

12 **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

21 Anmeldenummer: **89103419.1**

51 Int. Cl.4: **G01H 11/08**

22 Anmeldetag: **27.02.89**

30 Priorität: **10.03.88 DE 3808019**

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
20.09.89 Patentblatt 89/38

84 Benannte Vertragsstaaten:
DE FR GB NL

71 Anmelder: **Siemens Aktiengesellschaft**
Wittelsbacherplatz 2
D-8000 München 2(DE)

72 Erfinder: **Breimesseer, Fritz, Dipl.-Ing.**
Dahlmannstrasse 124
D-8500 Nürnberg 20(DE)
Erfinder: **Granz, Bernd, Dr.**
Leonhardstrasse 6
D-8501 Oberasbach(DE)
Erfinder: **Sachs, Bertram**
Dorfstrasse 30
D-8520 Erlangen(DE)

54 **Ultraschall-Sensor.**

57 Die Erfindung bezieht sich auf einen Ultraschall-Sensor, der insbesondere zum Messen der Schalldruck-Amplitude im Fokusbereich fokussierter Ultraschall-Stoßwellen geeignet ist und eine in einem Bereich (21) piezoelektrisch aktivierte Polymerfolie (2) enthält, die mit räumlich getrennt von diesem Bereich (21) angeordneten Elektroden (6) gekoppelt ist.

Erfindungsgemäß ist die Polymerfolie (2) in einem Hohlzylinder (12) aus Kunststoff mit ihren Flachseiten parallel zur Mittelachse (11) dieses Hohlzylinders (12) angeordnet. Durch diese Maßnahme werden störende Beugungseffekte reduziert und eine Miniaturisierung des Ultraschall-Sensors ermöglicht.

Fokusüberwachung in Lithotriptern

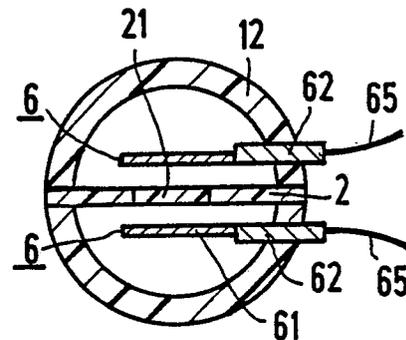


FIG 2

EP 0 332 916 A1

Ultraschall-Sensor

Die Erfindung bezieht sich auf einen Ultraschall-Sensor gemäß dem Oberbegriff des Hauptanspruches.

Bei der Bestimmung der Eigenschaften eines in einem schalltragenden Medium, beispielsweise Wasser, herrschenden Ultraschallfeldes werden sogenannte Membran- oder Miniatur-Hydrophone verwendet. Die dreidimensionale Verteilung der Schalldruckamplitude des Ultraschallfeldes wird dadurch ermittelt, daß an jeweils verschiedenen Orten in einer Meßwanne herrschende Schalldruck mit einem derartigen Hydrophon gemessen wird.

In "Ultrasonics, Mai 1980, Seiten 123 bis 126" ist beispielsweise ein Membran-Hydrophon offenbart, bei dem eine Folie aus Polyvinylidenfluorid PVDF mit einer Dicke von 25 μm zwischen zwei als Stützkörper dienende Metallringe aufgespannt ist. Dadurch wird eine Membran mit einem Innendurchmesser von etwa 100 mm gebildet. Die Oberflächen der Membran sind in einem kleinen zentralen Bereich mit einander gegenüberliegenden kreisscheibenförmigen Elektroden versehen, deren Durchmesser beispielsweise 4 mm beträgt. Zwischen diesen Elektroden befindet sich der polarisierte, piezoelektrisch aktive Bereich der Membran. Von den kreisscheibenförmigen Elektroden führen als Metallfilme auf die Oberflächen der Membran aufgebrachte Anschlußleiter zum Rand der Membran und werden dort mit Hilfe eines Leitklebers mit einem Koaxialkabel kontaktiert.

