

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内の処置標的塊に対する処置用超音波信号の送波及び体内の注視領域に対する照明信号の照射に随時使用される処置用トランスデューサと、

処置用トランスデューサを取り巻く受波素子群を有する複数素子型の撮像アレイと、

処置用トランスデューサへの駆動信号供給を制御することで注視領域に照明信号を照射させる送波コントローラと、

処置用トランスデューサによる照明信号照射を受け組織で生じた信号を撮像アレイ内受波素子を介し取得する受波コントローラと、

その信号同士で結合で注視領域内にある組織の像を捉えるプロセッサと、

を備える体内組織処置撮像システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その撮像アレイが、照明信号波長に満たないディメンションを 1 個又は複数個有する受波素子を複数個、環状に配置したアレイである体内組織処置撮像システム。

【請求項 3】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その送波コントローラが、照明信号が処置用パワーレベルで照射されるよう処置用トランスデューサへの駆動信号供給を制御する体内組織処置撮像システム。

【請求項 4】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その送波コントローラが、照明信号が処置用パワーレベル未満のパワーレベルで照射されるよう処置用トランスデューサへの駆動信号供給を制御する体内組織処置撮像システム。

20

【請求項 5】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その送波コントローラが、処置用超音波信号及び照明信号が互いに異なる周波数になるよう処置用トランスデューサへの駆動信号供給を制御する体内組織処置撮像システム。

【請求項 6】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その撮像アレイが、処置用トランスデューサを囲む環状撮像アレイである体内組織処置撮像システム。

30

【請求項 7】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、得られる像が、照明信号が照射された領域内の諸点におけるエコー強度を表す像である体内組織処置撮像システム。

【請求項 8】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、得られる像が、照明信号が照射された領域内の諸点における組織の機械特性を表す像である体内組織処置撮像システム。

【請求項 9】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、注視領域全体に照明信号が順次照射されるよう処置用トランスデューサを制御する体内組織処置撮像システム。

【請求項 10】

請求項 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、注視領域全体に照明信号が同時照射されるよう処置用トランスデューサを制御する体内組織処置撮像システム。

40

【請求項 11】

体内の処置標的組織塊に処置用超音波信号を送波する処置用トランスデューサと、

処置用トランスデューサを取り巻く受波素子又は受波素子群を有する環状撮像アレイと

、

処置用トランスデューサの周縁沿いにあり、受波素子よりも大きく、環状撮像アレイ内受波素子にて音響エコー信号が検知されるに足る音響パワーで注視領域内に照明信号を照射する送波素子又は送波素子群と、

を備える体内組織処置撮像用アプリケーション。

50

【請求項 1 2】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その送波素子が受波素子と同じアレイに属する体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その送波素子が受波素子と別のアレイに属する体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その送波素子が処置用トランスデューサ周りで機械可動な体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その受波素子が処置用トランスデューサ周りで機械可動な体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 6】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、体内の 1 個所又は複数個所に係る組織像を得るためのプロセッサに接続可能で、照明信号が照射された領域内の諸点におけるエコー強度を表す像を得る際に使用される体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 7】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、体内の 1 個所又は複数個所における組織の像を得るためのプロセッサに接続可能で、照明信号が照射された領域内の諸点における組織の機械特性を表す像を得る際に使用される体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 8】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その送波素子を、空間的又は時間的に符号化された駆動信号に従い駆動する体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 1 9】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、送波素子前面からずれた位置を占める点状波源が照射元に見えるよう、集束的な照明信号を送波素子で生成する体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 2 0】

請求項 1 1 記載の体内組織処置撮像用アプリケーションであって、その送波素子が、本アプリケーションを身体上に置いたときに組織表面から離れた位置を占める体内組織処置撮像用アプリケーション。

【請求項 2 1】

体内の処置標的組織塊に対する処置用超音波信号の送波に使用される処置用トランスデューサと、

体内の注視領域に照明信号を照射する照明信号源と、

処置用トランスデューサを取り巻く受波素子又は受波素子群を有し、その受波素子が注視領域内の円筒状空間に発した信号を検知可能な指向性を呈する撮像アレイと、

注視領域に照明信号が照射されるよう照明信号源への駆動信号供給を制御する送波コントローラと、

照明信号照射を受け組織で生じた信号を撮像アレイ内受波素子を介し取得する受波コントローラと、

その信号同士の組合せで注視領域内組織の円筒像を捉えるプロセッサと、

を備える体内組織処置撮像システム。

【請求項 2 2】

請求項 2 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、プロセッサからの指示に応じ円筒像の外周をストリップ画像として表示するディスプレイを備える体内組織処置撮像システム。

【請求項 2 3】

請求項 2 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、円筒像として円錐像を生成する

10

20

30

40

50

体内組織処置撮像システム。

【請求項 2 4】

請求項 2 3 記載の体内組織処置撮像システムであって、プロセッサからの指示に応じ円錐像の外面を画像として表示するディスプレイを備える体内組織処置撮像システム。

【請求項 2 5】

請求項 2 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その処置用トランスデューサが照明信号源でもある体内組織処置撮像システム。

【請求項 2 6】

請求項 2 1 記載の体内組織処置撮像システムであって、その撮像アレイが、照明信号源として使用されるハイパワーな送波素子又は送波素子群を有する体内組織処置撮像システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2009年3月6日付米国暫定特許出願第61/158295号の利益を享受する出願である。この参照を以て、当該米国暫定特許出願の全内容を本願に繰り入れることにする。

【背景技術】

【0002】

子宮筋腫は子宮各所の筋層で生じる良性腫瘍であり、多くの女性にとり健康上の問題となっている。子宮筋腫は出産可能年齢の女性に見られる良性新生物のなかで最もありふれたものであり、米国では1600万人の女性が患っている。そのうち約25%は、重くて不規則な月経時出血、腰痛、頻尿、不妊等、臨床的に見て重い症状に悩んでいる。

