

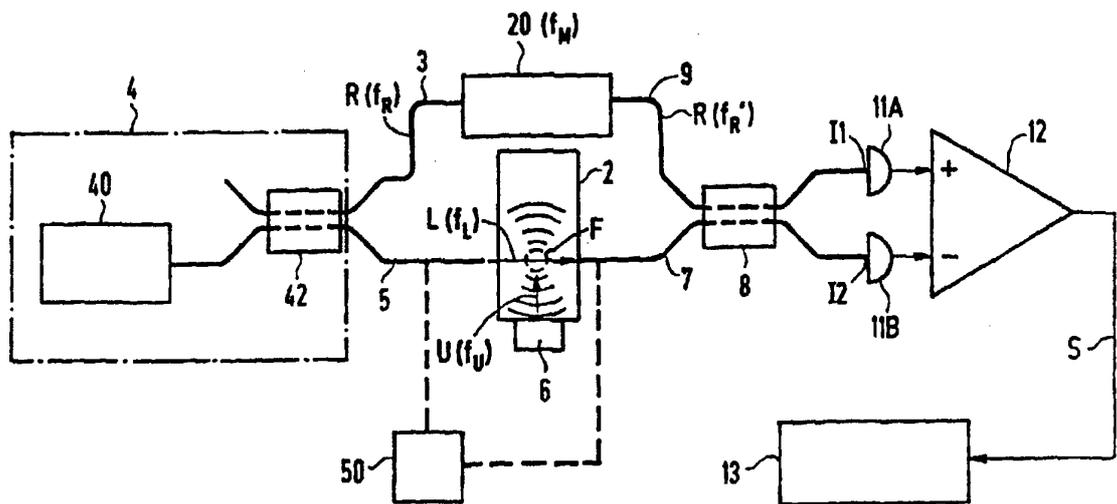


<p>(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : <b>G01N 21/47, 21/59, A61B 5/00</b></p>	<p><b>A1</b></p>	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 95/33987</b></p> <p>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 14. December 1995 (14.12.95)</p>
--	------------------	---

<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE95/00673</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 23. Mai 1995 (23.05.95)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: P 44 19 900.7 7. Juni 1994 (07.06.94) DE</p> <p>(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, D-80333 München (DE).</p> <p>(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): SÖLKNER, Gerald [AT/DE]; Naupliaallee 12, D-85521 Ottobrunn (DE). BARTELT, Hartmut [DE/DE]; Heerfleckenstrasse 38, D-91056 Erlangen (DE).</p>	<p>(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p><b>Veröffentlicht</b> Mit internationalem Recherchenbericht.</p>
---	---

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR IMAGING AN OBJECT USING LIGHT

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND ANORDNUNG ZUM ABBILDEN EINES OBJEKTS MIT LICHT



(57) Abstract

In the method proposed, examination light (L) and focussed ultrasonic radiation (U) are beamed into an object (2). After it has passed through the object (2), the examination light (L) is superimposed in an interferometer on reference light (R) which is coherent with the examination light (L). The intensity or amplitude of the resulting interference light (I) provides information for an image point which corresponds to the image of the part of the object (2) lying in the zone of focus (F) of the focussed ultrasonic radiation (U).

### (57) Zusammenfassung

Untersuchungslicht (L) und fokussierter Ultraschall (U) werden in ein Objekt (2) gesendet. Das Untersuchungslicht (L) wird nach dem Durchlaufen des Objekts (2) interferometrisch mit zum Untersuchungslicht (L) kohärentem Referenzlicht (R) überlagert. Aus der Intensität oder der Amplitude des entstandenen Interferenzlichts (I) werden Informationen für einen Bildpunkt erhalten, der dem Abbild des im Fokusbereich (F) des fokussierten Ultraschalls (U) liegenden Teils des Objekts (2) entspricht.

### LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	GA	Gabon	MR	Mauretanien
AU	Australien	GB	Vereinigtes Königreich	MW	Malawi
BB	Barbados	GE	Georgien	NE	Niger
BE	Belgien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BJ	Benin	IE	Irland	PL	Polen
BR	Brasilien	IT	Italien	PT	Portugal
BY	Belarus	JP	Japan	RO	Rumänien
CA	Kanada	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CG	Kongo	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KR	Republik Korea	SI	Slowenien
CI	Côte d'Ivoire	KZ	Kasachstan	SK	Slowakei
CM	Kamerun	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CN	China	LK	Sri Lanka	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
ES	Spanien	MG	Madagaskar	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	ML	Mali	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MN	Mongolei	VN	Vietnam

## Beschreibung

Verfahren und Anordnung zum Abbilden eines Objekts mit Licht

- 5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung zum Abbilden eines Objekts mit Licht.

Zur Funktionsbildgebung mit Licht sind Verfahren bekannt, bei denen Licht, vornehmlich im Wellenlängenbereich des nahen Infrarots (600 bis 1000 nm) in biologisches Gewebe eingestrahlt wird, um eine Abbildung von inneren Funktionen und Strukturen im lebenden Gewebe zu erhalten. Ein Anwendungsbeispiel dieser bildgebenden Verfahren ist die Früherkennung von Tumoren in der weiblichen Brust. Licht hat den Vorteil, daß es nicht ionisierend und deshalb nicht gewebeschaädigend ist wie beispielsweise Röntgenstrahlung. Ferner kann mit Licht eine spektrale Information erzielt werden, z.B. über die Oxigenierung des Blutes oder die Durchblutung des Gewebes, die mit anderen bildgebenden Verfahren, beispielsweise mit Röntgenstrahlung, nicht zugänglich sind, jedoch wichtige Hinweise auf Gewebeeränderungen liefern können. Ein Nachteil der Abbildung mit Licht ist die durch die erhebliche Lichtstreuung im Gewebe vergleichsweise schlechte Ortsauflösung gegenüber anderen abbildenden Verfahren, wie beispielsweise der Röntgenabbildung, der Ultraschallabbildung oder der Magneto-  
20 rezonanzabbildung. Zur Verbesserung der Ortsauflösung sind Kurzzeitmessungen und Amplitudenmodulation des Untersuchungslichts bekannte Verfahren. Bei der Kurzzeitmessung werden nur die Photonen, die die wenigstens Streuprozesse erfahren haben und infolge dessen das Gewebe auf dem direktesten Weg durchquert haben, zum Bildaufbau herangezogen. Bei der Amplitudenmodulation des Untersuchungslichts wird die Phasenverschiebung des modulierten Anteils des durch das Gewebe gelaufenen Lichts im Vergleich zum modulierten Eingangssignal als Maß  
30 für die mittlere Weglänge der Photonen im Gewebe gemessen.

