



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

治療用振動子を含む超音波振動子と、  
 生体に対して超音波を送波するように前記治療用振動子を制御する送信部と、  
 超音波振動子を介して前記超音波の受信信号を得る受信部と、  
 前記受信信号に基づいて、生体内の複数箇所におけるエコー強度を導出する強度導出部と、  
 前記複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、前記治療用振動子による生体の治療において参照される治療情報を生成する治療情報生成部と、  
 を有する、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記強度導出部は、前記治療用振動子から生体内に向かう深さ方向において、治療の目標箇所よりも浅い箇所と当該目標箇所よりも深い箇所とを含む前記複数箇所におけるエコー強度を導出する、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

## 【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記送信部は、生体に観測用超音波を送波するように前記治療用振動子を制御し、  
 前記受信部は、超音波振動子を介して観測用超音波の受信信号を取得し、  
 前記強度導出部は、観測用超音波の受信信号に基づいて、生体内の複数箇所におけるエコー強度を導出し、  
 前記治療情報生成部は、前記治療用振動子から生体に観測用超音波を送波して得られる前記複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、当該治療用振動子から当該生体に治療用超音波を送波する治療において参照される治療情報を生成する、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

20

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記送信部は、生体内の前記複数箇所の各々を焦点として観測用超音波の送信ビームを形成するように前記治療用振動子を制御する、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

30

## 【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記超音波振動子は、治療用振動子と診断用振動子を含み、  
 前記送信部は、生体に観測用超音波を送波するように前記治療用振動子を制御し、  
 前記受信部は、前記診断用振動子を介して観測用超音波の受信信号を得る、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

## 【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記治療情報生成部は、前記治療情報として、前記複数箇所におけるエコー強度の変化を示した強度分布画像を形成する、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

40

## 【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波治療システムにおいて、  
 前記治療情報生成部は、前記複数箇所におけるエコー強度の変化量に基づいた判定基準に従って、前記治療情報として、治療状況に係る判定結果を得る、  
 ことを特徴とする超音波治療システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

50

**【0001】**

本発明は、超音波を送波して治療する超音波治療システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）を送波して悪性腫瘍等を治療する焼灼治療が知られている。強力集束超音波を送波する治療では、悪性腫瘍等の治療箇所を焼灼しつつ、それら以外の正常な組織等を傷めないように、治療箇所の位置を的確に把握してその位置に強力な超音波を集束させることが望ましい。また、治療箇所に対する過剰な加熱、強力集束超音波の伝搬経路におけるキャビテーションの発生、患者の皮膚表面の状態変化等についても、十分に注意して治療を行うことが望ましい。そのため、従来から、治療中における強力集束超音波の送信状態や治療される組織の組織状態などを確認する技術が提案されている。

10

**【0003】**

例えば、特許文献1～3には、加温用超音波プローブによる加熱部位を画像用超音波プローブの出力信号から検出し、加熱部位に係る情報を断層像上に表示する技術が開示されている。また、特許文献4には、画像形成プローブにより受信を継続することにより、治療用トランスデューサの焦点を監視する技術が記載されている。また、特許文献5には、超音波を送受するトランスデューサを用いて、治療領域の複数の目標領域をモニタとともに、複数の画像のうちの少なくとも二つの画像の周波数分析に基づいて、各目標領域の組織変化値を決定する技術が記載されている。

20

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開昭61-13954号公報

【特許文献2】特開昭61-13955号公報

【特許文献3】特開昭61-13956号公報

【特許文献4】特表2008-529704号公報

【特許文献5】特表2010-538740号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】**

30

**【0005】**

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、治療中における強力集束超音波の送信状態や治療される組織の組織状態などの、治療において参照される治療情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。

**【0006】**

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、治療において参照される治療情報を得る改良技術を提供することにある。

**【課題を解決するための手段】****【0007】**

上記目的にかなう好適な超音波治療システムは、治療用振動子を含む超音波振動子と、生体に対して超音波を送波するように前記治療用振動子を制御する送信部と、超音波振動子を介して前記超音波の受信信号を得る受信部と、前記受信信号に基づいて、生体内の複数箇所におけるエコー強度を導出する強度導出部と、前記複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、前記治療用振動子による生体の治療において参照される治療情報を生成する治療情報生成部と、を有することを特徴とする。

40

**【0008】**

上記システムにより、生体内の複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、生体の治療において参照される治療情報を生成することが可能になる。ちなみに、上記システムは生体内の複数箇所におけるエコー強度の変化に注目しており、この点において、特許文献1～5の技術とは明らかに相違する。

50

## 【0009】

望ましい具体例において、前記強度導出部は、前記治療用振動子から生体内に向かう深さ方向において、治療の目標箇所よりも浅い箇所と当該目標箇所よりも深い箇所とを含む前記複数箇所におけるエコー強度を導出する、ことを特徴とする。

## 【0010】

望ましい具体例において、前記送信部は、生体に観測用超音波を送波するように前記治療用振動子を制御し、前記受信部は、超音波振動子を介して観測用超音波の受信信号を取得し、前記強度導出部は、観測用超音波の受信信号に基づいて、生体内の複数箇所におけるエコー強度を導出し、前記治療情報生成部は、前記治療用振動子から生体に観測用超音波を送波して得られる前記複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、当該治療用振動子から当該生体に治療用超音波を送波する治療において参照される治療情報を生成することを特徴とする。

