

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2017/169332

発行日 平成30年6月28日 (2018. 6. 28)

(43) 国際公開日 平成29年10月5日 (2017. 10. 5)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 O 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号	特願2018-508592 (P2018-508592)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/006634	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(22) 国際出願日	平成29年2月22日 (2017. 2. 22)	(72) 発明者	吉川 秀樹 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(31) 優先権主張番号	特願2016-64409 (P2016-64409)	(72) 発明者	丸岡 貴司 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日	平成28年3月28日 (2016. 3. 28)	(72) 発明者	園山 輝幸 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

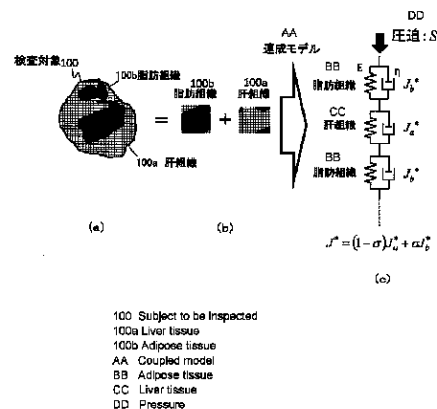
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置および超音波受信信号の処理方法

(57) 【要約】

精度よく生体の組織性状を評価することのできる超音波撮像装置を提供する。

波が伝搬している検査対象に向かって、超音波を送信し、検査対象からの超音波を受信して受信信号を得る。受信信号に基づいて検査対象を伝搬する波の速度を算出する。予め求めておいた第1の組織の物性値と第2の組織の物性値とを用いて、第1の組織の物性値と第2の組織の物性値とを所定の比率で加算した加算後物性値を求める。加算後物性値に対応する波の伝搬速度が、算出した波の速度に対応するように前述の比率を定める。求めた比率を、検査対象の組成性状を示す指標の値とする。

図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

波が伝搬している検査対象に向かって、超音波を送信させ、検査対象からの超音波を受信して得られた受信信号を受信する送受信制御部と、前記受信信号を用いて、前記検査対象の組織性状を評価する性状評価部を有し、

前記性状評価部は、前記受信信号に基づいて前記検査対象を伝搬する前記波の速度を算出する速度算出部と、前記速度を用いて前記検査対象の組織性状を示す指標の値を算出する指標算出部とを有し、

前記指標算出部は、予め求めておいた第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを用いて、前記第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを所定の比率で加算した加算後物性値に対応する波の伝搬速度が、前記速度算出部が算出した前記速度に対応する、前記第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値との前記比率を算出し、前記比率を、前記検査対象の組織性状を示す指標の値とする、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記物性値は、粘性及び弾性の情報を含む複素数である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波撮像装置であって、

前記物性値は、コンプライアンスである、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記速度算出部は、前記波の 1 以上の周波数帯域ごとに前記速度を算出し、

前記指標算出部は、前記周波数帯域ごとに前記指標の値を算出する

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記指標算出部は、予め決めておいた 1 以上の組織性状と、その組織性状に対応する比率の値の範囲との関係に基づいて、前記算出した比率の値に対応する組織性状を求め、求めた組織性状を表示装置に表示させる、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記第 1 の組織は、脂肪組織であり、

前記第 2 の組織は、前記検査対象の機能を実現する組織である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記第 1 の組織は、前記検査対象の部位が正常である場合の組織であり、

前記第 2 の組織は、前記検査対象が疾患を患った場合の組織である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記波は、縦波またはせん断波であり、

前記速度は、周波数依存性を有する位相速度または群速度である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

50

前記速度算出部は、前記受信信号から、前記検査対象の前記波の伝搬方向についての複数の位置ごとの、複数の時間における変位を表すマップを生成し、前記マップを２次元フーリエ変換することにより、時間周波数と空間周波数との関係を求め、前記関係から位相速度を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

波が伝搬している検査対象に向かって、超音波を送信させ、検査対象からの超音波を受信して得られた受信信号を受信する送受信制御部と、

前記受信信号に基づいて前記検査対象を伝搬する前記波の速度を算出し、予め求めておいた第 1 の組織の物性値及び第 2 の組織の物性値と、算出した前記速度と、に基づいて、前記検査対象の組織性状を評価する指標を算出する信号処理部と、

を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、

前記第 1 の組織の物性値及び前記第 2 の組織の物性値と、算出した前記速度と、に基づいて、前記検査対象を構成する前記第 1 の組織と前記第 2 の組織の比率を算出し、前記算出した比率を前記指標とする、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、

前記第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを前記比率で加算した加算後物性値に対応する波の速度が、前記受信信号に基づいて算出した前記速度に対応するように前記比率を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波撮像装置であって、

前記物性値は、粘性及び弾性の情報を含む複素数であり、

前記第 1 の組織は、脂肪組織であり、

前記第 2 の組織は、前記検査対象の機能を実現する組織であり、

前記波は、縦波またはせん断波であり、

前記速度は、周波数依存性を有する位相速度または群速度である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

波が伝搬している検査対象に向かって、超音波を送信し、検査対象からの超音波を受信して受信信号を得るステップと、

前記受信信号に基づいて前記検査対象を伝搬する前記波の速度を算出するステップと、

予め求めておいた第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを用いて、前記第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを所定の比率で加算した加算後物性値に対応する波の伝搬速度が、前記算出した前記波の速度に対応する、前記第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値との前記比率を算出し、前記比率を、前記検査対象の組成性状を示す指標の値とするステップと、を含む、

ことを特徴とする超音波受信信号の処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置および超音波受信信号の処理方法に係り、被検体内において

せん断波を発生させ、その伝搬速度を計測することにより、生体組織の性状を評価する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波やMRI (Magnetic Resonance Imaging)、X線CT (Computed Tomography) に代表される医療用の画像表示装置は、目視できない生体内の情報を数値または画像の形態で提示する装置として広く利用されている。中でも超音波を利用した画像表示装置は、他の装置と比較して高い時間分解能を備えており、拍動下の心臓を滲みなく画像化できる性能を持つ。

