

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6190042号
(P6190042)

(45) 発行日 平成29年8月30日 (2017.8.30)

(24) 登録日 平成29年8月10日 (2017.8.10)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13
A 6 1 B 8/15 (2006.01)	A 6 1 B 8/15
A 6 1 N 7/00 (2006.01)	A 6 1 N 7/00

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2016-511689 (P2016-511689)
 (86) (22) 出願日 平成26年6月26日 (2014.6.26)
 (65) 公表番号 特表2016-522709 (P2016-522709A)
 (43) 公表日 平成28年8月4日 (2016.8.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/KR2014/005681
 (87) 国際公開番号 W02015/099253
 (87) 国際公開日 平成27年7月2日 (2015.7.2)
 審査請求日 平成27年11月2日 (2015.11.2)
 (31) 優先権主張番号 10-2013-0163518
 (32) 優先日 平成25年12月26日 (2013.12.26)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 514291923
 ノースン・カンパニー・リミテッド
 NOHSN CO., LTD.
 大韓民国 デジョン 34051 ユソン
 -グ ムンジーロ 193 カイスト ム
 ンジ・キャンパス エイ502
 A502, MUNJI CAMPUS,
 KAIST, 193, MUNJI-
 RO, YUSEONG-GU, DAE
 JEON 34051, REPUBLI
 C OF KOREA
 (74) 代理人 110001818
 特許業務法人 R&C

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波又は光音響プローブとこれを用いた超音波診断システム、超音波治療システム、超音波診断及び治療システム、並びに超音波又は光音響システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体に超音波又は光音響信号を送信する第 1 の送受信部と、
 前記第 1 の送受信部と対向するように配置され、前記対象体を通過した超音波又は光音響信号を受信する第 2 の送受信部とを備え、
前記超音波又は光音響プローブは、前記第 1 の送受信部と前記第 2 の送受信部との間の距離を調整する距離調整部をさらに備える、超音波又は光音響プローブ。

【請求項 2】

対象体に超音波又は光音響信号を送信する第 1 の送受信部と、
 前記第 1 の送受信部と対向するように配置され、前記対象体を通過した超音波又は光音響信号を受信する第 2 の送受信部とを備え、
前記超音波又は光音響プローブは、「L」字状、「コ」字状、「11」字状及び「=」字状のうちの少なくとも一つの形状からなる、超音波又は光音響プローブ。

【請求項 3】

前記第 1 の送受信部及び前記第 2 の送受信部の各々は、複数の超音波又は光音響信号発生探触子 (element) を備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波又は光音響プローブ。

【請求項 4】

前記超音波又は光音響信号発生探触子 (element) は、診断用探触子または治療用探触子である、請求項 3 に記載の超音波又は光音響プローブ。

10

20

【請求項 5】

前記超音波又は光音響プローブは、有無線の送受信部をさらに備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波又は光音響プローブ。

【請求項 6】

前記超音波又は光音響プローブは、媒質の特性に適したゲルパッドをさらに備える、請求項 1 又は 2 に記載の超音波又は光音響プローブ。

【請求項 7】

前記ゲルパッドは、前記超音波又は光音響プローブに対応する形状からなる、請求項 6 に記載の超音波又は光音響プローブ。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波又は光音響プローブを用いた超音波診断システムであって、

診断機能部と、

前記診断機能部が活性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスが発生させる信号発生部と、

前記診断用パルスを用いて、前記対象体の診断のための診断画像を生成する診断画像生成部とを備える、超音波診断システム。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波又は光音響プローブを用いた超音波治療システムであって、

治療機能部と、

前記治療機能部が活性化される場合、対象体の治療のための治療用パルスが発生させる信号発生部とを備える、超音波治療システム。

【請求項 10】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波又は光音響プローブを用いた超音波診断及び治療システムであって、

診断機能部と、

治療機能部と、

前記診断機能部が活性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスが発生させ、前記治療機能部が活性化される場合、前記対象体の治療のための治療用パルスが発生させる信号発生部と、

前記診断用パルスを用いて、前記対象体の診断のための診断画像を生成する診断画像生成部と、

前記治療用パルスを用いて、前記対象体の治療のための治療用仮想画像を生成する治療用仮想画像生成部と、

前記診断画像及び前記治療用仮想画像を用いて治療画像を生成する治療画像生成部とを備える、超音波診断及び治療システム。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波又は光音響プローブを用いた超音波又は光音響システムであって、

治療用送信信号のリージョン (Region) 及びビームフィールドの仮想画像を生成する治療用仮想画像生成部を備える、超音波又は光音響システム。

【請求項 12】

前記超音波又は光音響システムは、施術部位、施術範囲及び施術方法のうちの少なくとも一つを備える施術情報管理部をさらに備える、請求項 11 に記載の超音波又は光音響システム。

【請求項 13】

前記超音波又は光音響システムは、前記施術情報管理部の情報により施術の安全を保障できる安全制御部をさらに備える、請求項 12 に記載の超音波又は光音響システム。

【請求項 14】

前記超音波又は光音響システムは、
診断機能部と、
治療機能部と、

前記診断機能部が活性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスが発生させ、
前記治療機能部が活性化される場合、前記対象体の治療のための治療用パルスが発生させる
信号発生部とをさらに備え、

前記信号発生部で発生された信号は、第1の送受信部及び第2の送受信部のいずれか一つが指向性及びステアリング信号を発生できるように遅延信号の値を有し、前記遅延信号の値によって受信された信号を分析して2D/3D/4Dの画像を生成する、請求項11に記載の超音波又は光音響システム。

10

【請求項15】

前記信号発生部で発生された信号は、第1の送受信部及び第2の送受信部のいずれか一つが対向するように配置された一面に、上下左右のいずれか一方向にステアリングできるように制御される、請求項14に記載の超音波又は光音響システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波又は光音響プローブとこれを用いた超音波診断システム、超音波治療システム、超音波診断及び治療システム、並びに超音波又は光音響システムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

一般的に、産業用又は医療用の超音波装置を用いる超音波システムでは、超音波を対象体に送信し、反射されるエコー信号を受信することで、対象体の画像を取得する方式を採用している。つまり、従来の超音波プローブは、単一のエレメント(element)で超音波の送信及び受信を行うように構成されていた。しかし、超音波の物理的特性により、硬度の高い骨、歯などの対象体では、エコー信号を受信することが困難であるため、診断及び治療のために対象体の画像を取得することに難があった。このため、特に、歯科用の画像診断装置では、歯科用のCTまたはX-rayを用いて対象体の画像情報を取得するのが一般的であった。しかし、歯科用のCTまたはX-ray装置は、放射線にさらされるという欠点を有しており、リアルタイムで診断画像を取得して歯科施術を行うことが困難である。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】韓国登録特許第10-1243499号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、放射線にさらされる危険性なしに、硬度の高い対象体の画像をリアルタイムで取得するための超音波又は光音響プローブ及びこれを用いたシステムを提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の例示的な実施形態によると、対象体に超音波又は光音響信号を送信する第1の送受信部と、前記第1の送受信部と対向するように配置され、前記対象体を通過した超音波又は光音響信号を受信する第2の送受信部とを備える、超音波又は光音響プローブが提供される。

