



(10) **DE 10 2005 037 043 C5** 2017.12.14

(12)

Geänderte Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 037 043.8**

(22) Anmeldetag: **05.08.2005**

(43) Offenlegungstag: **22.02.2007**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **19.07.2007**

(45) Veröffentlichungstag
der geänderten Patentschrift: **14.12.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 8/00 (2006.01)**
A61B 17/225 (2006.01)

Patent nach Einspruchsverfahren beschränkt aufrechterhalten

(73) Patentinhaber:
**Dornier MedTech Systems GmbH, 82234 Weßling,
DE**

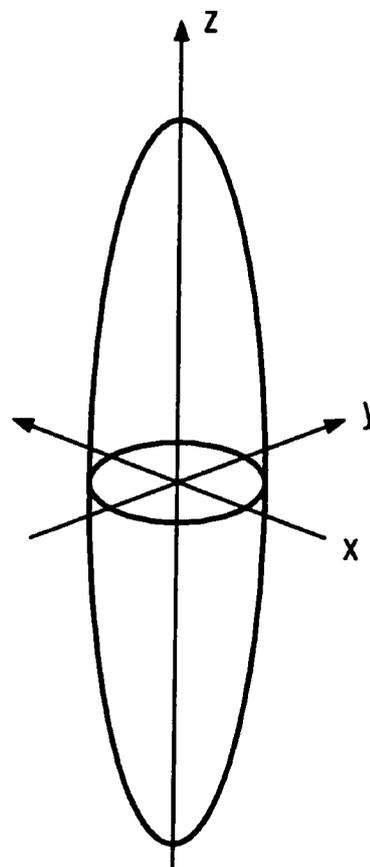
(74) Vertreter:
**Grünecker Patent- und Rechtsanwälte PartG
mbB, 80802 München, DE**

(72) Erfinder:
Bohris, Christian, Dr., 82152 Krailling, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:
siehe Folgeseiten

(54) Bezeichnung: **Stoßwellentherapiegerät mit Bildgewinnung**

(57) Hauptanspruch: Stoßwellentherapiegerät mit:
einer Stoßwellenquelle zum Aussenden einer Stoßwelle und
einer Ultraschalleinheit zur Bildinformationsgewinnung mit-
tels Aussendung und Empfang von Ultraschall
dadurch gekennzeichnet, dass
die Ultraschalleinheit zum Empfang von reflektierten und/
oder gestreuten Anteilen der Stoßwelle für die Bildinformati-
onsgewinnung vorgesehen ist.



(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	37 03 335	C2
DE	42 05 030	C2
DE	31 19 295	A1
DE	36 17 032	A1
DE	37 03 338	A1
DE	41 13 697	A1
DE	203 15 924	U1
US	5 143 073	A
EP	0 460 536	A1
WO	00/ 13 598	A1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Stoßwellentherapiegerät mit einer Stoßwellenquelle zum Aussenden einer Stoßwelle und einer Ultraschalleinheit zur Bildgewinnung mittels Aussendung und Empfang von Ultraschall.

[0002] Bei der Stoßwellentherapie werden beispielsweise Nieren- oder Gallensteine (Konkremente) mittels fokussierter Stoßwellen zertrümmert. Andere Formen der Stoßwellentherapie sind Schmerzbehandlung, Behandlung verschlossener Gefäße, Behandlung des Herzmuskels, etc. in einem entsprechenden Zielgebiet. Die Stoßwellenquelle hat in der Regel einen durch ihre Geometrie vorgegebenen Fokus. Der Fokus kann beispielsweise durch eine Linse erzeugt werden.

[0003] Um den Fokus der Stoßwellenquelle auf das Konkrement oder das Zielgebiet zu richten, ist es nötig, das Konkrement oder entsprechende Strukturen des Zielgebiets zu orten. Hierbei ist sowohl die Ortung mittels Röntgenstrahlen als auch mittels Ultraschall bekannt.

[0004] Aus der DE 203 15 924 U1 ist beispielsweise eine Stoßwellenquelle bekannt, bei der ein Ultraschallwandler in vorgegebener geometrischer Anordnung mit der Stoßwellenquelle verbunden ist, sodass mit dem Ultraschallwandler das Konkrement geortet werden kann.

[0005] Aufgrund der festen geometrischen Beziehung kann die Position des Fokus durch eine Markierung, beispielsweise ein Kreuz, im Ultraschallbild dargestellt werden.

[0006] Unter Bildkontrolle lässt sich das Konkrement oder Zielgebiet relativ zum Fokus verschieben, bis es zu einer Übereinstimmung kommt.

[0007] Der physikalische Stoßwellenfokus wird allerdings nicht messtechnisch nachgewiesen und dargestellt. Deshalb kann es durch Fehljustage bei der mechanischen Kopplung der Stoßwellenquelle zu Abweichungen zwischen der angezeigten und der tatsächlichen Fokusposition kommen. Dies würde zu ineffektiven Behandlungen mit dem erhöhten Risiko von Nebenwirkungen führen. Außerdem kann nicht unmittelbar nachgewiesen werden, ob die Schockwelle in ausreichendem Maße den Fokus erreicht. Mangelhafte akustische Kopplung zwischen der Schockwelle und dem zu behandelnden Körper oder starke Reflexionen an beispielsweise über dem Zielorgan liegenden Rippen können die applizierte Stoßwellenenergie schwächen.

[0008] Aus der DE 37 03 335 C2 ist es bekannt, eine Ultraschallempfangseinheit in Form einer PVDF-Folie vorzusehen, mit der ein reflektiertes Echo empfangen werden kann, das an einem Konkrement beim Auftreffen des Stoßwellenimpulses auf das Konkrement entsteht. Nachteilig ist hierbei, dass eine Bildgewinnung nur bei Applikation eines Stoßwellenimpulses möglich ist, nicht jedoch bereits vorab zur Justage der Stoßwellenquelle. Außerdem setzt dieses Verfahren bestimmte baulich Voraussetzungen an ein Stoßwellentherapiegerät, z. B. das Vorhandensein einer Linse, voraus.

[0009] Aus der EP 0 460 536 A1 ist ein Lithotripter bekannt, bei dem zum Überlagern des Fokus und des Konkrements keine Bildgebung eingesetzt wird, sondern mit einer piezoelektrischen Stoßwellenquelle ein schwacher Ultraschallpuls generiert und zeitaufgelöst das Echo aufgenommen wird, sodass aus einem starken Echo darauf geschlossen werden kann, dass die Position des Fokus mit dem Konkrement übereinstimmt.

