

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6300397号  
(P6300397)

(45) 発行日 平成30年3月28日(2018.3.28)

(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 17/00 (2006.01)** A 6 1 B 17/00 7 0 0  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-161064 (P2013-161064)</p> <p>(22) 出願日 平成25年8月2日(2013.8.2)</p> <p>(65) 公開番号 特開2015-29664 (P2015-29664A)</p> <p>(43) 公開日 平成27年2月16日(2015.2.16)</p> <p>審査請求日 平成28年8月2日(2016.8.2)</p> <p>(出願人による申告)平成23年度 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合研究機構 「がん超早期診断・治療機器の総合研究開発/超低侵襲治療機器システムの研究開発/内視鏡下手術支援システムの研究開発」委託事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願(九州大学につき)平成24年度 「NEDO環境・医療分野の国際研究開発・実証プロジェクト、先進的医療機器システムの国際研究開発及び実証/革新的通信技術を用いた内視鏡診断支援システムの海外展開」事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p>	<p>(73) 特許権者 504145342                  国立大学法人九州大学                  福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号</p> <p>(74) 代理人 100092783                  弁理士 小林 浩</p> <p>(74) 代理人 100120134                  弁理士 大森 規雄</p> <p>(74) 代理人 100098523                  弁理士 黒川 恵</p> <p>(74) 代理人 100104282                  弁理士 鈴木 康仁</p> <p>(72) 発明者 橋爪 誠                  福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号                  国立大学法人九州大学内</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対し治療用超音波を照射する単体の治療用超音波アレイと、前記単体の治療用超音波アレイ上の所定領域に積層され、前記被検体に対し撮像用超音波を照射し当該撮像用超音波の反射波を受信する撮像用超音波アレイとを備え、

治療用超音波アレイ上のうち撮像用超音波アレイを積層していない非積層領域に、所定密度を有する音速調整部材を積層し、前記非積層領域及び前記所定領域の各領域から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をキャンセルする構造を備えることを特徴とする超音波治療装置。

【請求項2】

前記非積層領域に積層した前記音速調整部材として、前記非積層領域上に配線された前記撮像用超音波アレイの接続ケーブルも含むことを特徴とする請求項1に記載の超音波治療装置。

【請求項3】

被検体に対し治療用超音波を照射する複数の素子からなる治療用超音波アレイと、前記複数の素子のうちいずれかの素子上に積層され、前記被検体に対し撮像用超音波を照射し当該撮像用超音波の反射波を受信する撮像用超音波アレイとを備え、

上部に撮像用超音波アレイを積層した積層対象素子と、撮像用超音波アレイを積層していない非積層対象素子とで、素子に印加する駆動電圧の位相を所定程度相違させ、前記各素子から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をキャンセルする、位相調整手段を備

えることを特徴とする超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波治療装置に関し、特に、撮像用と治療用の各超音波アレイを積層した構造を備える治療装置において、効率的な治療行為が可能となる精度良好で高出力の超音波を出力可能とする技術に関する。

【背景技術】

【0002】

カテーテル誘導下で患部に超音波を照射し、そのエネルギーと加温効果とによって肺塞栓や脳梗塞等における血栓溶解効果を加速させる技術や、超音波照射に伴う発熱により癌細胞滅却を図る技術など、照射対象の生体にエネルギーを印加し発熱を生じさせる超音波を用いた各種の治療技術が開発されている。

こうした超音波を用いた治療技術として以下のようなものが提案されている。すなわち、配列された複数の第1の振動素子を含み、被検体に治療用超音波を射出する治療用振動子と、配列された複数の第2の振動素子を含み、前記被検体に診断用超音波を射出し、前記被検体で反射された前記診断用超音波を受信する診断用振動子とを備え、前記治療用振動子と前記診断用振動子とが積層されていることを特徴とする超音波プローブ（特許文献1参照）などが提案されている。

【0003】

また、治療用超音波を被検体内の治療対象に照射する治療用超音波振動子と、前記被検体内の画像を得るために画像用超音波で前記被検体内を走査する画像用超音波探触子と、前記画像用超音波探触子を介して前記治療用超音波の反射波を受信する受信手段と、前記受信手段による受信信号に基づいて前記治療用超音波の強度を制御する制御手段とを具備したことを特徴とする超音波治療装置（特許文献2参照）なども提案されている。