【0006】

前記超音波又は光音響プローブは、前記第1の送受信部と前記第2の送受信部との間の距離を調整する距離調整部をさらに備えてもよい。

50

【 0 0 0 7 】

前記超音波又は光音響プローブは、「L」字状、「コ」字状、「11」字状及び「＝」状のうちの少なくとも一つの形状からなってもよい。

【 0 0 0 8 】

前記第1の送受信部及び前記第2の送受信部の各々は、複数の超音波又は光音響信号発生探触子(element)を備えてもよい。

【 0 0 0 9 】

前記超音波又は光音響信号発生探触子(element)は、診断用探触子又は治療用探触子であってもよい。

【 0 0 1 0 】

前記超音波又は光音響プローブは、有無線の送受信部をさらに備えてもよい。

【 0 0 1 1 】

前記超音波又は光音響プローブは、媒質の特性に適したゲルパッドをさらに備えてもよい。

【 0 0 1 2 】

前記ゲルパッドは、前記超音波又は光音響プローブに対応するように形成されてもよい。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の例示的な実施形態によると、前述した超音波又は光音響プローブを用いた超音波診断システムであって、診断機能部と、前記診断機能部が活性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスが発生させる信号発生部と、前記診断用パルスを用いて、前記対象体の診断のための診断画像を生成する診断画像生成部とを備える、超音波診断システムが提供される。

【 0 0 1 4 】

本発明の他の例示的な実施形態によると、前述した超音波又は光音響プローブを用いた超音波治療システムであって、治療機能部と、前記治療機能部が活性化される場合、対象体の治療のための治療用パルスが発生させる信号発生部とを備える、超音波診断システムが提供される。

【 0 0 1 5 】

本発明の他の例示的な実施形態によると、前述した超音波又は光音響プローブを用いた超音波診断及び治療システムであって、診断機能部と、治療機能部と、前記診断機能部が活性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスが発生させ、前記治療機能部が活性化される場合、前記対象体の治療のための治療用パルスが発生させる信号発生部と、前記診断用パルスを用いて、前記対象体の診断のための診断画像を生成する診断画像生成部と、前記治療用パルスを用いて、前記対象体の治療のための治療用仮想画像を生成する治療用仮想画像生成部と、前記診断画像及び前記治療用仮想画像を用いて治療画像を生成する治療画像生成部とを備える、超音波診断及び治療システムが提供される。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の例示的な実施形態によると、前述した超音波又は光音響プローブを用いた超音波又は光音響システムであって、治療用送信信号のリージョン(Region)及びビームフィールドの仮想画像を生成する治療用仮想画像生成部を備える、超音波又は光音響システムが提供される。

【 0 0 1 7 】

前記超音波又は光音響システムは、施術部位、施術範囲及び施術方法のうちの少なくとも一つを含む施術情報管理部をさらに備えてもよい。

【 0 0 1 8 】

前記超音波又は光音響システムは、前記施術情報管理部の情報により施術の安全を保障できる安全制御部をさらに備えてもよい。

【 0 0 1 9 】

前記超音波又は光音響システムは、診断機能部と、治療機能部と、前記診断機能部が活

10

20

30

40

50

性化される場合、対象体の診断のための診断用パルスを発生させ、前記治療機能部が活性化される場合、前記対象体の治療のための治療用パルスを発生させる信号発生部とをさらに備え、前記信号発生部で発生された信号は、第１の送受信部及び第２の送受信部のいずれか一つが指向性及びステアリング信号を発生できるように遅延信号の値を有し、前記遅延信号の値によって受信された信号を分析して２Ｄ／３Ｄ／４Ｄの画像を生成できる。

【００２０】

前記信号発生部で発生された信号は、第１の送受信部及び第２の送受信部のいずれか一つが対向するように配置された一面に上下左右のいずれか一方向にステアリングできるように制御されてもよい。

【発明の効果】

10

【００２１】

本発明によると、超音波又は光音響プローブの第１の送受信部で対象体に超音波を送信し、前記第１の送受信部と対向するように配置される第２の送受信部で対象体を通過した超音波を受信することにより、歯、顎骨などの硬度の高い対象体の画像をリアルタイムで取得できるため、歯、顎骨などの診断、治療などを容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００２２】

【図１】本発明の第１の実施形態による超音波又は光音響プローブの詳細構成を説明するための図である。

【図２】本発明の第１の実施形態による超音波又は光音響プローブに、ゲルパッドが貼り付けられ、保護カバーが装着された様子を示す図である。

20

【図３】本発明の第２の実施形態による超音波又は光音響プローブの詳細構成を説明するための図である。

【図４】本発明の第２の実施形態による超音波又は光音響プローブに、ゲルパッドが貼り付けられ、保護カバーが装着された様子を示す図である。

【図５】本発明の一実施形態による超音波システムが超音波又は光音響プローブに接続された状態を示す図である。

【図６】本発明の一実施形態による超音波システムの詳細構成を示すブロック図である。

【図７】本発明の一実施形態による設定部の詳細構成を示すブロック図である。

【図８】本発明の一実施形態による超音波振動素子の配列の構成を示す図である。

30

【図９】本発明の一実施形態による超音波又は光音響プローブ、超音波システム及び外部出力装置を示すブロック図である。

【図１０】本発明の一実施形態による画像生成部を示すブロック図である。

【図１１】本発明の一実施形態による施術情報管理部及び安全制御部を含むブロック図である。

【図１２】本発明の一実施形態によるConvex超音波又は光音響プローブの治療用仮想画像であるビームフィールド及びリージョン(Region)を示すブロック図である。

【図１３】本発明の一実施形態による２Ｄ診断画像に、治療用仮想画像であるプローブのビームフィールド及びリージョン(Region)を合成した治療画像である。

【図１４】本発明の一実施形態による第１の送受信部１０２及び第２の送受信部１０４のいずれか一つが対象体にパルスを発生する方法を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【００２３】

本発明は多様な変換を加えることができ、様々な実施形態を有することができるため、本願では特定の実施形態のみを図面に例示して詳細に説明する。しかし、これは本発明を特定の実施形態に限定するものではなく、本発明の思想及び技術範囲に含まれるあらゆる変換、均等物及び代替物を含むものとして理解されるべきである。

【００２４】

本発明を説明するにあたり、関連する公知技術に関する具体的な説明が本発明の要旨を不明確にする虞があると判断される場合は、その詳細な説明を省略する。また、後述する

50

用語は、本発明における機能を考慮して定義された用語であって、使用者、運用者の意図または慣例等によって異なり得る。従って、その定義は、本明細書全般に亘る内容に基づいて行われるべきである。

【 0 0 2 5 】

本発明の技術的思想は、特許請求の範囲により決定される。また、以下の実施形態は、進歩的な本発明の技術的思想を、当業者に効率的に説明するための一手段に過ぎない。

【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照しながら本発明の具体的な実施形態を説明する。しかし、これは例示的な実施形態に過ぎず、本発明はこれらに限定されるものではない。

【 0 0 2 7 】

本発明において、第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 は、一つ又は複数の探触子 (element) を備えるものであり、これにより超音波又は光音響信号を送信するか、反射 (echo) または透過された信号を受信する機能部である。前記第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部は、それぞれ第 1 の面 1 0 2、第 2 の面 1 0 4 と表記することもある。ここで、第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 のいずれか一つは、超音波又は光音響信号を送信し、もう一つは、対象体を通過した前記送信信号を受信することができる。

【 0 0 2 8 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 1 0 0 の詳細構成を説明するための図である。図示するように、本発明の第 1 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 1 0 0 は、第 1 の送受信部 1 0 2 と、第 2 の送受信部 1 0 4 と、距離調整部 1 0 6 と、インターフェース部 1 0 8 と、ゲルパッド 1 1 0 と、保護カバー 1 1 2 とを備える。

