

12 **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

21 Anmeldenummer: 86117065.2

51 Int. Cl. 4: **H04R 1/44**, H04R 17/00

22 Anmeldetag: 08.12.86

30 Priorität: 20.12.85 DE 3545382

43 Veröffentlichungstag der Anmeldung:
 08.07.87 Patentblatt 87/28

64 Benannte Vertragsstaaten:
 DE FR GB IT NL

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

72 Erfinder: **Granz, Bernd, Dr.**
Leonhardstrasse 6
D-8507 Oberasbach(DE)

54 **Ultraschall-Sensor.**

57 Die Erfindung bezieht sich auf einen Ultraschall-Sensor (2), bei dem eine in ihrem Randbereich abgestützte Polymerfolie (4) wenigstens in einem Teilbereich (42) piezoelektrisch aktiviert ist. Der Teilbereich (42) ist elektrisch mit Elektroden (8) gekoppelt. Erfindungsgemäß sind die Elektroden (8), mit denen das in diesem Teilbereich (42) durch ein Ultraschallfeld erzeugte elektrische Signal aufgenommen wird, vom piezoelektrisch aktiven Bereich (42) räumlich getrennt angeordnet. Durch diese Maßnahme kann der Ultraschall-Sensor (24) auch zur Messung von Ultraschall-Stoßwellen mit hoher Druckamplitude verwendet werden, da eine auf den Flachseiten der Polymerfolie (4) im piezoelektrisch aktiven Bereich (42) angeordnete, im Feld einer Ultraschall-Stoßwelle mechanisch instabile, elektrisch leitfähige Schicht zur Aufnahme des elektrischen Signals nicht mehr erforderlich ist.

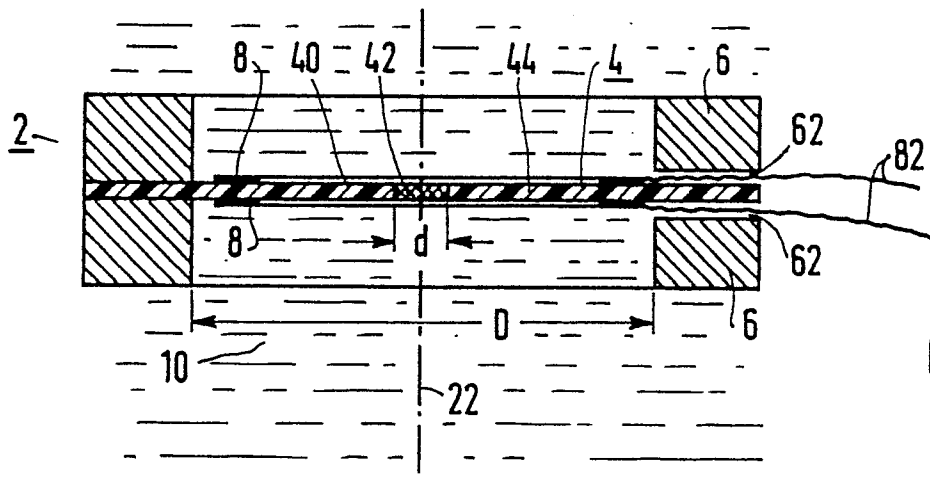


FIG 1

Ultraschall-Sensor

Die Erfindung bezieht sich auf einen Ultraschall-Sensor mit einer wenigstens in ihrem Randbereich an einem Stützkörper befestigten Polymerfolie, die wenigstens in einem Teilbereich piezoelektrisch aktiviert ist, der mit Elektroden elektrisch gekoppelt ist.

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

Aus "Ultrasonics, September 1981, Seiten 213 bis 216" ist ein Miniatur-Hydrophon bekannt, bei dem eine an ihren beiden Flachseiten mit Elektroden versehene piezoaktive Folie aus Polyvinylidenfluorid PVDF mit einer Dicke von 25 µm auf die Stirnfläche eines Edelstahlrohres elektrisch isoliert aufgespannt ist. Der Durchmesser der Folie beträgt etwa 1 mm. Auf der Innenseite der Folie ist ein Platindraht angebracht, der mit dem Innenleiter eines Koaxialkabels verbunden ist. Dieser Platindraht wird von einem, das Innere des Edelstahlrohres ausfüllenden Backing gestützt. Die Außenseite der Folie ist mit dem Edelstahlrohr elektrisch kontaktiert und mit der Abschirmung des Koaxialkabels verbunden.