Ein weiteres Verfahren zum Abbilden von Gewebe mit Licht ist aus F.A. Marks, H.W. Tomlinson: "A comprehensive approach to breast cancer detection using light: photon localization by ultrasound modulation and tissue characterization by spectral discrimination", Biomedical Optics Conf. (Jan. 1993) bekannt. Bei diesem Verfahren, das die Autoren als "Ultrasound tagging of light (UTL)" bezeichnen, wird das Untersuchungslicht mit einem fokussierten Ultraschallpuls moduliert. Im Fokusbereich des Ultraschalls wird dem Untersuchungslicht die Ultraschallfrequenz aufgeprägt. Das durch das Gewebe transmittierte Licht wird mit einem Lock-in-Detektor, dessen Referenzlichtfrequenz die Ultraschallfrequenz ist, empfangen. Dadurch soll nur jener Lichtanteil für den Bildanteil eine Rolle spielen, der den Ultraschallfokus durchquert hat. Mit diesem Verfahren können nur Amplitudenmodulationen des transmittierten Lichts detektiert werden. Da Ultraschall auf Fokusbereiche mit einem Fokusdurchmesser von wenigstens etwa 1 mm fokussiert werden kann, kann auf diese Weise prinzipiell die Ortsauflösung des Abbildungsverfahrens mit Licht verbessert werden.

Der Erfindung liegt nun die Aufgabe zugrunde, dieses bekannte Verfahren und die entsprechend bekannte Anordnung zum Abbilden eines Objekts mit Licht zu verbessern. Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung gelöst mit den Merkmalen des Anspruchs 1 bzw. des Anspruchs 13.

Die Erfindung beruht dabei auf der Erkenntnis, für eine bessere Ortsauflösung die Phasenmodulation von Licht im Objekt infolge der Wechselwirkung mit Ultraschall zu detektieren. Eine Ultraschallwelle ändert nämlich den lokalen Brechungsindex für Licht im Objekt. Diese Änderung des Brechungsindex führt zu einer entsprechenden Phasenveränderung der durchlaufenden Lichtwelle.

35

In einem ersten Verfahrensschritt des Verfahrens gemäß der Erfindung werden Untersuchungslicht und zum Untersuchungs-

licht kohärentes Referenzlicht erzeugt. Als Mittel zur Durchführung dieses ersten Verfahrensschrittes können ein Laser und ein optisch nachgeschalteter optischer Koppler oder optischer Strahlteiler zum Aufspalten des kohärenten Lichts des Lasers in das Untersuchungslicht und das Referenzlicht vorge-  
5 sehen sein. In einem zweiten Verfahrensschritt wird in das Objekt Ultraschall mit einer vorgegebenen Trägerfrequenz gesendet, der auf einen Fokusbereich innerhalb des Objekts fokussiert ist. Als Mittel zum Senden des fokussierten Ultraschalls ist ein entsprechender Ultraschallsender, beispielsweise ein elektronisch phasenverzögert angesteuertes Array von piezoelektrischen Wandler-elementen, vorgesehen. In einem  
10 dritten Verfahrensschritt wird das Objekt mit dem Untersuchungslicht so bestrahlt, daß zumindest ein Teil des Untersuchungslichts durch den Fokusbereich des Ultraschalls im Objekt läuft. Dazu sind entsprechende optische Mittel zum Zuführen und Einkoppeln des Untersuchungslichts zu dem bzw. in das Objekt vorgesehen, beispielsweise ein Lichtwellenleiter oder eine entsprechende Freistrahlanordnung. In einem vierten  
15 Verfahrensschritt wird das Untersuchungslicht nach Durchlaufen des Objekts mit dem Referenzlicht interferometrisch überlagert. Als Mittel zur interferometrischen Überlagerung des durch das Objekt gelaufenen Untersuchungslichts und des Referenzlichtes können ein interferometrischer Koppler, beispielsweise ein Lichtleiterkoppler oder auch optische Mittel zum Richten des durch das Objekt gelaufenen Untersuchungslichts und des Referenzlichts auf einen Raumbereich, in dem die interferometrische Überlagerung dann stattfindet, vorgesehen sein. Bei der interferometrischen Überlagerung des Untersuchungslichts und des Referenzlichts wird die vom Objekt  
20 abhängige Phasenmodulation des Untersuchungslichts durch den Ultraschall in eine Amplituden- oder Intensitätsmodulation des bei der interferometrischen Überlagerung entstandenen Interferenzlichts umgesetzt. In einem fünften und letzten Verfahrensschritt wird die Amplitude oder Intensität des Interferenzlichts ausgewertet und es werden dadurch Informationen für einen Bildpunkt erhalten, der dem Abbild des im Fokusbe-

25  
30  
35

reich liegenden Objektteiles entspricht. Mittel zur Durchführung dieses fünften Verfahrensschritts enthalten vorzugsweise photoelektrische Wandler, Mittel zum Auslesen dieser Wandler sowie eine Auswerteeinheit. Durch Bewegen des Fokusbereichs  
5 des Ultraschalls innerhalb des Objekts kann mit diesem Verfahren eine Vielzahl von Bildpunkten für ein Bild des Objekts erhalten werden.

Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen des Verfahrens und der Anordnung ergeben sich aus den vom Anspruch 1  
10 bzw. Anspruch 13 jeweils abhängigen Ansprüchen.

Die Erfindung wird im folgenden unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher erläutert, in deren  
15 FIG. 1 eine Anordnung zum Abbilden eines Objekts durch Abtasten des Objekts mit einem im wesentlichen nur durch den im Fokusbereich von fokussiertem Ultraschall liegenden Teil des Objekts laufenden Lichtstrahl und  
FIG. 2 eine Anordnung zum Abbilden eines Objekts durch flächiges Bestrahlen eines abzubildenden Bereichs des Objekts  
20 mit Licht und Senden eines auf einen Fokusbereich innerhalb dieses abzubildenden Bereichs fokussierten Ultraschallstrahls jeweils schematisch dargestellt sind. Einander entsprechende Teile sind mit denselben Bezugszeichen versehen.