【0003】

被検体である生体内を伝搬する超音波は主に縦波と横波に区別され、製品に搭載されている多くの技術、すなわち組織形態を映像化する技術や血流速度を計測する技術では、主に縦波 (音速約1540m/s) の情報を利用している。

【0004】

近年、横波 (以降、せん断波) を利用して組織の弾性率を評価する技術が注目されており、慢性肝疾患や癌に対する臨床利用が進められている。この技術では、計測対象となる組織内部にせん断波を発生させ、その伝搬速度から弾性を評価する。せん断波を発生させる手法は、機械方式と放射圧方式に大別される。機械方式は、パイプレータ等を利用して体表面に1kHz程度の振動を与えてせん断波を発生させる方式で、振動源となる駆動装置が必要である。一方、放射圧方式は、超音波を組織内の局所に集中させる集束超音波を利用して生体内に音響放射圧を加え、瞬時的に発生する組織変位を利用してせん断波を発生させる。いずれの方式も、発生したせん断波の伝搬速度を、超音波による組織変位の計測結果から算出し、組織性状を評価する技術である。

特許文献1には、音響放射圧を利用した弾性評価技術が開示されている。本文献に記載の手法は、集束超音波を利用して組織内に放射力を発生させ、組織内にせん断波を伝搬させる。伝搬方向には超音波送受信を実施する複数の計測地点が設けられ、組織変位の時間変化が計測される。変位の計測結果を利用して各計測地点におけるせん断波の到来時間が計測され、伝搬波面の速度および弾性の評価値が算出される。

【0005】

非特許文献1には、せん断波速度の周波数分散 (位相速度) を利用した組織性状の評価方式が開示されている。超音波により計測する位相速度に対して、特定周波数の接線勾配を肝臓脂肪化の診断指標として利用している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2010-526626号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】K. R. Nightingale, et al., IEEE trans. Ultrason. Ferroelectr. Fr eq. Control, 62, 1, (2015) pp.165

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

肝臓を始めとする消化器系組織や筋組織は、運動不足や老化により組織性状として脂肪化が進む。脂肪化は慢性疾患や重症疾患のリスク要因として重視されており、健診段階からの中長期的な観察が今後必要となると思われる。

【0009】

特に、脂肪肝のうち非アルコール性脂肪肝 (Nonalcoholic fatty liver: N A F L) は、予後良好な単純性脂肪肝と、進行性の非アルコール性脂肪性肝炎 (nonalcoholic steat ohepatitis: N A S H) に分けられる、単純性脂肪肝は、生活習慣により改善するが、N

10

20

30

40

50

A S Hは、肝臓細胞が非可逆な変化を生じており、何割かが肝硬変さらに肝癌へと進行する。そのため、N A S Hと単純性脂肪肝を判別し、N A S Hには積極的な治療が行われる。単純性脂肪肝とN A S Hとの判別は、現状では肝臓に針を刺す等して組織を一部取り出して検査する生検により行われている。

【0010】

しかしながら、生検は被検体への負担が大きく、被検体が単純性脂肪肝であった場合には無用な検査となる。そのため、超音波撮像装置を用いて非侵襲で単純性脂肪肝とN A S Hとを判別し、N A S Hの可能性が高い場合のみ生検を行って診断を確定することができれば、被検体への負担を軽減できメリットが大きい。

【0011】

特許文献1の技術により得られる伝搬波面の速度および弾性の評価値や、非特許文献1の技術により得られるせん断波の位相速度の特定周波数における接線勾配を評価値とした場合、単純性脂肪肝とN A S Hとで値が近かったり、値が重なっていることが多く、単純性脂肪肝とN A S Hとを精度よく判別することが難しい。

【0012】

以上を背景に、本発明の目的は、精度よく生体の組織性状を評価することのできる超音波撮像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明によれば、波が伝搬している検査対象に向かって、超音波を送信させ、検査対象からの超音波を受信して得られた受信信号を受信する送受信制御部と、受信信号を用いて、検査対象の組織性状を評価する性状評価部と、を有する超音波撮像装置が提供される。性状評価部は、受信信号に基づいて検査対象を伝搬する波の速度を算出する速度算出部と、速度を用いて検査対象の組織性状を示す指標の値を算出する指標算出部とを有する。指標算出部は、予め求めておいた第1の組織の物性値と第2の組織の物性値とを用いて、第1の組織の物性値と第2の組織の物性値とを所定の比率で加算した加算後物性値に対応する波の伝搬速度が、速度算出部が算出した速度に対応する、第1の組織の物性値と第2の組織の物性値との比率を算出する。算出した比率を、検査対象の組織性状を示す指標の値とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、精度よく生体の組織性状を評価することのできる超音波撮像装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】第1の実施形態の超音波撮像装置の一構成例のブロック図である。

【図2】(a)~(c)は、検査対象が肝臓である場合の近似モデルを示す説明図である。

【図3】第1の実施形態の超音波撮像装置の動作を示すフローチャートである。

【図4】(a), (b)は、探触子から検査対象に放射される超音波を示す説明図である。

【図5】(a)~(d)は、速度算出部による位相速度算出の手順を示す説明図である。

【図6】指標算出部の動作を示すフローチャートである。

【図7】(a), (b)は、表示部の表示画面例を示す説明図である。

【図8】(a)は、第2の実施形態において周波数帯域ごとに算出される指標を示すグラフであり、(b)は、位相速度と周波数帯域ごとに指標を算出する概念を示すグラフである。

【図9】第3の実施形態のデータベースの構造を示すブロック図である。

【図10】第3の実施形態において第1及び第2の組織(脂肪組織、肝組織)の位相速度から、物性値 J_1^* と物性値 J_2^* を算出し、検査対象の指標を求める概念を示す説明

10

20

30

40

50

図である。

【図 1 1】第 4 の実施形態において第 1 及び第 2 の組織（重症脂肪肝、正常肝）の位相速度から物性値 J_1^* と物性値 J_2^* を算出し、検査対象の指標 J^* を求める概念を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態を図面に従い説明する。なお、本明細書において、検査対象内で波を励起させ、伝搬させる方法としては、検査対象に振動を与える方法であればどのようなものでもよく、音響放射圧や加振装置などの機械的な加振方法の他、心拍動など検査対象自身による加振も含む。また、本実施形態では生体組織の組織性状として、脂肪化を

