

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2014-517704
(P2014-517704A)

(43) 公表日 平成26年7月24日(2014.7.24)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2013-555968 (P2013-555968)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) (22) 出願日	平成24年2月27日 (2012.2.27)	(74) 代理人	100107766 弁理士 伊東 忠重
(85) 翻訳文提出日	平成25年10月22日 (2013.10.22)	(74) 代理人	100070150 弁理士 伊東 忠彦
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/050886	(74) 代理人	100091214 弁理士 大貫 進介
(87) 国際公開番号	W02012/117328	(72) 発明者	ムジュノ, チャールズ オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アイン ドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビ ルディング 4 4
(87) 国際公開日	平成24年9月7日 (2012.9.7)		
(31) 優先権主張番号	11156819.2		
(32) 優先日	平成23年3月3日 (2011.3.3)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

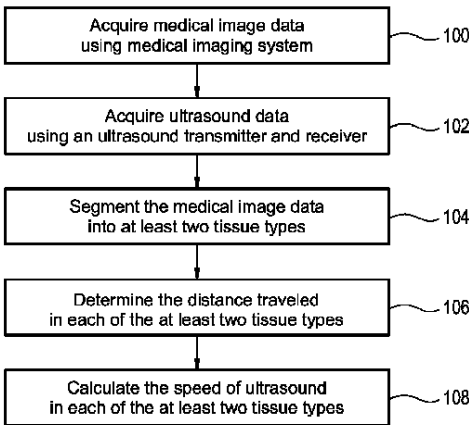
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 少なくとも2つの組織型内の超音波の速さの計算

(57) 【要約】

医療装置(400)は、少なくとも2つの経路(606、1114)に沿った超音波の速さを記述する超音波データを収集する超音波送信器(444、602)・受信器(446、604)システム(600)を有する。医療装置は更に、医用画像データを収集する医用撮像システム(402)と、プロセッサに前記医用画像データを収集(100、200)させる命令を格納したメモリ(464)とを有する。前記命令はプロセッサに更に前記超音波データを収集させる(102、202)。前記命令はプロセッサに更に、前記医用画像データを少なくとも2つの組織型にセグメント化させる(104、204)。前記命令はプロセッサに更に、被検体内の前記少なくとも2つの経路に対応する少なくとも2つの距離を決定させる(106、206)。前記命令はプロセッサに更に、前記少なくとも2つの組織型内での超音波の速さを計算させる(108、208)。

FIG. 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

- 超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムであり、前記超音波データは、被検体内の少なくとも 2 つの経路に沿った超音波の速さを記述する、超音波送信器・受信器システム；
- 前記被検体内の前記少なくとも 2 つの経路を記述する医用画像データを収集する医用撮像システム；
- 当該医療装置を制御するプロセッサ；
- 機械実行可能命令を格納したメモリであり、前記命令の実行が前記プロセッサに：
 - 前記医用撮像システムを用いて前記医用画像データを収集させ；
 - 前記超音波送信器・受信器システムを用いて前記超音波データを収集させ；
 - 前記医用画像データをセグメント化させて少なくとも 2 つの組織型を特定させ；
 - 前記被検体内の前記少なくとも 2 つの経路の各々に関して前記被検体内の少なくとも 2 つの距離を決定させ、ただし、前記少なくとも 2 つの距離は、前記超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも 2 つの組織型内で進行した距離に等しく；
 - 前記超音波データと、前記少なくとも 2 つの経路の各々に関する前記少なくとも 2 つの距離とに従って、前記少なくとも 2 つの組織型の各々内での超音波の速さを計算させる；

メモリ；

を有し、

当該医療装置は更に、前記被検体内の標的ゾーンを超音波破碎する高密度焦点式超音波システムを有し、前記高密度焦点式超音波システムは、超音波エネルギーを生成する超音波トランスデューサを有し、前記超音波トランスデューサは複数の超音波トランスデューサ素子を有し、前記複数の超音波トランスデューサ素子の各々の位相が制御可能であり、前記命令の実行は前記プロセッサに更に、前記セグメント化された医用画像データと、前記少なくとも 2 つの組織型の各々内での超音波の速さとに従って、一組のトランスデューサ素子位相を計算させる、

医療装置。

【請求項 2】

当該医療装置はタンクを有し、前記タンクは、超音波伝導液と前記被検体の一部とを受け入れるための開口を有し、前記一部は前記標的ゾーンを含み、前記超音波送信器・受信器システムは、主として前記タンクを通る第 1 の平面内で、超音波を送信して受信するように適応され、前記第 1 の平面は前記開口の下方にあり、前記複数の超音波トランスデューサ素子は前記第 1 の平面の下方の第 2 の平面の下方にある、請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 3】

前記超音波トランスデューサは前記第 2 の平面の上方に焦点を合わされる、請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 4】

前記超音波トランスデューサは前記第 2 の平面の下方に焦点を合わされる、請求項 2 に記載の医療装置。

【請求項 5】

前記少なくとも 2 つの経路は前記被検体を貫通している、請求項 2 乃至 4 の何れか一項に記載の医療装置。

【請求項 6】

前記命令の実行は前記プロセッサに更に：

- 前記超音波送信器・受信器システムを用いて基準超音波データを収集させ、ただし、前記基準超音波データは、前記超音波伝導液を通る少なくとも 2 つの基準経路に沿って収集され、前記基準超音波データは超音波振幅測定結果を有し、前記超音波データは超音波

振幅測定結果を有し；且つ

- 前記少なくとも2つ組織型の各々に関して減衰値を計算させ、ただし、前記減衰値は、前記超音波データの前記超音波振幅測定結果及び前記基準超音波データの前記超音波振幅測定結果と、前記少なくとも2つ経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離と、に従って計算される；

請求項5に記載の医療装置。

【請求項7】

当該医療装置は更に、前記被検体及び／又は前記超音波送信器・受信器システムを位置決めする位置決めシステムを有し、前記命令の実行は前記プロセッサに更に：

- 前記セグメント化された医用画像データ内で骨組織を特定させ；且つ
- 前記少なくとも2つの経路が前記骨組織で反射されて前記受信器システムによって受信されるように、前記被検体及び／又は前記超音波送信器・受信器システムを位置決めさせる；

請求項1乃至4の何れか一項に記載の医療装置。

【請求項8】

前記命令の実行は前記プロセッサに更に、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波減衰を、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離に従って計算させる、請求項1乃至7の何れか一項に記載の医療装置。

【請求項9】

前記命令の実行は前記プロセッサに更に：

- 前記高密度焦点式超音波システムに前記標的ゾーンを超音波破碎させるための超音波制御信号を、前記一組のトランスデューサ素子位相に従って生成させ；且つ
- 前記超音波制御信号を前記高密度焦点式超音波システムへと送信させる；

請求項1乃至8の何れか一項に記載の医療装置。

【請求項10】

前記医用撮像システムは、撮像ゾーンから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムであり、前記標的ゾーンは前記撮像ゾーン内にあり、前記命令の実行は前記プロセッサに更に：

- 前記超音波トランスデューサから前記標的ゾーンまで生成される経路に沿って磁気共鳴サーモメトリデータを収集させ；
- 前記セグメント化された医用画像データと前記磁気共鳴サーモメトリデータとに従って、一組の温度補償されたトランスデューサ素子位相を計算させ；
- 前記一組の温度補償されたトランスデューサ素子位相に従って、温度補正された超音波制御信号を生成させ；且つ
- 前記温度補正された超音波制御信号を前記高密度焦点式超音波システムへと送信させる；

請求項9に記載の医療装置。

【請求項11】

前記医用撮像システムは、磁気共鳴撮像システム、コンピュータ断層撮影システム、及び診断超音波システムのうちの何れか1つである、請求項1乃至9の何れか一項に記載の医療装置。

【請求項12】

医療装置の作動方法であって、前記医療装置は、超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムを有し、前記超音波データは、被検体内の少なくとも2つの経路に沿った超音波の速さを記述し、前記医療装置は更に、前記被検体内の前記少なくとも2つの経路を記述する医用画像データを収集する医用撮像システムを有し、当該方法は：

- 前記医用撮像システムを用いて前記医用画像データを収集するステップ；
- 前記超音波送信器・受信器システムを用いて前記超音波データを収集するステップ；
- 前記医用画像データを少なくとも2つの組織型にセグメント化するステップ；
- 超音波により、前記被検体内の前記少なくとも2つの経路の各々に関して前記被検体

内の少なくとも２つの距離を決定するステップであり、前記少なくとも２つの距離は、前記超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも２つの組織型内で進行した距離に相当する、ステップ；及び

- 前記超音波データと、前記少なくとも２つの経路の各々に関する前記少なくとも２つの距離とに従って、前記少なくとも２つの組織型の各々内での超音波の速さを計算するステップ；

を有し、

前記医療装置は更に、前記被検体内の標的ゾーンを超音波破碎する高密度焦点式超音波システムを有し、前記高密度焦点式超音波システムは、超音波エネルギーを生成する超音波トランスデューサを有し、前記超音波トランスデューサは複数の超音波トランスデューサ素子を有し、前記複数の超音波トランスデューサ素子の各々の位相が制御可能であり、当該方法は更に、前記セグメント化された医用画像データと前記少なくとも２つの組織型の各々内での超音波の速さとに従って一組のトランスデューサ素子位相を計算するステップを有する、

医療装置の作動方法。

【請求項１３】

医療装置を制御するプロセッサにより実行される機械実行命令を有するコンピュータプログラムであって、前記医療装置は、超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムを有し、前記超音波データは、被検体内の少なくとも２つの経路に沿った超音波の速さを記述し、前記医療装置は更に、前記被検体内の前記少なくとも２つの経路を記述する医用画像データを収集する医用撮像システムを有し、前記命令の実行は前記プロセッサに：

- 前記医用撮像システムを用いて前記医用画像データを収集させ；
- 前記超音波送信器・受信器システムを用いて前記超音波データを収集させ；
- 前記医用画像データを少なくとも２つの組織型にセグメント化させ；
- 超音波により、前記被検体内の前記少なくとも２つの経路の各々に関して前記被検体内の少なくとも２つの距離を決定させ、ただし、前記少なくとも２つの距離は、前記超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも２つの組織型内で進行した距離に相当し；

- 前記超音波データと、前記少なくとも２つの経路の各々に関する前記少なくとも２つの距離とに従って、前記少なくとも２つの組織型の各々内での超音波の速さを計算させ；
且つ

超音波エネルギーを生成する超音波トランスデューサを有する高密度焦点式超音波システムを制御させ、前記超音波トランスデューサは複数の超音波トランスデューサ素子を有し、前記複数の超音波トランスデューサ素子の各々の位相が制御可能であり、前記セグメント化された医用画像データと、前記少なくとも２つの組織型の各々内での超音波の速さとに従って、一組のトランスデューサ素子位相が計算される；

コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医用撮像に関し、特に、超音波と医用撮像とを用いた組織内の超音波の速度の計算に関する。

【背景技術】

【０００２】

焦点式超音波トランスデューサからの超音波は、人体の内部の領域を選択的に治療するために使用されることができる。超音波は高エネルギーの機械的振動として伝送される。これらの振動は減衰されるときに組織加熱を誘起するとともに、キャビテーションをもたらし得る。組織加熱及びキャビテーションはどちらも、或る臨床設定において、組織を破壊するために使用されることができる。しかしながら、超音波を用いて組織を加熱するこ

10

20

30

40

50

とは、キャビテーションより制御が容易である。超音波治療は、組織を切除するため、また、癌細胞の領域を選択的に消し去るために使用され得る。この技術は、子宮筋腫の治療に適用されており、子宮摘出術の必要性を減らしてきている。より低いパワー又はパルスモードにおいて、超音波は、遺伝物質又は薬剤を或る領域に選択的に送達するために使用されることができる。