25 In FIG. 1 und FIG. 2 sind ein abzubildendes Objekt mit 2 und Mittel zum Erzeugen von Untersuchungslicht L einerseits und von zum Untersuchungslicht L kohärentem Referenzlicht R andererseits mit 4 bezeichnet. Kohärenz des Untersuchungslichts L und des Referenzlichts R zueinander bedeutet dabei, daß das  
30 Untersuchungslicht L und das Referenzlicht R im wesentlichen gleiche Lichtfrequenzen aufweisen und in einer vorgegebenen festen Phasenbeziehung zueinander stehen. Dem abzubildenden Objekt 2 sind zum einen Mittel 6 zum Senden von auf einen Fokusbereich F innerhalb des Objekts 2 fokussiertem Ultraschall  
35 U mit einer vorgegebenen Trägerfrequenz  $f_U$  und zum anderen Mittel zum Bestrahlen zumindest des im Fokusbereich F des Ul-

traschalls U liegenden Teils des Objekts 2 mit dem Untersuchungslicht L zugeordnet. Die Mittel 6 zum Senden des fokussierten Ultraschalls U sind vorzugsweise mit einem elektronisch angesteuerten Array von piezoelektrischen Wandlerelementen gebildet. Als Trägerfrequenz  $f_U$  des Ultraschalls U können Frequenzen zwischen etwa 1 MHz und etwa 20 MHz gewählt werden. Die Abmessungen des Fokusbereichs F des Ultraschalls U betragen im allgemeinen zwischen 0,1 mm und 5 mm und vorzugsweise um etwa 1 mm. Die mit einem nicht bezeichneten Pfeil angedeutete Ausbreitungsrichtung des Ultraschalls U kann, wie in FIG. 1 und FIG. 2 dargestellt, senkrecht zur ebenfalls mit einem Pfeil angedeuteten Einfallsrichtung des Untersuchungslichts L gerichtet sein, jedoch auch jeden anderen Winkel mit dieser Einfallsrichtung einschließen. Insbesondere kann der Ultraschall U auch wenigstens annähernd parallel zur Lichteinfallsrichtung des Untersuchungslichts L in das Objekt 2 gesendet werden. Dies ist besonders dann von Vorteil, wenn das Objekt 2 nur von einer Seite zugänglich ist.

20

In der Ausführungsform der Anordnung gemäß FIG. 1 umfassen die Mittel 4 zum Erzeugen von Untersuchungslicht L und Referenzlicht R vorzugsweise einen Laser 40 und einen optisch mit dem Laser 40 verbundenen optischen Koppler 42 zum Aufteilen des kohärenten Laserlichts in zwei Lichtanteile, deren erster als Untersuchungslicht L und deren zweiter als Referenzlicht R verwendet wird. Als Koppler 42 ist in der dargestellten Ausführungsform ein Lichtleiterkoppler vorgesehen, der einen ersten Lichtleiter 5 und einen zweiten Lichtleiter 3 koppelt. Der erste Lichtleiter 5 ist dabei zum Übertragen des Laserlichts vom Laser 40 zum Koppler 42 und zum weiteren Übertragen des Untersuchungslichts L vom Koppler 42 zum Objekt 2 vorgesehen. Der zweite Lichtleiter 3 ist dagegen zum Übertragen des aus dem Laserlicht im ersten Lichtleiter 5 ausgekoppelten Referenzlichts R vorgesehen. Es kann allerdings als Koppler 42 auch ein Strahlteiler mit einem teildurchlässigen Spiegel vorgesehen sein. Zum Übertragen des Untersuchungs-

lichts L zum Objekt 2 ist dann wieder der Lichtleiter 5 vorgesehen. Das Untersuchungslicht L und das Referenzlicht R stehen somit in einer vorgegebenen festen Phasenbeziehung zueinander. Die Differenz der Phasen von Untersuchungslicht L und Referenzlicht R ist bei der Ausführungsform mit einem Lichtleiterkoppler gleich 0 und bei der Ausführungsform mit einem Strahlteiler wegen des bei der Reflexion am Spiegel auftretenden Phasensprungs gleich  $\pi$ . Die Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  des Untersuchungslichts L und die Referenzlichtfrequenz  $f_R$  des Referenzlichts R sind in beiden Ausführungsformen gleich der vorgegebenen Frequenz des Lasers 40. Die Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  und die Referenzlichtfrequenz  $f_R$  werden im allgemeinen jeweils aus dem Frequenzbereich des sichtbaren Lichts oder des Infrarot-Lichts gewählt. Vorzugsweise liegen die entsprechenden Wellenlängen von Untersuchungslicht L und Referenzlicht R im Bereich zwischen etwa 600 nm und etwa 1000 nm.

Das Untersuchungslicht L wird nun so in das Objekt 2 eingestrahlt, daß es im wesentlichen nur den Fokusbereich F des Ultraschalls U durchläuft und nicht die umliegenden Bereiche des Objekts 2. Dazu ist die Strahlweite des Untersuchungslichts L der Größe des Fokusbereichs F des Ultraschalls U entsprechend anzupassen. Die Mittel zum derartigen Bestrahlen des Objekts 2 enthalten den Lichtleiter 5 zum Übertragen des Untersuchungslichts L zum Objekt 2 und Richten des Untersuchungslichts L auf das Objekt 2. Als Lichtleiter 5 ist vorzugsweise eine optische Faser, vorzugsweise eine Mono-mode-Faser vorgesehen mit einem entsprechend kleinen Kerndurchmesser von vorzugsweise zwischen etwa 2  $\mu\text{m}$  und etwa 10  $\mu\text{m}$ . Der Lichtleiter 5 steht vorzugsweise mit Mitteln 50 zum Bewegen des Lichtleiters relativ zum Objekt 2 in Wirkverbindung, um das aus dem Lichtleiter 5 austretende Untersuchungslicht L auf den Fokusbereich F des Ultraschalls U innerhalb des Objekts 2 ausrichten zu können. Anstelle des Untersuchungslichtstrahls kann allerdings auch das Objekt 2 bewegt werden, um die zum Justieren des Untersuchungslichts L in Abhängig-

keit vom eingestellten Fokusbereich F des Ultraschalls U notwendige Relativbewegung zwischen Objekt 2 und Untersuchungslichtstrahl zu erreichen.

5 In dem Fokusbereich F des Ultraschalls U wird das Untersuchungslicht L optisch phasenmoduliert. Das mit dem Ultraschall U im Fokusbereich F in Wechselwirkung getretene Untersuchungslicht L weist im wesentlichen Frequenzanteile mit  
10 Frequenzen  $f_L \pm N \cdot f_U$  mit der natürlichen Zahl N auf, d.h. zum einen die ursprüngliche Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  und zum anderen zu dieser Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  um ganzzahlige Vielfache der Trägerfrequenz  $f_U$  des Ultraschalls U verschobene Frequenzanteile, wobei die Anteile mit  $N=1$  überwiegen.

15

Zur Auswertung der in dem Objekt 2 bewirkten Phasenmodulation wird das Untersuchungslicht L nach Durchlaufen des Objekts 2 mit dem Referenzlicht R zur Interferenz gebracht und das entstandene Interferenzlicht I hinsichtlich seiner Amplitude  
20 oder Intensität ausgewertet. Diese Amplitude oder Intensität enthält Informationen über die optische Dämpfung des Untersuchungslichts L in dem Teil des Objekts 2, der im Fokusbereich F des Ultraschalls U liegt. Mit diesen Informationen erhält man somit einen Bildpunkt, der dem Abbild des im Fokusbereich  
25 F des Ultraschalls U liegenden Teils des Objekts 2 entspricht.