10

## 【0011】

望ましい具体例において、前記送信部は、生体内の前記複数箇所の各々を焦点として観測用超音波の送信ビームを形成するように前記治療用振動子を制御する、ことを特徴とする。

## 【0012】

望ましい具体例において、前記超音波振動子は、治療用振動子と診断用振動子を含み、前記送信部は、生体に観測用超音波を送波するように前記治療用振動子を制御し、前記受信部は、前記診断用振動子を介して観測用超音波の受信信号を得る、ことを特徴とする。

20

## 【0013】

望ましい具体例において、前記治療情報生成部は、前記治療情報として、前記複数箇所におけるエコー強度の変化を示した強度分布画像を形成する、ことを特徴とする。

## 【0014】

望ましい具体例において、前記治療情報生成部は、前記複数箇所におけるエコー強度の変化量に基づいた判定基準に従って、前記治療情報として、治療状況に係る判定結果を得る、ことを特徴とする。

30

## 【発明の効果】

## 【0015】

本発明により、治療において参照される治療情報を得る改良技術が提供される。例えば本発明の好適な態様によれば、生体内の複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、生体の治療において参照される治療情報を生成することが可能になる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0016】

【図1】本発明の実施において好適な超音波治療システムの全体構成図である。

【図2】超音波振動子の形状に係る具体例を示す図である。

【図3】治療用振動子の構造に係る具体例を示す図である。

【図4】生体内の複数箇所におけるエコー強度を説明するための図である。

【図5】治療の進行に伴うエコー強度の変化を示す図である。

40

【図6】キャビテーションの発生に伴うエコー強度の変化を示す図である。

【図7】送信経路中の変化に伴うエコー強度の変化を示す図である。

【図8】治療用超音波の送信経路を説明するための図である。

【図9】治療状況に係る判定基準の具体例を示す図である。

【図10】超音波治療システムによる治療の具体例を示すフロー チャートである。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0017】

図1は、本発明の実施において好適な超音波治療システムの全体構成図である。図1の超音波治療システムは、超音波振動子10を備えており、その超音波振動子10は治療用振動子10Tと診断用振動子10Dで構成される。

## 【0018】

50

治療用振動子 10T は、治療用超音波を送波する振動子であり、治療用超音波として、例えば強力集束超音波（HIFU）を送波する複数の治療用振動素子を備えている。治療用振動子 10T は、例えばバースト波（一定期間の連続波）の強力集束超音波を癌や腫瘍などの治療箇所に送波し、これにより、癌や腫瘍などが焼灼される。

【0019】

また、治療用振動子 10T は、治療情報を生成するための観測用超音波を送波する機能も備えている。観測用超音波は、治療用超音波よりも強度の弱い（エネルギーの小さい）パルス波が好適である。治療用振動子 10T は、観測用超音波として、例えば、波数 1～5 の観測用パルス波を送波する。なお、観測用超音波を利用した治療情報の生成については後に詳述する。

10

【0020】

治療ブロック 20 は、治療用振動子 10T に係る処理を担うブロックである。送信部 21 は、治療用振動子 10T を構成する複数の治療用振動素子の各々に送信信号を出力することにより、治療用振動子 10T を送信制御して超音波の送信ビームを形成する。送信部 21 は送信制御部 22 によって制御される。

20

【0021】

送信制御部 22 は、システム制御部 50 から得られる情報、例えば治療箇所の位置等の情報（座標情報）に基づいて送信部 21 を制御する。これにより、治療において、例えば治療箇所を焦点とした強力な治療用超音波の送信ビームが形成される。また、治療情報の生成において、治療箇所を含む複数箇所に対して、波数の短い（波数の少ない）観測用超音波が送波される。

20

【0022】

診断用振動子 10D は、診断用の超音波を送受する複数の診断用振動素子を備え、治療の対象となる生体（例えば患者）に対して、超音波画像を形成するための比較的弱い診断用の超音波を送波し、生体内からの反射波を受波する。また、診断用振動子 10D は、治療用振動子 10T から送波される観測用超音波に伴う反射波を受波する。

30

【0023】

診断ブロック 30 は、診断用振動子 10D に係る処理を担うブロックである。送信部 31 は診断用振動子 10D を構成する複数の診断用振動素子の各々に送信信号を出力することにより、診断用振動子 10D を送信制御して、比較的弱い診断用超音波の送信ビームを形成する。

30

【0024】

送信部 31 は、複数の診断用振動素子を制御することにより、生体内において、診断用超音波の送信ビームを二次元平面内または三次元空間内で電子的に走査する。受信部 32 は、診断用振動子 10D を構成する複数の診断用振動素子から得られる信号に基づいて、診断用超音波の受信ビームを形成して受信信号を得る。

40

【0025】

超音波画像を形成する際には、送信部 31 と受信部 32 の送受信処理により、生体内において診断用の超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が二次元平面内または三次元空間内で走査され、二次元平面内または三次元空間内から診断用超音波の受信信号が収集される。診断用超音波の受信信号は画像形成部 34 に出力される。一方、治療情報の生成において、受信部 32 は、診断用振動子 10D による観測用超音波の受波結果に基づいて観測用超音波の受信信号を得る。観測用超音波の受信信号は強度導出部 36 に出力される。