【 0 0 2 9 】

第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 は、超音波を送受信する複数の探触子 (element) のアレイ (array) であり、対象体 (図示せず) に超音波を送信するか、対象体を通過した超音波を受信する。前記探触子のアレイ形状は、対象体の種類又は物理的特性によって様々な変形が可能である。第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 は、相互に対向するように配置され、第 1 の送受信部 1 0 2 と第 2 の送受信部 1 0 4 との間には、対象体を配置することができる。ここで、対象体とは、超音波又は光音響診断パルスを用いて診断画像を確保するか、あるいは、前記超音波又は光音響の治療用パルスを用いて治療又は破壊するための対象となる物体であり、例えば、歯、顎骨、骨、セメント、半導体、皮膚などであってもよい。図示するように、本発明の第 1 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 1 0 0 は、「L」字状又は「コ」字状の対称構造に形成されてもよいが、この場合、第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 は、相互に離隔して対向配置することができる。前記の第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 が対向配置される場合、前記の「L」字状又は「コ」字状の対称構造は一実施形態であり、「1 1」、「=」などの様々な対称構造を有してもよい。

【 0 0 3 0 】

第 1 の送受信部 1 0 2 と第 2 の送受信部 1 0 4 とが対向するように配置されているため、第 1 の送受信部 1 0 2 が対象体に超音波を送信する場合、第 2 の送受信部 1 0 4 は、対象体を通過した超音波を受信することができる。同様に、第 2 の送受信部 1 0 4 が対象体に超音波を送信する場合、第 1 の送受信部 1 0 2 は、対象体を通過した超音波を受信することができる。第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 の各々は、対象体の状態又はユーザの手動操作によって、超音波送信部 T X 及び超音波受信部 R X のいずれか一つの機能を行うことができる。前述のように、超音波の物理的特性により、硬度の高い歯、顎骨などの対象体では、エコー信号を受信することが困難であるため、超音波診断又は治療などのために対象体の画像を取得することに難があった。これに対し、本発明の実施形態は、超音波又は光音響プローブ 1 0 0 の第 1 の送受信部 1 0 2 で対象体に超音波を送信し、第 1 の送受信部 1 0 2 と対向するように配置される第 2 の送受信部 1 0 4 で対象体を

通過した超音波を受信するように構成されていることにより、歯、顎骨などの硬度の高い対象体の画像をリアルタイムで取得でき、歯、顎骨などの診断、治療などを容易に行うことができる。

【0031】

本発明の超音波又は光音響プローブ100は、第1の送受信部102と第2の送受信部104とが対峙して透過された信号のみを受信するものではなく、媒質の硬度によって、反射された信号が解釈可能な場合は、該反射された受信RX信号を解析して画像診断を生成できる。これは、超音波又は光音響プローブが有する物理的特性を用いることであり、本発明は、対象体から透過された信号のみを用いて画像診断を生成するものに限定されない。

10

【0032】

第1の送受信部102及び第2の送受信部104は、図8に示すように、診断用超音波振動素子110-1又は治療用超音波振動素子110-2で構成してもよく、診断用超音波振動素子と治療用超音波診断素子との組み合わせにより構成してもよい。

【0033】

前記の一実施形態として、前述した診断用超音波振動素子により第1の送受信部102及び第2の送受信部104を構成するのは、対象体の診断画像を取得するためである。また、治療用超音波振動素子により第1の送受信部102及び第2の送受信部104のいずれか一つを構成するのは、対象体を治療するためである。さらに、第1の送受信部102及び第2の送受信部104の超音波振動素子を、診断用と治療用との組み合わせにより構成（配列）する場合は、診断機能及び治療機能を行うことができる。

20

【0034】

図8は、第1の送受信部102及び第2の送受信部104における超音波振動素子の構成（配列）の一実施形態であり、超音波振動素子、又は、超音波若しくは光音響プローブの診断又は治療の目的に応じて様々な様態で実現できる。

【0035】

なお、互いに異なる位置から同じ対象体に同じ周波数の超音波を送信しても、対象体の構造及び形状によって、対象体を通過した超音波から取得される対象体の画像の品質が異なることがある。また、対象体の種類及び特性などによって、互いに異なる周波数の超音波を対象体に送信することで、互いに異なる周波数帯域の対象体の画像を取得する必要がある。このため、本発明の実施形態では、同じ対象体に対して、第1の送受信部102が超音波送信部TXと超音波受信部RXとしての機能を順次に行い、第2の送受信部104が超音波受信部RXと超音波送信部TXとしての機能を順次に行うことにより、より良好な品質の対象体の画像が取得できるように構成している。前述のように、第1の送受信部102は、対象体に超音波を送信し、第2の送受信部104は、対象体を通過した超音波を受信することができる。この後、第2の送受信部104は、第1の送受信部102が対象体に送信する超音波の周波数と同一又は異なる周波数の超音波を対象体に送信し、第1の送受信部102は、第2の送受信部104から送信されて対象体を通過した超音波を受信できる。つまり、超音波の交差送受信が必要な場合、第1の送受信部102は、超音波送信部TXと超音波受信部RXとしての機能を順次に行い、第2の送受信部104は、超音波受信部RXと超音波送信部TXとしての機能を順次に行うことができる。

30

40

【0036】

距離調整部106は、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整するものである。前述のように、対象体は、例えば、歯、顎骨などであってもよいが、この場合、被検者又は対象体の種類によって、様々な構造及び形態を有してもよい。このような場合に、距離調整部106は、対象体の種類又は構造によって、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できる。具体的には、距離調整部106は、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を測定するセンサー（図示せず）から受信した距離測定信号から、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できる。距離調整部106の内部には、例えば、マイクロアクチュエ

50

ータ (Micro Actuator) が装着されてもよく、前記センサは、マイクロアクチュエータの回転数を感知するものとできる。第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離が異なることにより、距離調整部106の内部のマイクロアクチュエータの回転数も異なることになる。例えば、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離が増加するほど、マイクロアクチュエータの回転数は増加し得る。前記センサは、マイクロアクチュエータの回転数を感知して距離測定信号を生成した後、距離調整部106に送信できる。距離調整部106は、センサからの距離測定信号を受信し、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整することができる。また、前記センサは、後述するように、マイクロアクチュエータの回転数を感知し、超音波システム500に送信することもできる。この場合、距離調整部106は、超音波システム500から距離制御信号を受信し、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できる。前記センサは、距離調整部106に取り付けられてもよく、あるいは、超音波又は光音響プローブ100の別の位置に適宜配置されてもよい。なお、距離調整部106は、例えば、図示するように、超音波又は光音響プローブ100の一側面と、該一側面に対向する他側面とを所定の厚さをもって連結し、前記一側面と他側面との間で前記厚さを調整することで、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できるが、これに限定されるものではない。

10

【0037】

距離調整部106における距離測定のソースとしては、超音波、光などが使用可能であり、機械的な方法としては、前述したアクチュエータを用いる方法であってもよい。また、本発明の一実施形態である超音波又は光音響プローブ100、200が「L」字状又は「コ」字状からなる場合、距離調整部106は、本発明の超音波又は光音響プローブ100に内蔵されてもよい。また、超音波又は光音響プローブ100、200が「11」字状又は「＝」状の対称構造を有する場合、レール、アーム (arm) などのように、第1の面102と第2の送受信部104を対峙させることができるため、距離調整部106は外部に位置することもある。

20

【0038】

また、距離調整部106は、外部から受信した距離制御信号により、第1の送受信部102と第2の送受信部102との間の距離を調整できる。後述するように、超音波又は光音響プローブ100は、有線又は無線の接続方式により、超音波システム500に接続することができる。距離調整部106は、超音波システム500から距離制御信号を受信し、前記距離制御信号により第1の送受信部102と第2の送受信部102との間の距離を調整できる。前記距離制御信号は、超音波システム500で算出した第1の送受信部102と第2の送受信部102との間の距離に基づいて生成されたものであり、超音波システム500から受信できる。なお、距離制御信号は、前述したマイクロアクチュエータの回転数により計算された距離に基づいて生成されてもよい。

