



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
 BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

⑪ **CH 653 542 A5**

⑤① Int. Cl. 4: **A 61 B 10/00**

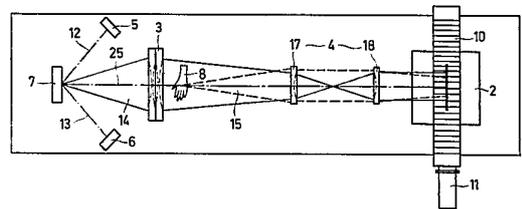
Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
 Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

⑫ **PATENTSCHRIFT** A5

<p>⑳ Gesuchsnummer: 2268/82</p> <p>㉒ Anmeldungsdatum: 15.04.1982</p> <p>⑳⑩ Priorität(en): 04.09.1981 DE 3135053</p> <p>㉔ Patent erteilt: 15.01.1986</p> <p>④⑤ Patentschrift veröffentlicht: 15.01.1986</p>	<p>⑦③ Inhaber: Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, München-Neuherberg (DE)</p> <p>⑦② Erfinder: Brettel, Hans, München 40 (DE) Dietz, Wolfgang, Eching (DE) Röder, Ulrich, Dr., München 21 (DE) Scherg, Christof, München 40 (DE) Waidelich, Wilhelm, Prof. Dr., München 71 (DE)</p> <p>⑦④ Vertreter: Walter F. Sax, Oberengstringen</p>
--	--

⑤④ **Ultraschall-Diagnosegerät.**

⑤⑦ In einem Flüssigkeitsbehälter wird mit einer von Ultraschallsendern (5, 6) angestrahlten Verwirbelungskammer (7) ein inkohärentes Schallfeld (14) erzeugt, das über eine Kondensorlinse (3) das Objekt (8) bestrahlt. Das Abbildungsobjektiv (4) enthält mindestens zwei einzelne Ultraschalllinsen (17, 18) aus homogenem Material, die symmetrisch zueinander angeordnet sind und deren einander zugekehrte Linsenflächen asphärisch ausgebildet sind. Das entstehende Ultraschallbild des Objektes wird mit mindestens einer linear oder zirkular periodisch über die Bildebene bewegten Detektorzeile (2) in elektrische Signale umgesetzt. Das Gerät liefert bei hoher Bildauflösung eine verbesserte Bildqualität.



PATENTANSPRÜCHE

1. Ultraschall-Diagnosegerät, bei dem die ultraschaloptischen Elemente und das beschallte Objekt in einem Flüssigkeitsbehälter angeordnet sind und das Objekt flächenhaft abgebildet wird, bei dem die Beschallung des Objektes mit inkohärenter Schallstrahlung erfolgt und bei dem eine Kondensorlinse, ein Abbildungsobjektiv und eine Detektoreinrichtung vorgesehen sind, dadurch gekennzeichnet, dass das inkohärente Schallfeld (14) in einer Verwirbelungskammer (7) mit vielen sich relativ zueinander weitgehend zufällig bewegenden Teilchen erzeugbar ist, dass die Teilchen in der Verwirbelungskammer (7) von mindestens einem Ultraschallsender (5, 6) kontinuierlich mit kohärentem Ultraschall (12, 13), bestrahlbar ist, dass das Abbildungsobjektiv (4) Ultraschalllinsen mit mindestens zwei Einzellinsen (17, 18) aus homogenem Material aufweist, die symmetrisch zueinander angeordnet sind und deren einander zugekehrte Linsenflächen (19, 20) asphärisch ausgebildet sind und dass das entstehende Ultraschallbild des Objektes (8) mittels mindestens einer linear oder zirkular periodisch über die Bildebene (24) bewegten Detektorzeile (2) in elektrische Signale umsetzbar ist.

2. Ultraschall-Diagnosegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die emittierte Ultraschallwelle (12, 13) der Schallköpfe (5, 6) durch Frequenz und/oder Amplitudenmodulation zeitlich veränderbar ist.

3. Ultraschall-Diagnosegerät nach den Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Teilchen in der Verwirbelungskammer (7) kleine, luftgefüllte Glaskugeln oder Vollglasperlen sind.

4. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Objekt (8) in Transmission oder Reflexion beschallbar ist.

5. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die einander zugekehrten Linsenflächen (19, 20) des Abbildungsobjektives (4) asphärisch von der vierten Ordnung ausgebildet sind und dass der gegenseitige Scheitelabstand (d) etwa $1/5$ der Entfernung zwischen Objektebene (23) und Bildebene (24) beträgt.

6. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Einzellinsen (17, 18) aus Polystyrol bestehen.

7. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass bei jeder der Einzellinsen (17, 18) die zweite Linsenfläche (21, 22) plan ist oder einen sehr grossen Krümmungsradius besitzt, der wesentlich grösser ist als der Krümmungsradius der Asphärenflächen (19, 20) im Scheitelpunkt.

8. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektorzeile (2) aus linear aneinandergereihten piezoelektrischen Einzeldetektoren besteht.