Das durch den Fokusbereich F hindurchgetretene Untersuchungslicht L wird vorzugsweise zunächst in einen Lichtleiter 7  
30 eingekoppelt. Dieser Lichtleiter 7 wird entweder, wie in der FIG. 1 dargestellt, von den Mitteln 50 mit dem Lichtleiter 5 mitbewegt beim Abtasten des Objekts 2, oder er bleibt ebenso wie der Lichtleiter 5 in Ruhe und das Objekt 2 wird bewegt. In beiden Fällen bleiben die beiden Lichtleiter 5 und 7 relativ zueinander ortsfest einander gegenüber angeordnet und es  
35 wird eine Relativbewegung zwischen den beiden Lichtleitern 5 und 7 und dem Objekt 2 erzeugt. Das in den Lichtleiter 7 ein-

gekoppelte Untersuchungslicht L wird mit dem Referenzlicht R dann vorzugsweise in einem Koppler 8 interferometrisch überlagert. Als Koppler 8 ist vorzugsweise ein faseroptischer Lichtleiterkoppler vorgesehen, in dem das über den Lichtleiter 7 herangeführte Untersuchungslicht L und das über einen weiteren Lichtleiter 9 herangeführte Referenzlicht R interferometrisch überlagert werden. Als Koppler 8 kann allerdings auch ein Strahlteiler mit einem halbdurchlässigen Spiegel vorgesehen sein. Im Koppler 8 werden bei der interferometrischen Überlagerung von Untersuchungslicht L und Referenzlicht R zwei Interferenzlichtanteile I1 und I2 erzeugt, die im allgemeinen einen Phasensprung von  $\pi$  zueinander aufweisen. Diese beiden entstandenen Lichtanteile I1 und I2 werden jeweils einem photoelektrischen Wandler 11A bzw. 11B zugeführt. Die beiden resultierenden, nicht näher bezeichneten elektrischen Signale an den jeweiligen Ausgängen der Wandler 11A und 11B werden vorzugsweise auf zwei Eingänge eines Differenzverstärkers 12 gelegt. Da die beiden elektrischen Signale unterschiedliche Vorzeichen aufweisen, steht am Ausgang des Differenzverstärkers 12 durch die Differenzbildung der beiden elektrischen Signale ein verdoppeltes Signal S an. Ein weiterer Vorteil dieser Ausführungsform mit Differenzverstärker 12 besteht darin, daß ein beispielsweise von dem Laser 40 erzeugtes Amplitudenrauschen durch die Gleichtaktunterdrückung des Differenzverstärkers 12 unterdrückt wird. Das Signal S des Differenzverstärkers 12 wird nun einem Lock-in-Detektor 13 zugeführt. Der Lock-in-Detektor 13 ist auf eine Frequenz eingestellt, die gerade der Frequenz der Amplitudenmodulation des Interferenzlichts I bzw. der Interferenzlichtanteile I1 und I2 entspricht und sich aus den gewählten Frequenzen  $f_U$  für den Ultraschall U,  $f_L$  für das Untersuchungslicht L und  $f_R$  für das Referenzlicht R ergibt. Bei vorab unmoduliertem Untersuchungslicht L und Referenzlicht R wird der Lock-in-Detektor so eingestellt, daß er die mit der Trägerfrequenz  $f_U$  des Ultraschalls U modulierten Anteile des Signals S detektiert.

Nun können jedoch das Untersuchungslicht L oder das Referenzlicht R oder beide vor ihrer interferometrischen Überlagerung zusätzlich in ihrer Amplitude oder Phase jeweils mit einer vorgegebenen Modulationsfrequenz moduliert werden. Beispielsweise kann bereits das Laserlicht des Lasers 40 entsprechend moduliert sein oder Untersuchungslicht L und/oder Referenzlicht R durch Modulatoren zusätzlich moduliert werden.

In der dargestellten vorteilhaften Ausführungsform wird das Referenzlicht R vor seiner interferometrischen Überlagerung mit dem Untersuchungslicht L mit einer Modulationsfrequenz  $f_M$  in seiner Phase oder Amplitude moduliert. Das Referenzlicht R weist nach dieser Modulation somit eine Referenzlichtfrequenz  $f_R'$  auf, die gegenüber der ursprünglichen Referenzlichtfrequenz  $f_R$  um die Modulationsfrequenz  $f_M$  verschoben ist, d.h.  $f_R' = f_R \pm f_M$ . Zum Durchführen dieser Modulation des Referenzlichts R ist ein Modulator 20 vorgesehen, beispielsweise ein elektrooptischer oder auch ein akustooptischer Modulator. Der Modulator 20 ist über den Lichtleiter 3 mit dem Koppler 42 und über den Lichtleiter 9 mit dem Koppler 8 optisch verbunden. Die Modulationsfrequenz  $f_M$  wird vorzugsweise so eingestellt, daß sie sich von der Trägerfrequenz  $f_U$  des Ultraschalls U um eine Frequenzdifferenz  $\Delta f$  unterscheidet, die betragsmäßig deutlich kleiner, beispielsweise um einen Faktor 100 kleiner, als die Trägerfrequenz  $f_U$  ist. Diese Frequenzdifferenz  $\Delta f$  kann auch 0 sein, d.h. die Modulationsfrequenz  $f_M$  ist dann gleich der Trägerfrequenz  $f_U$ . Ein Vorteil dieser Modulation des Referenzlichts R besteht darin, daß die Auswertung der Amplitude oder Intensität des interferierten Lichts I bei einer Frequenz vorgenommen werden kann, die deutlich geringer als die vergleichsweise hohe Ultraschallträgerfrequenz  $f_U$  ist. Der Lock-in-Detektor 13 wird dann auf die Frequenzdifferenz  $\Delta f$  eingestellt und filtert somit nur den mit dieser Frequenzdifferenz  $\Delta f$  modulierten Anteil des Signals S heraus, der dem nur durch den Fokusbereich F gelaufenen Untersuchungslicht L entspricht.

