

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-46056

(P2014-46056A)

(43) 公開日 平成26年3月17日(2014.3.17)

(51) Int. Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F 1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-192727 (P2012-192727)
(22) 出願日 平成24年9月3日(2012.9.3)

(71) 出願人 300019238
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
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 橋本 浩
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD02 DD20 EE20 HH29 HH33 JB36 JB50 LL33

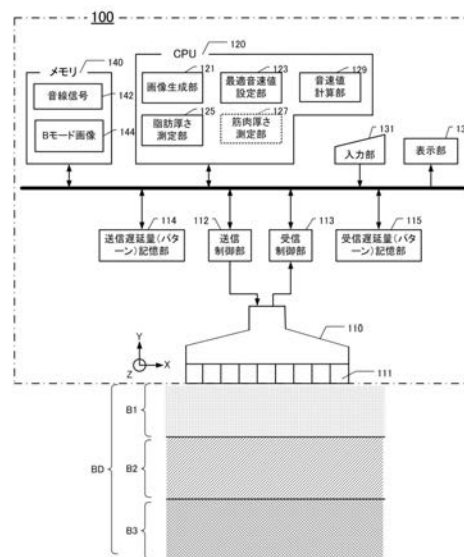
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 生体を切開することなく、定量的に生体内組織の性状を測定する超音波診断装置を提供する。

【解決するための手段】 超音波診断装置(100)は、超音波エコーを受信する超音波探触子(110)と、超音波エコーを異なる音速値に対応するような複数のフォーカス条件でフォーカス処理して複数の音線信号を生成する受信制御部(115)とを備える。さらに診断装置は、音線信号に基づいて複数の超音波画像を生成する画像生成部(121)と、複数の超音波画像から被検体を診断する最適な音速値を設定する最適音速値設定部(123)と、被検体の皮下脂肪厚さを測定する皮下脂肪厚さ測定部(125)と、皮下脂肪厚さに基づいて特定部位の音速値を計算する音速値計算部(129)と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の皮下脂肪下の特定部位の音速値を測定する超音波診断装置であって、
超音波トランスデューサから超音波を前記被検体に送信すると共に、前記被検体によって反射された超音波エコーを受信する超音波探触子と、
前記超音波エコーを異なる音速値に対応するような複数のフォーカス条件でフォーカス処理して、複数の音線信号を生成する受信制御部と、
前記音線信号に基づいて、複数の超音波画像を生成する画像生成部と、
前記複数の超音波画像から前記被検体を診断する最適な音速値を設定する最適音速値設定部と、
前記被検体の皮下脂肪厚さを測定する皮下脂肪厚さ測定部と、
前記皮下脂肪厚さに基づいて、前記特定部位の音速値を計算する音速値計算部と、
を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

さらに、前記超音波画像に基づいて前記皮下脂肪と前記特定部位との間の筋肉の厚さを測定する筋肉厚さ測定部を備え、
前記音速値計算部は、前記皮下脂肪厚さ及び前記筋肉厚さに基づいて前記特定部位の音速値を計算する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記皮下脂肪測定部は、前記超音波画像に基づいて前記皮下脂肪の厚さを測定する請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記皮下脂肪測定部は、前記超音波エコーに基づいて前記皮下脂肪と前記特定部位との境界面を検出して前記皮下脂肪の厚さを測定する請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波探触子は、LED 光源から前記被検体にレーザー光が放射され前記被検体から反射されるレーザー光の散乱透過光強度の変化に応じて、前記皮下脂肪の厚さを測定する光学測定部を有し、

前記皮下脂肪測定部は、前記光学測定部で測定された前記皮下脂肪の厚さを測定する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記音線信号による前記第 1 音速値から前記第 2 音速値までの B モード画像を生成し、

前記最適音速値設定部は、複数の前記 B モード画像でコントラストが最大になる際の音速値を最適な音速値と設定する請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記音線信号による前記第 1 音速値から前記第 2 音速値までの B モード画像を生成し、

前記最適音速値設定部は、複数の前記 B モード画像で空間周波数が最大になる際の音速値を最適な音速値と設定する請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を利用して特定部位の音速値を測定する超音波診断装置に関する。特に、超音波診断装置は、特定部位の音速値から特定部位の性状を診断する。

