



(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2013 014 539.2**
 (22) Anmeldetag: **03.09.2013**
 (43) Offenlegungstag: **05.03.2015**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **27.12.2018**

(51) Int Cl.: **G01H 3/00 (2006.01)**
G01N 29/02 (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
**Bundesrepublik Deutschland, vertreten durch
 das Bundesministerium für Wirtschaft und
 Technologie, dieses vertreten durch den
 Präsidenten der Physikalisch-Technischen
 Bundesanstalt, 38116 Braunschweig, DE**

(74) Vertreter:
**Gramm, Lins & Partner Patent- und
 Rechtsanwälte PartGmbB, 38122 Braunschweig,
 DE**

(72) Erfinder:
Koch, Christian, Dr., 38116 Braunschweig, DE

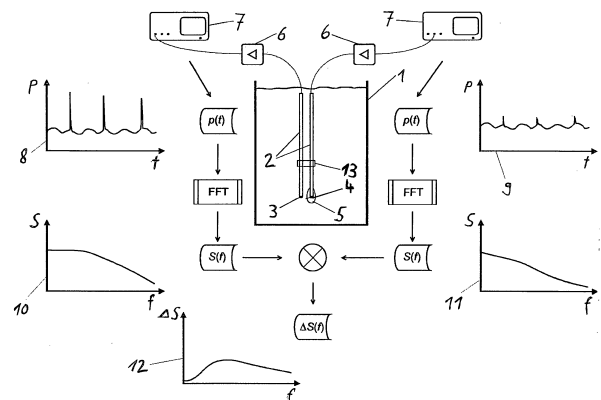
(56) Ermittelter Stand der Technik:

US	6 450 184	B1
US	2006 / 0 061 225	A1
US	2012 / 0 060 873	A1
JP	2012- 122 740	A

**Staudenraus, J.; Köhler, M.; Lünstroth,
 U.; Eisenmenger, W.; Akustische Ortung
 kollabierender Kavitationsblasen in Wasser
 und in Gewebephantomen; Plenarvorträge und
 Fachbeiträge der 19. Gemeinschaftstagung der
 Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Akustik.
 Bad Honnef. DPG Kongreß-, Ausstellungs- und
 Verwaltungsges., 1993, S. 321-324**

(54) Bezeichnung: **Gerät und Verfahren zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium gekennzeichnet durch zumindest einen ersten Schalldrucksensor (3) und einen zweiten Schalldrucksensor (4), wobei der erste Schalldrucksensor (3) erste Kavitationsblasen, die in dem flüssigen Medium in einem beliebigen Abstand $r_1 > 1$ cm von dem ersten Schalldrucksensor (3) kollabieren, genauso stark detektiert, wie der zweite Schalldrucksensor (4) zu den ersten Kavitationsblasen äquivalente zweite Kavitationsblasen detektiert, die in dem gleichen Abstand r_1 vom zweiten Schalldrucksensor (4) kollabieren, und wobei der zweite Schalldrucksensor (4) derart ausgestaltet ist, dass er in der unmittelbaren Umgebung des zweiten Schalldrucksensors (4) kollabierende dritte Kavitationsblasen weniger stark detektiert, als der erste Schalldrucksensor (3) in der unmittelbaren Umgebung des ersten Schalldrucksensors (3) kollabierende, zu den dritten Kavitationsblasen äquivalente vierte Kavitationsblasen detektiert.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Gerät und ein Verfahren zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium. Als Kavitation wird ein Vorgang bezeichnet, bei dem sich in einer Flüssigkeit an Stellen, an denen ein Druck herrscht, der unterhalb des Dampfdrucks der Flüssigkeit liegt, dampfgefüllte Hohlräume bilden und sich in der Folge wieder auflösen. Kavitation kommt oft an schnell bewegten Objekten im Wasser, wie zum Beispiel Pumpen oder Schiffspropellern, vor und ist dort prinzipiell unerwünscht, da sie eine erodierende Wirkung auf die sich bewegenden Objekte hat.

[0002] Erwünscht ist die Kavitation hingegen in Ultraschallreinigungsgeräten, da sie dort eine der Ursachen für die Reinigungswirkung ist. In einem Reinigungsbad des Ultraschallreinigungsgeräts wird durch einen Ultraschallerzeuger ein Ultraschallwellenfeld in einem Kontaktmedium, in der Regel Wasser, erzeugt. Dabei entstehen kurzfristig Orte in dem Kontaktmedium, an denen ein Druck vorliegt, der kleiner ist als ein Dampfdruck des Kontaktmediums. Sofern an diesem Ort zudem Störstellen, wie beispielsweise eingeschlossene Gasmoleküle, gelöste Stoffe, Schwebstoffe oder Grenzflächen zu einem zu reinigendem Werkstück existieren, reißt das Kontaktmedium an diesen Störstellen auseinander. Es bildet sich eine Dampfblase, die dann, wenn der Druck an dem Ort im Kontaktmedium kurze Zeit später wieder über den Dampfdruck steigt, kollabiert. Die Kavitationsblasen besitzen eine durchschnittliche Lebensdauer im Bereich von 1 bis 500 ms und bilden häufig sogenannte Wolken, also eine Vielzahl von Kavitationsblasen in unmittelbarer Nähe zueinander. Beim Kollabieren werden starke Mikroströmungen, Druckwellen und Scherströmungen erzeugt, die auf das zu reinigende Werkstück einwirken und auf einer Oberfläche des Werkstücks vorhandenen Schmutz abtragen können. Wenn sich die Blasen in unmittelbarer Nähe zu einer festen Wand, zum Beispiels also einer Oberfläche des Werkstücks, befinden, so entsteht beim Kollaps der Blasen ein Flüssigkeitsstrahl, ein sogenannter Mikrojet, der mit hoher Geschwindigkeit auf die Oberfläche auftrifft und somit stark zur Reinigungswirkung des Ultraschallreinigungsgerätes beiträgt.