10

【0017】

図 1 に実施形態の超音波撮像装置の一構成例のブロック図を示す。本実施形態の超音波撮像装置（超音波送受信装置）は、波が伝搬している検査対象 100 に向かって、超音波を送信させ、検査対象 100 からの超音波を受信して得られた受信信号を受信する送受信制御部 11 と、検査対象 100 の組織性状を評価する性状評価部 14 と、を備えている。性状評価部 14 は、送受信制御部 11 が受信した受信信号を用いて検査対象 100 の組織性状を評価する。

20

【0018】

性状評価部 14 は、受信信号に基づいて検査対象 100 を伝搬する波の速度を算出する速度算出部 14 a と、算出した速度を用いて検査対象 100 の組織性状を示す指標の値を算出する指標算出部 14 b と、を備えている。指標算出部 14 a は、予め求めておいた第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを用いて、第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値とを所定の比率で加算し、加算後物性値を得る。この加算後物性値に対応する波の伝搬速度が、速度算出部 14 a が算出した速度に対応する（例えば、ほぼ同一になる）ように、第 1 の組織の物性値と第 2 の組織の物性値との加算の比率を決定する。求めた比率を、検査対象 100 の組織性状を示す指標の値とする。

30

【0019】

上記物性値は、粘性及び弾性の情報を含む複素数であることが好ましい。特に、物性値としては複素弾性率の逆数として定義される複素コンプライアンスを用いることが、装置実装を考慮した数値計算上で望ましい。

【0020】

発明者らは、検査対象 100 の組織を、典型的な第 1 の組織と第 2 の組織の混合組織であると近似し、その混合比率を組織性状を示す指標として用いる。図 2 (a)、(b)、(c) に検査対象 100 が肝臓である場合の近似モデルを示す。検査対象 100 が肝臓である場合、第 1 の組織は脂肪組織 100 b であり、第 2 の組織は、検査対象の機能を実現する組織、すなわち肝組織 100 a であり（図 2 (a)）、検査対象 100 の肝臓の組織は、脂肪組織 100 b と肝組織 100 a の混合組織である（図 2 (b)）と近似することができる。

40

【0021】

このとき、発明者らは、第 1 及び第 2 の組織の物性値として、粘性 η 及び弾性 E の情報を含む複素数の物性値 (J^*) を用いることにより、図 2 (c) のように、第 1 及び第 2 の組織の混合組織の物性値 J^* が、第 1 の組織の物性値 J_1^* と第 2 の組織の物性値 J_2^* に比率 α で重み付けした線形和で表されることを見出した。さらに詳しく説明すると、混合組織の物性値 (J^*) と応力 S との積は、複合連成モデルにより下式 (1-1)、(1-2) のように、各組織の物性値 J_n^* と応力 S との積の総和で表される。ただし、 n は、組織の番号を示す。

50

【 0 0 2 2 】

【 数 1 】

$$\begin{cases} S \cdot J^* = \sum \gamma_n & \dots (1-1) \\ \gamma_n = S \cdot J_n^* & \dots (1-2) \end{cases}$$

【 0 0 2 3 】

式 (1 - 1)、(1 - 2) を展開することにより、下式 (2) のように物性値 J^* が、第 1 の組織の物性値 J_a^* と第 2 の組織の物性値 J_b^* に比率 で重み付けした線形和が導出される。

【 0 0 2 4 】

【 数 2 】

$$J^* = (1 - \sigma) J_a^* + \sigma J_b^* \quad \dots (2)$$

σ : 分布比率 ($0 \leq \sigma \leq 1$)

【 0 0 2 5 】

発明者らは、式 (2) で表される物性値 J_a^* 、 J_b^* と比率 の線形和の物性値 J^* が、実際の生体組織の物性値 J^* の性状による変化とよく対応していることを見出した。よって、混合組織のモデルの混合比率 を、受信信号から求めた速度を実現するように決定することにより、混合組織の第 1 の組織の割合 () を求めることができ、例えば脂肪化の度合を示す指標として を用いることができる。発明者らの研究によると、単純性脂肪肝と N A S H は、 の値に明確な差があり、精度よく単純性脂肪肝と N A S H を判別することが可能である。

【 0 0 2 6 】

特に J^* としてコンプライアンスを用いた場合には、 の値の差により、高精度に単純性脂肪肝と N A S H を判別できる。

【 0 0 2 7 】

なお、第 1 の組織および第 2 の組織は、脂肪組織と、検査対象 1 0 0 の機能を実現する組織に限定されるものではなく、第 1 の組織として検査対象 1 0 0 の部位が正常である場合の組織を用い、第 2 の組織を検査対象 1 0 0 が疾患を患った場合の組織として、モデル化することも可能である。例えば、第 1 の組織として、正常肝組織を、第 2 の組織として重症脂肪肝の組織を用いてもよい。

【 0 0 2 8 】

以下、さらに詳しく説明する。

【 0 0 2 9 】

<< 第 1 の実施形態 >>

第 1 の実施形態の超音波撮像装置について図 1 を用いて詳しく説明する。

【 0 0 3 0 】

図 1 の第 1 の実施形態の超音波撮像装置の全体構成の概要を示す。超音波撮像装置は、探触子 1 0 と、装置本体 2 0 とを備えて構成される。装置本体 2 0 には、表示部 1 5 が接続されている。装置本体 2 0 には、送受信制御部 1 1 と、信号処理部 1 2 が配置されている。送受信制御部 1 1 は、探触子 1 0 を構成する各振動子に受け渡す送信信号を生成する送信ビームフォーマ 2 1 と、探触子 1 0 の各振動子の出力から、検査対象 1 0 0 内の所定の点についての受信信号を生成する受信ビームフォーマ 2 2 とを備えている。