【0026】

画像形成部 34 は、受信部 32 から得られる診断用超音波の受信信号に基づいて、生体内の超音波画像（B モード画像や三次元画像など）を形成する。形成された超音波画像は表示部 35 に表示される。

【0027】

強度導出部 36 は、受信部 32 から得られる観測用超音波の受信信号に基づいて、治療箇所を含む生体内の複数箇所におけるエコー強度を導出する。治療情報生成部 38 は、複

50

数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて、治療用振動子 10T による生体の治療において参照される治療情報を生成する。生成された治療情報は、表示部 35 に表示され、システム制御部 50 による制御に反映される。なお、強度導出部 36 と治療情報生成部 38 における処理については、後にさらに詳述する。

【0028】

超音波振動子 10 は、ロボットアーム 42 に支持されており、ロボットアーム 42 の動作に応じて、超音波振動子 10 の位置や向きが調整される。そのロボットアーム 42 の動作は駆動部 40 により制御される。例えば、超音波振動子 10 の機械的な走査のための情報や治療箇所の位置等の情報がシステム制御部 50 から駆動部 40 に伝えられ、その情報に基づいて駆動部 40 がロボットアーム 42 の動作を制御することにより、超音波振動子 10 の位置や向きが調整される。なお、超音波振動子 10 とロボットアーム 42 が水槽内に配置されて水中で利用されてもよい。

10

【0029】

システム制御部 50 は、図 1 の超音波治療システム内の各部を直接的または間接的に制御する。これにより、図 1 の超音波治療システム内における処理や動作がシステム制御部 50 による集中的な管理のもとで統制される。

【0030】

なお、図 1 に示す各部のうち、送信部 21 と送受信制御部 22、送信部 31 と受信部 32 と画像形成部 34 と強度導出部 36 と治療情報生成部 38 は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。表示部 35 の好適な具体例は例えば液晶ディスプレイ等である。そして、システム制御部 50 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

20

【0031】

また、診断ブロック 30 を超音波診断装置で実現し、治療ブロック 20 に対応した治療装置との組み合わせにより、図 1 の超音波治療システムが実現されてもよい。もちろん、治療ブロック 20 と診断ブロック 30 の機能を兼ね備えた装置が実現されてもよい。例えば、診断ブロック 30 の機能を既に備えている超音波診断装置に、治療ブロック 30 の機能を追加して、図 1 の超音波治療システムが実現されてもよい。

30

【0032】

図 1 の超音波治療システムの全体構成は以上のとおりである。次に、当該システムの特徴的な構成や処理について詳述する。なお、以下の説明において、図 1 に示した構成（各部）については、図 1 の符号を利用する。

【0033】

図 2 は、超音波振動子 10 の形状に係る具体例を示す図である。図 2 において、超音波振動子 10 は、お椀（どんぶり）状に内部を凹ませた形状であり、その凹ませた内部の表面を振動子面としている。そして、内部の中央に診断用振動子 10D が配置され、診断用振動子 10D を取り囲むように治療用振動子 10T が配置される。例えば、振動子面をお椀状に形成された治療用振動子 10T の底の部分が円柱状に割り貫かれ、割り貫かれた空洞部分に診断用振動子 10D が挿入される。診断用振動子 10D の形状は、円柱状であっても四角柱状であってもよい。また、診断用振動子 10D の振動子面と治療用振動子 10T の振動子面との間に段差があってもよい。

40

【0034】

なお、治療用振動子 10T から図 2 に示す送波方向に超音波が送波される。また診断用振動子 10D から図 2 に示す送波方向に超音波が送波され、その送波に伴う反射波が診断用振動子 10D により受波される。

【0035】

図 3 は、治療用振動子 10T の構造に係る具体例を示す図である。図 3 (a) には、リング状の複数の治療用振動素子で構成されるアニュラーリング形状の治療用振動子 10T

50

が図示されている。また、図3(b)に示すように、各リングごとに複数の治療用振動素子に分割された構成でもよい。

【0036】

治療用振動子10Tは、各リングごとに又は各治療用振動素子ごとに、送波する超音波の振幅や位相を調整できることが望ましい。例えば、治療対象が乳癌などの比較的浅い部分の腫瘍であれば、治療用超音波の中心周波数、つまり治療用振動子10Tを構成する各治療用振動素子の中心周波数の具体例は2MHz程度である。

【0037】

治療用振動子10Tの中央部(平面図の中心部分)には空洞部があり、その空洞部に診断用振動子10D(図1,図2)が配置される。診断用振動子10Dは、一次元的に又は二次元的に配列された複数の診断用振動素子で構成される。例えば、空洞部の穴径の具体例は30mm程度であり、診断用振動子10Dの具体例は、素子ピッチ0.2mm程度、素子数128程度、中心周波数6MHz程度のリニア型振動子である。

10

【0038】

診断用振動子10Dの中心周波数を例えば6MHzとすることにより、比較的高い解像度の超音波画像を得ることができる。さらに、治療用振動子10Tの中心周波数が例えば2MHzであれば、治療用振動子10Tから送波される観測用超音波に伴う反射波に含まれる2次または3次の高調波を、中心周波数が6MHzの診断用振動子10Dで受信することが可能になる。