【 0 0 0 3 】

超音波治療を行うため、特定の治療ボリューム（容積部）に超音波を集束させるよう、焦点式超音波トランスデューサを使用することができる。トランスデューサは典型的に、超音波を伝達することができる例えば脱気水などの媒体内に搭載される。そして、アクチュエータを用いて、超音波トランスデューサの位置が調整され、それにより、処置される組織領域が調整される。

10

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 は、組織を通じて超音波エネルギーを集束させるシステムと、組織領域を撮像するイメージャとを示している。超音波エネルギーを集束させるために、位相及び振幅の補正係数が用いられている。それぞれの補正係数が、それらの組織型（tissue type）内での組織型の音速の変化を補償する。それらの補正係数は、画像を分析してそれらの画像から組織特性を特定することによって決定されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

20

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 1 2 2 3 2 3 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、独立請求項にて、医療装置、方法、及びコンピュータプログラムを提供する。実施形態が従属請求項にて与えられる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

高密度焦点式超音波（High Intensity Focused Ultrasound；HIFU）による乳癌の治療において、超音波は、例えば $1451 \pm 36 \text{ m/s}$ 及び $1538 \text{ m/s} \pm 22 \text{ m/s}$ の超音波の波速によってそれぞれ特徴付けられる皮下脂肪及び腺組織など、幾つかの媒体を横切って進行する。ビーム経路内で、これら 2 つの組織型の 1 cm 厚の変化は、ビームの焦点をずらすのに十分な 210° の位相収差を誘起する。HIFU 治療はしばしば、癌を位置特定し、治療を計画し、そして温熱療法（ハイパーサーミア）手順をモニタするため、磁気共鳴撮像（MRI）を組み合わされる。

30

【 0 0 0 8 】

MRI 又はその他の撮像モダリティによって提供される解剖学的画像はまた、組織の波速及び減衰の先験性に基づいて位相及び振幅の逸脱補償を処理するために使用され得る。しかしながら、乳房組織の波速は（リフォーカシング（再焦点合わせ）を計算するのに必須のパラメータ）は患者及び年齢に依存する。本発明の実施形態は、医用撮像システムの内部に超音波の放射器（エミッタ）及び受信器（レシーバ）を付加することによって治療前又は治療中に組織型の波速及び減衰を特徴付ける装置及び／又は方法を提供し得る。超音波放射器及び受信器は、数少ない方向に沿って超音波の伝搬時間及び減衰を測定するために使用され、解剖学的画像が、それらの方向に沿っての各組織型の特徴付けを提供する。故に、波速及び減衰の値は、双方のデータを組み合わせることによって得られる。そのような組織特徴付けは、温熱療法の前又は最中に迅速に得られるものであり、より良好な治療効率及び精度のためにビームリフォーカシングを向上させることになる。

40

【 0 0 0 9 】

MR 誘導式 HIFU による乳癌の治療は、最近、臨床実用に入る大きな可能性を示している。しかしながら、超音波ビームの遠視野内に位置する胸郭、心臓及び肺への望ましく

50

ない組織損傷のかなりリスクによって、幅広い臨床的支持が阻まれている。本発明の実施形態は、横方向の主ビーム方向を有するトランスデューサ設計の使用によって、これらのリスクを回避する手法を提供し得る。さらに、ビームの近視野における低めのエネルギー密度が、皮下組織層の望ましくない温度上昇に関する安全限界を超えることなく一層大きい腫瘍を治療することを可能にする。

【0010】

大口径トランスデューサ設計のフォーカルポイント（焦点）の品質は、一様でない伝搬媒体の影響を遙かに受けやすい。乳房組織は、音響的観点において、6%もの音響伝搬速度の変動を示す腺組織、脂肪組織及び繊維組織の複合構造であるので、このような設計の使用は一般的には低質なビームをもたらし得る。

10

【0011】

本発明の実施形態は、ビーム品質を回復する補正機能を提供し得る。全ての患者に対して同等の組織音響特性を仮定する補正関数の計算の基礎として高分解能CT撮像を使用する経頭蓋HIFUアブレーションシステムの設計も同様の問題に遭遇している。そうとはいえ、それらの方法は、骨組織中のビーム伝搬に起因する収差の特徴付け及び補正を行うように最適化されているので、乳房組織に直接的に移転可能なものではない。また、マルチモダリティ（CT及びMRI）の使用は、システムの利用可能性、作業継続時間及び画像レジストレーション（整合）に関する問題を誘起する。故に、HIFUを用いた乳癌の最適な非侵襲治療に大口径トランスデューサ設計を使用することを可能にする鍵となるのは、臨床的に意義のある時間フレーム（時間枠）で乳房組織の音響特性を特徴付ける効率的で非侵襲的な方法である。

20

【0012】

MR撮像は、優れた軟組織コントラストを示し、故に、不均質組織構造を高い空間分解能でマッピングすることができる。この情報と、複数の異なる乳房組織型の体内（インビボ）波速測定 of 所定のテーブル（表）との組合せを用いて、リフォーカシング方法を処理し得る。しかしながら、皮下脂肪や腺組織の波速が患者及び年齢に依存するため、この方法には限界がある。

【0013】

乳房組織の波速を定量化するために、飛行時間式超音波断層撮影プラットフォームが提案されている。しかしながら、それによる測定は、超音波の現状技術に制約されたコントラスト及び空間分解能で長いスキャン時間（品目のスライス当たり9分）を要する。本発明の実施形態は、超音波組織特性を特徴付ける手段を、（超音波波速測定以外の）1つ又は複数の撮像モダリティと組み合わせることによって、より患者特定の、HIFU治療の組織不均質性補償を可能にし得る。

30

【0014】

超音波放射器及び受信器を、患者の解剖学的画像と組み合わせて用いることで、超音波速さ及び超音波減衰を特徴付けることができる。解剖学的画像は、例えば：

- ・磁気共鳴撮像（MRI）
- ・X線写真
 - 蛍光透視
 - X線投影
- ・核医学
 - シンチグラフィ
 - SPECT
 - 陽電子放出断層撮影（PET）
- ・光音響撮像
- ・胸部サーモグラフィ
- ・断層撮影（トモグラフィ）
 - リニアトモグラフィ
 - ポリトモグラフィ

40

50

- ソノグラフィ
- オルトパントモグラフィ (OPT 又は OPG)
- コンピュータトモグラフィ (CT)
- コンピュータアキシャルトモグラフィ (CAT)

・超音波検査

などのうちの1つの撮像モダリティを用いて、あるいは複数の撮像モダリティを組み合わせで取得され得る。

【0015】

超音波放射器及び受信器は、複数の組織層にわたっての伝搬遅延及び減衰を測定することができる。また、別の撮像モダリティは、超音波の伝搬方向に沿って、以下の特性：

10

- ・複数の組織層の各々の厚さ
- ・組織密度分布
- ・温度分布

の定量化を提供することができる。

【0016】

超音波放射器及び受信器による測定と別の撮像モダリティとを組合せることは、最適ナリフォーカシングを処理するのに必要な、患者特定の、各組織型の超音波速さ及び減衰の見積もりを向上させることができる。

【0017】

本発明の実施形態により、組織の特徴付けは、患者スクリーニング段階中に処理され、あるいはプランニング段階中に処理され、あるいは有意な手順遅延なくHIFU治療中にオンザフライで処理され得る。超音波エコーの収集は、大抵のその他の医用撮像モダリティの収集時間より遙かに短い数ミリ秒を必要とするのみである。また、各システムが同一のプラットフォームに統合され、且つ収集システムが相互間での干渉を回避するように設計されている場合、超音波エコーの収集は、その他の撮像モダリティの使用と同時に Rowe 得る。あるいは、データは、何らかの順序で別々に収集されて、必要な全てのデータの収集後に処理工程に向けて共に組み合わせられてもよい。

20

【0018】

例えば、治療をプランニングするために最初に収集されたMRIデータが、選択された標的領域に対する収差補正を処理するために再利用され得るので、それに関連する収集期間追加期間として考えなくてよい。

30

【0019】

しかしながら、生体構造(組織厚さ)を測定するとともに、同じセッション中に同時あるいは順次に超音波エコーを収集することは、それらが自動的に同じ基準フレーム内にあるという利点が存在する。組織厚さの測定とエコーの収集とが2つの異なるセッションで別々に行われる場合には、飛行時間を調べるために使用される超音波エコーと解剖学的情報とを共にレジストレーションするために、双方の測定中の患者位置を完全に確信する必要がある。

【0020】

乳癌の治療は、乳房組織の容易な特徴付けのために超音波放射器と受信器とを直線に沿って互いに向き合わせることができるので、本発明の実施形態の好適な一用途である。また、大口径トランスデューサを用いた乳癌の治療は、組織収差に一層敏感であり、この用途を更に本質的なものにする。

40

【0021】

‘コンピュータ読み取り可能記憶媒体’は、ここでは、コンピューティング装置のプロセッサによって実行可能な命令を格納し得る如何なる有形記憶媒体をも包含するものである。コンピュータ読み取り可能記憶媒体は、コンピュータ読み取り可能持続的記憶媒体とも呼ばれ得る。コンピュータ読み取り可能記憶媒体はまた、有形コンピュータ読み取り可能媒体とも呼ばれ得る。一部の実施形態において、コンピュータ読み取り可能記憶媒体はまた、コンピューティング装置のプロセッサによってアクセスされることが可能なデータ

50

を格納し得る。コンピュータ読み取り可能記憶媒体の例は、以下に限られないが、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、光ディスク、磁気光ディスク、プロセッサのレジスタファイルを含む。光ディスクの例は、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、又はDVD-Rといった、コンパクトディスク（CD）及びデジタル多用途ディスク（DVD）を含む。コンピュータ読み取り可能記憶媒体なる用語はまた、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータ装置によってアクセスされることが可能な様々な種類の記録媒体をも意味する。例えば、データは、モデム上、インターネット上、又はローカルエリアネットワーク上で取り出され得る。

10

【0022】

‘コンピュータメモリ’又は‘メモリ’はコンピュータ読み取り可能記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサにとって直接的にアクセス可能なメモリである。コンピュータメモリの例は、以下に限られないが、RAMメモリ、レジスタ、及びレジスタファイルを含む。

【0023】

‘コンピュータストレージ’又は‘ストレージ’はコンピュータ読み取り可能記憶媒体の一例である。コンピュータストレージは不揮発性コンピュータ読み取り可能記憶媒体である。コンピュータストレージの例は、以下に限られないが、ハードディスクドライブ、USBサムメモリ、フロッピー（登録商標）ドライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM、及びソリッドステートハードドライブを含む。一部の実施形態において、コンピュータストレージはコンピュータメモリであってもよく、その逆もまた然りである。

20

【0024】

‘プロセッサ’は、ここでは、プログラム又は機械実行可能命令を実行することができる電子部品を包含するものである。“プロセッサ”を有するコンピューティング装置への言及は、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含む場合があるものとして解釈されるべきである。プロセッサは例えばマルチコアプロセッサとし得る。プロセッサはまた、単一のコンピュータシステム内の、あるいは複数のコンピュータシステム間で分散された、複数のプロセッサの集合を意味し得る。コンピューティング装置なる用語も、各々が1つ以上のプロセッサを有する複数のコンピューティング装置の集合若しくはネットワークを意味する場合があるとして解釈されるべきである。多くのプログラムは、同一のコンピューティング装置内とし得る複数のプロセッサ、又は複数のコンピューティング装置にまたがって分散され得る複数のプロセッサ、によって実行される命令を有する。