【背景技術】**【0002】**

50

生体内組織の診断において、その組織の硬さから組織の状態を把握する手法が知られている。例えば、肝臓は、肥満又はアルコールの摂取過多によって脂肪肝になったり、何らかの原因でその機能が低下して代謝が悪化して硬くなったりする。このため、肝臓の脂肪の付き方又は硬さは、肝臓の性状を把握するための重要な指標となる。

【0003】

生体内組織の性状を評価するために、超音波振動を利用する技術が知られている。特許文献1に開示される超音波診断装置は、生体内組織にプローブを直接接触させ、接触前後で共振周波数が変化する原理を利用して、組織の硬さを評価する。この超音波診断装置は、この超音波診断装置は、医者の手などによる主観的な硬さの評価に代わって、客観的で定量的な硬さを測定している。具体的には、超音波診断装置は、手術下において露出した肝臓に直接プローブを接触させて、その肝臓が線維質状であるか脂肪組織が多く含まれているか等の性状を測定する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-73496号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の超音波診断装置は、直接肝臓などの生体内組織に接触しなければならぬため、手術下においてしか使用できない。そこで、生体を切開することなく、定量的に生体内組織の性状を測定する超音波診断装置が求められている。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

第1の観点の超音波診断装置は、被検体の皮下脂肪下の特定部位の音速値を測定する。超音波診断装置は、超音波トランスデューサから超音波を被検体に送信すると共に被検体によって反射された超音波エコーを受信する超音波探触子と、超音波エコーを異なる音速値に対応するような複数のフォーカス条件でフォーカス処理して複数の音線信号を生成する受信制御部と、を備える。さらに診断装置は、音線信号に基づいて複数の超音波画像を生成する画像生成部と、複数の超音波画像から被検体を診断する最適な音速値を設定する最適音速値設定部と、被検体の皮下脂肪厚さを測定する皮下脂肪厚さ測定部と、皮下脂肪厚さに基づいて特定部位の音速値を計算する音速値計算部と、を備える。

30

【0007】

第2の観点の超音波診断装置は、さらに超音波画像に基づいて皮下脂肪と特定部位との間の筋肉の厚さを測定する筋肉厚さ測定部を備える。そして音速値計算部は、皮下脂肪厚さ及び筋肉厚さに基づいて特定部位の音速値を計算する。

【0008】

第3の観点の超音波診断装置において、皮下脂肪測定部は、超音波画像に基づいて皮下脂肪の厚さを測定する。

第4の観点の超音波診断装置において、皮下脂肪測定部は、超音波エコーに基づいて皮下脂肪と特定部位との境界面を検出して皮下脂肪の厚さを測定する。

40

第5の観点の超音波診断装置において、超音波探触子は、LED光源から被検体にレーザー光が放射され被検体から反射されるレーザー光の散乱透過光強度の変化に応じて、皮下脂肪の厚さを測定する光学測定部を有する。そして皮下脂肪測定部は、光学測定部で測定された皮下脂肪の厚さを測定する。

【0009】

第6の観点の超音波診断装置において、画像生成部は、音線信号による第1音速値から第2音速値までのBモード画像を生成し、最適音速値設定部は、複数のBモード画像でコントラストが最大になる際の音速値を最適な音速値と設定する。

第7の観点の超音波診断装置において、画像生成部は、音線信号による第1音速値から

50

第2音速値までのBモード画像を生成し、最適音速値設定部は、複数のBモード画像で空間周波数が最大になる際の音速値を最適な音速値と設定する。

【発明の効果】

【0010】

本発明は、このような状況に鑑みて成されたものであり、その目的は、生体内組織を手術することなく、生体内の特定部位の音速度を測定し、特定部位の性状を測定することにある。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。

10

【図2】(a)は、被検体BDの皮下脂肪B1が薄い場合を示し、(b)は、被検体BDの皮下脂肪B1が厚い場合を示す。

【図3】(a)は、被検体BDの肝臓B3のA点からの超音波エコーECを受信する超音波探触子110である。(b)は、肝臓B3の音速値S3を計算するフローチャートである。

【図4】(a)は、所定の音速値の幅で、Bモード画像BMIを生成する概念図である。

(b)は、最適音速値Spを設定するフローチャートである。

【図5】皮下脂肪B1の厚さ及び筋肉B2の厚さを測定する第1例を説明する図である。

【図6】(a)は、第2例の超音波探触子110'を示した図である。(b)は、皮下脂肪B1の厚さを測定するフローチャートである。

20

【図7】(a)は、被検体BDのA点～C点を受信して各点の音速値を計測する図である。(b)は、第2実施形態のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