20

【0039】

図1の超音波治療システムを利用した治療においては、治療用超音波、例えば強力集束超音波(HIFU)の送波に先だって、事前に、治療箇所の位置が確認される。その確認において、治療用振動子10Tによる強力集束超音波の送波は停止されており、診断用振動子10Dが利用される。つまり、診断用振動子10Dにより、治療箇所を含む生体内の比較的広い範囲に亘って、必要に応じてロボットアーム42により超音波振動子10を移動させつつ広範囲に亘って、三次元的に診断用超音波の受信信号が収集される。

30

【0040】

そして、収集された受信信号に基づいて生体内の超音波画像、例えば、生体内を立体的に映し出した三次元画像や、複数のBモード画像による直交三断面画像などが形成され、その超音波画像に基づいて、医師等のユーザにより又は画像処理技術により、治療箇所の三次元的な位置、例えば基準となる座標系上における治療箇所の座標が確認される。こうして確認された治療箇所に対して、治療用振動子10Tから、例えば治療箇所を焦点として治療用超音波が送波され、治療箇所の治療が行われる。

30

【0041】

さらに、図1の超音波治療システムによれば、治療用超音波を送波する治療において参照される治療情報が生成される。治療情報は、治療の対象となる生体内の複数箇所におけるエコー強度に基づいて生成される。

【0042】

図4は、生体内の複数箇所におけるエコー強度を説明するための図である。図4には、治療用振動子10Tと診断用振動子10Dで構成される超音波振動子10が図示されている。エコー強度の導出においては、治療用振動子10Tから生体内に観測用超音波が送波される。観測用超音波は、生体内の複数箇所の各々を焦点として送波される。

40

【0043】

エコー強度が確認される複数箇所は、治療用振動子10Tから生体内に向かう深さ方向において、治療の目標箇所Tよりも浅い箇所と目標箇所Tよりも深い箇所とを含むように設定される。図4には、P1~P5の5箇所に観測用超音波を送波する具体例が図示されている。図4において、治療の目標箇所TにP3が設定されており、目標箇所Tよりも浅い位置にP1, P2が設定され、目標箇所Tよりも深い位置にP4, P5が設定されている。

40

【0044】

50

そして、例えば、治療用振動子 10 T から P 1 を焦点とする送信ビーム B 1 により観測用超音波が送波され、その観測用超音波に伴う反射波が診断用振動子 10 D により受波され、受信部 32 (図 1)において観測用超音波の受信信号が得られる。次に、治療用振動子 10 T から P 2 を焦点とする送信ビーム (図示省略) により観測用超音波が送波され、その観測用超音波に伴う反射波が診断用振動子 10 D により受波され、受信部 32 において観測用超音波の受信信号が得られる。次に、治療用振動子 10 T から P 3 を焦点とする送信ビーム B 3 により観測用超音波が送波され、その観測用超音波に伴う反射波が診断用振動子 10 D により受波され、受信部 32 において観測用超音波の受信信号が得られる。さらに、P 4, P 5 についても、各々を焦点として観測用超音波が送波されて観測用超音波の受信信号が得られる。

10

#### 【0045】

複数箇所における観測用超音波の受信信号が得られると、強度導出部 36 (図 1) は、図 4 に示す P 1 ~ P 5 の各箇所ごとに、その箇所におけるエコー強度を導出する。例えば各箇所ごとに、当該箇所とその近傍領域における、輝度の積算値、RF データの積算値、輝度のピーク値、または、RF データのピーク値等が、エコー強度とされる。もちろん、エコー強度の導出例はこれらに限定されない。

#### 【0046】

また、エコー強度が算出される複数箇所も 5 箇所に限らず、例えば 3 箇所または 5 以上の複数箇所においてエコー強度が算出されてもよい。なお、治療の目標箇所 T よりも浅い箇所と目標箇所 T よりも深い箇所を含むように複数箇所を設定することが望ましく、さらに目標箇所 T を含むように複数箇所を設定することが望ましい。

20

#### 【0047】

複数箇所におけるエコー強度が導出されると、治療情報生成部 38 (図 1) は、複数箇所におけるエコー強度の変化に基づいて治療情報を生成する。図 5 から図 7 には、エコー強度の変化の具体例が図示されている。つまり、図 4 に示す P 1 ~ P 5 の 5 箇所におけるエコー強度の変化が図示されている。図 5 から図 7 の各図は、横軸を深さとして縦軸にエコー強度を示し、P 1 ~ P 5 の各箇所ごとに、治療用超音波を送波する前 (治療開始前) におけるエコー強度と、治療用超音波を送波する治療の前半 (治療前半) におけるエコー強度と、治療用超音波を送波する治療の後半 (治療後半) におけるエコー強度を示している。

30

#### 【0048】

図 5 は、治療の進行に伴うエコー強度の変化を示す図である。エコー強度は、各焦点における観測用超音波の送信信号強度、散乱係数、及び、観測用超音波の受信ビームの伝搬中ににおける損失等に依存する。

#### 【0049】

治療開始前におけるエコー強度の分布は、治療領域部分の散乱係数に大きな違いがないとすると、観測用超音波の送信パルスを送波する治療用振動子 10 T のフォーカス特性に依存する。図 5 におけるエコー強度の分布は、図 3 に示す構造の治療用振動子 10 T を利用して、深さ方向において電子的な制御により焦点を移動させて得られたものである。治療の目標箇所つまり P 3 の位置は、最もフォーカス特性 (治療用振動子 10 T の形状に基づくフォーカス特性) が良いので、エコー強度が比較的高くなる。そして、目標箇所から離れるに従って、徐々にフォーカス特性が崩れるので、エコー強度も徐々に小さくなる傾向にある。このような、治療開始前の深さ方向におけるエコー強度の分布が基準となる。