In "Ultrasonics, Mai 1980, Seiten 123 bis 126" ist 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 kreis-scheibenförmigen Elektroden versehen, deren Durchmesser beispielsweise 4 mm beträgt. Zwischen diesen Elektroden befindet sich der polarisierte, piezoelektrisch aktive Bereich der Membran. Von den kreis-scheibenförmigen 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.

Ein wesentlicher Vorteil derartiger Hydrophone besteht darin, daß die akustische Impedanz ihrer piezoelektrischen Elemente der akustischen Impedanz von Wasser besser angepaßt ist, als es bei Verwendung eines piezokeramischen Materials der

Fall wäre. Dies ergibt gegenüber piezokeramischen Sensoren sowohl eine erhöhte Frequenzbandbreite als auch eine verringerte störende Beeinflussung des Ultraschallfeldes am Meßort.

Mit derartigen Hydrophonen lassen sich jedoch keine Ultraschall-Stoßwellen, deren Druckamplituden im Bereich von etwa 10^8 Pa liegen, messen. Derartige Stoßwellen mit sehr steilen Pulsflanken, deren Anstiegszeiten 1 µs unterschreiten, führen bei den bekannten Hydrophonen zu einer durch Kavitationseffekte verursachten mechanischen Zerstörung der im piezoelektrisch aktiven Bereich der PVDF-Folie aufgebrachten metallischen Elektroden. Solche Stoßwellen treten beispielsweise im Fokusbereich von Lithotriptern auf, bei denen eine fokussierte Ultraschall-Stoßwelle zur Zerstörung von Konkrementen, beispielsweise Nierensteinen 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.

Der Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, einen Ultraschallsensor anzugeben, dessen piezoelektrisches Element aus einem Polymer besteht und der auch bei Messung von energiereichen Ultraschall-Stoßwellen verwendet werden kann.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst mit dem kennzeichnenden Merkmal des Anspruchs 1. Die im piezoelektrisch aktiven Bereich der Polymerfolie durch eine Ultraschallwelle verursachten Oberflächenladungsschwingungen werden über das die Polymerfolie umgebende 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 sensitiven Bereich der Polymerfolie keine mechanisch instabile elektrisch leitfähige Schicht vorhanden ist.

Die Erfindung beruht teilweise auf der Erkenntnis, daß durch die Verwendung eines piezoelektrischen Polymers mit einer gegenüber piezokeramischen Werkstoffen relativ geringen Dielektrizitätskonstante eine rein kapazitive Kopplung ohne hohe Signalverluste möglich wird. 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 befestigt sein. Die Elektroden sind dabei in vorteilhafter Weise so gestaltet, daß ihre gegenseitige Kapazität

möglichst klein gegenüber den Koppelkapazitäten ist, um die durch parasitäre Kapazitäten auftretenden Signalverluste zu verringern. Eine der Elektroden ist mit der elektrischen Masse des Systems verbunden. Da eine hohe Koppelkapazität mit einem hohen elektrischen Nutzsignal einhergeht, ist es vorteilhaft, wenn die Koppelkapazitäten zu den Elektroden möglichst groß sind. Da in der Regel während der Messung die Umgebung des Ultraschall-Sensors annähernd auf Massepotential liegt, kann insbesondere die Koppelkapazität des piezoelektrisch aktiven Bereiches nach Masse durch geeignete konstruktive Maßnahmen erhöht werden, ohne daß zusätzliche signalreduzierende parasitäre Kapazitäten entstehen. Insbesondere kann gegenüber dem piezoelektrisch aktiven Bereich der Membran parallel zu deren Oberfläche eine flache ebenfalls membranartige zusätzliche Masselektrode im Ultraschallsensor angeordnet sein. Dadurch wird der piezoelektrisch aktive Bereich besonders wirksam kapazitiv gegen Masse gekoppelt.

