detail vornehmen, ohne vom Umfang der Erfindung gemäß den Patentansprüchen abzuweichen.

Zeichnungsbeschriftungen:

Abb.	Nummer	Englisch	Deutsch
Abb. 1A	18	Aiming laser	Ziellaser
	12	Short Coherence Length Source	Lichtquelle mit kurzer Kohärenzlänge
	34	Phase Modulation	Phasenmodulation
	28	Transverse Scanning Mechanism & Sample	Transversale Scaneinrichtung & Probe
	68	Printer	Drucker
	72	Computer	Rechner
	76	Display	Anzeige
	74	Memory	Speicher
Abb. 1B	18	Aiming Laser	Ziellaser
		Signal Generator	Meßsender
	79	Coherent FM Modulated Optical Source	Spektral kohärente optische Quelle
	28	Probe Module & Sample	Tastermodul & Probe
	55'	TIA (wide bandwidth photodetector)	Breitbandiger Photodetektor
	44	Reference Mirror	Referenzspiegel
	81	Signal Processor	Signalprozessor
	70	A-D	A/D-Wandler
	72	Computer	Rechner
Abb. 1C	18	Aiming Laser	Ziellaser
	80	Probe Module	Tastermodul
	84	Sample	Probe
	12	Super-luminescent Diode	Superleuchtdiode
	46'	Actuator	Stellentrieb
	93	Bias	Vorspannungsschaltung
	91	Gain	Verstärkerschaltung
	89	Velocity Sensor Output	Ausgang Geschwindigkeitssensor
	87	Position Sensor Output	Ausgang Positionssensor
	62	Rectifier	Gleichrichter
	86	LOG AMP	Logarithmischer Verstärker
Abb. 1D	71	CCD Camera	CCD Kamera
	18	He Ne	Helium-Neon-Laser
	12A/12B	Super-luminescent Diode	Superleuchtdiode
	56A	Demodulator	Demodulator
	56B	Band-Pass Filter	Bandfilter
	80B	LOG AMP	Logarithmischer Verstärker
	62B	Rectifier	Gleichrichter

	75	Modulation	Modulation
	84	Sample	Probe
	72	Computer	Rechner
Abb. 2A		$10^{-8} \times$ incident	$10^{-8} \times$ Lichteinfall
		Air	Luft
		Cornea	Hornhaut
		Aqueous	Kammerwasser
Abb. 2B		Photodetector Output.	Photodetektorausgang
		TIME (Reference Delay/Veloc- ity)	Zeit (Bezug Verzögerung/Ge- schwindigkeit)
Abb. 2C		Demodulator Output	Demodulatorausgang
		TIME (Reference Delay/Veloc- ity)	Zeit (Bezug Verzögerung/Ge- schwindigkeit)
Abb. 3A		Probe Module	Tastermodul
	26	Fiber	Faser
	84	Sample	Probe
Abb. 3B	26	Fiber	Faser
	84'	Sample	Probe
Abb. 3C	26	Fiber	Faser
	84'	Sample	Probe
Abb. 3D	26	Fiber	Faser
	97	Pitch	Neigung
		Circular Scanning	Kreisförmiger Scan
	104	Focus	Brennpunkt
	84'	Sample	Probe
Abb. 4A	26	Fiber	Faser
		Transverse Scanning	Transversaler Scan
	84'	Sample	Probe
Abb. 4B	26	Fiber	Faser
		Transverse Scanning	Transversaler Scan
	84'	Sample	Probe
Abb. 5	26	Fiber	Faser
	124	Outer Sheath	Äußerer Mantel
	120	Vessel Wall	Gefäßwand
	122	Rotating Sheath	Drehbarer Mantel

Abb. 6	26	Fiber	Faser
	144	Fiber Bundle	Faserbündel
	124	Sheath	Mantel
	84	Sample	Probe
Abb. 7	26	Fiber	Faser
	124	Sheath	Mantel
	162	Spring	Feder
	84	Sample	Probe
	168	PZT Driver	Piezokristallantrieb
	172	GRIN	Linse mit abgestuftem Brechungsindex
Abb. 8A		X Transverse	Transversal X
		Incident Beam	einfallender Strahl
		Longitudinal (Range) (Depth)	Längsbereich (Tiefe) Z
		Y Transverse	Transversal Y
Abb. 8B		X Transverse	Transversal X
		Incident Beam	einfallender Strahl
		Longitudinal (Range) (Depth)	Längsbereich (Tiefe) Z
		Y Transverse	Transversal Y
Abb. 8C		X Transverse	Transversal X
		Incident Beam	einfallender Strahl
		Longitudinal (Range) (Depth)	Längsbereich (Tiefe) Z
		Y Transverse	Transversal Y
Abb. 9	44'	Reference Mirror	Referenzspiegel
	12A/B/C	Multiple Optical Sources	Mehrere optische Quellen
	84	Sample	Probe
	180	Electronic Processing	Elektronische Verarbeitung
Abb. 10	18	Aiming Lase	rZiellaser
	12	Short Coherence Light Source	Lichtquelle mit kurzer Kohärenzlänge
	28	Probe Module & Sample	Tastermodul & Probe
	62	Rectifier	Gleichrichter
		To Processing and Computer	zu Verarbeitung und Rechner
Abb. 11	12	Light Source	Lichtquelle
		Polarizer	Polarisator
	196	PM Coupler	Polarisationserhaltender Koppler
	84	Sample	Probe
	46	Reference	Referenz

	56	Demodulation	Demodulation
	70	A-D	A/D-Wandler
	72	Computer	Rechner
Abb. 12A		Lumen	Lumen
		Normal Intima	Normale Gefäßinnenhaut
		Arterial Wall	Arterienwand
		Delay	Verzögerung
Abb. 12B		Lumen	Lumen
		Fatty Plaque	Fettablagerung
		Arterial Wall	Arterienwand
		Delay	Verzögerung
Abb. 12C		Lumen	Lumen
		Calcified Plaque	Kalkablagerung
		Arterial Wall	Arterienwand
		Delay	Verzögerung

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur interferometrischen Abbildung oder Messung der inneren Struktur einer Probe, wobei die Vorrichtung aufweist:

- ein zweistrahliges Interferometer, welches einen Referenzstrahlengang (30) mit einem Referenzreflektor (44) sowie einen zur Probe (84) führenden Meßstrahlengang (26) hat,
- eine optische Strahlenquelle (12, 12a, 12b, 79), die den zweistrahligen Interferometer (30, 26, 44) Licht bereit stellt,
- ein im Meßstrahlengang (26) an dessen Endabschnitt angeordnetes Meßkopfmodul (28), welches Mittel (86, 100, 110, 95) zum Scannen der Probe (34) durch Steuern der Richtung der auf die Probe (84) gerichteten Lichtausbreitung umfaßt,
- Mittel (22) zum Kombinieren von am Reflektor (44) reflektiertem Licht mit von innerhalb der Probe (84) reflektiertem Licht,
- einen Detektor (52, 52') zum Detektieren des überlagerten Lichtes,
- Mittel (46, 46') zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe innerhalb der Probe (84), bei der das von der Probe (84) reflektierte Licht mit am Referenzreflektor (44) reflektiertem Licht interferiert, sowie
- Mittel zum Verarbeiten des Ausgangssignals des Detektors (52, 52') zum Erzeugen eines in Längsrichtung aufgelösten Bildes oder Messung der Probe einschließlich Informationen, die aus Reflektionen oder Streuungen in verschiedenen Tiefen in der Probe erhalten sind,
- wobei die optische Strahlenquelle (12, 12b) eine optische Quelle mit kurzer Kohärenzlänge ist,
- wobei die Mittel (46) zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe ausgebildet sind, zum Ändern der relativen Länge des Referenzstrahlenganges (30) und des Meßstrahlenganges (26) gemäß einem vorgegebenen Geschwindigkeitsprofil, das an jedem Punkt eine Momentangeschwindigkeit V hat, wobei bei längenabgeglichenen Punkten des Referenz- und des Meßstrahlenganges (26, 30) Interferenzstreifen auftreten und das Ausgangssignal eine Momentanmodulationsfrequenz aufweist, welche eine Doppler-Verschiebungsfrequenz bei einer Frequenz $f_D = NV/\lambda$ enthält, wobei λ die Wellenlänge der Strahlenquelle ist,
- wobei die Vorrichtung weiter aufweist:
 - Mittel zum Polarisieren der optischen Strahlung von der Quelle in einer ersten Richtung,
 - Mittel zum Verändern des Polarisationszustandes der Strahlung, welche dem Reflektor zugeführt wird, anders als der Strahlung, welche der Probe zugeführt wird, wobei die Mittel zum Verändern bewirken, daß vom Reflektor reflektierte Strahlungen in einer gewählten zweiten Richtung polarisiert ist und daß von der Probe reflektierte Strahlung in einer von Proben-Doppelbrechung abhängenden Richtung polarisiert ist, wobei die polarisierten und vom Reflektor und der Probe reflektierten Strahlungen interferometrisch kombiniert werden,
 - Mittel (216; 52C, 52D) zum Aufteilen und Detektieren der interferometrisch kombinierten Ausgänge in zwei

Ausgänge mit orthogonalem Polarisationszustand, Mittel (56) zum getrennten Verarbeiten der beiden Ausgänge, um getrennte interferometrische Signale zu gewinnen, sowie Mittel (72) zum Zusammenführen der interferometrischen Signale, um eine Anzeige eines Doppelbrechungsprofils der Probe bereit zu stellen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei eine Bandbreitenanforderung zur Kompensation vorherrschenden Niederfrequenzrauschens besteht, wobei die Geschwindigkeit V nicht ausreicht, um eine die Bandbreitenanforderung erfüllende Doppler-Verschiebungsfrequenz f_D zu erzielen, wobei die Mittel (46) zur Veränderung der in Längsrichtung gesehenen Tiefe Mittel (34) umfassen, welche für den Referenzstrahlengang (30) und/oder den Meßstrahlengang (26) eine zusätzliche Modulation bei einer Frequenz f_M bewirken, und wobei die Mittel zur Verarbeitung des Ausgangssignals einen Demodulator (56) umfassen, der bei einer Modulationsfrequenz demoduliert, welche eine ausgewählte Kombination aus f_D und f_M darstellt.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Mittel zum Scannen der Probe (84) zumindest einen beweglichen Spiegel (100, 106) zum Steuern der Strahlung in einen von der Spiegelposition abhängigen Winkel enthält.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, welche einen Spiegel (92) und Mittel (95) zum Drehen des Spiegels (92) umfaßt, um dessen Neigung zu ändern und so ein kreisförmiges Scannen zu bewirken.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Meßkopfmodul (28) ein Mechanismus (92, 100) zum Scannen innenliegender Kanäle (144) ist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Mittel (46, 46') zum Ändern in Längsrichtung gesehenen Tiefe Mittel zum periodischen Ändern der Länge des Referenzstrahlenganges (30) umfassen, wodurch sich innerhalb der Probe (84) die Tiefenposition eines längenabgeglichenen Punktes des Meßstrahlenganges (26) periodisch ändert, und weiter ein Meßkopfmodul (28) vorgesehen ist, welches Mittel (90) zur Steuerung der Tiefe eines Fokus in der Probe (84) enthält, so daß die Tiefe des Fokus im wesentlichen an dem erwähnten, längenabgeglichenen Punkt erhalten bleibt, wenn dieser Punkt periodisch geändert wird.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei Geschwindigkeiten, mit der die Mittel (46) zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe sowie die transversalen Scanmittel gestellt werden, so sind, daß Punkte in allen interessierenden Längsbereichen an einer gegebenen transversalen Position an der Probe gescannt werden, bevor die transversalen Scanmittel das Meßkopfmodul (28) veranlassen, einen Scan in einer neuen transversalen Position einzuleiten.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei Geschwindigkeiten, mit der die Mittel (46) zum Scannen der in Längsrichtung gesehenen Tiefe sowie die transversalen Scanmittel (86, 100, 110, 95) gestellt werden, so sind, daß die zumindest in einer transversalen Dimension zu scannenden Punkte in einer gegebenen, in Längsrichtung gesehenen Tiefe der Probe (84) an allen transversalen Positionen gescannt werden, bevor die Mittel (46) zum Scannen der in Längsrichtung gesehenen Tiefe einen Scan bei einer neuen, in Längsrichtung gesehenen Tiefe veranlassen.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die transversalen Scanmittel (86, 100, 110, 95) Mittel zur Durchführung eines zweidimensionalen transversalen Scans in einer in Längsrichtung gesehenen Tiefe in der Probe umfassen, welche von den Mitteln (46) zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe bestimmt ist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, welche mehrere Vorrichtungen nach Anspruch 1 umfassen, mit mehreren Meß- und Referenzstrahlengängen, an deren proximalen Enden sich optische Strahlenquellen (12a bis 12c) befinden, einem Referenzreflektor (44) am distalen Ende jedes Referenzstrahlenganges und einem transversalen Punkt auf der Probe (84) am distalen Ende jedes Meßstrahlenganges, wobei die Verarbeitungsmittel (180) Mittel zur Verarbeitung des aus verschiedenen Strahlengängen empfangenen Bildes zum Bewirken eines parallelen Scannen der Probe (84) umfassen.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1, die Mittel (56) zum Demodulieren des Ausgangs des Detektors (52) sowie Mittel (72) zum Verarbeiten des demodulierten Ausgangs aufweist, wobei die Demodulierungsmittel (56) Filtermittel (58) zum Steuern des Frequenzbandes um die von den Demodulationsmitteln (56) akzeptierte Modulationsfrequenz herum und Mittel zum Erweitern des Frequenzbandes um die akzeptierte Modulationsfrequenz herum umfassen.

12. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Strahlenquelle (**12a**, **12b**) Mittel aufweist, welche optische Strahlung mit kurzer Kohärenzlänge und bei mindestens zwei verschiedenen Wellenlänge λ_1 , λ_2 bereitstellen, wobei zumindest ein bei einer Frequenz f_1 modulierter erster kombinierter optischer Ausgang sowie ein bei einer Frequenz f_2 modulierter zweiter optischer Ausgang erzeugt werden, und wobei Mittel (**56a**, **56b**) zum getrennten Demodulieren des ersten und des zweiten Ausgangs vorgesehen sind.

13. Vorrichtung zur interferometrischen Abbildung oder Messung der inneren Struktur einer Probe, wobei die Vorrichtung aufweist:

- ein zweistrahliges Interferometer, welches einen Referenzstrahlengang (**30**) mit einem Referenzreflektor (**44**) sowie einen zur Probe (**84**) führenden Meßstrahlengang (**26**) hat,
- eine frequenzmodulierte, spektral kohärente optische Strahlenquelle (**12**, **12a**, **12b**, **79**), die dem zweistrahligen Interferometer (**30**, **26**, **44**) Licht bereit stellt,
- ein im Meßstrahlengang (**26**) an dessen Endabschnitt angeordnetes Meßkopfmodul (**28**), welches Mittel zum Scannen der Probe durch Steuern der Richtung der auf die Probe (**84**) gerichteten Lichtausbreitung umfaßt,
- Mittel zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe innerhalb der Probe (**84**), bei der das von der Probe (**84**) reflektierte Licht mit am Referenzreflektor reflektiertem Licht interferiert, wobei die Mittel zum Ändern der in Längsrichtung gesehenen Tiefe Mittel (**78**) zum Modulieren der Frequenz des Quellenausgang (**79**) umfaßt, wobei Interferenz ein Signal ergibt, dessen Frequenz proportional zum Weglängenunterschied zwischen Meß- und Referenzstrahlengang (**26**, **30**) ist,
- Mittel zum Kombinieren von am Referenzreflektor (**44**) reflektiertem Licht mit innerhalb der Probe (**84**) reflektiertem Licht,
- einen Detektor (**52**, **52'**) zum Detektieren des überlagerten Lichts und
- Mittel zum Verarbeiten des Ausgangssignals des Detektors (**52**, **52'**), wobei diese Mittel ein in Längsrichtung aufgelöstes Bild der inneren Struktur der Probe (**84**) erzeugen und das Bild Informationen umfaßt, die aus reflektierter oder gestreuter Strahlung erhalten sind, welche aus verschiedenen Tiefen in der Probe (**84**) empfangen wurde.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