【 0 0 3 1 】

信号処理部 1 2 は、受信ビームフォーマ 2 2 の出力する受信信号を用いて、検査対象 1 0 0 の画像を生成する画像構成部 1 3 と、検査対象 1 0 0 の組織性状を評価する性状評価部 1 4 とを備えている。信号処理部 1 2 には、データベースを格納した記憶部 1 6 が接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

また、送受信制御部 1 1 と信号処理部 1 2 には、動作を制御する制御部 1 7 が接続されている。

【 0 0 3 3 】

制御部 1 7、性状評価部 1 4 および画像構成部 1 3 の機能は、ソフトウェアによって実現することも可能であるし、その一部または全部をハードウェアによって実現することも可能である。ソフトウェアによって実現する場合、制御部 1 7、性状評価部 1 4 および画像構成部 1 3 を、CPU (Central Processing Unit) と、プログラムを予め格納したメモリによって構成する。CPU がプログラムを読み込んで実行することにより、後述する制御部 1 7、性状評価部 1 4 および画像構成部 1 3 の機能を実現する。また、ハードウェアによって実現する場合には、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) のようなカスタム IC や、FPGA (Field Programmable Gate Array) のようなプログラマブル IC を用い、後述する制御部 1 7、性状評価部 1 4 および画像構成部 1 3 の動作の少なくとも実現するように回路設計を行えばよい。

10

【 0 0 3 4 】

以下、各部の動作を具体的に説明する。ここでは、ソフトウェアにより実行する場合を例に説明する。

【 0 0 3 5 】

制御部 1 7 は、内蔵するメモリに予め格納されているプログラムを内蔵する CPU が読み込んで実行する。これにより、図 3 に示した超音波撮像装置の動作を示すフローチャートのように各部の制御を行う。

20

【 0 0 3 6 】

まず、制御部 1 7 は、第 1 超音波を振動子 1 0 から送信させて、検査対象 1 0 0 内で放射圧を励起させ、せん断波を発生させる (ステップ 1 0 1)。具体的には、制御部 1 7 は、音響放射圧を生じさせる第 1 超音波を所定の位置に照射するための送信信号を送信ビームフォーマ 2 1 に生成させる。送信ビームフォーマ 2 1 が生成した送信信号は、探触子 1 0 を構成する振動子にそれぞれ受け渡され、探触子 1 0 は、所定の音響強度を有し、所定の深さの焦点に収束する第 1 超音波 2 3 を所定の送信方向に送信する (ステップ 1 0 1)。

【 0 0 3 7 】

図 4 (a)、(b) は、探触子 1 0 から検査対象 1 0 0 に放射される超音波を示している。第 1 超音波 2 3 が検査対象 1 0 0 の関心領域 (ROI) 1 0 0 a の所定の位置及び方向に照射され、第 1 超音波 2 3 の音響放射圧により、検査対象 1 0 0 内には波 (縦波およびせん断波) が発生する。波は、第 1 超音波 2 3 が照射された位置を起点に放射状に伝搬する。図 4 (a)、(b) の図面では、右方向に伝搬する波面を計測する場合を例示している。以下、発生したせん断波を例に説明する。

30

【 0 0 3 8 】

制御部 1 7 は、第 2 超音波を振動子 1 0 から送信させ、組織の変位を計測する (ステップ 1 0 2)。具体的には、制御部 1 7 は、発生したせん断波による組織の変位を計測するために、1 以上の第 2 超音波を探触子 1 0 から所定の位置に所定のタイミングで照射するように送信ビームフォーマ 2 1 に送信信号を生成させる。これにより、図 4 (a) のように、第 1 超音波 2 3 により発生したせん断波が伝搬する方向に予め定めた間隔で複数の第 2 超音波 2 4 を所定のタイミングで照射する。第 2 超音波 2 4 を照射した箇所の検査対象 1 0 0 から反射等した超音波は、探触子 1 0 の振動子によって受信される。制御部 1 7 は、受信ビームフォーマ 2 2 を動作させて探触子の出力する信号について受信ビームフォーミングを行わせ、第 2 超音波 2 4 の照射位置を中心とする 1 本の受信走査線上の各点について受信信号を得る。これを時間経過とともに繰り返す。画像構成部 1 3 は、受信信号から検査対象の画像を構成する。性状評価部 1 4 の速度算出部 1 4 a は、得られた画像に基づいて、検査対象 1 0 0 におけるせん断波の所定の伝搬方向の各点の変位の時間変化を検出する (ステップ 1 0 2)。

40

50

【 0 0 3 9 】

一方、図 4 (b) の例では、第 1 超音波 2 3 により生じたせん断波の伝搬方向に所定の範囲にわたって 1 つの第 2 超音波 2 4 を照射する。第 2 超音波 2 4 を照射した箇所の検査対象 1 0 0 から反射等した超音波は、探触子 1 0 の振動子によって受信される。制御部 1 7 は、受信ビームフォーマ 2 2 を動作させて、探触子 1 0 の出力する信号から受信ビームフォーミングを行い、第 2 超音波 2 4 の照射位置を中心とする複数本の受信走査線上の各点について受信信号を得る。これを時間経過とともに繰り返すことにより、速度算出部 1 4 a は、第 1 超音波 2 3 の照射位置を起点とする複数の伝搬位置において、せん断波の伝搬による検査対象 1 0 0 の変位を検出する。

【 0 0 4 0 】

なお、図 4 (a) の第 2 超音波 2 4 の送受信パターンは、感度に優れるが何回も第 2 超音波 2 4 を送信する必要があるため時間分解能が低下する。一方、図 4 (b) の送受信パターンは、1 回の第 2 超音波 2 4 で複数本の受信走査線について受信信号を得ることができるため、時間分解能が高いが、第 2 超音波 2 4 の照射範囲が広いため、感度があまり高くできない。検査対象 1 0 0 の部位や、必要な時間分解能に応じて、図 4 (a) , (b) のいずれの送受信パターンを用いてもよい。