Mit diesem bekannten Hydrophon lassen sich jedoch keine Ultraschall-Stoßwellen, deren Druckamplituden im Bereich von 10^8 Pa liegen, messen. Derartige Stoßwellen mit sehr steilen Pulsflanken, deren Anstiegszeiten 1 μsec unterschreiten, führen zu einer durch Kavitationseffekte verursachten mechanischen Zerstörung der auf die PVDF-Schicht aufgebrachten metallischen Elektroden. Solche Stoßwellen treten beispielsweise im Fokusbereich von Lithotriptern auf, bei denen eine fokussierte Ultraschall-Stoßwelle zur Zerstörung von Konkrementen, beispielsweise Nierensteine in der Niere eines Patienten, verwendet wird. Sowohl bei der Entwicklung als auch bei der routinemäßigen Überwachung derartiger Geräte ist es erforderlich, die Eigenschaften der Stoßwelle im Fokusbereich zu bestimmen.

Aus der EP-A2-O 227 985 ist ein Ultraschall-Sensor bekannt, bei dem eine in ihrem Randbereich an einem Stützkörper befestigte Polymerfolie in einem Teilbereich piezoelektrisch aktiviert und mit Elektroden elektrisch gekoppelt ist, die räumlich getrennt vom piezoelektrisch aktiven Bereich anzuordnen sind. Die im piezoelektrisch aktiven Bereich der Polymerfolie durch eine Ultraschallwellen

le verursachten Oberflächenladungsschwingungen werden über das die Polymerfolie umgebende schalltragende Medium zu den außerhalb des dem piezoelektrisch aktiven Bereich der Polymerfolie zugeordneten Oberflächenbereiches der Polymerfolie angeordneten Elektroden elektrisch gekoppelt. Der piezoelektrisch aktive zentrale Bereich der Polymerfolie kann somit im Fokusbereich einer fokussierten Ultraschall-Stoßwelle angeordnet sein, da im zentralen Bereich der Polymerfolie keine mechanisch instabile elektrisch leitfähige Schicht vorhanden ist.

Durch die Verwendung eines piezoelektrischen Polymers mit einer gegenüber piezokeramischen Werkstoffen relativ geringen Dielektrizitätskonstante ist eine rein kapazitive Kopplung ohne hohe Signalverluste möglich. Die Elektroden können dementsprechend vom piezoelektrisch aktiven Bereich der Polymerfolie räumlich getrennt sowohl auf der Folie selbst als auch außerhalb der Folie, beispielsweise am Stützkörper der Folie angeordnet sein.

Bei dieser bekannten Vorrichtung ist die piezoelektrische Polymerfolie zwischen zwei ringförmige Stützkörper straff eingespannt, so daß ihre Flachseiten senkrecht zur Mittelachse der Stützkörper orientiert sind. Die Einfallsrichtung des zu messenden Ultraschalls ist also im wesentlichen parallel zu dieser Mittelachse. Um störende Beugungseffekte an der von der Polymerfolie abgewandten Innenkante des dem Ultraschall-Sensor zugeordneten Stützkörpers zu vermeiden, muß der Durchmesser der Polymerfolie sehr groß sein. Bei dem bekannten Ultraschall-Sensor ist somit eine Miniaturisierung stets mit einer Verschlechterung der Empfangseigenschaften verbunden.

Der Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, einen Ultraschall-Sensor anzugeben, dessen Empfangseigenschaften auch in einer miniaturisierten Ausführungsform durch Beugungseffekte praktisch nicht beeinflußt werden, und der sowohl mechanisch stabil als auch einfach zu handhaben ist.