20

【0003】

子宮筋腫に対し採りうる処置のうち、現状で最も広く採られているのは子宮全摘術である。子宮全摘術は子宮を全摘する処置であり、米国では子宮全摘術のうちおよそ2回に1回が子宮筋腫の存在を理由に実施されている。不妊になる、侵襲性が高い、回復に長期間を要する等の短所があるが、米国では子宮筋腫を患う女性の約50%が子宮全摘術を受けている。

【0004】

子宮を残しながら外科手術で子宮筋腫を除去する子宮筋腫核出術もあるが、この処置には子宮全摘術のそれに類する短所がある（但し不妊になる恐れは少ない）。部位選択的に虚血性障害を起こして子宮筋腫を滅殺する子宮動脈塞栓療法（UAE）もあるが、効能が低いことや、狙いが定まらず他の臓器に悪影響を与えることが知られている。ホルモン療法を採る患者もいるが、薬理学的作用を媒介とするため費用がかかり、副作用の恐れもあり、中断すると症状が再発する恐れがある。

30

【0005】

最近採られるようになったMRガイド下集束超音波手術（MRgFUS）には、莫大な設備コストがかかる、参照パターン問題がある、処置に長時間がかかる等の短所がある。磁気共鳴撮像（MRI）システムが百万米ドル超もするので、MRIに対しコンパチブルで複雑な高強度集束超音波（HIFU）システムと併せたシステムコストは、二百万米ドル以上にもなる。処置には、婦人科医、放射線科医等を初めとする医師複数人がかりで3～4時間が必要となる。

40

【0006】

超音波ガイド下HIFU（USgHIFU）システムは、処置の非侵襲性というメリットを確保しつつ、高コストや利用困難といったMRgFUSの短所をなくすことを目指すものであり、子宮筋腫を狙い処置する超音波撮像をその手段として採用している。

【0007】

ただ、これまでに提案されたUSgHIFUシステムでは、大抵の場合、別体の撮像用トランスデューサ乃至撮像アレイがHIFU開口内に配されている。これは、システム性

50

能向上につながる反面、H I F U 開口内スペースに関する難問を発生させる。H I F U 開口のうち処置用部分の開口面積を抑え施療処置能力低下を甘受するか、撮像用部分の開口面積を抑えて標的組織・周辺組織画像化能力の低下を甘受するか、という難問である。例えば、撮像アレイを処置デバイスの中央に配すると、処置用トランスデューサ向けのスペースが削られH I F U 開口中央に“孔”が生じるため、処置用ビームの性能が低下する。更に、この構成では、H I F U 開口内の処置用部分と撮像用部分とがアレイレベルで物理的に結合してしまう。

【 0 0 0 8 】

別の策として、撮像にも処置にも使用される素子をトランスデューサに設けるデュアルモード超音波アレイ (D M U A) も提案されているが、撮像条件・処置条件間にトレードオフ、例えば撮像には広帯域高周波動作が必要なのにH I F U 処置には高平均パワーでの狭帯域低周波動作が必要、といったトレードオフがあるため、その能力向上に限界がある。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

これらの問題を解決するには、患者に対する処置用超音波信号の送波及び信号捕捉による体内組織像の取得を単体のアプリケーションで行えるよう、複数個のトランスデューサで複合的なアプリケーションを構成し超音波処置システムで使用する必要がある。処置に使用される素子群の信号送波能力に不足が生じないよう、撮像に使用される素子群に占拠されるスペースを最小限に抑える必要もある。そして、標的組織・周辺組織の迅速且つ容易な判別及び追跡に役立つ立体像及びCプレーン (トランスデューサ面に対し平行な撮像面) を生成すること、処置用ビームの経路上に存する障害物 (骨、腸、空気等) を検知すること、処置用ビームの分布を調べることで、並びに処置の前・中・後に標的を評定することが可能となるよう、トランスデューサを工夫する必要もある。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上掲のものを含む諸問題を解決するため、本発明の一実施形態に係る超音波処置システムは、処置用超音波信号の送波及びエコー信号の検知に併用されるアプリケーションを備える。そのアプリケーションは、その焦点を機械的又は電子的に調整すること及びその送波方向を随意に移動・拡縮することが可能な処置用トランスデューサと、それを取り巻くよう配された撮像用トランスデューサと、を備える。本実施形態では、処置標的組織塊が存する注視領域内に処置用トランスデューサを用い照明信号を照射し、それに応答し注視領域から返ってくる音響エコー信号を撮像用トランスデューサ内受波素子群で受波して電気エコー信号に変換する。そして、然るべく設定されているプロセッサ上で、電気エコー信号同士を選択的に結合させて注視領域内組織の像を取得する。

30

【 0 0 1 1 】

撮像用トランスデューサとしては、処置用トランスデューサに発する照明信号の波長に満たないディメンションを1個又は複数個有する受波素子を複数個、環状に配置した環状撮像アレイを使用するとよい。

40

【 0 0 1 2 】

複数個の受波素子からなる第2環状撮像アレイをアプリケーションに設け、処置用トランスデューサによる照明信号照射を受けた組織を取り巻く円筒状空間からの音響エコー信号をそれで受波する構成にすることもできる。

【 0 0 1 3 】

撮像用トランスデューサ内にハイパワーな送波素子 (群) を設け、組織への照明信号照射に使用してもよい。その送波素子は、固定的に配置してもよいし、受波素子周りで回転させよう配置してもよい。

【 0 0 1 4 】

処置用トランスデューサにて、弾性波撮像乃至剪断波撮像用のプッシュ信号を発生させ

50

てもよい。

【 0 0 1 5 】

環状撮像アレイをアプリケーションに複数個設け、そのうち一方のアレイにおける送波素子の位置を平行移動させ又は機械的若しくは電氣的に合焦させることで、皮膚表面から離れた位置に超音波信号の仮想的点状波源を発生させるようにしてもよい。