[0010] Nachteilig ist hierbei, dass keine unmittelbare Bildgewinnung möglich ist, die für die Durchführung der Lithotripsie jedoch von großem Vorteil ist, da mit der unmittelbaren Bildgewinnung Form, Größe und Zertrümmerungszustand des Konkrements ermittelt werden können. Darüber hinaus ist die Darstellung der umliegenden Anatomie für eine sichere Behandlung wesentlich, da nur so das Zielgebiet eindeutig identifiziert werden kann, sowie benachbarte Risikostrukturen geschont werden können.

[0011] Weiter ist aus der DE 4113697 A1 eine Überlagerung von einem B-Bild mit einem Geschwindigkeitsbild bekannt. Bewegungen von z. B. dem Konkrement oder Kavitationsblasen, die durch die Stoßwelle ausgelöst werden, können so detektiert werden.

[0012] Nachteilig ist hierbei jedoch, dass Bewegungsvorgänge nur bei an sich ungewünschter Kavitation auftreten oder nur dann wenn das Konkrement von der Stoßwelle auch getroffen wird. Andernfalls sind keine Bewegungen detektierbar und das Verfahren somit nicht weiter hilfreich.

[0013] Die DE 42 05 030 C2 offenbart eine therapeutische Ultraschallvorrichtung bei der Behandlungsschallwellen kontinuierlich ausgesandt werden und wobei zwei Sende-/Empfangeinheiten vorgesehen sind.

[0014] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Stoßwellentherapiegerät zu schaffen, mit dem in möglichst kostengünstiger Weise und möglichst fehlerunanfällig die Position des Fokus und des Konkrements oder des Zielgebiets kontrolliert werden können. Diese Aufgabe wird gelöst, durch ein Stoßwellentherapiegerät nach Anspruch 1.

[0015] Bei dem Stoßwellentherapiegerät werden mit ein- und derselben Ultraschalleinheit, die zur normalen Bildgewinnung eingesetzt wird, auch Anteile der Stoßwelle zur Bildinformationsgewinnung registriert, die im Fokusbereich der Stoßwelle reflektiert oder gestreut werden.

[0016] Damit ist es möglich, ein Bild des Stoßwellenfokus selbst zu gewinnen. Da dieser Stoßwellenfokus mit der selben Ultraschalleinheit aufgenommen wird, wie das normale Bild ist eine optimale Kontrolle der Behandlung möglich. Der Stoßwellenfokus lässt sich zweifelsfrei mit dem Zielgebiet oder dem Konkrement in Deckung bringen. Durch den Nachweis des Stoßwellenfokus ist sichergestellt, dass die akustische Energie der Therapiewelle den Zielpunkt erreicht.

[0017] Die Ultraschalleinheit umfasst bevorzugterweise einen elektrischen Transducer wie etwa einen piezoelektrischen Transducer, der sich elektronisch fokussieren lässt. Dieser ist aus einer Vielzahl von einzelnen Elementen aufgebaut, die entweder 1-dim oder 2-dim array-artig angeordnet sind. Diese Art von Transducern ermöglicht in kostengünstiger Weise eine Ultraschallbildgewinnung mit guter Bildqualität.

[0018] Die Ultraschalleinheit kann auch zwei oder mehr piezoelektrische Transducer umfassen, die z. B. verschiedene Frequenzcharakteristiken haben. Jeder Transducer seinerseits kann jedoch aus einer Mehrzahl von Transducerelementen aufgebaut sein. Somit ist es möglich den einen Transducer für eine normale Ultraschallbildgewinnung einzusetzen und den anderen zum Empfang von Anteilen der reflektierten Stoßwelle zur Bildinformationsgewinnung zu verwenden. Die beiden Transducer sind in einer Ultraschalleinheit zusammengefasst, so dass ihre relative Lage zueinander bekannt ist.

[0019] Auch kann die Ultraschalleinheit Transducer umfassen, die sich aus Transducerelementen mit verschiedenen Eigenschaften zusammensetzen. So können beispielsweise zwei oder mehr verschiedenartige Transducerelemente eingesetzt werden, die jeweils verschiedene Frequenzcharakteristiken haben. Die verschiedenen Transducerelemente können dabei beispielsweise immer abwechselnd angeordnet sein. Dies betrifft sowohl 1-dimensionale Anordnungen als auch 2-dimensionale Arrays.

[0020] Die verschiedenen erwähnten Ultraschalleinheiten können mit einer elektronischen Signalverarbeitung gekoppelt werden, die sowohl eine Abstrahlfokussierung als auch eine Empfangsfokussierung durchführen kann. Bei der Abstrahlfokussierung werden die einzelnen Elemente der Ultraschalleinheit zeitversetzt aktiviert, sodass sich eine auslaufende Welle ergibt, die fokussiert ist. In gleicher Weise kann bei der Empfangsfokussierung den empfangenen Signalen eine zeitliche Verzögerung elektronisch zugeordnet werden, sodass der Empfang von Ultraschall aus einem bestimmten Bereich (Fokus der Empfangsfokussierung) besonders intensiv ist. Damit ist eine zeilenweise Abtastung sowohl durch Aussendungsfokussierung als auch durch Empfangsfokussierung oder beides zusammen möglich. Für die Darstellung der Stoßwelle kommt die Aussendungsfokussierung nicht zum Einsatz, da die Stoßwelle nicht von dem Transducer selbst, sondern von der Stoßwellenquelle erzeugt wird. Allerdings lässt sich die Empfangsfokussierung einsetzen, um die von der Stoßwelle erzeugten Echos orts aufgelöst darzustellen.

[0021] Vorteilhafterweise ist das Stoßwellentherapiegerät so ausgeführt, dass die Bildsignalgewinnung mittels Aussendung und Empfang von Ultraschall zu anderen Zeiten erfolgen kann, als die Bildsignalgewinnung durch den Empfang der reflektierten und gestreuten Anteile der Stoßwelle. Dadurch ist eine jeweilige elektronische Signalverarbeitung der verschiedenen Signale möglich.

[0022] Für das Bedienpersonal ist es von Vorteil, wenn die verschieden gewonnene Bildinformation überlagert wird, sodass sie in einem einzelnen Bild dargestellt wird. Dadurch ist es insbesondere leicht möglich, die Überlagerung des Stoßwellenfokus mit dem Konkrement zu ermöglichen.