40

#### 【0050】

次に、治療用超音波を送波する治療を開始して一定時間経過した時点である治療前半において、治療領域では、温度上昇に伴う組織の変化により、治療の目標箇所 (P 3) とその前方 (浅い側) 近傍の散乱強度は増加する。一方、治療の目標箇所 (P 3) より深い方については、手前 (浅い側) での吸収が増加し、到達する音響強度が減少するとともに、受信ビームも経路中の温度上昇に伴う音速の変化の影響を受けてフォーカスがずれることも重なり、受信エコー強度は減少する。治療領域外の前方 (浅い側) の焦点では、温度上

50

昇の影響が小さい又は影響を受けないので、その受信エコー強度はほとんど変化しない。

【0051】

さらに、治療が進んだ治療後半になると、治療の目標箇所（P3）では、温度上昇に伴う組織の熱変性が生じる。組織が熱変性すると、そこでの散乱の増加が推測される。この反射の増加に伴い、入射する波と反射する波が重なりあうことで、目標箇所の前方（浅い側）において超音波の強度が上昇する。つまり、熱変性の領域は、治療の中心である目標箇所から均等に広がっていたものが、より前方方向（浅い方向）に偏って進展するようになる。この時、エコー強度の分布は、治療の中心である目標箇所（P3）よりもその手間（浅い側）が強くなる。また、目標箇所よりも後方（深い方）は、手前での散乱による影響を強く受けるので、エコー強度は著しく減少する。

10

【0052】

このように、複数箇所におけるエコー強度を検出し、その分布の変化を評価することにより、治療の進行状態を推定または確認することができる。

【0053】

図6は、キャビテーションの発生に伴うエコー強度の変化を示す図である。治療開始前におけるエコー強度の分布が図5と同じであり、治療の途中でキャビテーションが発生した場合の具体例が図6に示されている。キャビテーションが発生すると、散乱強度は著しく増加するため、非常に強いエコー強度（特にエコー強度のピーク）を持つ分布になる。図6に示す具体例では、治療後半において、治療の中心である目標箇所（P3）において特に強いエコー強度が発生している。

20

【0054】

なお、エコー強度によるキャビテーションの検出と、例えばRF信号の高調波成分のモニタリングを組み合わせることにより、さらにキャビテーションのモニタリングの精度を高めることも可能になる。

【0055】

図7は、送信経路中の変化に伴うエコー強度の変化を示す図である。治療開始前におけるエコー強度の分布が図5と同じであり、治療の途中で、治療用超音波の送信ビーム経路に強い変化が発生した場合の具体例が図7に示されている。

30

【0056】

治療における送信経路中の変化としては、（1）治療対象である患者の皮膚表面の状態変化による皮膚表面での反射の増加、（2）治療対象である患者の皮膚表面および超音波振動子10が配置される水槽内における泡の発生に伴う反射の増加、（3）超音波振動子10の振動子面への泡の吸着、などが想定される。

【0057】

送信経路中の変化である（1）～（3）のいずれの場合においても、観測用超音波の強度が低下するため、エコー強度は複数箇所において全体的に小さくなるように変化する。例えば、図5、図6の具体例においては治療領域の近傍において、エコー強度の深さ方向に沿った傾きが比較的大きく変化しているが、図7の具体例においては、傾きの変化は小さく、P1～P5の全箇所において、エコー強度が一様に下がる傾向にある。つまり、図5や図6と比較して、図7におけるエコー強度の変化の仕方が大きく異なることが特徴的である。

40

【0058】

図8は、治療用超音波の送信経路を説明するための図である。超音波振動子10は、治療用振動子10Tと診断用振動子10Dで構成され、その形状と構造は、図2、図3を利用して説明したとおりである。

【0059】

治療において、治療用振動子10Tは、治療の目標箇所Tを焦点とする治療用超音波の送信ビームTBを形成する。図8には、治療用超音波の送信ビームTBの送信経路上において、治療用超音波の影響を受けやすい皮膚表面領域Sが図示されている。また、図8には、診断用振動子10Dによって診断用超音波が送受される診断領域DAが図示されてい

50

る。

【0060】

治療用振動子 10T は、診断用振動子 10D の外側に配置されており、診断用振動子 10D の外側から治療用超音波を送波する。そのため、特に皮膚表面の付近においては、診断領域 DA の外側にある皮膚表面領域 S を通って治療用超音波が生体内に送波される。したがって、診断用振動子 10D が送受する診断用超音波のみでは、診断領域 DA の外側にある皮膚表面領域 S を直接的に診断することができない。

【0061】

これに対し、図 1 の超音波治療システムでは、治療用振動子 10T から、つまり送信ビーム TB の経路で観測用超音波が送波されるため、皮膚表面領域 S の影響を受けた観測用超音波の受信信号を得ることができる。つまり、治療用超音波と観測用超音波の送信ビーム TB の経路が一致しているため、観測用超音波を利用して得られる受信信号に基づいて治療用超音波の送信経路を直接的に評価することができる。