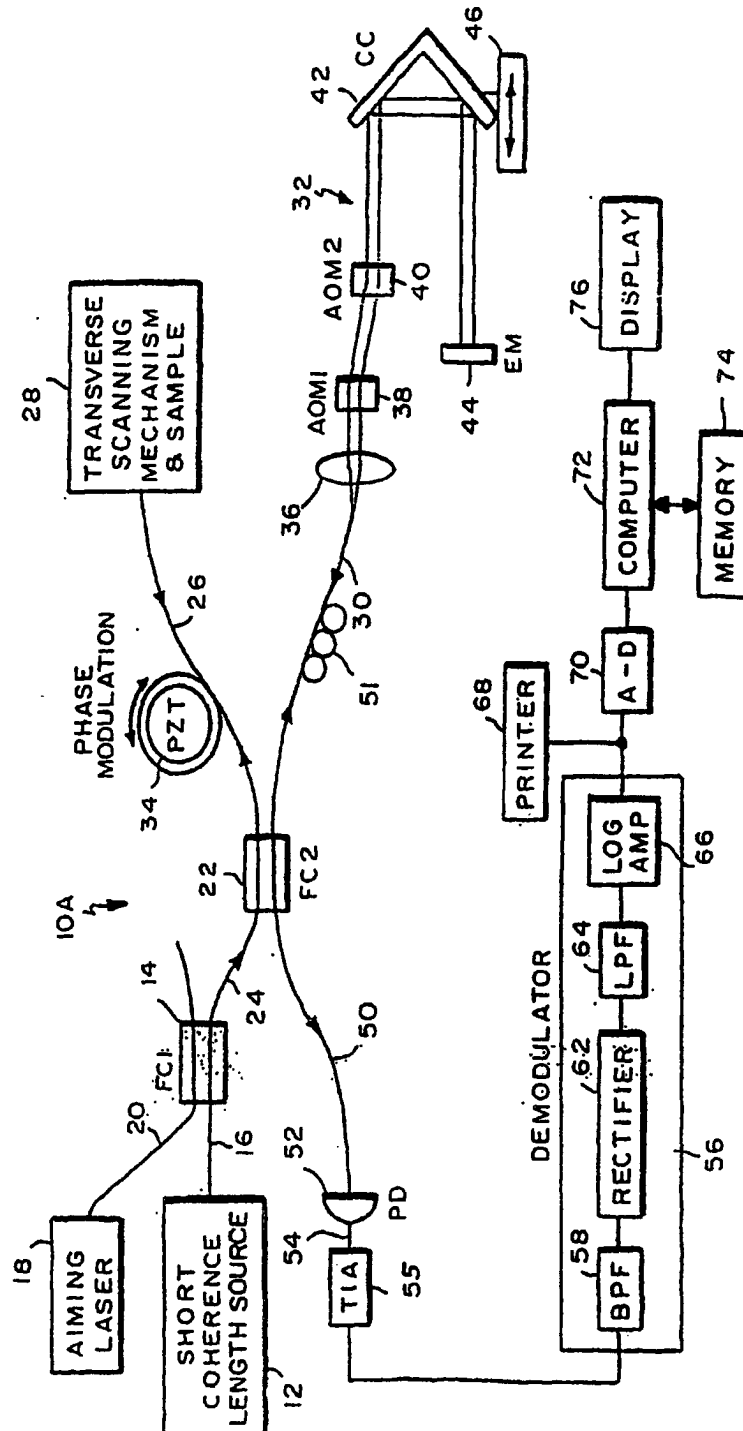


FIG. 1A

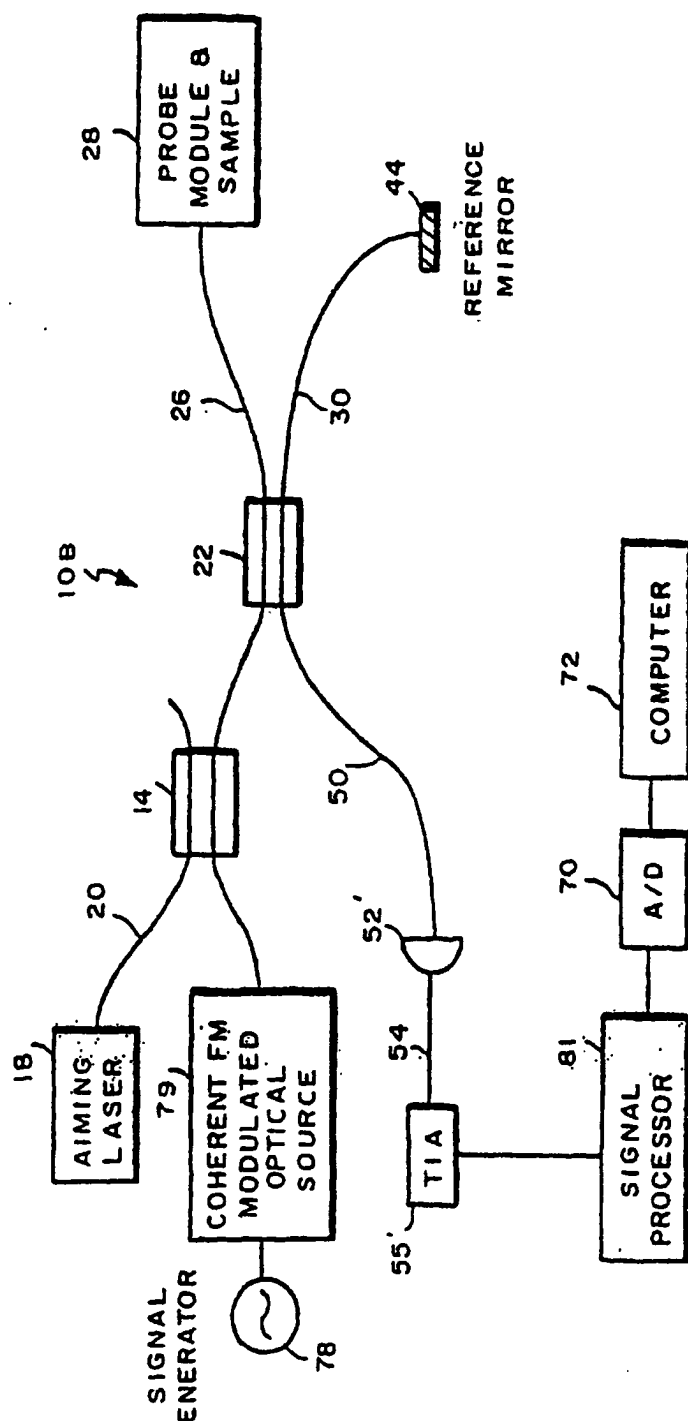


FIG. 1B

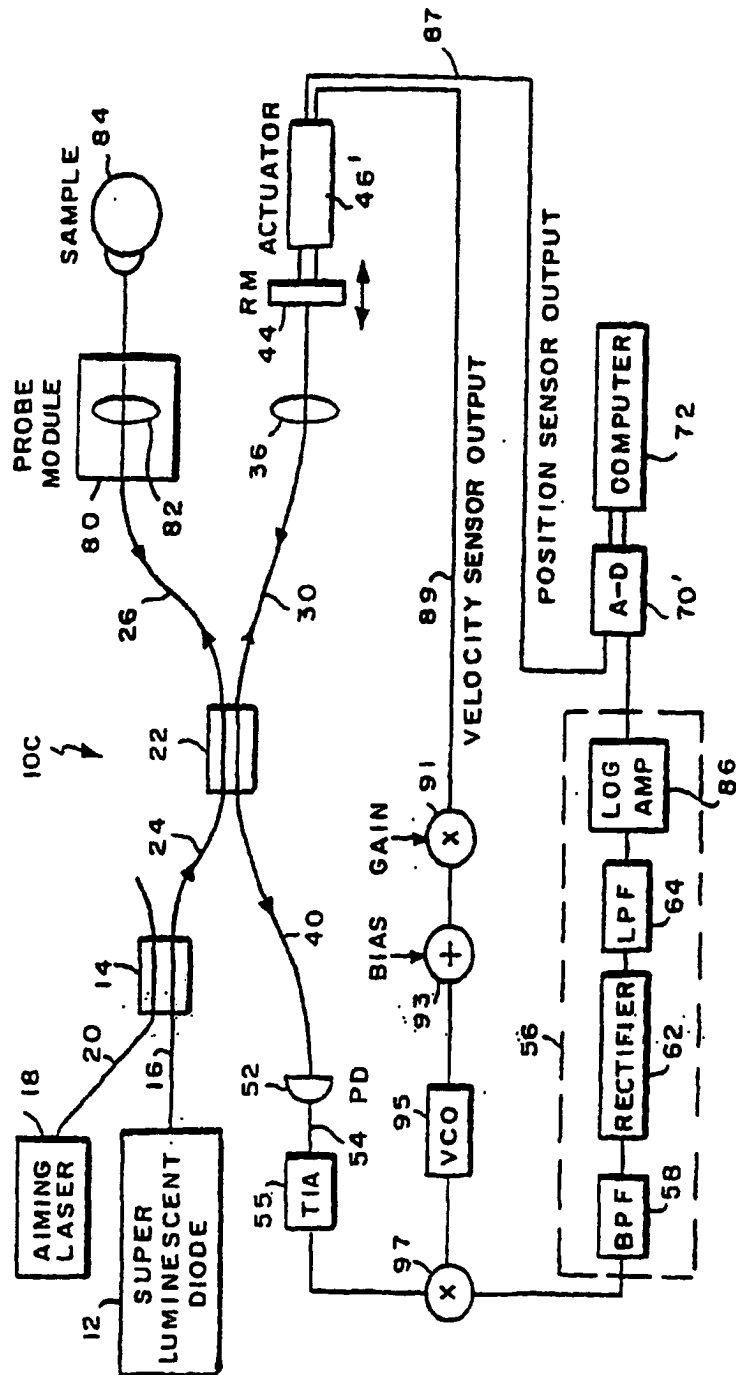


FIG. 1C

