(19) **Bundesrepublik Deutschland**
**Deutsches Patent- und Markenamt**

(10) **DE 693 33 866 T2** 2006.07.06

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 110 508 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **693 33 866.0**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 107 784.9**
(96) Europäischer Anmeldetag: **26.02.1993**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **27.06.2001**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **07.09.2005**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **06.07.2006**

(51) Int Cl.[8]: ***A61B 17/22*** (2006.01)
***A61B 8/13*** (2006.01)
***A61B 5/055*** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

| | | |
|---|---|---|
| **4360392** | **28.02.1992** | **JP** |
| **24288692** | **11.09.1992** | **JP** |

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**DE, FR, GB**

(73) Patentinhaber:
**Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP**

(74) Vertreter:
**HOFFMANN & EITLE, 81925 München**

(72) Erfinder:
**Aida, Satoshi, Edogawa-ku, Tokyo, JP; Shibata, Mariko, Yokohama-shi, Kanagawa-ken, JP; Fujimoto, Katsuhiko, Saitama-shi, Saitama-ken, JP; Ishibashi, Yoshiharu, Koutou-ku, Tokyo, JP; Suzuki, Takuji, Yokohama-shi, Kanagawa-ken, JP; Sato, Kozo, Yokohama-shi, Kanagawa-ken, JP; Itoh, Ayao, Yokohama-shi, Kanagawa-ken, JP**

(54) Bezeichnung: **Gerät zur medizinischen Ultraschallbehandlung unter Verwendung von Computertomographie**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

## Beschreibung

### Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zur Behandlung von Behandlungszielen, wie Tumore, Nierensteine, etc. innerhalb eines lebenden Körpers, durch Anwendung von Ultraschallwellen darauf.

### Stand der Technik

**[0002]** In den letzten Jahren wurde bei der Behandlung von Nierensteinen viel Aufmerksamkeit auf einen Lithotriptor (Steinzertrümmerer) gelegt, um Nierensteine innerhalb eines lebenden Körpers ohne Eindringen durch Anwendung intensiver Ultraschallwellen zu zerstören, die auf die im lebenden Körper zu zerstörenden Nierensteine gebündelt werden.

**[0003]** Als Quelle zur Verwendung der intensiven Ultraschallwellen in einem solchen Lithotriptor sind viele konventionelle Quellen bekannt, einschließlich einer Quelle, die eine Funkenentladung in Wasser verwendet, einer Quelle, die elektromagnetische Induktion verwendet, einer Quelle, die Miniexplosionen benutzt, und einer Quelle, die piezoelektrische Elemente verwendet, wobei jede von ihnen ihre eigenen Vorteile und Nachteile besitzt. Unter ihnen ist die Quelle, die piezoelektrische Elemente verwendet, für den Nachteil bekannt, dass die Intensität der Ultraschallwellen beim Brennpunkt ziemlich klein ist, jedoch ist dieser Typ auch für einige exzellente Vorteile bekannt, einschließlich der geringen Größe des Brennpunkts, der Ausschaltung des Verbrauchs, der Steuermöglichkeit der Intensität der Ultraschallwellen, der Steuermöglichkeit der Position und der Form des Brennpunktes durch Phasensteuerung der antreibenden Wellenformen, anzuwenden auf eine Vielzahl von piezoelektrischen Elementen. (Siehe die japanische Patentanmeldung offengelegt unter Nr. 60-145131, die U.S. Patent Nr. 4526168, und die japanischen Patentanmeldung offengelegt unter Nr. 62-42773.)

**[0004]** Andererseits hat die Überhitzung (Hyperthermia) zur Krebsbekämpfung viel Aufmerksamkeit erzielt, die den Krebs unter Verwendung der Tatsache behandelt, dass das Tumorgewebe eine höhere thermische Sensitivität als das normale Gewebe hat, so dass es durch Aufheizung auf eine Temperatur größer als 42.5°C abgetötet werden kann. In einer solchen Überhitzung ist die lokalisierte Aufheizung des Tumorteiles als besonders effektiv bekannt.

**[0005]** Als Heizungsverfahren, die in einer solchen Überhitzung verwendet werden soll, wurde gewöhnlich das Verfahren benutzt, das elektromagnetische Wellen wie Mikrowellen verwendet. Jedoch hat dieses gewöhnliche Verfahren der Aufheizung wegen der elektrischen Eigenschaften des lebenden Körpers, die das Endringen der elektromagnetischen Wellen beeinflussen, eine Schwierigkeit in der selektierten Aufheizung des Tumors, der sich tief innerhalb des lebenden Körpers befindet, so dass das Zufriedenheitsniveau der Behandlung nur für die relativ oberflächlichen Tumore, innerhalb von 5 cm von der Oberfläche des lebenden Körpers realisiert wurde.

**[0006]** Aus diesem Grund gab es einen Vorschlag zur Behandlung der tief liegenden Tumore, ein Heizverfahren zu verwenden, das akustische Energie wie Ultraschallwellen benutzt, die die Tatsache verwenden, dass Ultraschallwellen sowohl eine überlegene Fokussierungsfähigkeit als auch ein tieferes Eindringen haben.

**[0007]** Es gibt auch einen Vorschlag für ein Behandlungsverfahren, in dem die oben beschriebene Überhitzung weiter entwickelt wurde, um das Tumorgewebe durch Aufheizung des Tumorteils auf mehr als 80°C zu verbrennen, wie in der japanischen Patentanmeldung Nr. 3-306106 veröffentlicht.

**[0008]** Als Quelle der Ultraschallwellen, die in einer solchen Überhitzung mit Ultraschallwellen verwendet werden soll, enthalten die gewöhnlich vorgeschlagenen Quellen einen Ultraschallwandler, der aus einer Vielzahl von piezoelektrischen Elementen besteht, der eine rundum kugelige Oberfläche besitzt, und eine ringförmige Anordnung eines Ultraschallwandlers, die durch die konzentrische Anordnung einer Vielzahl von ringförmigen Ultraschallwandlern gebildet wird. Unter diesen hat der ringförmige Anordnung eines Ultraschalwandlers den Vorteil, dass die Tiefe des Brennpunktes elektrisch variiert werden kann.

**[0009]** Es gibt auch einen Vorschlag für die phasengesteuerte Anordnung eines Ultraschallwandlers, in dem die Position des Brennpunktes dreidimensional bewegt werden kann, wie in der U.S. Patentanmeldung Nr. 4526168 veröffentlicht.

**[0010]** Es gibt auch einen Vorschlag für die Behandlungsvorrichtung, in dem der oben beschriebene Lithotriptor integriert mit der oben beschriebenen Überhitzung zur Verfügung gestellt wird, wie in der japanischen Patentanmeldung Nr. 3-306106 veröffentlicht.

**[0011]** Es gibt auch einen Vorschlag für eine Überhitzungsbehandlungsvorrichtung, die eine Ultraschallwellenquelle enthält, die piezoelektrische Elemente verwendet, in denen der Anteil des Behandlungszieles einheitlich geheizt wird, durch Ausnutzung der Eigenschaft eines kleinen Brennpunktes für die Ultraschallwellenquelle mit Hilfe piezoelektrischer Elemente, wie in der japanischen Patentanmeldung Nr. 61-209643 offengelegt.

**[0012]** Jedoch wird in dieser Überhitzungsbehandlungsvorrichtung der Brennpunkt kontinuierlich bewegt, so dass die Ultraschallwellen folglich auf Nachbarregionen angewandt werden. Daher ist es in dieser Überhitzungsbehandlungsvorrichtung unmöglich gewesen, das Behandlungsverfahren einschließlich der Anwendung der Ultraschallwellen auf zwei entfernte Punkte nacheinander anzuwenden, oder während der Anwendung Hindernisse wie Knochen zu vermeiden, so dass die Gefahr besteht das normale Gewebe in der Nachbarschaft des Tumorgewebes zu schädigen.

**[0013]** Darüber hinaus kann im Falle der kontinuierlichen Anwendung von intensiven Ultraschallwellen auf einen fixierte Zielposition, die akustische Energie, unmittelbar nach dem Start der Anwendung der Ultraschallwellen die Zielposition ohne jede Behinderung erreichen, aber die akustische Energie, die die Zielposition erreicht hat, wird nach und nach geschwächt, da Luftblasen bei oder in der Nachbarschaft des Brennpunktes auf Grund der Kavitation erzeugt werden, die durch die intensiven Ultraschallwellen verursacht wird, die dann selbst beginnen die intensiven Ultraschallwellen zu reflektieren. Dasselbe Problem besteht auf Grund der Kavitation auch im Falle der Anwendung von intensiven Ultraschallwellen, wenn der Brennpunkt langsam bewegt wird.

**[0014]** Die Kavitation ist hier das Phänomen, in dem die Luftblasen (Lufthohlräume) durch das Wegreißen des Wassers erzeugt werden, durch das die intensiven Ultraschallwellen durchziehen, da eine sehr starke Zugkraft auf das Wasser wegen des Einflusses des Unterdrucks im Zusammenhang mit den intensiven Ultraschallwellen, die durch das Wasser ziehen, ausgeübt wird. Die so erzeugten Luftblasen werden darauf als Reflektoren für die Ultraschallwellen agieren. Folglich wird, wenn ein große Anzahl von Luftblasen, die durch die Kavitation erzeugt wurden, um die vorhergehenden Brennpunkte treiben, auf die die intensiven Ultraschallwellen schon angewandt wurden, die akustische Energie der intensiven Ultraschallwellen, angewandt auf einen neuen Brennpunkt in der Nachbarschaft des vorhergehenden Brennpunkts, geschwächt.

**[0015]** Andererseits wird in einer konventionellen Überhitzungsbehandlungsvorrichtung die Positionierung des Brennpunktes durch Verwendung der zweidimensionalen tomographischen Ultraschallbilder erreicht. Jedoch hat der zu behandelnde Tumor in der Praxis sehr oft eine komplizierte dreidimensionale Form, so dass es sehr schwierig ist die vollständige Behandlung des gesamten Tumors unter Verwendung der zweidimensionalen tomographischen Bilder zu realisieren.

**[0016]** Um mit diesem Problem fertig zu werden, gibt es einen Vorschlag, die dreidimensionalen Ultraschallbilder zu verwenden, wie in der japanischen Patentanmeldung mit der Offenlegungsnummer 61-209643 veröffentlicht.

**[0017]** Jedoch wird in den Ultraschallbildern der Bereich hinter den Knochen und den Atmungsorganen wie der Lunge unsichtbar, so dass die volle dreidimensionale Information nicht zur Verfügung gestellt werden kann, und nur die relative Position des Brennpunktes und des Zielanteils der Behandlung kann besten Falls ermittelt werden.

**[0018]** Darüber hinaus hat so eine konventionelle Überhitzungsbehandlungsvorrichtung keine Mittel den Effekt der Behandlung zu beurteilen, so dass über die Fortsetzung oder den Abbruch der Behandlung eine beträchtlich lange Zeitperiode, die von einigen Wochen bis zu einigen Monaten reicht, nicht entschieden werden kann, da sie von einem konventionell bekannten Verfahren benötigt wird, um den Effekt der Behandlung zu ermitteln.

**[0019]** Außerdem war es in der konventionellen Überhitzungsbehandlungsvorrichtung schwierig, die Temperatur auf die der Tumoranteil tatsächlich erhitzt wurde, zu bestimmen, so dass es schwierig war das zufällige Übersehen einiger zu behandelnden Tumoranteile oder das übermäßige Heizen einiger Teile, auf die die intensiven Ultraschallwellen angewandt werden, zu verhindern.

**[0020]** WO-A-91/11958 bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erzeugung von Druckwellen, worin der Brennpunkt der Ultraschallwellen z.B. durch eine phasengesteuerte Anordnung geändert werden kann. Darüber hinaus wird eine MRI-Prozedur ausgeführt, so dass die Koordinaten des Zieles auf dem Bildschirm zur Verfügung stehen. Ein elektronischer Zeiger identifiziert das Ziel auf dem Bildschirm.

**[0021]** US-A-4,896,673 offenbart einen Schockwellen Lithotriptor in Kombination mit einem Ultraschall Bildsystem. Der Betreiber kann die Stelle des Steines auf dem Ultraschallbild markieren und die Tafel kann automatisch in die Position des Steines an dem Brennpunkt des Lithotriptors bewegt werden.

**[0022]** DE-U-8713524 beschreibt einen Computertomographen der dritten Generation, wobei ein Computer eine Rekonstruktion des Bildes auf der Basis eines Detektorsignals durchführt. Der Computertomograph besteht aus einer Meßeinheit mit einer Röntgenstrahlvorrichtung, die einen Fächerungsstrahl aussendet, und aus einer Reihe von Detektorelementen, die mit einen Röntgenstrahldetektor verbunden sind. Der Röntgenstrahldetektor ist klein gebaut, so dass das vom Computer rekonstruierte Bild nur einen Teil des Querschnitts des Patienten zeigt. Der Tomograph enthält außerdem einen Ultraschallschockwellen-Applikator, der entlang seiner zentra-

len Strahlenachse beweglich ist.

## ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

**[0023]** Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung für eine medizinische Ultraschallwellenbehandlung zur Verfügung zu stellen, die in der Lage ist, die Position des Brennpunktes der Ultraschallwellen leicht und genau zu bestimmen.

**[0024]** Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung für eine medizinische Ultraschallwellenbehandlung zur Verfügung zu stellen, die in der Lage ist, den Effekt der Behandlung leicht und genau kurz nach der Behandlung zu bestimmen.