【 0 0 1 6 】

なお、本欄における記述は、「発明を実施するための形態」の欄にて詳述する構成の要旨を簡略にまとめて提示することを目的とするものである。別紙特許請求の範囲に記した発明の構成要件を特定する手段として、或いはその発明の技術的範囲を画定する助力として記述されているわけではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波処置撮像システムを示すブロック図である。

【図 2 A】本発明の一実施形態に係り、処置用トランスデューサ及びそれを取り巻く撮像アレイを備えるアプリケーションを示す図である。

【図 2 B】本発明の一実施形態に関し、環状撮像アレイ内受波素子からの信号を相互に結合させ撮像標的塊内各点の数値を求める手法を示す図である。

【図 2 C】本発明の他の実施形態に係り、処置用トランスデューサ及び環状撮像アレイ 2 個を備えるアプリケーションを示す図である。

【図 2 D】本発明の他の実施形態に係り、処置用トランスデューサ及びハイパワー素子（群）付環状撮像アレイを備えるアプリケーションを示す図である。

【図 3 A】環状撮像アレイで撮像される注視領域に処置用トランスデューサから照射される照明信号を示す図である。

【図 3 B】環状のアレイから照明信号を照射し第 2 環状撮像アレイで撮像することで得られる円筒像を示す図である。

【図 3 C】処置用トランスデューサから照明信号を照射し、処置用トランスデューサの集束ゾーン外に集束するようその受波素子を指向させた環状撮像アレイで撮像することで得られる円錐像を示す図である。

【図 4 A】本発明の他の実施形態にて、環状のアレイから組織に向け照射される照明信号のレベルを高めるのに使用される手法を示す図である。

【図 4 B】本発明の他の実施形態にて、環状のアレイから組織に向け照射される照明信号のレベルを高めるのに使用される手法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の諸実施形態や本発明に付随する様々な効果をより直截且つ明解に理解することができるよう、別紙図面を参照しつつ詳細に説明する。既述の通り、本発明は、複数個のトランスデューサを備え、患者に対する処置用超音波信号の送波と、エコー信号の捕捉を通じた体内組織の撮像と、に併用される複合的なアプリケーションや、それを使用する超音波処置システムに関するものである。以下の説明では、H I F U タイプの処置用超音波信号を送波する実施形態を採り上げるが、非集束的な超音波信号で組織を処置する実施形態も採りうるのでその点を了解されたい。

【 0 0 1 9 】

図 1 に、本発明の一実施形態に係るシステム 5 0 を示す。図示の通り、本システム 5 0 はコンピュータシステム 5 2 を備えている。コンピュータシステム 5 2 は、後述の諸機能、諸手法を実現すべく一連のプログラム指令を実行するプロセッサ（群）を備えている。実行されるプログラム指令は、ハードディスク、C D - R O M、D V D、フラッシュドライブ、揮発性メモリ、不揮発性メモリ、集積回路等といった非一時的コンピュータ可読媒体に保存されている。

【 0 0 2 0 】

キーボード、マウス、スタイラスペン、タッチスクリーン等の入力機構を使用し医師が

10

20

30

40

50

処置標的組織塊、即ち処置したい組織塊を指定すると、コンピュータシステム 52 は、その組織塊の座標値を TX (送波) コントローラ 54 に供給する。このコントローラ 54 は、指定された組織塊に向け処置用超音波信号が送波されることとなるよう諸パラメタ、例えば処置用トランスデューサに供給される駆動信号 (群) のタイミング、振幅、位相等を制御する電子デバイスである。コントローラ 54 には、指令を与え処置用トランスデューサの焦点を機械的又は電子的に移動させる機能や、処置や撮像の標的となる組織塊が処置用トランスデューサによって照明されるよう駆動信号の位相乃至振幅を制御する機能も備わっている。この種のコントローラ 54 は本件技術分野で習熟を積まれた方々 (いわゆる当業者) にとり既知であるので、これ以上詳しくは説明しないこととする。

【0021】

TX コントローラ 54 から信号が供給されると、TX パルス 56 はそれに基づき超音波の駆動信号を生成する。本実施形態では、そのパルス 56 に、スイッチ 58 を介しハイ電源 60、ロー電源 62 のいずれかが接続される。スイッチ 58 の制御はコントローラ 54 が行う。例えば、組織を積極的に処置したい、受波したエコー信号の高調波成分に基づきパワー調整や処置時間制御を行いたい、弾性撮像を行いたい等、処置用トランスデューサ 70 からハイパワーな処置用超音波信号を送波させたいか否かに応じ、使用電源を電源 60、62 で切り替える。照明その他の目的で照明信号を発生させる際にも、電源 60、62 が選択的に使用される。その出力パワーの変化が迅速でダイナミックレンジが十分に広い電源 1 個に、電源 60、62 双方の機能を担わせることもできる。パルス 56 は、生成した駆動信号を、スイッチバンク 64 を介し対応するトランスデューサ 70 内送波素子 (群) に供給する。

【0022】

処置用トランスデューサ 70 として使用されるのは、例えば、生成した照明信号が注視領域全体に照射されるよう機械制御又は電子制御を受ける固定焦点又は可調焦点トランスデューサである。サーボモータ等で固定焦点トランスデューサを機械的に駆動し、照明されている注視領域内組織を過ぎるようその集束ゾーンを移動させてもよい。電子制御型トランスデューサを使用し、注視領域内組織が順次照明されるようその集束ゾーンを電子的に移動させるか、注視領域内組織の一部又は全体が同時に照明されるようその集束ゾーンを離焦させて照明信号照射域を拡げるようにしてもよい。電子制御型トランスデューサの好適例は、HIFU タイプ又は非集束タイプの超音波パルス患者の体内組織に随時送波するよう制御可能な環状又は扇状の超音波トランスデューサである。本実施形態では、その焦点を例えば電子的に制御可能なものをトランスデューサ 70 として使用しているので、TX コントローラ 54 によるスイッチバンク 64 内接続の制御を通じ、トランスデューサ 70 内送波素子の一部又は全部に対し必要に応じ駆動信号を供給すること、ひいてはトランスデューサ 70 から送波乃至照射される信号の焦点乃至照射域を所望通りに調整することができる。なお、パルス 56 及びバンク 64 の詳細やトランスデューサ 70 の構成は、超音波分野ではいわゆる当業者にとり既知のものである。