[0003] Durch abgetragenen Schmutz erhöht sich die Zahl der Störstellen in dem Kontaktmedium, so dass es in regelmäßigen Abständen ausgetauscht werden muss, um die Reinigungswirkung zu erhalten. Gerade bei Anwendungen in der Medizintechnik, beispielsweise bei der Reinigung von medizinischen Instrumenten, muss sichergestellt sein, dass das Ultraschallreinigungsgerät stets eine vorgegebene Mindest-Reinigungsleistung überschreitet. Um dies sicherzustellen, muss bislang das Kontaktmedium häufiger gewechselt werden, als dies eigentlich notwendig wäre, da einfach zu bedienende und ver-

lässliche Kavitationsstärkenmessgeräte fehlen, mit denen die Reinigungsleistung prüfbar wäre.

[0004] Verfügbare Kavitationsstärkenmessgeräte funktionieren regelmäßig derart, dass nur der von der Kavitation hervorgerufene Effekt, also die Reinigungsleistung bzw. ein sonstiger Materialabtrag, bestimmt werden. Die eigentliche Kavitation wird somit nicht direkt, sondern lediglich indirekt detektiert. So werden beispielsweise Probekörper mit möglichst genau definierten „Verschmutzungen“ verwendet, oder es wird der durch die Ultraschallreinigungsvorrichtung verursachte Massenverlust gemessen.

[0005] So ist es aus der DE 10 2007 028 612 A1 bekannt, einen elektrisch anregbaren Oszillator mit einer Beschichtung zu versehen, die im Ultraschallfeld dann durch Kavitation abgetragen wird. Als Folge davon ändert sich die Resonanzfrequenz des Oszillators, was detektiert und als Maß für die Stärke der Kavitation herangezogen wird.

[0006] Die DE 102 01 662 C1 beschreibt ein Verfahren, in dem mindestens zwei richtungsselektive Schwingungsmessungen durchgeführt werden, um aus den gemessenen Schwingungsamplituden auf das Vorhandensein bzw. auf die Stärke von Kavitation zu schließen. Dabei wird aus den Amplituden ein Kennwert ermittelt, der durch eine arithmetische Verknüpfung wie zum Beispiel Quotient, Produkt, Summe und/oder Differenz der Schwingungsamplituden erhalten wird.

[0007] Ebenfalls bekannt ist es, mit einem Hydrophon den Schall im Medium aufzunehmen. Man erhält dann ein Signal, das aus einer Überlagerung des Ultraschalls und der von der Kavitation verursachten Geräusche besteht. Es wird dann regelmäßig der Rauschanteil des Signals als Indikator für das Vorliegen bzw. für die Stärke der Kavitation herangezogen. So wird zum Beispiel in der DE 10 2006 026 525 A1 das Signal zunächst fouriertransformiert und dann einer Spektralanalyse unterzogen, um das Kavitationsrauschen weitgehend unabhängig von den direkt vom Ultraschall verursachten Signalen zu untersuchen.

[0008] Der Artikel „Akustische Ortung kollabierender Kavitationsblasen in Wasser und in Gewebephantomen“ von J. Staudenraus et al, veröffentlicht in Plenarvorträge und Fachbeiträge der 19. Gemeinschaftstagung der Deutschen Arbeitsgemeinschaft für Akustik, Bad Honnef, DPB Kongress-, Ausstellungs- und Verwaltungsges., 1993, S. 321-324, beschreibt ein Verfahren zur Ortung einzelner Kavitationsereignisse in einer Flüssigkeit oder einem Gewebephantom. Dabei wird eine Mehrzahl identischer Hydrophone eingesetzt und es werden von den Hydrophonen Druckamplituden zeitaufgelöst analysiert und aufgrund der unterschiedlichen Zeitpunkte, zu denen die Kavitationsereignisse von den verschiede-

nen Hydrophonen detektiert werden, Rückschlüsse auf den Ursprungsort des Signals gezogen.

[0009] Das Dokument JP 2012-122 740 A beschreibt eine Vorrichtung zur Detektion von Kavitation, bei der an die Außenseite eines Rohres zumindest ein Ultraschallgeber und zumindest ein Ultraschalldetektor angebracht werden. Die gemessenen Signale werden einer Frequenzanalyse unterzogen. Aus den gewonnenen Daten können dann Rückschlüsse auf die Kavitationsaktivität innerhalb des Rohres gezogen werden.

[0010] Aus der US 2006/0 061 225 A1 ist es bekannt, in einer Flüssigkeit auftretende Kavitationsereignisse zu charakterisieren, indem die auftretende Sonolumineszenz von einem optischen Detektor aufgenommen wird. Es können weitere Sensoren, zum Beispiel ein Hydrophon, vorgesehen sein, um die unterschiedlichen Messdaten miteinander zu korrelieren.

[0011] Die US 6,450,184 B1 sieht vor, eine Vielzahl von piezoelektrischen Sensoren in einem Tank anzuordnen, der eine Flüssigkeit enthält, in der die Kavitationsenergie gemessen werden soll. Durch die Vielzahl von Sensoren ist eine orts aufgelöste Messung von Kavitationsenergieprofilen möglich.