In einer bevorzugten Ausführungsform sind gegenüber den beiden Flachseiten der Membran auf den freien Stirnseiten des Stützkörpers Deckplatten angeordnet. Zwischen Deckplatte und Membran entsteht somit eine dichte Kammer, die mit einer schalltragenden Flüssigkeit gefüllt ist. Dies hat den Vorteil, daß die im Inneren der Kammer befindliche Flüssigkeit nicht im Austausch mit der das Hydrophon umgebenden Flüssigkeit steht. Durch diese Maßnahme wird sowohl die Reproduzierbarkeit der Messungen erhöht als auch die Möglichkeit geschaffen, das zur akustischen Kopplung verwendete Medium in diesen Kammern des Membran-Hydrophons unabhängig vom akustischen Trägermedium in der Meßwanne zu wählen. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform ist die in den beiden Hohlräumen befindliche Flüssigkeit ein Elektrolyt.

Die Polarisation der Polymerfolie erfolgt in vorteilhafter Weise dadurch, daß diese zwischen beweglich angeordneten, mit einer Hochspannung verbundenen einander gegenüberliegenden Elektroden eingeklemmt wird. Die geometrische Gestalt der Stirnfläche dieser Elektroden bestimmt somit die geometrische Form des piezoelektrisch aktiven Bereichs der Polymerfolie.

Insbesondere ist es von Vorteil, Elektroden zur Polarisation zu verwenden, deren Stirnflächen mit einem elektrisch leitfähigen, elastischen Stempel versehen sind.

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

Figur 1 ein Ultraschall-Sensor gemäß der Erfindung schematisch im Schnitt dargestellt ist. In

Figur 2 ist eine vorteilhafte Ausgestaltung des Randbereichs des Ultraschall-Sensors ebenfalls im Schnitt dargestellt und

Figur 3 zeigt eine besonders vorteilhafte Anordnung der Elektroden auf den Flachseiten der Polymerfolie in einer Draufsicht und

Figur 4 zeigt einen Ultraschall-Sensor mit einer besonders vorteilhaft gestalteten Masselektrode im Schnitt. In

Figur 5 ist eine bevorzugte Ausführungsform eines geschlossenen Ultraschall-Sensors im Schnitt dargestellt.

Figur 6 zeigt eine besonders bevorzugte Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Ultraschall-Sensors, bei der die Elektroden außerhalb der Polymerfolie angeordnet sind und in

Figur 7 ist ein vorteilhaftes Verfahren zur Polarisation der Polymerfolie veranschaulicht.

Gemäß Figur 1 enthält ein Ultraschall-Sensor 2 eine beispielsweise kreisscheibenförmige Polymerfolie 4, die zwischen zwei beispielsweise ringförmige Stützkörper 6 straff eingespannt ist und eine Membran 40 bildet. Die Polymerfolie besteht aus einem semikristallinen Polymer, beispielsweise Polyvinylfluorid PVF oder einem Copolymer von Vinylfluorid mit Tetrafluorethylen oder Trifluorethylen, insbesondere biaxial gereckten Polyvinylidenfluorid PVDF. Die Polymerfolie 4 ist in einem zentralen Bereich 42 polarisiert und piezoelektrisch aktiv. Der piezoelektrisch aktive Bereich 42 ist von einem piezoelektrisch inaktiven Bereich 44 umgeben. Der Durchmesser d des beispielsweise kreisscheibenförmigen,