**[0025]** Es ist eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Vorrichtung für eine medizinische Ultraschallwellenbehandlung zur Verfügung zu stellen, die in der Lage ist, die Temperatur in der Nachbarschaft des zu behandelnden Objektes leicht und genau zu bestimmen, so dass die effektive Behandlung des Tumorgewebes, ohne irgendeine Möglichkeit zur Schädigung des normalen Gewebes um des Tumorgewebe herum, realisiert werden kann.

**[0026]** Diese Aufgaben werden durch eine medizinische Ultraschallwellenvorrichtung gemäß des Anspruches 1 gelöst. Weitere Aspekte einer solchen Vorrichtung ergeben sich aus den Eigenschaften gemäß den Unteransprüchen 2–10.

**[0027]** Andere Eigenschaften und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der folgenden Beschreibung zusammen mit den beiliegenden Abbildungen ersichtlich.

## Kurzbeschreibung der Abbildungen

**[0028]** Fig. 1 ist ein schematisches Blockdiagramm einer ersten Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung.

**[0029]** Fig. 2 ist ein schematisches Blockdiagramm einer zweiten Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung.

**[0030]** Fig. 3 ist eine perspektivische Ansicht eines phasengesteuerten Gruppenultraschallwandlers, der in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 2 zu verwenden ist.

**[0031]** Fig. 4 ist eine Darstellung eines exemplarischen Bildschirms, der in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 2 zu verwenden ist.

**[0032]** Fig. 5 ist ein schematisches Diagramm einer alternativen räumlichen Anordnung einer stationären magnetischen Feldspule und von magnetischen Gradientenfeldspulen in einem CT-Abschnitt der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 2.

**[0033]** Fig. 6 ist eine Darstellung eines beispielhaften Bildschirminhalts, der in einer dritten Ausführung der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zum Zeitpunkt des Eintritts in den Ultraschallwellen-Behandlungsplans zu verwenden ist.

**[0034]** Fig. 7 ist eine Darstellung eines exemplarischen Bildschirminhalts, der in einer dritten Ausführung der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zum Zeitpunkt der Ausführung der Ultraschallwellenbehandlung zu verwenden ist.

**[0035]** Fig. 8 ist eine schematische Darstellung der Positionierung eines phasengesteuerten Gruppenultraschallwellenwandlers und einer Endokavernensonde, die in einer vierten Ausführung der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zu verwenden sind.

**[0036]** Fig. 9 ist eine vergrößerte Ansicht der Endokavernensensonde, gezeigt in Fig. 8, die in einer vierten Ausführung der medizinischen Ultraschallwellenvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung zu verwenden ist.

**[0037]** Fig. 10 ist ein schematisches Blockdiagramm des Hauptteils der fünften Ausführung eines medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung.

**[0038]** Fig. 11A ist eine Darstellung einer exemplarischen Anzeige, die in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 10 zu verwenden ist.

**[0039]** Fig. 11B ist eine Darstellung der Konturen eines Tumors, die bei der Konstruktion einer dreidimensionalen Bildinformation in der exemplarischen Anzeige der Fig. 11A zu verwenden ist. zu verwenden ist.

**[0040]** Die Abbildungen Fig. 12A und Fig. 12B sind schematische Darstellungen von Messungen von maximalen Längen in drei orthogonale Richtungen, die bei dem Erreichen einer alternativen dreidimensionalen Bildinformation verwendet werden müssen, die in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 10 auszugeben ist.

**[0041]** Fig. 12C ist eine Darstellung einer alternativen dreidimensionalen Bildinformation, die in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrich-

tung der Fig. 10, erhalten aus den Messungen der Abbildungen Fig. 12A und Fig. 12B, auszugeben ist.

**[0042]** Die Abbildungen Fig. 13A und Fig. 13B sind Darstellungen einer Aufteilung eines Tumors in Zellen, die in der Anwendung der intensiven Ultraschallwellen der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 10 zu verwenden sind.

**[0043]** Fig. 14 ist eine Darstellung der geteilten Zellen eines Tumors, zur Erklärung der Reihenfolge der Anwendung der intensiven Ultraschallwellen in der medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 10.

## DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGEN

**[0044]** Mit Bezug auf die Fig. 1, wird jetzt eine erste Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung im Detail beschrieben.

**[0045]** In der ersten Ausführung enthält die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung meistens einen Ultraschallwellen-Behandlungsteil und einen berechneten Kernspinresonanz-Tomographieteil (CT).

**[0046]** Der Ultraschallwellen-Behandlungsteil enthält: einen Ultraschallwellenapplikator **1**, bestehend aus einem Ultraschallwandler **2**, der eine kugelförmige Oberfläche zur Erzeugung intensiver Ultraschallwellen für die Anwendung an einem Patient **3** hat, eine akustische Kopplungsflüssigkeit **4** zur Übertragung der intensiven Ultraschallwellen an den Patienten **3**, die vom Ultraschallwandler **2** erzeugt wurden, und einen Wasserbehälter **5**, für die akustische Kopplungsflüssigkeit; eine Antriebsschaltungseinheit **8**, zum Antrieb des Ultraschallwandlers **2**, um die intensiven Ultraschallwellen einer gewünschten Intensität zu erzeugen; einen mechanischen Arm **18**, zur Steuerung einer Position des Ultraschallwellen-Applikators **1** in Bezug auf den Patienten **3**; und eine Applikatorpositions-Erkennungseinheit **19** zur Erkennung einer Position des Ultraschallwellen-Applikators **1**, gesteuert durch den mechanischen Arm **18** unter Verwendung von Potentiometern (nicht gezeigt), die an dem mechanischen Arm **18** angebracht sind.

**[0047]** Im Falle der Anwendung der intensiven Ultraschallwellen auf den Patienten **3**, wird der Ultraschallwellen-Applikator **1** auf der Körperoberfläche des Patienten **3** mit dem Wasserbehälter **5** zugewandt zum Patienten plaziert, so dass der Wasserbehälter **5** mit dem Körper des Patienten **3** über ein darauf vorbereitetes Ultraschallgelee (nicht gezeigt) einen Kontakt herstellen kann. Dann wird ein Brennpunkt **6** der intensiven Ultraschallwellen, die von dem Ultraschallwellenwandler zu erzeugen sind, auf einen Tumor **7** positioniert, der innerhalb des Körpers des Patienten **3** zu behandeln ist. Dann treibt die Antriebsschaltungseinheit **8** den Ultraschallwandler **2** an, um die intensiven Ultraschallwellen einer gewünschten Intensität herzustellen, die auf den Brennpunkt **6** eingestellt sind, der so auf den Tumor **7** positioniert ist, dass der Tumor **7**, durch Heizen auf eine gewünschte Temperatur, behandelt werden kann.

**[0048]** Andererseits enthält der CT-Teil in der ersten Ausführung eine Kernspinresonanz-Tomographievorrichtung (MRI), die in der Lage ist gewöhnliche tomographische Kernspinresonanzbilder (NMR) zu erlangen, die aus einer statischen Magnetfeldspule **9** mit einer zentralen Bohrung besteht, einem Aufnahmegerüst (nicht gezeigt), das innerhalb der zentralen Bohrung der statischen Magnetfeldspule **9** eingefügt ist, die Gradientenmagnetfeldspulen **10** und eine RF-Spule **11** zur Übertragung von RF-Impulsen und zum Empfang von NMR-Signalen enthält, eine Gradientenmagnetfeld-Energieversorgung **14**, die mit den Gradientenmagnetfeldspulen **10** verbunden ist, und eine Transceiverschaltungseinheit **15**, die mit der RF-Spule verbunden **11** ist.

**[0049]** Zusätzlich enthält die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 1: ein Bett **8** zur Plazierung des Patienten **3**, der darauf innerhalb des Aufnahmegerüsts liegt, wenn er den CT-Teil verwendet, und für die Plazierung des Patienten unterhalb des Ultraschallwellen-Applikators **1**, wenn er den Ultraschallwellen-Behandlungsteil verwendet; eine Bettensteuereinheit **13** zur Steuerung der Lage des Bettes **8**; eine Steuerungsschaltungseinheit **12**, zur Steuerung der Tätigkeiten der Antriebsschaltungseinheit **8** und des mechanischen Armes **18** im Ultraschallwellen-Behandlungsteil, der Gradientenmagnetfeld-Energieversorgung **14** und der Transceiverschaltungseinheit **15** im CT-Teil und der Bettensteuereinheit **13**; eine Bedienungskonsole **16**, die mit der Steuerungsschaltungseinheit **12** verbunden ist, um einen Ultraschallwellen-Behandlungsplan einzugeben, der von einem Bediener vorbereitet werden muß (nicht gezeigt); eine CRT-Bildschirm **17**, der mit der Steuerschaltungseinheit **12** verbunden ist, um verschiedene Informationen auszugeben, die vom Bediener zu verwenden sind; und einen Drucker **20** zum Drucken verschiedener Informationen, die vom Bediener zu verwenden sind.

**[0050]** Die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der ersten Ausführung arbeitet nun wie folgt.

**[0051]** Zuerst wird der Patient **3** auf dem Bett **8** in einer Rückenlage positioniert und in das Innere des Aufnahmegerüstes bewegt und durch das Bett **8**, gesteuert durch die Bettensteuereinheit **13**, in eine vorgeschriebenen Aufnahmeposition A gebracht.

**[0052]** Dann steuert die Steuerungsschaltungseinheit **12** die Gradientenmagnetfeld-Energieversorgung **14** und die Transceiverschaltungseinheit **15** entsprechend der vorgeschriebenen Aufnahmesequenz, die vom Bediener mit Hilfe der Bedienerkonsole **16** so spezifiziert wurde, dass die normalen aus mehreren Ebenen bestehenden tomographische NMR-Bilder, die den zu behandelnden Tumor **7** beinhalten, erzielt werden können. Die erhaltenen tomographischen NMR-Bilder werden in einem Speicher (nicht gezeigt) gespeichert, der in der Steuerungsschaltungseinheit **12** zur Verfügung gestellt wird.

**[0053]** Als nächstes befiehlt die Steuerungsschaltungseinheit **12** dem CRT-Bildschirm, die dreidimensionalen Bildinformation, die aus den tomographischen NMR-Bildern, erhalten aus dem CT-Teil, gebildet wurde, in Form eines statischen Bildes auszugeben, in einem geeigneten Bildschirmformat wie ein pseudo dreidimensionaler Bildschirm, der ein Drahtmodell verwendet.

**[0054]** Zu diesem Zeitpunkt gibt der Bediener den Ultraschallwellen-Bedienungsplan von der Bedienerkonsole **16** ein, während er die dreidimensionale Bildinformation betrachtet, die den zu behandelnden Tumor **7** enthält, der auf dem CRT-Bildschirm **17** ausgegeben wird. Hier spezifiziert der Ultraschallwellen-Behandlungsplan das Abtastmuster für den Brennpunkt **6** und die gewünschte Intensität der intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen sowie die gewünschten Ultraschallwellenanwendungs- Zeiten und Intervalle und andere Parameter, die in der Ultraschallwellenbehandlung, die vom Ultraschallwellen-Behandlungsteil auszuführen ist, notwendiger Weise spezifiziert werden müssen. Wenn die Eingabe des Ultraschallwellen-Behandlungsplans vollendet ist, startet der Bediener den Ultraschallwellen-Behandlungsplan von der Bedienerkonsole **16** aus.

**[0055]** Als Reaktion steuert die Steuerschaltungseinheit **12** die Bettensteuereinheit **13** so, dass das Bett **8** mit dem darauf liegendem Patienten **3** zum Ultraschallwellen-Behandlungsteil bewegt wird und in eine vorgeschriebene Behandlungsposition B gebracht wird.

**[0056]** Dann steuert die Steuerschaltungseinheit **12** den mechanischen Arm **18** so, dass der Ultraschallwellen-Applikator **1** auf dem Patienten **3** oberhalb des zu behandelnden Tumors **7** plaziert wird. Während dieser Positionierung des Ultraschallwellen-Applikators **1**, kalkuliert die Steuerschaltungseinheit **12** die Position des Brennpunktes **6** der anzuwendenden intensiven Ultraschallwellen entsprechend der Position des Ultraschallwellen-Applikators **1**, festgestellt von der Applikatorpositions-Erkennungseinheit **19**, und einer vorgeschriebenen Beziehung zwischen der Position des mechanischen Arms **18** und dem Aufnahmeblickfeld des CT-Teils, und befiehlt dem CRT-Bildschirm **17** den Brennpunkt **6** in Überlagerung zur dreidimensionalen Bildinformation anzuzeigen. Zusätzlich kann die Steuerschaltungseinheit **12** auch eine Einfallsroute der intensiven Ultraschallwellen so kalkulieren, dass die Einfallsroute auch einher mit dem Brennpunkt **6** ausgegeben wird. Diese Anzeige der Einfallsroute der intensiven Ultraschallwellen kann in der Bestätigung der Vermeidung von Hindernissen im Ultraschall-Behandlungsplan nützlich sein.

**[0057]** Nachdem der Ultraschallwellen-Applikator **1** auf dem Patienten **3** passend positioniert ist, mit dem Brennpunkt **6** an dem zu behandelnden Tumor **7** lokalisiert, wie durch den Ultraschallwellen-Behandlungsplan spezifiziert, befiehlt dann die Steuerschaltungseinheit **12** der Antriebsschaltungseinheit **8** die Ultraschallwellenbehandlung zu starten.