Eine weitere Ausführungsform der Anordnung ist in FIG. 2 gezeigt. In dieser Ausführungsform wird Untersuchungslicht L in das Objekt 2 eingestrahlt über einer Fläche, die größer und vorzugsweise deutlich größer als die Ausdehnung des Fokusbereiches F des Ultraschalls U ist. Damit wird das Untersuchungslicht L nicht nur auf den Fokusbereich F innerhalb des Objekts 2, sondern auch auf einen Bereich des Objekts 2 um diesen Fokusbereich F gerichtet. Durch diese Maßnahmen erreicht man eine bessere Ausnutzung des Untersuchungslichts L und muß ferner bei einem Bewegen des Ultraschallstrahls U das Untersuchungslicht L nicht mitbewegen. Das Untersuchungslicht L kann sogar auf das ganze Objekt 2 eingestrahlt werden. Mittel zum Erzeugen des kohärenten Untersuchungslichts L mit der Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  und des zum Untersuchungslicht L in einer festen Phasenbeziehung stehenden Referenzlichts R der Referenzlichtfrequenz  $f_R$  umfassen wieder einen Laser 40 und ferner einen Strahlteiler 43 mit einem halbdurchlässigen Spiegel zum Aufteilen des Laserlichts in einen Untersuchungslichtstrahl L und einen Referenzlichtstrahl R. Der Untersuchungslichtstrahl L wird auf das Objekt 2 gerichtet, während der Referenzlichtstrahl R vorzugsweise durch Umlenken über einen Spiegel 23 dem Modulator 20 zugeführt wird und vom Modulator 20 mit der Modulationsfrequenz  $f_M$  moduliert wird. Das modulierte Referenzlicht R mit der modulierten Referenzlichtfrequenz  $f_R' = f_R \pm f_M$  ist zur interferometrischen Überlagerung mit dem durch das Objekt 2 gelaufenen Untersuchungslicht L in einem dafür vorgesehenen räumlichen Interferenzbereich 80 vorgesehen. In diesem Interferenzbereich 80 ist ein Wandlerarray 14 mit mehreren einzelnen photoelektrischen Wandlern angeordnet. Mit diesem Wandlerarray 14 wird das bei der interferometrischen Überlagerung von Untersuchungslicht L und Referenzlicht R entstehende räumlich ausgedehnte Interferenzmuster ("Specklemuster") des Interferenzlichts I im Interferenzbereich 80 detektiert. Das Wandlerarray 14 kann Bestandteil einer sogenannten Multi-Channel-Plate (MCP) sein. Die Größe der einzelnen Wandler des Wandlerarrays 14 ist der zu erwartenden Specklegröße, d.h. der räumlichen Ausdehnung

der Intensitätsmaxima oder Intensitätsminima des Interferenzlichts I, angepaßt. Dem Wandlerarray 14 ist eine Ladungsausleseeinrichtung 16, beispielsweise ein CCD (Charge-coupled-device), zugeordnet zum Auslesen der vom Interferenzlicht I in den einzelnen Wandlern erzeugten Ladungen und dieser Ladungsausleseeinrichtung 16 ist eine Auswerteeinheit 18 nachgeschaltet. Der Auswerteeinheit 18 wird ein Signal T zugeführt, das in sequentieller Folge den von den einzelnen Wandlern des Wandlerarrays 14 detektierten Lichtintensitäten entspricht.

Das Specklemuster des Interferenzlichts I setzt sich nun im wesentlichen aus zwei Anteilen zusammen, einem statischen Specklemusteranteil und einem fluktuierenden Specklemusteranteil. Der statische Specklemusteranteil entsteht durch die interferometrische Überlagerung des Referenzlichts R mit dem durch den Fokusbereich F gelaufenen und damit vom Ultraschall U phasenmodulierten Untersuchungslichtanteil und beinhaltet somit die Informationen für den Bildpunkt, der dem im Fokusbereich F liegenden Objektteil entspricht. Der fluktuierende Specklemusteranteil entsteht dagegen durch die interferometrische Überlagerung des Referenzlichts R mit dem zwar durch das Objekt 2, jedoch nicht durch den Fokusbereich F des Ultraschalls gelaufenen Untersuchungslichtanteils. Dieser variable Specklemusteranteil fluktuiert im wesentlichen mit der Modulationsfrequenz  $f_M$ , mit der das Referenzlicht R im Modulator 20 moduliert wurde. Bei einer hinreichend großen Modulationsfrequenz  $f_M$  in der Größenordnung der Ultraschallträgerfrequenz  $f_U$  im Bereich von typischerweise einigen MHz erzeugt der fluktuierende Specklemusteranteil im zeitlichen Mittel über dem Wandlerarray 14 lediglich einen konstanten Untergrund, der vorzugsweise numerisch subtrahiert wird. Zur Bestimmung des Signalanteils von T, der die Informationen für den Bildpunkt enthält, werden bei unverändertem Fokusbereich F und unverändertem Untersuchungslicht L mindestens drei verschiedene Specklemuster mit in seiner Phase jeweils um eine andere Phasendifferenz verschobenem Referenzlicht R erzeugt

und ausgewertet. Dazu wird das Referenzlicht R vor der Interferenz mit dem Untersuchungslicht L in einem Phasenschieber 21 in seiner Phase um wenigstens drei verschiedene Werte  $\varphi_n$  mit  $n \in \{1,2,3\}$ , vorzugsweise um  $0, \pi/2$  und  $\pi$ , verschoben und die drei resultierenden Specklemuster des Interferenzlichts I vom Wandlerarray 14 nacheinander detektiert. Die entsprechenden Signale T am Ausgang der Ladungsausleseeinrichtung 16 werden von der Auswerteeinheit 18 ausgewertet. Bei der Auswertung wird die Tatsache ausgenutzt, daß die Phasenverschiebung des Referenzlichts R sich nur auf den ersten, statischen Specklemusteranteil, jedoch nicht auf den zweiten, fluktuierenden Specklemusteranteil auswirkt. Das Specklemuster läßt sich dabei vereinfacht als Überlagerung des auf die Phasenverschiebung unempfindlichen Anteils  $I_2$  und des empfindlichen Anteils  $I_1 \cos(\varphi_C - \varphi_n)$  mit einem festen, aber im allgemeinen unbekanntem Phasenwert  $\varphi_C$  beschreiben. Durch die Messung bei den wenigstens drei verschiedenen Phasenwerten  $\varphi_n$  ergibt sich ein Gleichungssystem, das für die interessierende Größe  $I_1$  gelöst wird. Durch die drei erhaltenen Specklemuster kann man den konstanten Untergrund des fluktuierenden Specklemusteranteils somit eindeutig von dem für die Bildinformationen gewünschten statischen Specklemusteranteil trennen.

Wenn das Referenzlicht R nicht moduliert ist, d.h.  $f_M = 0$ , entspricht dagegen umgekehrt der statische Specklemusteranteil dem nicht durch den Fokusbereich F gelaufenen Untersuchungslicht L und der fluktuierende Specklemusteranteil enthält die Informationen über den Bildpunkt, d.h. über das durch den Fokusbereich F gelaufene Untersuchungslicht L. Der fluktuierende Specklemusteranteil ist dann im wesentlichen mit der Trägerfrequenz  $f_U$  des Ultraschalls moduliert. Bei der Auswertung muß daher gerade umgekehrt zum gerade beschriebenen Fall der fluktuierende Specklemusteranteil durch Subtraktion des statischen Specklemusteranteils vom gesamten Specklemuster, vorzugsweise wieder bei wenigstens drei verschiedenen Phasenverschiebungen des Referenzlichts R ermittelt und für den Bildpunkt ausgewertet werden.