10

【0062】

なお、皮膚表面における状態は、皮膚表面上において一様であるとは限らない。そこで治療用振動子 10T の表面を複数の部分領域 TA に分割し、各部分領域 TA に属する治療用振動子のみにより部分的に観測用超音波を送波するようにしてよい。これにより、皮膚表面領域 S 内を各部分領域 OA ごとに評価することが可能になる。

【0063】

図 1 の治療情報生成部 38 は、複数箇所におけるエコー強度の変化、例えば図 5 から図 7 に示すエコー強度の分布を表示部 35 に表示するようにしてもよい。また、治療情報生成部 38 は、複数箇所におけるエコー強度の変化から、判定基準に従って治療状況に係る判定結果を得て、その判定結果をシステム制御部 50 に提供するようにしてもよい。

20

【0064】

図 9 は、治療状況に係る判定基準の具体例を示す図である。図 9 には、図 4 に示した 5 箇所 (P1 ~ P5) におけるエコー強度の変化に基づいて、複数ケース (ケース 1 ~ 7) に対応した判定結果を得る判定基準が図示されている。

【0065】

図 9 の判定基準を利用するにあたって、まず、P1 ~ P5 の各箇所を Pn (n は 1 ~ 5 までの整数) とし、治療開始前の各箇所におけるエコー強度を Pn (0)、治療開始 t 秒後の各箇所におけるエコー強度を Pn (t) とする。また、治療開始前から治療開始 t 秒後までの各箇所におけるエコー強度の変化を  $Pn(t) = Pn(t) / Pn(0)$  とする。そして、各箇所におけるエコー強度の変化  $Pn(t)$  を以下の条件に従って数値化する。

30

【0066】

【数 1】

$$\begin{aligned}
 1. \ 5 < \Delta Pn(t) &\rightarrow +2 \\
 1. \ 1 < \Delta Pn(t) \leqq 1. \ 5 &\rightarrow +1 \\
 0. \ 9 \leqq \Delta Pn(t) \leqq 1. \ 1 &\rightarrow 0 \\
 0. \ 5 \leqq \Delta Pn(t) < 0. \ 9 &\rightarrow -1 \\
 \Delta Pn(t) < 0. \ 5 &\rightarrow -2
 \end{aligned}$$

40

【0067】

図 9 には、複数箇所 (P1 ~ P5) について、数 1 式に基づいて得られる数値と、ケース 1 ~ 7 の判定結果が対応付けられている。治療情報生成部 38 は、例えば、判定を必要とする時刻 t において、数 1 式に基づいて複数箇所 (P1 ~ P5) の数値を得ることにより、図 9 に示す判定基準に従って治療状況に係る判定結果を得る。

【0068】

図 10 は、図 1 の超音波治療システムを利用した治療の具体例を示すフロー チャートで

50

ある。まず、治療用超音波の送波に先だって、事前に、診断用超音波を利用して治療箇所が確認され、治療の目標箇所が設定される(S1001)。また、設定された治療箇所に応じて、例えば図4を利用して説明したように複数箇所が設定され(S1002)、観測用超音波を利用して各箇所ごとにエコー強度が測定される(S1003)。

#### 【0069】

そして、治療の目標箇所を焦点として治療用超音波が一定期間(例えば1秒間)だけ送波される(S1004)。治療用超音波は、一定期間だけ送波された後に停止され、観測用超音波を利用して各箇所ごとにエコー強度が測定される(S1005)。さらに、治療開始前のエコー強度との比較に基づくエコー強度の変化から、例えば図9を利用して説明した判定基準に従って、治療状況の判定が行われる(S1006)。

10

#### 【0070】

治療状況の判定結果が正常(例えば図9の判定基準におけるケース1またはケース7)であれば、治療の残り時間が確認される。そして、残り時間がある限り、S1004からS1007までの処理が繰り返され、残り時間が無くなると、S1001の目標箇所に関する治療が終了する。なお、さらに別の目標箇所について、本フローチャートが実行されてもよい。

#### 【0071】

一方、治療状況の判定結果が正常でなければ直ちに治療が終了する。なお、図9の判定基準を利用した判定において、送信異常疑い(ケース3またはケース4)の場合には、送信状態をさらに詳細に判定するようにしてもよい。

20

#### 【0072】

例えば、図8を利用して説明したように、治療用振動子10Tの表面を複数の部分領域TAに分割し、各部分領域TAから部分的に観測用超音波を送波し、各部分領域TAごとにエコー強度を測定して、治療開始前のエコー強度と比較を行う。そして、例えば、2つ以上の部分領域TAで50パーセント以上の変化があるか、又は、少なくとも1つの部分領域TAで70パーセント以上の変化があれば、送信異常と判定して治療を終了する。