9. Ultraschall-Diagnosegerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die von den Einzeldetektoren abgegebenen HF-Signale in zwei oder mehr Parallelkanälen vorverstärkt, gleichgerichtet und aufintegriert werden, derart, dass die pro Bildpunkt erforderliche Mittelungszeit zum Aufnehmen inkohärenter Ultraschallbilder trotz hoher Abfragegeschwindigkeit eingehalten ist.

10. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 8 und 9, dadurch gekennzeichnet, dass durch Variation der Ultraschallsenderintensität und gleichzeitige Erfassung der jeweiligen Detektorsignale die Empfindlichkeitskennlinien jedes einzelnen Detektorkanals abspeicherbar sind.

11. Ultraschall-Diagnosegerät nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass während der Bildaufnahme Unterschiede im Antwortverhalten der Einzeldetektoren sowie in deren Beschallungsstärke durch sofortige

elektronische Korrektur mit den gemessenen Empfindlichkeitskennlinien ausgleichbar sind.

5

Die Erfindung betrifft ein Ultraschall-Diagnosegerät, bei dem die ultraschaloptischen Elemente und das beschallte Objekt in einem Flüssigkeitsbehälter angeordnet sind und das Objekt flächenhaft abgebildet wird, bei dem die Beschallung des Objektes mit inkohärenter Schallstrahlung erfolgt und bei dem eine Kondensorlinse, ein Abbildungsobjektiv und ein Detektorsystem vorgesehen sind.

15 Gebräuchliche Ultraschallgeräte für z. B. die medizinische Diagnose arbeiten nach dem Prinzip des Echowfahrens. Dabei schickt ein Schallkopf, der aufgrund der darin enthaltenen piezoelektrischen Keramik sowohl senden als auch empfangen kann, einen möglichst kurzen und über die Tiefe eng fokussierten Ultraschall-Impuls aus. An Grenzflächen mit verschiedenen Impedanzen im Körper werden Echos erzeugt, die meist vom gleichen Schallkopf detektiert werden. Aus der Laufzeit errechnet sich die Tiefeninformation, und durch elektronisches oder mechanisches Abtasten erhält man ein zweidimensionales Tiefenschnittbild.

25 Ein Ultraschall-Diagnosegerät der eingangs genannten Art ist in den US-PS 3 886 430, 3 3913 061, 3 982 223 und 3 971 962 beschrieben.

Es arbeitet nach bekannten Abbildungsprinzipien der Optik, wobei Ultraschalllinsen für die Abbildung verwendet werden. Deren Konstruktion sieht jedoch vor, dass eine Spezialflüssigkeit (Fluorierter Kohlenwasserstoff) zwischen zwei Polystyrollinsen eingeschlossen werden muss, was zu hohen Absorptionsverlusten in der Spezialflüssigkeit und hohen Reflexionsverlusten an den Grenzflächen zwischen Spezialflüssigkeit und Polystyrol führt. Ausserdem sind innerhalb dieser Abbildungsobjektive Prismensysteme enthalten, deren bewegliche Anbringung für die Abtastbewegung des Abbildungsstrahls notwendig ist. Die Erzeugung des für die Abbildung wichtigen inkohärenten Schallfeldes erfolgt mittels z. B. 30 30 kohärenten Einzelultraschallquellen, die einzeln angesteuert werden und Impulse hoher Intensität abgeben. Die Detektoreinrichtung selbst besteht aus feststehenden Detektoren, welche auf einer Kugeloberfläche angeordnet werden müssen.

Die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe besteht nunmehr darin, ein Ultraschall-Diagnosegerät zu bieten, welches eine hochauflösende Ultraschallabbildung mit Hilfe von Ultraschalllinsen gestattet, wobei eine gesteigerte Inkohärenz des Schallfeldes und damit, zusammen mit vereinfachter Schallgeber-Abbildungseinheit, eine bessere Bildqualität zu erreichen ist.

Die Lösung dieser Aufgabe ist in den kennzeichnenden Merkmalen des Patentanspruchs 1 beschrieben.

55 Bei der Erfindung wird zur Beschallung ein hochgradig inkohärenter, diffuser Ultraschall verwendet, wie er z. B. mit einer Verwirbelungskammer nach der DE-OS 3 037 641 erzeugbar ist, und damit das Auftreten von Artefakten durch unscharfe Abbildung von Bereichen ausserhalb der Schärfebene vermieden. Die Abbildung erfolgt normalerweise in Transmission; möglich ist auch ein Betrieb in Reflexion, wobei der im Innern des Patienten gestreute Schall zur Abbildung verwendet wird. Sender und Empfänger sind also getrennte Komponenten, und Ultraschalllinsen vermitteln Abbildungen im Stil von Röntgenbildern. Dabei werden aber neben Knochen und Gelenken auch Weichgewebe, Muskel, Gefässe und Sehnen abgebildet. Der Einsatz für die Materialprüfung ist ebenso möglich.