【 0 0 4 1 】

制御部 1 7 は、速度算出部 1 4 a に指示して、せん断波の速度 (ここでは例として位相速度) を算出させる (ステップ 1 0 3 ~ 1 0 5)。速度算出部 1 4 a の処理を図 5 を用いて説明する。図 5 は、速度算出部 1 4 a による位相速度算出の手順を示す説明図である。図 5 (a) のように、検査対象 1 0 0 の画像が上記ステップ 1 0 2 において画像構成部 1 3 により構成され、速度算出部 1 4 a は、第 1 超音波 2 3 の照射位置を起点とする複数の伝搬位置において、せん断波の伝搬による検査対象 1 0 0 の変位の時間変化を検出する。速度算出部 1 4 a は、検出した変位を、時間と伝搬方向の距離 (伝搬位置) x を 2 軸とするマップにプロットし、マップ (変位分布) を生成する (図 5 (b))。速度算出部 1 4 a は、生成したマップを 2 次元フーリエ変換し、図 5 (c) の時間周波数 f (Hz) と空間周波数 k (m^{-1}) を 2 軸とする強度スペクトル分布を得る (ステップ 1 0 3)。図 5 (c) の強度スペクトル分布に示されるピーク位置を検出する (ステップ 1 0 4)。ピーク位置の時間周波数 f と空間周波数 k の関係から、位相速度 V を $V = f / k$ により算出する。これにより、図 5 (d) のような位相速度の周波数依存性を算出する (ステップ 1 0 5)。

【 0 0 4 2 】

つぎに、制御部 1 7 は、性状評価部 1 4 の指標算出部 1 4 b を動作させる。これを図 6 のフローを用いて説明する。速度算出部 1 4 a が算出した位相速度について所定の周波数帯域の位相速度 V () を受け取る (ステップ 2 0 1)。また、指標算出部 1 4 b は、予め記憶部 1 6 に格納されているデータベースから、第 1 の組織として肝組織の物性値 J_1^* と第 2 の組織として脂肪組織の物性値 J_2^* をそれぞれ読みだす (ステップ 2 1 0)。そして、指標算出部 1 4 b は、上記式 (2) により、第 1 の組織である肝組織の物性値 J_1^* と第 2 の組織である脂肪組織の物性値 J_2^* を予め定めた比率で混合した混合組織の物性値 J^* を算出する (ステップ 2 1 1)。

【 0 0 4 3 】

つぎに、指標算出部 1 4 b は、算出した混合組織の物性値 J^* から式 (3) に基づいて、混合組織の物性値 J^* に対応する位相速度 V () を算出する (ステップ 2 1 2)。なお、 ρ は、検査対象 1 0 0 の密度であり、予め求めたおいた定数である。

【 0 0 4 4 】

【 数 3 】

$$V(\omega) = \left\{ \operatorname{Re} \left[\sqrt{J^* \cdot \rho} \right] \right\}^{-1} \quad \dots (3)$$

指標算出部 1 4 b は、ステップ 2 1 2 で算出した位相速度 V () とステップ 2 0 1 で

10

20

30

40

50

受け取った速度算出部 14 a が算出した位相速度を $V(\quad)$ とを比較し、その差が所定値の範囲内である等、両者が対応しているかどうかを判定し、両者が対応していなければステップ 211 に戻って、比率 の値を所定量だけ変化させてステップ 211 ~ 213 を繰り返す。ステップ 213 において、対応する位相速度 $V(\quad)$ が得られている場合には、その時の比率 を組織性状を表す指標として決定する(ステップ 214)。

【0045】

指標 は、検査対象 100 に占める脂肪組織の割合であり、単純脂肪肝とNASHとで異なる値を示す。図7(a)、(b)は、表示部 15 の表示画面例を示す説明図である。図7(a)の画面例のように、性状評価部 14 は、画像構成部 13 が生成した検査対象 100 のROI 100 aの画像とともに、指標算出部 14 b が算出した指標 を、数値のまま表示部 15 の表示領域 15 a に表示させてもよい。また、図7(b)の画面例のように、画像構成部 13 が生成した検査対象 100 の画像に、指標 を色の濃淡や色調の変化に変換したものを、重畳させて表示部 15 に表示させてもよい。この場合、指標の範囲が示す組織の深刻度を数段階で示す濃淡バーやカラーバー 15 b 等を併せて表示することにより、ユーザーは、指標 の値と組織の深刻度を容易に把握することができる。例えば、図7(a)、(b)のように深刻度をシビア(Severe)、ミドル(Middle)、ノーマル(Normal)の3段階に示す濃淡バーやカラーバー 15 b を表示する。

10

【0046】

また、指標 と、予め定めておいた指標の範囲とを比較することにより、指標の範囲が示す組織の深刻度に置き換えて表示することも可能である。例えば、図7(a)、(b)のカラーバー 15 b の示す3段階の組織の深刻度を表す色や濃淡に置き換えて表示する。

20

【0047】

また、図7(a)のように、ROI 100 aを検査対象 100 の一部分にのみ設定することも可能である。図7(b)のように、ROI 100 aを二次元に設定し、検査対象 100 全体を指標の数値に応じて配色し、二次元マップとして表示部 15 に表示してもよい。

【0048】

なお、記憶部 16 のデータベースに予め格納しておく第1の組織および第2の組織の物性値 J^* および J_b^* は、例えば、検査対象 100 とは異なる被検体から提供された脂肪組織や肝組織について実測した物性値(複素コンプライアンス)であってもよいし、計算によって求めた値を用いることも可能である。

30

【0049】

第1の実施形態によれば、位相速度に基づいて、脂肪肝等の脂肪化の指標 が得られる。複雑な組成を持つ生体組織に対し、弾性率や粘性率といった唯一つの物性を計測するのは極めて困難である。本実施形態は、組成の複雑性を含めた物性指標を予め保持し、この数値を基準に検査対象の数値の傾向を判定し、組織性状を反映した診断指標として利用するため、診断機能としての高精度化、および高い再現性が実現される。これにより客観的情報に基づく治療判断や生活習慣指導、術後の経過判定が可能である。本技術は、脂肪化以外の線維化や腫瘍性状の評価にも有効であり、適用する生体組織は特に限定されない。