[0023] Es sind piezoelektrische Stoßwellenquellen (siehe DE 31 19 295 A1), elektromagnetische (siehe DE 37 03 338 A1) und elektrohydraulische Stoßwellenquellen (siehe DE 36 17 032 A1) bekannt, von denen auch jede bei der vorliegenden Erfindung eingesetzt werden kann.

[0024] Die verschiedenen Bauarten können mehr oder weniger starke Ungenauigkeiten in dem Zeitpunkt der Auslösung der Stoßwelle haben. Bei der elektrohydraulischen Stoßwellenquelle hängt die genaue Zeit beispielsweise von dem Abbrandgrad der Elektroden ab.

[0025] Vorteilhafterweise ist daher ein entsprechender Sensor vorgesehen, mit dem der genaue Zeitpunkt der Stoßwellenquellenaussendung ermittelt werden kann, sodass die Elektronik der Ultraschalleinheit entsprechend auf den Empfang von reflektierten oder gestreuten Anteilen der Stoßwelle umschalten kann.

[0026] Dadurch ist es möglich, einen möglichst lückenlosen Bildgewinnungsfluss zu erreichen, d. h. dass bis unmittelbar vor der Stoßwellenaussendung eine Bildinformationsgewinnung mittels Aussenden und Empfangen des Ultraschalls durch die Ultraschalleinheit erfolgen kann.

[0027] Bei Stoßwellenquellen, bei denen der Zeitpunkt der Stoßwelle jedoch genau bekannt ist, da diese durch ein entsprechendes (z. B. elektrisches) Signal ausgelöst wird, kann auch eine unmittelbare Kopplung zwischen der Signalauslösung für die Stoßwellenquelle und dem entsprechenden Betrieb der Ultraschalleinheit für die entsprechende Bildgewinnung durch Anteile der Stoßwelle erfolgen.

[0028] Die piezoelektrischen Kristalle des elektronischen Transducers sollen einen möglichst breitbandigen Empfangsbereich besitzen, da dann sowohl der Empfang für das B-Bild als auch der Empfang für die Darstellung der Schockwelle optimiert werden kann. Für die B-Bildgebung sind je nach Tiefe des Bildbereichs Frequenzen zwischen 2 bis 8 MHz geeignet. Die Stoßwelle besitzt häufig ein sehr breites Frequenzspektrum, das von der Art der Stoßwellenerzeugung sowie der Höhe der Stoßwellendruckamplitude abhängig ist. In der Regel ist das Maximum des Frequenzspektrums aber meist unter 1 MHz. Allerdings findet man vor allem im Stoßwellenfokus, wo es aufgrund der hohen Druckamplituden zu nichtlinearen Effekten kommt, auch viele Hochfrequenzanteile im Bereich von 3 bis 5 MHz, die für die Bildgewinnung genutzt werden können. Durch die Verwendung eines breitbandigen Transducers besteht die Möglichkeit, je nach Anwendung die jeweils für den Bildbereich optimale Frequenz auszuwählen. Dies können für die beiden unterschiedlichen Bildinformationen auch unterschiedliche Frequenzen sein. Die Auswahl kann durch akustische oder elektronische Signalfilterung erreicht werden.

[0029] Auch können hier Transducer bzw. Transducerelemente mit verschiedenen Frequenzcharakteristiken vorgesehen sein. So können beispielsweise Transducer bzw. Transducerelemente mit einer guten Empfangssensitivität unterhalb von 1 MHz (Empfangssensitivitätsmaximum unterhalb von 1 MHz) vorgesehen sein und andere Transducer bzw. Transducerelemente mit einer guten Empfangssensitivität oberhalb von 1 MHz, wie beispielsweise bei etwa 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 oder 10 MHz. Statt einer guten Empfangssensitivität unter- bzw. oberhalb von 1 MHz kann die gute Empfangssensitivität auch unter- bzw. oberhalb von 0,5, 1,5, 2, 2,5, 3, 3,5, 4, 4,5, 5, 6, 7, 8, 9, 9,5 oder 10 MHz oder dazwischen liegen. Dies hängt von den jeweiligen Anforderungen ab. Die einen Transducer bzw. Transducerelemente werden für die Bildgewinnung mit Stoßwellen optimiert und die anderen für die normale B-Bildgewinnung.

[0030] Bei der Gewinnung von Bildinformationen wird beispielsweise zur Erstellung eines B-Bildes Ultraschall von einer Ultraschalleinheit ausgesandt und anschließend empfangen. Weiterhin wird mit einer Stoßwellenquelle eine Stoßwelle ausgesandt und die reflektierten oder gestreuten Anteile der Stoßwelle mit der Ultraschalleinheit empfangen, so dass Bildinformation gewonnen werden kann.

[0031] Vorteilhafterweise kann die Stoßwellenquelle Stoßwellen mit verschiedener Intensität aussenden. So kann beispielsweise zum Justieren eine Stoßwelle mit geringerer Intensität ausgesandt werden, als eine Stoßwelle zum Zertrümmern der Steine. Die Intensität der Stoßwelle zum Justieren muss nur so groß sein, dass die reflektierten und gestreuten Anteile der Stoßwelle mit der Ultraschalleinheit empfangen werden können.

[0032] Eine Ausführungsformen des Stoßwellentherapiegeräts soll anhand der Figuren erläutert werden. Dabei zeigt:

[0033] Fig. 1 eine schematische Darstellung des Stoßwellenfokus,

[0034] Fig. 2 eine schematische Darstellung der verschiedenen Elemente des Stoßwellentherapiegeräts,

[0035] Fig. 3 Ortsbezug zwischen Stoßwellenausbreitungsrichtung, Transducer und Bildpunkt bei zentrischer Anordnung der Ultraschalleinheit,

[0036] Fig. 4 Ortsbezug zwischen Stoßwellenausbreitungsrichtung, Transducer und Bildpunkt, bei einer nicht zentrischen Anordnung der Ultraschalleinheit, wobei die axiale Achse der Stoßwellenquelle und die Ultraschall-bildebene in einer Ebene liegen,

[0037] Fig. 5 eine schematische Darstellung der Überlagerung der verschiedenen Bildinformationen,

[0038] Fig. 6 eine schematische Darstellung von verschiedenen Ultraschalleinheiten und

[0039] Fig. 7 eine schematische Darstellung von anderen Ultraschalleinheiten.

[0040] Fig. 1 zeigt die ellipsoidförmige Isobare eines Stoßwellenfokus, beispielsweise die auf den Fokusspitzenwert bezogene -6 dB-Isobare, die in Z-Richtung etwa 3 bis 10 cm lang sein kann und in X- und Y-Richtung typischerweise 2 bis 15 mm breit ist.