**[0058]** In der Mitte und/oder am Ende der Ultraschallwellenbehandlung wird, wie durch den Ultraschallwellen-Behandlungsplan spezifiziert, die Anwendung der intensiven Ultraschallwellen gestoppt, der Ultraschallwellen-Applikator **1** vom Patienten weg bewegt, und das Bett **8** wird zur Aufnahmeposition A in dem CT-Teil zurück bewegt, um den Fortschritt und/oder den Effekt der Ultraschallwellenbehandlung zu betrachten.

**[0059]** Hier werden die tomographischen NMR-Bilder wieder in derselben Weise aufgenommen, wie sie vor dem Eintritt in den Ultraschallwellen-Behandlungsplan gemacht wurden, und dann werden die tomographishen NMR-Bilder, die vor der Ultraschallwellen-Behandlung gemacht wurden mit den tomographischen NMR-Bildern, die nach der Ultraschallwellenbehandlung gemacht wurden, verglichen. Wenn z.B. die tomographischen NMR-Bilder, die von dem CT-Teil gemacht wurden, die T2 gewichteten Bilder sind, kann die thermisch degenerierte Region klar sichtbar gemacht werden, so dass es für den Bediener möglich wird, die Angemessenheit der so weit angewandten Behandlung visuell zu inspizieren und die Notwendigkeit der weiteren Behandlung zu bestimmen. Hier kann um des leichten visuellen Verständnisses Willen ein Differenzbild, in dem die tomographischen NMR-Bilder, die nach der Ultraschallwellenbehandlung gemacht wurden von den tomographischen NMR-Bildern vor der Ultraschallwellenbehandlung abgezogen werden, von der Steuerschaltungseiheit **12** kalkuliert werden und auf dem CRT-Bildschirm **17** ausgegeben werden.

**[0060]** Es muß bemerkt werden, dass jede gewünschte Zahl von solchen Prüfungsdurchführungen unter Verwendung der tomographische NMR-Bilder im voraus in den Ultraschallwellen-Behandlungsplan eingebaut werden können, so dass die Aufnahme der tomographischen NMR-Bilder automatisch bei spezifizierten Zeitpunkten gemacht werden kann. Zusätzlich ist es auch möglich eine unbehandelte Region

des Tumors **7**, die noch nicht thermisch degeneriert ist, automatisch zu bestimmen und sollte der weiteren Behandlung durch einen Vergleich der tomographische NMR-Bilder, aufgenommen vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung, unterworfen werden, und der Brennpunkt **6** der intensiven Ultraschallwellen, die zur weiteren Behandlung vom Ultraschallwellenapplikator **1** anzuwenden sind, kann automatisch auf die festgestellte unbehandelte Region eingestellt werden.

**[0061]** Es sollte auch bemerkt werden, dass durch die Aufnahme der chemischen NMR-Verschiebungsdaten vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung es auch möglich wird die Änderung der Temperatur an verschiedenen Stellen innerhalb des Körpers des Patienten **3** zu bestimmen, so dass das Auftauchen der übermäßigen Heizung auch visuell vom Bediener geprüft werden kann. Hier kann wieder um des leichten visuellen Verständnisses Willen ein Differenzbild, in dem die chemischen Verschiebungsdaten, aufgenommen nach der Ultraschallwellenbehandlung von den chemischen Verschiebungsdaten, aufgenommen vor der Ultraschallwellenbehandlung abgezogen werden, von der Steuerschaltungseinheit **12** kalkuliert und auf dem CRT-Bildschirm ausgegeben werden.

**[0062]** Wenn der Effekt der Ultraschallwellenbehandlung vom Bediener gemäß der oben beschriebenen visuellen Prüfung als zufriedenstellend beurteilt wird, befiehlt der Bediener das Ende der Ultraschallwellenbehandlung von der Bedienerkonsole **16** aus. Zu diesem Zeitpunkt kann der geführte Bericht über die Ultraschallwellenbehandlung entweder auf dem CRT-Bildschirm **17** oder auf dem Drucker **20** ausgegeben werden.

**[0063]** Daher wird es gemäß der ersten Ausführung möglich eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zu realisieren, die in der Lage ist die Position des Brennpunktes der Ultraschallwellen leicht und genau zu bestimmen, ebenso wie der Brennpunkt zusammen mit der dreidimensionalen Bildinformation, gebildet aus den tomographischen NMR-Bildern, erhalten aus dem CT-Teil, ausgegeben werden kann.

**[0064]** Zusätzlich wird es in dieser ersten Ausführung möglich eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zu realisieren, die in der Lage ist den Effekt der Behandlung festzustellen, kurz nachdem die Behandlung tatsächlich gemacht wurde, durch Aufnahme und Vergleich der geeigneten tomographischen NMR-Bilder vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung.

**[0065]** Weiterhin wird es in dieser ersten Ausführung möglich eine medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zu realisieren, die in der Lage ist die Temperatur in einer Nachbarschaft des Behandlungszielabschnitts durch Aufnahme der chemischen Verschiebungsdaten genau zu bestimmen, so dass die effektive Behandlung des Tumorgewebes ohne irgendeine Möglichkeit zur Verletzung des normalen Gewebes realisiert werden kann.

**[0066]** Es sollte auch klar sein, dass die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der ersten oben beschriebenen Ausführung in gleicher Weise auf die medizinische Ultraschallwellenbehandlung, verschieden von der Überhitzung wie die Steinzertrümmerung, anwendbar ist.

**[0067]** Nun wird mit Bezug auf die Fig. 2 eine zweite Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung im Detail beschrieben. Hierbei wird den Elementen, die substantiell gleich den entsprechenden Elementen sind, die in der ersten oben beschriebenen Ausführung beschrieben wurden, dieselben Hinweisziffern gegeben und ihre Beschreibung wird weggelassen, während den Elementen, die deutliche Modifikationen im Verhältnis zu den entsprechenden Elementen in der oben beschriebenen ersten Ausführung enthalten, dieselben Hinweisziffern der entsprechenden Elemente mit dem begleitenden Suffix "a" gegeben werden.

**[0068]** In dieser zweiten Ausführung wird in dem Ultraschallwellen-Behandlungsteil die Quelle der intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen in einer Form eines phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** zur Verfügung gestellt. Hier ist der phasengesteuerte Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** in einer Form aufgebaut, wie in Fig. 3 gezeigt, in der ein ebener scheibenförmiger Ultraschallwandler **2a** in radiale und kreisförmige Richtungen aufgeteilt ist, um eine Vielzahl von gegenseitig unabhängigen phasengesteuerten Gruppenkanälen zu realisieren.

**[0069]** Dieser phasengesteuerte Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** ist auch mit einer Ultraschallwellensonde **201** zur Sammlung von Ultraschallaufnahmedaten ausgestattet, die in der Ultraschalltomographieaufnahme verwendet werden, die von einer Ultraschallaufnahmevorrichtung **202** gemacht werden, wobei die Ultraschallwellensonde **201** in einem Zentrum des ebenen scheibenförmigen Ultraschallwandlers **2a** liegt, um drehbar um ihre zentrale Achse sowie um entlang ihrer zentralen Achse beweglich zu sein.

**[0070]** Die Antriebsschaltungseinheit **8a** zum Antrieb dieses phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** besteht aus einer Gruppe von Antriebsschaltungen im Einklang mit den aufgeteilten Gruppenkanälen des ebenen scheibenförmigen Ultraschallwandlers **2a** des phasengesteuerten Grup-

penultraschallwellen-Applikators **1a**, und es gibt auch eine Phasensteuerschaltungseinheit **204**, die gegenseitig unabhängige Taktsignale zur von einander unabhängigen Steuerung der Antriebsschaltungen der Antriebsschaltungseinheit **8a** zur Verfügung stellt, wobei die Taktsignale in geeigneter Weise von der Phasensteuerschaltungseinheit **204** verzögert werden, entsprechend der Steuerung der Steuerschaltungseinheit **12**, um eine gewünschte Phasenverteilung unter den phasengesteuerten Gruppenkanälen zu realisieren. Durch geeignete Anpassung der Phasenverteilung unter den phasengesteuerten Gruppenkanälen, kann der Brennpunkt der intensiven Ultraschallwellen, der von dem phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** zu erzeugen ist, im dreidimensionalen Raum an eine beliebige Position gebracht werden, wie z.B. durch die Brennpunkte **6a** und **6b** in der Fig. 3 angedeutet. Weitere Details des phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** können im U.S. Patent Nr. 4526168 gefunden werden.

**[0071]** In der zweiten Ausführung erkennt die Applikatorerkennungseinheit **19** nicht nur die Position des phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** als ganzes, sondern auch die relative Position der Ultraschallwellensonde **201** mit bezug auf das Aufnahmeblickfeld des CT-Teils, und liefert diese Information an die Steuerschaltungseinheit **12** sowie an die Ultraschallaufnahmevorrichtung **202**.

**[0072]** Die Ultraschallaufnahmevorrichtung **202** ist direkt mit einem CRT-Bildschirm verbunden und erhält auch die Information über die Position des Brennpunktes **6**, durch den phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** von der Seuerschaltungseinheit **12** aus so gesetzt, dass die tomographischen Ultraschallbilder des zu behandelnden Tumors **7**, erzielt von der Ultraschallaufnahmevorrichtung **202**, auf dem CRT-Bildschirm **17** während der Ultraschallwellenbehandlung in Echtzeit ausgegeben werden können, zusammen mit der Position des Brennpunktes **6** der angewandten intensiven Ultraschallwellen.

**[0073]** Der CRT-Bildschirm **17** ist auch in der Lage den in der Fig. 4 gezeigten Bildschirminhalt auszugeben, in dem die statische dreidimensionale Bildinformation **401**, hergestellt aus den tomographischen NMR-Bildern, erhalten vom CT-Teil vor dem Anbringen des phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** an den Patienten **3**, zusammen mit der Schnittebene **402**, die gerade von der Ultraschallwellensonde **201** abgetastet wird, mit der fokusierten Region **403** und der Einfallsroute **404** der angewandten intensiven Ultraschallwellen gezeigt wird.

**[0074]** Andererseits werden in dieser zweiten Ausführung die statische Magnetfeldspule **9a** und die Gradientenmagnetfeldspulen **10a** des CT-Teils, der die MRI-Vorrichtung enthält, als Helmholtz-Typen ausgebildet, mit einem zentralen Bohrungsbereich **203** entlang einer vertikalen Richtung, während der phasengesteuerte Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** aus nicht magnetischen Materialien gebildet wird, so dass es möglich wird den phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** durch diese zentralen Bohrungsbereich hindurch einfach durch ein Änderung der Orientierung der RF-Spule **11** an den Patienten **3** anzubringen, ohne den Patienten **3** zu bewegen. Daher ist es nicht notwendig die Position des Patienten **3** in der Aufnahmeprozedur der NMR-Tomographie und in der Ultraschallwellen-Behandlungsprozedur zu ändern, so dass die Zeitdifferenz zwischen der Ultraschallwellenbehandlung und der visuellen Inspektion unter Verwendung der NMR-Tomographieaufnahmen reduziert werden kann und der möglicher Weise ärgerliche Einfluß der Körperbewegung durch den Patienten **3** kann während der Zeitspanne zwischen den zwei Arbeitsschritten reduziert werden.

**[0075]** Daher wird es gemäß dieser zweiten Ausführung möglich eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zu realisieren, die in der Lage ist die Position des Brennpunktes der Ultraschallwellen leicht und genau zu bestimmen, ebenso wie in der ersten oben beschriebenen Ausführung, genau so wie der Brennpunkt zusammen mit der dreidimensionalen Bildinformation, hergestellt aus den NMR-Tomographiebidern, ausgegeben werden kann.

**[0076]** Zusätzlich wird es in dieser zweiten Ausführung möglich, eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung zu realisieren, die in der Lage ist den Effekt der Behandlung, kurz nachdem die Behandlung tatsächlich gemacht wurde, zu bestimmen, indem sie die geeigneten tomographischen NMR-Bilder vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung nimmt und vergleicht, was schneller und genauer getan werden kann als in der ersten Ausführung, da es nicht notwendig ist den Patienten zwischen dem Ultraschallwellen-Behandlungsteil und dem CT-Teil hin und her zu bewegen.

**[0077]** Weiterhin wird es in dieser zweiten Ausführung auch möglich eine medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtungzu realisieren, die in der Lage ist, die Temperatur in einer Nachbarschaft des Behandlungszielabschnitts durch Verwendung der chemischen Verschiebungsdaten genau zu bestimmen, so dass die effektive Behandlung des Tumorgewebes ohne irgendeine Möglichkeit zur Verletzung des normalen Gewebes realisiert werden kann, ebenso wie in der ersten oben beschriebenen Ausführung.

**[0078]** Es muß hier festgestellt werden, dass die räumliche Anordnung der statischen Magnetfeldspu-

le **9a** und der Gradientenmagnetfeldspule **10a** im Helmholtztyp, wie in der Fig. 2 gezeigt, durch eine alternative räumliche Anordnung, wie in der Fig. 5 gezeigt, ersetzt werden kann, in der der zentrale Bohrungsbereich **203** entlang einer horizontalen Richtung zu Verfügung gestellt wird. In diesem Fall kann der phasengasteuerte Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** durch eine Seitenöffnung **303** zwischen den Spulenpaaren der statischen Magnetfeldspule **9a** und den Gradientenmagnetfeldspulen **10a** an den Patienten **3** gebracht werden. Auch in diesem Fall muß, obwohl nicht in der Fig. 5 beschrieben, die räumliche Anordnung der RF-Spule **11a** im Einklang mit der Änderung der Richtungen der statischen Magnetfelder und der Gradientenmagnetfelder, erzeugt von der statischen Magnetfeldspule **9a** und den Gradientenmagnetfeldspulen **10a**, geändert werden.