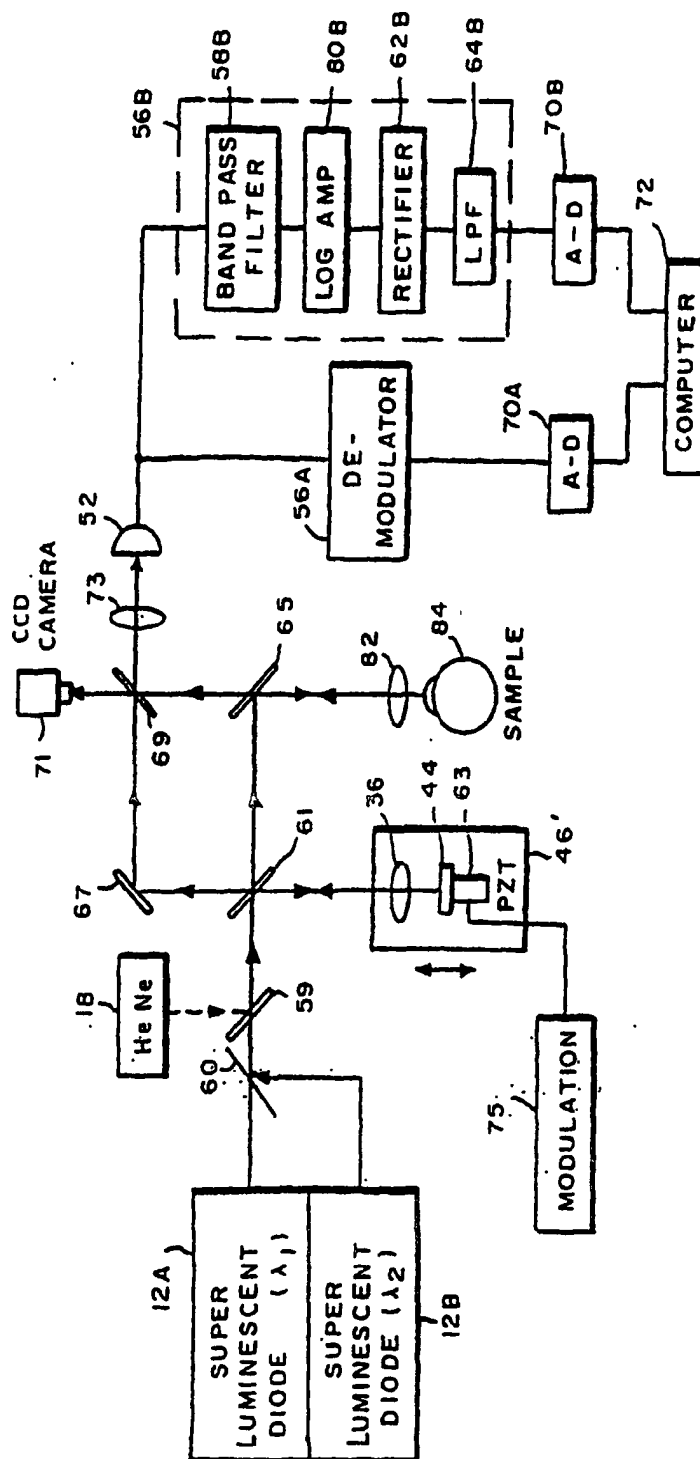
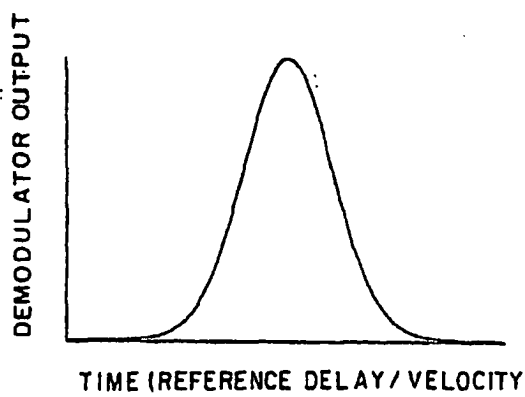
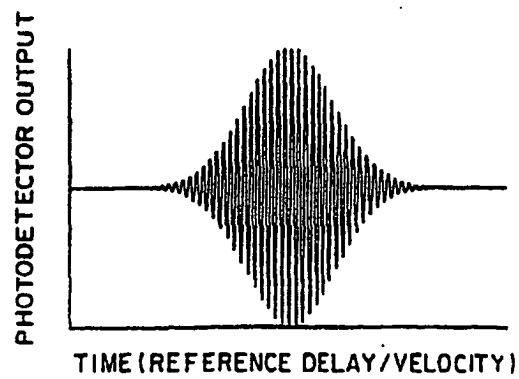
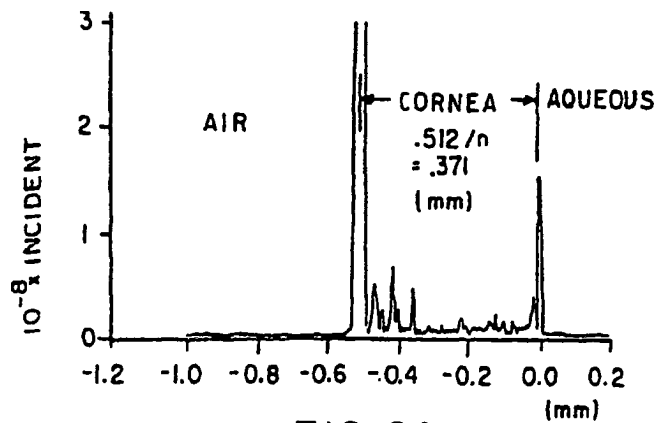