【0023】

子宮筋腫等の処置標的組織塊やそれと処置用トランスデューサ 70 の間にある周辺組織を含め、注視領域内組織の像を捉える手段としては、トランスデューサ 70 の周縁に沿うようアプリケーション上に環状撮像アレイ 90 が設けられている。アレイ 90 はトランスデューサ 70 から機械的且つ電氣的に独立したモジュールであるので、アプリケーション上の受波素子と送波素子を互いに独立して制御することができる。しかも、アレイ 90 がトランスデューサ 70 の外側にあるため、受波素子と外部との電氣的接続が容易である。また、本実施形態では、そのアレイ 90 が、圧電性を有する扇形の受波素子複数個で構成されている。使用されているのは、照明中の注視領域で散乱された超音波信号を受波するのに適した指向性乃至入射可能角を有する受波素子、具体的にはトランスデューサ 70 に発する照明信号 (又は注視領域で散乱された超音波信号を受波できるようそれを機械的に整形乃至拡縮したもの) の波長に満たないディメンション (群) を有する受波素子である。トランスデューサ 70 の周縁沿いには、そうした受波素子を例えば 512 個有するアレイ 90 が

配置される。

【 0 0 2 4 】

環状撮像アレイ内受波素子としては小型の圧電素子を使用されている。こうした素子は一般に音響パワーが不十分で、エコー信号の信号対雑音比が足りず注視領域内組織の像が得られないことがある。そのため、本実施形態では、処置用トランスデューサの焦点を調整し、注視領域内に照明信号を順次又は同時照射させるようにしている。撮像後の組織処置時には、処置用トランスデューサの焦点を再調整し、処置用超音波信号を処置標的組織塊に集束させる。

【 0 0 2 5 】

本実施形態では、処置用トランスデューサ 70 による照明信号照射を受けた組織で音響エコー信号が発生し、それを検知した環状撮像アレイ 90 内受波素子で電気エコー信号が発生する。アレイ 90 内受波素子の個数が受波電子回路内チャンネル数より多いので、本実施形態では、アレイ 90 内受波素子から選択的に電気エコー信号を入力する MUX (マルチプレクサ) 92 を複数個設け、そのアレイ 90 からの信号をグループ単位で処理できるようにしている。MUX 92 には選択可能な入力線が 8 本ずつあり、その入力線はアレイ 90 内受波素子に 1 対 1 の関係で接続されている。1 個の MUX 92 に 8 個のアレイ 90 内受波素子が接続されるこの構成では、アレイ 90 内受波素子の個数が仮に 512 個であるとすると、全エコー信号を受信するのに MUX 92 が $512 / 8 = 64$ 個必要である。アレイ 90 内全受波素子からエコー信号が得られるまでの間に照明信号が照射される回数は、MUX 92 がスイッチングされる速度によっては複数回になる。

10

20

【 0 0 2 6 】

MUX 92 は、T/R (送受波切替) スイッチ 96 を介し多チャンネル型の前置増幅器 98 にその出力を供給する。前置増幅器 98 は、環状撮像アレイで受波されたときのレベルに比し高いレベルまでそれをブーストする。前置増幅器 98 で、その他の信号処理を施すこともある。A/D (アナログ・ディジタル) コンバータ 100 は、前置増幅器 98 から供給されるアナログ形態の電気エコー信号を、メモリ 102 内保存に適するディジタル形態へと変換する。メモリ 102 は例えばコンピュータシステム 52 の一部を構成している。コンピュータシステム 52 その他の専用ディジタル信号プロセッサは、ディジタル形態でメモリ 102 に保存されているエコー信号を読み込み、その信号に基づきビーム整形処理を実行することで、その信号のパワー、振幅及び位相のうち少なくともいずれかを組織内領域毎に導出する。また、ビーム整形処理を経たエコー信号に基づき、照明信号照射を受けた注視領域内組織の像をディスプレイ 110 上に表示させることもできる。その像をハードディスク、DVD、ビデオテープ等のコンピュータ可読媒体上に保存することや、有線通信リンク又は無線通信リンクを介しリモートコンピュータに送信することも可能である。

30

【 0 0 2 7 】

注視領域内組織を撮像する際には、例えば、処置用トランスデューサ 70 から照明信号を何回か照射し、注視領域内組織に対する作用で生じたエコー信号を環状撮像アレイ内受波素子で検知する。TX コントローラ 54 は、適切な電源が接続されるようスイッチ 58 を制御する一方、注視領域内組織が順次又は同時照明されるよう、スイッチバンク 64 内接続を設定してトランスデューサ 70 内の所望の送波素子に駆動信号を供給させる。即ち、コントローラ 54 は、撮像すべき注視領域の大きさ、位置又はその双方に基づき駆動信号の振幅やタイミングを決定し、トランスデューサ 70 内送波素子のうち所望のものに駆動信号を供給するよう送信パルス 56 に指令する。

40

【 0 0 2 8 】

なお、コンピュータシステム 52 は、注視領域内組織からのエコー信号を検知できるよう照明信号照射に先立ち受波用電子回路の構成を設定する。後述する RX (受波) コントローラ 104 は、環状撮像アレイ内受波素子のうちいずれを受波用電子回路に接続すべきかに応じ、MUX 92 のポジションを設定する。従って、照明信号は、MUX 92 及び受波用電子回路の構成が整った状態で照射される。