**[0079]** Es sollte auch bemerkt werden, dass der phasengesteuerte Gruppenultraschallwellen-Applikator **1a** durch den ringförmigen Gruppenultraschallwellen-Applikator ersetzt werden kann.

**[0080]** Es sollte auch klar sein, dass die medizinische Ultraschallwellenvorrichtung der zweiten oben beschriebenen Ausführung in gleicher Weise auf die medizinische Ultraschallwellenbehandlung verschieden zu der Überhitzung, wie der Steinzertrümmerung, anwendbar ist.

**[0081]** Mit Bezug auf die Abbildungen Fig. 6 und Fig. 7 wird jetzt eine dritte Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung im Detail beschrieben. Hier werden den Elementen, die substantiell gleich zu den entsprechenden Elementen in der oben beschriebenen zweiten Ausführung sind, dieselben Hinweisziffern gegeben und ihre Beschreibung weggelassen.

**[0082]** In dieser dritten Ausführung wird die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung mit einer substantiell gleichen Konfiguration zu der oben in Fig. 2 gezeigten Konfiguration für die zweite Ausführung verwendet.

**[0083]** Diese dritte Ausführung unterscheidet sich von der zweiten oben beschriebenen Ausführung darin, dass der CT-Teil zusätzlich zu der dreidimensionalen Bildinformation auch zweidimensionale tomographische Bildinformation zur Verfügung stellt, entsprechend den zweidimensionalen tomographischen Ultraschallbildern, aufgenommen von der Ultraschall-Auufnahmevorrichtung **202**.

**[0084]** Etwas genauer arbeitet die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung der Fig. 2 in der dritten Ausführung wie folgt.

**[0085]** Zunächst wird der Patient **3** in Rückenlage auf dem Bett **8** positioniert und vom Bett **8** gesteuert durch die Bettensteuereinheit **13** in das Innere des Aufnahmegerüstes gebracht.

**[0086]** Dann steuert die Steuerschaltungseinheit **12** die Gradietenmagnetfeld-Energieversorgung **14** und die Transceiverschaltungseinheit **15** entsprechend der vorgeschriebenen Aufnahmesequenz, die vom Bediener mit Hilfe der Bedienerkonsole **16** so spezifiziert wurde, das die normalen aus mehreren Ebenen bestehenden tomographischen NMR-Bildern erzielt werden, die den zu behandelnden Tumor **7** enthalten. Die erhaltenen tomographischen NMR-Bilder werden in einem Speicher (nicht gezeigt) gespeichert, der in der Steuerschaltungseinheit **12** zur Verfügung gestellt wird.

**[0087]** Als nächstes befiehlt die Steuerschaltungseinheit **12** dem CRT-Bildschirm **17** dreidimensionale Bildinformation, gebildet aus den tomographischen NMR-Bildern, die aus dem CT-Teil in einer Form eines statischen MRI-Bildes **71** mit dem Bild des zu behandelnden Tumors **7** stammen, wie in Fig. 6 gezeigt, dargestellt in einem geeigneten Bildschirmformat, wie ein dreidimensionaler Pseudobildschirm, der einen Drahtrahmen verwendet, auszugeben. Hier gibt der CRT-Bildschirm **17** das statische MRI-Bild **71** zusammen mit dem Abtastbereich **72** des Brennpunktes **6** der angewandten intensiven Ultraschallwellen aus, die Schnittebene **73**, die gerade von der Ultraschallwellensonde **201** abgetastet wird, und die Einfallsroute **74** und die gerade fokusierte Region **75** der angewandten intensiven Ultraschallwellen, um den Bediener zu unterstützen das Vermeiden von Hindernissen im Ultraschallwellen-Behandlungsplan richtig zu planen.

**[0088]** An diesem Punkt beginnt der Bediener den Ultraschallwellen-Behandlungsplan von der Bedienerkonsole **16** aus, während er die dreidimensionale Bildinformation betrachtet, die den zu behandelnden Tumor **7** enthält, die auf dem Bildschirm **17** ausgegeben wird. Hier spezifiziert der Ultraschallwellen-Behandlungsplan das Abtastmuster für den Brennpunkt **6** und die gewünschte Intensität der anzuwendenden intensiven Ultraschallwellen sowie die gewünschten Ultraschallwellenanwendungs-Takte und Intervalle und andere Parameter, die in der Ultraschallwellenbehandlung, auszuführen von dem Ultraschallwellen-Behandlungsteil, spezifiziert werden müssen.

**[0089]** Wenn die Eintragungsphase des Ultraschallwellen-Behandlungsplans beendet ist, befiehlt der Bediener den Start des Ultrashallwellen-Behandlungsplans von der Bedienerkonsole **16** aus.

**[0090]** Als Reaktion steuert die Steuerschaltungseinheit **12** den mechanischen Arm **18** so, dass der Ultraschallwellenapplikator **1** auf dem Patienten **3** oberhalb des zu behandelnden Tumors **7** plaziert wird.

**[0091]** Nachdem der Ultraschallwellenapplikator **1** auf dem Patienten **3** passend positioniert wurde, mit dem Brennpunkt **6** an dem zu behandelnden Tumor **7** lokalisiert, wie von dem Ultraschallwellen-Behandlungsplan spezifiziert, befiehlt dann die Steuerschaltungseinheit **12** der Antriebsschaltungseinheit **8a** die Ultraschallwellenbehandlung zu starten.

**[0092]** Hier gibt der CRT-Bildschirm **17**, wie in Fig. 7 gezeigt, während der Ultraschallwellenbehandlung, das tomographische Ultraschallbild **17A**, in Echtzeit erhalten von der Ultraschall-Aufnahmevorrichtung **202**, zusammen mit dem entsprechendem tomographischem MRI-Bild **17B** mit derselben Schnittebene und demselben Blickfeld wie das tomographische Ultraschallbild **17A**, aus, wobei das tomographische MRI-Bild **17B** das rekonstruierte zweidimensionale tomographische Bild **71a** enthält, erhalten vom CT-Teil vor dem Anbringen des phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **1a** an den Patienten **3**, um das Verständnis des Bedieners der gerade behandelnden Region, die von dem tomographischem Ultraschallbild **17A** gezeigt wird, zu unterstützen. Durch den Vergleich des tomographischen Ultraschallbildes **17A** mit dem gleichzeitig ausgegebenen tomographischem MRI-Bild **17B**, das zum Herstellen des Ultraschallwellen-Behandlungsplan verwendet wurde, wird es für den Bediener leichter, den ausgegebenen Inhalt des tomographischen Ultraschallbildes **17A** zu verstehen. Hier werden für ein besseres Verständnis, dieses tomographische Ultraschallbild **17a** und das tomographische MRI-Bild **178** auch zusammen mit dem Abtastbereich **72a** für den Brennpunkt **6** der angewandten intensiven Ultraschallwellen, die Schnittebene **73**, die gerade von der Ultraschallwellensonde **201** abgetastet wird, und die Einfallsroute **74** und die gerade fokusierte Region **75** der angewandten intensiven Ultraschallwellen ausgegeben.

**[0093]** In dieser Ausgabe des CRT-Bildschirms **17** wird die Änderung der Schnittebene und des Blickfeldes im tomographischen Ultraschallbild **17A**, verursacht durch die Bewegung der Ultraschallwellensonde, dicht verfolgt von dem rekonstruierten zweidimensionalen tomographischen Bild **71a**, unter Verwendung der erhaltenen tomographischen NMR-Bilder, die in dem vorher erwähnten Speicher gespeichert sind, der in der Steuerschaltungseinheit **12** zur Verfügung gestellt wird. Deshalb kann, wenn irgendein Unterschied zwischen dem tomographischen Ultraschallbild **17A** und dem tomographischen MRI-Bild **17B** gefunden wird, der Unterschied der Körperbewegung des Patienten **3** zugeordnet werden, so dass eine Rückpositionierung des Patienten **3** sofort gemacht werden kann.

**[0094]** Zusätzlich gibt der CRT-Bildschirm **17** während der Ultraschallwellenbehandlung die Regionen, auf die die intensiven Ultraschallwellen angewendet wurden, farbig aus, um ein leichtes und genaues Verständnis des Fortschrittes der ULtraschallwellenbehandlung zu fördern. Das Färbungsschema, anders als jenes, kann auch in einem von beiden oder jedem tomographischen Ultraschallbild **17A** und tomographischen MRI-Bild **17B** eingebaut werden.

**[0095]** Es ist auch möglich das tomographische MRI-Bild **17B** in der vergrößerten oder verkleinerten Skala auszugeben, unterschiedlich zur Größe des tomographischen Ultraschallbildes **17A**. Es ist auch möglich den Bildschirm wie in Fig. 7 gezeigt zusammen mit dem Bildschirm wie in Fig. 6 gezeigt gleichzeitig auszugeben.

**[0096]** Die Ultraschallwellenbehandlung wird automatisch unter der Steuerung der Steuerschaltungseinheit **12** entsprechend dem vom Bediener eingegebenen Ultraschallwellen-Behandlungsplan ausgeführt, jedoch kann auch eine manuelle Steuerung durch den Bediener zur Verfügung gestellt werden. Im Falle der manuellen Steuerung kann die Abweichung vom eingegebenen Ultraschallwellen-Behandlungsplan dem Bediener entweder durch Verwendung des Alarmtons oder der Ausgabemeldung oder durch Beide mitgeteilt werden. Hierbei sollte der Bediener jedoch in der Lage sein den Ultraschallwellen-Behandlungsplan, der in der Steuerschaltungseinheit **12** gespeichert ist, falls notwendig von der Bedienerkonsole **16** aus überarbeiten zu können.

**[0097]** Ähnlich wie in der oben beschriebenen ersten Ausführung, wird, wie durch den Ultraschallwellen-Behandlungsplan spezifiziert, in der Mitte und/oder am Ende des Ultraschallwellen-Behandlungsplans, die Anwendung der intensiven Ultraschallwellen gestoppt, und der Ultraschallwellenapplikator **1** wird vom Patienten **3** entfernt, um den Fortschritt und/oder den Effekt der Ultraschallwellenbehandlung zu beobachten.

**[0098]** Hier werden die tomographischen NMR-Bilder wieder in derselben Weise aufgenommen, wie sie vor dem Eintritt in den Ultraschallwellen-Behandlungsplan aufgenommen wurden, und dann werden die tomographischen NMR-Bilder, aufgenommen vor der Ultraschallwellenbehandlung, mit den tomographischen NMR-Bildern, aufgenommen nach der Ultraschallwellenbehandlung miteinander verglichen. Wenn z.B. die tomographischen NMR-Bilder, aufgenommen vom CT-Teil, die T2 gewichteten Bilder sind, kann die thermisch degenerierte Region klar sichtbar gemacht werden, so dass es dem Bediener möglich wird die Angemessenheit der soweit angewandten Behandlung visuell zu inspizieren und die Notwendigkeit der weiteren Behandlung zu bestimmen. Hier kann, um des leichten visuellen Verständnisses Willen, ein Differenzbild von der Steuerschaltungseinheit **12** kalkuliert werden und auf dem CRT-Bildschirm **17** ausgegeben werden, in dem die tomographischen

NMR-Bilder, aufgenommen nach der Ultraschallwellenbehandlung, von den tomographischen NMR-Bildern, aufgenommen vor der Ultaschallwellenbehandlung, abgezogen werden.

**[0099]** Es muß bemerkt werden, dass jede gewünschte Zahl solcher Inspektionen, die die tomographischen NMR-Bildaufnahmen verwenden, im Voraus in den Ultraschallwellen-Behandlungsplan aufgenommen werden können, so dass die tomographischen NMR-Bildaufnahmen automatisch zu spezifizierten Zeiten gemacht werden können. Zusätzlich ist es auch möglich automatisch eine unbehandelte Region des Tumors **7**, die noch nicht thermisch degeneriert ist und für die weitere Behandlung vorgesehen werden sollte, durch einen Vergleich der tomographischen NMR-Bilder vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung zu bestimmen, und es kann der Brennpunkt **6** der intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen durch den Ultraschallwellenapplikator **1** für die weitere Behandlung automatisch auf die bestimmte unbehandelte Region gelegt werden.

**[0100]** Es sollte auch bemerkt werden, dass es durch die Verwendung der chemischen Verschiebungsdaten vor und nach der Ultraschallwellenbehandlung möglich wird, die Änderung der Temperatur an verschiedenen Teilen innerhalb des Körpers des Patienten **3** zu bestimmen, so dass das Auftauchen der übermäßigen Heizung vom Bediener auch visuell inspiziert werden kann. Hier wieder kann um des leichten visuellen Verständnisses Willen ein Differenzbild von der Steuerschaltungseinheit **12** kalkuliert werden und auf dem CRT-Bildschirm ausgegeben werden, in dem die nach der Ultraschallwellenbehandlung aufgenommenen chemischen Verschiebungsdaten von den vor der Ultraschallwellenbehandlung aufgenommenen Verschiebungsdaten abgezogen werden.