30

【0025】

‘ユーザインタフェース’は、ここでは、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすることを可能にするインタフェースである。‘ユーザインタフェース’はまた、‘ヒューマンインタフェース装置’とも呼ばれ得る。ユーザインタフェースは、オペレータに情報又はデータを提供し、且つ/或いはオペレータから情報又はデータを受信し得る。ユーザインタフェースは、オペレータからの入力がコンピュータによって受信されることを可能にし得るとともに、コンピュータからの出力をユーザに提供し得る。換言すれば、ユーザインタフェースは、オペレータがコンピュータを制御あるいは操作することを可能にし得るとともに、コンピュータがオペレータの制御又は操作の効果を指し示すことを可能にし得る。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインタフェース上でのデータ又は情報の表示は、オペレータに情報を提供することの一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、配線付きグローブ、ダンスパッド、リモートコントローラ、及び加速度計を介したデータの受信は全て、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザインタフェースコンポーネントの例である。

40

【0026】

50

‘ハードウェアインタフェース’は、ここでは、コンピュータシステムのプロセッサが外部のコンピューティング装置及び／又は機器とインタラクトする、あるいはそれらを制御する、ことを可能にするインタフェースを包含するものである。ハードウェアインタフェースは、プロセッサが外部コンピューティング装置及び／又は機器に制御信号又は命令を送信することを可能にし得る。ハードウェアインタフェースはまた、プロセッサが外部コンピューティング装置及び／又は機器とデータを交換することを可能にし得る。ハードウェアインタフェースの例は、以下に限られないが、ユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、RS-232ポート、IEEE 488ポート、ブルートゥース接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インタフェース、MIDIインタフェース、アナログ入力インタフェース、及びデジタル入力インタフェースを含む。

10

【0027】

‘医用画像データ’は、医用撮像システムを用いて収集された1次元、2次元又は3次元のデータを包含するものである。‘医用撮像システム’は、ここでは、患者の身体構造についての情報を収集し、1次元、2次元又は3次元の医用画像データのセットを構築するように適応された装置を包含するものである。医用画像データは、医師による診断に有用な視覚化を構築するために使用され得る。この視覚化はコンピュータを用いて実行されることができる。

【0028】

磁気共鳴（MR）データは、ここでは、磁気共鳴撮像スキャン中に磁気共鳴装置のアンテナによって記録される、原子スピンにより放射される無線周波数信号の測定結果として定義される。磁気共鳴撮像画像は、ここでは、磁気共鳴撮像データ内に含まれる解剖学的データの、再構成された1次元、2次元又は3次元視覚化として定義される。この視覚化は、プロセッサ又はコンピュータを用いて実行されることができる。磁気共鳴画像は医用画像データの一例である。

20

【0029】

‘超音波データ’は、ここでは、対象物中を伝送される超音波ビームを記述するデータを包含するものである。超音波データは、以下に限られないが、送信器による送信時間、放射される超音波の周波数、受信器による受信時間、送信と受信との間の遅延、送信振幅、反射振幅、及び受信器によって測定された超音波の振幅、のうちの如何なる組み合わせをも有していてもよい。例えば、超音波が骨又はその他の硬組織構造で跳ね返されたり跳ね飛ばされたりする場合、反射の振幅及び遅延が特に関心あるものとなり得る。

30

【0030】

‘超音波の速さ’は、ここでは、固体媒体又は液体媒体中を超音波が伝播する速度を記述する量を包含するものである。超音波の速さなる用語は、超音波の波速、音の速さ、音速度、音速、超音波速、及び超音波速度と同義である。

【0031】

‘超音波ウィンドウ’は、ここでは、超音波の波動又はエネルギーを伝送することが可能なウィンドウ（窓）を包含するものである。典型的に、薄膜又はメンブレインが超音波ウィンドウとして使用される。超音波ウィンドウは例えば、BOPET（二軸延伸ポリエチレンテレフタレート）の薄いメンブレインで製造され得る。

40

【0032】

一態様において、本発明は、超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムを有する医療装置を提供する。超音波データは、被検体内の少なくとも2つの経路に沿った超音波の速さを記述する。超音波送信器は超音波を放射し、受信器は超音波を受ける。例えば、超音波のパルスが、超音波送信器によって放射され、そして、超音波受信器によって受信される。受信された超音波パルスの振幅及び／又は遅延が、超音波受信器によって決定され得る。

【0033】

医療装置は更に、被検体内の前記少なくとも2つの経路を記述する医用画像データを収

50

集する医用撮像システムを有する。医療装置は更に、当該医療装置を制御するプロセッサを有する。医療装置は更に、機械実行可能命令を格納したメモリを有する。

【0034】

機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、医用撮像システムを用いて医用画像データを収集させる。例えば、プロセッサが制御信号を医用撮像システムに送信し、医用画像データが収集されるように制御する。機械実行可能命令の実行はプロセッサに更に、超音波送信器・受信器システムを用いて超音波データを収集させる。医用画像データと超音波データとが収集される順序は関係ない。例えば、先ず医用画像データが収集されてもよいし、先ず超音波データが収集されてもよいし、医用画像データ及び超音波データが同時に収集されてもよい。

10

【0035】

機械実行可能命令の実行はプロセッサに更に、医用画像データを少なくとも2つの組織型にセグメント化させる。医用画像データは、被検体の生体構造を記述し得る。少なくとも2つの異なる種類の組織が、医用画像データ内で識別あるいはセグメント化される。医用画像データは、標準的なセグメンテーションアルゴリズムを用いてセグメント化されてよい。例えば、医用画像データの解剖学的データ内のランドマークが特定され得る。他の一例において、変形可能モデルが医用画像データにフィッティングされる。機械実行可能命令の実行はプロセッサに更に、被検体内の前記少なくとも2つの経路の各々に関して被検体内の少なくとも2つの距離を決定させる。該少なくとも2つの距離は、超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも2つの組織型内で進行したそれぞれの距離に相当する。機械実行可能命令の実行はプロセッサに更に、超音波データと、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離とに従って、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波の速さを計算させる。

20

【0036】

この実施形態は、被検体の複数の組織型内での音又は超音波の速度を正確に決定するために使用され得るので、特に有利である。例えば、被検体の一部が2種類以上の組織を含む場合、異なる種類の組織内での音の速度は異なることが予想され得る。異なる組織領域における超音波の速度を正確に決定することにより、より正確に超音波を集束させ得る。これは、ワイドアパーチャトランスデューサの場合のように個々のフェイズドアレイトランスデューサ素子のビーム経路が大きく異なるときに特に有益である。複数の経路に沿って超音波が放射され、そして、医用画像データを用いて、複数の異なる組織型の各々内で超音波がどれだけ長くどれだけ距離だけ進行するかが決定される。これら距離の知見を、超音波が各経路を横断するのにどれだけ時間を要するかの知見と組み合わせることで、超音波の速度を計算することが可能になる。例えば、超音波データは、超音波パルスが超音波送信器によって送信されたのと、それが受信器によって受信されたのとの間の遅延を含み得る。

30

【0037】

この実施形態はまた、組織内の超音波速度は診断的重要性を有するので有利となり得る。

【0038】

他の一実施形態において、超音波送信器・受信器システムは第1の座標系を有し、医用撮像システムは第2の座標系を有する。第1の座標系は第2の座標系にレジストレーションされる。医用撮像システムと超音波送信器・受信器システムとによるデータ収集を相互に関連付けることができるので、これは有利である。これは、音速の正確な決定に必要な1つの共通座標系へのデータ融合を可能にする。

40

【0039】

他の一実施形態において、医療装置は更に、被検体内の標的ゾーンを超音波破碎（ソニケーション）する高密度焦点式超音波システムを有する。高密度焦点式超音波システムは、超音波エネルギーを生成する超音波トランスデューサを有する。超音波トランスデューサは複数の超音波トランスデューサ素子を有する。複数の超音波トランスデューサ素子の

50

各々の位相は制御可能である。例えば、超音波トランスデューサ素子の各々が交流電源によって駆動され得る。複数の超音波トランスデューサ素子の各々に供給される電力の位相及び／又は振幅が制御可能にされ得る。

【0040】

命令の実行はプロセッサに更に、セグメント化された医用画像データと、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波の速さとに従って、一組のトランスデューサ素子位相を計算させる。例えば、或る特定の位置を超音波破碎することが望ましい場合、この位置が、セグメント化された医用画像データ内で特定され得る。高密度焦点式超音波トランスデューサの位置と2つの組織型に対する超音波の速さとの間の関係の知見により、一組のトランスデューサ素子の各々の適切な位相が、高密度焦点式超音波が適切に集束されるように選定されることを可能にする。これを行わない場合には、標的ゾーンでの位相は、複数の異なる組織型で様々な異なる超音波速度が存在することによる影響を受けてしまい得る。この実施形態は、集束される超音波が標的ゾーン内に正確にフォーカシングされることを可能にするので、特に有利である。

10

【0041】

他の一実施形態において、医療装置はタンクを有する。タンクは、超音波伝導液と被検体の一部とを受け入れるための開口を有する。タンクは例えば、超音波伝導液を充填されることが可能な容器又はコンテナとし得る。超音波伝導液は、ここでは、超音波エネルギーを伝達するように適応された如何なる液体をも包含するものである。超音波伝導液は、例えば、ゲル、オイル又は水とし得る。タンクが超音波伝導液で部分的に充たされ、そして、被検体の一部がタンク内に置かれる。該一部は標的ゾーンを含む。超音波送信器・受信器システムは、主としてタンクを通る第1の平面内で、超音波を送信して受信するように適応される。主としてとは、超音波送信器・受信器システムの超音波送信器及び受信器が、超音波送信器によって生成される超音波の大部分が第1の平面中を進行するように配置されることを意味する。超音波の大部分が、第1の平面中を進行するように生成される。第1の平面は前記開口の下方にある。前記複数の超音波トランスデューサ素子は第2の平面の下方にあり、第2の平面は第1の平面の下方にある。

20

【0042】

他の一実施形態において、超音波トランスデューサは第2の平面の上方に焦点を合わされる。この実施形態は、超音波トランスデューサが上向きに、場合によりタンクの頂部又は外に、焦点合わせされるので有利である。

30

【0043】

他の一実施形態において、超音波トランスデューサは第2の平面の下方に焦点を合わされる。この実施形態においては、ソニケーション領域の上方で超音波データが収集される。

【0044】

他の一実施形態において、前記少なくとも2つの経路は被検体を貫通している。

【0045】

他の一実施形態において、命令の実行はプロセッサに更に、超音波送信器・受信器システムを用いて基準超音波データを収集させる。基準超音波データは、超音波伝導液を通る少なくとも2つの基準経路に沿って収集される。基準超音波データは超音波振幅測定結果を有する。上記超音波データは超音波振幅測定結果を有する。命令の実行はプロセッサに更に、少なくとも2つの組織型の各々に関して減衰値を計算させる。減衰値は、超音波データの超音波振幅測定結果及び基準超音波データの超音波振幅測定結果と、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離とに従って計算される。この情報を用いて、各組織型における減衰を計算することができる。

40

【0046】

他の一実施形態において、医療装置は更に、被検体及び／又は超音波送信器・受信器システムを位置決めする位置決めシステムを有する。命令の実行はプロセッサに更に、セグメント化された医用画像データ内で骨組織を特定させる。命令の実行はプロセッサに更に