50

【 0 0 2 9 】

このように、その生成に処置用トランスデューサ 7 0 を用いた場合、照射される照明信号のパワーが大きくなるため、環状撮像アレイ内受波素子から得られるエコー信号に基づき組織の像を好適に捉えることができる。

【 0 0 3 0 】

後述の実施形態のうち幾つかでは、注視領域への照明信号照射を、環状撮像アレイ内受波素子でも実行可能である。その種の実施形態では、R X コントローラ 1 0 4 を送受波コントローラとして使用し、一群の送波パルス 1 0 6 を動作させる。コントローラ 1 0 4 は、環状撮像アレイ内受波素子でエコー信号を受波させる際に、適正な受波素子が前置増幅器 9 8 及び A / D コンバータ 1 0 0 に接続されるよう、M U X 9 2 のポジションを設定するコントローラである。これを送受波コントローラ、即ち環状撮像アレイ (I) 内受波素子から組織への照明信号照射を制御する I X コントローラとして使用する実施形態では、撮像アレイ内受波素子 (群) にて照明信号を発生させる際に、相応の駆動信号が環状撮像アレイ内受波素子に供給されるよう、コンピュータシステム 5 2 からの指示に従いコントローラ 1 0 4 がその駆動信号に係るパラメタをパルス 1 0 6 に供給する。

【 0 0 3 1 】

標的組織塊の処置に使用される処置用超音波信号のパワーは、例えば、その超音波信号のパルスへの応答であるエコー信号中の高調波成分に応じ調整することができる。その場合、環状撮像アレイ内受波素子の構成、例えばその寸法や音響素材を、その高調波成分の期待周波数で有感となるよう設定、選定する必要がある。照明信号が処置用超音波信号とは異なる周波数になるよう処置用トランスデューサを励振することで、受波素子の性能に対しより好適に整合させることもできる。環状撮像アレイ内受波素子の寸法が小さい場合、処置用トランスデューサにて生成された照明信号が照射される組織塊の全体に亘り、電子制御で環状撮像アレイの集束ゾーンを移動させるようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

図 2 A、図 2 C 及び図 2 D に、処置用トランスデューサ及び環状撮像アレイを備えるアプリケーションを示す。これらはそれぞれ本発明の実施形態に係るものである。まず、図 2 A に示す実施形態では、アプリケーション 1 2 0 中央に処置用トランスデューサ 1 2 2 があり、そのトランスデューサ 1 2 2 の周りに複数個の環状撮像アレイ内受波素子 1 2 4 がある。この例のトランスデューサ 1 2 2 は複数個の環状部分に分かれているので、それを利用してトランスデューサ 1 2 2 の焦点を調整することができる。本実施形態と違い、環状部分で構成されていない処置用トランスデューサ、例えば扇状部分を有するものを使用してもよい。トランスデューサ 1 2 2 とアレイ内受波素子 1 2 4 とが同じ周波数域で動作する構成にしてもよい。トランスデューサ 1 2 2 から送波された信号の高調波に対しアレイ内受波素子 1 2 4 が有感になるよう、各受波素子 1 2 4 の寸法を、トランスデューサ 1 2 2 で生成され組織の照明に使用される信号の波長より小さくしてもよい。

【 0 0 3 3 】

組織塊を撮像するに当たっては、その環状撮像アレイからの信号が、隣接素子グループ単位で処理で処理される。例えば、受波素子の総数が 5 1 2 個で、一度に処理できる信号の本数が 6 4 本の場合、照明信号のパルスを所定回数照射するたびに、まずは第 1 ~ 第 6 4 受波素子、次に第 6 5 ~ 第 1 2 8 受波素子、というように、応答たるエコー信号を受波素子 6 4 個のグループ単位で処理される。

【 0 0 3 4 】

図 2 B に、本発明の一実施形態に係る処理の例として、それら環状撮像アレイ内受波素子にて検知されたエコー信号に基づき組織塊 V の像を捉える処理を示す。この処理では、環状撮像アレイ内受波素子それぞれから得られる信号に基づき受波用電子回路で導出されたデジタル化エコー信号 $X_1(t)$, $X_2(t)$, $X_3(t)$, ..., $X_{512}(t)$ を、コンピュータシステムその他、プログラムに従い動作するプロセッサにて加重及び遅延させ、それを総和することで、組織塊内諸点における振幅、パワーその他の信号特性を求める。加重はアポダイゼーション定数を乗ずることで施し、遅延は波源の指向性、受波素子の入

10

20

30

40

50

射可能角、波源・受波素子間の開口内距離、並びに波源から組織塊内注目点を経て受波素子に至る経路の長さに基づき施す。合成開口像や合成像が生成されるよう波源群を使用してもよい。この処理は、組織塊内注目点を変更しつつ組織塊内の全点について繰り返される。

【0035】

また、処置用トランスデューサで生成される処置用超音波信号を組織塊に向け送波するのに先立ち、その組織塊を囲む円筒状領域を撮像した方がよい場合もある。例えば、その円筒状領域内にガス、腸、骨等不要組織が存在していないことを確認してからであれば、ハイパワーなHIFUタイプの処置用超音波信号でその内側の組織塊を安全に処置することができる。また、そうした撮像で、組織表面に対するHIFUビームの音響結合に関連する諸問題、例えば組織表面に反射率が高い部位があり結合が貧弱になっている、といった問題を検知することもできる。そこで、図2Cに示す実施形態では、アプリケーション125の中央にある処置用トランスデューサ126の周りに第1環状撮像アレイ127及び第2環状撮像アレイ129が設けられている。トランスデューサ126及びアレイ127は、先に説明した処置用トランスデューサ及び環状撮像アレイと同様の構成である。