FIG. 1D



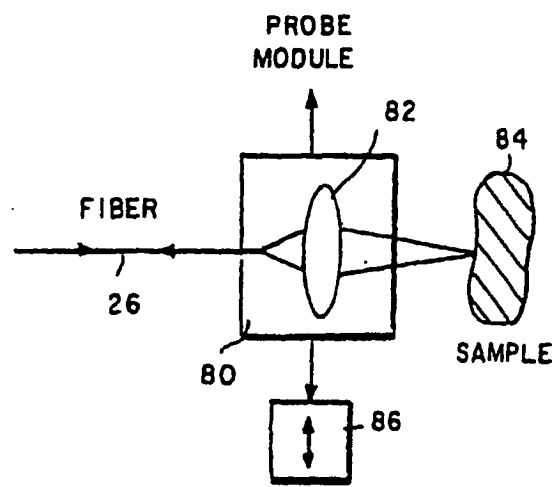


FIG. 3A

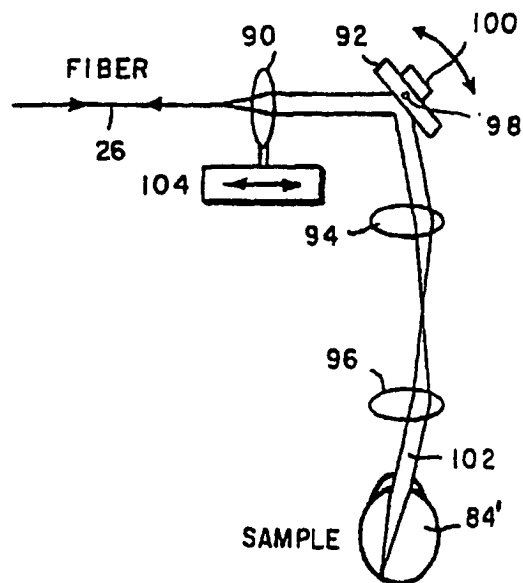
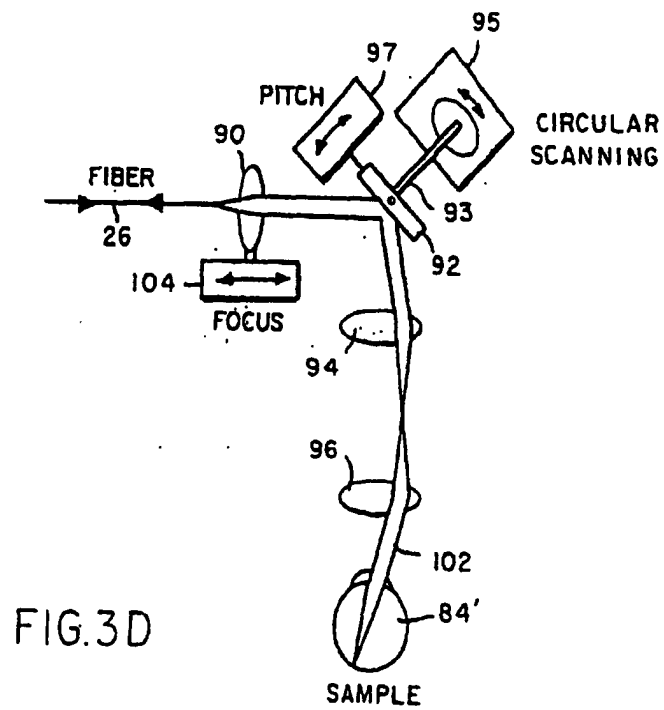
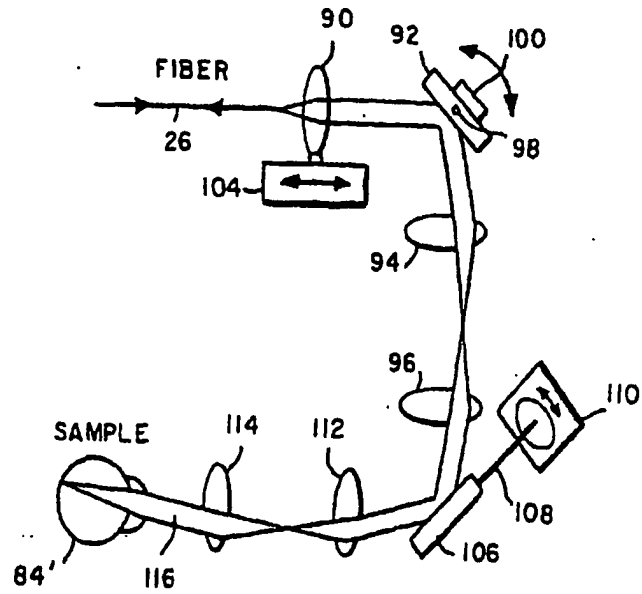