[0012] Die US 2012/0 060 873 A1 beschreibt ein Verfahren zur Bestimmung einer akustischen Wellenlänge in einem Flüssigkeitsbad, bei dem zwei Schalldrucksensoren, die identische Messcharakteristiken aufweisen, eingesetzt werden.

[0013] Allen aus dem Stand der Technik bekannten Methoden zur Kavitationsstärkenmessung ist gemeinsam, dass sie lediglich Aussagen über das Vorhandensein von Kavitation irgendwo im gesamten Untersuchungsbereich liefern. Für die Bestimmung der Reinigungsleistung von Ultraschallreinigungsggeräten sind aber bloß Kavitationsvorgänge relevant, die in unmittelbarer Nähe zu dem zu reinigenden Werkstück passieren. Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Gerät und ein Verfahren zur Messung einer Kavitationsstärke bereitzustellen, die eine quantifizierbare Messung der Kavitationsstärke unter besonderer Berücksichtigung der in unmittelbarer Nähe des zu reinigenden Gegenstands auftretenden Kavitationsvorgänge ermöglichen, einfach und kostengünstig herzustellen und robust sind.

[0014] Die Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium mit zumindest einem ersten und einem zweiten Schalldrucksensor, wobei der erste Schalldrucksensor erste Kavitationsblasen, die in dem flüssigen Medium in einem beliebigen Abstand $r_1 > 1$ cm von dem ersten Schalldrucksensor kollabieren genauso stark detektiert, wie der zweite Schalldrucksensor zu der ersten Kavitationsblase äquiva-

lente zweite Kavitationsblasen detektiert, die in dem gleichen Abstand r_1 vom zweiten Schalldrucksensor kollabieren, und wobei der zweite Schalldrucksensor derart ausgestaltet ist, dass er in der unmittelbaren Umgebung des zweiten Schalldrucksensors kollabierende dritte Kavitationsblasen weniger stark detektiert, als der erste Schalldrucksensor in der unmittelbaren Umgebung des ersten Schalldrucksensors kollabierende, zu den dritten Kavitationsblasen äquivalente vierte Kavitationsblasen detektiert.

[0015] Die Aufgabe wird ebenfalls gelöst durch ein Verfahren zur Bestimmung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium, bei dem von zumindest einem ersten Schalldrucksensor und einem zweiten Schalldrucksensor Signale in dem flüssigen Medium detektiert werden, wobei der zweite Schalldrucksensor aufgrund von in seinem Nahfeld kollabierenden Kavitationsblasen verursachten Druckänderungen eine niedrigere Amplitude liefert als der erste Schalldrucksensor aufgrund von in seinem Nahfeld kollabierenden Kavitationsblasen, die Signale an eine elektronische Auswertungseinheit übermittelt und mittels zumindest einer mathematischen Operation verknüpft werden und unter Zuhilfenahme des Ergebnisses der zumindest einen mathematischen Operation ein Kennwert für die Kavitationsstärke ermittelt wird.

[0016] Der Begriff „unmittelbare Umgebung“ beschreibt dabei einen Bereich, der alle Orte umfasst, die weniger als 2 mm vom Sensor entfernt liegen. Besonders bevorzugt ist der zweite Schalldrucksensor so ausgestaltet, dass nur Kavitationsblasen, die in einem Abstand von weniger als 1 mm kollabieren, weniger stark detektiert werden. Die „unmittelbare Umgebung“ ist in diesem Fall also ein Bereich, der alle Orte umfasst, die weniger als 1 mm vom Sensor entfernt liegen.

[0017] Erfindungsgemäß ist vorgesehen, dass eine Asymmetrie zwischen den beiden Schalldrucksensoren hinsichtlich ihrer Messcharakteristik besteht. Die Sensoren können im Wesentlichen gleich aufgebaut sein und detektieren Druckänderungen, die von im Fernfeld kollabierenden Kavitationsblasen verursacht werden, gleich stark. Sie liefern also gleiche Amplituden des Messsignals. Das Fernfeld ist dabei definiert als alle Orte, die mehr als 1 cm, bevorzugt mehr als 0,5 cm, vom Sensor entfernt liegen. Von im Nahfeld kollabierenden Kavitationsblasen verursachte Druckänderungen werden von beiden Sensoren unterschiedlich stark detektiert. Dabei ist der zweite Schalldrucksensor derart ausgestaltet, dass er eine niedrigere Amplitude liefert als der erste Schalldrucksensor.

[0018] Dass die zweiten Kavitationsblasen „äquivalent“ zu den ersten Kavitationsblasen sind soll bedeuten, dass beide Kavitationsblasen von identischen

Sensoren bei ansonsten gleichen Rahmenbedingungen gleich stark detektiert werden würden. Dementsprechend sind Größe der Blasen, Stärke des Kollaps und alle anderen den Blasen inhärenten Eigenschaften für die ersten und die zweiten Kavitationsblasen ebenso identisch, wie z.B. der Winkel, den eine Verbindungslinie von einer Blase mit dem Sensor zur Oberfläche des Sensors bildet. Bei den ersten und zweiten Kavitationsblasen handelt es sich um eine beliebige Anzahl an Kavitationsblasen. Kurz gesagt soll eine mit beiden Sensoren im Fernfeld durchgeführte Messung gleiche Ergebnisse liefern, während sich die Ergebnisse für das Nahfeld voneinander unterscheiden. Beim zweiten Schalldrucksensor werden die Signale, die aus dem Nahfeld stammen, im Wesentlichen unterdrückt. In der Praxis werden von beiden Sensoren im Fernfeld im Wesentlichen die gleichen Blasen detektiert, da der Abstand der beiden Sensoren voneinander klein ist. Im Normalfall sind die ersten Kavitationsblasen also gleich den zweiten Kavitationsblasen, wobei die dritten Kavitationsblasen von den vierten Kavitationsblasen verschieden sind, da jede Kavitationsblase nur in der unmittelbaren Umgebung eines der Schalldrucksensoren kollabieren kann.