Ein im klinischen Einsatz möglichst vielseitig verwendbares Gerät der oben genannten Art besteht z. B. aus einem grossen Wasserbecken, in dem die Detektoreinheit fest installiert ist und über einen Hebekran die Sendereinheit zur günstigsten Beschallung des Patienten eingerichtet werden kann. Das Abbildungsobjektiv ist verschiebbar in passender Entfernung vor dem Detektor angebracht.

Für ein kompaktes Gerät, das ein teilweises Eintauchen des Patienten in Wasser vermeidet, werden z. B. wie heute üblich, zur Ultraschallankopplung an den Patienten flexible Kunststoffolien verwendet, welche die in einer geeigneten Flüssigkeit eingebettete Sende- und Empfängereinheit patientenseitig abschliessen.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von Ausführungsbeispielen mittels der Zeichnung näher erläutert. Darin zeigen.

Fig. 1 eine schematische Darstellung eines erfindungsgemässen Ultraschall-Diagnosegerätes;

Fig. 2 eine Draufsicht auf das Gerät nach Fig. 1;

Fig. 3 eine Aufnahme einer menschlichen Hand, wie sie mit dem Gerät nach den Fig. 1 und 2 erzeugt wurde;

Fig. 4 und 5 den Strahlengang durch das Abbildungsobjektiv;

Fig. 6 ein Blockschaltbild der Vorverarbeitungselektronik für eine lineare Detektorreihe, und

Fig. 7 ein Blockschaltbild der gesamten Detektoreinrichtung.

Gemäss Fig. 1 wird in einem grossen Behälter 1, welcher mit z. B. Wasser gefüllt ist, die gesamte Beschallungs- und Abbildungseinrichtung unter Wasser eingetaucht. Auch die Detektoreinrichtung 2 berührt die Wasseroberfläche. Der Patient bzw. das zu beschallende Objekt 8 wird zwischen der Kondensorlinse 3 und dem Abbildungsobjektiv 4 angeordnet.

Zwei Schallköpfe 5, 6 richten ihre räumlich kohärente Schallstrahlung auf eine Verwirbelungskammer 7, in der viele Teilchen enthalten sind, die ein inkohärentes Ausgangsschallfeld erzeugen. Mit diesem wird das Objekt 8 in Transmission (oder auch Reflexion) beschallt. Die vom Objekt 8 ausgehenden Ultraschallstrahlen verlaufen durch das Abbildungsobjektiv 4 und über einen zu ihm im Winkel angeordneten Ultraschallspiegel 9 auf die Detektoreinrichtung 2. Diese ist an einen Verschiebetisch 10 angeordnet und kann mittels eines Motors 11 in durch Doppelpfeil angezeigten linearen Richtung bewegt werden.

In Fig. 2 sind die räumlich kohärenten, primären Schallwellen 12, 13 eingezeichnet, welche von den beiden Ultraschallköpfen 5, 6 auf die Verwirbelungskammer 7 gerichtet sind. Der von den Teilchen in der Verwirbelungskammer 7 rückgestreute, inkohärente Ultraschall 14 ist durch die Kondensorlinse 3 (deren Aufbau angedeutet ist) auf das Objekt 8 gerichtet. Der Strahlengang der transmittierenden bzw. im Objekt 8 gestreuten Strahlung 15 durch das Abbildungsobjektiv 4 bis zur Detektoreinrichtung 2 ist ebenfalls eingezeichnet.

Der inkohärente Sender 7 basiert auf demjenigen nach der DE-OS 3 037 641, bei dem kohärenter Schall 12, 13 an kleinen Partikeln in der Verwirbelungskammer 7 diffus gestreut wird.

Für das vorliegende Ultraschall-Diagnosegerät erwies es sich am günstigsten, die Verwirbelungskammer 7 nach dem Prinzip des Auflichtverfahrens der Optik zu betreiben. Dazu wird die Kammer 7 mit einem Fenster 16 (siehe Fig. 1) aus Polystyrol versehen und mit einer oder mehreren, primären kohärenten Schallwellen 12, 13 beschallt. Das von den ungeordnet bewegten Streuteilchen (nicht dargestellt) rückgestreute Ultraschallfeld 14 kann durch das gleiche Fenster 16

austreten. Das Schallfeld 14 ist diffus und inkohärent und wird zur Beschallung des Patienten (Objekt 8) verwendet.