また、超音波機器を最小化し、電磁干渉および放熱を大幅に削減すべく、療法超音波を発生させる圧電トランスデューサと、この圧電トランスデューサを駆動する電力増幅モジュールとを、電力増幅モジュールの放熱板となる筐体内に取り付けた集積超音波療法トランスデューサアセンブリ（特許文献3参照）なども提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】WO2004/066856

【特許文献2】特開平8-131454号公報

【特許文献3】特開2012-050836号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従来の治療装置においては、診断用超音波を発振する撮像アレイが、治療用超音波を発振する治療アレイ上に積層され、これら2種の超音波アレイを同時に利用可能とする構造を備えるものがある。その場合、該当装置を使用する医師において診断と治療をシームレスに行えるとの有利な特性を備える一方、両アレイ間の接合構造に悪影響を及ぼす懸念から治療アレイの超音波出力を増大させにくい欠点があった。

そこで、図1に示す治療アレイ1のごとく、撮像アレイ2を積層させた第1素子3の周囲に、撮像アレイ2を積層させない第2素子4および第3素子5を追加した構造を採用し、出力不足を補う技術が開発されている。

ところが、上部に撮像アレイを載置した第1素子3と、撮像アレイを載置していない第2素子4、第3素子5とでは実効的な音路長が異なることとなるため、焦点における位相ずれが発生し、患部等の目標物に照射される超音波ビームが劣化するおそれがある。また、上述した第1～第3の各素子3～5間の間隙から装置内に水分が浸入することを防止す

10

20

30

40

50

べく、各素子3～5のそれぞれの周囲を筐体等に液密に固定する必要がある。こうした構造は、超音波発振に際しての振動効率を各素子3～5で低下させることにつながり、エネルギー消費の増大や超音波出力の低下等を招く恐れがあるという課題がある。

本発明は、上記のような課題に鑑みなされたものであって、撮像用と治療用の各超音波アレイを積層した構造を備える治療装置において、効率的な治療行為が可能となる精度良好で高出力の超音波を出力可能とする技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記のような課題を解決するために、本発明は、以下のような手段を採用している。

すなわち、請求項1に係る発明は、被検体に対し治療用超音波を照射する単体の治療用超音波アレイと、前記単体の治療用超音波アレイ上の所定領域に積層され、前記被検体に対し撮像用超音波を照射し当該撮像用超音波の反射波を受信する撮像用超音波アレイとを備え、治療用超音波アレイ上のうち撮像用超音波アレイを積層していない非積層領域に、所定密度を有する音速調整部材を積層し、前記非積層領域及び前記所定領域の各領域から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をキャンセルする構造を備えることを特徴とする。

10

本発明の超音波治療装置によれば、治療用超音波アレイと撮像用超音波アレイとの積層構造における各所で実効的な音路長を実質的に同一とし、被検体上の焦点における位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体に照射される超音波ビームの精度も良好なものとなる。また、治療用超音波アレイが複数素子ではなく単体の素子からなっているため、表面振幅が従来より大きくなり、超音波出力を増大できる上、従来のように各素子間の間隙からの水分浸入を防止するための構造が不要であるので、超音波発振に際しての振動効率を良好なものとする。

20

【0007】

つまり、撮像と治療の各超音波アレイの積層構造を備える治療装置において、効率的な治療行為が可能となる精度良好で高出力の超音波を出力することができる。

また、請求項2に係る発明は、請求項1に記載の超音波治療装置であって、前記非積層領域に積層した前記音速調整部材として、前記非積層領域上に配線された前記撮像用超音波アレイの接続ケーブルも含むことを特徴とする。

本発明の超音波治療装置によれば、前記非積層領域及び前記所定領域の各領域から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をより高い精度でキャンセルすることにつながり、実効的な音路長の同一化も更に精度良く図られることとなる。