50

、前記少なくとも2つの経路が骨組織で反射されて受信器システムによって受信されるように、被検体及び／又は超音波送信器・受信器システムを位置決めさせる。例えば、プロセッサは、超音波送信器・受信器システムの位置を作動させる機械的作動（アクチュエエーティング）システムに接続され得る。他の例では、プロセッサは、被検体の位置を制御することが可能な患者位置決めシステムを制御することができてもよい。この実施形態において、超音波は被検体に入り、骨によって反射される。例えば、このような一実施形態において、送信器及び受信器は、被検体が接触している超音波ウィンドウに対して位置決めされ得る。この実施形態は、超音波が通ることができない被検体領域の付近で組織中での超音波速度及び／又は組織内での超音波減衰を決定することができるので、非常に有利となり得る。例えば、超音波ビームを胸郭に通すことは困難である。

10

【0047】

他の一実施形態において、命令の実行はプロセッサに更に、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波減衰を、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離に従って計算させる。

【0048】

他の一実施形態において、命令の実行はプロセッサに更に、前記一組のトランスデューサ素子位相に従って超音波制御信号を生成させる。ここでは、超音波制御信号とは、高密度焦点式超音波システムを制御することが可能なコマンド及び／又は信号のことである。超音波制御信号は、高密度焦点式超音波システムに標的ゾーンを超音波破碎させる。命令の実行はプロセッサに更に、超音波制御信号を高密度焦点式超音波システムへと送信させる。

20

【0049】

他の一実施形態において、医用撮像システムは、撮像ゾーンから磁気共鳴データを収集する磁気共鳴撮像システムである。標的ゾーンは撮像ゾーン内にある。命令の実行はプロセッサに更に、超音波トランスデューサから標的ゾーンまで生成される経路に沿って磁気共鳴サーモメトリ（温度測定）データを収集させる。命令の実行はプロセッサに更に、セグメント化された医用画像データと磁気共鳴サーモメトリデータとに従って、一組の温度補償されたトランスデューサ素子位相を計算させる。

【0050】

命令の実行はプロセッサに更に、一組の温度補償されたトランスデューサ素子位相に従って、温度補正された超音波制御信号を生成させる。命令の実行はプロセッサに更に、温度補正された超音波制御信号を高密度焦点式超音波システムへと送信させる。この実施形態は、前記少なくとも2つの組織型中での超音波速度が温度補償され得るので、特に有利である。身体組織の温度は比較的一定のままであるが、高密度焦点式超音波システムを用いて標的ゾーンを加熱するとき、ホットスポットが発達し得る。さらに、標的ゾーン内のソニケーションポイントも熱くなって超音波の速度を変化させ得る。これは、僅かながらも焦点ぼけ（デフォーカシング）を生じさせ得る。超音波トランスデューサの近視野における加熱も焦点ぼけを生じさせ得る。

30

【0051】

他の一実施形態において、医用撮像システムは磁気共鳴撮像システムである。この実施形態において、医用画像データは磁気共鳴画像データセットとし得る。磁気共鳴撮像システムは磁気共鳴データを収集し、それを磁気共鳴画像データへと再構成し得る。

40

【0052】

他の一実施形態において、医用撮像システムはコンピュータ断層撮影システムである。

【0053】

他の一実施形態において、医用撮像システムは診断超音波システムである。

【0054】

他の一実施形態において、前記少なくとも2つの経路は、被検体を通る複数あるいは多数の経路である。統計手法を用いて、被検体内の前記少なくとも2つの組織型を通る超音波の振幅及び／又は速度を正確に決定し得る。

50

【 0 0 5 5 】

他の一態様において、本発明は、医療装置の作動方法を提供する。当該方法はまた、コンピュータにより実行される方法を提供し得る。医療装置は、超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムを有する。超音波データは、被検体内の少なくとも2つの経路に沿った超音波の速さを記述する。医療装置は更に、被検体内の前記少なくとも2つの経路を記述する医用画像データを収集する医用撮像システムを有する。当該方法は、医用撮像システムを用いて医用画像データを収集するステップを有する。当該方法は更に、超音波送信器・受信器システムを用いて超音波データを収集するステップを有する。当該方法は更に、医用画像データを少なくとも2つの組織型にセグメント化するステップを有する。当該方法は更に、超音波により、被検体内の前記少なくとも2つの経路の各々に関して被検体内の少なくとも2つの距離を決定するステップを有する。該少なくとも2つの距離は、超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも2つの組織型内で進行した距離に相当する。当該方法は更に、超音波データと、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離とに従って、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波の速さを計算するステップを有する。

10

【 0 0 5 6 】

医療装置は更に、被検体内の標的ゾーンを超音波破砕する高密度焦点式超音波システムを有する。高密度焦点式超音波システムは、超音波エネルギーを生成する超音波トランスデューサを有する。超音波トランスデューサは複数の超音波トランスデューサ素子を有する。複数の超音波トランスデューサ素子の各々の位相及び/又は振幅が制御可能である。命令の実行はプロセッサに更に、セグメント化された医用画像データと前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波の速さとに従って一組のトランスデューサ素子の位相及び/又は振幅を計算させる。

20

【 0 0 5 7 】

他の一態様において、本発明は、医療装置を制御するプロセッサにより実行される機械実行命令を有するコンピュータプログラムを提供する。当該コンピュータプログラムは例えば、コンピュータ読み取り可能媒体に格納され得る。医療装置は、超音波データを収集する超音波送信器・受信器システムを有する。超音波データは、被検体内あるいは被検体を貫通する少なくとも2つの経路に沿った超音波の速さを記述する。医療装置は更に、被検体内の前記少なくとも2つの経路を記述する医用画像データを収集する医用撮像システムを有する。

30

【 0 0 5 8 】

命令の実行はプロセッサに、医用撮像システムを用いて医用画像データを収集させる。命令の実行はプロセッサに更に、超音波送信器・受信器システムを用いて超音波データを収集させる。命令の実行はプロセッサに更に、医用画像データを少なくとも2つの組織型にセグメント化させる。命令の実行はプロセッサに更に、超音波により、被検体内の前記少なくとも2つの経路の各々に関して被検体内の少なくとも2つの距離を決定させる。該少なくとも2つの距離は、超音波送信器・受信器システムによって生成された超音波が前記少なくとも2つの組織型内で進行した距離に相当する。命令の実行はプロセッサに更に、超音波データと、前記少なくとも2つの経路の各々に関する前記少なくとも2つの距離とに従って、前記少なくとも2つの組織型の各々内での超音波の速さを計算させる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 9 】

以下、以下の図を含む図面を参照して、単なる例として、本発明の好適実施形態を説明する。

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る方法を例示するフロー図である。

【 図 2 】 本発明の一実施形態に係る方法の更なる例を示す図である。

【 図 3 】 人間の乳房内の相異なる組織型に関する超音波の波速の差を例示するプロットである。

【 図 4 】 本発明の一実施形態に係る医療装置を例示する図である。

50

【図 5】図 4 の実施形態の高密度焦点式超音波システムをより詳細に例示する図である。

【図 6】本発明の一実施形態に係る超音波送信器・受信器システムの一例を示す図である。

。

【図 7】本発明の更なる一実施形態に係る超音波送信器・受信器システムを示す図である。

。

【図 8】本発明の一実施形態に係る超音波トランスデューサ素子の構成を示す等角図である。

【図 9】図 8 の実施形態の超音波トランスデューサ素子の構成の上面図である。

【図 10】図 8 の実施形態の超音波トランスデューサ素子の構成の側面図である。

【図 11】本発明の一実施形態に係る高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの相対位置を例示する図である。 10

【図 12】本発明の更なる一実施形態に係る高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの相対位置を例示する図である。

【図 13】本発明の更なる一実施形態に係る高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの相対位置を例示する図である。

【図 14】本発明の更なる一実施形態に係る高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの相対位置を例示する図である。

【図 15】本発明の更なる一実施形態に係る高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの相対位置を例示する図である。

【発明を実施するための形態】 20

【0060】

これらの図において似通った参照符号を付された要素は、等価な要素であるか、同じ機能を実行するかの何れかである。先述した要素は、機能が等価である場合、以下の図においては必ずしも説明しない。

【0061】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る方法を例示するフロー図を示している。ステップ 100 にて、医用撮像システムを用いて医用画像データが収集される。次にステップ 102 にて、超音波送信器及び受信器を用いて超音波データが収集される。ステップ 100 及び 102 は、どのような順序で行われてもよく、互いに同時に行われてもよい。次にステップ 104 にて、医用画像データが少なくとも 2 つの組織型にセグメント化（分割）される。ステップ 106 にて、該少なくとも 2 つの組織型の各々内で進行された距離が決定される。これは、超音波送信器及び受信器によって生成された超音波が進行した少なくとも 2 つの経路の距離をトレースすることによって成し遂げられ得る。最後にステップ 108 にて、該少なくとも 2 つの組織型の各々内での超音波の速さが計算される。この計算は、超音波データと、少なくとも 2 つの経路にて該少なくとも 2 つの組織型の各々内で進行された距離とに従って行われる。超音波データは、送信器及び受信器による超音波の送信と受信との間の遅延についての情報を含み得る。 30

【0062】

図 2 は、本発明の一実施形態に係る方法の更なる例を示すフロー図を示している。ステップ 200 - 208 は図 1 のステップ 100 - 108 に相当する。ステップ 200 にて、医用撮像システムを用いて医用画像データが収集される。ステップ 202 にて、超音波送信器及び受信器を用いて超音波データが収集される。被検体を通る少なくとも 2 つの経路でデータが収集される。ステップ 204 にて、医用画像データが少なくとも 2 つの組織型にセグメント化される。被検体を通る経路の数は組織型の数以上にされるべきである。ステップ 206 にて、該少なくとも 2 つの組織型の各々内で進行された距離が決定される。ステップ 208 にて、該少なくとも 2 つの組織型の各々内での超音波の速さが計算される。ステップ 210 にて、一組（セット）のトランスデューサ素子の位相が計算される。ステップ 212 にて、このトランスデューサ素子位相セットを用いて超音波制御信号が生成される。ステップ 214 にて、この超音波制御信号が高密度焦点式超音波システムへと送信される。 40 50

【0063】

図3は、人間の乳房内の相異なる組織型に関する超音波の波速の差を例示するプロットを示している。x軸は温度スケールである。これは、摂氏温度単位で測定され、平常の中核温度に対しての温度である。y軸302はメートル/秒単位で波速すなわち超音波速度を示している。線304は、胸脂肪内での超音波速度である。線306は腺組織内での超音波速度である。このプロットにて見て取れることには、胸脂肪での速度304と腺組織での速度306とは異なる。温度が上昇するにつれて、この差も大きくなっている。

【0064】

超音波測定手段を解剖学的画像以外の画像種類と組み合わせることができること、及び複数の撮像モダリティを共に組み合わせることができることを説明するために、波速の温度依存性を考察することができる。

10

【0065】

大抵の生体組織では、50までの温度範囲で、超音波速度は温度上昇につれて約 $2.2 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ で増大する。対照的に、間質組織内の脂質では、人間の胸脂肪の場合でおよそ $-3.1 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ の傾きで、速度は温度上昇につれて低下する。

【0066】

文献において、胸腺及び胸脂肪の波速は、如何なる加温もない場合に、それぞれ 1538 m/s 及び 1451 m/s であると報告されている。故に、図3は、文献に基づき、腺組織及び脂肪組織に対してそれぞれ $2.2 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ 及び $-3.1 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ の一定傾きを仮定して、波速の温度上昇関数を与えている。脂肪組織と腺組織との間での波速の差は、 $+16.4$ の温度上昇に伴って 87 m/s から 174 m/s まで2倍に増大する。

20

【0067】

乳房組織内での音響収差を補償するように設計される位相補正は波速の関数であるので、温度の関数でもある。乳房組織内の波速の差は 16.4 という典型的な加温の間に2倍にも増大するので、温度の調整のための温度分布の定量化が、加温なしでの当初の波速の定量化と同様に重要である。