#### 【0073】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

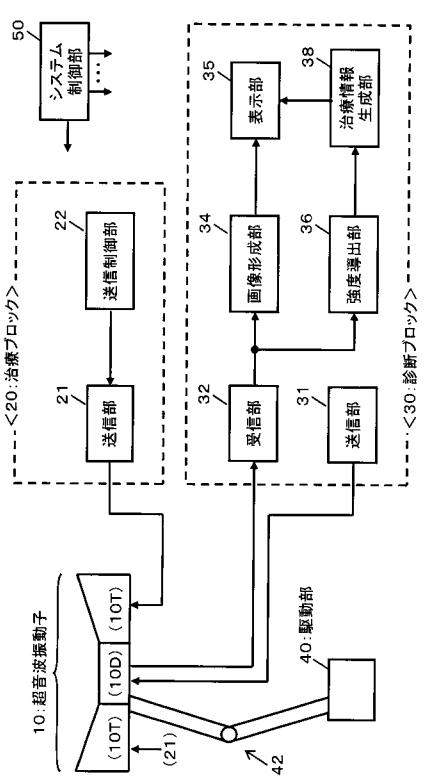
30

#### 【符号の説明】

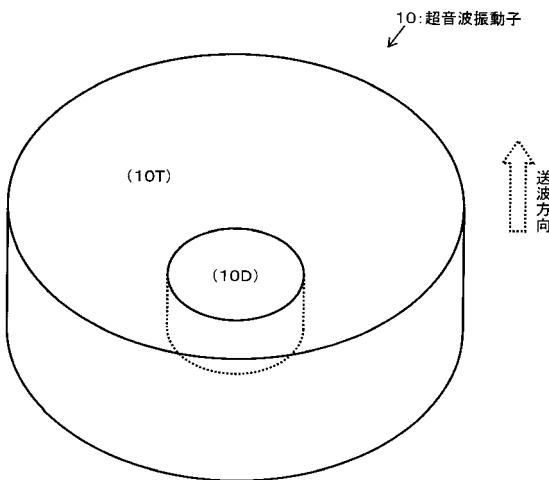
#### 【0074】

10 超音波振動子、20 治療ブロック、30 診断ブロック、34 画像形成部、  
36 強度導出部、38 治療情報生成部。

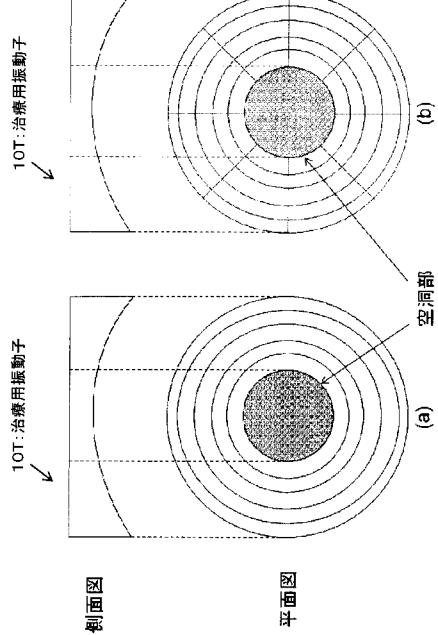
【図1】



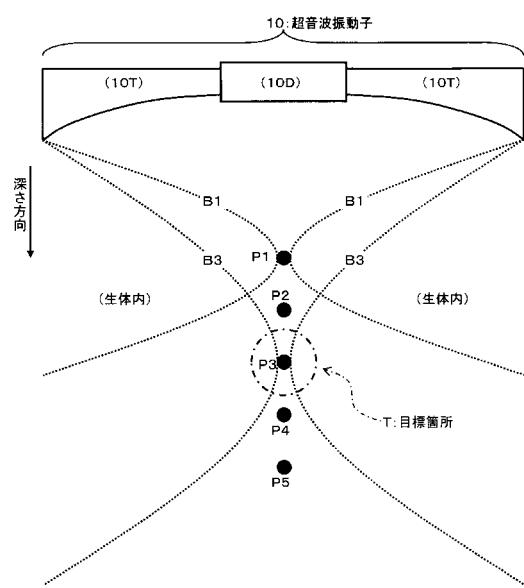
【図2】



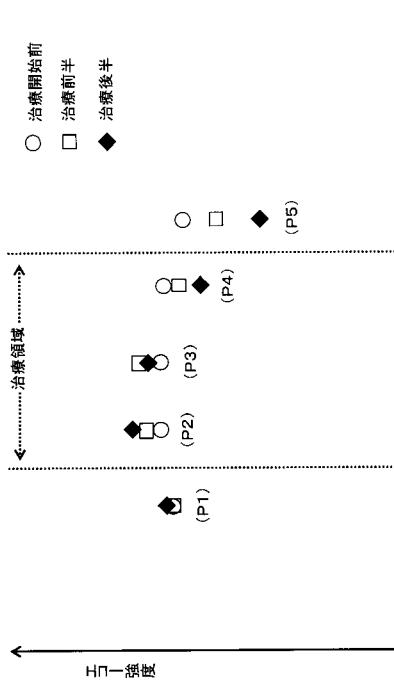
【図3】



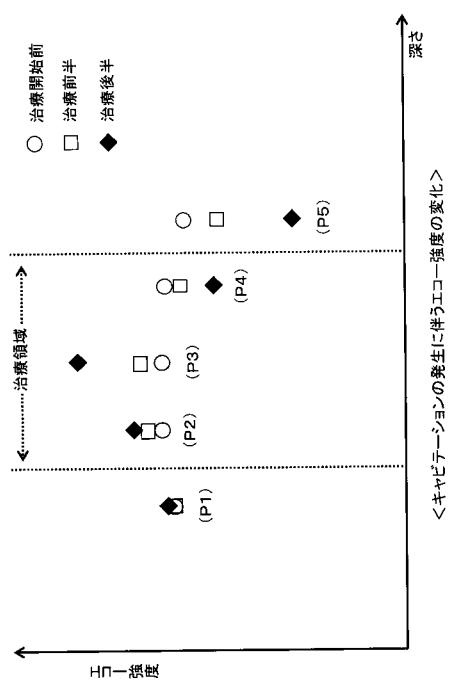
【図4】



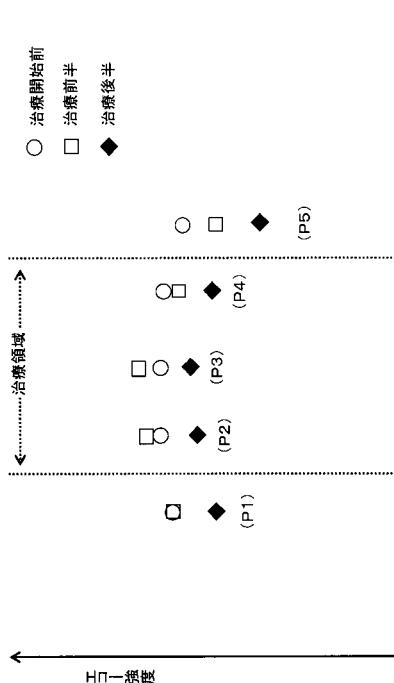
【図5】



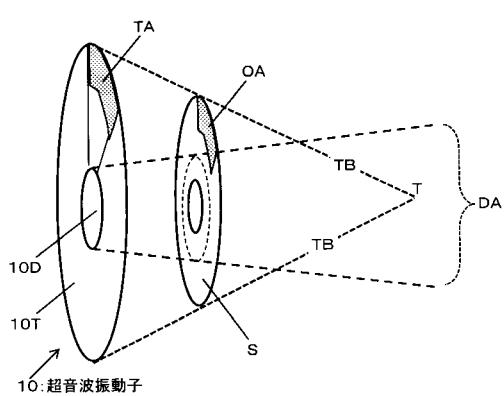
【図6】



【図7】



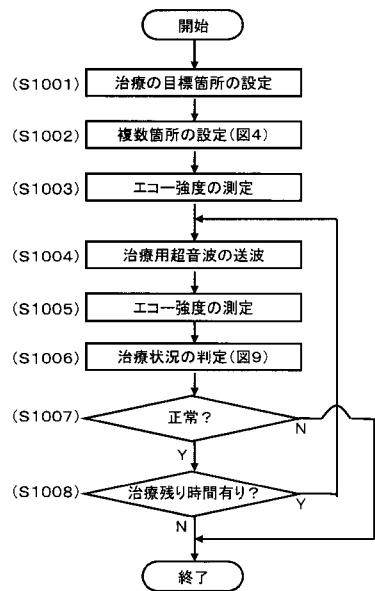
【図8】



【図9】

ケース	P1	P2	P3	P4	P5	判定結果
1	0	0	0	0	0	正常
2	-1or-2	-1or-2	-1or-2	-1or-2	-1or-2	送信異常
3	P1～P3のいずれかで2					送信異常疑い
4	P1～P3のいずれか2点で1以下					送信異常疑い
5	P1～P5のいずれかで+2					キャビテーション発生
6	1回前のΣPnとの差が±4以上					患者移動疑い
7	ケ-12～6以外					正常

【図 10】



---

フロントページの続き

(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

(72)発明者 佐久間 一郎  
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

(72)発明者 松井 和洋  
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

F ターム(参考) 4C160 JJ33 JJ35 JJ36 MM32  
4C601 BB02 BB03 DE08 EE10 FF14 FF15 FF16 GA03 GA22 GB04  
GB06 GB13 JB36 JB46 JB50 KK12 KK22

专利名称(译)	超声波治疗系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015156885A</a>	公开(公告)日	2015-09-03