30

さらに、請求項3に係る発明は、請求項1または2に記載の超音波治療装置であって、被検体に対し治療用超音波を照射する複数の素子からなる治療用超音波アレイと、前記複数の素子のうちいずれかの素子上に積層され、前記被検体に対し撮像用超音波を照射し当該撮像用超音波の反射波を受信する撮像用超音波アレイとを備え、上部に撮像用超音波アレイを積層した積層対象素子と、撮像用超音波アレイを積層していない非積層対象素子とで、素子に印加する駆動電圧の位相を所定程度相違させ、前記各素子から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をキャンセルする、位相調整手段を備えることを特徴とする。

【0008】

40

本発明の超音波治療装置によれば、治療用超音波アレイが複数の素子からなる構造において、超音波出力を大きなものとしても、各素子に印加する駆動電圧の位相を調整することにより、各所で実効的な音路長を同一とし、被検体上の焦点における位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体に照射される超音波ビームの精度も良好なものとなる。つまり、撮像用と治療用の各超音波アレイを積層する構造を備える治療装置において、効率的な治療行為が可能となる精度良好で高出力の超音波を出力することができる。

【発明の効果】

【0009】

以上説明したように、本発明の超音波治療装置によれば、撮像用と治療用の各超音波アレイを積層する構造を備える治療装置において、効率的な治療行為が可能となる精度良好

50

で高出力の超音波を出力することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】従来の超音波治療装置における撮像アレイと治療アレイの積層構造例を示す図である。

【図2】第1実施形態の超音波治療装置の構成例を示す断面図である。

【図3】焦点面上でのビーム形状の例を示すグラフである。

【図4】第2実施形態の超音波治療装置の構成例を示す断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

- - - 第1の形態 - - -

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明する。図2は、第1実施形態の超音波治療装置100の構成例を示す断面図である。第1実施形態における超音波治療装置10は、図2にて示すような、複数素子から構成されず、従って単体である治療用超音波アレイ20と、治療用超音波アレイ20上に配置した撮像用超音波アレイ30との積層構造200と、こうした各超音波アレイ20、30の制御機能とを備えている。ここで、制御機能としては、例えば、治療用超音波アレイ20に接続された治療用アレイ駆動部25と、撮像用超音波アレイ30に接続された撮像用超音波送受部31および画像処理部32と、表示部105とが含まれる。

このうち、治療用アレイ駆動部25は、治療用超音波アレイ20に治療用超音波を発振させる駆動電圧を生成、印加する回路である。また、撮像用超音波送受部31は、撮像用超音波アレイ30に撮像用超音波を発振させる駆動電圧を生成、印加する一方、被検体10から返される反射エコー波を受信する回路である。また、画像処理部32は、前述の反射エコー波に基づき画像生成を行う回路である。また、表示部105は、上述した反射エコー波から画像処理部32が生成した被検体10の画像を表示するディスプレイ装置である。なお、治療用アレイ駆動部25と撮像用超音波送受部31は、ノイズが発生しないように、治療用超音波アレイ20と撮像用超音波アレイ30とにおいて所定の設定時間（例：撮像用超音波は1秒以内程度、治療用超音波は10秒以内程度）ごとに交互に超音波を射出するよう、駆動電圧の印可制御を行うものとなる。

【0012】

また、上述の積層構造200を構成する治療用超音波アレイ20および撮像用超音波アレイ30のうち、治療用超音波アレイ20は約3MHzの超音波を発振し、撮像用超音波アレイ30はそれよりも高い周波数の、約10MHzの超音波を発振する。撮像用超音波アレイ30が生じる高い周波数の超音波は、治療用超音波アレイ20が生じる低い周波数の超音波よりも物体透過能力が低い。そのため、治療用超音波アレイ20上に撮像用超音波アレイ30を積層した構造となっている。

また、治療用超音波アレイ20と撮像用超音波アレイ30との間には、周波数選択性音響分離層15が設けられている。この周波数選択性音響分離層15は、治療用超音波アレイ20と撮像用超音波アレイ30とで音響インピーダンスの差異を十分大きくすることで設けられる層であり、治療用超音波アレイ20にとっては不要な反射エコー波が治療用超音波アレイ20にまで到達して治療用超音波の出力に悪影響を与えることを抑止する一方、治療用超音波アレイ20による治療用超音波は撮像用超音波アレイ30を透過して被検体10に向けて進むことを阻害しない機能を発揮する。