[0019] Dass die beiden Sensoren die im Fernfeld, z.B. also in einer Entfernung von über 1 cm, bevorzugt von über 0,5 cm kollabierenden Kavitationsblasen „gleich stark“ detektieren soll bedeuten, dass die beiden Sensoren für im Fernfeld kollabierende Kavitationsblasen Signale liefern, deren Amplituden sich um weniger als 10% voneinander unterscheiden. Das vom Sensor gelieferte Signal kann dabei z.B. eine elektrische Spannung sein.

[0020] Dass der zweite Sensor im Nahfeld, also in seiner unmittelbaren Umgebung kollabierende Kavitationsblasen „weniger stark detektiert“ soll bedeuten, dass hier die Amplitude des Signals, das von den im Nahfeld des zweiten Sensors kollabierenden Kavitationsblasen herrührt, maximal 50% der Amplitude des vom ersten Sensor gelieferten Signals, das von den im Nahfeld des ersten Sensors kollabierenden Kavitationsblasen herrührt, beträgt.

[0021] Vorzugsweise verursachen die in der unmittelbaren Umgebung des zweiten Sensors kollabierenden Kavitationsblasen ein erheblich schwächeres Signal, als die entsprechenden in der unmittelbaren Umgebung des ersten Schalldrucksensors kollabierenden Kavitationsblasen. Beispielsweise betragen die Amplituden der betreffenden vom zweiten Schalldrucksensor gemessenen Signale maximal 25% der Amplituden der entsprechenden vom ersten Schalldrucksensor gemessenen Signale. Besonders bevorzugt betragen die Amplituden der vom zweiten Schalldrucksensor in seiner unmittelbaren Umgebung detektierten Kavitationsereignisse maximal 10% der Amplituden der entsprechenden vom

ersten Schalldrucksensor detektierten Kavitationsereignisse. Die außerhalb der unmittelbaren Umgebung kollabierenden Kavitationsereignisse werden erfindungsgemäß von beiden Schalldrucksensoren im Wesentlichen gleich detektiert. Die so erzeugte Asymmetrie zwischen den Sensoren macht eine gewisse räumliche Auflösung beim Detektieren der Kavitationsereignisse möglich.

[0022] Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass eine besonders genaue Abschätzung der Reinigungswirkung eines Ultraschallreinigungsgerätes möglich wird, wenn nicht alle an beliebigen Orten im Medium stattfindenden Kavitationsereignisse für die Abschätzung der Kavitationsstärke verwendet werden, sondern wenn lediglich die Kavitationsereignisse, die in unmittelbarer Nähe des Werkstücks oder eines das Werkstück simulierenden Gegenstands stattfinden, für die Abschätzung der Kavitationsstärke herangezogen werden. Ein Werkstück ist dabei im Normalfall ein zu reinigender Gegenstand. Das Werkstück kann durch Körper simuliert werden, deren physikalische Eigenschaften, insbesondere die Eigenschaften der Oberfläche, hinreichend ähnlich zu denen des Werkstücks sind.

[0023] Das Abschätzen der Reinigungswirkung unter Zuhilfenahme lediglich der Kavitationsereignisse, die in unmittelbarer Nähe des Werkstücks stattfinden, kann entweder direkt geschehen, indem lediglich die in unmittelbarer Nähe des Sensors kollabierenden Kavitationsblasen detektiert werden, oder indirekt, indem zwei Sensoren verwendet werden, von denen einer auf herkömmliche Art und Weise alle Kavitationsereignisse detektiert und ein zweiter Sensor lediglich die Ereignisse detektiert, die nicht zur Reinigungsleistung beitragen, also nicht in unmittelbarer Nähe des Sensors bzw. des Werkstücks kollabieren. Bei diesem zweiten Sensor muss die Detektion von in unmittelbarer Nähe zum Sensor kollabierenden Kavitationsblasen verhindert oder zumindest vermindert werden. Die Schalldrucksensoren können bspw. piezoelektrische oder magnetostriktive Sensoren sein. Der Begriff „in unmittelbarer Nähe“ soll dabei alle Orte beschreiben, deren Entfernung zum Werkstück weniger als etwa fünf Blasenradien beträgt. Bei einem durchschnittlichen Radius der Kavitationsblasen von 200-300 µm liegt also jeder Ort, der weniger als 1-1,5 mm von der Oberfläche des Werkstücks entfernt liegt, in unmittelbarer Nähe des Werkstücks. Die tatsächliche Größe der Kavitationsblasen und somit auch der Abstand vom Sensor, bei dem ein Ort noch in unmittelbarer Nähe des Sensor liegt, hängt auch vom Medium sowie von der Art des eingestrahlteten Ultraschalls ab. Die hier angegebenen Zahlenwerte sind daher als Beispiele zu verstehen.

[0024] Zieht man das vom zweiten Sensor gemessene Signal vom Signal des ersten Sensors ab, bildet man also die Differenz der beiden Rohsignale, so

bildet das Ergebnis lediglich die in unmittelbarer Nähe des ersten Sensors kollabierenden Kavitationsblasen ab. Auch der Quotient der beiden Rohsignale, ein berechnetes Integral oder andere Verknüpfungen der Rohsignale können einen sinnvollen Kennwert für die Kavitationsstärke liefern.