30

【0039】

さらに、距離調整部106は、ユーザの手動操作、即ちユーザの物理的操作により、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できる。前述のように、距離調整部106は、例えば、超音波又は光音響プローブ100の一側面と、該一側面に対向する他側面とを所定の厚さをもって連結することができる。ユーザは、前記一側面と他側面との間で前記厚さを調整することにより、第1の送受信部102と第2の送受信部104との間の距離を調整できる。

40

【0040】

インターフェース部108は、超音波又は光音響プローブ100と超音波システム500との間のインターフェース機能を行うものであり、超音波システム500と電気信号を送受信できる。インターフェース部108は、例えば、コネクタ (connector) であってもよい。インターフェース部108は、第1の送受信部102が対象体に送信するための超音波の電氣的な変換信号である送信信号を、超音波システム500から受信するか、第2の送受信部104が対象体から受信した超音波の電氣的な変換信号である受信信号を、

50

超音波システム 500 に送信することができる。また、インターフェース部 108 は、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を調整するための距離制御信号を超音波システム 500 から受信でき、超音波又は光音響プローブ 100 の各構成を制御するための制御信号を受信することもできる。

【0041】

ゲルパッド 110 は、超音波減衰を防止するためのものであり、第 1 の送受信部 102 及び第 2 の送受信部 104 の外面に貼り付けられてもよい。前記ゲルパッド 110 は、媒質の特性によってその物理的特性を異ならせることができる。前記ゲルパッド 110 において媒質の特性によってその物理的特性を異ならせる理由は、対象体とゲルパッド 110 との音響インピーダンスを一致させるためである。

10

【0042】

保護カバー 112 は、超音波又は光音響プローブ 100 を外部の衝撃から保護すると共に、汚染物質（例えば、唾液）による汚染を防止するためのものであり、超音波又は光音響プローブ 100 の外面を包むように設けることができる。前記ゲルパッド 110 及び保護カバー 112 については、図 2 を参照して具体的に説明する。

【0043】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 100 に、ゲルパッド 110 が貼り付けられ、保護カバー 112 が装着された様子を示す図である。

【0044】

図示するように、ゲルパッド 110 は、第 1 の送受信部 102 及び第 2 の送受信部 104 の外面に貼り付けられてもよい。ゲルパッド 110 は、超音波減衰を防止するためのものであり、可撓性を有する材質のパッド状とすることができる。ゲルパッド 110 は、第 1 の送受信部 102 及び第 2 の送受信部 104 の外面にそれぞれ貼り付けられて対象体（例えば、歯）と当接でき、対象体の構造及び形状によって変形させることができる。つまり、ゲルパッド 110 は、対象体の構造及び形状によって、不規則な曲面に変形されて対象体と密着させることができる。ゲルパッド 110 が、対象体と密着するように変形されることにより、ゲルパッド 110 と対象体との接触面積が広がる。これにより、ゲルパッド 110 の超音波減衰効率、より一層増加することになる。

20

【0045】

次に、保護カバー 112 は、超音波又は光音響プローブ 100 の外面を包むように設けることができる。保護カバー 112 は、超音波又は光音響プローブ 100 の外面を包むことにより、超音波又は光音響プローブ 100 を外部の衝撃から保護すると共に、汚染物質（例えば、唾液）による汚染を防止できる。また、保護カバー 112 は、ゲルパッド 110 と同様に、超音波減衰の防止の効果を達成できると共に、超音波又は光音響プローブ 100 の防水機能を行うことができる。保護カバー 112 は、所定数の領域に分解可能であり、超音波又は光音響プローブ 100 の外面を包むように結合させることができる。保護カバー 112 は、超音波又は光音響プローブ 100 から随時分解・着脱が可能ないように構成されており、対象体によって交替が可能である。すなわち、保護カバー 112 は、使い捨てであり、毎回交替可能に構成できる。保護カバー 112 は、ゲルパッド 110 と同じ材質からなってもよいが、これに限定されるものではない。

30

40

【0046】

図 3 は、本発明の第 2 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 200 の詳細構成を説明するための図である。図示するように、本発明の第 2 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 200 は、「コ」字状の対称構造に形成することができる。本発明の第 2 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 200 の詳細構成及び機能は、前述したものと同様であるため、前述したものと同一の部材には同一符号を付し、説明を省略する。一方、図示するように、本発明の第 2 の実施形態による超音波又は光音響プローブ 200 は、距離調整部 106 を複数備えてもよいが、この場合、複数の距離調整部 106 は、相互に対向するように配置され、相互に連動して動作できる。

【0047】

50

図４は、本発明の第２の実施形態による超音波又は光音響プローブ２００に、ゲルパッド１１０が貼り付けられ、保護カバー１１２が装着された様子を示す図である。前述のように、ゲルパッド１１０は、超音波減衰を防止するためのものであり、第１の送受信部１０２及び第２の送受信部１０４の外面に貼り付けられてもよい。保護カバー１１２は、超音波又は光音響プローブ２００を外部の衝撃から保護すると共に、汚染物質による汚染を防止するためのものであり、超音波又は光音響プローブ２００の外面を包むように設けることができる。図示するように、保護カバー１１０の形状は、超音波又は光音響プローブ１００、２００の形状によって異なり得るが、その機能は、前述したものと同様である。
【００４８】

図５は、本発明の一実施形態による超音波システム５００が、超音波又は光音響プローブ１００、２００に接続された状態を示す図である。前述のように、本発明の実施形態による超音波又は光音響プローブ１００、２００は、有線又は無線の接続方式により超音波システム５００に接続させることができ、超音波システム５００と電気信号を送受信できる。超音波又は光音響プローブ１００、２００が有線の接続方式により超音波システム５００に接続される場合、超音波又は光音響プローブ１００、２００のインターフェース部１０８は、ケーブル１１４を介して超音波システム５００に接続させることができる。
【００４９】

図６は、本発明の一実施形態による超音波システム５００の詳細構成を示すブロック図である。図示するように、本発明の一実施形態による超音波システム５００は、設定部５０２と、信号処理部５０４と、信号発生部５０６と、信号送受信部５０８とを備え、超音波又は光音響プローブ１００、２００に有線又は無線により接続させることができる。
【００５０】

設定部５０２は、超音波又は光音響プローブ１００、２００が超音波を対象体に送信する前に、超音波システム５００の信号処理部５０４を活性化させるか、あるいは超音波又は光音響プローブ１００、２００の第１の送受信部１０２及び第２の送受信部１０４の機能及び位置を設定する前処理を行うものである。超音波パルスの周波数、振幅、パワーの強さ、チャンネルグループ、チャンネル数、ステアリング、深さ（Depth）、距離情報など、対象体の診断画像を確保するために要求される設定値、及び対象体に治療用パルスを送信するために要求される値を設定する機能部である。
【００５１】

図７は、本発明の一実施形態による設定部５０２の詳細構成を示すブロック図である。図示するように、設定部５０２は、入力部７０２と、超音波機能制御部７０４と、送受信設定部７０６と、距離情報管理部７０８とを備える。
【００５２】

入力部７０２は、外部から入力信号を入力される。ここで、入力信号は、例えば、対象体の診断のための診断信号情報又は対象体の治療のための治療信号情報であってもよく、ユーザにより入力されてもよい。診断信号と治療信号とは、例えば、周波数を異ならせることができる。
【００５３】

超音波機能制御部７０４は、入力信号により信号処理部５０４の診断機能部５０４－１又は治療機能部５０４－２のいずれか一つを活性化させる。入力部７０２に入力された入力信号によって診断機能部５０４－１が活性化される場合、信号発生部５０６は、対象体の診断のための送信信号を発生する。また、入力部７０２に入力された入力信号によって治療機能部５０４－２が活性化される場合、信号発生部５０６は、対象体の治療のための送信信号を発生する。
【００５４】