**[0101]** Wenn der Effekt der Ultraschallwellenbehandlung vom Bediener entsprechend der oben beschriebenen visuellen Inspektion als ausreichend beurteilt wird, befiehlt der Bediener von der Bedienerkonsole **16** aus das Ende der Ultraschallwellenbehandlung. An diesem Punkt kann das geführte Protokoll der Ultraschallwellenbehandlung entweder auf dem CRT-Bildschirm **17** oder auf dem Drucker **20** ausgegeben werden.

**[0102]** Auch werden, ähnlich zur zweiten oben beschriebenen Ausführung, die statische Magnetfeldspule **9a** und die Gradientenmagnetfeldspulen **10a** des CT-Teils, der die MRI-Vorrichtung enthält, als Helmholtztyp mit dem zentralen Bohrungsbereich **203** gebildet, während der Gruppenultraschallwellenapplikator **1a** aus nicht magnetischen Materialien gebildet wird, so dass es möglich wird den Gruppenultraschallwellenapplikator **1a** durch diesen zentralen Bohrungsbereich **203** mit einer einfachen Änderung der Orientierung der RF-Spule **11** an den Patienten **3** anzubringen, ohne den Patienten **3** zu bewegen.

**[0103]** Folglich ist es nicht notwendig die Position des Patienten **3** in der tomographischen NMR-Bildaufnahmeprozedur und in der Ultraschallwellen-Behandlungsprozedur zu ändern, so dass die Zeitdifferenz zwischen der Ultraschallwellenbehandlung und der visuellen Inspektion unter Verwendung der tomographischen NMR-Bildaufname reduziert werden kann und der möglicher Weise ärgerliche Einfluß der Körperbewegung durch den Patienten **3** während der Zeitspanne zwischen diesen beiden Arbeitsschritten auch reduziert werden kann.

**[0104]** Daher wird es gemäß dieser dritten Ausführung zusätzlich zu den Vorteilen der zweiten oben beschriebenen Ausführung möglich, das Verständnis des Bedieners für die Ausgabe der tomographischen Ultraschallbilder während der Ultraschallwellenbehandlung in Echtzeit dadurch zu unterstützen, dass das statische Bild des entsprechenden zweidimensionalen tomographischen Bildes, erhalten im CT-Teil, auch ausgegeben wird, so dass die Genauigkeit und die Effizienz in der Ultraschallwellenbehandlung verbessert werden können.

**[0105]** Mit Bezug auf die Abbildungen Fig. 8 und Fig. 9 wird jetzt eine vierte Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung im Detail beschrieben. Hier werden den Elementen, die substantiell den entsprechenden Elementen in der zweiten oben beschriebenen Ausführung gleich sind, dieselben Hinweisziffern gegeben und ihre Beschreibung wird weggelassen.

**[0106]** In dieser vierten Ausführung hat die zu benutzende medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung eine Konfiguration, die zu der oben in Fig. 2 für die zweite Ausführung gezeigten Konfiguration identisch ist, mit der Ausnahme, dass die RF-Spule **11a**, die in der Konfiguration der Fig. 2 benutzt wurde, durch eine RF-Endokavernensonle **11b** ersetzt wird, die innerhalb einer Endokavernensonde **27** zur Verfügung gestellt wird, um wie in der Fig. 8 gezeigt, in eine Körperhöhle des Patienten **3** eingeführt zu werden.

**[0107]** Die Endokavernensonde **27** hat eine Konfiguration wie in Fig. 9 gezeigt, die einen Fall zeigt, in dem die Endokavernensonde **27** in das Rektum eingeführt ist, um den Tumor **7** des daneben an einer Darmwand **28** des Rektum liegenden Prostatakrebses zu behandeln. Wie in der Fig. 9 gezeigt, enthält die Endokavernensonde **27**: eine Körpersonde **29**, mit der RF-Endokavernenspule **11b** darin; einen elastischen Wassersack **64**, der den Sondenkörper **29** umgibt, und der mit Wasser **65**, das aus einer extern liegenden Wasserversorgungs-Schaltungsein-

heit geliefert wird, gefüllt werden soll; einer Vielzahl von Temperaturfühlern **60**, wie Thermoelemente und Intensitätsfühlern **61**, wie PVDF-Filme, die um den Wassersack **64** herum zur Verfügung gestellt werden, um die Temperatur an den Positionen der Temperaturfühler **60** und die Intensität der intensiven Ultraschallwellen an den Positionen der Intensitätsfühler **61** zu messen; einen Wasserversorgungsschlauch **62**, um das Wasser **65** zur Füllung des Wassersacks **64** aus der Wasserversorgungs-Schaltungseinheit zu liefern; und ein Kabel zur Übertragung der von der Endokavernensonde **27** gesammelten Informationen sowie der an die Endokavernensonde **27** zu liefernden Signale.

**[0108]** Diese Endokavernensonde **27** wird in das Rektum des Patienten **3** bis zu einer Position in der Nachbarschaft des zu behandelnden Tumor **7** eingeführt, wodurch die intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen in der Ultraschallwellenbehandlung sich fortbewegen werden. Dann wird das Wasser von der Wasserversorgungs-Schaltungseinheit in den Wassersack **64** gefüllt, so dass sich keine Luft in der Einfallsroute der anzuwendenden intensiven Ultraschallwellen befindet. Diese Entfernung der Luft aus der Einfallsroute der intensiven Ultraschallwellen hat den Effekt, das die Beschädigung des nahen normalen Gewebes durch die Zugkraft, die durch die Reflexion der intensiven Ultraschallwellen an der Grenze der Luft und des lebenden Körpers verursacht werden kann, verhindert wird.

**[0109]** Hier werden die Temperaturfühler **60** und die Intensitätsfühler **61** an der Oberfläche des Wassersacks **64** so zur Verfügung gestellt, das sie keinen Kontakt mit dem in dem Wassersack **64** eingefüllten Wasser **65** herstellen, und sie erzeugen Direktkontakte mit der Darmwand **28**. Zusätzlich werden eine Vielzahl von Temperaturfühlern **60** und Intensitätsfühlern **61** in regelmäßigen Intervallen um den gesamten Umfang des Wassersacks herum, wie in Fig. 9 gezeigt, angeordnet, so dass keine Notwendigkeit besteht, die Endokavernensonde **27** zu drehen, nachdem sie in das Rektum eingeführt ist, um die Temperaturfühler **60** und die Intensitätsfühler **61** mit der Darmwand **28** in Kontakt zu bringen.

**[0110]** Die tomographische NMR-Bildaufnahmeoperation durch den CT-Teil wird in der vierten Ausführung mit der Endokavernensonde **27** an dieser Position ausgeführt, und da die RF-Endokavernenspule **11b** sehr nahe an die Quelle der NMR-Signale plaziert werden kann, können in dieser tomographischen NMR-Bildaufnahmeoperation die tomographischen NMR-Bilder mit hoher Bildqualität erzielt werden.

**[0111]** Dann wird die Endokavernensonde **27** bei der Ausführung des Ultraschallwellenbehandlung in dieser Position belassen, so dass, wenn die intensiven Ultraschallwellen von dem phasengesteuerten Gruppenultraschallwellenapplikator **1a** angewendet werden, die Temperaturfühler **60** und die Intensitätsfühler **61** die Temperatur an den Positionen der Temperaturfühler **60** und die Intensität der intensiven Ultraschallwellen an den Positionen der Intensitätsfühler **61** messen, und diese Daten mit dem Kabel **63** an die Steuerschaltungseinheit **12** übertragen werden. Als Reaktion kalkuliert die Steuerschaltungseinheit **12** die Unterschiede zwischen den vorgeschriebenen optimalen Werten für die Temperatur und die Intensität und den Maximalwerten der Temperaturen und der Intensitäten, die von den Temperaturfühlern **60** und den Intensitätsfühlern **61** gemessen wurden, und passen die Steuerung der Phasensteuerschaltungseinheit **204** an, um die kalkulierten Unterschiede zu minimieren.

**[0112]** Während dieser Arbeitsschritte wird das Wasser **65**, das den Wassersack **64** füllt, durch die Steuerung der Wasserversorgungsschaltung so zirkuliert, dass das Wasser **65** als Kühlmittel zur Verhinderung einer möglichen Beschädigung der Darmwand **28** durch das exzessive Heizen wirkt.

**[0113]** Es muß bemerkt werden, dass die gleichen Operationen für die Tumore an anderen Organen als der Prostata, wie der Blase und der Gebärmutter, durchgeführt werden können.

**[0114]** Es sollte auch bemerkt werden, dass die oben beschriebene Endokavernensonde **27** mit der Konfiguration der Fig. 1 für die erste oben beschriebene Ausführung, anstelle der beschriebenen Konfiguration der Fig. 2, angepaßt werden kann.

**[0115]** Daher wird es möglich gemäß dieser vierten Ausführung, zusätzlich zu den Vorteilen der zweiten oben beschriebenen Ausführung, die Information bezüglich der Temperatur und der Intensität der intensiven angewandten Ultraschallwellen an der Position der Endokavernensonde während der Ultraschallwellenbehandlung zu benutzen, so das die Genauigkeit und die Effizienz in der Ultraschallwellenbehandlung verbessert werden kann.

**[0116]** Mit Bezug auf die Fig. 10 wird jetzt eine fünfte Ausführung einer medizinischen Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung im Detail beschrieben.

**[0117]** In dieser fünften Ausführung enthält die medizinische Ultraschallwellen-Behandlungsvorrichtung im Allgemeinen einen Ultraschallwellen-Behandlungsteil und einen berechneten Tomographieteil (computed tomography -CT), wie in den oben beschriebenen ersten bis vierten Ausführungen, wobei der CT-Teil eine Konfiguration besitzt, die substantiell ähnlich zu der Konfiguration ist, die in beiden, der ersten oder zweiten Ausführung verwendet wird, so

dass ihre Beschreibung weggelassen wird.

**[0118]** Der Ultraschallwellen-Behandlungsteil dieser fünften Ausführung hat eine Konfiguration wie in der Fig. 10 gezeigt, die einen phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **30** enthält, der aus einem Ultraschallwandler **31**, mit einer kugelförmigen Oberfläche zur Erzeugung intensiver Ultraschallwellen, besteht, die auf den Tumor **7** im Patienten **3** anwenden sind, und aus einer Vielzahl piezoelektrischer Elemente gebildet wird, eine akustische Kopplungsflüssigkeit **33** zur Übertragung der von dem Ultraschallwandler **31** erzeugten intensiven Ultraschallwellen zum Patienten **3**, einen Wassersack zur Speicherung der akustischen Kopplungsflüssigleit **33**, und eine Ultraschallwellensonde **36** zur Sammlung von Ultraschallaufnahmedaten, die sich im Zentrum des Ultraschallwandlers **31** befindet, damit sie um ihre zentrale Achse drehbar und entlang ihrer zentralen Achse beweglich ist.

**[0119]** Der Ultraschallwellen-Behandlungsteil der Fig. 10 enthält weiterhin: eine Antriebsschaltungseinheit **40** mit einer Vielzahl von Antriebsschaltungen zum Antrieb einer Vielzahl von phasengesteuerten Gruppenkanälen des Ultraschallwandlers **31**, um die intensiven Ultrasdchallwellen einer gewünschten Intensität zu erzeugen; eine Energieversorgungs-Schaltungseinheit **40**; eine Verzögerungsschaltungseinheit **43** mit einer Vielzahl von Verzögerungsschaltungen zur Steuerung der Antriebstakte einer Vielzahl von Antriebsschaltungen in der Antriebssteuerungs-Schaltungseinheit **40**; eine Antriebstriggerpuls-Erzeugungseinheit **44** zur Erzeugung eines Antriebstriggerimpulses, der an die Verzögerungsschaltungseinheit **43** zu liefern ist; und eine Steuerschaltungseinheit **42** zur Steuerung der Operationen der Energieversorgungs-Schaltungseinheit **41**, der Verzögerungsschaltungseinheit **43**, und der Antriebstriggerpuls-Erzeugungseinheit **44**.

**[0120]** Hier kann der Brennpunkt **6** der intensiven Ultraschallwellen, die vom phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **30** anzuwendenden sind, durch Steuerung der Antriebstakte einer Vielzahl von Antriebsschaltungen in der Antriebssteuerschaltungseinheit **40** von der Verzögerungsschaltungseinheit **43** unter der geeigneten Steuerung durch die Steuerschaltungseinheit **42**, geändert werden. Im Falle der Aufheizung des zu behandelnden Tumors **7** wird die Antriebsschaltungseinheit **40** gesteuert, die Stoßsignale eines konstanten Spannungsniveaus kontinuierlich an den phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **30** zu senden. Mehr Details über die Antriebsschaltungseinheit **40**, die Energieversorgungseinheit **41**, die Verzögerungsschaltungseinheit **43** und die Antriebstriggerpulseinheit **44** können in der japanischen Patentanmeldung Nr. 3-306106 gefunden werden.

**[0121]** Der Ultraschallwellen-Behandlungsteil der Fig. 10 enthält weiterhin: eine Ultraschallaufnahmevorrichtung **38** zur Übernahme der tomographischen Ultraschallbilder aus den von der Ultraschallwellensonde **36** gesammelten Ultraschallaufnahmedaten; einen digitalen Abtastekonverter (digital scan converter – DSC) **39** zur Überlagerung des Brennpunktes **6** und der Einfallsroute der anzuwendenden intensiven Ultraschallwellen, einer geheizten Region auf dem Tumor **7** und anderer Information, die von der Steuerschaltungseinheit **42** über die von der Ultraschall-Aufnahmevorrichtung **38** erzielten tomographischen Ultraschallbilder geliefert wird; einen CRT-Bildschirm **37** zur Ausgabe des vom DSC **39** erhaltenen Bildschirminhalts; und ein Bilddateneingabevorrichtung **45** zur Eingabe der Bilddaten, die aus dem Bildschirminhalt, ausgegeben durch den CRT-Bildschirm **37** unter Verwendung einer Lichtstiftvorrichtung **49**, an die Steuerschaltungseinheit **42** geliefert werden sollen.