10

【0036】

第2環状撮像アレイ129は複数個の(圧電性)受波素子129a、129b、129c等々を備えている。それらは音響エコー信号を捉え電気エコー信号を生成する。第1、第2環状撮像アレイ内受波素子は、第1環状撮像アレイ内受波素子からの信号、第2環状撮像アレイ129内受波素子からの信号、或いはその双方から像が生成されるよう、スイッチ等を介し後段に接続される。図示の通り、第2環状撮像アレイ129内受波素子129a、129b、129c等々は、第1環状撮像アレイ内受波素子より大型であるため、音響エコー信号に対する感度が高い反面で角度の付いた信号を検知する能力が低い。これは、その面前領域から来る音響エコー信号に対し敏感だ、ということである。従って、第2環状撮像アレイ129内受波素子を処置標的組織塊の周辺領域へと指向させ、その組織塊を取り巻く円筒状領域内の組織の像を捉えることができる。但し、第2撮像用環状トランスデューサ129内受波素子の最高感度方向が受波素子方向の違い、例えばプラットフォーム等への実装方向の違いに依存することに留意されたい。いずれにせよ、図2Cに示す実施形態では、第2環状撮像アレイ129が然るべく構成されているので、処置用トランスデューサ126で処置すべき組織を取り巻く円筒状領域内の組織を、像として捉えることができる。また、トランスデューサ126、第1環状撮像アレイ内受波素子、第2環状撮像アレイ129内受波素子のいずれでも照明信号を発生させることができる。その照明信号を環状部分から素子グループ単位で照射することができるため、使用する受波素子群をその受波面同士が部分的に重なるようずらしていくこと、例えば第1～第64受波素子、第2～第65受波素子、第3～第66受波素子、第4～第67受波素子等々というようにずらしていくことで、円筒状領域内組織の像を好適に捉えることができる。

20

30

【0037】

更に、第1環状撮像アレイ内受波素子や第2環状撮像アレイ内受波素子が小型すぎて信号パワーが不足し、エコー信号を良好な信号対雑音比で得ることができない場合もある。その場合は、その環状撮像アレイにピストンの送波素子(群)を組み込めばよい。例えば、図2Dに示す実施形態では、アプリケーション130の中央にある処置用トランスデューサ132の周りに第1環状撮像アレイ134が設けられている。そのアレイ134には、小さな受波素子複数個に加え、ハイパワーなピストンの送波素子136が複数個(136a～136d)備わっている。この送波素子136は、よりハイパワーな照明信号を組織に照射できるよう構成されているので、アレイ134内受波素子から得られる電気エコー信号の信号対雑音比は良好であり、その信号に基づき照射先組織の像を捉えることができる。

40

【0038】

本実施形態ではピストンの送波素子136が受波素子よりも大型であるので、受波素子を照射に使用した場合に比べ、照射可能な音響パワーが大きくなる。送波素子136を受

50

波素子と同じアレイに組み込まず、受波素子が属するアレイとは別のアレイ、例えば受波素子が属するアレイを取り巻く別の環状アレイに組み込むこともできる。注視領域を１個の送波素子１３６で照明できるよう、受波素子アレイを自転機構上に実装しその周囲で１個又は複数個の送波素子１３６を機械的に移動させる構成にしてもよい。注視領域全体を照明できるよう、受信素子アレイの周縁を巡り何らかの機構で複数個の送波素子１３６を反復移動させる構成にしてもよい。処置用トランスデューサを周回する受波素子（群）で環状撮像アレイを構成し、その受波素子に対し送波素子１３６を個別制御乃至非同期移動させる構成にしてもよい。

【００３９】

信号対雑音比が更に向上するよう、空間的又は時間的に符号化された駆動信号に従い駆動するに従い送波素子１３６を駆動するようにしてもよい。

【００４０】

図３Ａに、処置用トランスデューサから照射される低パワーレベル又は処置用パワーレベルの照明信号２００を示す。この処置用トランスデューサの焦点は、注視領域内組織が順次又は同時照明されるよう調整される。その処置用トランスデューサを取り巻く環状撮像アレイは、照明信号照射への応答である音響エコー信号を検知し、注視領域２０２内組織塊の像を示す電気エコー信号を出力する。領域２０２内組織塊を処置する際には、処置標的組織塊の一部に超音波信号が集束するよう処置用トランスデューサの焦点を然るべく変化させることで、その組織塊の処置を進める。

【００４１】

図３Ｂに、処置用超音波信号の送波先組織を取り巻く領域を、環状撮像アレイを用い捉えた円筒像２１０の例を示す。この像２１０の外面に現れる組織をディスプレイの二次元画面上に表示させる際には、例えば、仮想線２１４に沿い像２１０を切り開き、画面上に表示できるようその縁をびんと伸ばすことで、ストリップ画像２１２を作成して画面上に表示させればよい。像２１０内にガス、腸組織、骨等の不要組織組織が見えなければ、恐らくは、腸やガスが処置用超音波信号のビーム経路上に存在していない。像２１０を得るための照明信号２００は、処置用トランスデューサで発生させることも、環状撮像アレイ内受波素子のいずれかで発生させることもできる。先に示したように、よりハイパワーなピストンの送波素子を環状撮像アレイに組み込み、得られるエコー信号の信号対雑音比を高めることもできる。

【００４２】

図３Ｃに、処置用超音波信号の送波対象領域外に向くよう環状撮像アレイ内受波素子を指向させることで得られる円錐像２２０の一例を示す。図３Ｂに示した円筒像に対するこの像２２０の相違点は、像２２０に現れる組織の径が根元側と先端側とで異なる点にある。その点を除けば円筒像に同様であるので、この像２２０は円筒像の特殊形態と見なしうる。仮想線２２２沿いに像２２０を切り開き、二次元画面上に表示できるようその縁をびんと伸ばすことで、像２２０の外面に現れる組織を画面上に表示させることもできる。処置用超音波信号のビームが通過するであろう領域を、像２２０の外縁部に含めるようにしてもよい。