[0041] In der folgenden Beschreibung ist beispielhaft für ein Stoßwellentherapiegerät ein Lithotripter beschrieben. Für die anderen Behandlungsgeräte, wie sie bei der Schmerztherapie, etc. (s. o.) eingesetzt werden, gelten die Ausführungen entsprechend.

[0042] In Fig. 2 sind die verschiedenen Elemente des Lithotripters schematisch dargestellt. Der Lithotripter umfasst eine Stoßwellenquelle und einen Transducer, der hier als Ultraschalleinheit dient. Die Ultraschalleinheit kann auf oder neben der Symmetrieachse der Stoßwellenquelle angeordnet sein (s. Fig. 3 und Fig. 4). Die Ultraschalleinheit kann beispielsweise eine lineare Anordnung von 128 einzelnen piezoelektrischen Elementen sein. Es können auch mehr oder weniger Elemente wie beispielsweise 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180, 190 oder 200 oder noch mehr vorgesehen sein.

[0043] Die Stoßwellenquelle ist bevorzugt elektromagnetisch.

[0044] Eine Kontrolleinheit dient zur Kontrolle der Stoßwellenquelle, sodass zu kontrollierten Zeiten eine Stoßwelle ausgesandt werden kann. Weiterhin kontrolliert die Kontrolleinheit einen Beamformer für das Aussenden von Ultraschall („Transmit Beamformer“). Dieser steuert den Transducer so an, dass beispielsweise mittels Aussendungsfokussierung Ultraschallpulse zur Gewinnung von Bildinformation auf bestimmten Bildlinien ausgesandt wird. Bei der Aussendefokussierung werden die einzelnen Transducerelemente so zeitlich verzögert angesteuert, dass die einzelnen abgestrahlten Ultraschallwellen – man kann hier auch von Huygens'schen Einzelwellen sprechen – sich im Fokuspunkt konstruktiv überlagern. In der Regel werden die einzelnen Kanäle noch mit einer Apodisierungsfunktion gewichtet, um Nebenmaxima zu unterdrücken. Der ausgesandte Ultraschallpuls wird im Körper gestreut und reflektiert. Die Transducerelemente empfangen diese Reflexe als analoge elektrische Signale. Diese werden einem normalen B-Bild-Prozessor zugeführt. Mit dem normalen B-Bild-Prozessor können übliche Ultraschallbilder erstellt und auf einem Display dargestellt werden.

[0045] Wird eine Stoßwelle ausgesandt, kann die Aussendung von Ultraschallpulsen durch den Transducer unterbrochen werden. Aber weiterhin dienen die Transducerelemente dem Empfang. Die Signale, die von den Echos der Stoßwellen resultieren, werden einem Stoßwellen-Signalprozessor zur Bildgewinnung zugeführt. Das kurzzeitige Abschalten der Aussendung von Ultraschallpulsen sowie das wahlweise Zuführen der Signale zu dem B-Bild-Prozessor bzw. Stoßwellensignalprozessor wird durch die Kontrolleinheit gesteuert.

[0046] Je nach der weiteren Verarbeitung durch den B-Bild-Prozessor oder durch den Stoßwellensignalprozessor wird das Signal entsprechend gefiltert, verstärkt und digitalisiert. Die getrennte Filterung und Vorverstärkung erlaubt eine jeweils angepasste Signalbehandlung. Ist z. B. die Intensität der beiden Signale deutlich verschieden, so kann dies durch entsprechende unterschiedlich starke Vorverstärkung ausgeglichen werden. Die Filterung kann das Signal auf den jeweils relevanten Frequenzbereich beschränken, um so beispielsweise ein Rauschen zu verringern.

[0047] Der Stoßwellensignalprozessor berechnet das Stoßwellenbild. Die Berechnung beruht im Wesentlichen auf einer Empfangsfokussierung, wie sie prinzipiell auch bei der normalen B-Bildgebung zum Einsatz kommt. In Fig. 3 ist die Geometrie für den Fall dargestellt, bei dem der Transducer zentrisch zur Stoßwellenquelle sitzt.

[0048] Die axiale Achse der Stoßwellenquelle sowie des Transducers sei ohne Beschränkung der Allgemeinheit die Z-Achse. Die Position der Transducerelemente seien \vec{r}_n . Um das Signal an einem Bildpunkt \vec{r}_l zu be-

stimmen, werden die einzelnen Signale S_n , die an den Transducerelementen n aufgenommen werden, addiert, wobei die einzelnen Signale relativ zueinander phasenverzögert werden.

[0049] Die Phasenverzögerungen sind so zu wählen, dass sie die relativen Wegunterschiede von \vec{r}_1 (Ort der Reflexion bzw. Streuung) zu den verschiedenen \vec{r}_n (Empfänger) kompensieren. Die Signalintensität S für den Ort \vec{r}_1 lässt sich berechnen nach

$$S(\vec{r}_1) = \sum_{n=1}^N \text{Apod}_n(\vec{r}_1) \cdot S_n \left(\frac{r_{1,z} + |\vec{r}_n - \vec{r}_1|}{c} \right)$$

(Gleichung 1)

wobei $\text{Apod}_n(\vec{r}_1)$ die Apodisierungsfunktion ist, S_n die zeitliche Abhängigkeit der am Ort \vec{r}_n gemessenen Intensität und c die Schallausbreitungsgeschwindigkeit.

[0050] Die Apodisierungsfunktion $\text{Apod}_n(\vec{r}_1)$ dient zur Unterdrückung von Nebenmaxima und entspricht den Apodisierungen, wie sie in der konventionellen B-Bildgebung eingesetzt werden.

[0051] In Gleichung 1 wurde durch die Berücksichtigung von $r_{1,z}$ angenommen, dass die Stoßwellen eine ebene Phasenfront besitzt. Dies trifft eigentlich nur in der lateralen Ebene des Stoßwellenfokus exakt zu.

[0052] Allerdings stellt Gleichung 1 für die besonders interessanten Areale, wie dem Fokusgebiet, sowie auf und nahe der axialen Achse eine hinreichend genaue Näherung dar. Prinzipiell lässt sich auch die Laufzeit der Phasenfront für jeden Punkt r_1 angeben und eine exakte Lösung berechnen. Wenn Transducer- und Stoßwellenachse nicht parallel sind, sondern wie in **Fig. 4** einen Winkel aufweisen, gilt Gleichung 1 ebenso.