rotationssymmetrisch um eine senkrecht zu den Flachseiten der Polymerfolie 4 verlaufende Mittellachse 22 angeordneten zentralen Bereiches 42 ist sehr viel kleiner als der Durchmesser D der Membran 40 der Polymerfolie 4. In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Durchmesser d des polarisierten zentralen Bereiches 42 kleiner als 2 mm, insbesondere kleiner als 1 mm. Der Durchmesser D der Membran 40 ist in vorteilhafter Weise größer als 30 mm, insbesondere größer als 50 mm zu wählen, um den Einfluß der Stützkörper 6 auf das im zentralen Bereich 42 zu messende Schallfeld zu verringern. Die Dicke der Polymerfolie 4 beträgt zwischen 10 μm und 100 μm , insbesondere zwischen 25 μm und 50 μm . Die Polymerfolie 4 ist an der Oberfläche ihres piezoelektrisch inaktiven Bereich 44 auf ihren beiden Flachseiten mit jeweils einer Elektrode 8 versehen. Die Elektroden 8 sind somit derart angeordnet, daß sie vom piezoelektrisch aktiven Bereich 42 räumlich getrennt sind und ihn nicht berühren. Die Elektroden 8 befinden sich vorzugsweise in einem äußeren Randbereich der Polymerfolie 4, dessen Breite kleiner als 1/4, insbesondere kleiner als 1/10 des Durchmessers der Folie ist. Die Elektroden 8 haben eine beispiels-

weise ringförmige Gestalt und sind im Bereich der Membran 40 beispielsweise konzentrisch um die Mittelachse 22 angeordnet. Die Elektroden 8 sind mit elektrischen Anschlußleitern 82 versehen, die beispielsweise in radialen Nuten 62 der Stützkörper 6 zum zylindrischen Außenrand des Ultraschall-Sensors 2 führen. Dort können die Anschlußleiter 82 beispielsweise mit einem Koaxialkabel verbunden werden, das die elektrischen Signale an eine weiterverarbeitende Elektronik, beispielsweise einen ladungsempfindlichen Verstärker, weiterleitet. Insbesondere ist einer der beiden Anschlußleiter 82 mit der elektrischen Masse verbunden.

Die Eigenschaften des Ultraschallfeldes eines für medizinische Zwecke verwendeten Ultraschallsenders werden in der Regel in einem mit einer schalltragenden Flüssigkeit, beispielsweise Wasser, gefüllten Becken gemessen. Der Ultraschall-Sensor 2 ist somit während der Messung von Wasser 10 umgeben. Die durch das Ultraschallfeld auf die Polymerfolie 4 einwirkenden Druckkräfte erzeugen im piezoelektrisch aktiven zentralen Bereich 42 hochfrequente Oberflächenladungsschwingungen. Der piezoelektrisch aktive Bereich 42 ist von den Elektroden 8 bei Verwendung reinen Wassers hochohmig getrennt. Wegen der hohen relativen Dielektrizitätszahl $\epsilon_r = 81$ von Wasser koppeln jedoch diese Ladungsschwingungen kapazitiv über das als Dielektrikum wirkende Wasser auf die Elektroden 8 über. Da die signalaufnehmenden Elektroden 8 am äußeren Rand des Membranbereiches der Polymerfolie 4 angeordnet sind, können im zentralen Bereich 40 sehr hohe Schalldruckamplituden reproduzierbar gemessen werden, ohne daß die Gefahr einer mechanischen Zerstörung und eines Abplatzens der Elektroden 8 von der Polymerfolie 4 auftritt.

Entsprechend Figur 2 können sich die Elektroden 8 auch in den Bereich der Polymerfolie 4 erstrecken, der zwischen den Stützkörpern 6 eingeklemmt ist. Die Nuten 64, in denen die Anschlußleiter 82 verlaufen, müssen sich somit nicht mehr bis zum Innenrand der Stützkörper 6 erstrecken.

In der vorteilhaften Ausführungsform gemäß Figur 3 sind die beiden Flachseiten der Polymerfolie 4 jeweils mit einer annähernd halbringförmigen Elektrode 86 bzw. 87 versehen. Die beiden Elektroden 86 und 87 sind derart angeordnet, daß sie sich nicht überlappen. Die zwischen den Elektroden 86 und 87 auftretende parasitäre Kapazität, die eine Verminderung des elektrischen Nutzsignals verursacht, wird dadurch verringert. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn der Ultraschall-Sensor auch zum Messen von Ultraschallfeldern eingesetzt werden soll, die in der medizinischen Diagnostik verwendet werden.

