

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015年2月5日(05.02.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/016342 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/070324
- (22) 国際出願日: 2014年8月1日(01.08.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-161064 2013年8月2日(02.08.2013) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人九州大学(KYUSHU UNIVERSITY, NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION) [JP/JP]; 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号 Fukuoka (JP). 国立大学法人東京大学(THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目3番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 橋爪 誠(HASHIZUME Makoto); 〒8128581 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 Fukuoka (JP). 剣持一(KENMOTSU Hajime); 〒8128581 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 Fukuoka (JP). 東 隆(AZUMA Takashi); 〒1138654 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 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 小林 浩, 外(KOBAYASHI Hiroshi et al.); 〒1040028 東京都中央区八重洲二丁目8番7号 福岡ビル9階 阿部・井窪・片山法律事務所 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

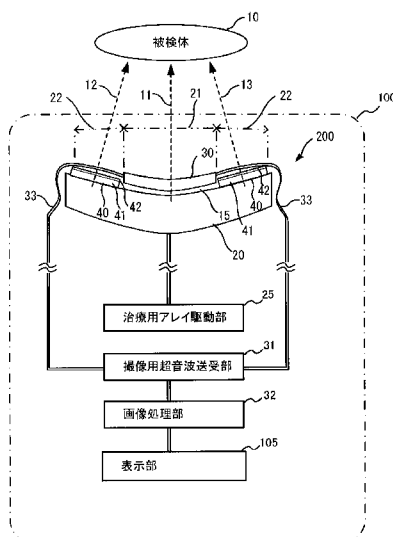
(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: ULTRASOUND THERAPEUTIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波治療装置

[図2]



- 10 Subject
25 Array drive unit for therapy
31 Ultrasound transmission/receiving unit for image capture
32 Image processing unit
105 Display unit

(57) Abstract: Provided is an ultrasound therapeutic device (100) comprising: a single ultrasound array for therapy (20) which projects ultrasonic waves for therapy upon a subject (10); and an ultrasound array for image capture (30) which is layered over a prescribed region (21) on the single ultrasound array for therapy (20) and projects ultrasonic waves for image capture upon the subject (10) and receives a reflection of the ultrasonic waves for image capture. The device has a structure wherein sonic adjustment members (40) which have a prescribed density are layered over non-layering regions (22) of the ultrasound array for therapy (20) so that the difference in sound path lengths from the non-layering region (22) and the prescribed region (21) to the subject (10) is cancelled, said non-layering regions being regions where the ultrasound array for image capture (30) is not layered.

(57) 要約: 超音波治療装置100において、被検体10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20と、単体の治療用超音波アレイ20上の所定領域21に積層され、被検体10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30とを備え、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、所定密度を有する音速調整部材40が積層し、非積層領域22及び所定領域21の各領域から被検体10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。



(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：超音波治療装置

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：WO 2004／066856

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。

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ことができる。

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。

[0007] 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。

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] 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、駆動電圧の印加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 3 MHz 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 10 MHz 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 から印加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 から印加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 μ mのポリイミド材41上に、厚さ50 μ 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3MHz、曲率半径（焦点距離）30mm、口径幅15mm、治療素子上の撮像素子の口径幅を短軸5mm、長軸15mm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2mm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できる。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の超音波治療装置における超音波出力は、 10 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 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 52 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 Δt は次式のようなので、

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

この Δt をキャンセルするように、周波数が f の場合は $\Delta t \times f$ 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）

- 3 0 撮像用超音波アレイ
- 3 1 撮像用超音波送受部
- 3 2 画像処理部
- 3 3 接続ケーブル
- 4 0 音速調整部材
- 5 0 治療用超音波アレイ
- 5 1 第1素子（積層対象素子）
- 5 2 第2素子（非積層対象素子）
- 5 3 第3素子（非積層対象素子）
- 1 0 0 超音波治療装置
- 1 0 5 表示部
- 2 0 0 超音波アレイ積層構造

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、

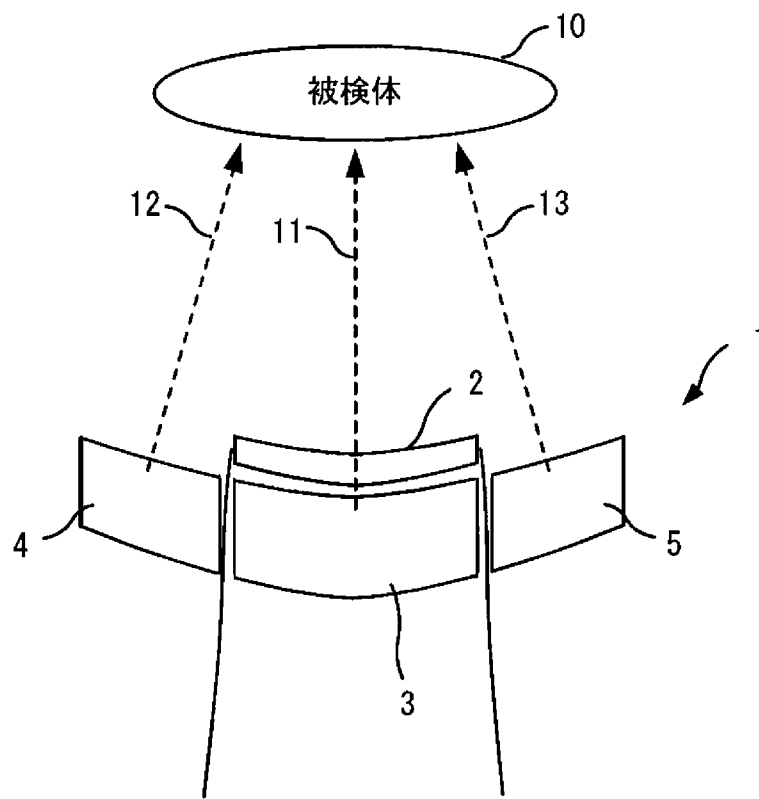
治療用超音波アレイ上のうち撮像用超音波アレイを積層していない非積層領域に、所定密度を有する音速調整部材を積層し、前記非積層領域及び前記所定領域の各領域から前記被検体に至るそれぞれの音路長の差異をキャンセルする構造を備えることを特徴とする超音波治療装置。

[請求項2] 前記非積層領域に積層した前記速度調整部材として、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。

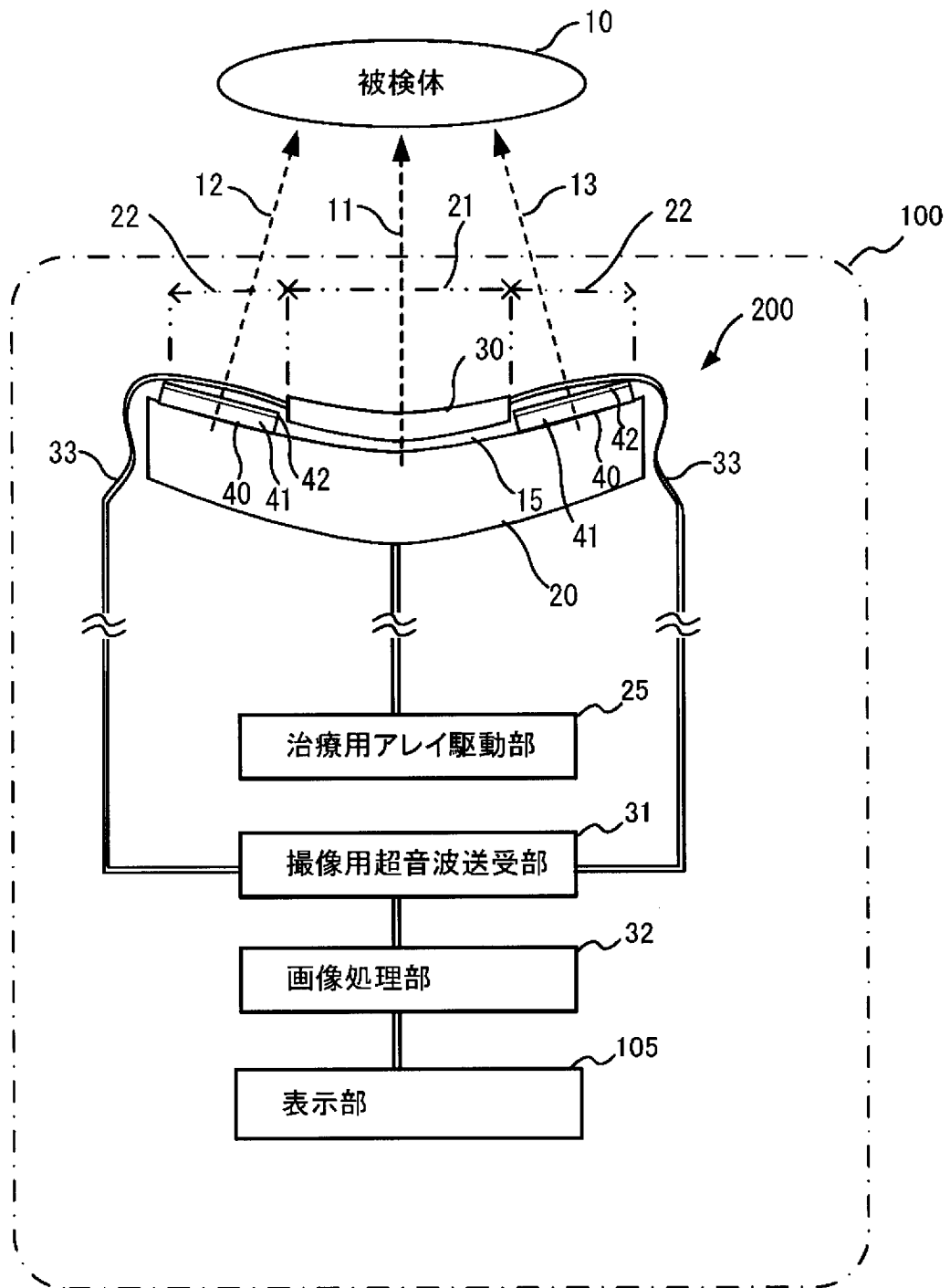
[請求項3] 被検体に対し治療用超音波を照射する複数の素子からなる治療用超音波アレイと、前記複数の素子のうちいずれかの素子上に積層され、前記被検体に対し撮像用超音波を照射し当該撮像用超音波の反射波を受信する撮像用超音波アレイとを備え、

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。

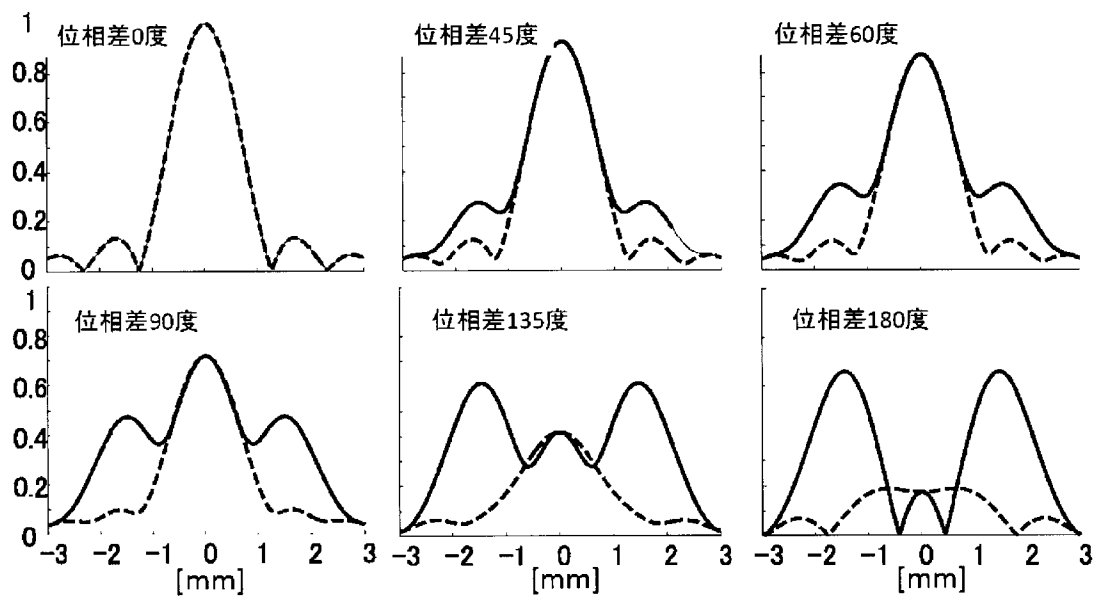
[図1]



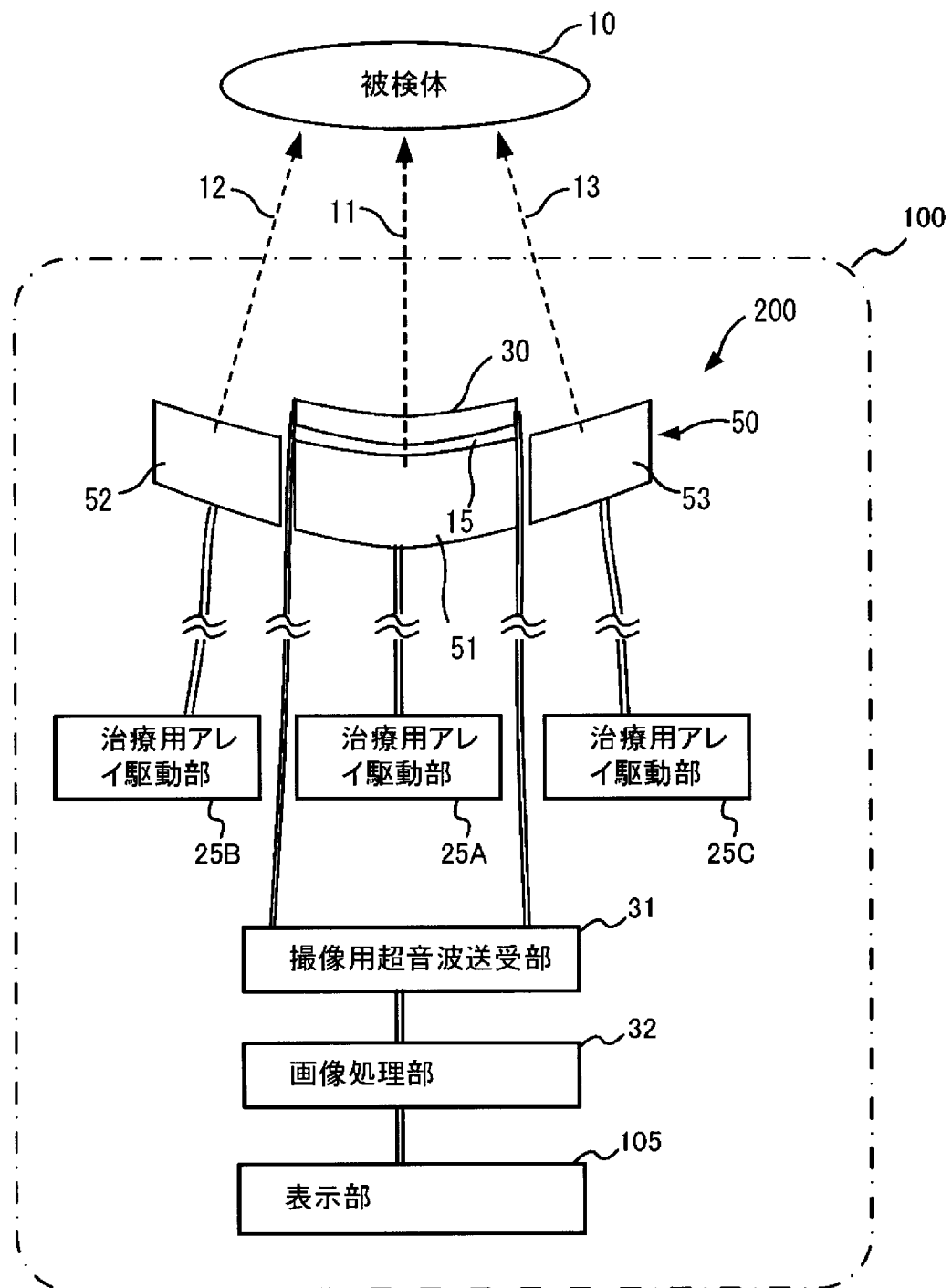
[図2]



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070324

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/00(2006.01) i, A61B8/00(2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B18/00, A61B8/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-503990 A (Angelsen Bjorn A. J.), 29 January 2009 (29.01.2009), paragraphs [0008], [0011], [0014], [0022]; fig. 2 & US 2007/0035204 A1 & EP 1912749 A2 & WO 2007/013814 A2 & CN 101262960 A	1-3
Y	JP 4-273699 A (Toshiba Corp.), 29 September 1992 (29.09.1992), paragraphs [0014], [0019]; fig. 1 (Family: none)	1-2
Y	JP 2004-154205 A (Hitachi, Ltd.), 03 June 2004 (03.06.2004), paragraph [0027]; fig. 1 (Family: none)	3
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 August, 2014 (21.08.14)		Date of mailing of the international search report 02 September, 2014 (02.09.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070324

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 61-206434 A (Fujitsu Ltd.), 12 September 1986 (12.09.1986), page 3, upper left column, line 20 to upper right column, line 7; fig. 5 (Family: none)	3
A	JP 2005-103193 A (Hitachi Medical Corp.), 21 April 2005 (21.04.2005), entire text; all drawings (Family: none)	1-3
A	JP 3-151952 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 28 June 1991 (28.06.1991), entire text; all drawings (Family: none)	1-3

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i, A61B8/00(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B18/00, A61B8/00		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2009-503990 A（アンゲルセン、ビョルン アー. ヤー.） 2009.01.29, 段落【0008】、【0011】、【0014】、【0022】、図2 & US 2007/0035204 A1 & EP 1912749 A2 & WO 2007/013814 A2 & CN 101262960 A	1-3
Y	JP 4-273699 A（株式会社東芝）1992.09.29, 段落【0014】、【0019】、図1 （ファミリーなし）	1-2
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 21.08.2014	国際調査報告の発送日 02.09.2014	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 毛利 大輔 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 4 1 3 7

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2004-154205 A (株式会社日立製作所) 2004. 06. 03, 段落【0027】, 図1 (ファミリーなし)	3
Y	JP 61-206434 A (富士通株式会社) 1986. 09. 12, 第3頁左上欄第20行ー右上欄第7行, 図5 (ファミリーなし)	3
A	JP 2005-103193 A (株式会社日立メディコ) 2005. 04. 21, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 3
A	JP 3-151952 A (松下電器産業株式会社) 1991. 06. 28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 3