[0025] Eine erfindungsgemäße Vorrichtung zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium - mit anderen Worten also ein erfindungsgemäßes Kavitationsstärkenmessgerät - ist relativ einfach aufgebaut und es können viele Komponenten verwendet werden, die bereits seit langer Zeit erprobt sind und nicht neu entwickelt werden müssen, da die benötigte Sensortechnik im Prinzip bereits vorhanden ist. Das Gerät kann problemlos derart robust gestaltet werden, dass es für den Einsatz in industriell genutzten Ultraschallschallbädern geeignet ist. Auch die Auswerteelektronik ist relativ einfach herzustellen, so dass sich insgesamt ein sehr robustes und preisgünstiges Gerät ergibt.

[0026] Weiterhin zeichnet sich das erfindungsgemäße Kavitationsstärkenmessgerät im Vergleich zu aus dem Stand der Technik bekannten Geräten durch eine einfache Handhabbarkeit aus, da keine Prüfkörper in das Bad eingebracht oder herausgenommen werden müssen, keine aufwändigen Beschichtungen, Bestimmungen der Masse oder optische Kontrollen durchgeführt werden müssen. Dennoch liefert das erfindungsgemäße Kavitationsstärkenmessgerät Messdaten, die es erlauben, die Kavitationsstärke zu quantifizieren.

[0027] Eine Möglichkeit, ein erfindungsgemäßes Kavitationsstärkenmessgerät auszugestalten ist es, den zweiten Schalldrucksensor zumindest teilweise mit einem weichen Material zu umhüllen. Bis auf den weichen Überzug des zweiten Schalldrucksensors können die beiden Sensoren baugleich sein. Es wird so eine Asymmetrie zwischen dem ersten und dem zweiten Schalldrucksensor erzeugt, die es möglich macht, zwischen in unmittelbarer Nähe kollabierenden Kavitationsblasen und den übrigen Kavitationsereignissen zu differenzieren. Das weiche Material ruft dabei zwei unterschiedliche Effekte hervor. Zum einen kollabieren Kavitationsblasen, die mit dem weichen Überzug in Berührung kommen, seltener als solche, die auf eine harte Oberfläche treffen, und zum anderen dämpft der weiche Überzug aufgrund seiner Elastizität auftreffende Mikrojets derart ab, dass sie von dem Schalldrucksensor im Vergleich zum ungeschützten, also nicht mit einem weichen Überzug versehenen Schalldrucksensor nur vermindert detektiert werden. Da die Schalldrucksensoren prinzipiell nur Mikrojets detektieren, die in unmittelbarer Nähe der Sensoren entstehen, vermindert auch dieser zweite Effekt die Detektion von in unmittelbarer Nähe des zweiten Sensors kollabierenden Kavitationsblasen. Die Mikrojets besitzen im Regelfall eine Reich-

weite von 1-1,5 Blasenradien. Außerhalb dieses Bereichs ist der Mikrojet entweder nicht mehr als scharfer Strahl detektierbar, oder außerhalb dieses Bereichs kollabierende Blasen erzeugen erst gar keinen Mikrojet, da keine Grenzfläche zu einem festen Gegenstand vorhanden ist.

[0028] Ein „weiches Material“ ist erfindungsgemäß ein Material, das den oben beschriebenen Einfluss auf die Detektion der beim Kollaps der Kavitationsblasen entstehenden Mikrojets ausübt. Eine mögliche Definition kann über die Härte des Materials erfolgen. So kann ein „weiches Material“ beispielsweise ein Material sein, dessen Härte nach IRHD (International Rubber Hardness Degree) bei 20-55, bevorzugt bei 30-40 liegt. Die Werte nach IRHD entsprechen dabei etwa den Werten nach Shore A, so dass auch eine Definition über die gleichen Werte für die Shore A Härte möglich ist. Vorteilhaft ist es weiterhin, wenn die Impedanz (Schallkennimpedanz) des weichen Materials möglichst gut an die Impedanz des Wassers angepasst ist. Beispielsweise liegt die Schallkennimpedanz des weichen Materials im Bereich von $1,0 - 3 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$, bevorzugt im Bereich von $1,3 - 2,3 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$.

[0029] Bevorzugt ist das weiche Material ein Polyurethan, ein Kunstharz, ein Silikon, ein Elastomer oder ein quasielastisches Metall. Prinzipiell ist jedes Material geeignet, das weich ist, ausreichend resistent gegen das flüssige Medium ist und sich als Überzug auf dem Schalldrucksensor aufbringen lässt.

[0030] Der weiche Überzug weist bevorzugt eine Dicke von 0,3 - 1,0 mm, besonders bevorzugt von 0,4 - 0,6 mm auf. Ein Überzug mit einer Dicke von 0,5 mm hat sich für die gewünschte Beeinflussung der Messcharakteristik des zweiten Sensors als optimal herausgestellt.

[0031] Der weiche Überzug kann in irgendeiner geeigneten Weise auf dem Sensor angebracht werden. So kann der Sensor in das noch flüssige Material eingetaucht werden, das Material kann aufgesprüht werden oder der Sensor kann umgossen werden. Auch das Aufbringen eines Tropfens flüssigen Materials, der dann den Sensor umschließt und in der Folge vernetzt, ist möglich.