【0068】

本発明に係る方法の実施形態は、波速の定量化調整を行うために、乳房組織内の温度分布を測定することを有し得る。空間的な温度分布は、プロトン共鳴周波数シフトに基づく1つ以上の温度マッピング（特に、腺組織に対して）及び/又は T_1 、 T_2 又は T_2 スター緩和変化に基づく温度マップ（特に、脂肪組織に対して）を用いて、やはりMRIによって測定されることができる。

30

【0069】

各組織型の波速の温度依存性の患者特定適応化のため、ソニケーション（超音波破碎）と超音波測定との間で素早く切り換えることによって、あるいは干渉が起こらない場合に双方を同時に行うことによって、超音波測定を治療手順と同時に実行することが可能であり得る。オンザフライで収集される温度マップ及び超音波測定結果を用いて、各組織型について超音波組織特性をリアルタイムで見積もることができる。例えば、各組織層の、同等の温度を有する一層小さい領域への細分化を用いて、以前の方程式を再利用することができる。結果として、発生する各温度変化に対して、小領域各々内の波速及び減衰が得られる。しかしながら、多数の小領域は、多数の超音波放射器及び受信器を必要とすることになる。このシステムを単純なままにするため、この方程式を解くための代替手法は、超音波測定結果に最も合致する組織型ごとの波速の適切な温度依存性の反復的な探索である。

40

【0070】

図4は、本発明の一実施形態に係る医療装置400を例示する図を示している。この実施形態において、医療装置400は、磁気共鳴撮像システム402と高密度焦点式超音波システム404とを有している。

【0071】

50

図5は、高密度焦点式超音波システム404の更に詳細な図を示している。この実施形態においては、磁気共鳴撮像システム402が使用されている。磁気共鳴撮像システム402は例示を意図したものである。他の実施形態においては、その他の医用撮像システムも使用され得る。例えば、磁気共鳴撮像システム402がコンピュータ断層撮影システム又は診断超音波システムで置き換えられてもよい。図4及び図5と一緒に説明する。

【0072】

磁気共鳴撮像システム402は磁石406を有する。磁石406は、円筒形の超伝導型磁石であり、それを貫くボア408を有している。磁石406は、超伝導コイルを備えた液体ヘリウム冷却式のクライオスタットを有する。永久磁石又は常伝導磁石を用いることも可能である。異なる複数種類の磁石の使用も可能であり、例えば、分割円筒磁石と所謂オープンマグネットとの双方を使用することも可能である。分割円筒磁石は、磁石のアイソプレーンへのアクセスを可能にするようにクライオスタットが2つの区画に分割されていることを除いて、標準的な円筒磁石と同様である。そのような磁石は、例えば、荷電粒子ビーム治療とともに使用され得るものである。オープンマグネットは、被検体を受け入れるのに十分な大きさの空間を間に有するように互いに上下に配置される2つの磁石区画を有する。2つの区画領域のこの構成は、ヘルムホルツコイルの構成と同様である。オープンマグネットは、被検体の閉じ込め度合いが低いので好まれている。円筒磁石のクライオスタットの内部に、一群の超伝導コイルが存在する。円筒磁石のボア408内に、磁気共鳴撮像を行うのに十分なように磁場が強く且つ均一にされる撮像ゾーン418がある。

【0073】

磁石のボア内にはまた、磁気共鳴データの収集に使用される傾斜磁場コイル410がある。傾斜磁場コイル410は、磁石406の撮像ゾーン418内の磁気スピンを空間エンコードする。傾斜磁場コイル410は傾斜磁場コイル電源412に接続されている。傾斜磁場コイル410は代表的な例を意図したものである。典型的に、傾斜磁場コイル410は、3つの直交する空間方向での空間エンコーディングのために、3つの別々のコイルセットを含む。傾斜磁場コイル電源412は、傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイル410に供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜(ランプ)あるいはパルス化され得る。

【0074】

撮像ゾーン418に隣接して、撮像ゾーン418内の磁気スピンの向きを操作し且つやはり撮像ゾーン418内のスピンからの無線送信を受信する無線周波数コイル414がある。無線周波数アンテナは複数のコイル素子を含み得る。無線周波数コイルは、チャンネル、アンテナ、又は無線周波数アンテナとも呼ばれ得る。無線周波数コイル414は無線周波数トランシーバ416に接続されている。無線周波数コイル414及び無線周波数トランシーバ416は、別々の送信コイルと受信コイル、及び別々の送信器と受信器で置き換えられてもよい。理解されるように、無線周波数コイル414及び無線周波数トランシーバ416は代表的なものである。無線周波数アンテナは専用送信アンテナ及び専用受信アンテナをも表すことが意図される。同様に、トランシーバ416は、別々の送信器及び受信器をも表し得る。

【0075】

磁石406のボア408内で、被検体支持台422上で被検体420が横になっている。被検体420の一部が撮像ゾーン418内にある。高密度焦点式超音波システム404はタンク424を有している。タンク424は超音波伝導流体426で充たされている。流体の頂面すなわち液面がマーカー428によって指し示されている。被検体420の部分430が、被検体支持台422の開口423を通り抜けてタンク424内にある。部分430は延在して、超音波伝導流体426によって部分的に取り囲まれている。この例において、2つの超音波トランスデューサ素子432が流体426内にあるものとして図示されている。被検体420の部分430は乳房である。脂肪組織434の領域及び腺組織436の領域である2つの組織領域が存在している。破線438は、超音波トランスデューサ素子432から、流体426を通り、脂肪組織434を通り、且つ腺組織436を通

って、標的ボリューム４４０内に位置するソニケーションボリューム４４２までの、超音波経路４３８を描いている。

【００７６】

超音波トランスデューサ素子の上方に、超音波送信器４４４及び超音波受信器４４６がある。超音波送信器４４４から超音波受信器４４６まで超音波ビーム４４８が進行する。鎖線によって指し示された第１の平面４５０及び第２の平面４５２が存在している。超音波送信器４４４及び超音波受信器４４６は主として第１の平面４５０内に位置している。超音波は主として第１の平面を通して進行する。第２の平面４５２は、第１の平面４５０の下方に位置している。超音波トランスデューサ素子４３２は第２の平面４５２の下方に位置するが、ソニケーションボリューム４４２は第２の平面４５２の上方に位置している。この実施形態は、ソニケーションボリューム４４２の近傍での乳房組織内超音波速度の直接測定を可能にするので有利である。実際には、一部の実施形態において、ソニケーションボリューム４４２も主として第１の平面４５０内に位置する。平面４５０は当然ながら２次元空間である。超音波ビーム４４８及びソニケーションボリューム４４２は３次元ボリュームである。本明細書では、平面がボリュームの一部を横断する場合、そのボリュームは主としてその平面内にあるとする。

10

【００７７】

高密度焦点式超音波システム４０４、傾斜磁場コイル電源４１２、及びトランシーバ４１６は、コンピュータシステム４５４のハードウェアインタフェース４５６に接続されるものとして図示されている。ハードウェアインタフェース４５６はプロセッサ４５８に接続されている。プロセッサ４５８は更に、ユーザインタフェース４６０、コンピュータストレージ４６２、及びコンピュータメモリ４６４に接続されている。

20

【００７８】

コンピュータストレージ４６２は、磁気共鳴撮像システム４０２によって収集された磁気共鳴データ４６６を含むように図示されている。磁気共鳴データ４６６から再構成された磁気共鳴画像データ４６８が存在している。磁気共鳴画像データ４６８は医用画像データの一例である。コンピュータストレージ４６２内にはまた、磁気共鳴画像データ４６８の画像セグメンテーション４７０が格納されている。画像セグメンテーション４７０は、少なくとも２つの組織型４３４、４３６の位置を記述する情報を含む。コンピュータストレージ内に温度マップ４７２が存在している。温度マップは、磁気共鳴データ４６６から再構成される。磁気共鳴データは、磁気共鳴サーモメトリデータを有する。コンピュータストレージはまた、距離データ４７４を含むものとして図示されている。距離データは、超音波ビーム４４８が第１及び第２の組織型４３４、４３６を通して進行した距離を記述する。第１の組織型は脂肪組織４３４であり、第２の組織型は腺組織４３６である。コンピュータストレージは、超音波データ４７６を含むものとして図示されている。超音波データは、超音波受信器４４６によって収集されたデータである。

30

【００７９】

コンピュータストレージは、超音波データ４７６から抽出されたパルス遅延データ４７８及び振幅データ４８０を含むものとして図示されている。パルス遅延データ４７８は、送信器４４４から受信器４４６まで進行する超音波ビーム４４８における遅延を記述する。振幅データ４８０は、送信器４４４から受信器４４６までの振幅の変化を記述する。コンピュータストレージは更に、超音波制御信号４８４を含むものとして図示されている。超音波制御信号は、高密度焦点式超音波システム４０４を動作させるための命令を含む。コンピュータストレージは、パルス遅延データ４７８と距離データ４７４とを用いて計算された超音波速度４８６を含むものとして図示されている。距離データ４７４及び振幅データ４８０は、２つの組織型４３４、４３６内での超音波減衰を計算するために使用され得る。

40

【００８０】

コンピュータメモリ４６４は、制御モジュール４９０を含むものとして図示されている。制御モジュール４９０は、医療装置４００の動作及び機能を制御するためのコンピュ

50

タ実行可能コードを含む。コンピュータメモリ４６４は更に、磁気共鳴データ４６６を収集するために磁気共鳴撮像システム４０２によって実行される操作を含むパルスシーケンス４９２を含むものとして図示されている。パルスシーケンス４９２を用いて磁気共鳴撮像システム４０２を制御する磁気共鳴撮像システム制御モジュール４９４が存在している。コンピュータメモリ４６４は更に、画像モジュール４９６を含むものとして図示されている。画像モジュール４９６は、磁気共鳴データ４６６を磁気共鳴画像データ４６８へと再構成するため、且つ／或いは磁気共鳴画像データ４６８からの画像セグメンテーション４７０の実行及び生成を行うためのコンピュータ実行可能コードを含む。画像モジュール４９６はまた、磁気共鳴データ４６６から温度マップ４７２を生成するためのコンピュータ実行可能コードを含み得る。

10

【００８１】

コンピュータメモリ４６４は更に、高密度焦点式超音波制御モジュール４９８を含むものとして図示されている。高密度焦点式超音波制御モジュール４９８は、高密度焦点式超音波システム４０４の動作及び機能を制御するためのコンピュータ実行可能コードを含む。高密度焦点式超音波制御モジュール４９８は、超音波制御信号４８４を生成するように適応される。コンピュータメモリ４６４は、画像分析モジュール５００を更に含むものとして図示されている。画像分析モジュールは、画像セグメンテーション４７０と磁気共鳴画像データ４６８とを用いて距離データ４７４を計算することができる。

【００８２】

コンピュータメモリ４６４は更に、速度計算モジュール５０２及び減衰計算モジュール５０４を含むものとして図示されている。速度計算モジュールは、距離データ４７４とパルス遅延データ４７８とから超音波速度４８６を計算するように適応されたコンピュータ実行可能コードを含む。減衰計算モジュール５０４は、振幅データ４８０と距離データ４７４とを用いて超音波減衰を計算するためのコンピュータ実行可能コードを含む。

20

【００８３】

図６は、本発明の一実施形態に係る超音波送信器・受信器システム６００の一例を示している。この図には４つの送信器６０２が示されている。各送信器６０２の真向かいに受信器６０４がある。破線６０６は送信器６０２から受信器６０４までの経路を描いている。経路６０６は、超音波伝導流体６０８、第１の組織型６１０及び第２の組織型６１２を通して進行している。第１及び第２の組織型６１０、６１２内での速度を決定するため、医用撮像システムは、経路６０６が位置するのと同じ平面内で医用画像データを収集し得る。各経路に対し、超音波伝導流体６０８内、第１の組織型６１０内及び第２の組織型６１２内で進行された距離を計算することができる。送信器６０２から受信器６０４への伝送間の遅延を決定することにより、超音波伝導流体内及び組織型６１０、６１２の各々内での速度が計算され得る。