Anstelle des Referenzlichts R kann natürlich auch das Untersuchungslicht L phasenverschoben werden. Außerdem können anstelle des Referenzlichts R auch das Untersuchungslicht L  
5 oder sowohl das Untersuchungslicht L als auch das Referenzlicht R vor ihrer Interferenz moduliert werden.

Das beschriebene Auswerteverfahren ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn die Mittel zum Auswerten der Intensität oder Amplitude des Interferenzlichts I eine Modulationsfrequenz  
10 des die Bildinformationen enthaltenden Anteils des Interferenzlichts I nicht zeitlich auflösen können.

In einer weiteren, nicht dargestellten Ausführungsform können die Mittel zum Auswerten der Amplitude oder Intensität des  
15 Interferenzlichts I jedoch entsprechend ausgebildet werden, um einen auch mit einer hohen Modulationsfrequenz modulierten, für die Bildpunktinformationen relevanten Anteil des Interferenzlichts I herauszufiltern. Beispielsweise kann ein Wandlerarray in dem Interferenzbereich 80 angeordnet werden  
20 und jedem der einzelnen Wandler des Arrays jeweils ein Lock-in-Detektor oder sonstiger Frequenzfilter zugeordnet werden. Damit kann dann für jeden einzelnen Wandler der nur durch den Fokusbereich F des Ultraschalls U gelaufenen Anteil des Untersuchungslichts L bestimmt und ausgewertet werden. Eine  
25 Phasenverschiebung oder eine Auswertung bei drei verschiedenen Phasenverschiebungen des Referenzlichts R ist somit nicht mehr erforderlich.

Mit jedem der bisher beschriebenen Verfahren und den zugehörigen Anordnungen werden aus der Amplitude oder der Intensität des Interferenzlichts I bzw. I1 und I2 Informationen für  
30 einen Bildpunkt erhalten, der dem Abbild des im Fokusbereich F des Ultraschalls liegenden Teil des Objekts 2 entspricht. Will man einen größeren Bereich des Objekts 2 abbilden, so  
35 kann man das Objekt 2 mit dem fokussierten Ultraschall U abtasten, d.h. den Fokusbereich F innerhalb des abzubildenden Bereichs des Objekts 2 bewegen und für jeden neuen Fokusbe-

reich F einen neuen Bildpunkt erhalten. Das Bild des abzubildenden Bereichs des Objekts 2 wird dann aus der Vielzahl der erhaltenen Bildpunkte zusammengesetzt. Der Ultraschallstrahl U kann dabei durch mechanisches Bewegen eines Ultraschallsenders oder durch elektronische Ansteuerung eines Wandlerarrays als Ultraschallsender in beliebigen Richtungen bewegt und insbesondere geschwenkt oder linear verschoben werden.

Die Ortsauflöung bei diesem Abbildungsverfahren ist im wesentlichen durch die Ortsauflösung des Ultraschalls bestimmt. Ein besonderer Vorteil gegenüber herkömmlichen Abbildungsverfahren mit Licht besteht darin, daß sowohl die laterale Ortsauflösung, d.h. die Ortsauflösung senkrecht zur Lichteinfallrichtung als auch die Tiefenauflösung, d.h. die Ortsauflösung parallel zur Lichteinfallrichtung, verbessert werden, da die Bewegung des fokussierten Ultraschalls U unabhängig vom Untersuchungslicht L ist und räumlich prinzipiell nicht beschränkt ist.

Durch Variation zumindest der Untersuchungslichtfrequenz  $f_L$  des eingestrahnten Untersuchungslichts L, beispielsweise durch Verwendung mehrerer Laser mit unterschiedlichen Wellenlängen, die wahlweise eingeschaltet werden, oder einer in ihrer Wellenlänge durchstimmbaren Laserlichtquelle, kann ferner auch eine spektrale Information über das Objekt 2 erhalten werden. Eine solche spektrale Information ist besonders bei der Funktionsabbildung von Gewebe von Vorteil. Die Abbildung kann entweder sequentiell bei den unterschiedlichen Untersuchungslichtfrequenzen oder parallel durch spektral getrennte Lichtsignalführung erfolgen.

## Patentansprüche

1. Verfahren zum Abbilden eines Objekts (2) mit Licht mit folgenden Merkmalen:
- 5 a) es werden Untersuchungslicht (L) und zum Untersuchungslicht (L) kohärentes Referenzlicht (R) erzeugt;
  - b) in das Objekt (2) wird auf einen Fokusbereich (F) innerhalb des Objekts (2) fokussierter Ultraschall (U) mit einer vorgegebenen Trägerfrequenz ( $f_U$ ) gesendet;
  - 10 c) das Objekt (2) wird mit dem Untersuchungslicht (L) derart bestrahlt, daß zumindest ein Teil des Untersuchungslichts (L) durch den Fokusbereich (F) des Ultraschalls läuft;
  - d) das durch das Objekt (2) gelaufene Untersuchungslicht (L) wird mit dem Referenzlicht (R) interferometrisch überlagert;
  - 15 e) durch Auswerten der Amplitude oder Intensität von aus der interferometrischen Überlagerung entstandenem Interferenzlicht (I) werden Informationen für einen Bildpunkt erhalten, der dem Abbild des im Fokusbereich (F) liegenden Teils des Objekts (2) entspricht.
  - 20
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem durch Bewegen des Fokusbereichs (F) des Ultraschalls (U) innerhalb des Objekts (2) eine Vielzahl von Bildpunkten zum Aufbau eines Bildes des
- 25 Objekts (2) erhalten wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem der Fokusbereich (F) des Ultraschalls (U) in lateraler, d.h. in einer im wesentlichen senkrecht zu einer vorgegebenen Einfallrichtung des
- 30 Untersuchungslichts (L) gerichteten Ebene, bewegt wird.
4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem der Fokusbereich (F) des Ultraschalls (U) auch in einer im wesentlichen parallel zur Lichteinfallrichtung des Untersuchungslichts (L) verlaufenden
- 35 Richtung bewegt wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem das Untersuchungslicht (L) im wesentlichen nur auf den Fokusbereich (F) im Objekt (2) gerichtet wird.
- 5 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem das Untersuchungslicht (L) sowohl auf den im Fokusbereich (F) des Ultraschalls (U) liegenden Teil des Objekts (2) als auch auf umliegende Bereiche des Objekts (2) gerichtet wird.
- 10 7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem das Referenzlicht (R) und/oder das Untersuchungslicht (L) vor ihrer interferometrischen Überlagerung jeweils mit einer vorgegebenen Modulationsfrequenz ( $f_M$ ) moduliert werden.
- 15 8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die Informationen für jeden Bildpunkt durch Herausfiltern desjenigen Anteils des Interferenzlichts (I) erhalten werden, der eine Modulation mit der Differenzfrequenz ( $\Delta f$ ) zwischen der wenigstens einen Modulationsfrequenz ( $f_M$ ) und der Trägerfrequenz ( $f_U$ ) des Ultraschalls (U) aufweist.
- 20 9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, bei dem wenigstens eine Modulationsfrequenz ( $f_M$ ) so eingestellt wird, daß sie sich von der Trägerfrequenz ( $f_U$ ) des Ultraschalls (U) um eine Frequenzdifferenz ( $\Delta f$ ) unterscheidet, die betragsmäßig kleiner als die Trägerfrequenz ( $f_U$ ) ist.
- 25 10. Verfahren nach Anspruch 6 und einem der Ansprüche 7 bis 9, bei dem das Referenzlicht (R) vor der interferometrischen Überlagerung mit dem Untersuchungslicht (L) mit einer vorgegebenen Phasenverschiebung ( $\Delta\phi$ ) in seiner Phase verschoben wird.
- 30 11. Verfahren nach Anspruch 10, bei dem die Informationen für jeden Bildpunkt durch Auswerten der Intensität des bei der interferometrischen Überlagerung entstandenen Interferenz-
- 35