申请号	JP2014031909	申请日	2014-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社 国立大学法人 东京大学		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社 東京大学		
[标]发明人	射谷和徳 藤原圭祐 東隆 佐久間一郎 松井和洋		
发明人	射谷 和徳 藤原 圭祐 東 隆 佐久間 一郎 松井 和洋		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61B17/32.510 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/MM32 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE08 4C601/EE10 4C601/FF14 4C601/FF15 4C601/GA03 4C601/GA22 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB13 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/KK12 4C601/KK22		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		
摘要(译)	<p>要解决的问题：提供一种改进的技术来获得治疗中提及的治疗信息。 解 决方案：用于观察的超声波从治疗振荡器10T发射，并且通过诊断振荡器 10D获得用于观察的超声波的接收信号。然后，强度导出单元36基于观 察超声波的接收信号，导出包括治疗部位在内的生物体内的多个部位的 回波强度。治疗信息生成部38基于多个部位的回波强度的变化，生成由 治疗用换能器10T进行的生物体的治疗中所参照的治疗信息。 [选型图]图 1</p>		
(21)出願番号	特願2014-31909 (P2014-31909)		
(22)出願日	平成26年2月21日 (2014. 2. 21)		
(71)出願人	39002971 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号		
(71)出願人	504137912 国立大学法人 東京大学 東京都文京区本郷七丁目3番1号		
(74)代理人	110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所		
(72)発明者	射谷 和徳 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立 アロカメディカル株式会社内		
(72)発明者	藤原 圭祐 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立 アロカメディカル株式会社内		
最終頁に続く			