Gemäß Figur 4 ist einer der beiden Stützkörper 6 an seiner, der Polymerfolie 4 abgewandten Flachseite mit einer Masseelektrode 12 versehen. Diese Masseelektrode 12 ist gemeinsam mit derjenigen Elektrode 8, die sich im Gebiet zwischen der Masseelektrode 12 und der Polymerfolie 4 befindet, mit der elektrischen Masse verbunden. Dadurch wird die Koppelkapazität des piezoelektrisch aktiven Bereiches 42 nach Masse und somit das an den Eingängen eines Verstärkers 26 anliegende elektrische Signal vergrößert. Die Masseelektrode 12 besteht in einer vorteilhaften Ausführungsform aus einer Edelstahlfolie, deren Dicke weniger als 100 μm , insbesondere zwischen 10 μm und 20 μm beträgt. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform ist die Masseelektrode 12 ein dünnes Metallgitter, dessen Dicke ebenfalls kleiner als 100 μm ist. Dadurch wird der störende Einfluß der Masseelektrode 12 auf das Ultraschallfeld verringert. Die zwischen Masseelektrode 12 und Polymerfolie 4 befindliche Elektrode 8 kann in einer besonders bevorzugten, vereinfachten Ausführungsform auch entfallen, da die Masseelektrode 12 die Funktion dieser Elektrode 8 übernimmt.

Entsprechend der Ausführungsform gemäß Figur 5 sind die Stützkörper 6 an ihren der Polymerfolie 4 abgewandten Flachseiten jeweils mit einer Deckplatte 122 bzw. 124 versehen. Zwischen dem Membranbereich 40 der Polymerfolie 4 und den Deckplatten 122 und 124 entsteht somit jeweils eine dichte Kammer 100. In einer vorteilhaften Ausführungsform bestehen diese Deckplatten 122 und 124 aus einem Kunststoff, beispielsweise Polystyrol PS oder Polymethacrylsäuremethylester PMMA, welcher der außerhalb der Kammer 100 befindlichen schalltragenden Flüssigkeit weitgehend akustisch angepaßt und dessen Einfluß auf das zu messende Schallfeld gering ist. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform bestehen die Deckplatten 122 und 124 aus Polymethylpenten, PMP, dessen akustische Impedanz nahezu gleich der akustischen Impedanz von Wasser ist. Insbesondere können die Deckplatten 122 und 124 auch aus einer Polymerfolie bestehen, deren Dicke vorzugsweise kleiner als 100 μm ist. Die Kammern 100 sind gegenüber dem Außenraum dicht verschlossen und sind durch die Polymerfolie 4 voneinander getrennt. Dazu sind die Nuten 62 in denen die Anschlußleiter 82 verlaufen, beispielsweise mit einem Klebstoff 84 teilweise vergossen oder es ist eine Ausführungsform gemäß Figur 2 vorgesehen, bei der die Nuten nicht bis zum Innenrand der Stützkörper 6 führen. Die Kammern 100 sind mit einer schalltragenden Flüssigkeit gefüllt. Als Flüssigkeit kann beispielsweise Wasser vorgesehen sein, bei dem die Signalkopplung vom piezoelektrisch aktiven zentralen Bereich 42 zu den

Kontaktelektroden 8 im wesentlichen kapazitiv erfolgt. In einer besonderen Ausführungsform sind die Kammern 100 mit einem Elektrolyten, z.B. einer wässrigen Kochsalzlösung, gefüllt, dessen elektrische Leitfähigkeit so gewählt ist, daß der ohmsche Widerstand zwischen den Elektroden 8 und der Oberfläche des piezoaktiven Bereichs 42 kleiner als 1 k Ω insbesondere kleiner als 100 Ω ist. In dieser Ausführungsform erfolgt die Kopplung des im piezoelektrisch aktiven Bereich 42 erzeugten Wechselladungssignals auf die Elektroden 8 in erster Näherung über den durch die Flüssigkeit gebildeten Serienwiderstand. Wenigstens die Oberfläche der Elektroden 8 besteht in vorteilhafter Weise aus einem edelmetallischen Werkstoff, beispielsweise Gold Au oder Platin Pt.