lichts (I) bei drei verschiedenen Phasenverschiebungen ( $\Delta\phi$ ) des Referenzlichts (R) erhalten werden.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem Untersuchungslight (L) unterschiedlicher Lichtfrequenzen verwendet wird.

13. Anordnung zum Abbilden eines Objekts (2) mit Licht mit folgenden Merkmalen:

- 10 a) es sind Mittel (4) zum Erzeugen von Untersuchungslight (L) und von zum Untersuchungslight (L) kohärentem Referenzlicht (R) vorgesehen;
- b) es sind Mittel (6) zum Senden von auf einen Fokusbereich (F) innerhalb des Objekts (2) fokussiertem Ultraschall (U) mit einer vorgegebenen Trägerfrequenz ( $f_U$ ) vorgesehen;
- 15 c) es sind Mittel (4,5) zum Bestrahlen zumindest des im Fokusbereich (F) des Ultraschalls (U) liegenden Teils des Objekts (2) mit dem Untersuchungslight (L) vorgesehen;
- 20 d) es sind Mittel (8) zum interferometrischen Überlagern zumindest des durch den im Fokusbereich (F) des Ultraschalls (U) liegenden Teil des Objekts (2) gelaufenen Untersuchungslight (L) mit dem Referenzlicht (R) vorgesehen;
- 25 e) es sind Mittel (10) zum Erhalten von Informationen für einen Bildpunkt, der dem Abbild des im Fokusbereich (F) liegenden Teils des Objekts (2) entspricht, durch Auswerten der Amplitude oder Intensität von aus der interferometrischen Überlagerung entstandenem Interferenzlicht
- 30 (I) vorgesehen.

14. Anordnung nach Anspruch 13, bei der die Mittel (4) zum Erzeugen des Untersuchungslichts (L) und des Referenzlichts (R) einen Laser (40) und einen mit dem Laser (40) optisch gekoppelten Koppler (42) zum Aufteilen des Laserlichts des Lasers (40) in zwei Anteile enthalten, wobei der erste Laser-

35

lichtanteil als Untersuchungslicht (L) und der zweite Laserlichtanteil als Referenzlicht (R) vorgesehen ist.

15. Anordnung nach Anspruch 13 oder 14, bei der die Mittel  
5 zum Bestrahlen des Objekts (2) mit dem Untersuchungslicht (L) einen Lichtleiter (5) umfassen, um das Untersuchungslicht (L) im wesentlichen nur auf den Fokusbereich (F) im Objekt (2) zu richten.
- 10 16. Anordnung nach Anspruch 13 oder 14, bei der die Mittel zum Bestrahlen des Objekts (2) mit dem Untersuchungslicht (L) eine Freistrahlanordnung umfassen, um sowohl den im Fokusbereich (F) liegenden Teil des Objekts (2) als auch umliegende Bereiche des Objekts (2) mit dem Untersuchungslicht (L) zu  
15 bestrahlen.
17. Anordnung nach einem der Ansprüche 13 bis 16, bei der die Mittel zur interferometrischen Überlagerung von Untersuchungslicht (L) und Referenzlicht (R) einen Lichtleiter-  
20 koppler (8) umfassen.
18. Anordnung nach einem der Ansprüche 13 bis 16, bei der  
a) die Mittel zur interferometrischen Überlagerung von  
25 Untersuchungslicht (L) und Referenzlicht (R) Mittel zum Richten des Untersuchungslichts (L) und des Referenzlichts (R) auf einen räumlichen Interferenzbereich (80) umfassen und  
b) die Mittel zum Auswerten der Amplitude oder der Intensität des Interferenzlichts (I) ein photoelektrisches  
30 Wandlerarray (14) umfassen, das in dem Interferenzbereich (80) angeordnet ist.