[0053] Die Berechnung eines Stoßwellenbildes erfordert umfangreiche Rechenarbeit. Da aber die Stoßwellenrate beispielsweise in der Lithotripsie 2 Hz typischerweise nicht übersteigt, lässt sich auch heute schon ein Bild ökonomisch berechnen. Ebenso können, wie bei der konventionellen B-Bildgebung, schnelle Näherungslösungen realisiert werden.

[0054] In **Fig. 5** ist oben links ein normales B-Bild dargestellt, in der ein Organ mit einem Konkrement schematisch dargestellt ist. Das Organ ist ellipsenförmig und das Konkrement darin durch einen schwarzen Punkt dargestellt.

[0055] Das Bild des Stoßwellenfokus, wie es mit der voranbeschriebenen Vorrichtung gewonnen werden kann, ist in **Fig. 5** oben rechts dargestellt. Durch Überlagerung der beiden Bilder, die mit demselben Ultraschalltransducer gewonnen wurden, kann so eine fehlerunanfällige Korrelation zwischen Konkrement und Stoßwellenfokus erreicht werden.

[0056] In **Fig. 6a** ist eine Ultraschalleinheit **1** dargestellt, die zwei Transducer **2**, **2'** umfasst. Jeder Transducer **2**, **2'** ist aus Transducerelementen **3a**, **3b**, **3c**, ..., **3a'**, **3b'**, **3c'**, ... zusammengesetzt. Jedes dieser Transducerelemente **3a**, **3b**, **3c**, ..., **3a'**, **3b'**, **3c'**, ... ist beispielsweise ein piezoelektrisches Element. Ggf. haben die Transducerelemente **2** eine andere Größe als die Transducerelemente **2'**. Die Transducerelemente des Transducers **2** haben eine andere Frequenzcharakteristik als die Transducerelemente des Transducers **2'**. Dadurch kann ein Transducer für die Erzeugung der normalen Ultraschallbilder (etwa B-Bilder) eingesetzt werden, während der andere für den Empfang der reflektierten und/oder gestreuten Stoßwellenanteile eingesetzt wird. Die beiden Transducer können mit ihrer Frequenzcharakteristik (z. B. gegeben durch Resonanzfrequenz und Resonanzbreite) für die jeweiligen Anforderungen getrennt optimiert werden.

[0057] Während in **Fig. 6a** der Fall von zwei 1-dimensionalen Transducern **2**, **2'** gezeigt ist, zeigt die **Fig. 6b** den Fall von zwei 2-dimensionalen array-artigen Transducern **4**, **4'**.

[0058] Die Abstrahlrichtung der Transducer in den **Fig. 6** und **Fig. 7** ist beispielsweise jeweils nach rechts. Von rechts kommen auch die einlaufenden akustischen Signale, die empfangen werden sollen.

[0059] In **Fig. 7a** ist ein Transducer **5** mit zwei verschiedenartigen Transducerelementen **6a**, **6b**, **6c**, **6d** gezeigt. Die Transducerelemente **6a** und **6c** sind kleiner als die Transducerelemente **6b** und **6d**. Die verschiede-

nenartigen Transducerelemente müssen jedoch nicht unbedingt eine verschiedene Größe haben, sie können sich z. B. stattdessen oder zusätzlich auch durch ihre Frequenzcharakteristik unterscheiden. Die einen Elemente **6a**, **6c** können zum Erzeugen der normalen Ultraschallbilder (etwa B-Bilder) eingesetzt werden, während die anderen **6b**, **6d** für den Empfang der reflektierten und/oder gestreuten Stoßwellenanteile eingesetzt werden.

[0060] In **Fig. 7b** ist der Fall eines 2-dimensionalen Transducers **7** gezeigt, bei dem verschiedenartige Transducerelemente **8a**, **8b** nebeneinander angeordnet sind, hier speziell in Form eines Schachbrettmusters. Die einen Transducerelemente **8a** sind zur Kennzeichnung mit einem Kreuz versehen, während die anderen **8b** ohne Kennzeichen sind.

[0061] Bei der Bildgewinnung wird mit dem Transducer in **Fig. 2** Ultraschall ausgesandt und empfangen. Der empfangene Ultraschall wird mit dem Transducer in ein elektrisches Signal umgewandelt. Eine Kontrolleinheit steuert einen Schalter so, dass das Signal nach Filterung, Vorverstärkung und Digitalisierung einem B-Bild-Prozessor zugeführt wird. Dieser wertet die Bilder in herkömmlicher Weise aus und führt sie einem Display zu, sodass mit dem Transducer ein Abbild eines Konkrements erhalten wird.

[0062] Zur Aussendungsfokussierung wird hierbei ein Transmit Beamformer eingesetzt, der von einer Kontrolleinheit gesteuert wird.

[0063] Die Kontrolleinheit löst anschließend die Aussendung einer Stoßwelle von der Stoßwellenquelle aus. Die Aussendung von Ultraschall mit dem Transmit Beamformer und dem Transducer wird dabei unterbrochen. Weiterhin führt die Kontrolleinheit die ab diesem Zeitpunkt empfangenen Signale des Transducers dem Stoßwellensignalprozessor zu. Die ausgesandte Stoßwelle wird in dem Medium, in das sie ausgesandt wurde, reflektiert und gestreut. Diese reflektierten und/oder gestreuten Anteile werden von dem Transducer empfangen, in elektrische Signale umgewandelt und durch den Filter 2, einen Vorverstärker und einen A/D-Wandler dem Stoßwellensignalprozessor zugeführt. Sobald diese Signale abgeklungen sind oder nach einer voreingestellten Zeit, wird durch die Kontrolleinheit der Transmit Beamformer und der Transducer wieder zu normalen Bildgewinnung (B-Bild) angesteuert und die Signale des A/D-Wandlers werden dem B-Bild-Prozessor zugeführt, sodass weiter kontinuierlich Ultraschallbilder gewonnen werden.

[0064] Falls für die B-Bildgewinnung und die Signalgewinnung für den Stoßwellensignalprozessor verschiedene Transducer oder Transducerelemente eingesetzt werden, kann der Schalter, der von der Kontrolleinheit gesteuert wird, entfallen. Beide Arten der Bildgewinnung können dann gleichzeitig nebeneinander durchgeführt werden. Das bedeutet auch, dass die B-Bildgewinnung während der Stoßwellenemission nicht unterbrochen werden muss. Falls verschiedene Transducerelemente eines Transducers eingesetzt werden, sollte jedoch eine geeignete Aufteilung der Signale auf den B-Bildprozessor und den Stoßwellensignalprozessor vorgenommen werden, und zwar entweder der digitalisierten Daten oder der analogen Signale. Auch eine entsprechend getrennte Verkabelung der verschiedenartigen Transducerelemente kann hier vorgesehen sein.