【0050】

なお、図6のフローでは、ステップ 211 において第1及び第2の組織の混合組織の物性値 J^* を求め、ステップ 212 において物性値 J^* に対応する位相速度 $V(\quad)$ を算出して、算出した位相速度を、受信信号から算出した位相速度(ステップ 201)と対比することにより、指標 を求めたが、本実施形態はこの手順に限られるものではない。受信信号から算出した位相速度(ステップ 201)から、式(3)を用いて物性値 J^* を算出し、算出した物性値 J^* をステップ 211 で求めた混合組織の物性値 J^* と比較し、両者が対応する(例えば差が所定の範囲内になる)ように指標 の値を変化させてもよい。

40

【0051】

また、本実施形態では、物性値として粘性と弾性の情報を含む複素数を用いたが、これに限られるものではなく、検査対象内の超音波の速度等の物理量を物性値の代わりに用い

50

てもよい。

【 0 0 5 2 】

< < 第 2 の実施形態 > >

第 2 の実施形態の超音波撮像装置について説明する。図 8 (a) は、第 2 の実施形態において周波数帯域ごとに算出される指標 I を示すグラフであり、図 8 (b) は、位相速度と周波数帯域ごとに指標 I を算出する概念を示すグラフである。

【 0 0 5 3 】

第 1 の実施形態では、検査対象 1 0 0 について 1 つの周波数帯域の位相速度を求め、指標 I を算出したが、第 2 の実施形態では、図 5 (d) のように算出した位相速度の周波数依存特性に対して、図 8 (b) のように、複数の周波数帯域 $F_1 \sim F_4$ を設定し、それぞれの周波数帯域について指標 $I_{F_1} \sim I_{F_4}$ を求める。各周波数帯域 $F_1 \sim F_4$ のそれぞれにおいて指標 I を求める動作は、第 1 の実施形態の図 6 のフローと同様である。

10

【 0 0 5 4 】

これにより、図 8 (a) のように周波数帯域 $F_1 \sim F_4$ においてそれぞれ指標 $I_{F_1} \sim I_{F_4}$ を求められるため、指標 $I_{F_1} \sim I_{F_4}$ の勾配値や平均値を算出することができる。よって、勾配値や平均値を用いて、組織の脂肪化等の評価を行うことが可能になる。例えば組織粘性は高周波域に、組織弾性は低周波域に強く現れる特徴があるため、周波数帯域毎に指標 I を算出することで、組織性状の判断指標として更なる高精度化が実現する。

【 0 0 5 5 】

即ち、ユーザの関心が特に粘性にある場合（例えば脂肪肝やのう胞）、高周波帯域の指標 I をユーザの指示等により選択的に用いて、診断指標を算出することもできる。例えば、広帯域で全体的な組織性状を判断し、狭帯域でより詳細な組織性状を判断、とする形態も診断によって有効である。

20

【 0 0 5 6 】

他の構成および動作は、第 1 の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 5 7 】

< < 第 3 の実施形態 > >

第 3 の実施形態の超音波撮像装置について説明する。

【 0 0 5 8 】

第 1 の実施形態では、記憶部 1 6 のデータベースに第 1 の組織の物性値 J_1^* と第 2 の組織の物性値 J_2^* が予め格納されており、図 6 のフローのステップ 2 1 0 においてそれらを読みだして用いる構成であったが、第 3 の実施形態では、図 9 のデータベースの構造を示すブロック図のように、データベースに第 1 および第 2 の組織の位相速度を格納する。第 1 の組織の位相速度の例として、肝細胞主体組織の位相速度や正常肝の位相速度がある。また、第 2 の組織の位相速度の例として、脂肪主体組織の位相速度や異常肝の位相速度がある。

30

【 0 0 5 9 】

第 3 の実施形態では、ステップ 2 1 0 において、第 1 および第 2 の組織の位相速度がデータベースから読み込まれ、式 (3) を用いて、それぞれの位相速度に対応する物性値 J_1^* と物性値 J_2^* が算出される。他のステップの動作および装置構成は、第 1 の実施形態と同様である。図 1 0 は、第 3 の実施形態において第 1 及び第 2 の組織（脂肪組織、肝組織）の位相速度から、物性値 J_1^* と物性値 J_2^* を算出し、検査対象 1 0 0 の指標 I を求める概念を示す説明図である。この概念図に示すように、第 1 及び第 2 の組織（脂肪組織、肝組織）の位相速度から、低粘性を示す物性値 J_1^* と高粘性を示す物性値 J_2^* を算出し、検査対象 1 0 0 である検査肝の中間粘性を示す物性値 J^* を算出して指標 I を求めることができる。

40

【 0 0 6 0 】

位相速度は、組織を被検体内から取り出すことなく計測することができるため、他の被検体で実測した位相速度をデータベースに格納しておくことができる。よって、多数の被検体について実測した位相速度の平均値を物性値として用いることができるため、データ

50

ベースの信頼性を向上させることができる。

【0061】

<<第4の実施形態>>

第4の実施形態の超音波撮像装置について説明する。

【0062】

第1の実施形態では、第1の組織として脂肪組織が、第2の組織として、その検査対象の機能を実現する組織（例えば肝組織）を用いたが、第1の組織として重症の疾患組織（例えば重症脂肪肝）を、第2の組織として、正常な組織（例えば正常肝）を用いてもよい。この場合、第1及び第2の組織（重症脂肪肝、正常肝）の位相速度を記憶部16のデータベースに予め格納しておく。図11は、第4の実施形態において第1及び第2の組織（重症脂肪肝、正常肝）の位相速度から物性値 J_{1}^{*} と物性値 J_{2}^{*} を算出し、検査対象100の指標を求める概念を示す説明図である。この概念図を示すように、指標算出部14bは、第3の実施形態と同様に、重症脂肪肝の位相速度に基づいて低粘性を示す物性値 J_{1}^{*} と高粘性を示す物性値 J_{2}^{*} を算出して、高粘性と低粘性の混合体である検査肝の中間粘性を示す物性値 J^{*} を算出し、検査対象100の指標を求めることが可能である。