[0032] Es hat sich herausgestellt, dass es vorteilhaft ist, wenn die aktive Fläche der Schalldrucksensoren möglichst klein ist. Dadurch, dass dann pro Zeiteinheit eine im Vergleich zu einem Sensor mit größerer aktiver Fläche kleinere Anzahl von Kavitationsblasen in der Nähe des Sensors kollabieren, wird es möglich, einzelne Kavitationsereignisse, also den Kollaps von einzelnen Kavitationsblasen oder aber auch von einer Wolke von Kavitationsblasen, zu detektieren. Es zeigen sich dann ausgeprägte Peaks im Signal. Wenn man die Peaks zählt, erhält man somit die An-

zahl der direkt am Sensor gemessenen Kavitationsereignisse. Bevorzugt haben daher die Schalldrucksensoren eine aktive Fläche, die kleiner als 1 Quadratmillimeter, besonders bevorzugt kleiner als 0,3 Quadratmillimeter, ist. Die aktive Fläche ist dabei diejenige Fläche des Schalldrucksensors, die auf sie einwirkende Druckveränderungen in ein Messsignal umsetzt. Ein Sensor mit kleiner aktiver Fläche kann so ausgestaltet werden, dass einzelne Mikrojets detektierbar sind.

[0033] Weiterhin ist es von Vorteil, wenn die Sensoren einen möglichst geringen Abstand zueinander aufweisen, das heißt, wenn der Abstand zwischen den aktiven Flächen kleiner als 5 mm, bevorzugt kleiner als 2 mm, ist. Durch eine solche Anordnung wird erreicht, dass die Differenz zwischen den beiden gemessenen Signalen nahezu ausschließlich durch die unterschiedliche Ausgestaltung der beiden Schalldrucksensoren und nicht durch andere räumliche Inhomogenitäten hervorgerufen wird.

[0034] Das erfindungsgemäße Kavitationsstärkenmessgerät ist in der Handhabung sehr einfach. Soll die Kavitationsstärke im Flüssigkeitsbad eines Ultraschallreinigungsgeräts bestimmt werden, so werden die zumindest zwei Schalldrucksensoren in das flüssige Medium eingeführt, wo sie die von den Kavitationsereignissen verursachten Signale aufnehmen. Die Signale werden dann an eine elektronische Auswertungseinheit zur Weiterverarbeitung übermittelt. Die Auswertungseinheit verarbeitet die Signale weiter, indem die beiden Signale mittels zumindest einer mathematischen Operation in Beziehung zueinander gebracht werden. Die elektronische Auswertungseinheit ist also in der Lage, mathematische Operationen mit den zumindest zwei gemessenen Signalen durchzuführen. Durch das Verknüpfen der beiden Signale mittels der zumindest einen mathematischen Operation ergibt sich ein Kennwert, der zur Abschätzung der Kavitationsstärke herangezogen werden kann. So kann zum Beispiel die Differenz oder ein Quotient der beiden Signale gebildet werden, es kann die Anzahl der Peaks, die einen bestimmten Schwellenwert überschreiten, gezählt werden, oder es kann eine Spektralanalyse erfolgen. Hierzu kann zunächst eine Fouriertransformation der gemessenen Daten durchgeführt werden. Auch der Einsatz von Filtern oder eine Integration der Signale bzw. der weiterverarbeiteten Daten kann sinnvoll sein.

[0035] Mit Hilfe einer Zeichnung soll ein Ausführungsbeispiel der Erfindung nachfolgend näher beschrieben werden. Es zeigt

Fig. 1 den schematischen Aufbau eines erfindungsgemäßen Kavitationsstärkenmessgeräts sowie ein Flussdiagramm zur Messwertverarbeitung und Beispiele für mögliche Messergebnisse.

[0036] **Fig. 1** zeigt einen Tank **1**, der mit Wasser als flüssigem Medium gefüllt ist und in dem sich der erste Schalldrucksensor **3** und der zweite Schalldrucksensor **4** befinden. Die beiden Schalldrucksensoren **3, 4** umfassen jeweils ein rohrförmiges Gehäuse aus Edelstahl **2** mit einem Außendurchmesser von 1,0 mm und einem Innendurchmesser von 0,8 mm sowie einer Länge von 100 mm. Die beiden rohrförmigen Gehäuse **2** werden von einer Halterung **13** miteinander verbunden. Die Halterung **13** besteht aus einem Material, das Schwingungen zwischen den beiden Schalldrucksensoren **3, 4** nur in geringem Maße überträgt. Der zweite Schalldrucksensor **4** besitzt einen Überzug **5**, der aus Polyurethan besteht und daher eine ähnliche Impedanz wie das flüssige Medium aufweist.

[0037] Eine nicht dargestellte Ultraschallquelle koppelt Ultraschall in das flüssige Medium ein. Die daraus resultierenden Kavitationsereignisse werden von den beiden Schalldrucksensoren **3, 4** detektiert. Die Ausgangssignale der beiden Schalldrucksensoren **3, 4** werden mit Hilfe von elektrischen Verstärkern **6** verstärkt und mit einem oder mehreren Oszilloskopen **7** registriert. Es kann so der Schalldruck $p(t)$ in Abhängigkeit von der Zeit t ermittelt werden. Das Diagramm **8** zeigt schematisch einen typischen Verlauf eines von dem ersten Schalldrucksensor **3** detektierten Signals, das charakteristische hohe Peaks aufweist. Das Diagramm **9** zeigt ebenso schematisch einen typischen Druckverlauf, der von dem zweiten Schalldrucksensor **4** gemessen wird. Die hohen Peaks sind hier typischerweise nicht vorhanden oder es zeigen sich anstelle der hohen Peaks nur sehr kleine Peaks.