[0065] Durch Überlagerung der Bildinformation, die mit dem B-Bild-Prozessor und Stoßwellensignalprozessor (siehe **Fig. 2**) gewonnen wurde (was beispielsweise durch einfache Addition von Bildsignalen geschehen kann), können diese, wie in **Fig. 5** dargestellt, auf einem einzelnen Bildschirm in Überlagerung dargestellt werden. Die verschiedenen Bildinformationen können vorteilhafterweise in ihrer Helligkeit und sonstigen Bildparametern getrennt eingestellt werden, damit keine der Bildinformationen die andere völlig überstrahlt. Auch eine Darstellung in verschiedenen Farben ist möglich. Durch die Überlagerung der Bildinformationen ist unmittelbar die Lage des Stoßwellenfokus und des Konkrements ersichtlich, so dass eine Ein- bzw. Nachstellung der Stoßwellenquelle bzw. des Stoßwellenfokus erfolgen kann.

[0066] Die Bildgewinnung durch Aussenden und Empfang von Ultraschall sowie durch Empfang von reflektierten oder gestreuten Anteilen der Stoßwelle kann mehrmals hintereinander durchgeführt werden. Typischerweise werden bei einer Lithotripsiebehandlung 1000 bis 2000 Stoßwellen ausgesandt. Für jede Stoßwelle wird einmal zwischen den verschiedenen Arten der Bildgewinnung hin- und wieder zurückgeschaltet, falls nicht beide Bildgewinnungen gleichzeitig betrieben werden.

[0067] Die Ultraschalleinheit kann im Prinzip im Verhältnis zu der Stoßwellenquelle beliebig angeordnet sein. Vorteilhaft ist jedoch eine Anordnung derart, dass der Ultraschall den selben Weg nimmt wie die Stoßwellenquelle, um so das Medium, das die Stoßwelle durchläuft, selbst mit dem Ultraschall darstellen zu können. Dies kann beispielsweise dadurch erreicht werden, dass die Ultraschalleinheit zentrisch vor der Stoßwellenquelle angeordnet ist.

[0068] Dies ist beispielsweise für die Erkennung von Kavitationsbläschen etc., die einen negativen Einfluss auf die Stoßwelle haben, vorteilhaft.

Patentansprüche

1. Stoßwellentherapiegerät mit:
einer Stoßwellenquelle zum Aussenden einer Stoßwelle und
einer Ultraschalleinheit zur Bildinformationsgewinnung mittels Aussendung und Empfang von Ultraschall
dadurch gekennzeichnet, dass
die Ultraschalleinheit zum Empfang von reflektierten und/oder gestreuten Anteilen der Stoßwelle für die Bild-
informationsgewinnung vorgesehen ist.
2. Stoßwellentherapiegerät nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass mit der Ultraschalleinheit
eine Bildinformationsgewinnung eines Stoßwellenfokus möglich ist.
3. Stoßwellentherapiegerät nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ultraschalleinheit
einen oder mehrere Transducer umfasst, der/die seiner/ihrerseits jeweils mehrere Transducerelemente, wie
etwa piezoelektrische Elemente, umfasst/umfassen.
4. Stoßwellentherapiegerät nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass die elektrischen Transduce-
relemente auf einer geraden oder gekrümmten wie etwa kreisbogenförmigen Linie angeordnet sind und/oder
auf einer ebenen oder gekrümmten Fläche angeordnet sind.
5. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ultra-
schalleinheit Transducer mit verschiedenen Frequenzcharakteristika umfasst und/oder dass ein oder mehrere
Transducer Transducerelemente mit verschiedenen Frequenzcharakteristika umfassen.
6. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine elek-
tronische Signalverarbeitung der von der Ultraschalleinheit empfangenen Signale vorgesehen ist, mit der eine
Empfangsfokussierung durchgeführt werden kann.
7. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Aussen-
dung und der Empfang des Ultraschalls zu anderen Zeiten oder gleichzeitig erfolgen kann, wie der Empfang
der reflektierten und/oder gestreuten Anteile einer Stoßwelle.
8. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die durch
Aussendung und Empfang gewonnene Bildinformation sowie die durch den Empfang von reflektierten und/
oder gestreuten Anteilen der Stoßwelle gewonnenen Bildinformation zur Darstellung in einem einzelnen Bild
verarbeitet wird.
9. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Bildin-
formationsgewinnung mittels Aussendung und Empfang von Ultraschall zur Erzeugung eines B-Bildes dient.
10. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 9, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Sensor
zur Erfassung des Zeitpunkts des Aussendens einer Stoßwelle vorgesehen ist.
11. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ul-
traschalleinheit zum Empfang von Ultraschall mit einer Frequenz zwischen 1 MHz und 8 MHz vorgesehen ist.
12. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass erste
Transducerelemente vorgesehen sind, die ein Empfangssensitivitätsmaximum unterhalb von einer spezifi-
schen Frequenz aufweisen und dass zweite Transducerelemente vorgesehen sind, die ein Empfangssensiti-
vitätsmaximum oberhalb von der spezifischen Frequenz aufweisen, wobei die spezifische Frequenz beispie-
lsweise bei 0,5, 1, 1,5, 2, 2,5, 3, 3,5, 4, 4,5, 5, 5,5, 6, 6,5, 7, 7,5, 8, 8,5, 9, 9,5 oder 10 MHz oder dazwischen liegt.
13. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stoß-
wellenquelle Stoßwellen mit einem Intensitätsmaximum bei einer Frequenz unterhalb von 1 MHz ausstrahlt.
14. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 13, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Stoß-
wellenquelle eine elektromagnetische Stoßwellenquelle ist.

15. Stoßwellentherapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 14, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Ultraschalleinheit zentrisch vor der Stoßwellenquelle angeordnet ist.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

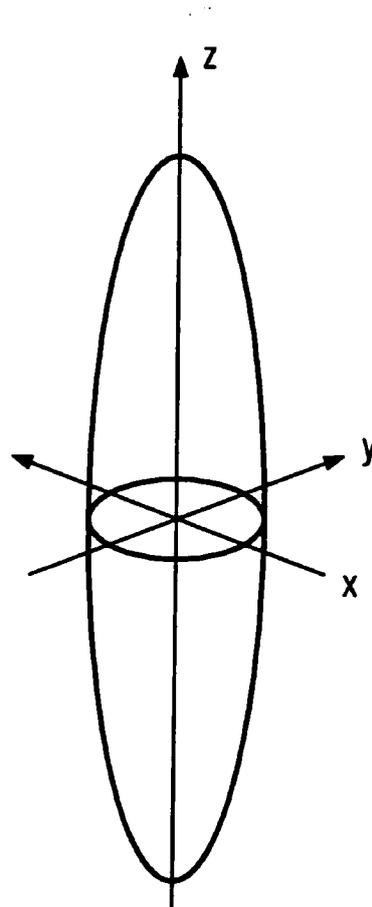


FIG. 1

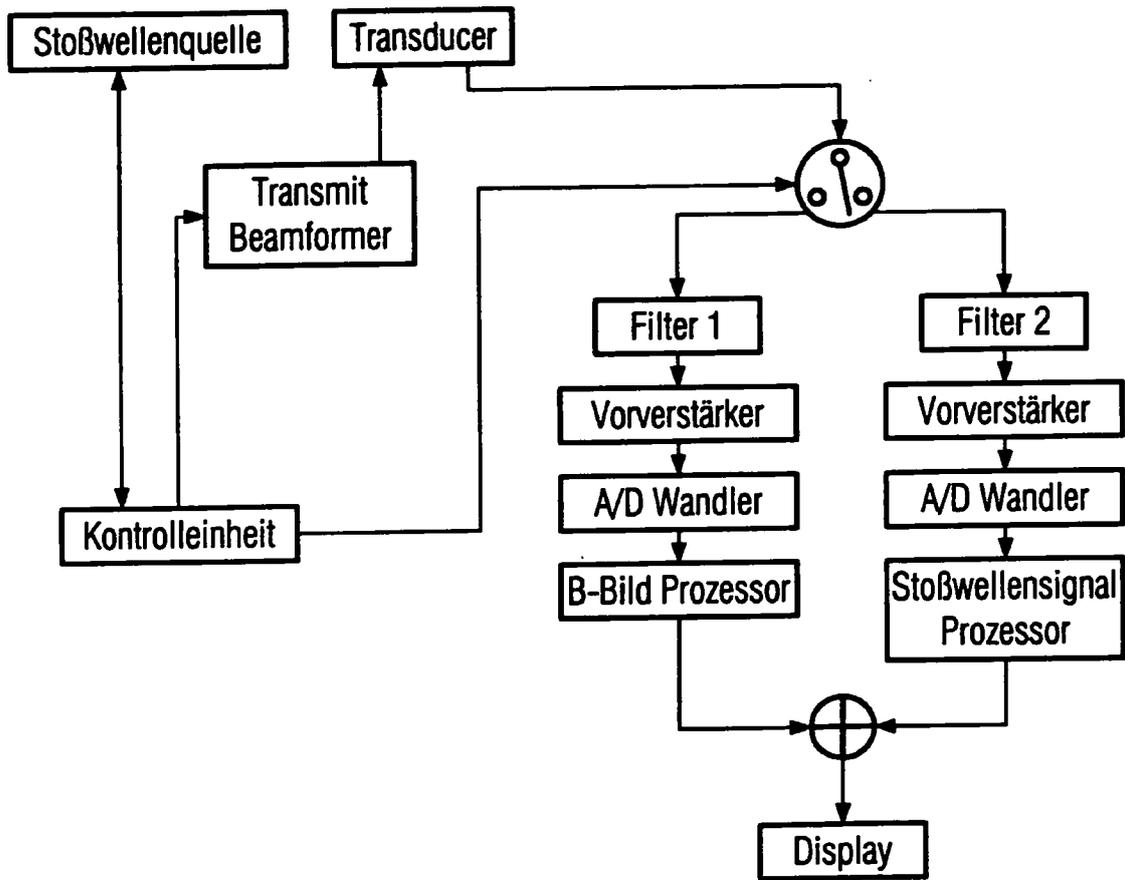