Die genannte Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst mit den kennzeichnen den Merkmalen des Hauptanspruches. Da die Polymerfolie mit ihren Flachseiten parallel zur Mittelachse des Hohlzylinders angeordnet und somit zur Messung von Ultraschallwellen vorgesehen ist, die sich senkrecht zu dieser Mittelachse ausbreiten, hat die Länge des Hohlzylinders keinen wesentlichen Einfluß auf das am Ort der Polymerfolie herrschende Ultraschallfeld. Somit kann auch bei geringem Durchmesser des Hohlzylinders durch eine entsprechend lange Bauweise eine verbesserte Handhabbarkeit und mechanische Stabilität des Ultraschall-Sensors erreicht werden.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich gemäß der Unteransprüche 2 bis 6.

Zur weiteren Erläuterung der Erfindung wird auf die Zeichnung verwiesen, in deren

Figur 1 ein erfindungsgemäßer Ultraschall-Sensor in einem Längsschnitt veranschaulicht ist.

Figur 2 zeigt den Ultraschall-Sensor in einem Querschnitt und in

Figur 3 ist eine Elektrode zum kapazitiven Aufnehmen des Meßsignals veranschaulicht.

Figuren 4 und 5 zeigen eine besonders vorteilhafte Anordnung der Elektroden in einem erfindungsgemäßen Ultraschall-Sensor jeweils in einem Querschnitt und in

Figur 6 ist eine besonders vorteilhafte Ausführungsform des Ultraschall-Sensors in einem Längsschnitt veranschaulicht.

Entsprechend Figur 1 ist eine piezoelektrische Polymerfolie 2 in einem Hohlzylinder 12, der als Haltevorrichtung dient mit ihren Flachseiten parallel zur Mittelachse 11 des Hohlzylinders 12 angeordnet. Die piezoelektrische Polymerfolie 2 besteht in einer bevorzugten Ausführungsform aus Polyvinylidenfluorid PVDF und ist nur in einem kleinen zentralen Bereich 21 piezoelektrisch aktiviert. Dieser piezoelektrisch aktivierte Bereich 21 bildet beispielsweise eine in Dickenrichtung polarisierte Kreisscheibe mit einem Durchmesser d der kleiner als 2 mm, insbesondere kleiner als 1 mm ist. Die Dicke des piezoelektrisch aktivierten Bereiches 21 entspricht der Dicke der Folie 2 und beträgt zwischen 10 μm und 100 μm . Der Außendurchmesser des Hohlzylinders 12 beträgt beispielsweise bei einer Wandstärke von etwa 0,5 mm zwischen 10 mm und 20 mm. Die Länge des Hohlzylinders beträgt in einer bevorzugten Ausführungsform etwa 100 mm.

Entsprechend Figur 2 ist den Flachseiten des piezoelektrisch aktiven Bereiches 21 jeweils eine ebene Elektrode 6 zugeordnet, die parallel zu diesen Flachseiten verläuft. Diese Elektroden 6 sind jeweils mittels einer Halterung 62 in der Wandung des Hohlzylinders 12 befestigt und jeweils mit einem Anschlußleiter 65 versehen. Beim Eintreffen eines Stoßwellenimpulses auf den aktiven Bereich 21 werden an der Oberfläche dieses Bereiches 21 Wechselladungen erzeugt. Dieses Wechselladungssignal wird kapazitiv durch das zwischen den Elektroden 6 und dem Teilbereich 21 befindliche schalltragende Medium, beispielsweise Wasser oder Öl zu den beiden Elektroden 6 gekoppelt.

Der signalaufnehmende Teil dieser Elektroden 6 kann beispielsweise gemäß Figur 3 aus einer flachen Metallfolie 61 bestehen, die auf einer Halterung 62 befestigt ist. Die Metallfolie 61 besteht in einer bevorzugten Ausführungsform aus Edelstahl

und hat eine Dicke von annähernd 20 μm . Anstelle einer Metallfolie 61 kann auch ein feines Metallgitter vorgesehen sein. Zur Verringerung von parasitären Kapazitäten ist unter Umständen vorteilhaft die Halterungen 62 der Elektroden 6 zueinander um 180° versetzt anzuordnen.