【００４３】

環状撮像アレイを用い、弾性を初めとする組織の機械特性を検知することもできる。その際には、例えば、処置用トランスデューサが撮像用トランスデューサを用い、照明信号のパルスを組織に照射し、それに対する音響エコー信号を検知する。次いで、処置用トランスデューサが環状撮像アレイを用い、よりハイパワーなプッシュ信号のパルスを組織に送波する。その後は、処置用トランスデューサが環状撮像アレイを用い、よりローパワーな照明信号のパルスを組織に再照射し、それに対する音響エコー信号を検知する。次いで、プッシュ信号送波前に検知したエコー信号と、プッシュ信号送波後に検知したエコー信号とを比較する。両者の差、例えば位相差からは、プッシュ信号で引き起こされた組織塊内諸点の相対運動がわかり、その相対運動からは、標的組織塊に属する組織の機械特性、例えばその組織の歪み、弾性、剛性、圧縮性、ポアソン比等の相対値又は絶対値がわかる

10

20

30

40

50

。求まった機械特性は、その組織に対する処置が十分な度合いに達した時点の検知、照明信号照射域に存する組織間の弾性差乃至剛性差の識別、既知種別組織の計測結果との比較による組織種別判別（例えば筋腫か否かの判別）等に役立つ。その機械特性を値別に色分けし、個々の部位の特性がわかるよう表示させることもできる。

【0044】

従って、本願における組織の「像」の概念には、その像内の諸点に組織内対応点でのエコー強度又はパワーが表示されるBモード像を初めとする従来型の像だけでなく、その像内の諸点に組織内対応点の機械特性が明示又は暗示されるタイプの像も含まれる。また、人間が知覚できる像だけでなく、人間が知覚できない像、例えば処置の制御に当たりコンピュータシステムで使用されるメモリに一群のデータとして保存されているだけでユーザ向けの画面には表示されない像も含まれる。照明信号照射はどの像の生成にも役立つ。処置用トランスデューサで発生させたハイパワーな照明信号なら組織の処置も行える。

【0045】

図4Aに、本発明の他の実施形態として、皮膚表面との間に距離dが生じるよう撮像アレイ内受波素子群を配置し、送波感度ひいては受波側での信号対雑音比を高めた実施形態を示す。環状撮像アレイ内受波素子が皮膚表面から離れているので、本実施形態では、送波元の受波素子から皮膚に到着するまでの間に、送波された信号が分散乃至拡散する。信号が分散するので、その分、環状撮像アレイ内受波素子の動作パワーを大きくすることができる。例えば、皮膚表面に照射してよい最大エネルギーが $500\text{ mW} / \text{cm}^2$ なら、それより大きなパワー例えば $600\text{ mW} / \text{cm}^2$ で環状撮像アレイ内受波素子を動作させても支障はない。分散に伴い照明信号照射面積が広がるけれども、照明信号で注視領域内に注入されるエネルギーは増大する。分散があるため皮膚表面におけるパワーが $500\text{ mW} / \text{cm}^2$ に留まるが、素子を皮膚に接触させた場合に比べ照明信号照射面積は増大する。

【0046】

図4Bに、更に他の実施形態として、皮膚表面に接触するよう環状撮像アレイ内受波素子群を配置し、照明信号が同時に照射されるようそれらの素子260を動作させる実施形態を示す。本実施形態では、複数個の素子260で同時照射が行われるので、注視領域内組織に照射されるエネルギーが大きくなる。更に、その照明信号を用い、単一の小型素子で照明した場合に近い均等さで組織を照明するため、その照明信号があたかも単一点状波源から発せられたかの如くに見せている。即ち、本実施形態では、一群の素子260を機械的に（例えば整形や拡縮で）又は電子的に合焦させることで、素子群の後方にある単一点状波源262又は素子群の前方にある単一点状波源264から信号が来ているように見せている。

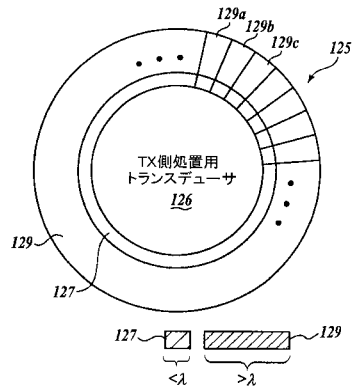
【0047】

フル合成開口画像の生成、例えば送受波双方での開口合成も可能である。例えば、一方の（例えば外側の）環状撮像アレイに属する個別の受波素子から照明信号を照射し、それに対するエコー信号を他方の環状撮像アレイに属する個別の受波素子で検知し、その結果をマトリクス等の配置に従い保存して開口合成処理に供すればよい。或いは、内側環状撮像アレイ内受波素子群を（拡縮等で）合焦させることで仮想的な点状波源を発生させ、外側環状撮像アレイ内受波素子群を用いエコー信号を受波するようにしてもよい。照明信号をもたらず点状波源が仮想的で、皮膚に接していないため、注入される信号パワーを大きくすることができる。

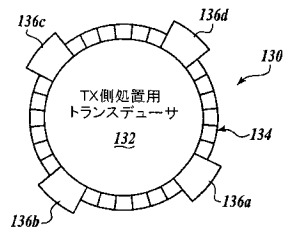
【0048】

以上、幾つかの実施形態について説明したが、本発明の技術的範囲内でそれらに様々な変形を施しうる点に留意されたい。例えば、円形の環状撮像アレイを使用する例を示したが、何個かのリニアアレイストリップを組み合わせて多角形又は折れ線状の環状撮像アレイを形成し、それを処置用トランスデューサの周縁沿いに配置するようにしてもよいので、その点に留意されたい。また、アプリケーションに備わる環状撮像アレイの個数が1個の例と2個の例を示したが、超音波信号の送波又は受波に役立つよう、更なる環状撮像アレイを追加することもできる。このように、本発明の技術的範囲は、排他的権利が及ぶ