送受信設定部７０６は、超音波又は光音響プローブ１００、２００の第１の送受信部１０２及び第２の送受信部１０４が、それぞれ超音波送信又は超音波受信の機能を行うように設定する。前述のように、第１の送受信部１０２及び第２の送受信部１０４は、それぞれ超音波送信部ＴＸ又は超音波受信部ＲＸのいずれか一つの機能を行うことができる。送

10

20

30

40

50

受信設定部 706 は、超音波送信部 TX 又は超音波受信部 RX の各々の機能を、第 1 の送受信部 102 及び第 2 の送受信部 104 のどちらにおいて行うかを設定する。以下では、第 1 の送受信部 102 が超音波送信部 TX の機能を行い、第 2 の送受信部 104 が超音波受信部 RX の機能を行うことを想定する。

【0055】

距離情報管理部 708 は、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出し、算出した距離により、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を調整するための距離制御信号を生成し、超音波又は光音響プローブ 100、200 に送信する。前述のように、対象体は、例えば、歯、顎骨などであってもよいが、この場合、被検者又は対象体の種類によって、様々な構造及び形態を有してもよい。これにより、距離情報管理部 708 は、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を調整するための距離制御信号を生成し、超音波又は光音響プローブ 100、200 に送信することができる。超音波又は光音響プローブ 100、200 の距離調整部 106 は、距離情報管理部 708 から受信した距離制御信号により、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を調整できる。

【0056】

距離情報管理部 708 は、既に保存されている媒質に関する情報、および、超音波又は光音響プローブ 100、200 で送信する超音波が対象体に到達するまでにかかる時間を用いて、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出し、距離制御信号を生成できる。一般的に、同じ位置から同じ周波数の超音波を対象体に送信しても、媒質の種類によって超音波の伝達速度が異なり得る。このことから、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出するためには、媒質の種類を考慮する必要がある。データベース（図示せず）は、媒質別の特性情報、例えば、媒質の誘電率、伝導度、密度などを保存しており、特に各媒質別の超音波の伝達速度を超音波の周波数ごとに保存している。

【0057】

距離情報管理部 708 は、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出するために、第 1 の送受信部 102 で特定の周波数を有する超音波を対象体に送信するように制御できる。距離情報管理部 708 は、第 1 の送受信部 102 にて送信する超音波が第 2 の送受信部 104 に到達するまでにかかる時間を取得でき、データベースに既に保存されている媒質別の超音波の伝達速度を用いて、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出できる。

【0058】

また、距離情報管理部 708 は、前述したマイクロアクチュエータの回転数から、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出でき、算出した距離によって距離制御信号を生成することもできる。前述のように、距離調整部 106 の内部には、例えば、該マイクロアクチュエータ（Micro Actuator）を装着することができる。距離情報管理部 708 は、前述したセンサーを介してマイクロアクチュエータの回転数情報を受信することができ、マイクロアクチュエータの回転数情報に基づいて、第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出できる。距離情報管理部 708 は、マイクロアクチュエータの回転数から第 1 の送受信部 102 と第 2 の送受信部 104 との間の距離を算出した後、距離制御信号を生成し、超音波又は光音響プローブ 100、200 に送信することができる。

【0059】

また、距離情報管理部 708 は、第 1 の送受信部 102 の一地点及び他地点において超音波送信時間差情報を生成し、超音波又は光音響プローブ 100、200 に送信することもできる。前述のように、第 1 の送受信部 102 には、複数の探触子がアレイされており、探触子の各々から対象体までの距離（超音波が対象体に伝達される経路上の距離）は、探触子の各々の位置によって異なり得る。このため、探触子の各々の位置によって時間差を設けて対象体に超音波を送信する必要がある。例えば、第 1 の送受信部 102 の縁部に

位置する探触子は、中央に位置する探触子よりも対象体までの距離が遠いため、中央に位置する探触子よりも所定時間間隔前に超音波を対象体に送信しなければならない。すなわち、第1の送受信部102の探触子は、一定の時間差を設けて超音波を対象体に送信しなければならない。距離情報管理部708は、前述した方法により各探触子別の対象体までの距離を算出した後、各探触子別の超音波送信ディレー（delay）時間情報信号を超音波又は光音響プローブ100、200に送信できる。第1の送受信部102は、超音波送信ディレー時間情報を参照して、各探触子別に時間差を設けて超音波を対象体に送信することができる。

【0060】

信号処理部504は、対象体の診断のための送信信号又は対象体の治療のための送信信号を発生させるように信号発生部506を制御し、超音波又は光音響プローブ100、200から受信する受信信号を用いて対象体の画像を取得する。図6に示すように、信号処理部504は、診断機能部504-1及び治療機能部504-2を含むことができる。前述のように、超音波機能制御部704は、入力部702に入力された入力信号によって信号処理部504の診断機能部504-1及び治療機能部504-2のいずれか一つを活性化させる。入力部702に入力された入力信号により診断機能部504-1が活性化される場合、診断機能部504-1は、対象体の診断のための送信信号を発生させるように信号発生部506を制御できる。また、入力部702に入力された入力信号により治療機能部504-2が活性化される場合、治療機能部504-2は、対象体の治療のための送信信号を発生させるように信号発生部506を制御できる。

【0061】

また、信号処理部504は、超音波又は光音響プローブ100、200から受信した受信信号を用いて対象体の画像を取得する。前記画像は、例えば、対象体の診断又は治療のために用いることができる。信号送受信部508は、対象体を通過した超音波の電気的な変換信号である受信信号を、超音波又は光音響プローブ100、200から受信できる。信号送受信部508は、受信信号の周波数、周期、強さなどを用いて、対象体の画像をリアルタイムで取得した後、ディスプレイ装置（図示せず）に出力する。信号処理部504の診断機能部504-1は、対象体の診断のための診断画像を取得及び出力することができる。信号処理部504の治療機能部504-2は、対象体の画像を取得及び出力することができる。つまり、本発明の実施形態によると、放射線にさらされる危険性なしに、硬度の高い対象体の画像をリアルタイムで取得することができる。

【0062】

信号発生部506は、超音波又は光音響プローブ100、200が対象体に向かって送信するための超音波の電気的な変換信号である送信信号を発生させる。前述のように、信号発生部506は、信号処理部504の診断機能部504-1又は治療機能部504-2により制御されるが、診断機能部504-1が活性化される場合は、対象体の診断のための送信信号を発生させ、治療機能部504-2が活性化される場合は、対象体の治療のための送信信号を発生させる。対象体の診断のための送信信号と、対象体の治療のための送信信号とは、例えば、周波数を異ならせることができる。信号送受信部508は、信号発生部506で発生した送信信号を超音波又は光音響プローブ100、200に送信し、対象体を通過した超音波の電気的な変換信号である受信信号を超音波又は光音響プローブ100、200から受信する。

【0063】

まず、信号送受信部508は、信号発生部506で発生した送信信号を超音波又は光音響プローブ100、200に送信できる。この場合、信号送受信部508は、送受信設定部706の設定によって、超音波又は光音響プローブ100、200の第1の送受信部102及び第2の送受信部104のいずれか一つにより送信信号を送信できる。信号送受信部508は、超音波又は光音響プローブ100、200のインターフェース部108を介して、前記送信信号を第1の送受信部102又は第2の送受信部104に送信できる。信号送受信部508から送信信号を受信した超音波又は光音響プローブ100、200の第