Eine der Deckplatten 122 und 124 kann in einer besonderen Ausführungsform auch aus einem elektrisch leitfähigen Werkstoff, beispielsweise einer Edelstahlfolie oder einem elektrisch leitfähigen Kunststoff bestehen und mit der elektrischen Masse verbunden sein. Dadurch wird die Koppelkapazität des piezoelektrisch aktiven Bereichs 42 nach Masse vergrößert und das elektrische Ausgangssignal entsprechend erhöht. Besteht eine der Deckplatte 122 und 124 aus einem metallischen Werkstoff, so ist der Ultraschall-Sensor 2 bei einer Messung in vorteilhafter Weise so im Schallfeld eines Ultraschall-Senders einzusetzen, daß sich diese Deckplatte auf der dem Ultraschall-Sender abgewandten Seite des Ultraschall-Sensors 2 befindet.

Bei einem besonders vorteilhaften Ultraschall-Sensor 24 gemäß Figur 6 ist eine kreis-scheibenförmige Polymerfolie 4 an einem rotationssymmetrischen Stützkörper 6 befestigt, der beispielsweise an seiner Innenwand mit einer ringförmigen Ausnehmung versehen ist, die sich bis zu den der Polymerfolie 4 abgewandten Stirnseiten der Stützkörper 6 erstreckt. In diese Ausnehmung ist jeweils eine ebenfalls ringförmige Elektrode 88 eingeschoben und mit einem am Stützkörper 6 befestigten Halteflansch 66 fixiert. Die Elektroden 88 sind beispielsweise metallische Ringe deren Wandstärke weniger als 1 mm, betragen kann. Die Elektroden 88 bestehen beispielsweise aus Edelstahl oder aus Messing, das zum Schutz vor den korrosiven Eigenschaften des umgebenden Mediums beispielsweise mit einer Platinschutzschicht versehen ist. Von den Elektroden 88 führen Anschlußleiter 82 über Nuten 68 des Stützkörpers 6 zu seinem zylindrischen Außenrand.

In dieser besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Polymerfolie 4 somit nicht mehr mit Elektroden beschichtet. Dies hat den Vorteil, daß der Ultraschall-Sensor 24 auch in seinen linearen Dimensionen erheblich verkleinert werden kann, da sich in dieser Ausführungsform die Elek-

troden 88 auch in unmittelbarer Nähe des Fokus einer Ultraschall-Stoßwelle befinden können, ohne daß die Gefahr einer Zerstörung der Elektroden 88 besteht. Eine derartige Miniaturisierung des Ultraschall-Sensors 24 hat den Vorteil, daß die Koppelkapazitäten des piezoelektrisch aktiven Bereichs 42 zu den Elektroden 88 durch eine Verringerung des gegenseitigen Abstandes vergrößert werden und somit die Empfindlichkeit des Ultraschall-Sensors 24 erhöht wird.

Auch in der Ausführungsform nach Figur 6 kann der Ultraschall-Sensor 24 mit einer Masselektrode entsprechend Figur 4 oder mit Deckplatten entsprechend Figur 5 versehen sein.

Gemäß Figur 7 befindet sich eine Polymerfolie 4 zwischen zwei einander gegenüberliegenden beweglich angeordneten Elektroden 14 einer Hochspannungsquelle 16. Die einander gegenüberliegenden Elektroden 14 sind in einem, dem piezoelektrisch zu aktivierenden Teilbereich 42 zugeordneten Oberflächenbereich der Polymerfolie 4 an die Polymerfolie 4 angelegt. Entsprechend der geometrischen Gestalt der Stirnflächen der Elektroden 14 wird dann durch Anlegen der Hochspannung 16 der definierte Teilbereich 42 der Polymerfolie 4 polarisiert und piezoelektrisch aktiviert. Zur Polarisierung eines definierten Teilbereiches 42 der Polymerfolie 4 ist es somit nicht erforderlich, dessen Oberfläche vorher mit geometrisch entsprechend gestalteten metallischen Elektroden zu beschichten. Die zur Aktivierung der Polymerfolie 4 erforderlichen weiteren Verfahrensschritte sind beispielsweise der Druckschrift "J.Acoust.Soc. Am." Vol. 69, No. 3, März 1981 auf Seite 854 zu entnehmen.