Als Streuteilchen werden luftgefüllte oder kompakte Glaskugeln (statt Polystyrolteilchen) verwendet, da die Rückstreuung der primären Ultraschallwellen 12, 13 durch den hohen Impedanzunterschied zu Wasser wesentlich verstärkt ist. Zur Verkürzung der Kohärenzzeit des rückgestreuten Ultraschallfeldes 14 wird die Frequenz der primären Ultraschallwelle 12, 13 ständig um die Mittenfrequenz über die Bandbreite der Sender 5, 6 geändert. Das sekundäre, gestreute Wellenfeld hat bei einer primären Welle fester Frequenz ein ausgeprägtes Granulationsmuster, das von der Interferenz der vielen, gestreuten Elementarwellen herrührt. Die unkoordinierte Bewegung der Streuteilchen in der Verwirbelungskammer 7 verursacht eine ebenso unkoordinierte Bewegung dieses Granulationsmusters und bei genügender Integration im Detektorteil 2 wird eine Verschmierung und Unterdrückung dieser unerwünschten kohärenten Störung erreicht. Da das Granulationsmuster auch frequenzspezifisch ist, wird durch zusätzliche Änderung der Frequenz im Bereich der Resonanzkurve des piezoelektrischen Schallschwingers (Sender 5, 6), entweder die Unterdrückung des Granulationsmusters verbessert oder eine kürzere Integrationszeit für den Detektor 2 ermöglicht.

Das Abbildungsobjektiv 4 besteht aus Ultraschalllinsen 17, 18, mit denen ein Schallbild von dem zu untersuchenden Bereich des Patienten 8 erzeugt wird. Durch diese Art der Abbildung wird erreicht, dass immer nur auf einen relativ kleinen Tiefenbereich von wenigen Zentimetern fokussiert wird. Strukturen knapp ausserhalb des fokussierten Tiefenbereichs werden bereits unscharf abgebildet und liefern mit wachsender Entfernung immer weniger Kontrast und verlieren somit an Bedeutung.

Zur Erzielung gut fokussierter Ultraschallbilder wurden im hier beschriebenen Abbildungsobjektiv 4 die gravierendsten Abbildungsfehler, wie Bildfeldwölbung und Öffnungsfehler, korrigiert. Es kommt nach den Fig. 4 und 5 mit zwei gleichartigen, einfachen plankonkaven Polystyrollinsen 17, 18 aus. Dadurch werden hohe Absorptionsverluste in einer Spezialflüssigkeit und hohe Reflexionsverluste an Grenzflächen zwischen Spezialflüssigkeit und Polystyrol vermieden. Andererseits sind die Genauigkeitsanforderungen an die Linsenflächen nicht so hoch, weil das Brechzahlverhältnis an den Grenzflächen kleiner ist.

Zur Korrektur des Öffnungsfehlers werden die konkaven Flächen 19, 20 der Polystyrollinsen 17, 18 entsprechend einer speziell angepassten Asphäre 4. Ordnung geformt. Die Korrektur der Bildfeldwölbung ergibt sich dann einerseits durch die Form dieser Asphäre und andererseits durch den Abstand d zwischen den beiden Polystyrollinsen 17, 18. Der Abstand zwischen Objektebene 23 und Bildebene 24 beträgt 5 d.

Wesentlich für das Gelingen der Konstruktion ist, dass die Planflächen 21, 22 der Linsen zur Objektebene 23 bzw. zur Bildebene 24 zeigen, während die beiden Asphären 19, 20 einander zugekehrt sind. Bei dieser Anordnung ähneln nämlich die Asphären 19, 20 zur Korrektur des Öffnungsfehlers mehr einer Hyperbel und sind nicht elliptisch, wie im umgekehrten Fall mit zueinander gekehrten Planflächen 21, 22. Mit hyperbelähnlichen Flächen wird erreicht, dass die von einem achsnah (Rotationsachse 25) gelegenen Objektpunkt 26 ausgehenden Schallwellen durch die stärker gekrümmten Bereiche der Asphäre 19, 20 gehen (Fig. 4), während die von achsfern gelegenen Objektpunkten 27 ausgehenden Schallwellen eine der Asphären 19 oder 20 im schwächer gekrümmten Bereich durchlaufen (Fig. 5) und somit eine Abbildung mit grösserem Achsabstand erzeugen, was ja aus geometrischen Gründen gerade erforderlich ist.

Aufgrund der der Objektebene 23 bzw. Bildebene 24 zu-gekehrten Planflächen 21, 22 darf die Asphäre 19, 20 jedoch nicht hyperbolisch geformt sein, sondern muss etwas verändert werden zur Kompensierung des von den Planflächen 21, 22 hervorgerufenen Öffnungsfehlers. Zur Berechnung der Asphärenfläche 19, 20 wird daher die Idealsphäre einer Grenzfläche zweier Medien für eine exakte Punkt-zu-Punkt-Abbildung von Punkten auf der Rotationsachse 25 bestimmt. Bei dieser Berechnungsart liefert der eine Grenzfall mit ebenen Wellen im Medium mit niedrigerer Schallgeschwindigkeit gerade ein Hyperboloid, während der andere Grenzfall mit unendlich weit entferntem Punkt (also ebenen Wellen auf der Seite der höheren Schallgeschwindigkeit) ein Ellipsoid liefert. Für weit entfernte Punkte im Medium mit der kleineren Schallgeschwindigkeit ergeben sich dann gerade die erforderlichen hyperbelähnlichen Asphären 19, 20.