**[0122]** Hier kann die Steuerschaltungseiheit **42** die geheizte Region auf dem Tumor **7** annähernd aus den Positionen und Formen des Brennpunktes **6**, der Flüssigkeitsgleichung, und den thermischen Absorptionskoeffizienten des Patienten **3** berechnen. Die geheizte Region kann in einer anderer Farbe als im Falle eines Lithotriptors ausgegeben werden, um ein exzessives Heizen zu vermeiden. Der CRT-Bildschirm **37** kann auch die vom CT-Teil erhaltenen Tomographiebilder wie oben in der dritten Ausführung beschrieben ausgeben.

**[0123]** Etwas genauer gesagt, kann der CRT-Bildschirm **37**, wie in Fig. 11A gezeigt, die dreidimensionale Bildinformation **46** auf dem Tumor **7**, die entweder aus den tomographischen Ultraschallbildern, erzielt von der Ultraschallaufnahmevorrichtung **38** oder dem CT-Teil erhalten wurde, zusammen mit dem dreidimensionalen Koordinatenrahmen **47** und der geheizten Region **48**, die von der Steuerschaltungseiheit **42** kalkuliert wurde, ausgeben. Hier wird, um eine dreidimensionale Bildinformation **46** zu erhalten, jedes zweidimensionale tomographische Bild auf jeder Aufnahmeschnittebene **46a**, das von der Ultraschallaufnahmevorrichtung **38** oder dem CT-Teil erzielt wurde, auf dem CRT-Bildschirm **37** ausgegeben und der Umriß **7a** des zu behandelnden Tumors **7** auf jeder Aufnahmeschnittebene **46a** wird in die Steuerschaltungseinheit **42** unter Verwendung der Dateneingabevorrichtung **45** und der Lichtstiftvorrichtung **49** eingegeben, und dann wird die dreidimensionale Bildinformation **46** in der Steuerschaltungseinheit **42** durch Integration der eingegebenen Umrisse **7a** kalkuliert. Weitere Details über die Art und Weise, die dreidimensionale Bildinformation **46** zu erhalten, kann in der japanischen Patentanmeldung, offengelegt in der Nr. 61-209643 gefunden werden.

**[0124]** Alternativ kann der CRT-Bildssschirm **37**

eine ellipsoide in Fig. 12C gezeigte dreidimensionale Bildinformation **46** ausgeben, die durch die Messung der maximalen Längen La, Lb und Lc entlang der Koordinatenachsen x, y, und z des Tumors **7** erhalten wird, wie in den Abbildungen Fig. 12A und Fig. 12B angedeutet, und dann in der Steuerschaltungseinheit **42** ein Ellipsoid **46** mit einem etwa gleichen Volumen wie der Tumor **7** entsprechend den gemessenen Längen La, Lb und Lc kalkulieren.

**[0125]** Jetzt wird in dieser fünften Ausführung die Anwendung der intensiven Ultraschallwellen vom phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **30** in der folgenden Prozedur ausgeführt, die entworfen wurde, um den Verlust der akustischen Energie aufgrund der Kavitation zu reduzieren.

**[0126]** Zuerst wird der Tumor **7**, wie in den Abbildungen Fig. 13A und Fig. 13B gezeigt, entlang den Koordinatenachsen x, y und z in eine Vielzahl von Zellen geteilt, von denen jede eine Dicke Δdx, Δdy und Δdz entlang den Koordinatenachsen x, y und z hat. Hier werden die Dicken Δdx, Δdy, und Δdz jeder Zelle entsprechend zur Größe des Brennpunktes **6** der intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen und zum thermischen Absorptionskoeffizienten des Patienten **3** bestimmt, so dass ein zufriedenstellender Heizungseffekt an jeder Zelle durch die Anwendung der intensiven Ultraschallwellen in der unten beschriebenen Prozedur erreicht werden kann. Hier wird die Größe jeder Zelle etwas kleiner als die Größe des Brennpunktes **6** der intensiven anzuwendenden Ultraschallwellen festgelegt, um die Anwendung der intensiven Ultraschallwellen auf die gesamte Zelle abzusichern. Außerdem wird die Dicke Δdz gewöhnlich größer als die Dicken Δdx und Δdz festgelegt.

**[0127]** Danach werden die intensiven Ultraschallwellen vom phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikator **30** auf jede geteilte Zelle durch sequentielles Verschieben des Brennpunktes **6** der intensiven Ultraschallwellen entsprechend der vorbestimmten Reihenfolge angewandt, wie z.B. der in der Fig. 14 hingewiesenen Reihenfolge.

**[0128]** Gemäß der in der Fig. 14 hingewiesenen Reihenfolge wird nämlich die in der Fig. 14 mit 1 bezeichnete Zelle zuerst beschossen, die in der Fig. 14 mit 2 bezeichnete Zelle wird als Nächste beschossen, usw. Diese Reihenfolge wurde erdacht, um die aufeinanderfolgenden Positionen des Brennpunktes **6** so weit voneinander distanziert wie irgendwie möglich zu gestalten, um den Einfluß aufgrund der Kavitation zu minimieren.

**[0129]** Hier werden die intensiven Ultraschallwellen nicht auf die Zellen angewandt, die nicht einen Teil des Tumors **7** abdecken, so dass die unerwünschte Schädigung des normalen Gewebes vermieden werden kann.

**[0130]** Auch kann die Verschiebung des Brennpunktes **6** entweder durch eine Phasensteuerung des phasengesteuerten Gruppenultraschallwellen-Applikators **30** durch die Verzögerungseinheit **43** realisiert werden, oder durch eine mechanische Steuerung der physikalischen Positionen des phasengesteuerten Gruppenultraschall-Applikators **30**.

**[0131]** Es sollte hier bemerkt werden, dass jede Zelle weiter in Unterzellen aufgeteilt werden kann, so dass der Brennpunkt **6** der intensiven Ultraschallwellen wenn gewünscht in Einheiten dieser Unterzellen verschoben wird.

**[0132]** Daher wird es gemäß dieser fünften Ausführung, zusätzlich zu den Vorteilen der ersten und zweiten oben beschriebenen Ausführung, möglich den Einfluß aufgrund der Kavitation zu reduzieren, so dass die Genauigkeit und die Effizienz in der Uktraschallwellenbehandlung verbessert werden kann.

**[0133]** Es sollte hier weiter bemerkt werden, dass viele Modifikationen und Variationen der obigen Ausführungen, neben den oben schon Erwähnten, ohne Abweichung von den neuen und vorteilhaften Merkmalen der vorliegenden Erfindung gemacht werden können. All diese Modifikationen und Variationen sind innerhalb des Bereiches der beigefügten Ansprüche.

## Patentansprüche

1. Ein medizinisches Ultraschallbehandlungsgerät, umfassend:
a) Computertomographiemittel zum Erhalten einer dreidimensionalen Bildinformation eines zu behandelnden Objektes (**7**),
b) Ultraschallanwendermittel zum Anwenden von Ultraschallwellen, die sich durch einen gemeinsamen Brennpunkt zu dem zu behandelnden Objekt ausbreiten,
c) Eingabemittel (**16**, **49**) zum Eingeben eines Ultraschallwellenbehandlungsplanes mit einem Brennpunktabtastmuster in der dreidimensionalen Bildinformation,
d) Brennpunktsteuerungsmittel zum Verändern des gemeinsamen Brennpunktes gemäß dem durch das Eingabemittel eingegebenen Brennpunktabtastmuster,
e) Berechnungsmittel (**12**) zum Bestimmen der Position des durch das Brennpunktsteuerungsmittel veränderten gemeinsamen Brennpunktes in der dreidimensionalen Bildinformation, und
f) Steuerungsschaltkreiseinheit (**12**) zum Steuern eines Darstellungsmittels (**17**) zum Darstellen der dreidimensionalen Bildinformation des Objektes in Überlagerung mit dem gemeinsamen Brennpunkt an der durch das Berechnungsmittel (**12**) bestimmten Position.

2. Gerät gemäß Anspruch 1, wobei das Compu-

tertomographiemittel durch eine kernmagnetische Resonanzabbildungsvorrichtung gebildet wird, die ebenfalls angepasst ist zum Nehmen von T2 gewichteten Tomographieabbildungen vor und nach einem Anlegen von den Ultraschallwellen durch das Ultraschallwellenanwendermittel, das Berechnungsmittel ebenso angepasst ist zum Berechnen einer Differenzabbildung zwischen den T2 gewichteten Tomographieabbildungen, die durch das Computertomographiemittel vor und nach dem Anwenden der Ultraschallwellen durch das Ultraschallwellenanwendermittel genommen werden, und das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen der durch das Berechnungsmittel berechneten Differenzabbildung.

3. Gerät gemäß Anspruch 1, wobei das Computertomographiemittel durch eine kernmagnetische Resonanzabbildungsvorrichtung gebildet wird, die ebenso angepasst ist zum Nehmen chemisch verschobener Daten vor und nach einem Anwenden der Ultraschallwellen durch das Ultraschallwellenanwendermittel, das Berechnungsmittel ebenso angepasst ist zum Berechnen einer Differenzabbildung zwischen den chemischen Verschiebungsdaten, die durch das Computertomographiemittel vor und nach dem Anwenden der Ultraschallwellen durch das Ultraschallwellenanwendermittel genommen werden, und das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen der durch das Berechnungsmittel berechneten Differenzabbildung.

4. Gerät gemäß Anspruch 1, wobei das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen einer Inzidenzroute der durch das Ultraschallwellenanwendermittel angewendeten Ultraschallwellen in Überlagerung mit der dreidimensionalen Abbildungsinformation.

5. Gerät gemäß Anspruch 1, ferner umfassend:
Ultraschallwellensondenmittel, das in Verbindung mit dem Ultraschallwellenanwendermittel bereitgestellt wird zum Sammeln von Ultraschallwellenabbildungsdaten des zu behandelnden Objektes; und
Ultraschalltomographieabbildungsmittel zum Erhalten von Ultraschalltomographieabbildungen des zu behandelnden Objektes von den durch das Ultraschallwellensondenmittel gesammelten Ultraschallwellenabbildungsdaten, wobei das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen der durch das Ultraschalltomographieabbildungsmittel erhaltenen Ultraschalltomographieabbildungen.

6. Gerät gemäß Anspruch 5, wobei das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen eines laufend durch das Ultraschallwellensondenmittel abgetasteten Scheibenbereiches in Überlagerung mit der dreidimensionalen Abbildungsinformation.

7. Gerät gemäß Anspruch 5, wobei das Computertomographiemittel ebenso angepasst ist zum Erhalten zweidimensionaler Tomographieabbildungen des zu behandelnden Objektes, und das Darstellungsmittel ebenso angepasst ist zum Darstellen der durch das Ultraschalltomographieabbildungsmittel erhaltenen Ultraschalltomographieabbildungen in Echtzeit, einher mit entsprechenden Ansichten der durch das Computertomographiemittel erhaltenen zweidimensionalen Tomographieabbildungen.

8. Gerät gemäß Anspruch 1, wobei das Computertomographiemittel durch eine kernmagnetische Resonanzabbildungsvorrichtung gebildet wird, und das Gerät ferner ein Endokavernensondenmittel umfasst zum Einführen in eine Körperaushöhlung des zu behandelnden Objektes mit einer RF-Spule zum Anwenden von RF-Pulsen und Sammeln kernmagnetischer Resonanzsignale zum Verwenden durch das Computertomographiemittel.

9. Gerät gemäß Anspruch 8, wobei das Endokavernensondenmittel mit einem Temperatursensormittel zum Messen einer Temperatur an einer Position des Endokavernensondenmittels und einem Intensitätssensormittel zum Messen einer Intensität der durch das Ultraschallwellenanwendermittel angewendeten Ultraschallwellen an einer Position des Endokavernensondenmittels ausgerüstet ist.