30

【００８４】

ＭＲ－ＨＩＦＵ治療に先立ち、患者は、診断を確立するための様々な種類の医療検査を受ける。このスクリーニング段階は、その他の治療種類に対してのＨＩＦＵ治療の成功を推測するために必須である。超音波組織特性を特徴付ける手段をスクリーニング用撮像モダリティ（超音波の波速測定以外）と組み合わせて使用することにより、治療オプションが向上され得る。

40

【００８５】

乳癌のＨＩＦＵ治療では、結果として生じる位相収差は限られた範囲の値においてのみ補正され得るので、組織の波速及び形状の知識が不可欠である。故に、上述の方法を用いて得られる組織モデルに基づく音響場のシミュレーションにより、ＨＩＦＵによって患者を治療する可能性への答えが提供され得る。

【００８６】

このようなスクリーニング過程において、上述の方法と同じ方法を用いて各組織型での超音波の波速及び減衰を決定するため、超音波測定手段が、１つ以上の撮像モダリティ（超音波の波速測定以外）をＨＩＦＵシステムとは独立に組み合わせるシステム内に統合さ

50

れ得る。

【 0 0 8 7 】

例えば、図 6 にて説明したリング構造が、乳癌を検出するために通常使用される M R I マンモグラフィトラックテーブルに挿入され得る。M R I マンモグラフィトラックテーブルは、図 4 及び 5 に示した患者支持台 4 4 2 と同等のものである。この場合、超音波放射器及び受信器は、M R コイル受信器ループ間に音響波を伝搬させるように配置され得る。

【 0 0 8 8 】

患者スクリーニングステップにおいて各組織型での超音波の波速及び減衰が定量化され、且つ患者が H I F U 治療に適格であると、得られた組織の特徴付けを治療手順に再利用することができる。各組織での超音波の波速及び減衰は、スクリーニング日と治療日とでほぼ確実に同じであるので、ビームをリフォーカシングするために適用すべき位相及び強度の補正を処理することには、セグメント化された組織層のレジストレーション又は組織層の新たなセグメンテーションのみが必要である。当然ながら、必要に応じて、超音波の波速及び減衰の測定を、これらの測定結果の信頼性を確実にすることが望まれる場合に、治療日に再収集することができる。しかしながら、これらの測定が時間のかかるものであり且つスクリーニングステップにて既に収集されている場合、総治療時間を短縮するために、治療日における超音波の波速及び減衰の定量化は省略され得る。

【 0 0 8 9 】

磁気共鳴 - 高密度焦点式超音波 (M R - H I F U) プラットフォームは、M R I によってセグメント化された組織の波速を定量化すること担う超音波放射器 / 受信器システムを含むことができる。図 6 に示した例において、このシステムは、4 つの方向に沿って乳房組織を特徴付けるために、剛体リングに取り付けられた、4 つの受信器の正面に配置された 4 つの放射器からなっている。

【 0 0 9 0 】

超音波パルスの放射及び受信は、各方向 i に沿った超音波進行時間 T_i 及び圧力振幅 P_i を提供する。同様に、先行するシステム校正ステップにて、胸部とトランスデューサとの間の結合媒体に従って水のみ又はオイルのみを用いて、 T^{Ref}_i 及び P^{Ref}_i の定量化も行うことができる。15 cm の距離にわたる超音波進行時間は約 0.1 ms であるので、1 つの直線に沿った測定時間は非常に高速である。故に、治療手順時間の有意な遅れを引き起こすことなく、平均化目的で複数回の測定を繰り返すことができる。このような平均化は、遅延及び圧力振幅の測定の精度を向上させる。

【 0 0 9 1 】

M R 画像のセグメンテーションアルゴリズムにより、脂肪組織 F、腺組織 G、及び水 W の描写が提供される。放射器から受信器まで各媒体の表面を横切って走る直線の交点が、長さ L^W_i 、 L^F_i 、及び L^G_i の定量化を提供する。しかしながら、長さ L^W_i の定量化は必須ではない。

【 0 0 9 2 】

進行時間は、水媒体、脂肪媒体及び腺媒体の波速 C^W 、 C^F 、 C^G 及び減衰 A^W 、 A^F 、 A^G によって、線形方程式：

【 0 0 9 3 】

【 数 1 】

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^F \\ 1/C^G \end{bmatrix} \quad \text{and} \quad \begin{bmatrix} T_1^{Ref} \\ T_2^{Ref} \\ T_3^{Ref} \\ T_4^{Ref} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_2^G \\ L_3^W & L_3^F & L_3^G \\ L_4^W & L_4^F & L_4^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^W \\ 1/C^W \\ 1/C^W \end{bmatrix}$$

に従って互いに結び付けられる。

【 0 0 9 4 】

双方の方程式の減算によって長さ L^W_i が相殺され、それにより、乳房組織での波速の

定量化がより一層正確になる。MRIによる長さ L_i^W の測定は、磁化率の場の鋭い変化に関係するトランスデューサの近傍での画像歪みのために不正確である。 T_i^{Ref} と T_i との間の伝搬時間の差：

【 0 0 9 5 】

【 数 2 】

$$\begin{bmatrix} T_1 - T_1^{Ref} \\ T_2 - T_2^{Ref} \\ T_3 - T_3^{Ref} \\ T_4 - T_4^{Ref} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^F & L_1^G \\ L_2^F & L_1^G \\ L_3^F & L_1^G \\ L_4^F & L_1^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1/C^F - 1/C^W \\ 1/C^G - 1/C^W \end{bmatrix}$$

10

は、2つの同等の波形の比較に相当し、これは相互相関によって非常に正確に評価されることができる。

【 0 0 9 6 】

結果として、波速 C^F 及び C^G は、先の方程式の反転によって得られる。

【 0 0 9 7 】

【 数 3 】

$$\begin{bmatrix} 1/C^F \\ 1/C^G \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/C^W \\ 1/C^W \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F L_i^F & \sum_i L_i^F L_i^G \\ \sum_i L_i^F L_i^G & \sum_i L_i^G L_i^G \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F (T_i - T_i^{Ref}) \\ \sum_i L_i^G (T_i - T_i^{Ref}) \end{bmatrix}$$

20

同様に、圧力振幅は、水媒体、脂肪媒体及び腺媒体の減衰 α^W 、 α^F 、 α^G 及び放射圧力振幅 P_0 によって、線形方程式：

【 0 0 9 8 】

【 数 4 】

$$\begin{bmatrix} \ln(P_1/P_0) \\ \ln(P_2/P_0) \\ \ln(P_3/P_0) \\ \ln(P_4/P_0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_1^G \\ L_3^W & L_3^F & L_1^G \\ L_4^W & L_4^F & L_1^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^F \\ \alpha^G \end{bmatrix} \quad \text{and} \quad \begin{bmatrix} \ln(P_1^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_2^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_3^{Ref}/P_0) \\ \ln(P_4^{Ref}/P_0) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^W & L_1^F & L_1^G \\ L_2^W & L_2^F & L_1^G \\ L_3^W & L_3^F & L_1^G \\ L_4^W & L_4^F & L_1^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^W \\ \alpha^W \end{bmatrix}$$

30

に従って互いに結び付けられる。

【 0 0 9 9 】

双方の方程式の減算によって長さ L_i^W 及び圧力振幅 P_0 が相殺され、それにより、組織での減衰の定量化がより一層正確になる。

【 0 1 0 0 】

【 数 5 】

$$\begin{bmatrix} \ln(P_1/P_1^{Ref}) \\ \ln(P_2/P_2^{Ref}) \\ \ln(P_3/P_3^{Ref}) \\ \ln(P_4/P_4^{Ref}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1^F & L_1^G \\ L_2^F & L_1^G \\ L_3^F & L_1^G \\ L_4^F & L_1^G \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \alpha^F - \alpha^W \\ \alpha^G - \alpha^W \end{bmatrix}$$

40

結果として、減衰 α^F 及び α^G は、先の方程式の反転によって得られる。

【 0 1 0 1 】

【数 6】

$$\begin{bmatrix} \alpha^F \\ \alpha^G \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha^W \\ \alpha^W \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F L_i^F & \sum_i L_i^F L_i^G \\ \sum_i L_i^F L_i^G & \sum_i L_i^G L_i^G \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} \sum_i L_i^F \ln(P_i/P_i^{Ref}) \\ \sum_i L_i^G \ln(P_i/P_i^{Ref}) \end{bmatrix}$$

この方法は、組織型の数が測定方向の数より少ないか等しいかである限り、3つ以上の組織型を特徴付けるように一般化されることができる。しかしながら、組織特徴の良好な測定精度は、2つの組織型と4つの方向とを有するこの例のように、方向の数が組織型の数より多いときに得られる。

10

【0102】

図7は、本発明の一実施形態に係る超音波送信器・受信器システム700を示している。この例においては、単一の送信器702と複数の受信器704、超音波伝導流体706の領域、第1の組織型708、第2の組織型710、及び骨組織712が存在している。超音波は、送信器702から、経路714に沿って、超音波伝導流体、第1の組織型708、第2の組織型710を通して進行する。そして、超音波は骨712によって反射される。破線716は、受信器704へと戻る超音波の経路を示している。経路714及び716の平面内で収集される医用画像データを用いて、超音波伝導流体内、第1の組織型708内及び第2の組織型710内で進行される距離を計算し得る。これを、超音波の送信702と異なる受信器704による受信との間の遅延とともに用いて、これらの組織型内での超音波の速度を計算し得る。

20

【0103】

骨での超音波の反射を用いてその他の人体領域内の皮下脂肪及び筋肉を特徴付ける代替方法を考察し得る。骨転移並びに肝臓癌及び腎臓癌の治療において頻繁に骨構造に遭遇する。

【0104】

図8、9及び10は、超音波トランスデューサ素子802の構成の等角図800、上面図900及び側面図1000を示している。小さい円の各々が1つの超音波トランスデューサ素子である。破線804は、ソニケーションボリューム808までの超音波の経路を示している。参考までに、複数の形状806は、3つの異なる図800、900及び1000で同じ組織構造を示している。

30

【0105】

図11-15は、高密度焦点式超音波システムの超音波トランスデューサに対する超音波送信器・受信器システムの様々な構成を示している。

【0106】

図11において、領域1100は被検体を表している。2つの超音波トランスデューサ素子が示されている。矢印1104及びその周囲の錐体状領域は、被検体1100内のソニケーションボリューム1106に集束される治療超音波1104の経路を示している。ソニケーションボリューム1106を囲んで加熱領域1108が存在している。この実施形態において、超音波トランスデューサ素子1102は上向きに集束されている。超音波トランスデューサ素子1102の上方に位置する平面内に、被検体を通り抜ける経路1114に沿って超音波パルスを送る送信器1110及び受信器1112が存在している。この実施形態においては、被検体1100と送信器1110との間に空間1116が存在し、被検体1100と受信器1112との間にも空間1116が存在している。

40

【0107】

図12は、この実施形態においては空間が存在しないことを除いて同様の実施形態を示している。送信器1110は被検体1100と直に接触している。受信器1112も被検体1100と直に接触している。図11の実施形態においては、空間1116は例えばゲルパッド又はその他の同様の超音波伝導媒体で充填され得る。