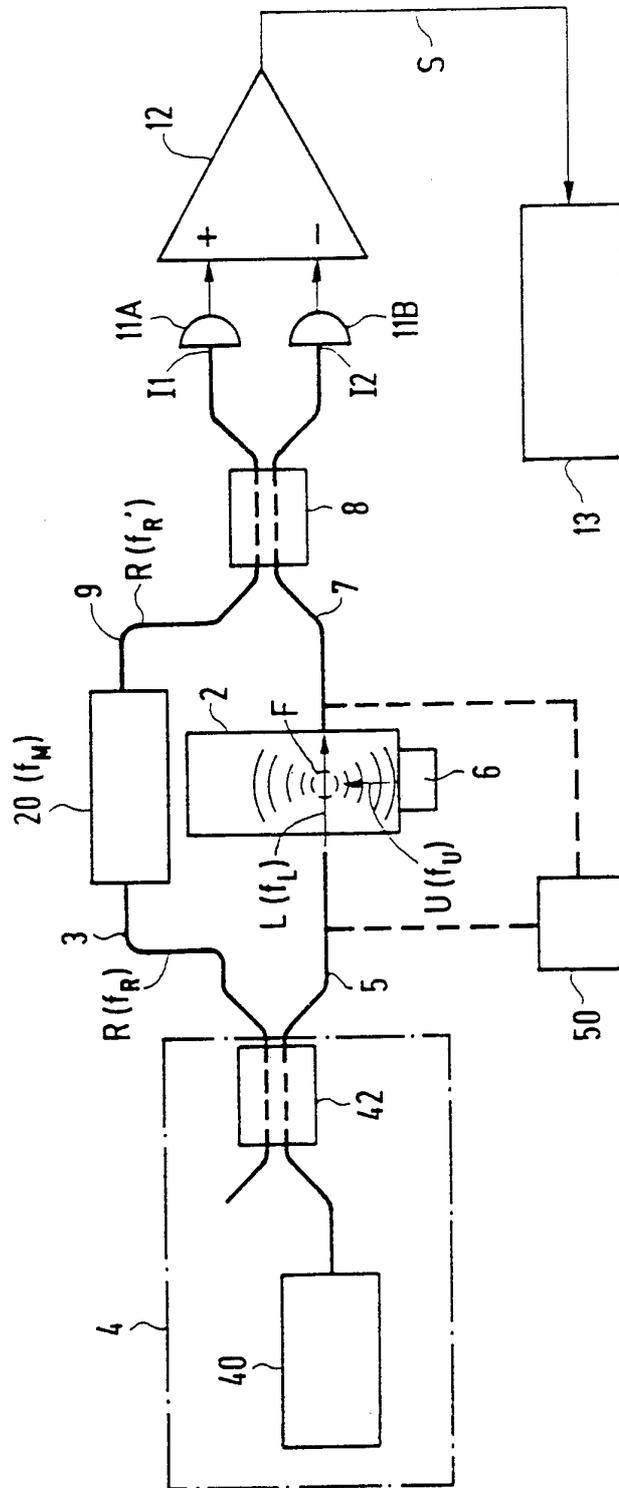


FIG 1

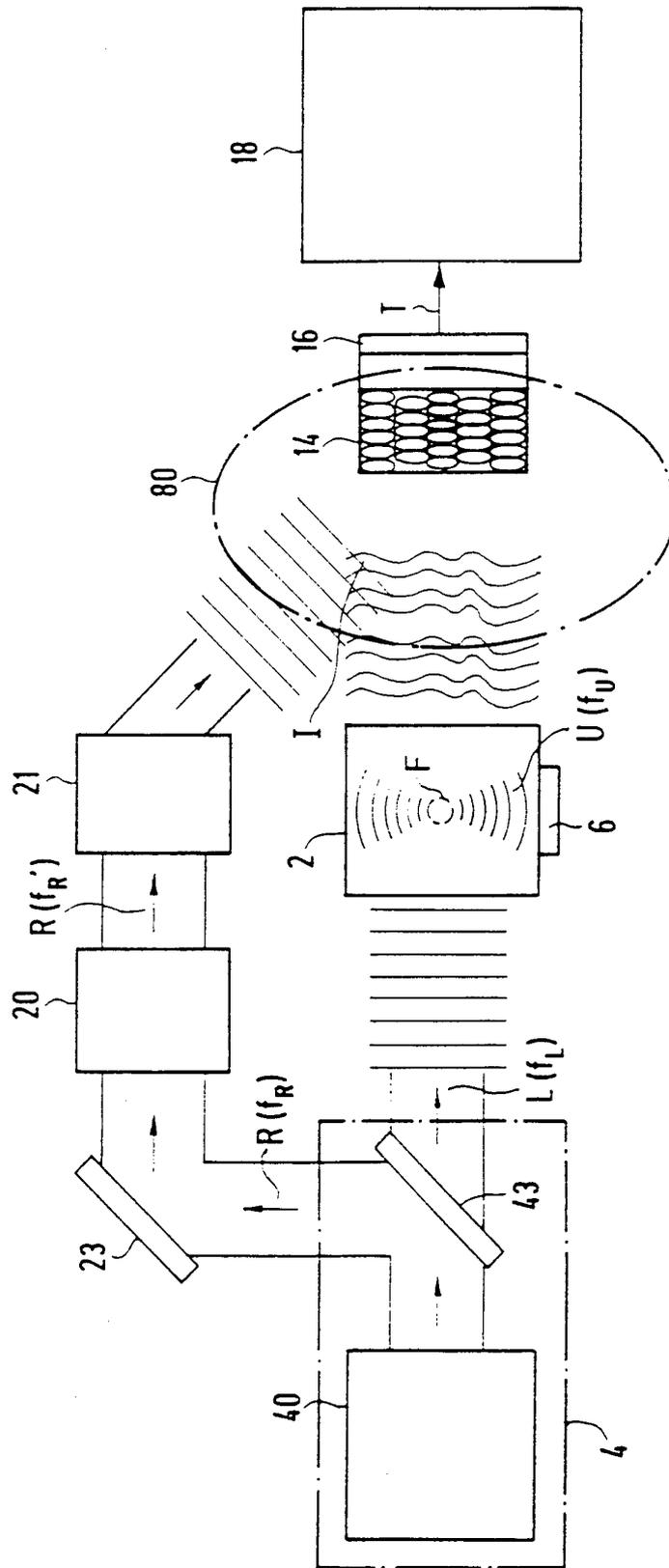


FIG 2

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 95/00673

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
 IPC 6 G01N21/47 G01N21/59 A61B5/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 G01N G01J

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US-A-5 174 298 (DOLFI DANIEL ET AL) 29 December 1992 see column 1, line 6 - line 20 see column 2, line 55 - column 3, line 13 see claims; figure 5 ---	1, 3, 13, 16
A	DE-C-41 28 744 (SIEMENS AG) 22 April 1993  see page 4, line 46 - page 8, line 32; figure 1 ---	1, 4, 13, 15
A	EP-A-0 280 986 (SUMITOMO ELECTRIC INDUSTRIES) 7 September 1988 see claims; figure 4 -----	1, 13, 15

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \* & \* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  4 September 1995	Date of mailing of the international search report  20.09.95
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+ 31-70) 340-3016	Authorized officer  Krametz, E

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 95/00673

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US-A-5174298	29-12-92	FR-A- 2617602	06-01-89
		DE-A- 3864831	17-10-91
		EP-A, B 0377571	18-07-90
		WO-A- 8900278	12-01-89
		JP-T- 2504187	29-11-90
DE-C-4128744	22-04-93	JP-A- 5228154	07-09-93
		US-A- 5293873	15-03-94
EP-A-0280986	07-09-88	JP-A- 1209342	23-08-89
		JP-C- 1796652	28-10-93
		JP-B- 5003297	14-01-93
		JP-A- 63206655	25-08-88
		AU-B- 597792	07-06-90
		AU-A- 1204888	25-08-88
		DE-A- 3872545	13-08-92
		DE-D- 68909635	11-11-93
		DE-T- 68909635	10-02-94
		DK-B- 168849	27-06-94
		EP-A, B 0329115	23-08-89
		US-A- 4832035	23-05-89
		US-A- 4910404	20-03-90