Vorteilhaft ist ferner, dass die so durchgeführte Linsenkorrektur auch wirksam ist, wenn die Temperatur im Diagnosebecken 1 verändert wird, was ja bekanntlich eine Veränderung des Brechungsindex herbeiführt. Zur Erzielung einer guten Abbildung müssen nämlich lediglich die Abstände zwischen Objekt 8 und Planfläche 21, bzw. Planfläche 22 und Bildebene 24 entsprechend der Brechzahländerung variiert und der Abstand zwischen den Asphären 19, 20 entsprechend eingestellt werden. Andererseits kann auch umgekehrt vorgegangen werden und durch Temperaturänderung eine gewünschte Abbildungsentfernung erzielt oder etwa die je nach Polystyrolsorte und Herstellungsmethode für den Rohling variierende Schallgeschwindigkeit auf die bereits berechnete Asphäre angepasst werden.

Zur Herstellung der Asphäre 19, 20 ist es zweckmässig, zunächst die Koordinaten eines Meridionalschnittes durch die Asphärenfläche zu berechnen und graphisch darzustellen. Nach der Zeichnung kann bereits ein grob geformter Stahldrehling ausgesägt und anschliessend entsprechend den Koordinaten auf der Fräsmaschine nachgearbeitet werden. Mit diesem Spezialstahl kann entweder direkt der Polystyrolrohling bearbeitet oder eine Giessformmaske hergestellt werden.

Die Detektoreinrichtung 2 besteht aus einer linearen Reihe piezoelektrischer Einzeldetektoren. Zu dieser Detektorzeile gehört eine Vorverarbeitungselektronik, mit der die Schalldruckpegel an den Einzeldetektoren gemessen und für die Weiterverarbeitung in einem Mikrocomputer 30 (siehe Fig. 7) aufbereitet werden. Um ein zweidimensionales Ultraschallbild aufzuzeichnen zu können, muss diese eindimensionale Detektorzeile 2 Zeile für Zeile mechanisch über das Schallfeld bewegt (Verschiebetisch 10, Motor 11) und die jeweilige Zeileninformation gespeichert werden.

Zur Steigerung der Abfragegeschwindigkeit können auch zwei oder mehrere Detektorzeilen 2 nebeneinander angeordnet werden, so dass zur Bildaufzeichnung nur eine Bewegung über die halbe Bildfläche 24 erforderlich ist bzw. bei mehr als zwei Detektorzeilen nur ein entsprechend kleinerer Teil der Bildfläche 24 abgetastet werden muss.

Die Bewegung der eindimensionalen Detektorzeile 2 erfolgt entweder linear, so dass wie in der Fernsehtechnik ein zeilenweiser Bildaufbau erreicht wird, oder in einer anderen Ausführung zirkular, wobei die Detektorzeile um ihren Mittel- oder Endpunkt rotiert.

In diesem zweiten Fall erfolgt der Bildaufbau wie in der Radartechnik aus radialen Bildzeilen.

Die rotierende Abtastbewegung erlaubt wegen des kontinuierlichen Bewegungsablaufs (ohne Umkehrpunkte) eine noch höhere Abtastgeschwindigkeit. Auch bei rotierender Bewegung kann durch Einsatz mehrerer unter verschiedenen

Winkeln angeordneter Detektorzeilen bei gleicher Drehgeschwindigkeit ein schnellerer Bildaufbau erreicht werden.

In Fig. 6 ist ein Blockschaltbild der Vorverarbeitungselektronik für eine Detektorzeile 2 mit 210 Einzeldetektoren 1-210 dargestellt.

Die 210 Einzeldetektoren der Detektoreinrichtung 2 sind in 15 Gruppen zu 14 Signalleitungen aufgeteilt. Jeweils die 1., 2., 3., 4., 5., 6., 7., 8., 9., 10., 11., 12., 13., bzw. 14. Signalleitung aus jeder der 15 Gruppen wird nacheinander über einen einzigen Multiplexer 26 auf einen Kanal 31 gegeben; d. h. es gibt 14 gleichartige Multiplexer 26 und 14 gleichartige Kanäle 31. In jedem dieser Kanäle 31 werden die HF-Signale vorverstärkt, gleichgerichtet und integriert. Die jeweils aufintegrierten Endwerte gelangen nacheinander über einen weiteren, für alle 14 Kanäle 31 gemeinsamen Multiplexer 32 und einen Anpassungsverstärker 33 als Spannungssignal Z zum Analog-Digital-Wandler 28 (siehe Fig. 7) des Mikrocomputers 30. Die Durchschaltung der Multiplexer 26 und 32 und die Rückstellung der Integratoren in den 14 Kanälen 31 erfolgt mittels der Steuereinheit 34.

Das Blockschaltbild nach Fig. 7 zeigt die Verknüpfung der vorverarbeiteten HF-Signale gemäss Fig. 6 mit dem Mikrocomputer 30 und der Darstellung am Monitor 35. Der Mikrocomputer 30 enthält neben dem A/D-Wandler 28 einen Arbeitsspeicher 29, eine Synchronisation 36 für die Multiplexsteuerung 34, eine Steuerung 37 für den Motor 1 und eine Zentraleinheit 38. Die vom Mikrocomputer 30 ermittelten Bildwerte werden über eine Ausgabeeinheit 39 und einen Bildwiederholungspeicher 40 dem Monitor 35 zugeführt.