10

【0063】

位相速度は、組織を被検体内から取り出すことなく計測することができるため、重症の疾患組織（例えば重症脂肪肝）および正常な組織（例えば正常肝）について実測した位相速度をデータベースに格納しておくことができる。他の構成および動作は、第3の実施形態と同様である。

20

【0064】

第4の実施形態は、第3実施形態と同様に、多数の被検体について実測した位相速度を物性値として用いることができるため、データベースの信頼性を向上させることができる。

【符号の説明】

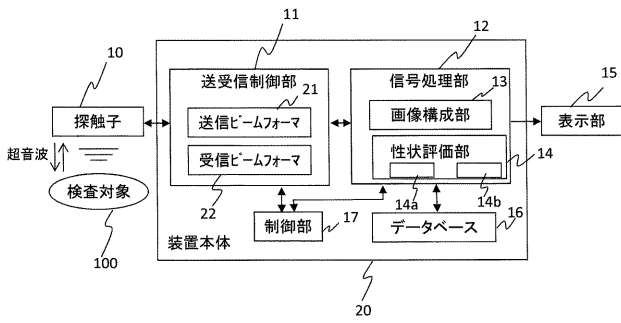
【0065】

10 探触子、11 送受信制御部、12 信号処理部、13 画像構成部、14 性状評価部、15 表示部、16 データベースが格納された記憶部、17 制御部、21 送信ビームフォーマ、22 受信ビームフォーマ、100 検査対象