50

【 0 1 0 8 】

図 1 3 に示す実施形態において、超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 はなおも、図 1 1 及び 1 2 においてと同じ関係を有している。しかしながら、この実施形態においては、別個の送信器 1 1 1 0 は存在していない。超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 が、図 1 1 及び 1 2 に示した送信器 1 1 1 0 として機能する。2つの受信器 1 1 1 2 が、この場合には治療超音波 1 1 0 4 の経路に沿って位置して存在している。

【 0 1 0 9 】

図 1 4 には、異なる構成の超音波トランスデューサ素子が示されている。この実施形態において、超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 は、被検体 1 1 0 0 の側方にあるものとして示されている。治療超音波 1 1 0 4 の経路はここでも、被検体 1 1 0 0 内のソニケーションボリューム 1 1 0 6 に集束されている。加熱領域 1 1 0 8 がソニケーションボリューム 1 1 0 6 を取り囲んでいる。治療超音波 1 1 0 4 は、領域 1 1 0 8 を立ち去って受信器 1 1 1 2 まで進行する。図 1 3 に示した実施形態と同様に、送信器は存在していない。超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 が送信器 1 1 1 0 として機能する。

【 0 1 1 0 】

図 1 5 に示す実施形態は、図 1 4 の実施形態と同様である。この実施形態においては、2つの超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 が存在している。これらは被検体 1 1 0 0 の隣り合う側方にある。治療超音波 1 1 0 4 の経路は、双方の超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 によってソニケーションボリューム 1 1 0 6 に集束される。この実施形態においても、送信器は超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 によって置き換えられている。受信器 1 1 1 2 は各超音波トランスデューサ素子 1 1 0 2 上に位置している。被検体を通り抜ける経路 1 1 1 4 は治療超音波 1 1 0 4 の経路と相等しい。

【 0 1 1 1 】

図面及び以上の記載にて本発明を詳細に図示して説明したが、これらの図示及び説明は、限定的なものではなく、例示的あるいは典型的なものとなされるべきであり、本発明は開示した実施形態に限定されるものではない。

【 0 1 1 2 】

図面、明細書及び特許請求の範囲の学習から、請求項に記載の発明を実施使用とする当業者によって、開示した実施形態へのその他の変形が理解・達成され得る。請求項において、用語“有する”はその他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞“a”若しくは“an”は複数であることを排除するものではない。単一のプロセッサ又はその他のユニットが、請求項に記載された複数のアイテムの機能を果たしてもよい。特定の複数の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、それらの手段の組合せが有利に使用され得ない、ということを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに供給されるか、あるいは他のハードウェアの部分として供給されるかする例えば光記憶媒体又は半導体媒体などの好適な媒体上で格納／配信され得るが、例えばインターネット又はその他の有線若しくは無線の遠隔通信システムを介してなど、その他の携帯で配信されてもよい。請求項中の参照符号は、範囲を限定するものとして解されるべきでない。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 3 】

- 4 0 0 医療装置
- 4 0 2 磁気共鳴撮像システム
- 4 0 4 高密度焦点式超音波システム
- 4 0 6 磁石
- 4 0 8 ポア
- 4 1 0 傾斜磁場コイル
- 4 1 2 傾斜磁場コイル電源
- 4 1 4 無線周波数コイル
- 4 1 6 トランシーバ

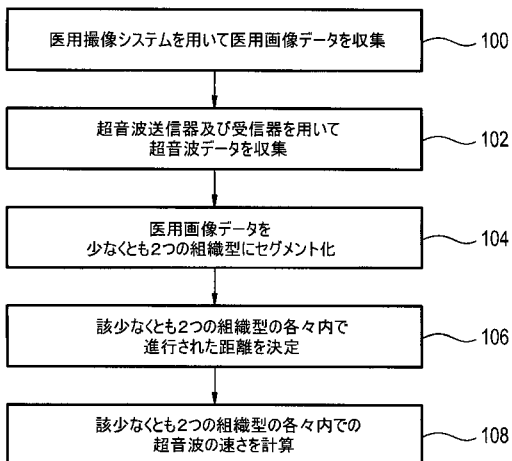
4 1 8	撮 像 ゾ ー ン	
4 2 0	被 検 体	
4 2 2	被 検 体 支 持 台	
4 2 3	開 口	
4 2 4	タ ン ク	
4 2 6	流 体	
4 2 8	液 面	
4 3 0	被 検 体 の 部 分	
4 3 2	超 音 波 ト ラ ン ス デ ュ ー サ 素 子	
4 3 4	脂 肪 組 織	10
4 3 6	腺 組 織	
4 3 8	超 音 波 の 経 路	
4 4 0	標 的 ゾ ー ン	
4 4 2	ソ ニ ケ ー シ ョ ン ボ リ ュ ー ム	
4 4 4	超 音 波 送 信 器	
4 4 6	超 音 波 受 信 器	
4 4 8	超 音 波 ビ ー ム	
4 5 0	第 1 の 平 面	
4 5 2	第 2 の 平 面	
4 5 4	コ ン ピ ュ ー タ シ ス テ ム	20
4 5 6	ハ ー ド ウ ェ ア イ ン タ フ ェ ー ス	
4 5 8	プ ロ セ ッ サ	
4 6 0	ユ ー ザ イ ン タ フ ェ ー ス	
4 6 2	コ ン ピ ュ ー タ ス ト レ ー ジ	
4 6 4	コ ン ピ ュ ー タ メ モ リ	
4 6 6	磁 気 共 鳴 デ ー タ	
4 6 8	磁 気 共 鳴 画 像 デ ー タ	
4 7 0	画 像 セ グ メ ン テ ー シ ョ ン	
4 7 2	温 度 マ ッ プ	
4 7 4	距 離 デ ー タ	30
4 7 6	超 音 波 デ ー タ	
4 7 8	パ ル ス 遅 延 デ ー タ	
4 8 0	振 幅 デ ー タ	
4 8 2	ト ラ ン ス デ ュ ー サ 素 子 位 相	
4 8 4	超 音 波 制 御 信 号	
4 8 6	超 音 波 速 度	
4 9 0	制 御 モ ジ ュ ー ル	
4 9 2	パ ル ス シ ー ケ ン ス	
4 9 4	磁 気 共 鳴 撮 像 シ ス テ ム 制 御 モ ジ ュ ー ル	
4 9 6	画 像 モ ジ ュ ー ル	40
4 9 8	高 密 度 焦 点 式 超 音 波 制 御 モ ジ ュ ー ル	
5 0 0	画 像 分 析 モ ジ ュ ー ル	
5 0 2	速 度 計 算 モ ジ ュ ー ル	
5 0 4	減 衰 計 算 モ ジ ュ ー ル	
6 0 0	超 音 波 送 信 器 ・ 受 信 器 シ ス テ ム	
6 0 2	送 信 器	
6 0 4	受 信 器	
6 0 6	経 路	
6 0 8	超 音 波 伝 導 流 体	
6 1 0	第 1 の 組 織 型	50

6 1 2 第 2 の 組 織 型
7 0 0 超 音 波 送 信 器 ・ 受 信 器 シ ス テ ム
7 0 2 送 信 器
7 0 4 受 信 器
7 0 6 超 音 波 伝 導 流 体
7 0 8 第 1 の 組 織 型
7 1 0 第 2 の 組 織 型
7 1 2 骨 組 織
7 1 4 超 音 波 の 経 路
7 1 6 超 音 波 の 経 路
8 0 0 等 角 図
8 0 2 超 音 波 ト ラ ン ス デ ュ ー サ 素 子
8 0 4 超 音 波 の 経 路
8 0 6 組 織 構 造
8 0 8 ソ ニ ケ ー シ ョ ン ボ リ ュ ー ム
9 0 0 上 面 図
1 0 0 0 側 面 図
1 1 0 0 被 検 体
1 1 0 2 超 音 波 ト ラ ン ス デ ュ ー サ 素 子
1 1 0 4 治 療 超 音 波 の 経 路
1 1 0 6 ソ ニ ケ ー シ ョ ン ボ リ ュ ー ム
1 1 0 8 加 熱 領 域
1 1 1 0 送 信 器
1 1 1 2 受 信 器
1 1 1 4 被 検 体 貫 通 経 路