FIG. 3B



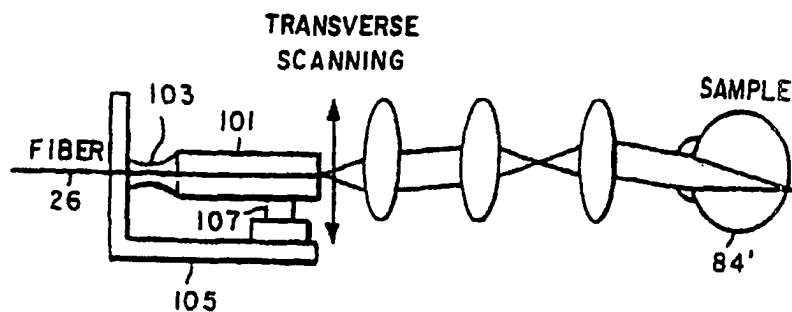


FIG. 4A

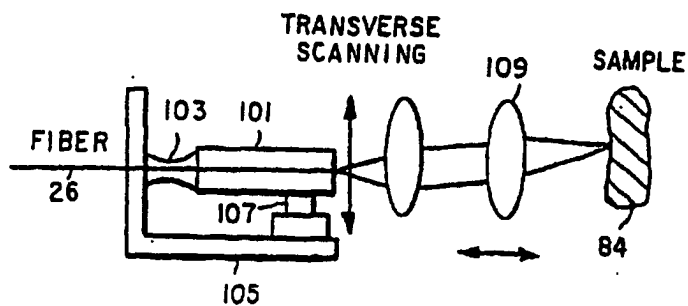


FIG. 4B

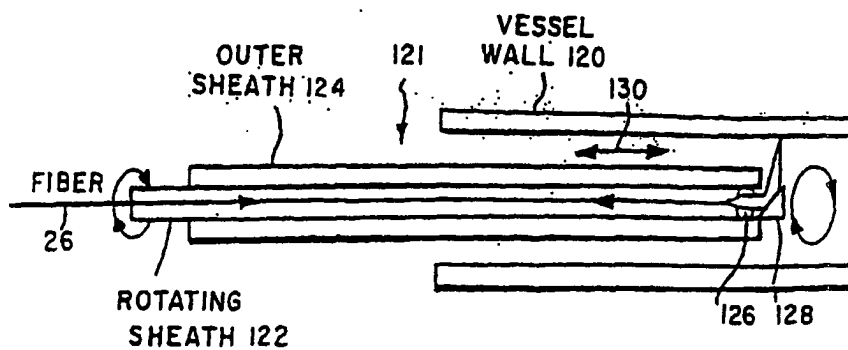
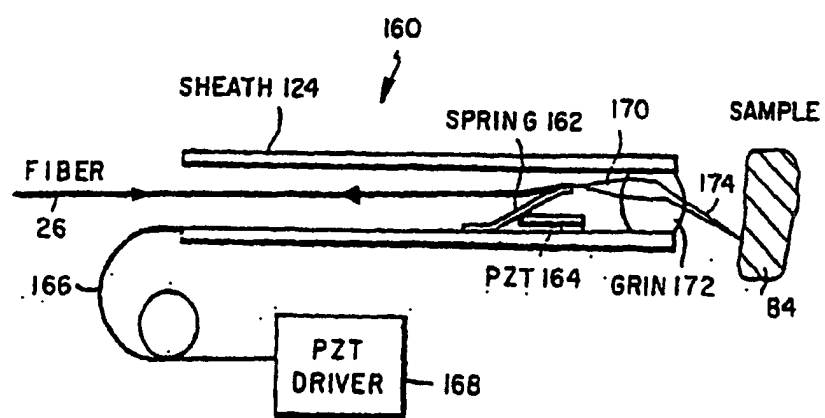
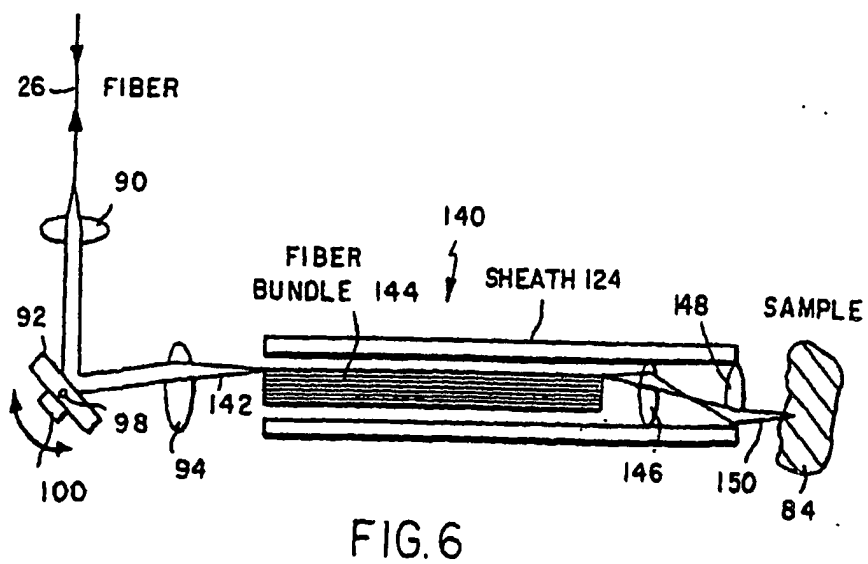
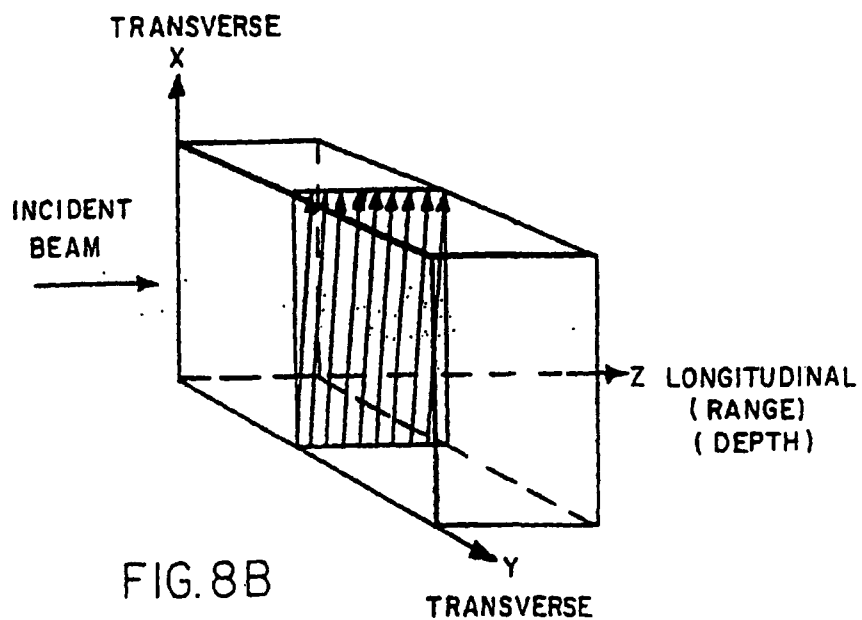
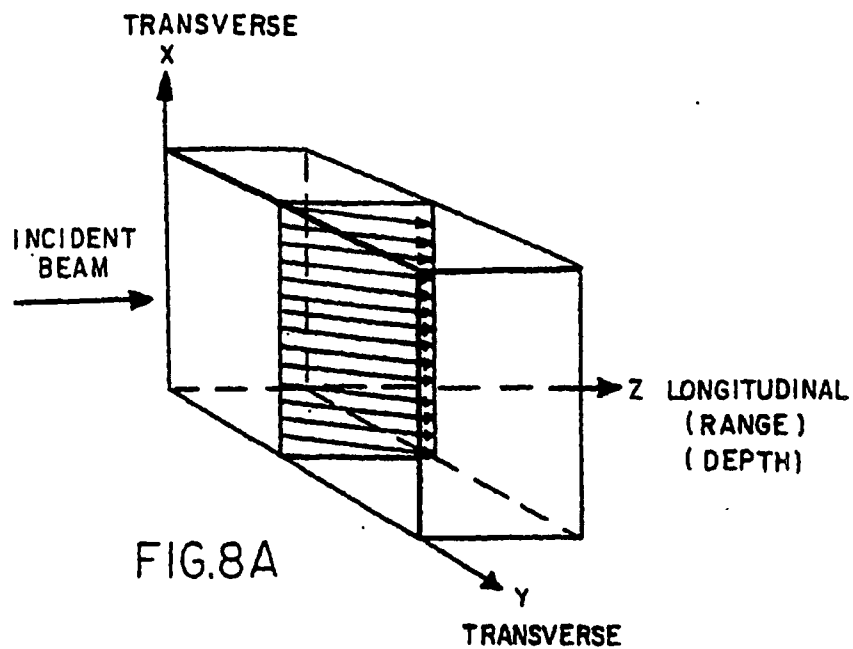
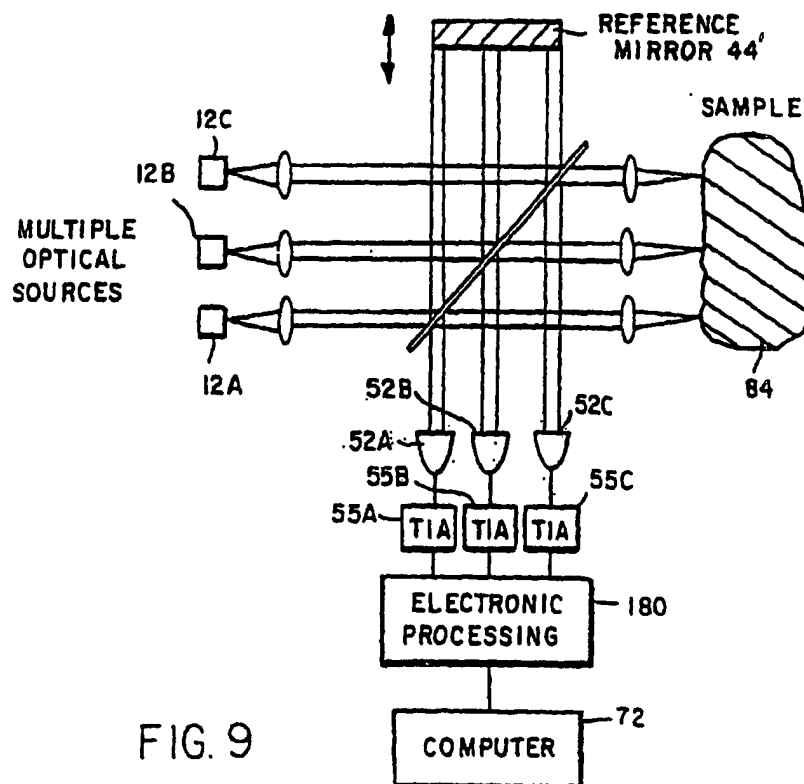
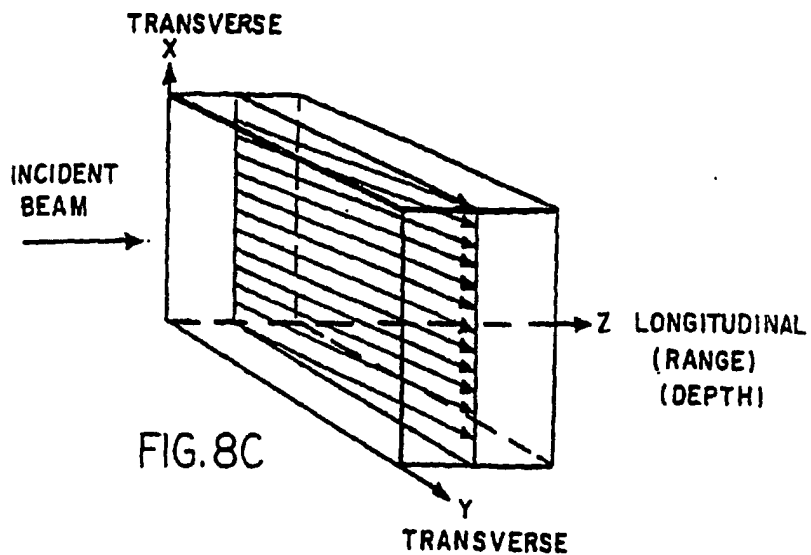