1の送受信部102又は第2の送受信部104は、前記送信信号を超音波に変換させた後に対象体に送信することができる。

【0064】

次に、信号送受信部508は、対象体を通過した超音波の電気的な変換信号である受信信号を超音波又は光音響プローブ100、200から受信できる。超音波又は光音響プローブ100、200の第1の送受信部102又は第2の送受信部104は、対象体を通過した超音波を受信し、これを電気信号、すなわち受信信号に変換させることができる。信号送受信部508は、超音波又は光音響プローブ100、200のインターフェース部108を介して前記受信信号を受信することができる。

【0065】

図9は、本発明の超音波又は光音響プローブに適した超音波システム部2000及び外部信号入出力装置3000の構成を簡単に図式化したものである。超音波システム部2000は、超音波信号又はパルス発生部、超音波信号処理部、超音波画像組合せ部、超音波画像処理部などを備え、また、外部信号入出力装置3000は、キーボード、プリンタ、ディスプレイ、記録装置などを備える。

【0066】

図10は、本発明の超音波又は光音響プローブ100を用いて画像を生成する機能部を簡単に図式化したものである。画像生成部は、診断画像生成部210と、治療用仮想画像生成部220と、治療画像生成部230とを備える。

【0067】

診断画像生成部210は、リアルタイムで被検者又は対象体の部分画像を取得するための構成要素であり、代表的に、超音波(ultrasonic)画像又は光音響画像等を取得できるが、このときに得られる画像は、2次元画像、3次元画像、4次元画像及びスライス画像を含む。診断画像取得部210は、歯科用として用いられる場合、第1の面102にて送信した音波が対象体を通過し、第2の面104にて受信された信号Aで診断画像を生成できる。そして第2の面104にて送信した音波が対象体を通過し、第1の面102にて受信された信号Bで診断画像を生成できる。また、前記受信された信号Aと受信された信号Bとを組み合わせることで合成した診断画像を生成することもできる。リアルタイム診断画像取得部210は、前記超音波又は光音響プローブから前記対象体に超音波信号を送信し、対象体から透過される前記超音波信号を受信することにより、前記対象体の2次元、3次元、又は4次元の超音波画像を実現する。リアルタイム診断画像取得部210は、前記リアルタイム診断画像を一定の部分に分けてセグメント(segment)化することもできる。

【0068】

前記診断画像生成部210は、媒質の特性によって、反射(echo)される信号を受信することができる。前記第1の送受信部102及び第2の送受信部104から対象体に送信した信号に対して、反射(echo)される信号をそれぞれ反射(echo)信号a、反射(echo)信号bとすると、診断画像生成部210は、受信された信号の感度を高めると共に診断画像の解像度を高めるために、前記反射信号a、反射信号b、受信された信号A、受信された信号Bを合成することができる。合成の一実施形態として、反射信号aと受信された信号Bとを、時間(time)と深さ(depth)を基準にしてTime domain又はFrequency domainで両信号をオーバーラップ(overlap)させることで、有意な信号を抽出するものである。前記した信号の様々な組み合わせにより、診断画像生成部210は、リアルタイムで診断画像を生成する機能を行う。

【0069】

治療用仮想画像生成部220は、治療用(超音波)ビームフィールド又は治療領域を仮想画像化する機能部である。治療用(超音波)ビームを形象化するために要求されるパラメータには、超音波又は光音響プローブ110の幾何学的形状(geometry)に関する情報、周波数、焦点深度、パワーの強さ、ステアリング、超音波又は光音響プローブ110の勾配情報、チャンネル数、チャンネルグループ、集束数などがある。前記パラメータの1つ以上を含み、ビームフィールド520の方向及び形状、並びに治療領域の大きさ510

10

20

30

40

50

、治療領域の形状、治療領域のエネルギーの強さ等が決定され、この結果を用いて仮想画像を生成する。

【 0 0 7 0 】

治療画像生成部 2 3 0 は、診断画像生成部 2 1 0 で生成された診断画像と、治療用仮想画像生成部 2 2 0 で生成された治療用仮想画像とを、システム同期化部 1 3 3 の同期化情報に基づいてマッピングすることで治療画像を生成できる。このとき、生成された治療画像は、リアルタイムの診断状態で治療用仮想画像のビーム及び治療領域がどこに位置しているかをリアルタイムで示すことにより、施術者が、希望する施術部位に治療用ビーム又は治療領域が位置しているかを確認できると共に、施術状態をリアルタイムでモニターできる。

10

【 0 0 7 1 】

図 1 1 は、前記画像生成部に施術情報管理部 3 1 0 及び安全制御部 3 2 0 をさらに備える実施形態を図式化したものである。

【 0 0 7 2 】

施術情報管理部 3 1 0 は、施術部位、施術範囲及び施術方法を含む。前記施術方法及び前記施術範囲は、前記施術部位によって決定される。例えば、前記施術部位が局所部に該当する場合、前記施術範囲は狭くなり、また、前記施術部位が広い部位に該当する場合、前記施術範囲は広くなる。第 1 の面 1 0 2 又は第 2 の面 1 0 4 が治療用パルスを送信し、歯や歯茎のような身体の外部に使用する場合と、身体の内部に使用する場合とで、麻酔の要否及び麻酔範囲、もしくは歯の切削及び身体の透過などのように前記施術方法が異なることになる。

20

【 0 0 7 3 】

歯の施術における前記施術情報において、前記施術部位は、治療すべき当該歯または神経を意味し、前記施術範囲は、施術の深さ (depth)、長さ (length)、幅 (width) などを意味し、前記施術方法は、神経の治療、歯周病の治療、インプラント、上 / 下顎骨の伸張などを行うための施術手順又は施術方法を意味する。

【 0 0 7 4 】

安全制御部 3 2 0 は、前記施術情報管理部 3 1 0 で設定された施術部位、施術範囲、施術方法において、施術器具又はリージョンが施術範囲を超えることを防止する機能を行う。一実施形態として、神経治療の際に、該神経治療のみに治療パルスを送信できるようにリージョン (Region) の大きさを制御するか、あるいは通知信号により施術者に情報を提供するようにする。また、診断画像生成部で生成した診断画像により、施術範囲を超える場合にも危険通知信号又は情報を施術者に提供する。このとき、通知信号は、音声信号、画像信号、振動など、施術者が危険を感知できる方法により提供することができる。

30

【 0 0 7 5 】

安全制御部 3 2 0 は、診断画像生成部 2 1 0 又は治療画像生成部 2 3 0 で生成した画像に基づいて、治療機器又はリージョン (Region) が施術範囲を外れることを防止するための制御を行うことができる。一例として、安全制御部 3 2 0 は、制御信号を生成して、超音波伝送信号の強さ、周波数又は振幅、伝送チャネルの数、伝送チャネルのグループ、ビームフォーミング条件 (例えば、チャネル間の遅延時間など)、遷移などを制御することにより、超音波又は光音響プローブ 1 0 0 で発生する超音波の種類、超音波のパワー、治療領域の大きさ、集束数、浸透深さなどを調節できる。このとき、安全制御部 3 2 0 は、外部又は内部の施術情報管理部 3 1 0 の情報を用いることができる。

40

【 0 0 7 6 】

また、安全制御部 3 2 0 は、温度測定部 3 3 0 から受信した治療領域 (region) における温度情報を用いて、伝送信号の強さ、周波数又は振幅、伝送チャネルの数、伝送チャネルのグループ、ビームフォーミング条件 (例えば、チャネル間の遅延時間など)、遷移などを制御することにより、超音波又は光音響プローブ 1 0 0 で発生する超音波の種類、超音波のパワー、治療領域の大きさ、集束数、浸透深さ等を調節することができる。