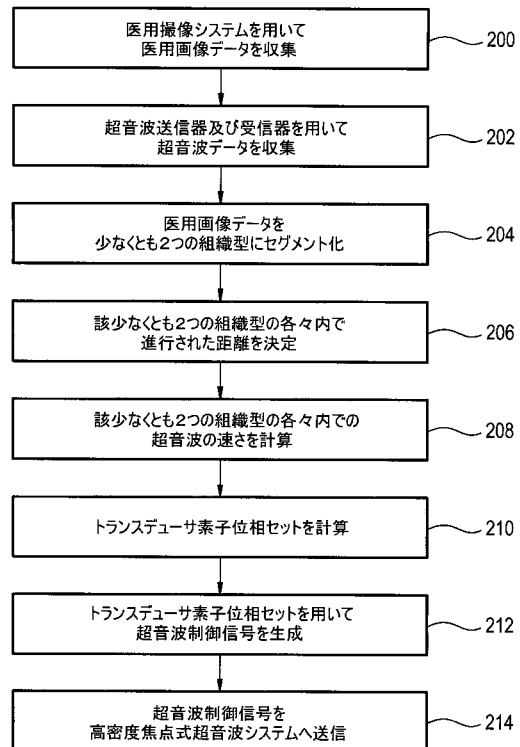
10

20

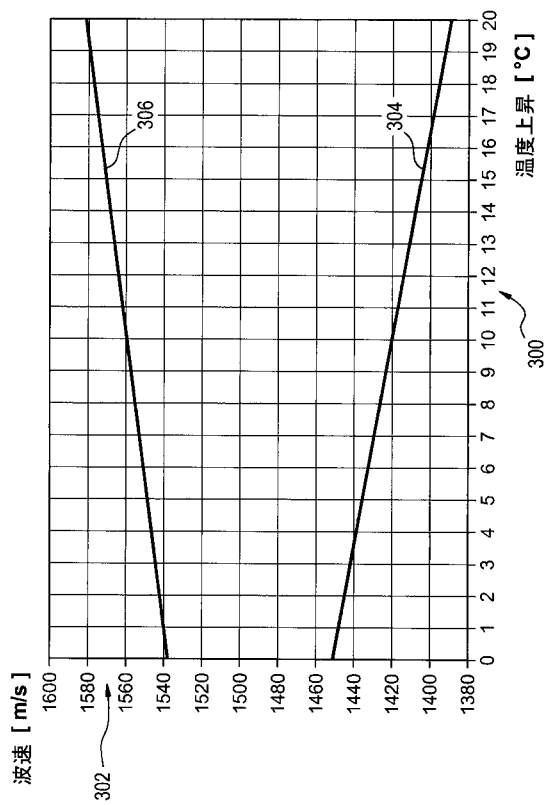
【 図 1 】



【 図 2 】

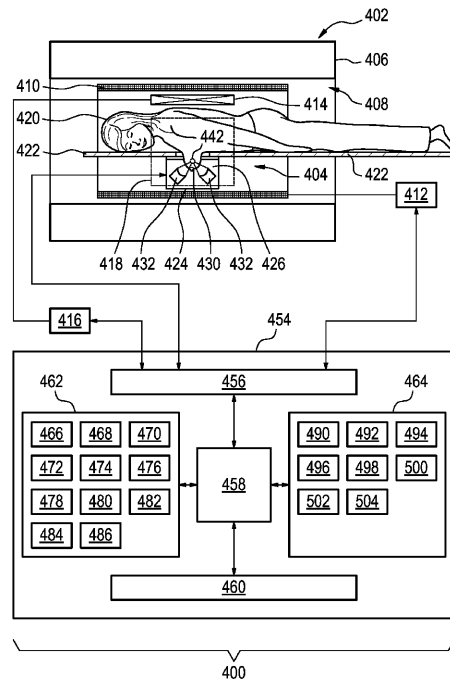


【図 3】



【図 4】

FIG. 4



【図 5】

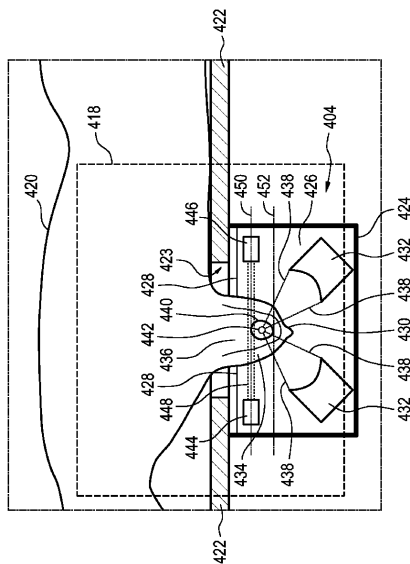
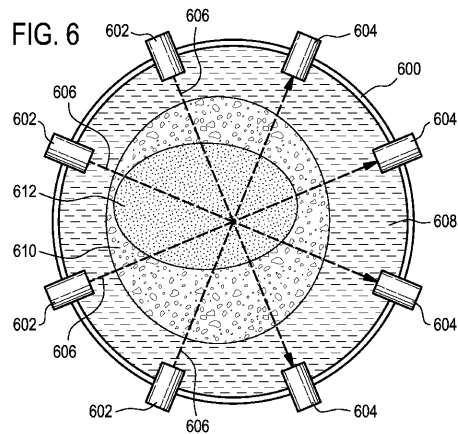


FIG. 5

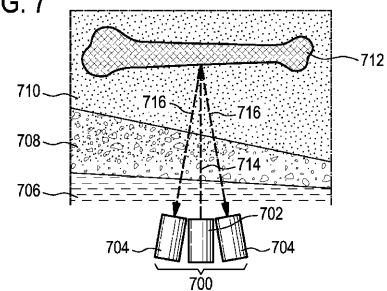
【図 6】

FIG. 6



【図 7】

FIG. 7



【 図 8 】

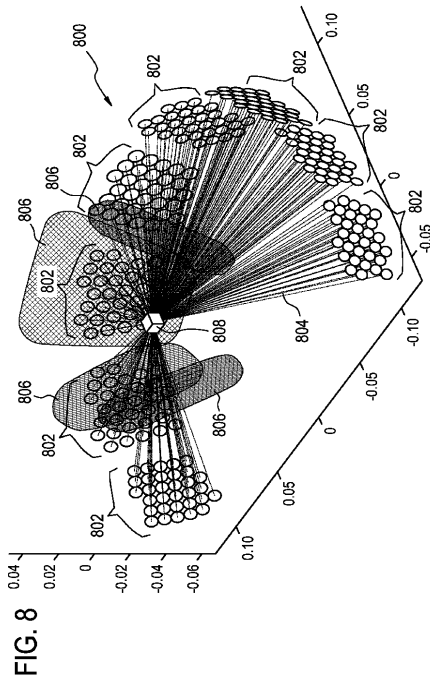
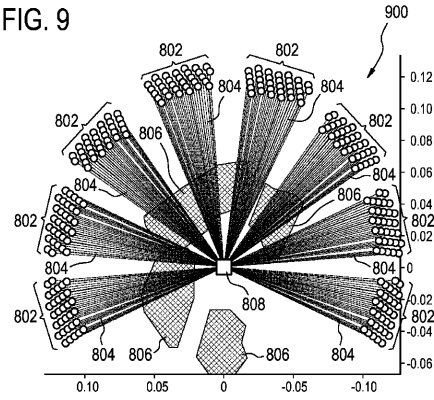


FIG. 8

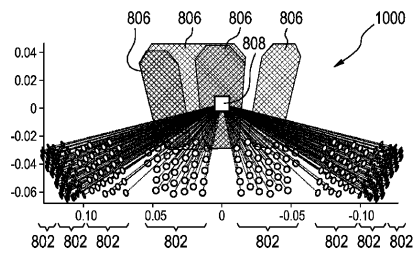
【 図 9 】

FIG. 9



【 図 10 】

FIG. 10



【 図 11 】

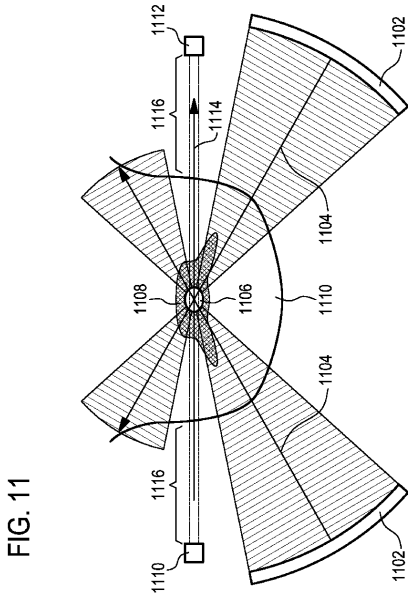


FIG. 11

【 図 12 】

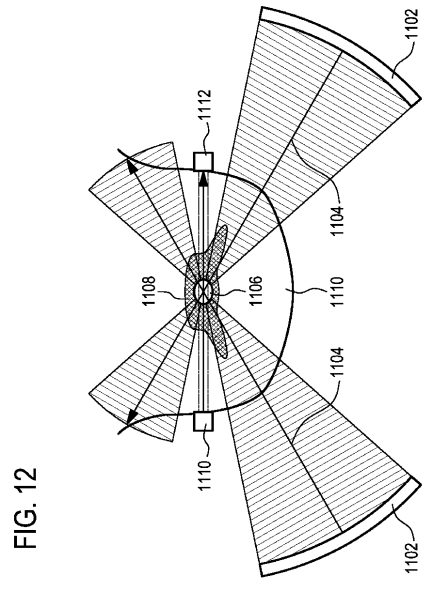


FIG. 12

【 図 1 3 】

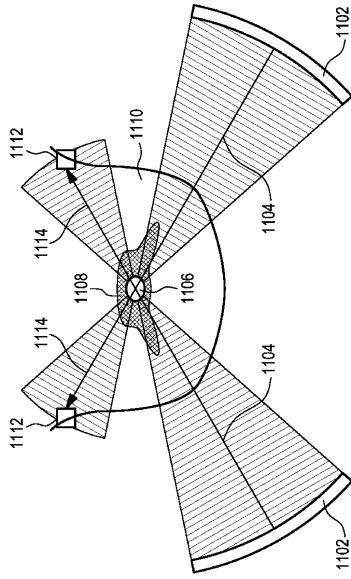


FIG. 13

【 図 1 4 】

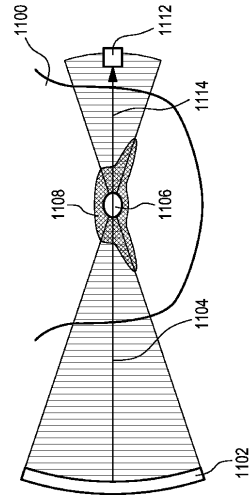


FIG. 14

【 図 1 5 】

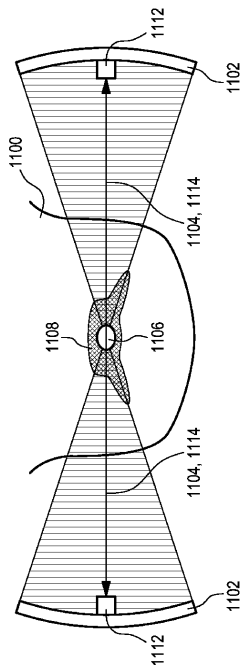


FIG. 15

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050886

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61N7/02 G01H5/00 A61B5/107
 ADD. A61B5/055 A61B6/00

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)

A61B A61N G01H G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/122323 A1 (VORTMAN KOBI [IL] ET AL) 24 June 2004 (2004-06-24) cited in the application paragraphs [0037] - [0039] paragraphs [0046] - [0055] paragraphs [0061] - [0063] paragraphs [0090] - [0097] paragraph [0113] claims; figures -----	1-13
Y	US 7 112 173 B1 (KANTOROVICH EDWARD [IL] ET AL) 26 September 2006 (2006-09-26) column 12, lines 23-52 column 14, line 64 - column 20, line 58 figure 2 claims ----- -/-	1-13

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 April 2012

Date of mailing of the international search report

24/04/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Bataille, Frédéric

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050886

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 5 522 869 A (BURDETTE EVERETTE C [US] ET AL) 4 June 1996 (1996-06-04) column 3, line 19 - column 4, line 44 figure 2 claims -----	3-7
A	US 2008/275339 A1 (THIEMANN INGMAR [DE] ET AL) 6 November 2008 (2008-11-06) the whole document -----	1-13
A	US 2008/132785 A1 (PIRON CAMERON ANTHONY [CA] ET AL) 5 June 2008 (2008-06-05) paragraphs [0154] - [0156] -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/050886

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004122323 A1	24-06-2004	AT 466624 T AU 2003303187 A1 CN 1732031 A EP 1581306 A1 JP 4558504 B2 JP 2006511265 A US 2004122323 A1 WO 2004056421 A1	15-05-2010 14-07-2004 08-02-2006 05-10-2005 06-10-2010 06-04-2006 24-06-2004 08-07-2004
US 7112173 B1	26-09-2006	NONE	
US 5522869 A	04-06-1996	US 5522869 A US 5549638 A	04-06-1996 27-08-1996
US 2008275339 A1	06-11-2008	EP 1987774 A1 US 2008275339 A1	05-11-2008 06-11-2008
US 2008132785 A1	05-06-2008	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), 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, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 エヒンホルム, ゴスタ ヤーコブ
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 コスケラ, イルッポ アスコ ユリウス
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 コーラー, マックス オスカル
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

Fターム(参考) 4C601 DD08 DD22 EE09 EE16 FF13 GC10 JB52 LL33

专利名称(译)	计算至少两种组织类型中的超声速度		
公开(公告)号	JP2014517704A	公开(公告)日	2014-07-24
申请号	JP2013555968	申请日	2012-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ムジュノチャールズ エヒンホルムゴスタヤーコブ コスケライルツポアスコユリウス コーラーマックスオスカル		
发明人	ムジュノ,チャールズ エヒンホルム,ゴスタ ヤーコブ コスケラ,イルツポ アスコ ユリウス コーラー,マックス オスカル		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B5/1075 A61B6/50 A61B6/5247 A61B8/0825 A61B8/0858 A61B8/406 A61B8/4494 A61B8/585 A61B2562/0204 A61B2562/046 A61N7/02 A61N2007/0078 A61N2007/0095 G01H5/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF13 4C601/GC10 4C601/JB52 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2011156819 2011-03-03 EP		
其他公开文献	JP6092788B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医疗设备 (400) 包括超声发射器 (444,602) 和接收器 (446,604) , 用于收集描述沿至少两个路径的超声波速度的超声数据 (606 , 它有一个系统 (600)) 。该医疗设备还包括用于收集医学图像数据的医学成像系统 (402) 和存储指令以使处理器收集所述医学图像数据 (100,200) 的存储器 (464) 。指令使处理器进一步获取超声数据 (102,202) 。该指令还使处理器将医学图像数据分割成至少两种组织类型 (104,204) 。指令还使处理器确定对应于对象 (106,206) 中的至少两个路径的至少两个距离。该指令还使处理器计算至少两种组织类型 (108,208) 内的超声速度。

FIG. 1