10. Gerät gemäß Anspruch 1, wobei das Brennpunktsteuerungsmittel ebenso angepasst ist zum aufeinanderfolgenden Verschieben des gemeinsamen Brennpunktes der Ultraschallwellen unter aufgeteilten Teilen des zu behandelnden Objektes in einer Reihenfolge, in der keine zwei aufeinanderfolgenden Positionen des Brennpunktes auf aneinanderliegenden der aufgeteilten Teile platziert sind.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

**Anhängende Zeichnungen**

FIG. 1

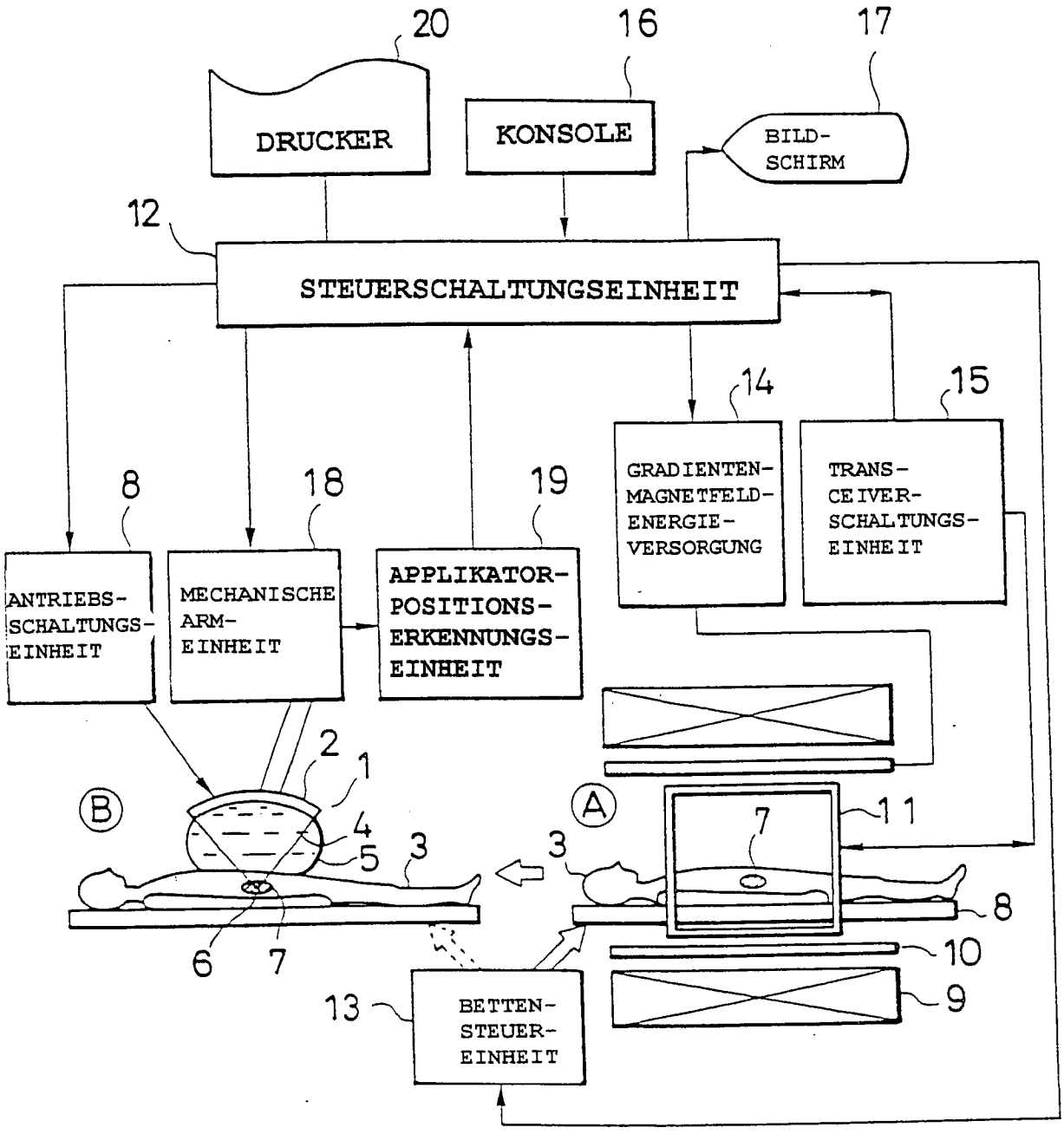

FIG. 2

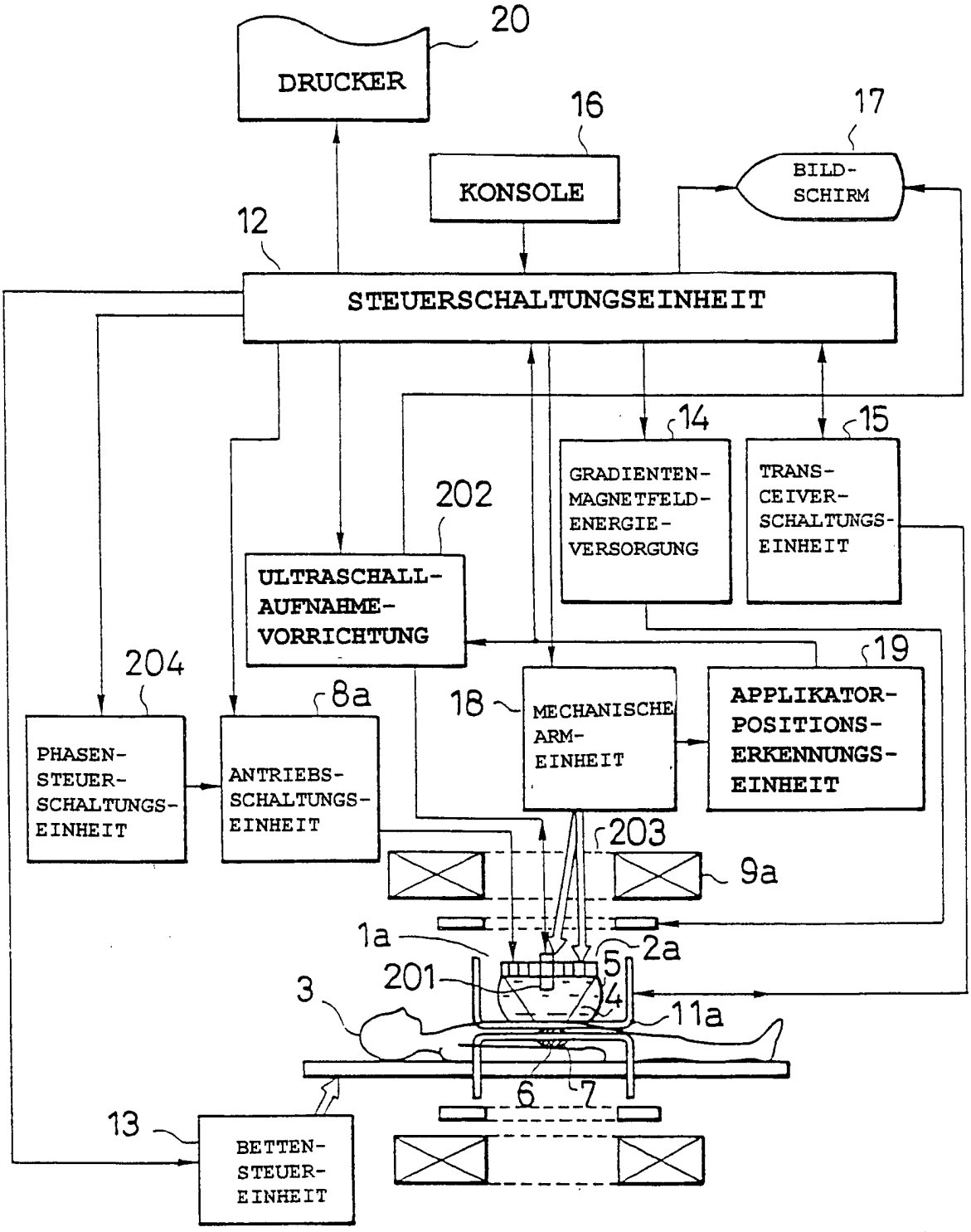
20
DRUCKER
16
KONSOLE
17
BILD-
SCHIRM
12
STEUERSCHALTUNGSEINHEIT
14
15
GRADIENTEN-
MAGNETFELD-
ENERGIE-
VERSORGUNG
TRANS-
CEIVER-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
202
ULTRASCHALL-
AUFNAHME-
VORRICHTUNG
19
204
8a
18
MECHANISCHE
ARM-
EINHEIT
APPLIKATOR-
POSITIONS-
ERKENNUNGS-
EINHEIT
PHASEN-
STEUER-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
ANTRIEBS-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
203
9a
1a
2a
5
201
4
3
11a
6
7
13
BETTEN-
STEUER-
EINHEIT

FIG. 3

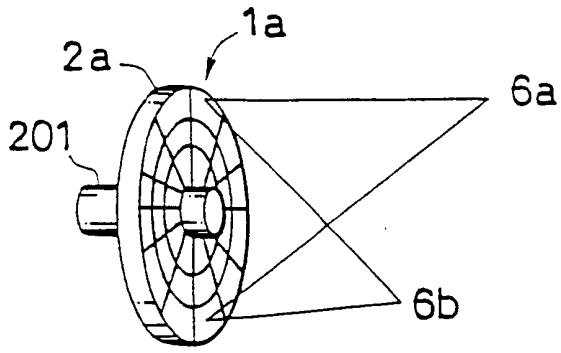


FIG. 4

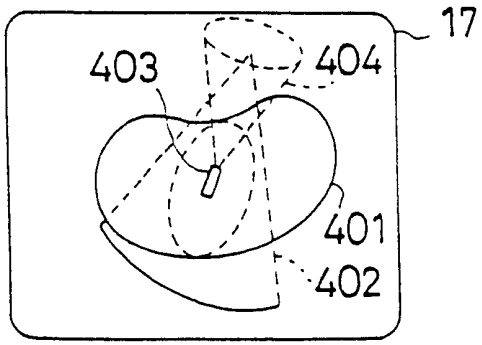


FIG. 5

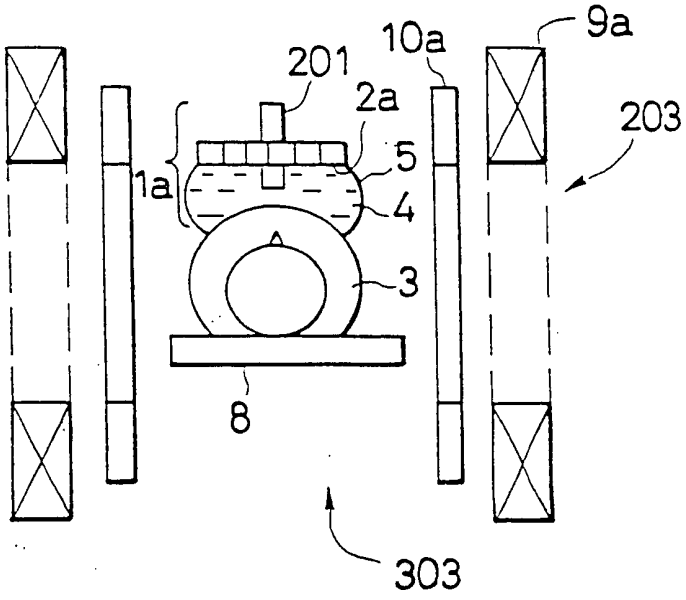

FIG. 6

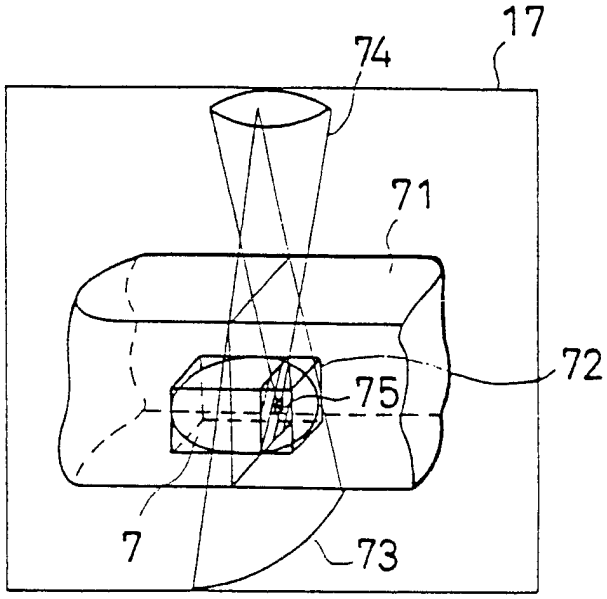
17
74
71
72
75
7
73

FIG. 7

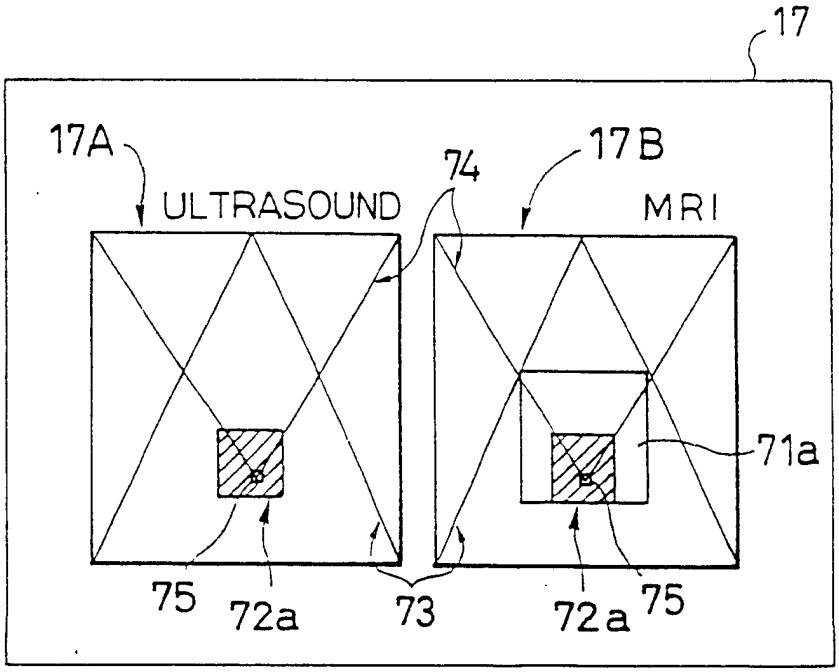
17
17A
ULTRASOUND
74
17B
MRI
71a
75
72a
73
72a
75