【 0 0 7 7 】

50

図 1 2 は、本発明の一実施形態であり、コンベックス (convex) 1 0 1 プローブで超音波信号を発生した際に、リージョン (Region) 5 1 0 および超音波ビームフィールド 5 0 2 の形状が仮想的に示される様子を図式化したものである。リージョン (Region) 5 1 0 及びビームフィールド 5 0 3 は、超音波又は光音響プローブの物理的なジオメトリ (geometry) 特性、パワーの強さ、探触子 (element) 数、探触子 (element) グループ (group)、探触子 (element) の物理的特性、浸透深さ (focal depth) などによって形状が異なり得る。前記リージョン (region) 5 1 0 及びビームフィールド 5 0 3 は、ソフトウェアシミュレーション (仮想実験) 又は対象体に関する物理的実験により算出された値に基づいて適用する。また、前記リージョン (region) 5 1 0 及びビームフィールド 5 0 3 は、治療用仮想画像生成部 2 2 0 で生成する。

10

【 0 0 7 8 】

図 1 3 は、診断画像生成部 2 1 0 で生成された画像と、治療用仮想画像生成部 2 2 0 で生成された画像とを、実際の大きさとマッチするように、治療画像生成部でマッピングした画像を図式化したものである。

【 0 0 7 9 】

図 1 4 は、本発明の一実施形態であり、第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 のいずれか一つが対象体 6 0 0 を透過し、対向する一面に信号を送信する方法を図式化したものである。

【 0 0 8 0 】

図 1 4 において、C - 0 1 は、第 1 の送受信部 1 0 2 で発生した送信信号 8 0 1 が対象体を透過し、対峙する第 2 の送受信部 1 0 4 で前記送信信号 8 0 1 を受信する過程を図式化したものであり、C - 0 2 は、第 2 の送受信部 1 0 4 で発生した送信信号 8 0 2 が対象体を透過し、対峙する第 1 の送受信部 1 0 2 で前記送信信号 8 0 2 を受信する過程を図式化したものである。

20

【 0 0 8 1 】

なお、C - 0 3 及び C - 0 4 は、前記 C - 0 1 及び C - 0 2 と送信信号の方向は同じであるが、右側にステアリング (steering) したものであり、C - 0 5 及び C - 0 6 は、左側にステアリング (steering) したものである。

【 0 0 8 2 】

本発明では、図式化はしていないが、第 1 の送受信部 1 0 2 及び第 2 の送受信部 1 0 4 の探触子 (element) が 2 次元配列で構成される場合、ステアリング (steering) は上 / 下 / 左 / 右に駆動できる。このとき、ステアリング (steering) は、それぞれの探触子 (element) で発生する音波の遅延 (delay) 時間により制御することができる。このとき、一実施形態で示した前記遅延 (delay) 時間により制御された 8 0 1、8 0 2、8 0 3、8 0 4、8 0 5、8 0 6 などの信号で生成された対象体の画像情報は、2 D / 3 D / 4 D の画像を再構成することができる。

30

【 0 0 8 3 】

特に、本発明で言及された対象体を透過した信号から診断画像又は診断信号を抽出するためには、様々な角度から透過された信号情報があるときに効果的な 3 D / 4 D の画像を再構成することができる。

40

【 0 0 8 4 】

以上、代表的な実施形態により本発明を詳細に説明したが、当業者であれば、本発明の範疇を逸脱しない範囲内で、前述した実施形態に対する様々な変形が可能であることを理解するはずである。従って、本発明の権利範囲は、説明した実施形態に限定してはならず、後述する特許請求の範囲だけでなく、その特許請求の範囲と均等なものによって定められるべきである。

【 0 0 8 5 】

本発明は、超音波振動素子を用いて対象体の画像を確保するか、破壊または治療する用途に活用され得る。特に、対象体から反射 (echo) された信号を解析するだけでなく、対象体を透過して取得された信号を用いて対象体の画像を確保するための超音波又は光音響

50

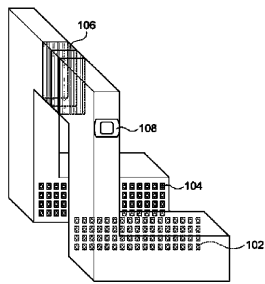
装置に活用することができる。一例として、歯医学における画像診断システムに適用させることができる。

【符号の説明】

【 0 0 8 6 】

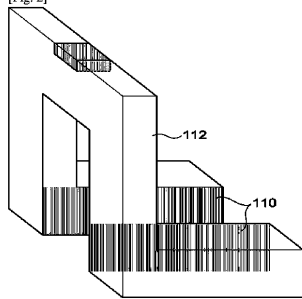
1 0 0	： 本発明の第 1 の実施形態による超音波又は光音響プローブ	
1 0 1	： Convex Probe の一実施形態	
1 0 2	： 第 1 の送受信部（第 1 の面）	
1 0 4	： 第 2 の送受信部（第 2 の面）	
1 0 6	： 距離調整部	
1 0 8	： インターフェース部	10
1 1 0	： ゲルパッド	
1 1 2	： 保護カバー	
1 1 4	： ケーブル	
2 0 0	： 本発明の第 2 の実施形態による超音波又は光音響プローブ	
3 0 0	： 画像生成部	
2 1 0	： 診断画像生成部	
2 2 0	： 治療用仮想画像生成部	
2 3 0	： 治療画像生成部	
3 1 0	： 施術情報管理部	
3 2 0	： 安全制御部	20
3 3 0	： 温度測定部	
5 0 0	： 超音波システム	
5 0 2	： 設定部	
5 0 4	： 信号処理部	
5 0 4 - 1	： 診断機能部	
5 0 4 - 2	： 治療機能部	
5 0 6	： 信号発生部	
5 0 8	： 信号送受信部	
6 0 0	： 対象体	
7 0 2	： 入力部	30
7 0 4	： 超音波機能制御部	
7 0 6	： 送受信設定部	
7 0 8	： 距離情報管理部	
8 0 1	： 第 1 の送受信部から第 2 の送受信部への送信信号	
8 0 2	： 第 2 の送受信部から第 1 の送受信部への送信信号	
8 0 3	： 第 1 の送受信部から第 2 の送受信部への右方向ステアリング送信信号	
8 0 4	： 第 2 の送受信部から第 1 の送受信部への右方向ステアリング送信信号	
8 0 5	： 第 1 の送受信部から第 2 の送受信部への左方向ステアリング送信信号	
8 0 6	： 第 2 の送受信部から第 1 の送受信部への左方向ステアリング送信信号	
C - 0 1、C - 0 3、C - 0 5	： 第 1 の送受信部から対象体に音波送信し、第 2 の送受信部で受信	40
C - 0 2、C - 0 4、C - 0 6	： 第 2 の送受信部から対象体に音波送信し、第 1 の送受信部で受信	

【図 1】

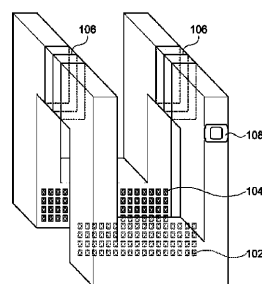
[Fig. 1]
100

【図 2】

[Fig. 2]

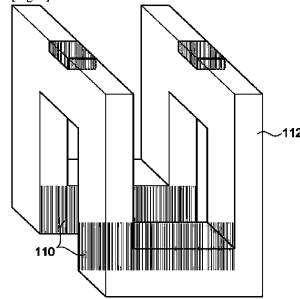


【図 3】

[Fig. 3]
200

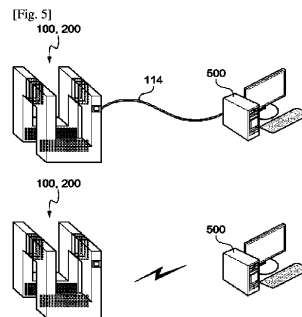
【図 4】

[Fig. 4]