Entsprechend Figur 4 können auch Elektroden 64 vorgesehen sein, die mit ihren parallel zur Mittelachse 11 verlaufenden gegenüberliegenden Seitenkanten in entsprechenden Aussparungen des Hohlzylinders 12 eingeklebt sind.

Gemäß Figur 5 können die Elektroden 6 auch die Gestalt eines Teils eines Zylindermantels haben und beispielsweise auf der Innenfläche des Hohlzylinders 12 als metallische Schicht 63 angeordnet sein.

In der besonders vorteilhaften Ausführungsform gemäß Figur 6 ist der Hohlzylinder 12 mit Deckplatten 14, die jeweils an seinen Stirnflächen angeordnet sind, dicht verschlossen.

Das Innere des Hohlzylinders ist mit einer schalltragenden Flüssigkeit 13, beispielsweise hochreines Wasser mit einer Leitfähigkeit kleiner als 10 $\mu\text{S}/\text{cm}$, oder Silikonöl gefüllt. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform besteht der Hohlzylinder aus Polymethylpenten PMP. Da die akustische Impedanz von Polymethylpenten PMP der akustischen Impedanz von Wasser weitgehend angepaßt ist, spielen die am Hohlzylinder 12 auftretenden Impedanzsprünge praktisch keine Rolle und führen nur zu einer vernachlässigbaren Verfälschung des am Meßort herrschenden Ultraschallfeldes. Da sich im Innern des Hohlzylinders 12 stets die gleiche schalltragende Flüssigkeit 13 befindet, ist eine reproduzierbare kapazitive Kopplung zwischen dem piezoelektrisch aktiven Teilbereich 21 und den Elektroden 6 gewährleistet. Ein Ultraschall-Sensor mit diesen Merkmalen ist deshalb insbesondere zur Absolutmessung von Ultraschallfeldern mit hoher Druckamplitude geeignet.

Ansprüche

1. Ultraschall-Sensor mit folgenden Merkmalen
 - a) einer freitragend in einer Haltevorrichtung befestigten Polymerfolie (2), die
 - b) wenigstens in einem Bereich (21) piezoelektrisch aktiviert und mit Elektroden (6) gekoppelt ist, die
 - c) räumlich getrennt vom piezoelektrisch aktivierten Bereich (21) angeordnet sind,**gekennzeichnet** durch folgendes Merkmal:
 - d) die Polymerfolie (2) ist in einem Hohlzylinder (12) aus Kunststoff mit ihren Flachseiten parallel zur Mittelachse (11) dieses Hohlzylinders (12) angeordnet.

2. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß eine Polymerfolie (2) aus Polyvinylidenfluorid PVDF vorgesehen ist.

3. Ultraschall-Sensor nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß jeweils einer Flachseite der Polymerfolie (2) als Elektrode (6) eine ebene, im Inneren des Hohlzylinders (12) angeordnete metallische Folie (61) zugeordnet ist.

5

4. Ultraschall-Sensor nach einem der Ansprüche 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß als Elektroden (6) metallische Schichten (63) auf der Innenwand des Hohlzylinders (12) vorgesehen sind.

10

5. Ultraschall-Sensor nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Hohlzylinder (12) aus Polymethylpenten PMP besteht.

15

6. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Hohlzylinder (12) an seinen Stirnflächen verschlossen und mit einer schalltragenden Flüssigkeit (13) gefüllt ist.