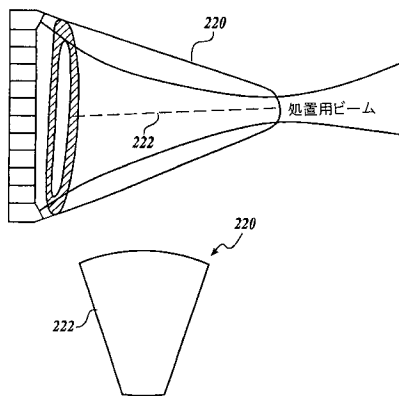
【図 2 C】



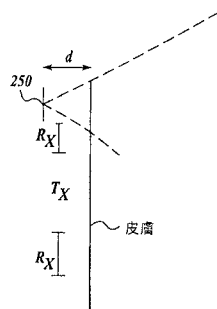
【図 2 D】



【図 3 C】



【図 4 A】



【図 3 A】

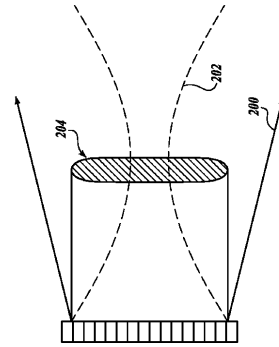


Fig. 3A.

【図 3 B】

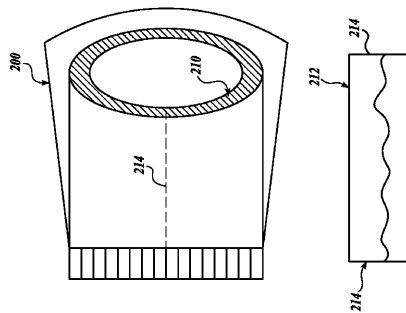


Fig. 3B.

【図 4 B】

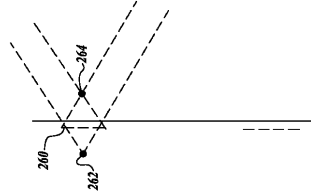




Fig. 4B.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2010/026565
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61N 7/00(2006.01)i, A61H 23/00(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61N 7/00; G06K 9/20; A61N 5/06; A61B 5/055; A61N 1/08; A61N 7/02		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: system, tissue, body, therapeutic, ultrasound signal, target		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2008-0221647 A1 (CHAMBERLAND DAVID L. et al.) 11 September 2008 See abstract and claims 1,16,	1-26
A	US 2008-0071165 A1 (MAKIN INDER RAJ S. et al.) 20 March 2008 See abstract and claims 1,10	1-26
A	US 2008-0086036 A1 (HARTLEY JESSE W. et al.) 10 April 2008 See abstract and claims 1,12,14,22	1-26
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 25 OCTOBER 2010 (25.10.2010)		Date of mailing of the international search report 26 OCTOBER 2010 (26.10.2010)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KIM Jun Gyu Telephone No. 82-42-481-8304 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2010/026565

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008-0221647 A1	11.09.2008	US 2008-221647 A1 WO 2008-103982 A3	11.09.2008 09.10.2008
US 2008-0071165 A1	20.03.2008	US 2004-0267253 A1 US 2005-0038423 A1 US 7135017 B2 US 7303555 B2	30.12.2004 17.02.2005 14.11.2006 04.12.2007
US 2008-0086036 A1	10.04.2008	None	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 4C160 JJ34 JJ35

4C601 DD30 EE11 EE13 FF12 FF16 GB05

专利名称(译)	用于超声治疗成像的涂药器		
公开(公告)号	JP2012519557A	公开(公告)日	2012-08-30
申请号	JP2011553170	申请日	2010-03-08
[标]申请(专利权)人(译)	米瑞碧利斯医疗公司		
申请(专利权)人(译)	紫茉莉墨药物		
[标]发明人	エメリーチャールズディー フリーメルバリー		
发明人	エメリー チャールズ ディー フリーメル バリー		
IPC分类号	A61B8/00 A61B18/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/485 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/00 A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/JJ34 4C160/JJ35 4C601/DD30 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/FF12 4C601/FF16 4C601/GB05		
优先权	61/158295 2009-03-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声治疗系统中使用的涂药器构造使得成像换能器围绕超声治疗换能器。在治疗换能器或成像换能器产生的照明信号以产生回波信号顺序地或同时在组织内感兴趣区域的照明信号照射，在受波元件由所述成像换能器的环形接收的回波信号它波动。通过处理器分析回声信号，我们捕获凝视区域内的组织图像。

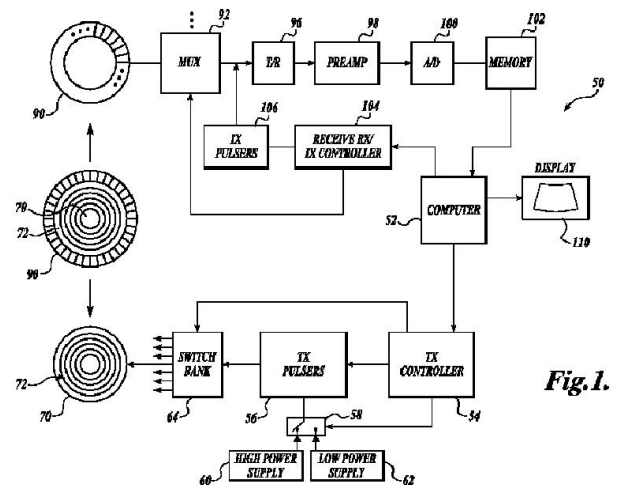


Fig.1.