FIG. 2

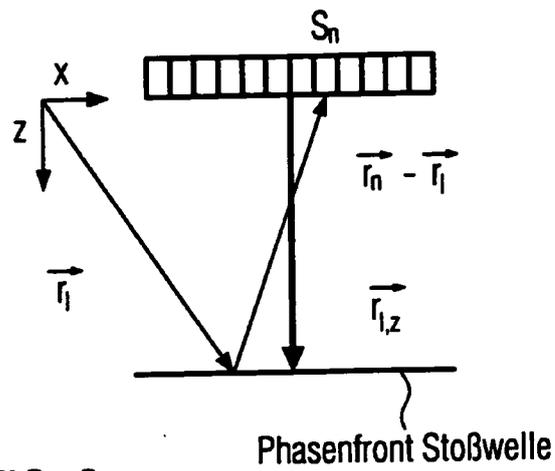


FIG. 3

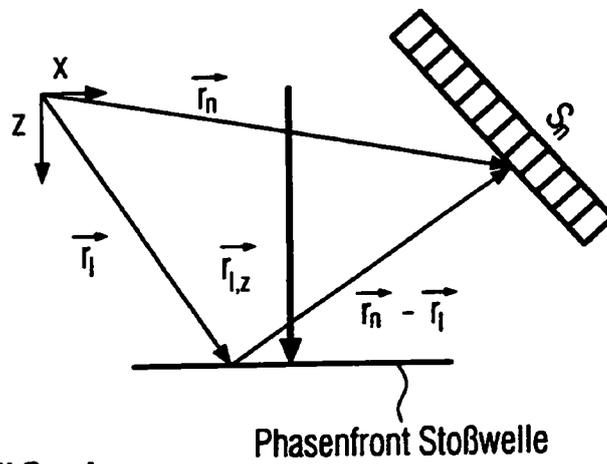


FIG. 4

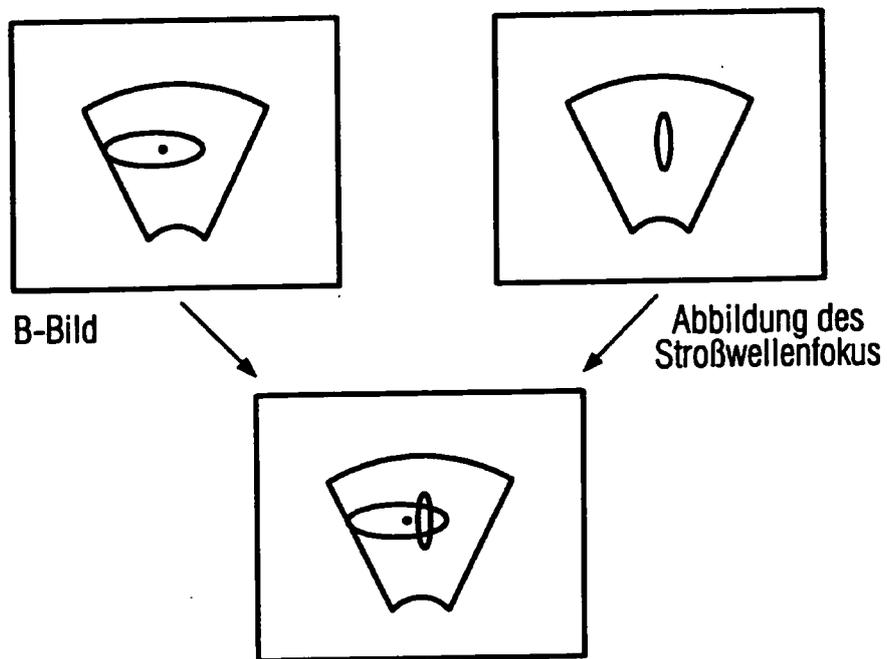
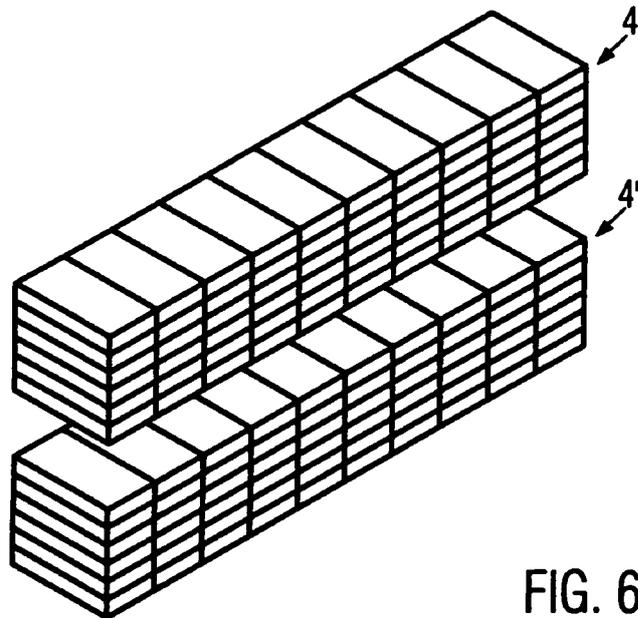
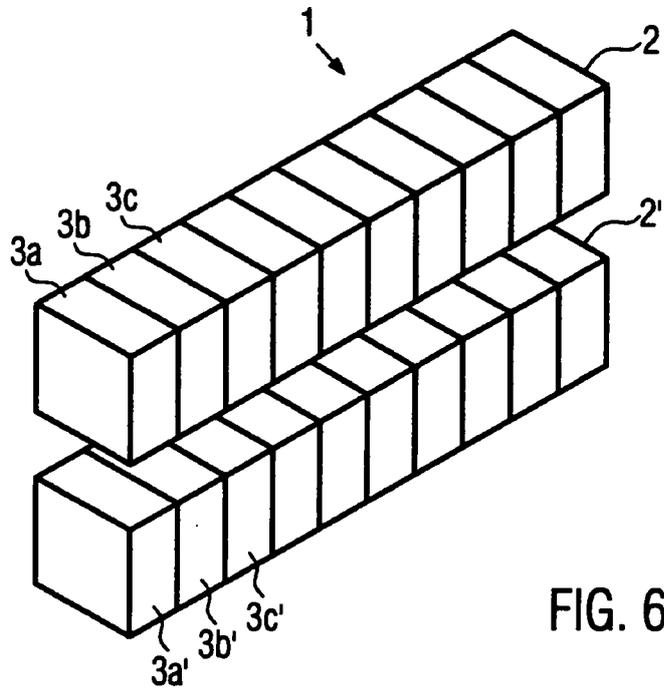


FIG. 5



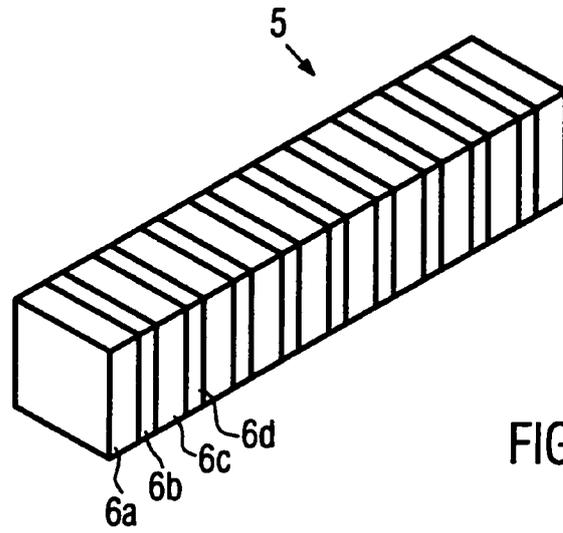


FIG. 7a

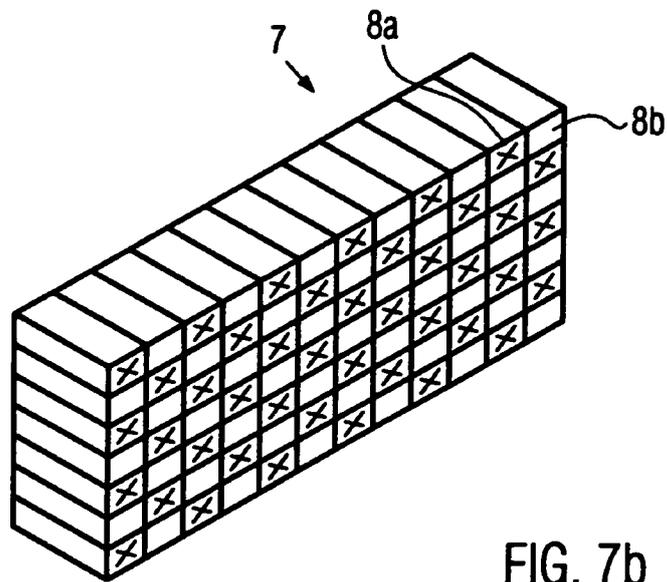


FIG. 7b