[0038] Zur Auswertung der gemessenen Signale kann die Anzahl der Peaks gezählt werden, da sie eine direkte Aussage über die Häufigkeit der Kavitationsereignisse nahe der Oberfläche machen. Ein „Peak“ kann dabei durch einen Schwellenwert der Steilheit des Signals, also seiner zeitlichen Ableitung, definiert werden. Um zufällig auftretende Bereiche im Signal mit einem großen Wert der zeitlichen Ableitung, die aber keinen wirklichen Peak darstellen, nicht einzubeziehen, kann ein Kriterium aufgestellt werden, nachdem die Amplitude des Messsignals einen Schwellenwert übersteigt, der z.B. 300% oder 500% des sogenannten Sockelwerts, also dem letzten Wert vor dem Beginn des steilen Abschnitts im Signal, betragen kann. Anstatt des soeben definierten Sockelwerts kann auch der mittlere Wert des Signals über einen im Vergleich zur zeitlichen Ausdehnung eines Peaks langen Zeitbereich herangezogen werden.

[0039] Weiterhin kann es zur Abschätzung der Kavitationsstärke sinnvoll sein, eine Wichtung durchzuführen, indem zum Beispiel höhere Peaks als wirksamer eingestuft werden als kleinere. Ebenso können Histogramme bezüglich der Peakhöhe erstellt werden und eine Auswertung mit Hilfe von Wich-

tungsfunktionen durchgeführt werden. Der Einsatz eines Filters, beispielsweise eines Digitalfilters, der die Grundfrequenz des eingekoppelten Ultraschalls sowie z.B. Frequenzen bis zu dessen dritter Harmonischer herausfiltert, kann ebenfalls vorteilhaft sein, um ein Signal zu erhalten, das möglichst frei von Einflüssen, die nicht auf den Kollaps von Kavitationsblasen zurückzuführen sind, ist.

[0040] Eine weitere Möglichkeit zur Auswertung der Signale verknüpft die von dem ersten Schalldrucksensor gelieferten Messwerte mit den von dem zweiten Schalldrucksensor gelieferten Messwerten. So kann beispielsweise die Differenz der Höhen der Peaks, die vom ersten bzw. vom zweiten Schalldrucksensor gemessen werden, als Kennwert für die lokale Kavitationsaktivität herangezogen werden.

[0041] In einem weiteren Auswertungsschritt kann mit Hilfe einer Fast-FourierTransformation (FFT) das Spektrum der zeitabhängigen Signale $p(t)$ berechnet werden. Das Diagramm **10** zeigt schematisch eine typische spektrale Leistungsdichte S für den ersten, nicht beschichteten Schalldrucksensor **3**, das Diagramm **11** zeigt eine entsprechende spektrale Leistungsdichte S für den zweiten, beschichteten Schalldrucksensor **4**. Dieser zeigt im Vergleich zum ersten Schalldrucksensor **3** eine deutlich verringerte spektrale Dichte vor allem bei höheren Frequenzen.

[0042] Eine weitere sinnvolle Maßnahme ist es, die Spektren **10** und **11** direkt miteinander zu vergleichen, beispielsweise indem die logarithmischen Werte der spektralen Dichte voneinander subtrahiert werden. Es ergibt sich dann ein Differenzspektrum **12**, das ebenfalls schematisch in **Fig. 1** dargestellt ist. Es enthält hohe Werte im mittleren Frequenzbereich, die für einen Blasen kollaps nahe einer Oberfläche typisch sind. Um ein Maß für die Kavitationsstärke zu erhalten, kann beispielsweise die elektrische Rauschleistung durch Summation über einen oder mehrere spezifische Frequenzbereiche ermittelt und als Einzahlwert für die Kavitationsaktivität genutzt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium **gekennzeichnet durch** zumindest einen ersten Schalldrucksensor (3) und einen zweiten Schalldrucksensor (4), wobei der erste Schalldrucksensor (3) erste Kavitationsblasen, die in dem flüssigen Medium in einem beliebigen Abstand $r_1 > 1$ cm von dem ersten Schalldrucksensor (3) kollabieren, genauso stark detektiert, wie der zweite Schalldrucksensor (4) zu den ersten Kavitationsblasen äquivalente zweite Kavitationsblasen detektiert, die in dem gleichen Abstand r_1 vom zweiten Schalldrucksensor (4) kollabieren, und wobei der zweite Schalldrucksensor (4) derart ausgestaltet ist, dass er

in der unmittelbaren Umgebung des zweiten Schalldrucksensors (4) kollabierende dritte Kavitationsblasen weniger stark detektiert, als der erste Schalldrucksensor (3) in der unmittelbaren Umgebung des ersten Schalldrucksensors (3) kollabierende, zu den dritten Kavitationsblasen äquivalente vierte Kavitationsblasen detektiert.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass der zweite Schalldrucksensor (4) zumindest teilweise von einem weichen Material (5) umhüllt ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass das weiche Material (5) ein Polyurethan, ein Kunstharz, ein Silikon, ein Elastomer oder ein quasielastisches Metall ist.

4. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zumindest einer der Schalldrucksensoren (3, 4) in ein Werkstück eingearbeitet und ein weiterer Schalldrucksensor (3, 4) außerhalb des Werkstücks angeordnet ist.

5. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine aktive Fläche der Schalldrucksensoren (3, 4) jeweils kleiner als 1 mm^2 , bevorzugt kleiner als $0,3 \text{ mm}^2$, ist.

6. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, **gekennzeichnet durch** eine elektronische Auswertungseinheit (7), die in der Lage ist, mathematische Operationen mit den durch die Schalldrucksensoren (3, 4) gemessenen Signalen durchzuführen.

7. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Abstand zwischen den aktiven Flächen der Schalldrucksensoren (3, 4) kleiner als 5 mm, bevorzugt kleiner als 2 mm, ist.

8. Verfahren zur Bestimmung einer Kavitationsstärke in einem flüssigen Medium, mit den Schritten:

- Detektieren von Signalen in dem flüssigen Medium durch zumindest einen ersten Schalldrucksensor (3) und einen zweiten Schalldrucksensor (4), wobei der zweite Schalldrucksensor aufgrund von in seinem Nahfeld kollabierenden Kavitationsblasen verursachten Druckänderungen eine niedrigere Amplitude liefert als der erste Schalldrucksensor aufgrund von in seinem Nahfeld kollabierenden Kavitationsblasen,
- Übermitteln der Signale an eine elektronische Auswertungseinheit (7),
- Verknüpfen der gemessenen Signale mittels zumindest einer mathematischen Operation,
- Ermitteln eines Kennwerts für die Kavitationsstärke unter Zuhilfenahme des Ergebnisses der zumindest einen mathematischen Operation.

9. Verfahren nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die mathematische Operation eine Subtraktion, Division oder Integration ist.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 oder 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass vor dem Durchführen der zumindest einen mathematischen Operation eine Fouriertransformation der gemessenen Signale durchgeführt wird.

Es folgt eine Seite Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

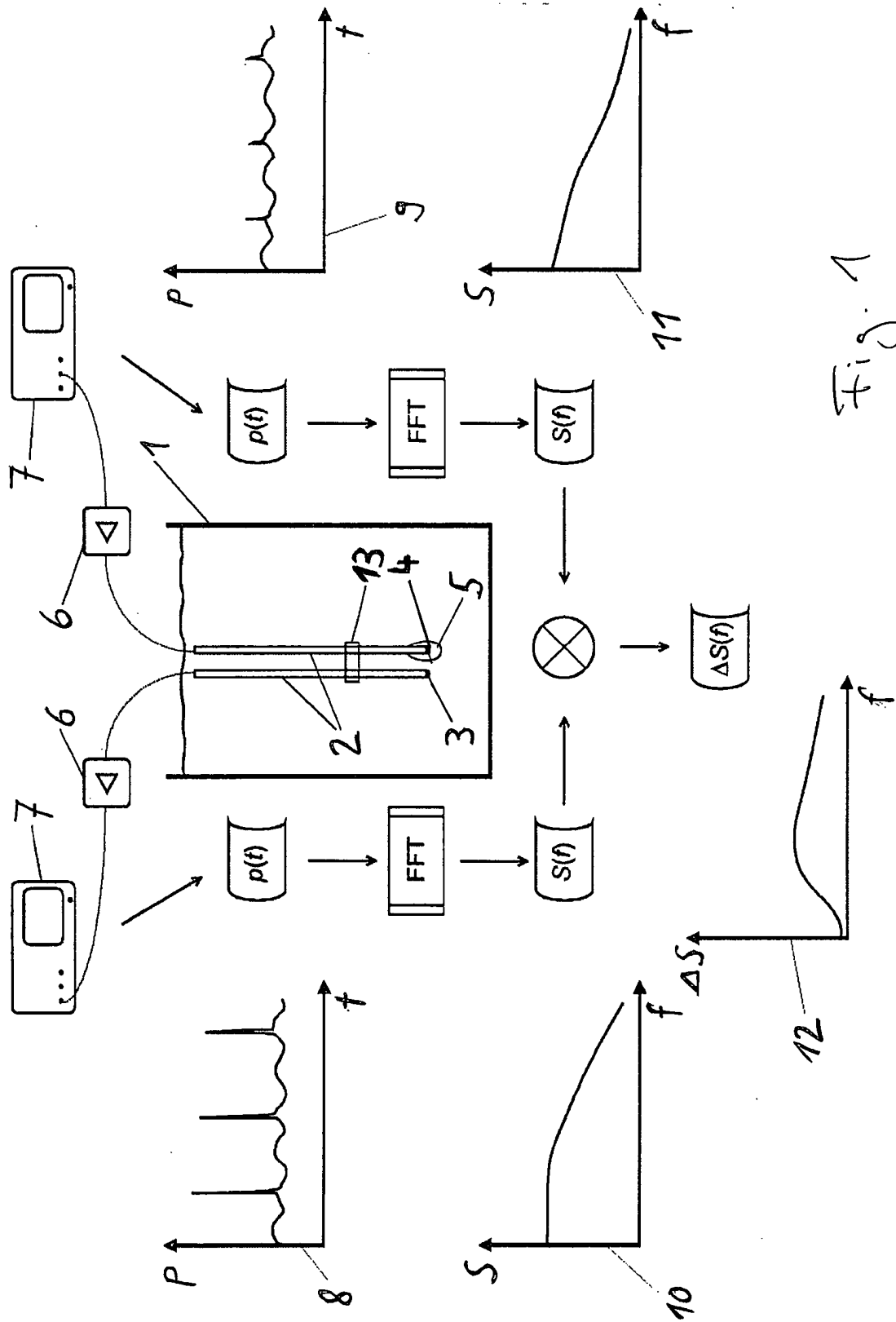


Fig. 1