Die Elektroden 14 können in einer vorteilhaften Ausgestaltung an ihren Stirnflächen auch mit einem elektrisch leitfähigen elastischen Stempel 18, der beispielsweise aus einem leitfähigen Polymer oder aus Leitgummi besteht, versehen sein. Die Polymerfolie 4 kann dann fest zwischen diese elastischen Stempel 18 eingeklemmt werden, ohne daß die Gefahr einer mechanischen Zerstörung der Polymerfolie 4 besteht. Außerdem ist selbst dann, wenn die Stirnflächen der Elektroden 14 zueinander nicht exakt parallel verlaufen, gewährleistet, daß die Stempel 18 auf ihrer gesamten Stirnfläche die Polymerfolie 4 berühren. Durch diese Maßnahme kann somit die Homogenität in den piezoelektrischen Eigenschaften des polarisierten Bereiches 42 der Polymerfolie 4 erhöht werden.

Ansprüche

1. Ultraschall-Sensor mit einer wenigstens in ihrem Randbereich an einem Stützkörper befestigten Polymerfolie, die wenigstens in einem Teilbe-

reich piezoelektrisch aktiviert ist, der mit Elektroden elektrisch gekoppelt ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Elektroden (8) räumlich getrennt vom piezoelektrisch aktiven Bereich (42) angeordnet sind.

2. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Oberfläche des piezoelektrisch aktiven Bereiches (42) kleiner als die Gesamtfläche des eine Membran (40) bildenden Teils der Polymerfolie (4) ist.

3. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Elektroden (8) auf den Flachseiten der Polymerfolie (4) wenigstens teilweise im Oberflächenbereich der Membran (40) angeordnet sind.

4. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß eine kreis-scheibenförmige Membran (40) vorgesehen ist, die in ihrem äußeren Randbereich mit kreisringförmigen Elektroden (8) versehen ist, die konzentrisch um einen zentralen kreis-scheibenförmigen piezoelektrisch aktiven Bereich - (42) angeordnet sind.

5. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet**, daß sich die auf den einander gegenüberliegenden Flachseiten der Polymerfolie (4) angeordneten Elektroden (86, 87) nicht überlappen.

6. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, daß Elektroden (88) vorgesehen sind, die von der Polymerfolie (4) räumlich getrennt angeordnet sind.

7. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß bei einer kreis-scheibenförmigen Polymerfolie (4) ringförmige Elektroden (88) vorgesehen sind, die am Stützkörper (6) angeordnet sind.

8. Ultraschall-Sensor nach einem der Ansprüche 4 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, daß gegenüber einer der beiden Flachseiten der Membran (40) auf der der Membran (40) abgewandten Stirnseite des Stützkörpers (6) eine kreis-scheibenförmige Masseelektrode (12) angeordnet ist.

9. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Masseelektrode (12) ein Metallgitter ist.

10. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 1 oder 8, **dadurch gekennzeichnet**, daß gegenüber den beiden Flachseiten der Membran (40) auf den freien Stirnseiten des Stützkörpers (6) jeweils eine Deckplatte (122, 124) angeordnet ist und daß zwischen Deckplatte (122, 124) und Membran (40) jeweils eine dichte Kammer (100) gebildet wird, die mit einer schalltragenden Flüssigkeit gefüllt ist.

11. Ultraschall-Sensor nach Anspruch 9, **dadurch gekennzeichnet**, daß die schalltragende Flüssigkeit ein Elektrolyt ist.

12. Verfahren zum Herstellen einer wenigstens in einem Teilbereich (42) mittels eines elektrischen Feldes piezoelektrisch aktivierten Polymerfolie (4), **dadurch gekennzeichnet**, daß zur Polarisierung dieses Bereiches (42) beweglich angeordnete, mit einer Hochspannungsquelle (16) verbundene Elektroden (14) vorgesehen sind, deren sich gegenüberliegende Stirnflächen in einem, dem Bereich (42) zugeordneten Oberflächenbereich an die Polymerfolie (4) angelegt werden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß die einander gegenüberliegenden Stirnflächen der Elektroden (14) jeweils mit einem elektrisch leitfähigen elastischen Stempel (18) versehen werden.

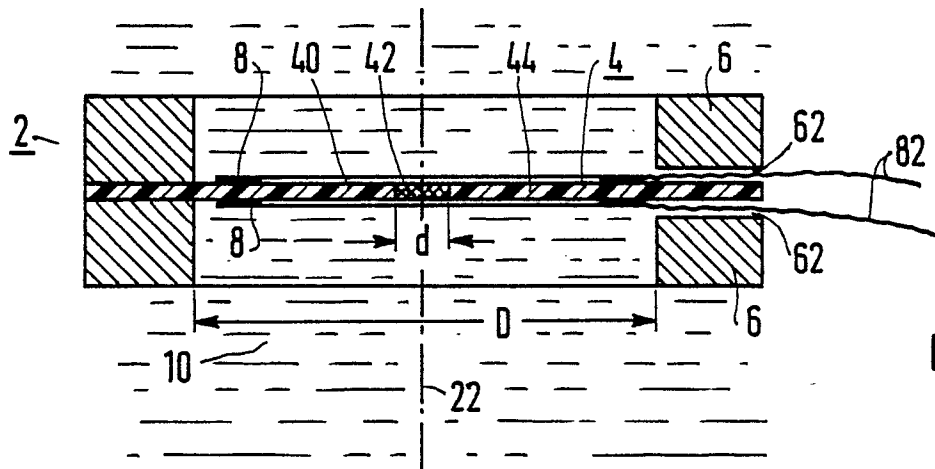


FIG 1

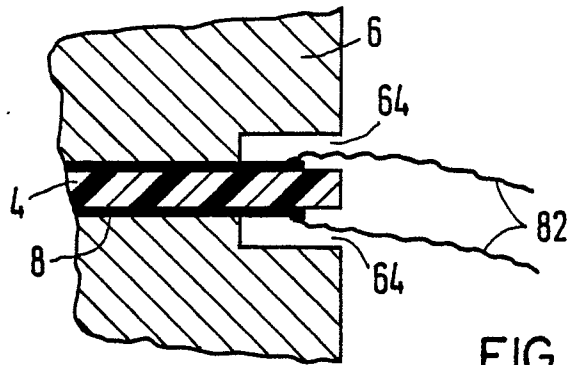


FIG 2

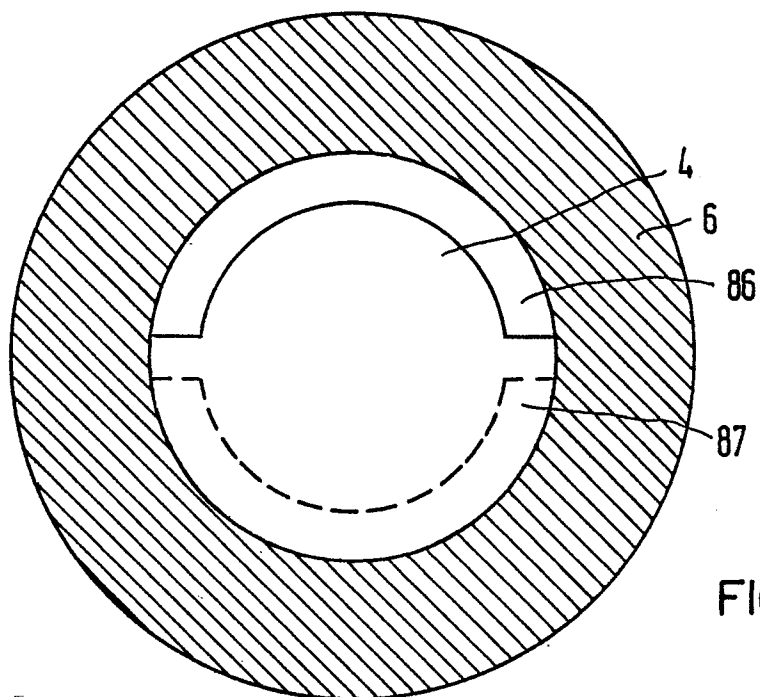


FIG 3