20

25

30

35

40

45

50

55

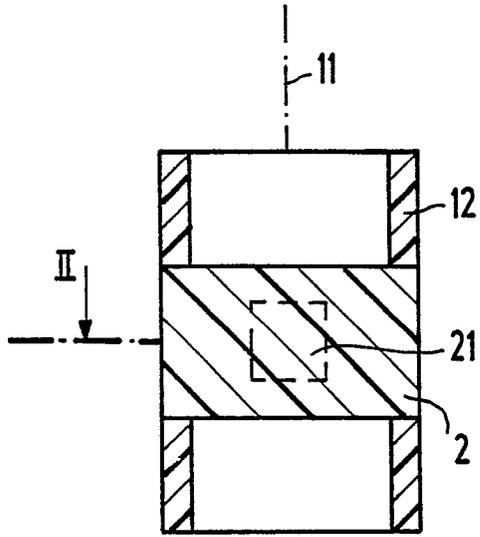


FIG 1

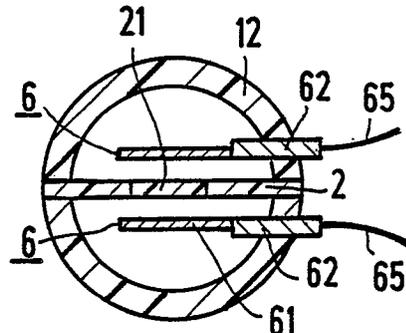


FIG 2

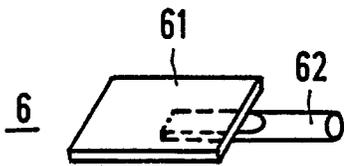


FIG 3

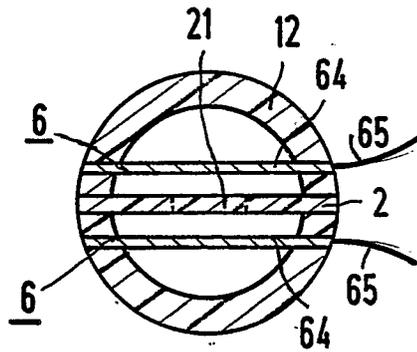


FIG 4

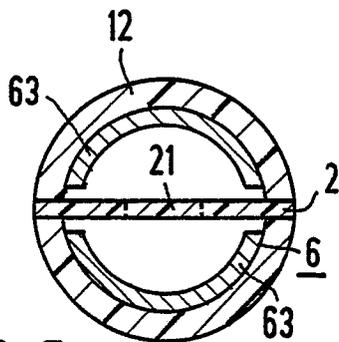


FIG 5

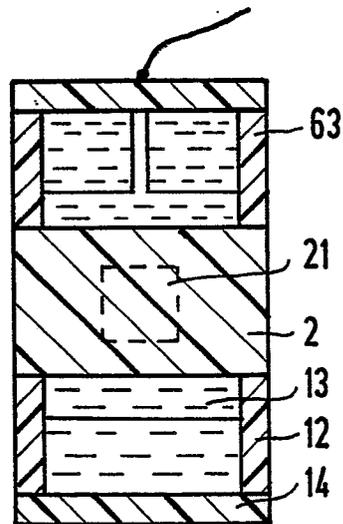


FIG 6



EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl.4)
Y	US-A-4 236 235 (D.E. GILBERT) * Spalte 2, Zeile 53 - Spalte 3, Zeile 11; Figur 1 *	1,2,4	G 01 H 11/08
D,Y	EP-A-0 227 985 (SIEMENS AG) * Ansprüche 1,2; Figuren 1,3 *	1,2,4	
A	DE-C- 894 774 (ROHDE & SCHWARTZ) * Seite 2, Zeilen 81-89 *	1	
A	US-A-2 558 563 (W.H. JANSSEN) * Anspruch; Figur 3 *	1	
A	US-A-4 433 400 (A. DEREGGI et al.)		
A	SENSORS AND ACTUATORS, Band 12, Nr. 3, Oktober 1987, Seiten 225-233, Elsevier Sequoia, Lausanne, CH; P. LEAVER et al.: "Piezoelectric polymer pressure sensors"		
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. Cl.4)
			G 01 H
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort	Abschlußdatum der Recherche	Prüfer	
DEN HAAG	14-06-1989	HAASBROEK J.N.	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer andern Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur			