

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-188924

(P2011-188924A)

(43) 公開日 平成23年9月29日(2011.9.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2010-56299 (P2010-56299)
 (22) 出願日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100095441
 弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

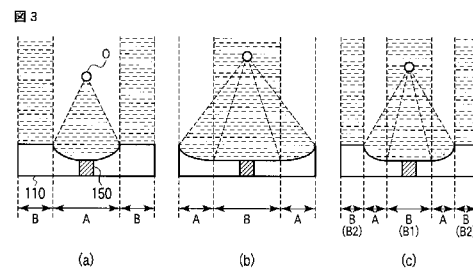
(54) 【発明の名称】 超音波照射装置

(57) 【要約】

【課題】必要箇所には強い超音波照射を照射し、且つ、広い範囲に超音波を照射する。

【解決手段】当該超音波照射装置の超音波素子110は、図中Aで示した領域の凹レンズ形状の曲面を有する圧電素子と、図中Bで示した領域の平面形状の圧電素子とを兼ね備える。このため、Oで示した焦点には、超音波が集束し、圧電素子の面積あたりの超音波により与えられるエネルギーは焦点においては高い。一方、非集束超音波が伝播される範囲は与えられるエネルギーは低い、圧電素子の面積あたりの超音波を照射される領域の面積は大きい。従って、当該超音波素子110を用いると、強い超音波を照射する必要がある部分には集束超音波を照射し、それと同時に、強い超音波の照射を要しない部分には非集束超音波を照射することができる超音波照射装置を提供できる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象領域に焦点を形成する集束超音波を発生する第 1 の超音波発生源と、
対象領域に焦点を形成しない非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源と、
前記第 1 の超音波発生源及び前記第 2 の超音波発生源を同時に制御する制御手段と、
前記制御手段による制御に従って前記第 1 の超音波発生源及び前記第 2 の超音波発生源
を駆動する駆動手段と、
を具備することを特徴とする超音波照射装置。

【請求項 2】

前記集束超音波及び前記非集束超音波が照射される領域の少なくとも一部を含む領域の
画像である被験体内画像を取得する被験体内画像取得手段と、
前記被験体内画像に、前記集束超音波の焦点の位置を示す第 1 のマーカー並びに前記集
束超音波及び前記非集束超音波が照射される領域を示す第 2 のマーカーのうち少なくとも
何れか一方を重畳した重畳画像を作成する重畳手段と、
を更に具備することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射装置。

【請求項 3】

前記集束超音波の目標焦点位置を指示する焦点位置指示手段を更に具備し、
前記第 1 の超音波発生源は複数の超音波発生素子を有し、
前記制御手段は更に、前記焦点位置指示手段による目標焦点位置に前記集束超音波の焦
点形成されるように、前記複数の超音波発生素子が発生する超音波の各々の位相を制御
する位相制御部を含む
ことを特徴とする請求項 1 及び請求項 2 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

【請求項 4】

前記集束超音波の目標焦点位置を指示する焦点位置指示手段を更に具備し、
前記制御手段は更に、
超音波を発生する複数の超音波発生素子の中から、目標焦点位置に基づいて前記集束
超音波を発生する第 1 の超音波発生源を構成するための第 1 の超音波発生素子群を指定す
ると共に、残りの超音波発生素子を前記非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源を構
成するための第 2 の超音波発生素子群に指定する素子群指定部を有し、
前記目標焦点位置に前記集束超音波の焦点形成されるように、前記第 1 の超音波発
生素子群に属する前記超音波発生素子が発生する超音波の各々の位相を制御する位相制
御部を含む
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波照射装置。

【請求項 5】

前記集束超音波の目標焦点位置を指示する焦点位置指示手段を更に具備し、
前記制御手段は更に、
超音波を発生する複数の超音波発生素子の中から、目標焦点位置に基づいて前記集束
超音波を発生する第 1 の超音波発生源を構成するための第 1 の超音波発生素子群を指定す
ると共に、残りの超音波発生素子を前記非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源を構
成するための第 2 の超音波発生素子群に指定する素子群指定部を有し、
前記目標焦点位置に前記集束超音波の焦点形成されるように、前記第 1 の超音波発
生素子群に属する前記超音波発生素子が発生する超音波の各々の位相を制御する位相制
御部と、
前記重畳手段における前記第 1 のマーカー及び / 又は第 2 のマーカーの重畳のために
、前記第 1 の超音波発生素子群に属する前記超音波発生素子が発生する超音波の各々の位
相を制御することで形成される焦点の位置を示す情報及び / 又は、前記第 1 の超音波発
生素子群に属する前記超音波発生素子から発生する超音波が照射される領域及び前記第 2 の
超音波発生素子群に属する前記超音波発生素子から発生する超音波が照射される領域を示
す情報を前記重畳手段に出力する重畳情報出力部を含む
ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波照射装置。

【請求項 6】

前記第 1 の超音波発生源と前記第 2 の超音波発生源は、一体に形成された圧電材料で構成されていることを特徴とする請求項 1 及び請求項 2 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、前記第 1 の超音波発生源の出力と前記第 2 の超音波発生源の出力を、個別に制御することを特徴とする請求項 1 及び請求項 2 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

【請求項 8】

前記超音波発生素子は、同心円形状に複数の圧電材料を配置して構成されていることを特徴とする請求項 3 乃至請求項 5 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

10

【請求項 9】

前記制御手段は更に、

目標とする焦点位置に前記集束超音波を照射する場合に前記集束超音波の伝播領域内かつ前記目標とする焦点位置とは異なる一つ以上の点に焦点を結ぶ集束超音波を前記第 1 の超音波発生源から照射する第 1 の照射モードと、

前記目標とする焦点位置に焦点を結ぶ前記集束超音波を前記第 1 の超音波発生源から照射する第 2 の照射モードとを切り替えるモード切替部を含む

ことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

【請求項 10】

前記第 1 の照射モードにおいて照射する超音波のエネルギーは、前記第 2 の照射モードにおいて照射する超音波のエネルギーより小さいことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波照射装置。

20

【請求項 11】

前記第 2 の照射モードにおける超音波の照射は、前記第 1 の照射モードにおける超音波の照射の終了後 3 秒以内に実施することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波照射装置。

【請求項 12】

少なくとも前記第 1 の超音波発生源が静電容量型振動子によって構成され、

前記制御手段は更に、前記静電容量型振動子から照射される超音波の周波数を変更するための周波数制御部を含む

30

ことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のうち何れか 1 項に記載の超音波照射装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波照射装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

一般に、悪性腫瘍の根治療法として外科切除術は最も良く選択される手技の一つである。その際、周辺リンパ節に腫瘍細胞の転移が疑われる場合には、リンパ節郭清術と呼ばれる、ガン摘出部分付近のリンパ節を含む一定の領域を切除することが行われている。リンパ節廓清術では、比較的広い領域を切除するため手間及び時間がかかる。このため、超音波照射装置による目標組織への超音波照射によって、当該組織を発熱させ、当該組織を凝固させる装置があり、例えば特許文献 1 に開示されている。

40

【0003】

一般に、血流近傍の組織は、加熱しても血流による冷却効果があるため、超音波照射による組織の凝固において、その他の組織に対する場合と比べて強い超音波を照射しなければならない。そこで、特許文献 1 には、照射する超音波の範囲や強度が異なる超音波照射器具を用途に応じて交換して用いる装置が開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 - 1 1 3 2 5 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

前記の通り、リンパ節郭清術その他の超音波照射による組織の凝固を行う処置において、一般に、血流近傍の組織に対して等、強い超音波を照射する必要がある場合には、集束させた超音波を用いる。集束超音波は、強いエネルギーを与えることができる一方で、超音波の発生源である超音波素子の大きさに対して、照射できる範囲が狭くなる。このため、リンパ節郭清術のような一度に広い領域を凝固させたい場合には、集束超音波を用いると、一度に照射できる範囲が狭いため、超音波を照射したい全領域に超音波を照射するのに要する時間が長くなるという課題がある。

10

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明は、必要箇所には強い超音波照射を照射でき、且つ、超音波を照射したい全領域に超音波を照射するのに要する時間を短くできる超音波照射装置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】

【 0 0 0 7 】

前記目的を果たすため、本発明の超音波照射装置の一態様は、対象領域に焦点を形成する集束超音波を発生する第 1 の超音波発生源と、対象領域に焦点を形成しない非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源と、前記第 1 の超音波発生源及び前記第 2 の超音波発生源を同時に制御する制御手段と、前記制御手段による制御に従って前記第 1 の超音波発生源及び前記第 2 の超音波発生源を駆動する駆動手段と、を具備することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明に依れば、強い超音波を照射する必要がある部分には集束超音波を照射し、それと同時に、強い超音波の照射を要しない他の照射対象領域には非集束超音波を照射することができるので、全対象領域への超音波の照射に要する時間を短縮できる超音波照射装置を提供する。

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 0 9 】

【図 1】本発明の各実施形態に係る超音波照射装置の構成の一例を示すブロック図。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波素子から照射される超音波の伝播範囲の一例の概略を示す図。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波素子と被験体と超音波伝播媒体層との位置関係の一例を示す図。

【図 5】本発明の各実施形態に係るイメージング用超音波プローブによって取得される画像を説明する為の図。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態に係る重畳部が作成する重畳画像を説明する為の図。

40

【図 7】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

【図 8】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子によって出力する超音波の位相を説明する為の図。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子から照射される超音波の位相による集束超音波の焦点距離の変化を説明する為の図。

【図 10】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子における A 群の圧電素子と B 群の圧電素子との配置例を示す図。

【図 11】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子における A 群の圧電素子と B 群の圧電素子との配置例を示す図。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

50

【図 1 3】本発明の第 2 の実施形態の変形例に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

【図 1 4】本発明の第 2 の実施形態の変形例に係る超音波素子における A 群の圧電素子と B 群の圧電素子との配置例を示す図。

【図 1 5】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波素子から照射される超音波の位相と焦点位置の関係を説明する為の図。

【図 1 6】本発明の第 2 の実施形態の変形例に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

【図 1 7】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波素子を構成する c M U T の構成例の概略を示す図。

【図 1 8】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波素子の概形の一例を示す図。

【図 1 9】本発明の第 4 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムの構成の一例を示すブロック図。

【図 2 0】本発明の第 4 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムのイメージング用超音波プローブによって取得される画像を説明する為の図。

【図 2 1】本発明の第 4 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムの重畳部が作成する重畳画像を説明する為の図。

【図 2 2】本発明の第 4 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムの重畳部が作成する重畳画像を説明する為の図。

【図 2 3】本発明の第 5 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムにおいて作成する時間 - 信号強度曲線の一例の概略図。

【図 2 4】本発明の第 5 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムの動作の一例を説明するタイミングチャート。

【図 2 5】本発明の第 5 の実施形態に係る腹腔鏡手術システムの動作の一例を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

[第 1 の実施形態]

まず、本発明の第 1 の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態に係る超音波照射装置は、図 1 (a) に示す通り、先端部 1 0 0 と、先端部 1 0 0 の操作などを行うための操作部 2 0 0 とを有する。先端部 1 0 0 は、超音波素子 1 1 0 と、イメージング用超音波プローブ 1 5 0 とを有する。操作部 2 0 0 は、超音波素子駆動部 2 1 0 と、超音波素子制御部 2 2 0 と、超音波素子操作部 2 3 0 と、内部画像取得部 2 5 0 と、重畳部 2 6 0 と、表示部 2 7 0 とを有する。

【0011】

超音波素子 1 1 0 は、本実施形態に係る超音波照射装置の超音波発生源である。超音波素子 1 1 0 は、例えばチタン・ジルコン酸鉛 ($Pb(Zr, Ti)O_3$; P Z T) 等の圧電素子等であり、例えば図 2 にその概略を示す様な形状を有する。図 2 において上段は超音波発生源を上から見た図、下段は中心断面形状を示す。

【0012】

図 2 (a) に示す超音波素子 1 1 0 は、中心にイメージング用超音波プローブ 1 5 0 を備え、その周囲に凹レンズ形状の曲面を有する P Z T (図中 A で示した領域) を備え、更にその周囲に平面状の P Z T (図中 B で示した領域) を備える。図 2 (b) に示す超音波素子 1 1 0 は、中心にイメージング用超音波プローブ 1 5 0 を備え、その周囲に平面状の P Z T (図中 B で示した領域) を備え、更にその周囲に凹レンズ形状の曲面を有する P Z T (図中 A で示した領域) を備える。図 2 (c) に示す超音波素子 1 1 0 は、中心にイメージング用超音波プローブ 1 5 0 を備え、その周囲に平面状の P Z T (図中 B (B 1) で示した領域) を備え、更にその周囲に凹レンズ形状の曲面を有する P Z T (図中 A で示した領域) を備え、更にその周囲に平面状の P Z T (図中 B (B 2) で示した領域) を備える。図 2 に示した形状は一例であり、平面状の P Z T 及び凹レンズ形状の曲面を有する P Z T を両方備える形状であれば良い。また、イメージング用超音波プローブ 1 5 0 を配置する位置は、中心でなくても良い。

10

20

30

40

50

【0013】

例えば、当該超音波照射装置によって生体組織を凝固させる事を目的としたり、超音波造影剤であるマイクロバブルを破裂させてキャビテーションを発生させる事を目的としたりする場合には、超音波素子110が照射する超音波の周波数は、1～2MHz程度が適当である。

【0014】

尚、超音波素子110は、単純なPZTに限らず、ポリマー材とPZTを組み合わせた複合圧電材料（コンポジット型圧電材料）その他の圧電材料によって構成されても良い。

【0015】

ここで、図2に示した超音波素子110から出力される超音波の照射領域について説明する。図2(a)乃至(c)に示した形状の超音波素子110から照射される超音波の伝播領域の概略を、図3中の網掛けで示す。即ち、超音波素子110の、図中にAで示した凹レンズ形状の曲面を有するPZTから照射された超音波は、図中Oに示す焦点に集束する。以降、このような焦点に集束する超音波を集束超音波と呼ぶ。一方、超音波素子110の、図中にBで示した平面状のPZTから照射する超音波は、平面波として直進する。以降、このような超音波を非集束超音波と呼ぶ。前記Oで示した焦点では、超音波が集束しているため、超音波により与えられるエネルギーは高い。これに比べると、非集束超音波が伝播される範囲に与えられるエネルギーは低い。以上の様に、当該超音波素子110を用いると、広い範囲に比較的弱い非集束超音波を照射することができると共に、焦点には強い集束超音波を照射することができる。

【0016】

超音波素子110は、図1(a)に示す通り超音波素子駆動部210と接続している。超音波素子110は、図2に示す様な形状のPZT全体が一体に形成されていても良い。この場合、超音波素子110は一配線により超音波素子駆動部210と接続している。その結果、超音波素子110は、常に一体として動作し、集束超音波と非集束超音波を同時に照射する。このような構成は、省配線化できるという利点を有する。

【0017】

一方、図2中にAで示した領域と、Bで示した領域とを、別個の要素としてPZTで形成し、それらを組み合わせて超音波素子110を構成しても良い。このような構成では、別個に形成された要素の各々が配線により超音波素子駆動部210と接続している。その結果、駆動の制御方法により、超音波素子110は、集束超音波のみを出力することができるし、非集束超音波のみを出力することもできるし、集束超音波と非集束超音波の両方を同時にもしくは交互に出力することもできる。また、集束超音波と非集束超音波の出力の強度を別々に調節することもできる。

【0018】

図1(a)に示す超音波素子操作部230は、操作者の超音波照射に関する操作指示を受ける部分である。超音波素子操作部230は、入力された操作指示を、超音波素子制御部220に出力する。超音波素子制御部220は、超音波素子操作部230からの入力に基づいて、超音波素子駆動部210を介して、超音波素子110の例えばON、OFF、出力強度等、出力を制御する。超音波素子駆動部210は、超音波素子制御部220からの指令に基づいて、超音波素子110を駆動させる駆動手段である。

【0019】

イメージング用超音波プローブ150は、当該超音波照射装置で超音波を照射する対象である被験体の内部を観察するための手段である。イメージング用超音波プローブ150は、内部画像取得部250の制御の下、超音波を照射し、反射波を受信する。イメージング用超音波プローブ150は、受信した反射波の情報を、内部画像取得部250に出力する。イメージング用超音波プローブ150が照射する超音波の周波数は、例えば、当該超音波を生体組織の内部観察に用いる場合は、2～20MHz程度が適当である。

【0020】

内部画像取得部250は、イメージング用超音波プローブ150が照射する超音波の強

10

20

30

40

50

度や向きなどを制御し、イメージング用超音波プローブ 150 を駆動する。また、内部画像取得部 250 は、イメージング用超音波プローブ 150 から入力された、反射波の情報に基づいて被験体の内部の画像を再構成する。内部画像取得部 250 は、再構成した被験体の内部画像を、重畳部 260 に出力する。

【0021】

重畳部 260 は、内部画像取得部 250 から入力された被験体の内部画像に、図 1 (b) に示す超音波素子制御部 220 の重畳情報出力部 221 から取得した、超音波素子 110 が照射する超音波の伝搬領域や焦点位置等の情報を重畳し、重畳画像を作成する。重畳部 260 は、作成した重畳画像を表示部 270 に出力する。表示部 270 は、重畳部 260 が作成した重畳画像を表示する。

10

【0022】

この様に、例えば超音波素子 110 の図 2 中に A で示した領域は、集束超音波を発生する第 1 の超音波発生源として機能し、例えば超音波素子 110 の図 2 中に B で示した領域は、非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源として機能し、例えば超音波素子制御部 220 は、第 1 の超音波発生源及び第 2 の超音波発生源を同時に制御する制御手段として機能し、例えば超音波素子駆動部 210 は、第 1 の超音波発生源及び第 2 の超音波発生源を駆動する駆動手段として機能し、例えば超音波素子操作部 230 は、集束超音波の目標焦点位置を指示する焦点位置指示手段として機能し、例えばイメージング用超音波プローブ 150 及び内部画像取得部 250 は全体として、被験体内画像を取得する被験体内画像取得手段として機能し、例えば重畳部 260 は、集束超音波の焦点の位置を示す第 1 のマーカー並びに集束超音波及び非集束超音波が照射される領域を示す第 2 のマーカーのうち少なくとも何れか一方を重畳した重畳画像を作成する重畳手段として機能する。

20

【0023】

また、制御手段として機能する超音波素子制御部 220 は図 1 (b) に示すように、重畳情報出力部 221 の他、素子群指定部 222、位相制御部 223、モード切替部 224、及び周波数制御部 225 を備えていても良い。超音波素子制御部 220 内に必要な構成を適宜設けることで、超音波素子制御部 220 は必要な制御を行うことができる。本実施形態では、前記の通り、超音波素子制御部 220 は重畳情報出力部 221 を備えている。尚、素子群指定部 222、位相制御部 223、モード切替部 224、及び周波数制御部 225 については、これら構成が必要な実施形態の説明に記載する。

30

【0024】

次に、本実施形態に係る超音波照射装置の動作を説明する。本実施形態に係る超音波照射装置の使用にあたっては、図 4 に示す通り、超音波照射の対象である被験体 310 に対して、音響インピーダンスを整合するための超音波伝播媒体層 320 を挟んで、先端部 100 を接触させる。超音波伝播媒体層 320 は、例えば被験体 310 が生体組織である場合には、脱気水を入れた水袋や、超音波診断装置や超音波治療装置で一般に用いられる樹脂やゼリー状の物質から成る超音波伝播媒体等である。

【0025】

当該超音波照射装置において、イメージング用超音波プローブ 150 は、内部画像取得部 250 の制御の下、観察用の超音波を被験体 310 に向けて照射する。その周波数は、例えば生体に対しては 2 ~ 20 MHz 等であり、持続時間が数 μ 秒程度の高周波パルス波列等である。尚、周波数等は、被験体 310 の種類等によって最適値が異なることもあり用途に応じる。イメージング用超音波プローブ 150 は、照射した超音波が被験体 310 内で反射されて戻ってくる反射波を受信し、反射波の情報を内部画像取得部 250 に出力する。

40

【0026】

内部画像取得部 250 は、イメージング用超音波プローブ 150 から入力された情報に基づいて、例えば図 5 に模式的な図を示す様な、被験体 310 の内部の画像を構築する。ここで図中の画像取得範囲 350 は、イメージング用超音波プローブ 150 及び内部画像取得部 250 によって得られる画像範囲である。内部画像取得部 250 は、構築した被験

50

体 3 1 0 の内部の画像を重畳部 2 6 0 に出力する。尚、イメージング用超音波プローブ 1 5 0 及び内部画像取得部 2 5 0 による画像取得には公知の超音波画像取得技術を用いる。

【 0 0 2 7 】

重畳部 2 6 0 は、内部画像取得部 2 5 0 から被験体 3 1 0 の内部の画像を入力する。また、重畳部 2 6 0 は、超音波素子制御部 2 2 0 に含まれる重畳情報出力部 2 2 1 より、超音波素子 1 1 0 の形状によって決まっている集束超音波及び非集束超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲、並びに集束超音波の焦点 3 7 0 の位置を取得する。そして、重畳部 2 6 0 は、内部画像取得部 2 5 0 から取得した画像取得範囲 3 5 0 内の画像に、集束超音波及び非集束超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲、並びに集束超音波の焦点 3 7 0 の位置を重畳し、図 6 にその一例を示す様な重畳画像を作成する。重畳部 2 6 0 は、作成した重畳画像を表示部 2 7 0 に出力する。表示部 2 7 0 は、重畳部 2 6 0 から入力された重畳画像を表示する。

10

【 0 0 2 8 】

当該超音波照射装置の操作者は、この表示部 2 7 0 に表示された重畳画像を確認しながら当該超音波照射装置を操作することになる。尚、表示部 2 7 0 に表示される重畳画像における伝播領域 3 6 0 の範囲及び焦点 3 7 0 の位置の表示の有無を、操作者が選択できるように構成しても良い。即ち、操作者から伝播領域 3 6 0 の範囲及び焦点 3 7 0 を重畳画像に表示する指示を受けた場合には、重畳部 2 6 0 は前記の通りに重畳画像を作成し、それを表示部 2 7 0 に出力する一方で、操作者から伝播領域 3 6 0 の範囲及び焦点 3 7 0 を重畳画像に表示しない指示を受けた場合には、重畳部 2 6 0 は伝播領域 3 6 0 の範囲及び焦点 3 7 0 を重畳せずに、内部画像取得部 2 5 0 から入力された被験体 3 1 0 の内部の画像をそのまま表示部 2 7 0 に出力するようにしても良い。

20

【 0 0 2 9 】

超音波素子操作部 2 3 0 は、表示部 2 7 0 に表示された重畳画像を確認しながら当該超音波照射装置の操作をしている操作者の、超音波照射に関する操作指示を受ける。ここで前記操作指示とは、例えば、超音波素子 1 1 0 が一体に形成されている構成の場合は、超音波照射の ON 又は OFF や、その出力強度等である。集束超音波を照射する素子と非集束超音波を照射する素子とが別個に成形され、集束超音波と非集束超音波を別々に出力できる構成の場合には、集束超音波と非集束超音波それぞれに関する超音波照射の ON 又は OFF や、その出力強度等である。従って、超音波素子操作部 2 3 0 は、例えばスイッチボタンやボリュームつまみ等の入力手段で構成されてもよいし、その他 PC 等とその入力装置であるマウスやキーボード等であっても良い。

30

【 0 0 3 0 】

超音波素子操作部 2 3 0 は、入力された操作指示を、超音波素子制御部 2 2 0 に出力する。超音波素子制御部 2 2 0 は、超音波素子操作部 2 3 0 からの入力に基づいて、超音波素子 1 1 0 から出力する超音波の繰り返し周波数、照射時間、及び強度等、超音波出力の各種パラメータを決定する。超音波素子制御部 2 2 0 は、決定した超音波出力のパラメータに基づいて、超音波素子駆動部 2 1 0 に、超音波素子 1 1 0 の駆動の指令を出力する。超音波素子駆動部 2 1 0 は、超音波素子制御部 2 2 0 からの指令に基づいて、超音波素子 1 1 0 より超音波を照射させる。

【 0 0 3 1 】

40

以上に説明した本実施形態に係る超音波照射装置に依れば、広い領域にエネルギーが低い非集束超音波を照射すると同時に、狭い領域にエネルギーが高い集束超音波を照射することができる。このため、広い範囲に低エネルギーの超音波を照射する必要があるつつ一部に高エネルギーの超音波を照射する必要がある場合に、それらを同時に行うことができるので全体として照射に要する時間を短縮することができる。また、操作者は、表示部 2 7 0 に表示された重畳画像を見て、集束超音波及び非集束超音波が照射される領域を確認しながら、超音波素子操作部 2 3 0 を操作し、超音波の照射の指示を行うことができる。

【 0 0 3 2 】

[第 2 の実施形態]

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。第 1 の実施形態に係る超音波素子 1

50

10 は、例えば図2に示す様な形状のため、集束超音波と非集束超音波を同時に照射できる。これに対して本実施形態の超音波素子110は、フェーズドアレイを利用して集束超音波を形成し、それと同時に非集束超音波も照射できるように構成したものである。以下、本実施形態の超音波照射装置について図面を参照して説明する。ここで本実施形態の説明では、第1の実施形態との相違点について説明し、第1の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【0033】

本実施形態に係る超音波素子110は、例えばPZT等の圧電素子である。その形状は、例えば図7にその概略を示す様に、同心円状に複数の圧電素子を配置して構成されており、超音波の照射面は平面である。尚、図7において上段は超音波素子110を上から見た図、下段は中心断面図を示す。ここで、同心円状の圧電素子は、それぞれ別の配線によって超音波素子駆動部210に接続しており、それぞれ別個に駆動される。尚、第1の実施形態の場合と同様に、超音波素子110は、単純なPZTに限らず、ポリマー材とPZTを組み合わせた複合圧電材料（コンポジット型圧電材料）その他の圧電素子によって構成されても良い。

【0034】

また、本実施形態に係る超音波素子制御部220は、重畳情報出力部221、素子群指定部222、及び位相制御部223を有している。

【0035】

前記の様な同心円形状の超音波素子110を用いて、図8(a)に示す様に、中心部の圧電素子から外周部の圧電素子にかけて、照射する超音波の位相を徐々にずらすと、集束超音波を生成することができる。一方、図8(b)に示す様に、中心部の圧電素子から外周部の圧電素子にかけて、照射する超音波の位相を全てそろえると、平面波である非集束超音波を生成することができる。従って、超音波素子制御部220に含まれる位相制御部223が、各圧電素子から照射される超音波の位相を制御することで、当該超音波素子110は、集束超音波と非集束超音波の何れも出力することができる。また、集束超音波を照射する場合、位相制御部223による制御によって、各圧電素子から照射される超音波の位相のずれを変化させると、図9に、中段に超音波素子110の断面、下段に各圧電素子から照射される超音波の位相、並びに上段に照射される超音波の波面及び焦点Oの位置を模式図で示す通り、集束超音波の焦点距離を変化させることができる。

【0036】

当該超音波素子110は、同心円状に複数並んでいる圧電素子の全てを用いて、集束超音波若しくは非集束超音波の何れか一方を生成するに限らず、超音波素子制御部220が有する素子群指定部222が指定する複数ある圧電素子のうち一部を用いて集束超音波を照射し、それ以外の圧電素子を用いて非集束超音波を照射することができる。従って、当該超音波素子110は、集束超音波と非集束超音波を同時に照射することができる。以降、複数ある圧電素子のうち、集束超音波を生成する圧電素子をA群の圧電素子112と呼び、非集束超音波を生成する圧電素子をB群の圧電素子114と呼ぶこととする。

【0037】

この様に、素子群指定部222は、同心円状に複数並んでいる圧電素子のうち、その一部をA群の圧電素子に指定し、その他のうち一部又は全部をB群の圧電素子に指定する機能を有する。また、位相制御部223は、それぞれの圧電素子から出力させる超音波の位相を制御する役割を担う。

【0038】

本実施形態に係る超音波素子110は、素子群指定部222による制御によって、図10に示す様に、A群の圧電素子112とB群の圧電素子114を自在に設定することができる。即ち、集束超音波の強度は比較的弱くても良く、広い範囲に非集束超音波を照射したい場合には、素子群指定部222は、図10(a)に示す様に、A群の圧電素子112の数を比較的少なく、B群の圧電素子114の数を比較的多くするように指定する。一方で、集束超音波の強度は比較的強い必要があり、非集束超音波を照射する範囲は狭く制限

10

20

30

40

50

しても良い場合には、素子群指定部 222 は、図 10(c) に示す様に、A 群の圧電素子 112 の数を比較的多く、B 群の圧電素子 114 の数を比較的少なくするように指定する。同様に、図 10(a) に示す場合と図 10(c) に示す場合の間の状態を求める場合には、素子群指定部 222 は、図 10(b) に示す様に、A 群の圧電素子 112 の数と B 群の圧電素子 114 の数を調節する。

【0039】

また、図 10 に示す様に A 群の圧電素子 112 を中心部に集める必要はなく、B 群の圧電素子 114 を中心部に集めても良い。更に、A 群の圧電素子 112 及び B 群の圧電素子 114 は集中させて配置する必要はなく、図 11 に示す様に、分散させ配置させても良い。図 11 に示す様な場合も、素子群指定部 222 が、A 群の圧電素子 112 の数と B 群の圧電素子 114 の数の比やその配置を調節する事によって、集束超音波と非集束超音波の強度や範囲を変化させることができる。

【0040】

この様に、例えば A 群の圧電素子 112 は、集束超音波を発生する第 1 の超音波発生源としての第 1 の超音波発生素子群を構成し、例えば B 群の圧電素子 114 は、非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源としての第 2 の超音波発生素子群を構成し、例えば位相制御部 223 は、目標焦点位置に集束超音波の焦点が形成されるように、第 1 の超音波発生素子群に属する超音波発生素子から照射される超音波の各々の位相を制御する位相制御部として機能し、例えば素子群指定部 222 は、超音波を発生する複数の超音波発生素子の中から、目標焦点位置に基づいて集束超音波を発生する第 1 の超音波発生源を構成するための第 1 の超音波発生素子群を指定すると共に、残りの超音波発生素子を非集束超音波を発生する第 2 の超音波発生源を構成するための第 2 の超音波発生素子群に指定する素子群指定部として機能する。

【0041】

以上説明した本実施形態に係る超音波素子 110 に依れば、非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、及び集束超音波の焦点距離を変化させることができる。この本実施形態に係る超音波素子 110 を、第 1 の実施形態に係る超音波素子 110 と置き換えて超音波照射装置を構成することができる。

【0042】

本実施形態において、重畳部 260 は、重畳情報出力部 221 から、後に説明する様にして決定した非集束超音波及び集束超音波の伝播領域 360 の範囲、並びに集束超音波の焦点 370 の位置を取得する。そしてこれら伝播領域 360 の範囲及び焦点 370 の位置を、内部画像取得部 250 から入力された被験体 310 の内部の画像に重畳し、重畳画像を作成する。重畳部 260 は、作成した重畳画像を表示部 270 に出力する。表示部 270 は、重畳部 260 から入力された重畳画像を表示する。重畳画像の作成に関して、その他の動作は第 1 の実施形態と同様である。

【0043】

当該超音波照射装置の操作者は、この表示部 270 に表示された重畳画像を確認しながら当該超音波照射装置を操作することになる。

【0044】

超音波素子操作部 230 は、表示部 270 に表示された重畳画像を確認しながら当該超音波照射装置の操作をしている操作者の、超音波照射に関する操作指示を受ける。本実施形態においては、超音波素子 110 による超音波の照射について、非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、及び集束超音波の焦点距離も変化させることができる。従って、超音波素子操作部 230 は、これらのパラメータも入力できるものとする。超音波素子操作部 230 は、入力された操作指示を、超音波素子制御部 220 に出力する。素子群指定部 222 は、超音波素子操作部 230 からの入力に基づいて、複数ある圧電素子のうち何れの圧電素子を A 群の圧電素子 112 及び B 群の圧電素子 114 に割当ててかを所定の方法により決定する。この割当ての方法は、例えば、非集束超音波と集束超音波の強度の割合毎に、A 群の圧電素子 112 及び B 群の圧電素子 114 の割当ての

パターンを予め決めて記憶しておいても良い。また、位相制御部 223 は、集束超音波の目標とする焦点距離に応じて、A 群の圧電素子 112 の各圧電素子の出力の位相を決定する。重畳情報出力部 221 は、素子群指定部 222 及び位相制御部 223 が決定した非集束超音波及び集束超音波の伝播領域 360 の範囲、集束超音波の焦点 370 の位置、並びに非集束超音波及び集束超音波の強度を、重畳部 260 に出力する。

【0045】

また、超音波素子制御部 220 は、超音波素子操作部 230 からの入力に基づいて、第 1 の実施形態と同様に、超音波素子 110 から出力する超音波の繰り返し周波数、照射時間、強度等、超音波出力の各種パラメータを決定する。超音波素子制御部 220 は、決定した超音波出力に関する各種パラメータに基づいて、超音波素子駆動部 210 に、超音波素子 110 の駆動の指令を出力する。超音波素子駆動部 210 は、超音波素子制御部 220 からの指令に基づいて、超音波素子 110 より超音波を照射させる。

10

【0046】

この様に、超音波素子操作部 230 は、集束超音波の焦点の位置を設定する焦点位置指示手段として機能する。

【0047】

以上の様な構成を有する本実施形態に係る超音波照射装置に依れば、第 1 の実施形態と同様に、広い領域にエネルギーが低い非集束超音波を照射すると同時に、狭い領域にエネルギーが高い集束超音波を照射することができる。このため、広い範囲に低エネルギーの超音波を照射する必要があるかつ一部に高エネルギーの超音波を照射する必要がある場合に、全体として照射に要する時間を短縮することができる。

20

【0048】

また、操作者は、表示部 270 に表示された重畳画像を見て、集束超音波及び非集束超音波が照射される領域を確認しながら、超音波素子操作部 230 を操作し、超音波の照射の指示を行うことができる。更に本実施形態に依れば、非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、及び集束超音波の焦点距離も変化させることができる。

【0049】

また、前記説明における超音波素子 110 は、同心円状に複数の圧電素子を配置して構成された圧電素子として説明したが、超音波素子 110 は、図 12 に示す通り、対角線の交点を一致させた複数の四角形の圧電素子を配置した形状でも良い。このような構成を有する超音波素子 110 を用いても、第 2 の実施形態の場合と同様に作用し、同様の効果を得ることができる。

30

【0050】

[第 2 の実施形態の変形例]

次に、第 2 の実施形態の変形例について説明する。ここで本変形例の説明では、第 2 の実施形態との相違点について説明し、第 2 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

前記第 2 の実施形態における超音波素子 110 は、複数の圧電素子が同心円状に配置されて構成されている。これに対して、本変形例の超音波素子 110 は、図 13 に示す様に、圧電素子が格子状に配置されて構成されている。このような構成の超音波素子 110 を用いると、第 2 の実施形態の場合と同様に、図 14 (a) 乃至 (c) に示す通り、素子群指定部 222 が A 群の圧電素子 112 と B 群の圧電素子 114 の割合を変化させることにより、集束超音波と非集束超音波の強度の比を変化させることができる。尚、A 群の圧電素子 112 と B 群の圧電素子 114 の配置は、図 14 (a) 乃至 (c) に示す様に中心部と周縁部に分けて配置するのみならず、図 14 (d) 乃至 (f) に示す通り、自由に配置することができる。

40

【0051】

更に、A 群の圧電素子 112 のうち、それぞれの圧電素子から照射される超音波の位相を、超音波素子制御部 220 に含まれる位相制御部 223 が適切に制御することによって、超音波素子 110 は、様々な位置に焦点を結ぶ超音波を照射することができる。即ち、

50

例えば図 1 5 (a) 及び (b) に、中段に超音波素子 1 1 0 の断面、下段に各圧電素子から照射する超音波の位相、及び上段に照射される超音波の波面を模式図で示す通り、照射超音波の位相を制御することで超音波の焦点位置を変化させることができる。尚、図 1 3 及び図 1 4 においては簡単のため、圧電素子が縦横にそれぞれ 8 個並んだ図を示したが、この数はいくつでも良い。

【 0 0 5 2 】

本変形例においては、前記第 2 の実施形態で説明した動作に加えて、当該超音波素子 1 1 0 は集束超音波の焦点の距離のみならず方向も変更できるので、超音波素子操作部 2 3 0 は、操作者による集束超音波の焦点位置の指定を受けることができるように構成される。例えば、超音波素子操作部 2 3 0 は、表示部 2 7 0 に表示された被験体 3 1 0 の内部の画像中で位置を指定するマウスやタッチパネル等でも良い。

10

【 0 0 5 3 】

また、超音波素子制御部 2 2 0 は、超音波素子操作部 2 3 0 から入力された集束超音波の目標とする焦点の位置を決定する。そして決定にされた目標焦点位置に応じて、位相制御部 2 2 3 は、A 群の圧電素子 1 1 2 の各圧電素子の出力の位相を決定する。また、重畳情報出力部 2 2 1 は、位相制御部 2 2 3 が決定した集束超音波の焦点位置を重畳部 2 6 0 に出力し、重畳部 2 6 0 はそれを被験体 3 1 0 の内部画像に重畳する。

【 0 0 5 4 】

超音波素子 1 1 0 は、四角形の格子状に配置するのみならず、図 1 6 に示す様に、同心円形状を更に円周方向に分割した様な形状に圧電素子を配置する構成でも良い。この場合も、前記と同様に、非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、集束超音波の焦点位置、及び集束超音波の焦点距離を、変化させることができる。

20

【 0 0 5 5 】

以上の様に、本変形例で説明した様な構成を有する超音波素子 1 1 0 を用いた超音波照射装置に依っても、第 2 の実施形態と同様に、広い領域に弱い非集束超音波を照射すると共に、狭い領域に集束超音波を照射することができ、また、操作者は、表示部 2 7 0 に表示された重畳画像を見て、集束超音波及び非集束超音波が照射される領域を確認しながら、超音波素子操作部 2 3 0 を操作し、超音波照射の指示をすることができる。更に非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、並びに、超音波素子 1 1 0 に対する距離及び向きを含む集束超音波の焦点位置も変化させることができる。

30

【 0 0 5 6 】

[第 3 の実施形態]

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。ここで本実施形態の説明では、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態との相違点について説明し、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【 0 0 5 7 】

第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態においては、超音波素子 1 1 0 は、振動子として、P Z T や、ポリマー材と P Z T を組み合わせた複合圧電材料等の圧電素子を用いている。これに対して、本実施形態に係る超音波素子 1 1 0 は、静電容量型振動子 (c a p a s i t i v e M i c r o m a c h i n e d U l t r a s o n i c T r a n s d u c e r ; c M U T) を用いている。

40

【 0 0 5 8 】

c M U T 4 0 0 は、図 1 7 にその概略を模式図で示す様な構成を有する振動子である。即ち、下部基板 4 0 1 上に下部電極 4 0 2 が形成してあり、その更に上にはシリコン基板 4 0 3 が存在する。そして、シリコン基板 4 0 3 の上には、空隙 4 0 4 を形成する様にメンブレン部 4 0 5 が形成されている。メンブレン部 4 0 5 の上には、上部電極 4 0 6 が形成されている。本実施形態の c M U T 4 0 0 の空隙 4 0 4 の平面形状は円形である。このような構成を有する c M U T は、下部電極 4 0 2 及び上部電極 4 0 6 に電圧を印加することにより、それら電極の間に形成される電気容量の変化によって、メンブレン部 4 0 5 が振動する。このメンブレン部 4 0 5 の振動によって、外部に振動エネルギーを出力するこ

50

とができる。即ち、超音波を含む音波を出力することができる。

【0059】

前記cMUTを超音波振動子として用いる本実施形態の特徴の一つは、下部電極402及び上部電極406に印加する電圧の周波数を変化させることによって、出力する超音波の周波数を変化させることができる点である。

次に前記cMUT400を複数個並べて形成された、cMUTアレイ410について図18を参照して説明する。図18においてcMUTアレイ410は、cMUT400が縦横にそれぞれ12個ずつ並んだ図により示されているが、この数は、いくつでも良い。cMUTアレイ410を構成する各cMUT400は、それぞれ超音波素子駆動部210に接続されており、それぞれ別個に動作する。また、本実施形態に係る超音波素子制御部220は、重畳情報出力部221、素子群指定部222、位相制御部223、及び周波数制御部225を有している。周波数制御部225は、cMUTアレイ410の出力周波数を制御する。

10

【0060】

前記のような構成を有するcMUTアレイ410は、第2の実施形態の変形例と同様に機能する。即ち、素子群指定部222がcMUTアレイ410を構成する複数のcMUT400のうち、A群の圧電素子112として機能させるcMUT400と、B群の圧電素子114として機能させるcMUT400との数の割合を変化させることによって、集束超音波と非集束超音波の強度の比を変化させることができる。そして、位相制御部223が、cMUTアレイ410を構成する複数のcMUT400から出力する超音波の位相を制御することで、集束超音波と非集束超音波を生成することができる。更に、位相制御部223が、A群の圧電素子112のうち、それぞれの圧電素子から照射される超音波の位相を適切に制御することによって、超音波素子110は、様々な位置に焦点を結ぶ超音波を照射することができる。

20

【0061】

以上説明したcMUTアレイ410を、第2の実施形態に係る超音波素子110と置き換えて超音波照射装置を構成することができる。

一般に、物質内を伝播する超音波は、超音波の周波数が高いほど減衰が大きい。前記の通りcMUT400を用いると、照射する超音波の周波数を変化させることができる。従って、cMUTアレイ410を用いると、超音波を照射する目標位置の深さに応じて、適切な周波数を選択することにより、非集束波を照射する深さ方向の範囲を限定することができる。例えば、高めの周波数を設定すれば浅部のみに照射範囲を限定し、低めの周波数を設定することにより浅部から深部まで照射範囲を拡大することができる。

30

【0062】

本実施形態においては、前記第2の実施形態で説明した動作に加えて、当該超音波素子110は、出力周波数を変化させることができるので、超音波素子操作部230は、操作者による集束超音波及び非集束超音波の周波数の指定又は超音波を到達させたい深さの情報等を受けることができるように構成される。また、周波数制御部225は、操作者の入力に基づいて、超音波素子110から出力する超音波の周波数を決定する。そして周波数制御部225の制御に基づいて、超音波素子駆動部210は、超音波素子110を駆動する。

40

【0063】

前記の通り構成されたcMUTアレイ410を超音波素子110として用いると、当該超音波照射装置は、第2の実施形態と同様に、広い領域に弱い非集束超音波を照射すると共に、狭い領域に集束超音波を照射することができ、また、操作者は、表示部270に表示された重畳画像を見て、集束超音波及び非集束超音波が照射される領域を確認しながら、超音波素子操作部230を操作し、超音波照射の指示をすることができる。更に非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、並びに、超音波素子110に対する距離及び向きを含む集束超音波の焦点位置も変化させることができる。

【0064】

50

更に、c M U T 4 0 0 は照射する超音波の周波数を変化させることができるので、c M U T アレイ 4 1 0 を用いると超音波素子 1 1 0 とイメージング用超音波プローブ 1 5 0 の超音波照射部を一つのc M U T アレイ 4 1 0 で兼ねることができる。この場合、超音波素子駆動部 2 1 0、超音波素子制御部 2 2 0、及び内部画像取得部 2 5 0 は、連携し、照射する超音波の周波数、パルスの持続時間、振幅、パルスの繰り返し周波数、休止時間、及び振動子の領域選択を順に切り替えてc M U T を駆動する。例えば、まずイメージング用超音波プローブ 1 5 0 の超音波照射部として 2 ~ 2 0 M H z の内部画像取得用の超音波パルスを照射し、次に超音波素子 1 1 0 として 1 ~ 2 M H z の集束超音波及び非集束超音波を照射し、次に同様に内部画像取得用の超音波パルスを照射するということを繰り返すように制御しても良い。このように超音波素子 1 1 0 とイメージング用超音波プローブ 1 5 0 の超音波照射部を兼ねる様に構成すると、先端部 1 0 0 の構成を単純化することができる。

【 0 0 6 5 】

[第 4 の実施形態]

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。本実施形態は、前記第 1 の実施形態乃至第 3 の実施形態に係る超音波照射装置を有する腹腔鏡手術システムである。ここで本実施形態の説明では、前記実施形態との相違点について説明し、同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

【 0 0 6 6 】

図 1 9 に示す通り、本実施形態の先端部 1 0 0 は、超音波素子 1 1 0 と、イメージング用超音波プローブ 1 5 0 とに加え、観察用光学器具 1 6 0 と、光源 1 6 5 とを有する。観察用光学器具 1 6 0 は、本実施形態に係る超音波照射装置で、超音波を照射する部分の近傍の外観を光学的に観察するための器具であり、例えば観察用光ファイバーや観察用 C C D カメラ等である。光源 1 6 5 は、観察用光学器具 1 6 0 で観察する際に必要な照明の光源である。

【 0 0 6 7 】

操作部 2 0 0 は、超音波素子駆動部 2 1 0 と、超音波素子制御部 2 2 0 と、超音波素子操作部 2 3 0 と、内部画像取得部 2 5 0 と、重畳部 2 6 0 と、表示部 2 7 0 とに加えて、外部画像取得部 2 8 0 と、表示部 2 9 0 とを有する。

【 0 0 6 8 】

観察用光学器具 1 6 0 は、受像信号を外部画像取得部 2 8 0 に出力する。外部画像取得部 2 8 0 は、観察用光学器具 1 6 0 から入力された受像信号に基づいて画像を取得する。外部画像取得部 2 8 0 は、取得した画像を表示部 2 9 0 に出力する。表示部 2 9 0 は、外部画像取得部 2 8 0 から入力された画像を表示する。

【 0 0 6 9 】

本実施形態に係る超音波照射装置を有する腹腔鏡手術システムは、先端部 1 0 0 を保持する保持アーム 5 1 0 を備えている。この保持アーム 5 1 0 は、保持アーム制御部 5 1 2 及び保持アーム操作部 5 1 4 に接続されている。保持アーム操作部 5 1 4 は、操作者の指示を受ける。保持アーム操作部 5 1 4 は、操作者の指示を保持アーム制御部 5 1 2 に出力する。保持アーム制御部 5 1 2 は、保持アーム操作部 5 1 4 からの入力に基づいて、保持アーム 5 1 0 の動作を決定し、保持アーム 5 1 0 の動きを制御する。

【 0 0 7 0 】

尚、当該腹腔鏡手術システムは、保持アーム 5 1 0 を具備せず、先端部 1 0 0 を操作者が手で保持するものでも良い。また、保持アーム 5 1 0 は、本実施形態の様に能動的なものでなく、先端部 1 0 0 を支えるだけの受動的なものであっても良い。

また、本実施形態に係る超音波照射装置の先端部 1 0 0 の先端近傍には、例えば X 線用の位置マーカー 5 2 0 が取り付けられている。そして、当該超音波照射装置は、例えば C T スキャナである外部診断機器 5 2 2 と、位置情報取得部 5 2 3 と、表示部 5 2 4 とを備える。これは、例えば腹腔鏡手術時に、先端部 1 0 0 が臓器等を掻き分けて脂肪部分の深部に入ることもあり、その様な場合に、外部から先端部 1 0 0 の位置を把握するためのも

のである。

【0071】

外部診断機器522は、先端部100及び被験体310並びにその周囲を撮影し、得られた撮影情報を、位置情報取得部523に出力する。位置情報取得部523は、外部診断機器522から入力された撮影情報に基づいて、被験体310とそれに対する位置マーカ-520の位置を示す画像を作成し、また、位置マーカ-520の位置情報の取得等を行う。そして得られた結果を表示部524及び外部内部情報重畳部526に出力する。表示部524は、位置情報取得部523から入力された画像や、位置マーカ-520の位置情報等を表示する。

【0072】

重畳部260は、内部画像取得部250から取得した被験体310の内部の画像と、超音波素子制御部220から取得した非集束超音波の伝播領域360の範囲及び集束超音波の焦点370の位置と、作成した重畳画像とを、外部内部情報重畳部526に出力する。外部内部情報重畳部526は、重畳部260から入力された情報と、位置情報取得部523から入力された情報とを用いて、被験体310の外観及び内部透視画像に加えて超音波の伝播範囲を重ね合わせた3次元画像を作成する。外部内部情報重畳部526は、作成した3次元画像を表示部527に出力する。表示部527は、外部内部情報重畳部526から入力された3次元画像を表示する。

【0073】

尚、本実施形態においては、外部診断機器522としてCTスキャナを用いているが、CTスキャナに限らず、例えばMRI、PET、PET-CT等、他の画像取得手段を用いても良い。また、特開2000-279425号公報に開示されている様な光学的手法で、先端部100の位置を検出する様にしても良い。

【0074】

更に、必要に応じて図示しない可動治具を、先端部100付近に備えても良い。この可動治具は、例えば腹腔鏡手術時に、臓器等を掻き分けて、先端部100を目標位置に到達させるために用いたり、臓器の切除や縫合を行うために用いたりする器具である。

【0075】

尚、表示部270と表示部290と表示部524と表示部527とは、例えばモニタを別個に一つずつ用意しても良いし、一つのモニタで、全ての画像を表示しても良いし、幾つかのモニタでそれぞれ一つ以上の表示をするように組み合わせて用いても良い。

【0076】

次に、本腹腔鏡手術システムの動作について説明する。ここでは、リンパ節郭清術に、本腹腔鏡手術システムを用いる場合を例に挙げて説明する。本実施形態の説明で例に挙げるリンパ節郭清術は、超音波照射によって、超音波が照射された組織を発熱させ、その熱によって組織を凝固させる処置である。一般に、血流近傍の組織は、血流によって冷やされるため、超音波照射によって組織を凝固させるためには、血流から遠位の組織に比べて、強い超音波を照射しなければならない。一方で、処置時間短縮のため、血管以外の部分は、できるだけ広い範囲に同時に、超音波を照射したい。そこで、本実施形態に係る本腹腔鏡手術システムでは、本実施形態に係る超音波照射装置を用いて、血流近傍組織には集束超音波を照射し、それ以外の部分には非集束超音波を照射する。

【0077】

ここで操作者は、リアルタイムに更新される、例えば観察用光学器具160で取得し表示部290に表示される画像や、外部診断機器522で取得し表示部524に表示される画像や、その他図示しない画像取得手段により取得された画像や、目視による情報を参照し、当該腹腔鏡手術システムの操作を行い、先端部100を超音波照射したい組織の近傍に移動させる。

【0078】

本実施形態においては、操作者は、各種画像を確認しながら保持アーム操作部514を操作し、先端部100を凝固させたいリンパ節郭清領域に接近させる。このとき、保持ア

10

20

30

40

50

ーム５１０は、保持アーム操作部５１４より入力された操作者の指示を受け取り、保持アーム制御部５１２に出力する。保持アーム制御部５１２は、公知のマニピュレータ制御方法によって、保持アーム５１０の動きを制御し、図示しない保持アーム５１０の駆動手段によって先端部１００を、操作者が希望する位置に移動させる。

【００７９】

この際、光源１６５によって照らされた先端部１００の先端の近傍を、例えばＣＣＤカメラである観察用光学器具１６０は撮影する。観察用光学器具１６０は、撮影した画像情報を、外部画像取得部２８０に出力する。外部画像取得部２８０は、観察用光学器具１６０から入力された画像情報に基づいて、画像を構築し、表示部２９０に出力する。表示部２９０は、外部画像取得部２８０から入力された画像を表示する。また、これらの動作と同時に、外部診断機器５２２は、先端部１００及び被験体３１０並びにその周囲を撮影し、得られた撮影情報を、位置情報取得部５２３に出力する。位置情報取得部５２３は、外部診断機器５２２から入力された撮影情報に基づいて、被験体３１０とそれに対する位置マーカー５２０の位置を示す画像を作成し、また、位置マーカー５２０の位置情報の取得等を行う。そして得られた結果を表示部５２４に出力する。表示部５２４は、位置情報取得部５２３から入力された画像や、位置マーカー５２０の位置情報等を表示する。また、位置情報取得部５２３は、被験体３１０とそれに対する位置マーカー５２０の位置を示す画像の情報を、外部内部情報重畳部５２６に出力する。

10

【００８０】

操作者は、例えば先端部１００を目標位置に近づけた後等、被験体３１０の内部を観察したいとき、イメージング用超音波プローブ１５０による画像取得を指示する。

20

操作者によるイメージング用超音波プローブ１５０による画像取得の指示を受けたら、内部画像取得部２５０は、イメージング用超音波プローブ１５０が照射する超音波の強度や向きなどを制御し、イメージング用超音波プローブ１５０を駆動する。イメージング用超音波プローブ１５０は、内部画像取得部２５０の制御の下、観察用の超音波を被験体３１０に向けて照射する。その周波数は、例えば２～２０ＭＨｚであり、パルス持続時間が数μ秒程度の高周波パルス波である。イメージング用超音波プローブ１５０は、照射した超音波が、被験体３１０内で反射して当該イメージング用超音波プローブ１５０に返ってきた反射波を受信する。イメージング用超音波プローブ１５０は、受信波の情報を内部画像取得部２５０に出力する。

30

【００８１】

内部画像取得部２５０は、イメージング用超音波プローブ１５０から入力された信号に基づいて、例えば図２０に模式的な図を示す様な、被験体３１０の内部の画像を構築する。ここで図中の画像取得範囲３５０は、内部画像取得部２５０によって画像が得られる範囲である。この例では、画像取得範囲３５０内には、凝固させたい組織が写っており、その一部に血管３８２が観察できる場合とする。内部画像取得部２５０は、構築した被験体３１０の内部の画像を重畳部２６０に出力する。先に述べた理由のため、血管近傍には集束超音波を照射し、それ以外の部分には非集束超音波を照射する。

【００８２】

（第１の実施形態に係る超音波素子１１０を用いる場合）

40

本実施形態に係る超音波照射装置に、第１の実施形態に係る超音波素子１１０を用いる場合は、以下の様に動作する。即ち、重畳部２６０は、内部画像取得部２５０から被験体３１０の内部の画像を入力する。また、重畳部２６０は、超音波素子制御部２２０に含まれる重畳情報出力部２２１より、超音波素子１１０の形状によって予め設定されている非集束超音波の伝播領域３６０の範囲及び集束超音波の焦点３７０の位置を取得する。そして、重畳部２６０は、画像取得範囲３５０内の画像に、非集束超音波の伝播領域３６０の範囲及び集束超音波の焦点３７０の位置を重畳し、図２１に示す様な画像を作成する。重畳部２６０は、作成した重畳画像を表示部２７０に出力する。表示部２７０は、重畳部２６０から入力された重畳画像を表示する。

【００８３】

50

また、重畳部 260 は、作成した重畳画像の情報を、外部内部情報重畳部 526 に出力する。外部内部情報重畳部 526 は、位置情報取得部 523 から入力された被験体 310 とそれに対する位置マーカー 520 の位置を示す画像の情報と、重畳部 260 より入力された重畳画像の情報に基づいて、被験体 310 の外観及び内部透視画像に加えて超音波の伝播範囲を重ね合わせた 3 次元画像を作成する。外部内部情報重畳部 526 は、作成した 3 次元画像を表示部 527 に出力する。表示部 527 は、外部内部情報重畳部 526 から入力された 3 次元画像を表示する。

【0084】

当該超音波照射装置の操作者は、表示部 270 に表示された重畳画像や、表示部 527 に表示された 3 次元画像を確認しながら、超音波素子操作部 230 を操作して、超音波素子 110 から超音波を照射させる。このとき出力される超音波の周波数は、1 ~ 2 MHz 程度である。表示部 270 に表示された重畳画像により、凝固の程度を確認しながら、焦点 370 が血管 382 を含む周辺領域をなぞるように、保持アーム操作部 514 を操作して、先端部 100 を移動させつつ、超音波素子操作部 230 を操作して、超音波を照射する。

【0085】

この様にして、血管近傍領域に対しては、照射範囲が狭くてエネルギー強度が強い集束超音波を照射し、これらの組織を確実に凝固させるとともに、血管から遠位の部分には、照射範囲が広くエネルギー強度が弱い非集束超音波を照射して、その領域を凝固させることができる。このとき、第 1 の実施形態で説明した通り、集束超音波を照射する圧電素子（図 2 の例では A で示した領域）と、非集束超音波を照射する圧電素子（図 2 の例では B で示した領域）とを、別々に駆動することができる構成の場合は、勿論、集束超音波と非集束超音波を同時に照射する他、どちらか一方のみ照射することも可能である。

【0086】

尚、凝固させた組織は、凝固前に比べて、超音波の透過率が悪くなる。そのため、組織の凝固にあたっては、組織を凝固させたい範囲の、奥（先端部 100 から遠い側）から手前（先端部 100 に近い側）に順に集束超音波を照射して、奥から手前に順に凝固させることが望ましい。

【0087】

また、前記凝固の手順を操作者の指示に依らず、操作者が指定した凝固希望範囲を所定の手順で凝固する様に当該腹腔鏡手術システムを構成しても良い。即ち、当該腹腔鏡手術システムは、入力部 532 とシステム制御部 534 を有していても良い。この場合、操作者が、表示部 270 を確認しながら、凝固させたい範囲を、入力部 532 を用いて指定する。入力部 532 は、例えば、表示部 270 に表示された被験体 310 の内部の画像のうち凝固させたい範囲をマウスやタッチパネルで選択するものでも良い。入力部 532 は、操作者が指定した範囲を、システム制御部 534 に出力する。システム制御部 534 は、入力部 532 から操作者が指定した凝固させたい範囲を入力する。一方、保持アーム制御部 512 から、現在の保持アーム 510 の位置及び姿勢を入力する。また、超音波素子制御部 220 から、非集束超音波の伝播領域 360 の範囲及び集束超音波の焦点 370 の位置を取得する。

【0088】

これら、入力された凝固させたい範囲、現在の保持アーム 510 の位置及び姿勢、非集束超音波の伝播領域 360 の範囲、及び集束超音波の焦点 370 に基づいて、保持アーム制御部 512 に、先端部 100 を移動させる指示を出力する。この際、システム制御部 534 は、まず、操作者が指定した範囲の最深部に超音波を照射できる先端部 100 の位置を算出し、それを保持アーム制御部 512 に出力する。そして、システム制御部 534 は、超音波素子制御部 220 に超音波照射の指示を出力する。次に、システム制御部 534 は、保持アーム制御部 512 に、先端部 100 の位置を順に手前に移動させるように指令を出力する。また、これと組み合わせて、システム制御部 534 は、操作者が指定した凝固させたい範囲内に超音波を照射するように、面内方向にも先端部 100 の位置を順に移

動させるよう指令を出力する。システム制御部 5 3 4 は、保持アーム制御部 5 1 2 に前記指令を出力しながら、超音波素子制御部 2 2 0 に超音波照射の指示を出力する。この際、内部画像取得部 2 5 0 から被験体 3 1 0 の内部の画像（音響インピーダンスの情報）を入力し、該画像を解析して組織が凝固されたと判断されるときに、保持アーム制御部 5 1 2 に、先端部 1 0 0 の移動を指令する様に構成しても良い。

【0089】

（第 2 の実施形態及びその変形例に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合）

次に、本実施形態に係る超音波照射装置に、第 2 の実施形態及びその変形例に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合を説明する。ここでの説明では、第 1 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合との相違点について説明し、同一の部分についてはその説明は省略する。

10

【0090】

本実施形態に係る超音波照射装置に、第 2 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を用いる腹腔鏡手術システムは、以下の様に動作する。即ち、重畳部 2 6 0 は、内部画像取得部 2 5 0 から被験体 3 1 0 の内部の画像を入力する。また、重畳部 2 6 0 は、重畳情報出力部 2 2 1 から、超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲及び集束超音波の焦点 3 7 0 の位置を取得する。そしてこれら伝播領域 3 6 0 及び焦点 3 7 0 を、内部画像取得部 2 5 0 から入力された被験体 3 1 0 の内部の画像に重畳し、重畳画像を作成する。重畳部 2 6 0 は、作成した重畳画像を表示部 2 7 0 に出力する。

【0091】

20

当該超音波素子 1 1 0 は、前記第 2 の実施形態の説明の通り、素子群指定部 2 2 2 が、A 群の圧電素子 1 1 2 と B 群の圧電素子 1 1 4 の数の割合を変化させたり、位相制御部 2 2 3 が、A 群の圧電素子 1 1 2 が出力する超音波の位相を変化させたりすることによって、超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲及び集束超音波の焦点 3 7 0 の位置、非集束超音波と集束超音波の強度の比等を変化させることができる。そこで、操作者は、これら超音波素子操作部 2 3 0 を操作して、超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲及び集束超音波の焦点 3 7 0 の位置等を操作する。このとき、重畳部 2 6 0 は、重畳情報出力部 2 2 1 から、素子群指定部 2 2 2 及び位相制御部 2 2 3 が決定した超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲及び集束超音波の焦点 3 7 0 の位置、非集束超音波と集束超音波の強度の比等を再取得して、重畳画像中に表示される伝播領域 3 6 0 及び焦点 3 7 0 の位置を変更し、重畳画像を再作成して表示部 2 7 0 に出力する。このとき、超音波の伝播領域 3 6 0 の範囲及び集束超音波の焦点 3 7 0 の位置のみならず、図 2 2 に模式図を示す様に、非集束超音波と集束超音波の強度の比等を例えば色などを用いて表現する画像を作成しても良い。

30

【0092】

当該超音波照射装置の操作者は、この表示部 2 7 0 に表示された重畳画像を確認しながら、超音波素子操作部 2 3 0 及び保持アーム操作部 5 1 4 を操作して、第 1 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合と同様に、組織を凝固させる。

また、凝固の手順を操作者の指示に依らず、操作者が指定した凝固希望範囲を所定の手順で凝固する様に、入力部 5 3 2 とシステム制御部 5 3 4 を有する腹腔鏡手術システムを構成しても良い。このとき、第 1 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合の様に、凝固させる組織の位置に応じて、保持アーム 5 1 0 によって先端部 1 0 0 の位置を移動させるに限らず、A 群の圧電素子 1 1 2 のうち、それぞれの圧電素子から照射される超音波の位相を前記位相制御部 2 2 3 が適切に制御することによって変化させることができる集束超音波の焦点位置の変化も用いることができる。また、圧電素子から照射される超音波の位相の制御によって変化させる非集束超音波の照射範囲、非集束超音波と集束超音波の強度の比、集束超音波の焦点位置、及び集束超音波の焦点距離を利用して、組織の凝固を制御することができる。

40

【0093】

（第 3 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を用いる場合）

次に、本実施形態に係る超音波照射装置に、第 3 の実施形態に係る超音波素子 1 1 0 を

50

用いる場合を説明する。本実施形態に係る超音波照射装置に、第3の実施形態に係る超音波素子110を用いる腹腔鏡手術システムは、第1の実施形態に係る超音波素子110及び第2の実施形態に係る超音波素子110を用いる場合と同様に機能する。

【0094】

第1の実施形態及び第2の実施形態に係る超音波素子110を用いる場合の機能及び効果に加えて、第3の実施形態に係る超音波素子110に用いられているCMUTは、照射する超音波の周波数を変化させられるという特徴による機能及び効果がある。第3の実施形態の説明に記載した通り、超音波の周波数が高いほど減衰が大きい。そこで超音波素子110から照射する超音波の周波数を変化させられることを利用すると、超音波を照射する目標位置の深さに応じて、適切な周波数を選択すれば、例えば、非集束波を照射する深さ方向の範囲を限定したい場合、高めの周波数を照射する等が考えられる。その他は、第1の実施形態に係る超音波素子110及び第2の実施形態に係る超音波素子110を用いる場合と同様である。

10

【0095】

以上の様に構成された腹腔鏡手術システムに依れば、第1の実施形態乃至第3の実施形態による効果によって、以下の効果を得る。超音波素子110によって、その一部分を用いて集束超音波を生成し、他の部分で非集束超音波を生成し、それらを同時に照射することができる。そして、集束波では大きなリンパ管やリンパ節、及び血管近傍の組織を凝固させ、非集束波では広い領域を凝固させることが可能となる。これによって一度に対象領域全体を凝固することができるようになり、効率的な凝固が達成され、流体が流れる部分等凝固させにくい部分を確実に凝固させつつ、処置時間を短縮することができる。

20

【0096】

[第5の実施形態]

次に、第5の実施形態について説明する。ここで本実施形態の説明では、第4の実施形態との相違点について説明し、第4の実施形態と同一の部分については同一の符号を付して、その説明は省略する。

一般に、超音波照射によって組織を凝固させるとき、凝固させたい部分にマイクロバブルを投与し、超音波照射によってマイクロバブルを崩壊させると、組織を凝固させる効率が上昇することが知られている。そこで、本実施形態では、超音波による組織凝固にマイクロバブルを用いる場合を考える。

30

【0097】

組織を凝固させたい部分、即ち標的位置に存在するマイクロバブルは、組織の凝固に有効であるが、焦点手前にマイクロバブルが存在すると超音波エネルギーがそのマイクロバブルにより吸収散乱されるため焦点まで到達するエネルギーが減少してしまう。

そこで本実施形態では、組織の凝固のための超音波照射の前に、弱い超音波照射によって不要なマイクロバブルを消去する。即ち、操作者が、イメージング用超音波プローブ150で取得し、表示部270に表示された被験体310の内部画像によって、超音波を照射する標的位置を確認したら、まず、浅部から深部へと集束波の焦点370を深さ方向にスキャンしながら、マイクロバブル除去用超音波照射を行う。次に、標的位置に集束波の焦点370を設定し、組織凝固用超音波照射を行う。本実施形態に係る超音波素子制御部220は、モード切替部224を有する。

40

【0098】

ここで、マイクロバブル除去用超音波照射及び組織凝固用超音波照射をそれぞれ第1の照射モード及び第2の照射モードと呼ぶことにする。超音波素子制御部220に含まれるモード切替部224は、前記第1の照射モード及び第2の照射モードを切換えて、それぞれのモードに適切な出力の指示を行う。第1の照射モード及び第2の照射モードに用いる超音波の周波数は、共に1~2MHz程度である。マイクロバブルを除去するための第1の照射モードでは、モード切替部224は、超音波出力を、例えば2~3パルスのみ等、照射時間を短くして、照射するエネルギーを小さくするように指示をする。標的位置の深度に応じて照射する超音波強度を強くしても良いが、マイクロバブルが壊れ、且つ凝固が

50

起きない程度とする。尚、第 1 の照射モードの超音波照射によって、不要なマイクロバブルが除去される様子は、イメージング用超音波プローブ 150 で取得し表示部 270 に表示された被験体 310 の内部画像によって確認することができる。標的位置の手前までのマイクロバブルが消えたら、標的位置に組織凝固用超音波を照射する第 2 の照射モードに移る。ここで、組織凝固用の第 2 の照射モードでは、モード切替部 224 は、超音波照射に連続波を用いるように指示をする。

【0099】

マイクロバブル除去用の第 1 の照射モードに用いる超音波のエネルギー強度と、組織凝固用の第 2 の照射モードに用いる超音波のエネルギー強度とを異ならせることによって、第 1 の照射モードにおける超音波照射による、意図しない組織等への不要なダメージを低減することができる。

10

【0100】

イメージング用超音波プローブ 150 から照射するイメージング用の超音波と、超音波素子 110 から照射するマイクロバブル除去用超音波及び組織凝固用超音波とが、干渉を起こし、それが問題となる場合には、イメージング用超音波照射と、マイクロバブル除去用超音波照射、又は組織凝固用超音波を、同時に出力せずに交互に一方ずつ出力しても良い。ここで、組織凝固用に用いる超音波の周波数は、深さによる減衰を考慮しつつマイクロバブルによる増強効果が最も効果的に得られる周波数を選択する。例えば、マイクロバブルの共振周波数付近を用いるのが良いが、標的位置が深く、減衰が大きい場合には、周波数を下げるなどを考慮する。

20

【0101】

このような、第 1 の照射モードにおけるマイクロバブル除去用の超音波は手前から奥に順に照射していくが、マイクロバブルを用いる場合も、第 2 の照射モードにおける組織凝固用の超音波は、奥から手前に順に照射し、順に凝固させる。ここで、第 1 の照射モードにおける超音波照射において、照射位置を深さ方向に移動させるには、保持アーム 510 による先端部 100 の移動を用いる。また、第 2 の実施形態及び第 3 の実施形態に係る超音波素子 110 を用いている場合は、各 A 群の圧電素子 112 から照射される超音波の位相を、位相制御部 223 が制御することによる、焦点位置の変更も併用できる。

【0102】

また、マイクロバブル除去用超音波照射に、非集束超音波を用いても良い。マイクロバブル除去用超音波照射に、非集束超音波を用いる場合、集束超音波の伝播領域と非集束超音波の伝播領域の、与えられるエネルギーに応じて、表面から一定の深さまでのマイクロバブルが除去されることになる。

30

【0103】

また、イメージング用超音波プローブ 150 から照射される超音波を用いて、図 23 の様な、時間 - 信号強度曲線 (Time Intensity Curve; T I C) を作成し、超音波素子 110 から照射される超音波の伝播経路内に流入するマイクロバブルが一定以上になった場合は、組織凝固用超音波照射を中止し、マイクロバブル除去用超音波照射を行うようにしても良い。

【0104】

本処置に関するタイミングチャートを図 24 に示す。この図に示す通り、イメージング用超音波プローブ 150 からは、比較的高周波数のイメージング用超音波パルスを繰り返し照射しつつ、被験体 310 の内部の画像を取得する。一方、超音波素子 110 は、まず第 1 の照射モードにより、手前からマイクロバブル除去用超音波照射を行う。当該照射部分の超音波照射によって、マイクロバブルが除去されたことを画像で確認したら、先端部 100 の位置を奥に移動させる。そして、超音波素子 110 は、再び第 1 の照射モードによるマイクロバブル除去用超音波照射を行う。このようにして手前から奥の目標照射位置に向けて、徐々に先端部 100 の位置を移動させながらマイクロバブル除去を行い、目標照射位置に達したら、第 2 の照射モードによる組織凝固用超音波照射を実施する。時間経過に伴い、超音波の伝播経路内のマイクロバブルの量が所定の値以上になったら、先

40

50

端部 1 0 0 の位置を手前に移動させ、再び同様に第 1 の照射モードによるマイクロバブル除去を行いながら手前から奥に向けて、徐々に先端部 1 0 0 の位置を移動させ、続いて標的位置において第 1 の照射モードによる組織凝固用超音波照射を行う。

【 0 1 0 5 】

また、第 3 の実施形態に係る c M U T アレイ 4 1 0 からなる超音波素子 1 1 0 を用いる場合、イメージング用超音波プローブ 1 5 0 を別個に設けず、1 つの超音波素子 1 1 0 からイメージング用超音波、マイクロバブル除去用超音波、及び組織凝固用超音波を照射するように構成しても良い。その場合、イメージング用には比較的高周波数の超音波をパルス状に照射し、マイクロバブル除去用には第 1 の照射モードで超音波を照射し、組織凝固用には第 2 の照射モードで超音波を照射する様に、超音波基本周波数、パルスの持続時間、振幅、繰り返し周波数及び休止時間、並びに A 群の圧電素子 1 1 2 として働く c M U T 4 0 0 と B 群の圧電素子 1 1 4 として働く c M U T 4 0 0 との指定等を切替えて、1 つの超音波素子 1 1 0 を用いる。

10

【 0 1 0 6 】

前記第 1 の照射モードによるマイクロバブル除去用超音波照射と第 2 の照射モードによる組織凝固用超音波照射との切り替えの手順は、操作者が手動で行っても良いが、システム制御部 5 3 4 が所定の手続きに基づいて実施するようにしても良い。例えば図 2 5 に示すフローチャートのような処理が考えられる。操作者が表示部 2 7 0 に表示された内部画像を確認しながら入力部 5 3 2 を用いて凝固させたい標的範囲を指定する。

20

【 0 1 0 7 】

ステップ S 1 においてシステム制御部 5 3 4 は、入力部 5 3 2 から、前記標的範囲を取得する。

ステップ S 2 においてシステム制御部 5 3 4 は、保持アーム制御部 5 1 2 に、先端部 1 0 0 を初期位置に移動させるよう指令する。まず第 1 の照射モードにより、手前から順にマイクロバブル除去用超音波照射を行うので、この初期位置は、標的位置よりも手前側に超音波を照射することができる位置となる。

【 0 1 0 8 】

ステップ S 3 においてシステム制御部 5 3 4 は、内部画像取得部 2 5 0 から、内部画像を取得する。

ステップ S 4 においてシステム制御部 5 3 4 は、ステップ S 3 で取得した内部画像より、現在の先端部 1 0 0 の位置における超音波素子 1 1 0 の超音波照射位置が標的位置より手前か判断する。ステップ S 4 の判断の結果、超音波照射位置が標的位置より手前でなければ、処理をステップ S 9 に移す。

30

【 0 1 0 9 】

ステップ S 4 の判断の結果、超音波照射位置が標的位置より手前であれば、システム制御部 5 3 4 は、ステップ S 5 において超音波照射位置に標的位置に超音波を照射することの障害となるマイクロバブルがあるか否かを、ステップ S 3 で取得した内部画像に基づき判断する。

【 0 1 1 0 】

ステップ S 5 の判断の結果、障害となるマイクロバブルがある場合、ステップ S 6 において、システム制御部 5 3 4 は、超音波素子制御部 2 2 0 に、第 1 の照射モードによるマイクロバブル除去用超音波照射を行わせるよう指令する。

40

ステップ S 7 においてシステム制御部 5 3 4 は、内部画像取得部 2 5 0 から、内部画像を取得する。その後、システム制御部 5 3 4 は、処理をステップ S 5 に戻す。尚、この後のステップ S 5 における判断は、ステップ S 7 で取得した内部画像に基づく。

【 0 1 1 1 】

ステップ S 5 の判断の結果、マイクロバブルがない場合、ステップ S 8 において、システム制御部 5 3 4 は、保持アーム制御部 5 1 2 に、先端部 1 0 0 を所定の値だけ奥へ移動させるよう指令する。

ステップ S 9 においてシステム制御部 5 3 4 は、超音波素子制御部 2 2 0 に、第 2 の照

50

射モードによる組織凝固用超音波照射を行うよう指令する。

【0112】

ステップS10においてシステム制御部534は、内部画像取得部250から、内部画像を取得する。

ステップS11においてシステム制御部534は、超音波照射位置における組織の凝固が十分か否かをステップS10で取得した内部画像に基づき判断する。ステップS11の判断の結果、凝固が十分であれば、システム制御部534は処理を終了する。

【0113】

ステップS11の判断の結果、凝固が十分でなければ、ステップS12においてシステム制御部534は、標的より手前に標的位置に超音波を照射することの障害となるマイクロバブルの量が閾値以上あるか否かをステップS10で取得した内部画像に基づき判断する。ステップS12の判断の結果、障害となるマイクロバブルが閾値より少ない場合、システム制御部534は、処理をステップS9に移す。ステップS12の判断の結果、マイクロバブルの量が閾値以上ある場合、ステップS13においてシステム制御部534は、保持アーム制御部512に、先端部100を照射開始位置へ戻すよう指令し、処理をステップS3に戻す。

10

【0114】

ここには、不要なマイクロバブルを除去するための奥行き方向の動きのみを記したが、第4の実施形態の説明に記載した通り、凝固させたい部分について奥から手前に順に超音波を照射する動きや、広範囲に超音波を照射するために面方向に順に超音波を照射する動きを可能とする様に構成しても良い。

20

【0115】

この様に、マイクロバブル除去用超音波照射は、集束超音波の伝播領域内かつ目標とする焦点位置とは異なる一つ以上の点に焦点を結ぶ集束超音波を第1の超音波発生源から照射する第1の照射モードとして機能し、組織凝固用超音波照射は、目標とする焦点位置に焦点を結ぶ集束超音波を第1の超音波発生源から照射する第2の照射モードとして機能する。

【0116】

尚、マイクロバブルが関心領域に充満するのには、例えば特開2002-191599号公報に開示されている様に、3~5秒かかることが知られているので、マイクロバブル除去用超音波照射の終了から組織凝固用超音波照射開始までの時間は3秒以内であることが望ましいと考えられる。従って、本実施形態においてもマイクロバブル除去用超音波照射の終了から組織凝固用超音波照射開始までの時間、即ち第1の照射モードから第2の照射モード間での切換時間は3秒以内とする。マイクロバブル除去用超音波照射の終了から組織凝固用超音波照射開始までの時間を3秒以内にする事で、不要なマイクロバブルによる照射超音波の減衰が防止でき、組織凝固を効率的に行うことができる。

30

【0117】

以上の様に構成された腹腔鏡手術システムに依れば、焦点手前のマイクロバブルのみを消去し、且つ、標的位置のマイクロバブルを残存させることが可能になる。その結果、標的位置におけるマイクロバブルによる凝固能力の増強効果をより高めることができる。

40

【0118】

尚、第4の実施形態及び第5の実施形態の説明においては腹腔鏡を例に挙げたが、先端部100の形状や、操作部200から先端部100までの接続態様や、照射する超音波のエネルギーや、周波数を適当に設定することで、同様の構成で、内視鏡、術中型、体外型、及びその他の形態を構成することもできる。

【0119】

尚、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても、発明が解決しようとする

50

課題の欄で述べられた課題が解決でき、かつ、発明の効果が得られる場合には、この構成要素が削除された構成も発明として抽出され得る。例えば、第４の実施形態及び第５の実施形態における位置マーカ５２０、外部診断機器５２２、位置情報取得部５２３、及び表示部５２４や、外部内部情報重畳部５２６及び表示部５２７は実施にあたって不要であれば削除することもできるし、観察用光学器具１６０及び光源１６５は、先端部１００に設置せずに、別に既存の腹腔鏡を併用することに代えても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【符号の説明】

【０１２０】

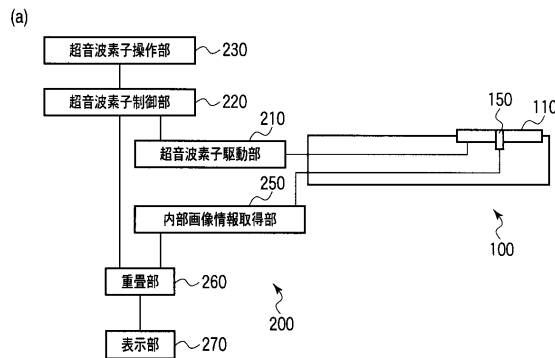
１００…先端部、１１０…超音波素子、１１２…Ａ群の圧電素子、１１４…Ｂ群の圧電素子、１５０…イメージング用超音波プローブ、１６０…観察用光学器具、１６５…光源、２００…操作部、２１０…超音波素子駆動部、２２０…超音波素子制御部、２２１…重畳情報出力部、２２２…素子群指定部、２２３…位相制御部、２２４…モード切替部、２２５…周波数制御部、２３０…超音波素子操作部、２５０…内部画像取得部、２６０…重畳部、２７０…表示部、２８０…外部画像取得部、２９０…表示部、３１０…被験体、３２０…超音波伝播媒体層、３５０…画像取得範囲、３６０…伝播領域、３７０…焦点、３８２…血管、４００…ｃＭＵＴ、４０１…下部基板、４０２…下部電極、４０３…シリコン基板、４０４…空隙、４０５…メンブレン部、４０６…上部電極、４０７…質量部、４１０…第１のｃＭＵＴアレイ、５１０…保持アーム、５１２…保持アーム制御部、５１４…保持アーム操作部、５２０…位置マーカ、５２２…外部診断機器、５２３…位置情報取得部、５２４…表示部、５２６…外部内部情報重畳部、５２７…表示部、５３２…入力部、５３４…システム制御部。

10

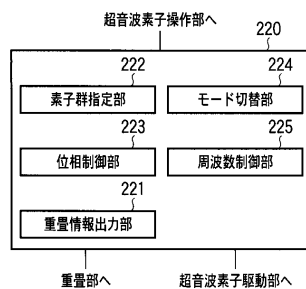
20

【図１】

図１

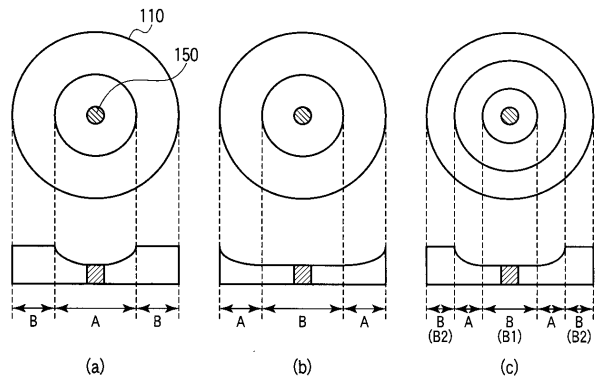


(b)

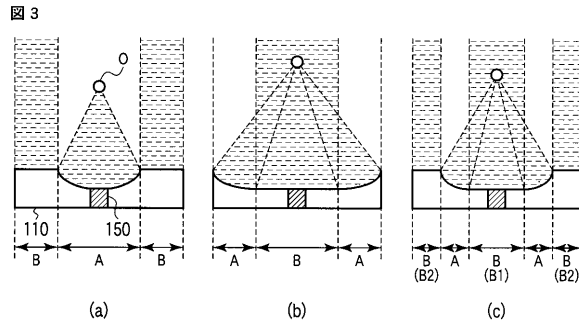


【図２】

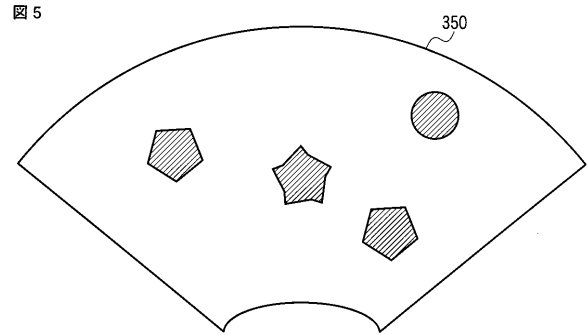
図２



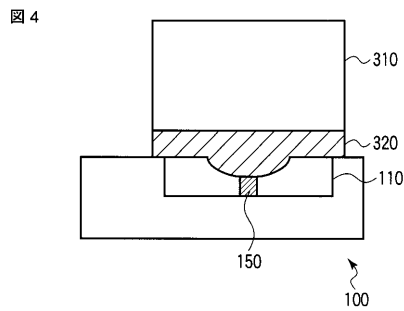
【 図 3 】



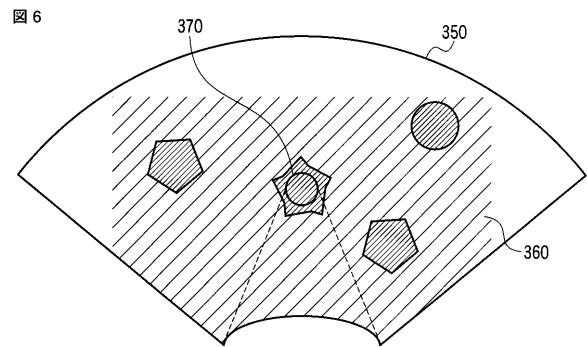
【 図 5 】



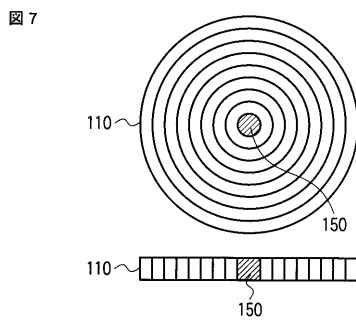
【 図 4 】



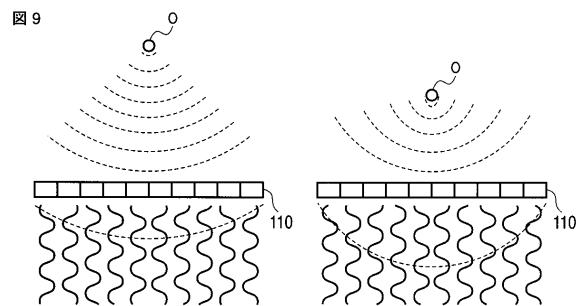
【 図 6 】



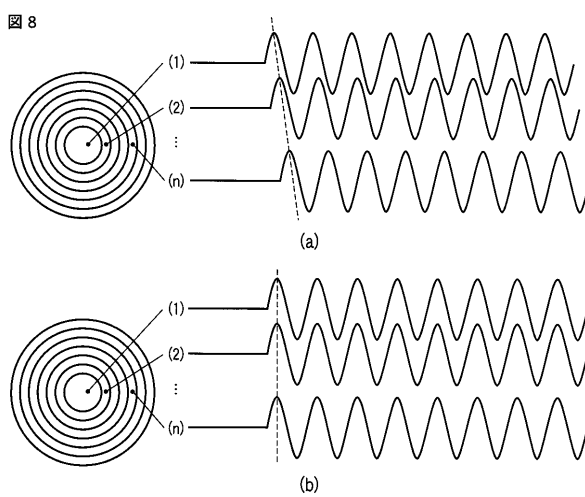
【 図 7 】



【 図 9 】

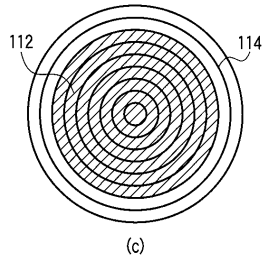
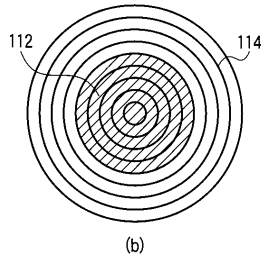
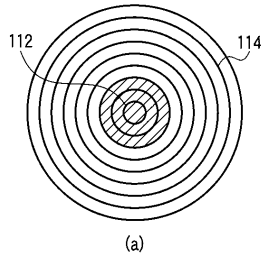


【 図 8 】



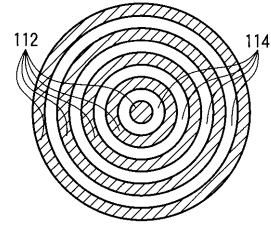
【図 10】

図 10



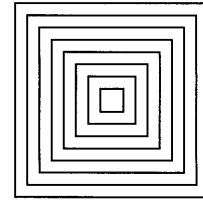
【図 11】

図 11



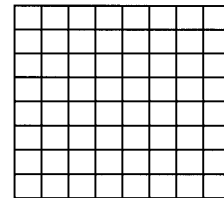
【図 12】

図 12



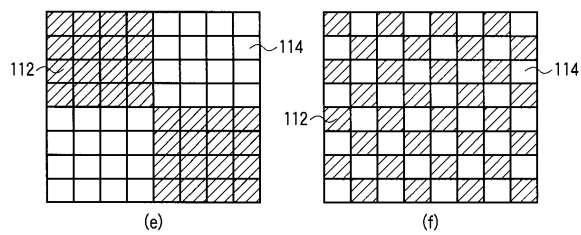
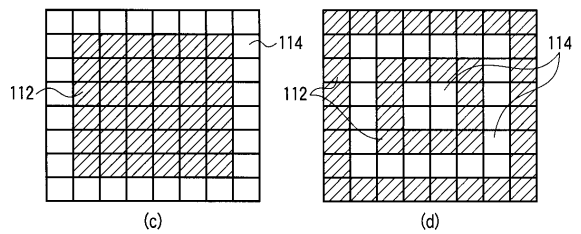
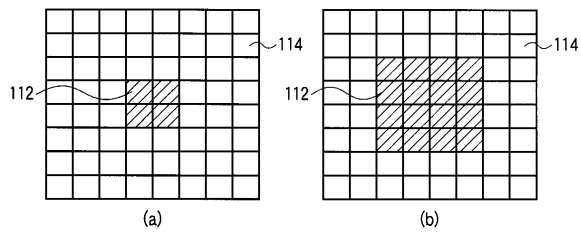
【図 13】

図 13



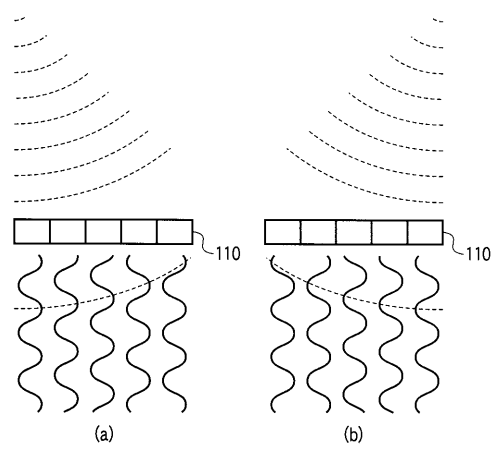
【図 14】

図 14



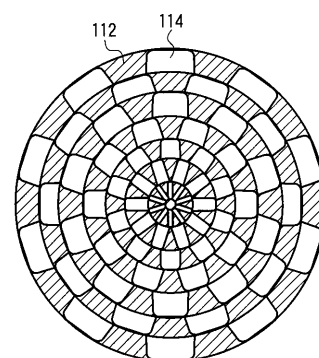
【図 15】

図 15

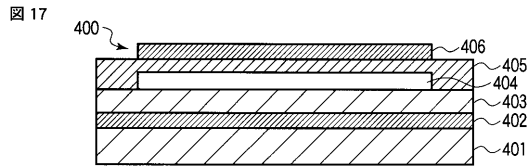


【図 16】

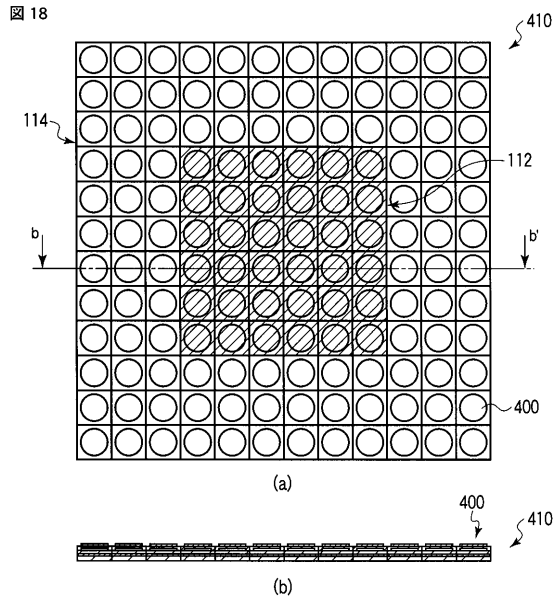
図 16



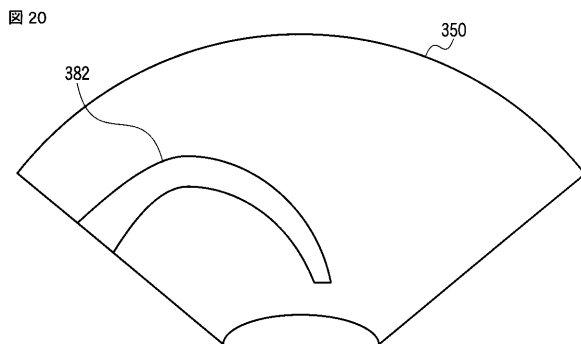
【図 17】



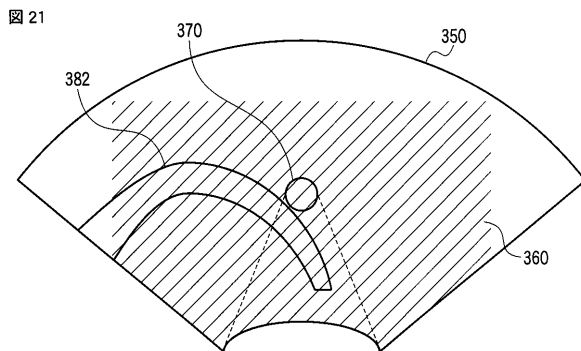
【図 18】



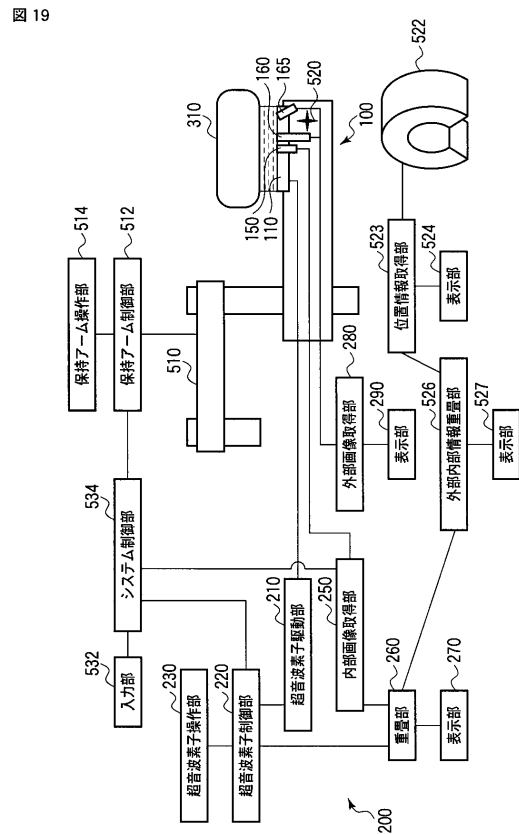
【図 20】



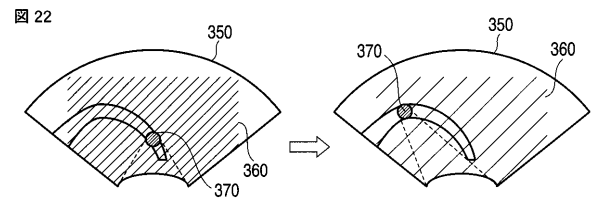
【図 21】



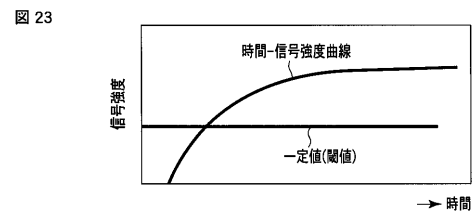
【図 19】



【図 22】

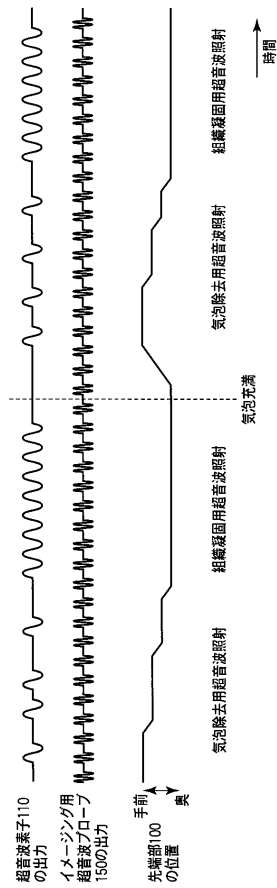


【図 23】



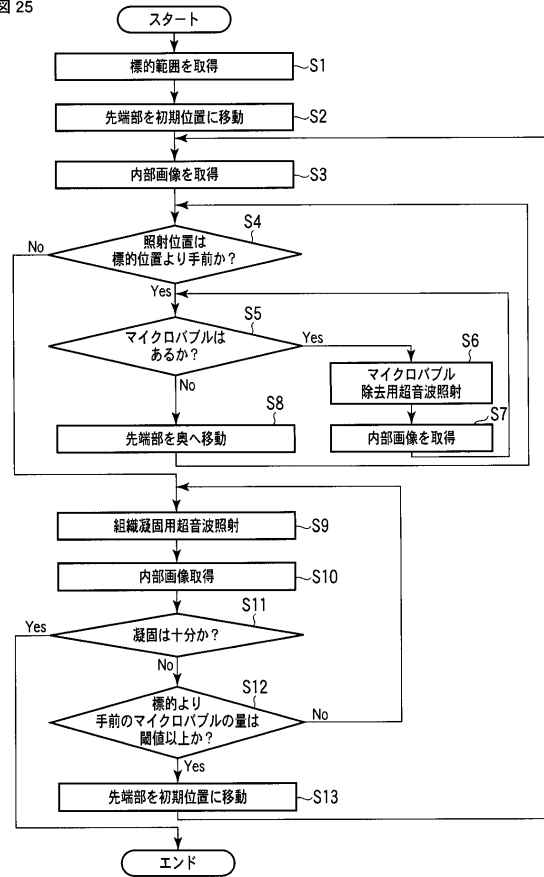
【図 24】

図 24



【図 25】

図 25



フロントページの続き

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
(72)発明者 石橋 義治
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 村上 峰雪
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
(72)発明者 鶴田 博士
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内
F ターム(参考) 4C160 JJ12 JJ33 JJ35 JJ36 JJ38 MM32
4C601 FF13 GB06 HH21

专利名称(译)	超音波照射装置		
公开(公告)号	JP2011188924A	公开(公告)日	2011-09-29
申请号	JP2010056299	申请日	2010-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石橋義治 村上峰雪 鶴田博士		
发明人	石橋 義治 村上 峰雪 鶴田 博士		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C160/JJ12 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/JJ38 4C160/MM32 4C601/FF13 4C601/GB06 4C601/HH21		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5635281B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：用强超声波照射所需部分并用超声波照射宽范围。解决方案：超声辐射装置的超声元件110用作具有凹透镜形状的曲面的压电元件。如图A所示的区域和如图B所示的区域中的平面形状的压电元件。由此，超声波会聚到由O表示的焦点，并且由压电元件的每个区域的超声波给出的能量在焦点处高。然而，在非会聚超声波传播的范围内给定的能量低，但是每个压电元件的面积用超声波照射的区域很大。因此，提供了一种超声波照射装置，其能够利用会聚的超声波照射需要用强超声波照射的部分，并且在超声波的情况下用非会聚的超声波照射不需要用强超声波照射的部分。使用元素110。

图3