Zum Messen des Schallpegels an einem Einzeldetektor der piezoelektrischen Detektorzeile 2 wird demnach die durch den Piezoeffekt gelieferte schwache HF-Wechselspannung zunächst mit einem empfindlichen Vorverstärker 31 verstärkt, gleichgerichtet und analog über einen längeren Zeitraum, der gross sein muss gegenüber der Kohärenzzeit des Schalls, aufsummiert. Somit wird der zeitliche Mittelwert des Schalldruckpegels für jedes Bildelement bestimmt und anschliessend Element für Element über den Analog-Digital-Wandler 28 im Speicher 29 des Mikrocomputers 30 gesammelt. Da wegen der Kohärenzzeit der Schallquelle eine Integrationszeit von grössenordnungsmässig 1 ms erforderlich ist, andererseits aber erstrebenswert ist, ein Bild mit 200×200 Bildpunkten in akzeptabler Zeit zu erstellen, wird die Vorverstärkung, Gleichrichtung und Aufsummierung in den 14 Kanälen 31 parallel durchgeführt, so dass dann mit grösserer Geschwindigkeit die Mittelwerte Kanal für Kanal abgefragt werden können.

Die in Fig. 6 gezeigte elektronische Schaltung ist eine Mischung aus Parallelelektronik und Multiplexelektronik, die aufgrund ihrer 14 Parallelkanäle 31 für jeden der Parallelkanäle eine Summationszeit entsprechend der Abfragezeit für die übrigen 13 Kanäle besitzt. Die gezeigte Lösung ist für das Abfragen von 210 Einzeldetektoren dimensioniert und bringt gegenüber einer reinen, einkanaligen Multiplexelektronik bei gleicher Mittelungszeit pro Bildpunkt den Faktor 13 in der Abfragegeschwindigkeit. Gegenüber einer reinen Parallelelektronik mit 210 Parallelkanälen ist die skizzierte Schaltung zwar langsamer, andererseits aber auch wesentlich preiswerter, kompakter und einfacher abzugleichen.

Es ist bei wirtschaftlich hergestellten Detektorzeilen 2 mit Elektronik unvermeidlich, dass die Empfindlichkeitskennlinien der Einzeldetektoren etwas voneinander abweichen.

Durch Einsatz digital-elektronischer Techniken zur Aufbereitung der Detektorsignale und mit dem digitalen Video-Bildwiederholungspeicher 40 können diese Nachteile vermieden werden.

Es werden zunächst die Empfindlichkeitskennlinien aller Einzeldetektoren in dem Schallfeld ohne Objekt 8 vollautomatisch gemessen und als Wertetabellen abgespeichert.

Während der Bildaufnahme von zu untersuchenden Objekten 8 wird ständig jedes Detektorsignal über die abgespeicherte Wertetabelle korrigiert und damit das unterschiedliche Antwortverhalten der Einzeldetektoren (einschliesslich Vorverstärker, Gleichrichter und Integrator 31) kompensiert. Zugleich wird durch diese Technik bei rotierender Detektorzeile eine nur vom Radius abhängige Ungleichmässigkeit der Beschallung automatisch ausgeglichen.

Die automatische Aufnahme der Detektorkennlinien erfolgt unter Kontrolle der intelligenten Steuerung 30, bei für

die Messung justiertem Gerät, aber bei freiem Strahlengang, d. h. ohne zu untersuchendes Objekt 8.

Zur Kennlinienmessung wird die Amplitude der die Schallsender 5, 6 treibenden Signalgeneratoren stufenweise erhöht, bei jeder Stufe die Detektorzeile 2 ausgelesen und der jeweilige Wertesatz abgespeichert.

Dabei hat es sich als zweckmässig erwiesen, bei jeder Intensitätsstufe die Detektorzeile 2 mehrfach auszulesen und die Signale jedes Einzeldetektors zu mitteln. Auf diese Weise werden die Inkohärenzeigenschaften der verwendeten Ultraschallquellen 5, 6 voll ausgenutzt und eine grössere Genauigkeit der gemessenen Empfindlichkeitskennlinien erreicht.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1

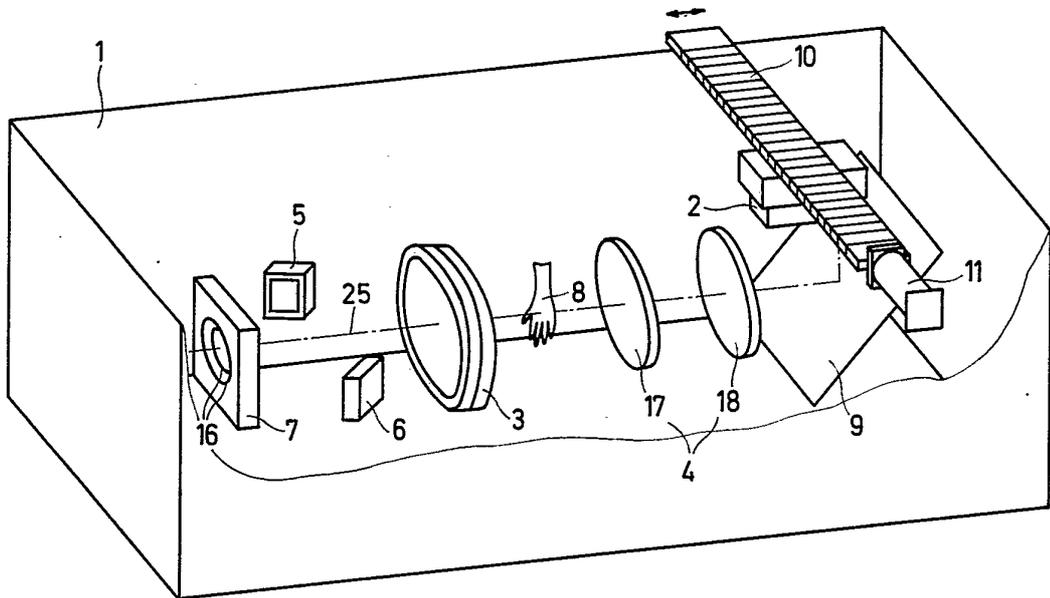


Fig. 2

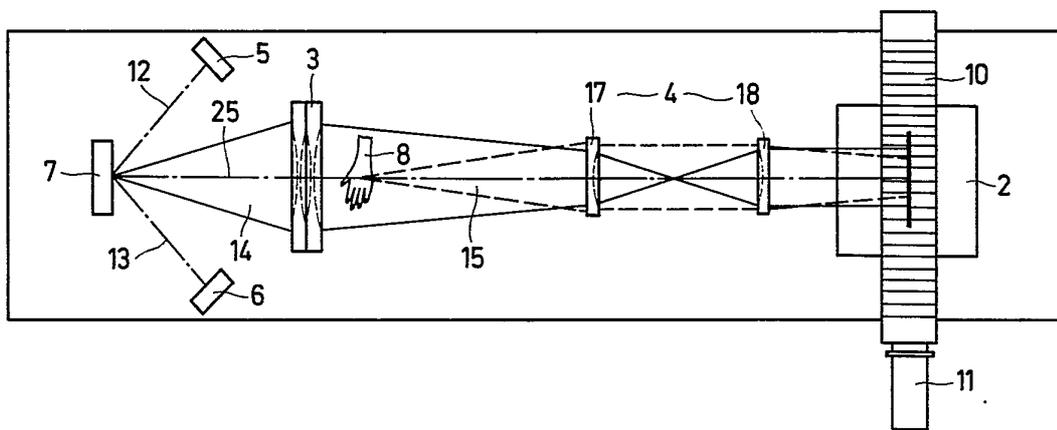


Fig. 3

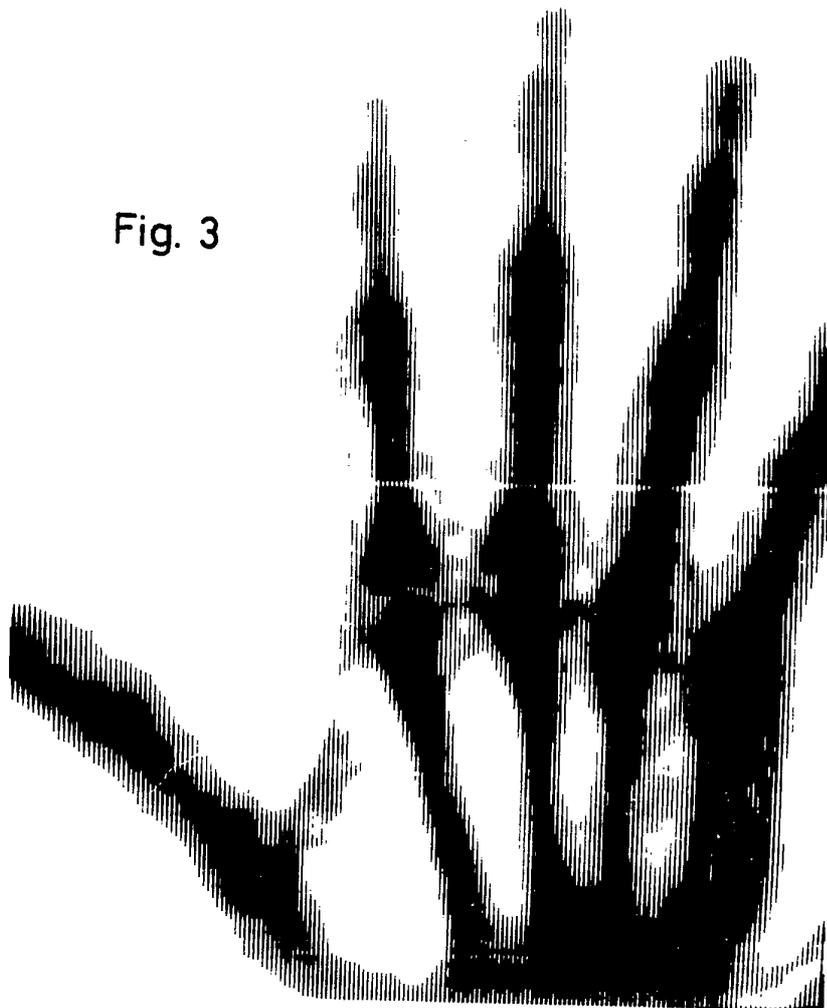


Fig. 6

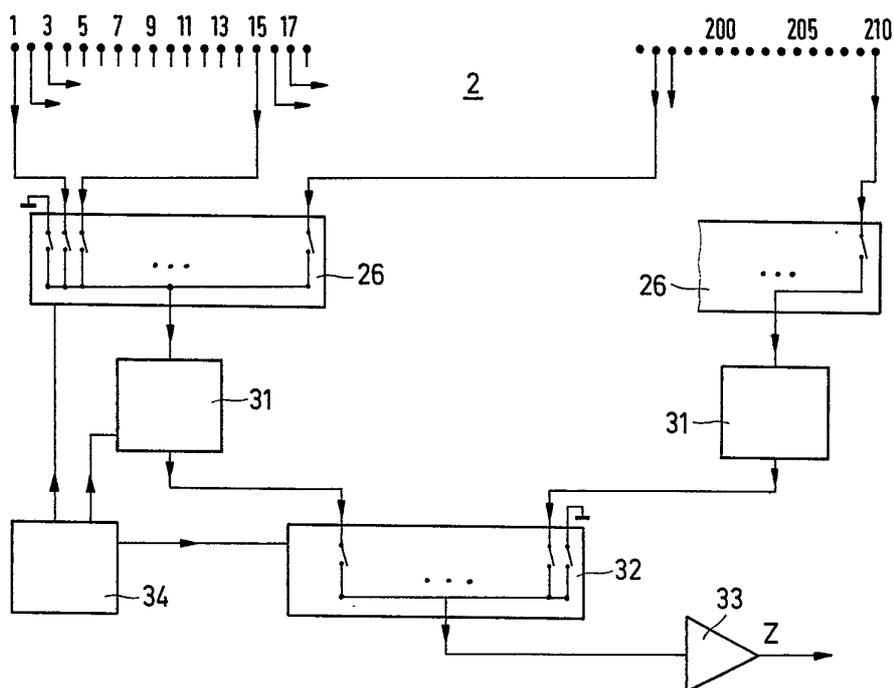


Fig. 4

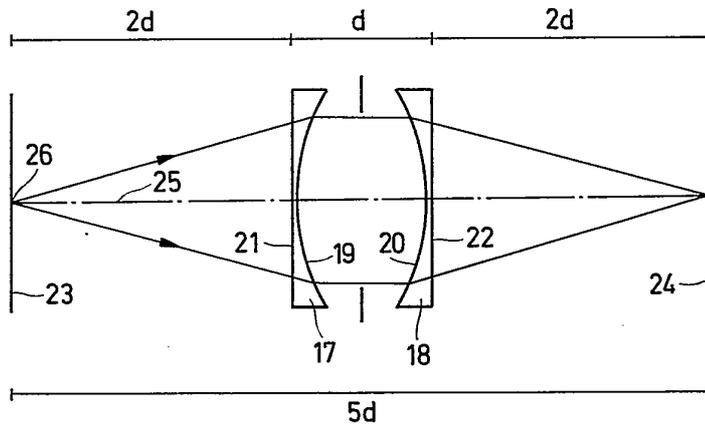


Fig. 5

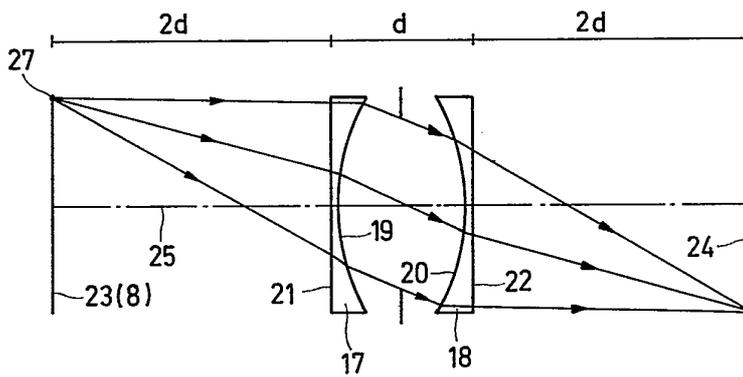


Fig. 7