FIG. 5







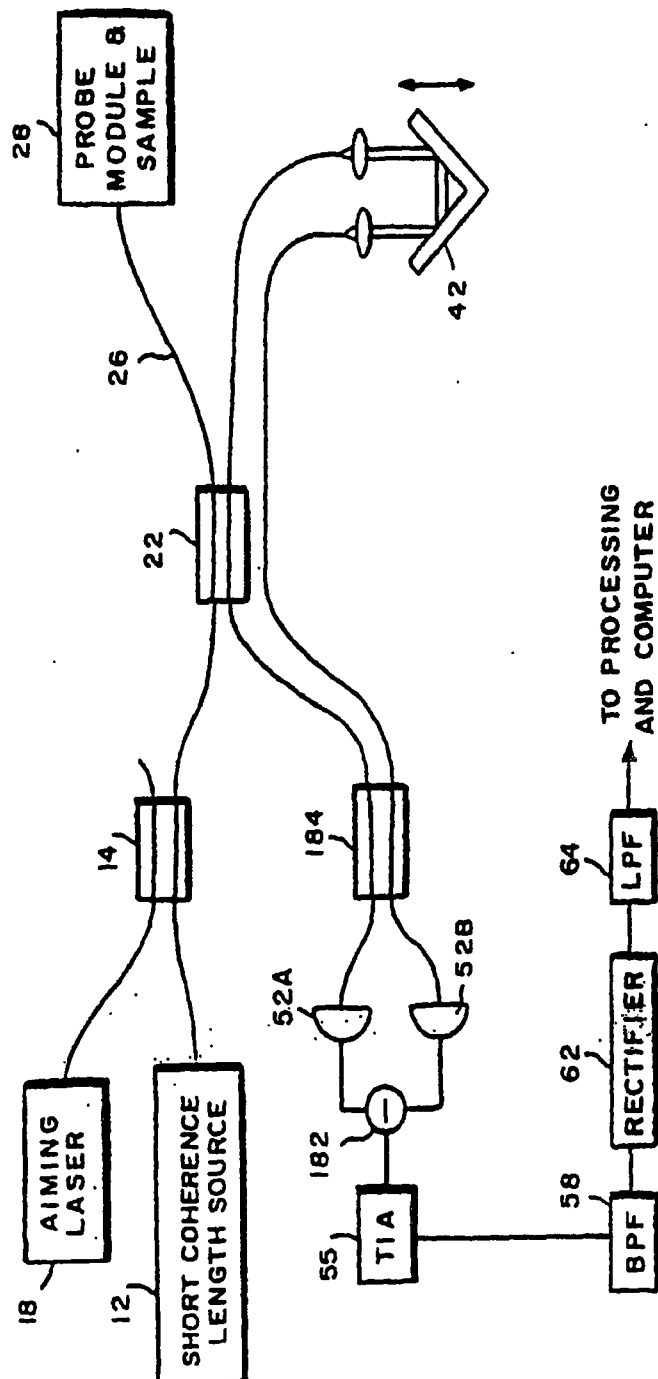


FIG. 10

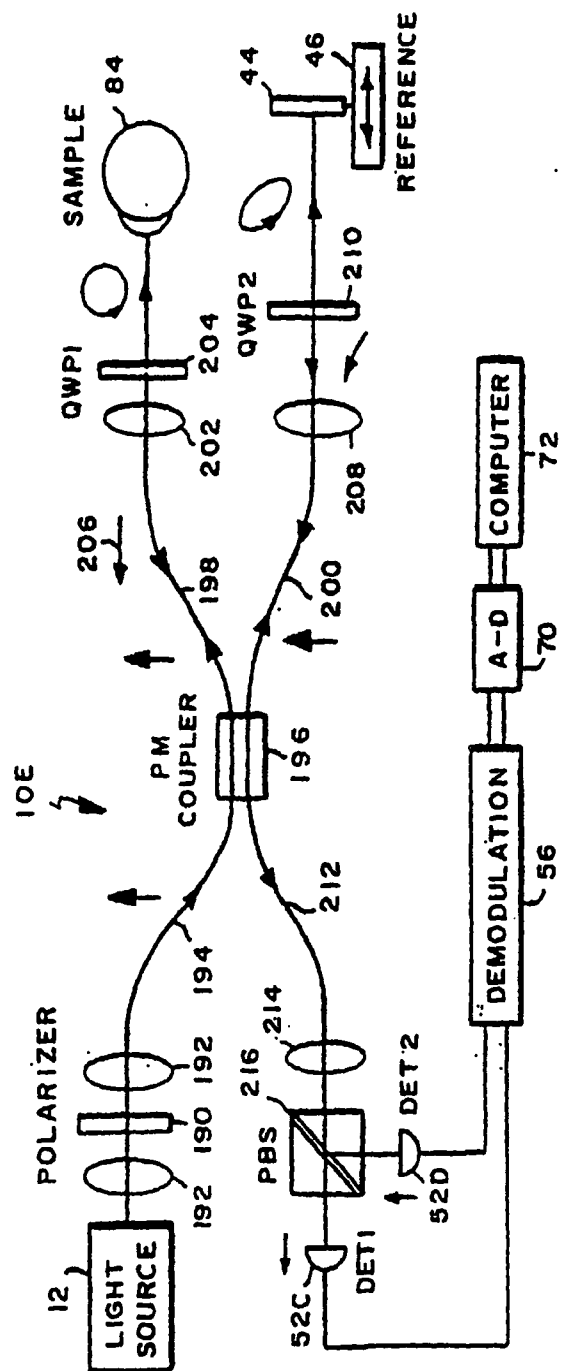


FIG. 11