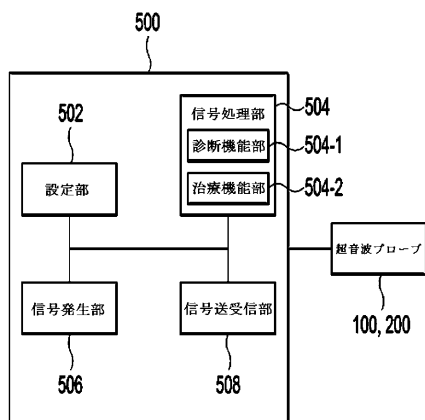


【図 5】

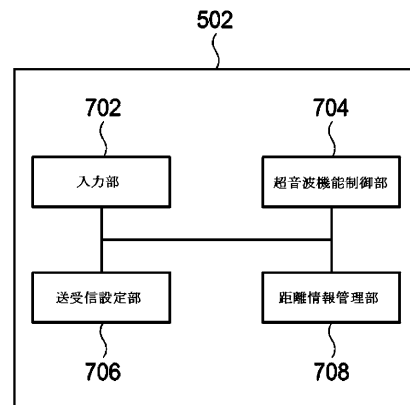
[Fig. 5]



【図 6】

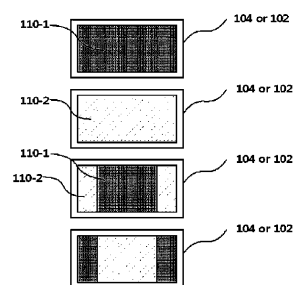


【図 7】



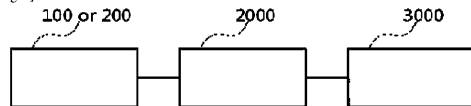
【図 8】

[Fig. 8]

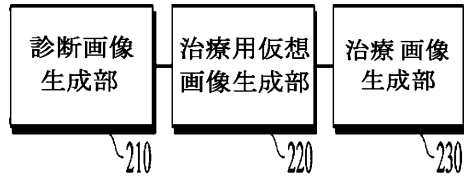


【図 9】

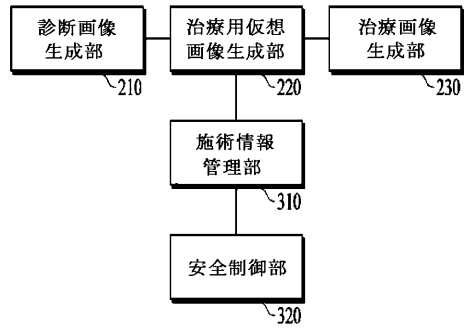
[Fig. 9]



【図 10】

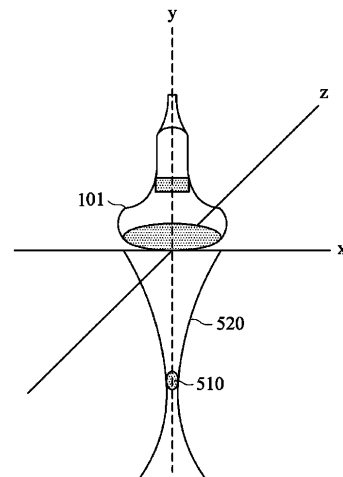


【図 11】

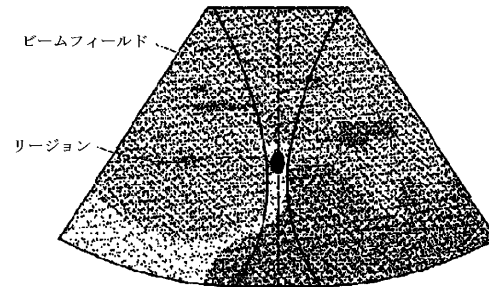


【図 12】

[Fig. 12]

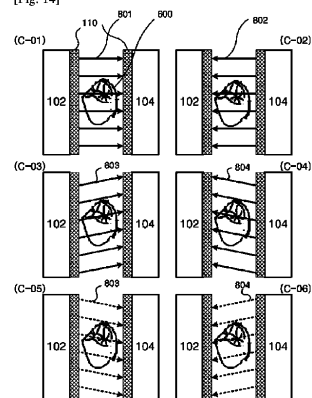


【図 13】



【図 14】

[Fig. 14]



フロントページの続き

(72)発明者 ハン, チョル - ミン

大韓民国 561-802 ジョラクク - ド ジョンジュ - シ ドクジン - グ ギュمام・3 - ギ
ル 18-6 (ギュمام - ドン)

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2006-320369(JP, A)

特開2013-056100(JP, A)

特表2008-523880(JP, A)

特開2011-152273(JP, A)

特開2013-078463(JP, A)

特開2004-073697(JP, A)

特開平05-146429(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

A61N 7/00

专利名称(译)	超声波或光声探头，使用其的超声波诊断系统，超声波治疗系统，超声波诊断和治疗系统，超声波或光声系统		
公开(公告)号	JP6190042B2	公开(公告)日	2017-08-30
申请号	JP2016511689	申请日	2014-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	北方下来有限公司 诺森有限公司		
申请(专利权)人(译)	Nosun有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Nosun有限公司		
[标]发明人	ハンチョルミン		
发明人	ハン,チョル-ミン		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/15 A61N7/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/15 A61B8/4272 A61B8/14 G01N21/1702 G01N29/2418 G01N29/24 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/13 A61B8/15 A61N7/00		
优先权	1020130163518 2013-12-26 KR		
其他公开文献	JP2016522709A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声或光声探头，使用该探头的超声诊断系统，超声治疗系统，超声诊断和治疗系统，以及超声或光声系统。根据本发明的一个实施例，超声波或光声探头包括：第一发送和接收单元，将超声波或光声信号发送到物体;第二发送和接收单元，设置成面对第一发送和接收单元，并接收通过物体的超声波或光声信号。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6190042号 (P6190042)
(45) 発行日 平成29年8月30日 (2017. 8. 30)	(24) 登録日 平成29年8月10日 (2017. 8. 10)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 3 (2006. 01) A 6 1 B 8 / 1 5 (2006. 01) A 6 1 N 7 / 0 0 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 3 A 6 1 B 8 / 1 5 A 6 1 N 7 / 0 0	
請求項の数 15 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-511689 (P2016-511689) (86) (22) 出願日 平成26年6月26日 (2014. 6. 26) (65) 公表番号 特表2016-522709 (P2016-522709A) (43) 公表日 平成28年8月4日 (2016. 8. 4) (86) 国際出願番号 PCT/KR2014/005681 (87) 国際公開番号 W02015/099253 (87) 国際公開日 平成27年7月2日 (2015. 7. 2) 審査請求日 平成27年11月2日 (2015. 11. 2) (31) 優先権主張番号 10-2013-0163518 (32) 優先日 平成25年12月26日 (2013. 12. 26) (33) 優先権主張国 韓国 (KR)	(73) 特許権者 514291923 ノースン・カンパニー・リミテッド NOHSN CO., LTD. 大韓民国 デジョン 34051 ユソン グ ムンジーロ 193 カイスト ム ンジ・キャンパス エイ502 A502, MUNJI CAMPUS, KAIST, 193, MUNJI- RO, YUSEONG-GU, DAE JEON 34051, REPUBLI C OF KOREA (74) 代理人 110001818 特許業務法人 R & C	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波又は光音響プローブとこれを用いた超音波診断システム、超音波治療システム、超音波診断及び治療システム、並びに超音波又は光音響システム		