30

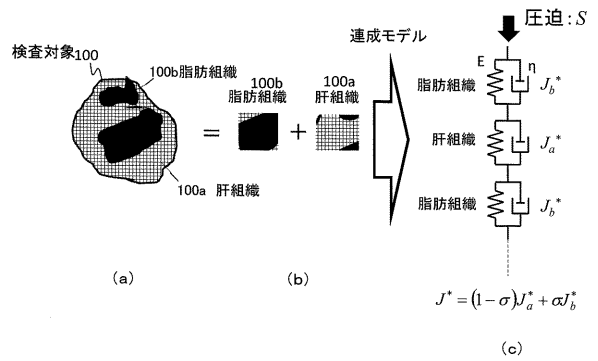
【図1】

図1



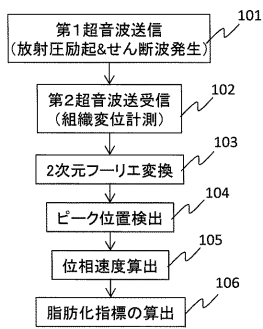
【図2】

図2



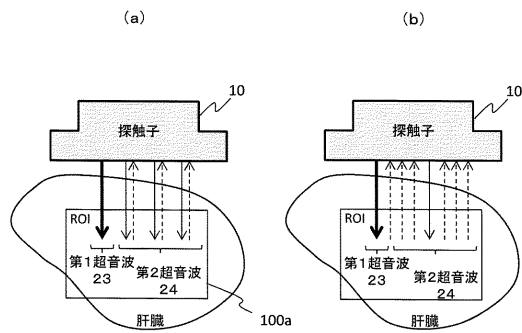
【図3】

図3



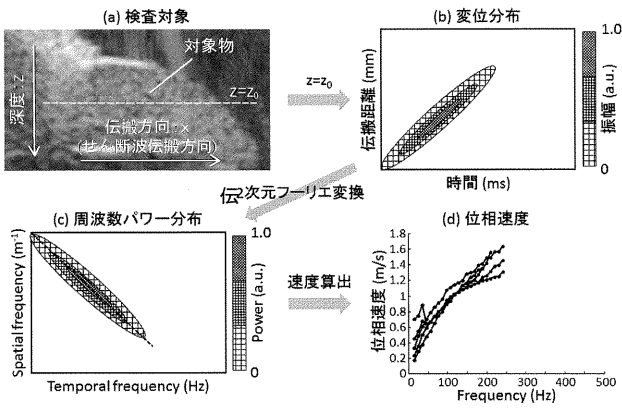
【図4】

図4



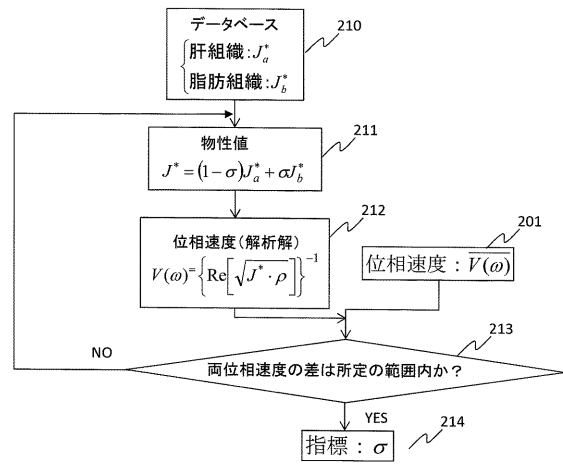
【 図 5 】

図5



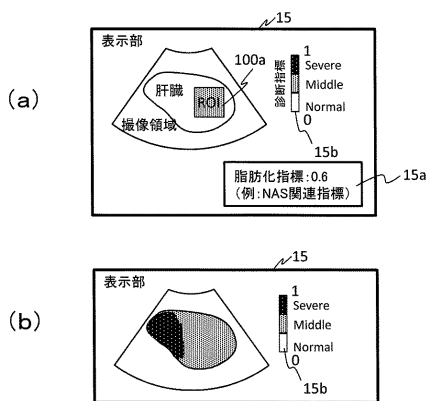
【 図 6 】

図6



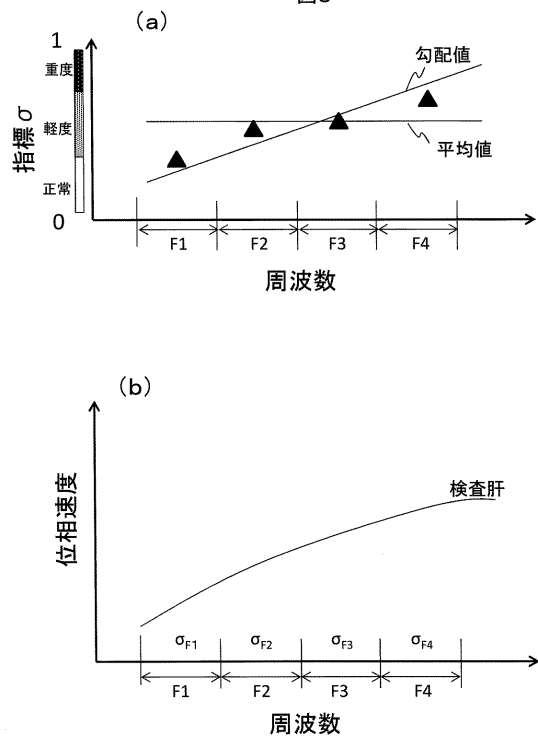
【 図 7 】

図7



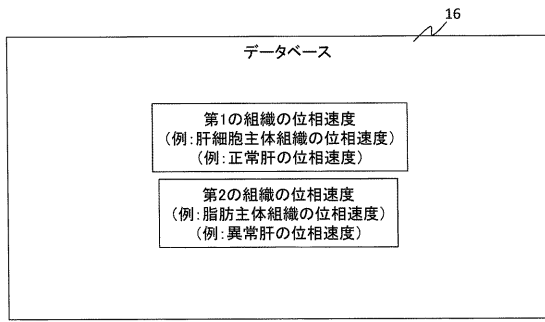
【 図 8 】

図8



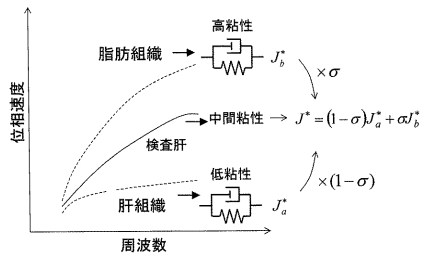
【 図 9 】

図9



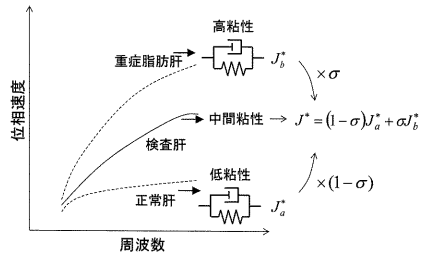
【 図 1 0 】

図10



【 図 1 1 】

図11



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/006634
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01) 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) A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-104412 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 08 June 2015 (08.06.2015), abstract (Family: none)	1-14
A	US 2014/0276058 A1 (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC.), 18 September 2014 (18.09.2014), paragraphs [0002] to [0007] & DE 102014003105 A1 & FR 3003154 A1 & CN 104042237 A	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 application or patent 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 12 May 2017 (12.05.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006634

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/136502 A1 (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 12 September 2014 (12.09.2014), abstract; paragraph [0057] & US 2015/0173718 A1 abstract; paragraph [0081] & EP 2965694 A1 & CN 104302233 A	1-14
E,A	JP 2017-47193 A (Applied Vibro-Acoustics, Inc.), 09 March 2017 (09.03.2017), paragraphs [0043] to [0055]; fig. 5 (Family: none)	1-14

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 6 3 4

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年		
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2015-104412 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2015.06.08, 要約 (ファミリーなし)	1-14
A	US 2014/0276058 A1 (SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC.) 2014.09.18, [0002]-[0007] & DE 102014003105 A1 & FR 3003154 A1 & CN 104042237 A	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 12.05.2017	国際調査報告の発送日 23.05.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 9224

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 6 3 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2014/136502 A1 (日立アロカメディカル株式会社) 2014. 09. 12, 要約, [0057] & US 2015/0173718 A1, Abstract, [0081] & EP 2965694 A1 & CN 104302233 A	1-14
E, A	JP 2017-47193 A (有限会社生物振動研究所) 2017. 03. 09, [0043]-[0055], 図 5 (ファミリーなし)	1-14

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,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,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,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ

(72)発明者 井上 敬章

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

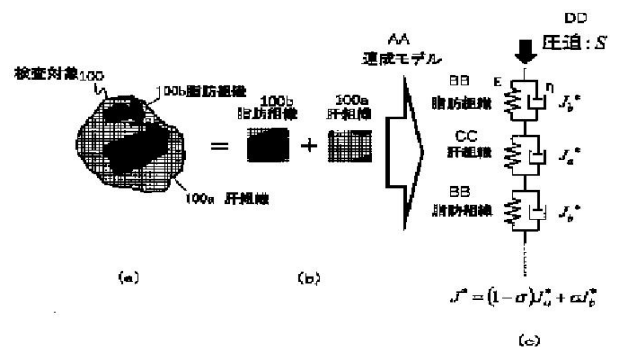
Fターム(参考) 4C601 DD18 DD19 DD20 DD23 EE09 JB34 JB36 JB49 KK02

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声成像设备和超声接收信号处理方法		
公开(公告)号	JPWO2017169332A1	公开(公告)日	2018-06-28
申请号	JP2018508592	申请日	2017-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	吉川秀樹 丸岡貴司 園山輝幸 井上敬章		
发明人	吉川 秀樹 丸岡 貴司 園山 輝幸 井上 敬章		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB36 4C601/JB49 4C601/KK02		
优先权	2016064409 2016-03-28 JP		
其他公开文献	JP6537706B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种能够准确地评估活体的组织特性的超声成像设备。朝着被传播的检查目标发送超声波，并且接收来自检查目标的超声波以获得接收信号。根据接收到的信号计算通过检查对象传播的波速。通过使用预先获得的第一组织的物理特性值和第二组织的物理特性值，在将第一组织的物理特性值和第二组织的物理特性值以预定比例相加之后获取物理属性值。确定上述比率，使得与相加后的物理性质值相对应的波的传播速度与所计算的波的速度相对应。所获得的比率用作指示检查对象的组成特性的指标值。



- 100 Subject to be inspected
- 100a Liver tissue
- 100b Adipose tissue
- AA Coupled model
- BB Adipose tissue
- CC Liver tissue
- DD Pressure