【0013】

なお、治療用超音波アレイ20および撮像用超音波アレイ30は、いずれも所定程度屈曲ないし湾曲した凹板状の圧電セラミックスで形成されている。治療用超音波アレイ20は、治療用アレイ駆動部25から印可された駆動電圧を機械的振動に変換し、被検体10に治療用の超音波を偏向射出する。また、撮像用超音波アレイ30は、撮像用超音波送受部31から印可された駆動電圧を機械的振動に変換し、被検体10に対して撮像用超音波を偏向送波すると共に、被検体10から発生する反射エコー波を受信して電気信号に変換

10

20

30

40

50

する。

治療用超音波アレイ 20 から射出された治療用超音波の経路は、治療用超音波アレイ 20 上で撮像用超音波アレイ 30 が積層された積層領域 21 から被検体 10 に至る第 1 経路 11 と、非積層領域 22 から被検体 10 に至る第 2 経路 12、第 3 経路 13 とが存在する。撮像用超音波アレイ 30 が経路中に含まれる第 1 経路 11 と、撮像用超音波アレイ 30 が経路中に含まれない第 2 経路 12 および第 3 経路とでは超音波の伝達速度が異なり、ひいては音路長にも差異が生じる。

#### 【0014】

そこで第 1 実施形態の超音波治療装置 100 においては、治療用超音波アレイ 20 上のうち撮像用超音波アレイ 30 を積層していない非積層領域 22 には、所定密度を有する音速調整部材 40 が積層された構造を備えている。この音速調整部材 40 は、例えば厚さ 250  $\mu\text{m}$  のポリイミド材 41 上に、厚さ 50  $\mu\text{m}$  で所定形状の銅材 42 を設置した構造となっている。勿論、こうした音速調整部材 40 の構造や使用部材の選定に際しては、撮像用超音波アレイ 30 が治療用超音波の速度に影響を与えるレベルを事前に解析ないし推定しておき、この解析ないし推定の結果が示す（第 2、第 3 経路の速度と比較した）速度低下ないし速度上昇の値をキャンセルする、すなわち反対の速度上昇ないし速度低下を図れるものを適宜選択すればよい。こうした速度調整部材 40 を採用して各経路 11 ~ 13 における超音波速度の統一を図ることで、各経路 11 ~ 13 の音路長に差異が生じることを抑止できる。

各経路 11 ~ 13 の音路長を同一とすれば、被検体 10 上の焦点における治療用超音波の位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体 10 に照射される治療用超音波ビームの精度も良好なものとなる。なお、非積層領域 22 に積層した速度調整部材 40 として、非積層領域 22 上に配線された撮像用超音波アレイ 30 の接続ケーブル 33（駆動電圧や反射エコー波の受信信号の経路となる）の材質、サイズも含めて考慮すれば、上述した音路長の同一化が更に高精度なものとなり、被検体 10 上の焦点における治療用超音波の位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体 10 に照射される治療用超音波ビームの精度も更に良好なものとなる。

#### 【0015】

図 3 に焦点面上でのビーム形状の例を示す。同図は、周波数 3 MHz、曲率半径（焦点距離）30 mm、口径幅 15 mm、治療素子上の撮像素子の口径幅を短軸 5 mm、長軸 15 mm としたときに計算の結果、得られたビーム形状である。同図では、治療素子から直接焦点に到達した経路と、撮像素子を通った経路のそれぞれに位相差を 0 度（本発明）、45 度、60 度、90 度、135 度、180 度のそれぞれの場合について焦点面上でのビーム形状をプロットしてある。ここで、各図の横軸はビームの焦点からの方位方向への距離（mm）、縦軸はビームの強度（単位なし）を示している。実線は撮像素子の短軸に平行な方向、破線は撮像素子の長軸に平行な方向に沿ったプロットである。ビーム強度は位相差 0 度のときの最大値で規格化してある。この結果から、位相差によっては最大音圧が 70% 程度に低下し（エネルギーは音圧の二乗に比例するので、このときのエネルギーは半分となる）、ピークの位置が 2 mm 弱ずれていることが確認できる。このように実効的な音路長を一定とする本発明の効果が図の計算結果からも確認できる。

第 1 実施形態においては、治療用超音波アレイ 20 が複数素子ではなく単体の素子からなっているため、治療用超音波発振時の表面振幅が従来（複数素子のそれぞれで発振）より大きくなり、超音波出力を増大できる上、従来のように各素子間の間隙からの水分浸入を防止するための構造は不要で、超音波発振に際しての振動効率を良好なものとする。ここで、口径の中心で最大音圧、端で 0 になる音圧分布をハニング関数（ $0.5 - 0.5\cos(2\pi x)$  ;  $0 < x < 1$ ）に近似すると、本発明による場合と比べて、従来技術のように素子が三つに分かれている場合は、素子表面の音圧の積分値が 51% に低下、すなわちエネルギーに換算すると 26% にまで低下してしまう（ここでは、三つの素子に分割された場合の音圧分布を、3つ並んだハニング関数と、全体を覆う一つのハニング関数の積から概算した）。治療用超音波アレイ 20 を複数素子で構成した従来 of 超音波治療装置における超音波出

10

20

30

40

50

力は、 $10\text{ W/cm}^2$ であったが、第1実施形態の超音波治療装置100における超音波出力は、 $1\text{ kW/cm}^2$ となり、他の不具合無く高出力を実現できた。

【0016】

- - - 第2の形態 - - -

図4は第2実施形態の超音波治療装置の構成例を示す断面図である。続いて、治療用超音波アレイが複数の素子からなる従来の構造において、被検体10上の焦点における位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体10に照射される超音波ビームの精度を良好なものとする技術について説明する。

この場合、超音波治療装置100における治療用超音波アレイ50は、複数の素子、すなわち第1素子51、第2素子52、第3素子53から構成されている。また、第1～第3の各素子51～53のうち、例えば第1素子51上には撮像用超音波アレイ30が積層された構造となっている。この第1素子51を、その上部に撮像用超音波アレイ30を積層した積層対象素子とする。他方、撮像用超音波アレイ30を積層していないその他の素子すなわち第2素子52、第3素子53は非積層対象素子とする。

なお、治療用超音波アレイ50を構成する第1素子51、第2素子52、第3素子53のそれぞれは、各治療用アレイ駆動部25A～25Cに接続されており、独立に駆動することができる構成となっている。一方、撮像用超音波アレイ30の構成とその駆動制御の機能等については上述した第1実施形態と同様である。また、治療用超音波アレイ50を構成する第1～第3の各素子51～53と撮像用超音波アレイ30の形状、材質（凹板状の圧電セラミックス）や機能、および、治療用超音波アレイ20と撮像用超音波アレイ30との間に設ける周波数選択性音響分離層15の存在等も上述した第1実施形態と同様である。

【0017】

第2実施形態の超音波治療装置100において、積層対象素子たる第1素子51から被検体10に至る第1経路11と、非積層対象素子たる第2素子52から被検体10に至る第2経路12、および非積層対象素子たる第3素子53から被検体10に至る第3経路13とでは、超音波の伝達速度が異なり、ひいては音路長にも差異が生じてしまう。

そこで第2実施形態の超音波治療装置100においては、上述した積層対象素子たる第1素子51と、非積層対象素子たる第2素子53および第3素子53とで、治療用アレイ駆動部25（位相調整手段）により素子に印加する駆動電圧の位相を所定程度相違させ、第1経路11と、第2経路12および第3経路13との間での、音路長の差異をキャンセルする。

具体的には、撮像アレイを構成する材料がN種類の場合（ $N=3\sim 5$ ）に、各層の厚みと音速をそれぞれ $t_1$ 、 $t_2$ 、 $\dots$ 、 $t_N$ 、 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $\dots$ 、 $c_N$ 、水の音速を $c_W$ とすると、積層された素子での音路長と、積層されない素子の音路長それぞれの伝搬時間の差 $t$ は次式のようなので、

$$t = (t_1/c_1 + t_2/c_2 + \dots + t_N/c_N) - (t_1 + t_2 + \dots + t_N) / c_W$$

この $t$ をキャンセルするように、周波数が $f$ の場合は $t \times f$ の位相差を設定すればよい。

【0018】

勿論、こうした駆動電圧の位相設定に際しては、撮像用超音波アレイ30が治療用超音波の速度に影響を与えるレベルを事前に解析ないし推定しておき、この解析ないし推定の結果が示す（第2、第3経路の速度と比較した）速度低下ないし速度上昇の値をキャンセルする、すなわち反対の速度上昇ないし速度低下を図れる位相の設定内容を適宜選択すればよい。こうして各経路11～13における速度の統一を図ることで、各経路11～13の音路長に差異が生じることを抑止できる。

各経路11～13の音路長を同一とすれば、被検体10上の焦点における治療用超音波の位相ずれ発生の抑制、ひいては被検体10に照射される治療用超音波ビームの精度も良好なものとなる。

以上本実施形態によれば、撮像と治療の各超音波アレイの積層構造を備える治療装置に

10

20

30

40

50

において、効率的な治療行為が可能となる精度良好で高出力の超音波を出力することが可能となる。

【符号の説明】

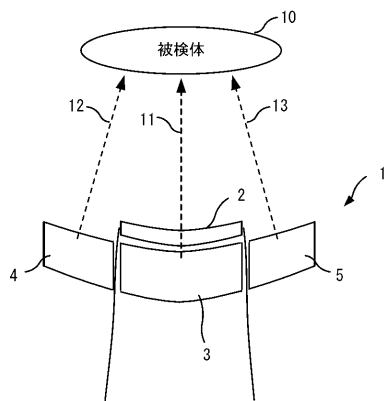
【0019】

- 10 被検体
- 11 第1経路
- 12 第2経路
- 13 第3経路
- 15 周波数選択性音響分離層
- 20 単体の治療用超音波アレイ
- 21 治療用超音波アレイ上の積層領域（所定領域）
- 22 治療用超音波アレイ上の非積層領域
- 25 治療用アレイ駆動部（位相調整手段）
- 30 撮像用超音波アレイ
- 31 撮像用超音波送受部
- 32 画像処理部
- 33 接続ケーブル
- 40 音速調整部材
- 50 治療用超音波アレイ
- 51 第1素子（積層対象素子）
- 52 第2素子（非積層対象素子）
- 53 第3素子（非積層対象素子）
- 100 超音波治療装置
- 105 表示部
- 200 超音波アレイ積層構造

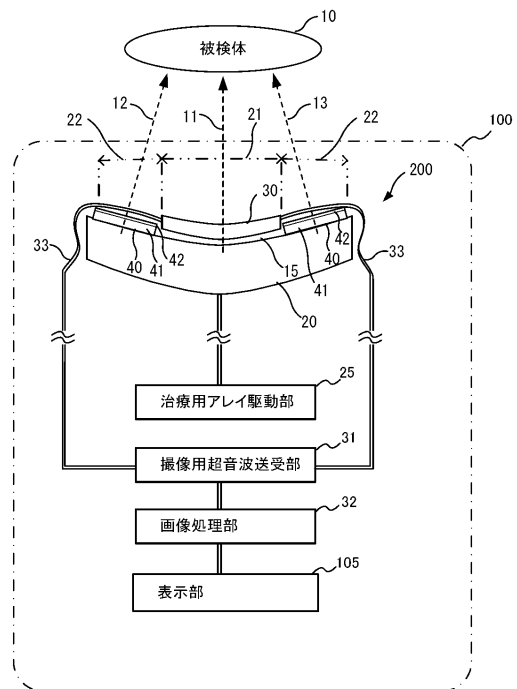
10

20

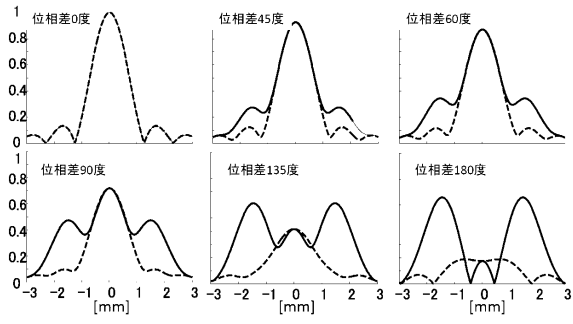
【図1】



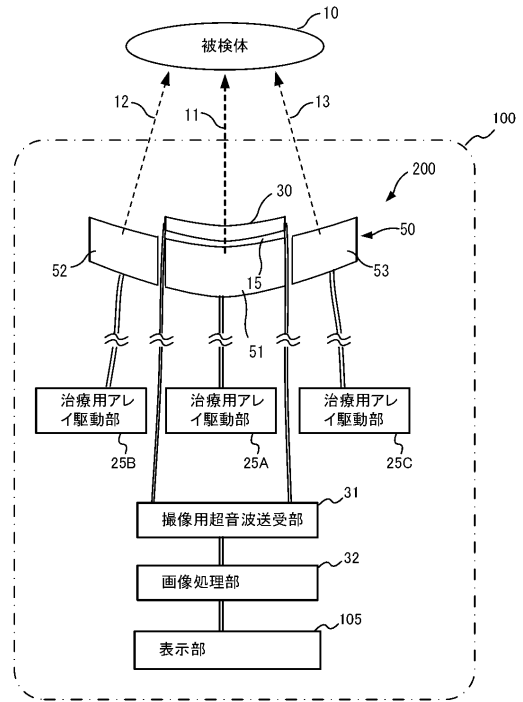
【図2】



【図3】



【図4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 剣持 一

福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内

(72)発明者 東 隆

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

審査官 近藤 利充

(56)参考文献 特表2009-503990(JP,A)

特開平04-273699(JP,A)

特開2004-154205(JP,A)

特開昭61-206434(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

A61B 17/00 - 18/28

专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6300397B2</a>	公开(公告)日	2018-03-28
申请号	JP2013161064	申请日	2013-08-02
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州大学 国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州大学 东京大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州大学		
[标]发明人	橋爪誠 劍持一 東隆		
发明人	橋爪誠 劍持一 東隆		
IPC分类号	A61B17/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0095		
FI分类号	A61B17/00.700 A61B8/00 A61B17/36.330 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C160/MM32 4C160/MM33 4C601/EE09 4C601/FF13 4C601/FF16		
代理人(译)	小林 浩 黒川 恵 鈴木康仁		
其他公开文献	JP2015029664A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种超声波治疗设备(100),包括:用于治疗的超声波(10)的用于治疗(20)的单个超声波阵列;和用于图像捕获的超声阵列(30),所述超声阵列在用于治疗(20)的单个超声阵列上的指定区域(21)上分层,并且将用于图像捕获的超声波投射到对象(10)上,并且接收超声图像捕捉波。该装置具有这样的结构,其中具有规定密度的声学调节构件(40)被层叠在用于治疗(20)的超声阵列的非分层区域(22)上,使得声路径长度与非分层区域(22)和指定对象(10)的指定区域(21)被取消,所述非分层区域是用于图像拍摄(30)的超声阵列未被分层的区域。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6300397号 (P6300397)
(45) 発行日 平成30年3月28日(2018.3.28)	(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00	7 0 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	
請求項の数 3 (全 9 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-161064 (P2013-161064)	(73) 特許権者 504145342 国立大学法人九州大学	
(22) 出願日 平成25年8月2日(2013.8.2)	福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号	
(65) 公開番号 特開2015-29664 (P2015-29664A)	(74) 代理人 100082783 弁理士 小林 浩	
(43) 公開日 平成27年2月18日(2015.2.18)	(74) 代理人 100120134 弁理士 大森 規雄	
審査請求日 平成28年8月2日(2016.8.2)	(74) 代理人 100098523 弁理士 黒川 恵	
(出願人による申告) 平成23年度 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合研究機構 「がん超早期診断・治療機器の総合研究開発/超低侵襲治療機器システムの研究開発/内視鏡下手術支援システムの研究開発」委託事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願(九州大学につき)平成24年度 「NEDO環境・医療分野の国際研究開発・実証プロジェクト、先進的医療機器システムの国際研究開発及び実証/革新的通信技術を用いた内視鏡診断支援システムの海外展開」事業、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願	(74) 代理人 100104282 弁理士 鈴木 康仁	
	(72) 発明者 橋爪 誠 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 国立大学法人九州大学内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波治療装置		