FIG. 8

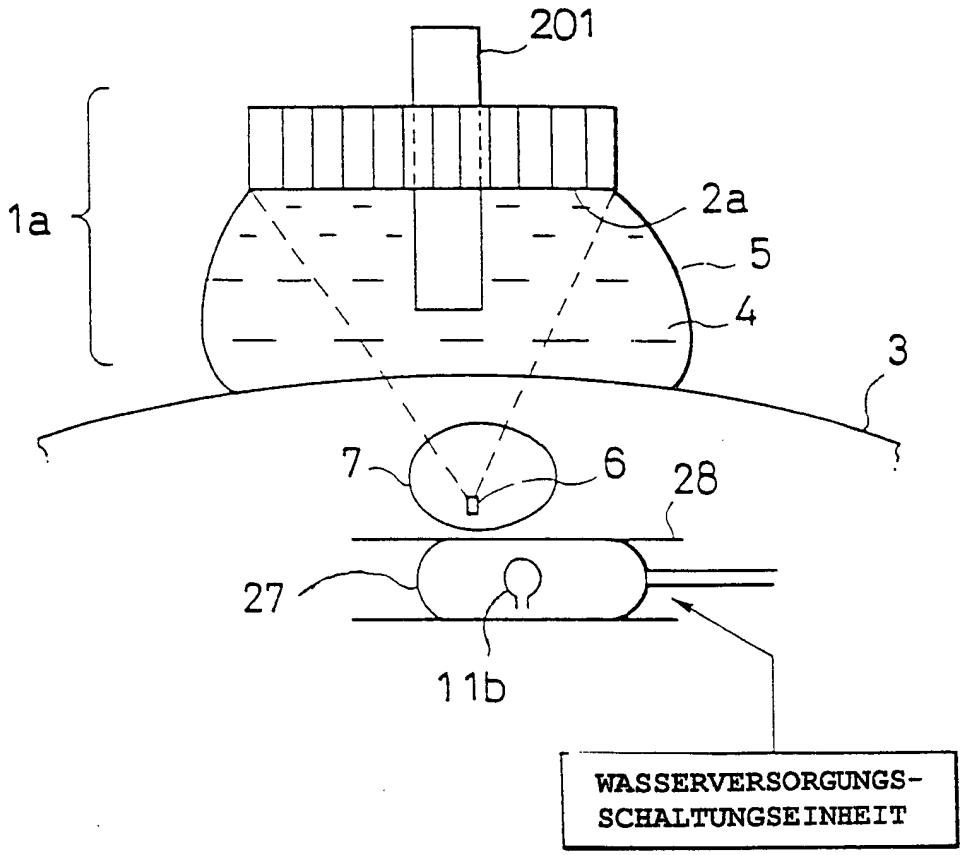
201
1a
2a
5
4
3
7
6
28
27
11b
WASSERVERSORGUNGS-
SCHALTUNGSEINHEIT

FIG. 9

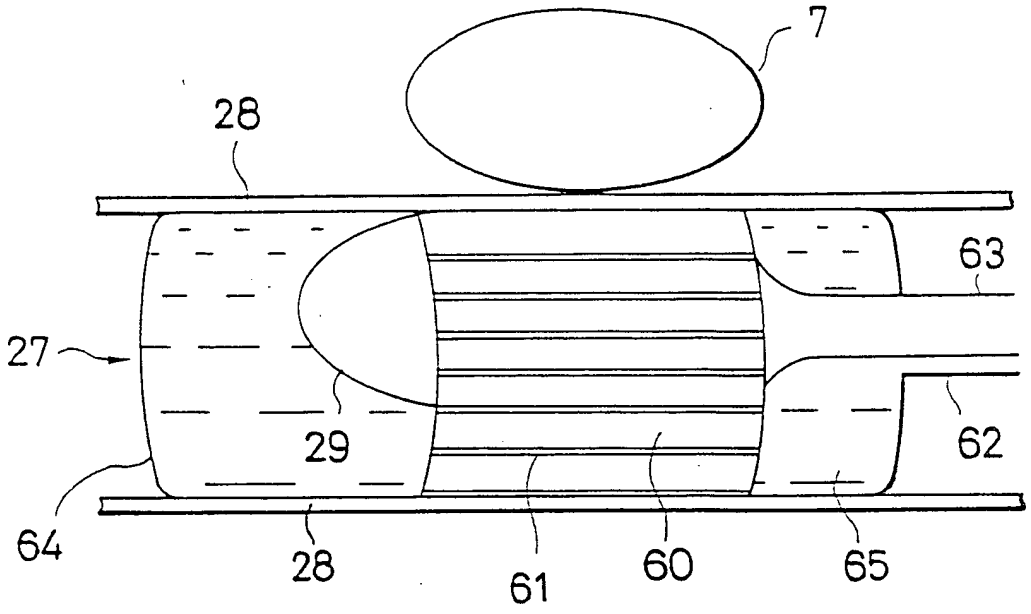
7
28
63
27
29
62
64
28
61
60
65

FIG. 10

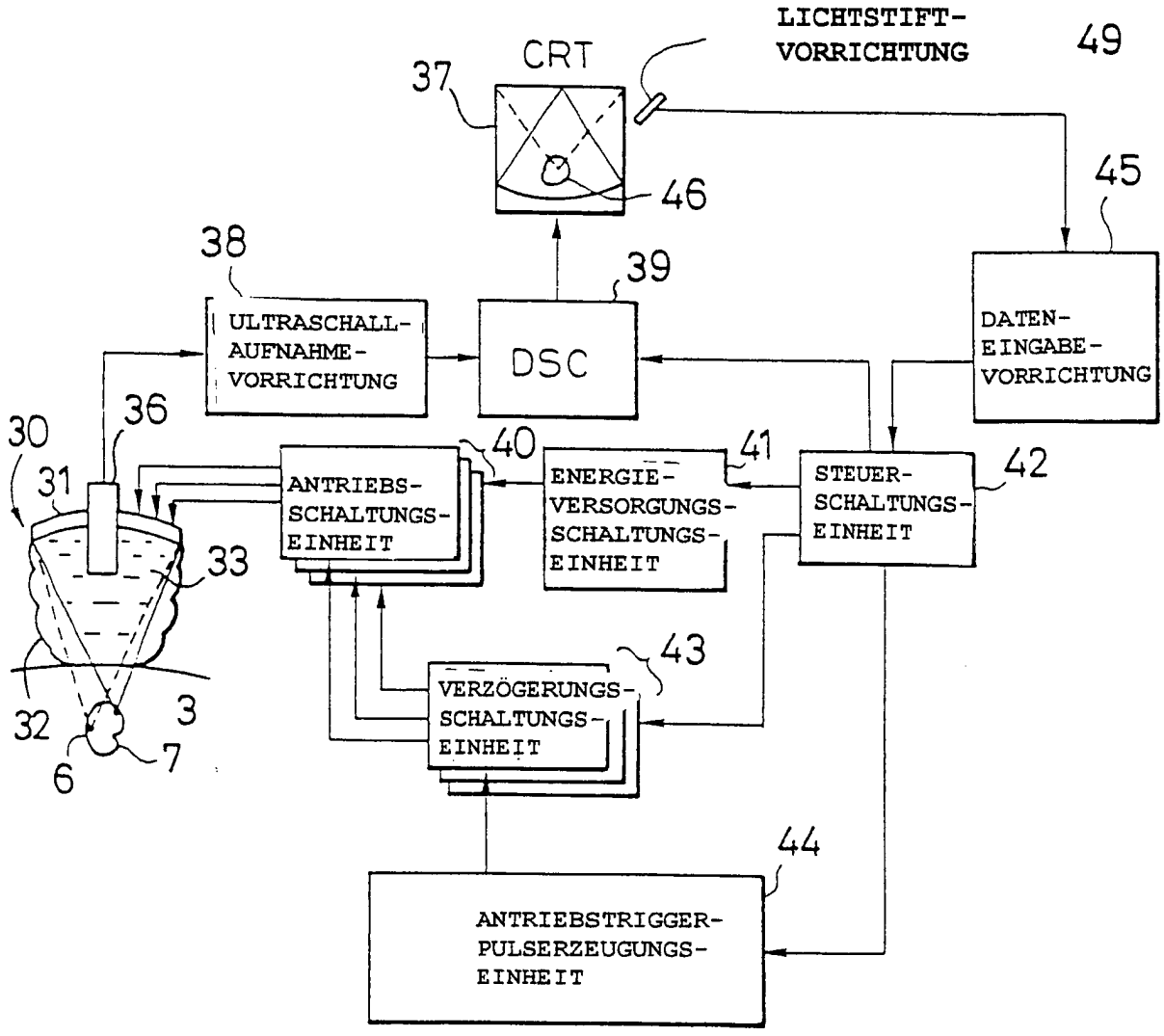
LICHTSTIFT-
VORRICHTUNG
49
CRT
37
46
45
38
39
ULTRASCHALL-
AUFNAHME-
VORRICHTUNG
DSC
DATEN-
EINGABE-
VORRICHTUNG
30
36
40
41
42
31
ANTRIEBS-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
ENERGIE-
VERSORGUNGS-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
STEUER-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
33
43
VERZÖGERUNGS-
SCHALTUNGS-
EINHEIT
32
3
6
7
44
ANTRIEBSTRIGGER-
PULSERZEUGUNGS-
EINHEIT

FIG. 11 A

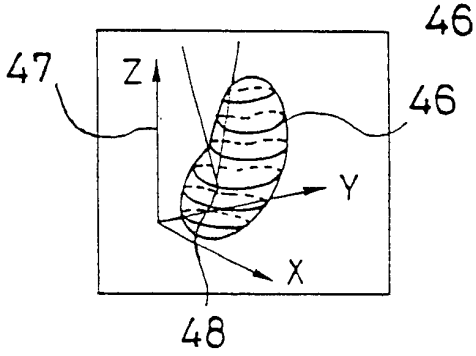


FIG. 11 B

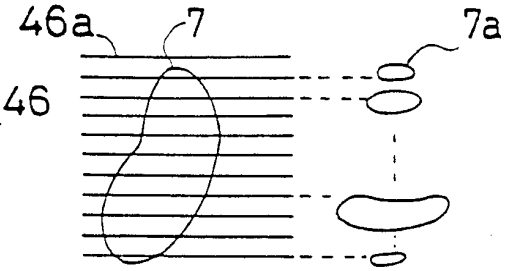


FIG. 12A

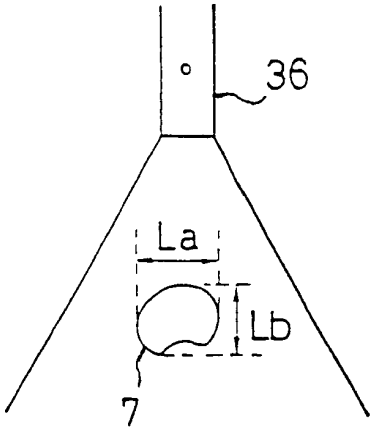


FIG. 12B

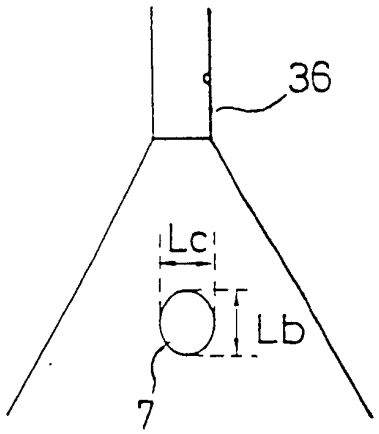


FIG. 12C

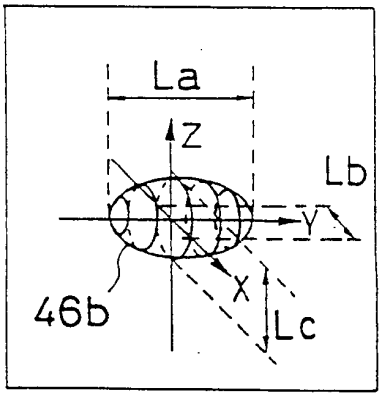

FIG. 13A

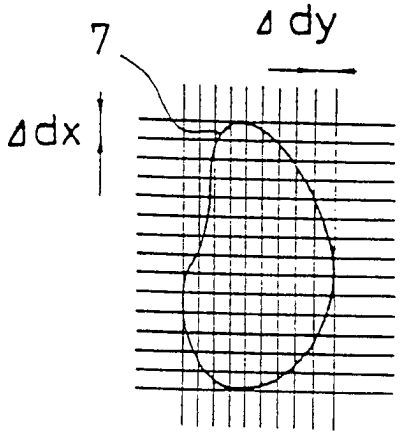


FIG. 13B

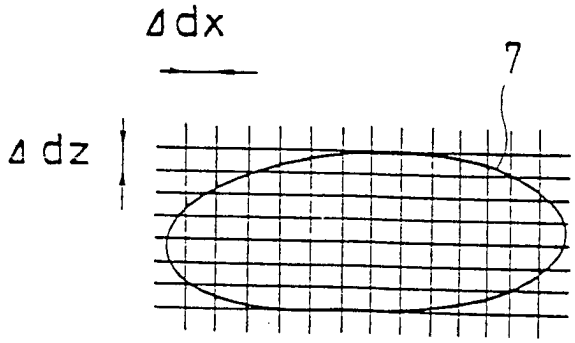


FIG. 14