<<第1実施形態>>

<超音波診断装置100の構成>

図1は、実施形態に係る超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置100は、超音波探触子110とメモリ140とCPU120とを有する。さらに、超音波診断装置100は、送信制御部112と受信制御部113と送信遅延量(パターン)記憶部114と受信遅延量(パターン)記憶部115を備えている。また超音波診断装置100は、キーボード又はマウスなどの入力部131とLCD(Liquid Crystal Display)などの表示部133とを備えている。

30

【0013】

超音波探触子(プローブ)110は、一次元又は二次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ111を備えている。それらの超音波トランスデューサ111は、送信制御部112から印加される駆動信号に基づいて超音波を生体内に送信すると共に、生体内を伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を受信制御部113に出力する。

【0014】

40

各超音波トランスデューサ111は、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)を使った振動子である。各超音波トランスデューサ111は、パルス状又は連続波の超音波を発生し、それらの超音波の合成によって超音波ビームを形成する。また、超音波トランスデューサ111は、被検体内BD内から反射される超音波エコーを受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。それらの電気信号は、超音波エコーの受信信号として受信制御部113に出力される。

【0015】

各超音波トランスデューサ111は、被検体BDの表面に接する。被検体内BDは、例

50

えば、皮下脂肪 B 1、筋肉 B 2 及び肝臓 B 3 に対して超音波ビームを送信する。第 1 実施形態では、特定部位として肝臓を挙げて説明する。

【0016】

送信遅延量（パターン）記憶部 114 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延量を記憶している。送信制御部 112 は、走査制御部 11 において設定された送信方向に応じて、送信遅延量記憶部 114 に記憶されている複数の遅延量の中から 1 つのパターンを選択し、その遅延量に基づいて、複数の超音波トランスデューサ 111 の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。これにより、複数の超音波トランスデューサ 111 から一度に送信される超音波ビームが被検体の撮像領域全体に届くようになる。

10

【0017】

受信遅延量（パターン）記憶部 115 は、複数の超音波トランスデューサ 111 から出力される複数の受信信号に対してフォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延量を記憶している。受信制御部 113 は、受信遅延量記憶部 115 に記憶されている複数の受信遅延量の中から 1 つの遅延量を選択し、その受信遅延量と被検体内の音速とに基づいて、複数の受信信号に遅延を与えて加算する。これにより、受信フォーカス処理を行う。このフォーカス処理により、超音波エコーのフォーカスが絞り込まれた音線信号が生成される。さらに、受信制御部 113 は、形成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。音線信号は、メモリ 140 内の音線信号メモリ 142 に記憶される。

20

【0018】

ここで、受信信号の遅延量は、被検体 B D 内の音速に基づいて定められる。一般には、人体内の平均音速値として、1530 ~ 1540 m/s に設定されている。しかし実際には、被検体 B D 内の組織によって音速値が異なっている。一般に、皮下脂肪 B 1 では音速値が約 1450 m/s であり、筋肉 B 2 又は肝臓 B 3 では音速値が約 1550 m/s に設定されている。肝硬変になった肝臓では音速値が速くなる。本実施形態では、受信遅延量記憶部 115 は、例えば 1430 m/s から 1580 m/s までの遅延量を記憶している。

【0019】

CPU 120 は、画像生成部 121、最適音速値設定部 123、脂肪厚さ測定部 125、筋肉厚さ測定部 127 及び音速値計算部 129 を備えている。なお、第 1 実施形態では筋肉厚さ測定部 127 を有しているが、筋肉厚さ測定部 127 は必ずしも必要ない。画像生成部 121 は、受信制御部 113 から出力される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像を生成する。B モード画像は、メモリ 140 内の B モード画像メモリ 144 に記憶される。

30

【0020】

最適音速値設定部 123 は、受信信号の遅延量と画像生成部 121 による B モード画像信号とに基づいて、特定部位の画像表示に最適な音速値を設定する。最適音速値設定部 123 の詳細は、図 4 を使って後述する。

【0021】

脂肪厚さ測定部 125 は、被検体 B D の皮下脂肪 B 1 の厚さを測定する。脂肪厚さ測定部 125 の詳細は、図 5 又は図 6 を使って後述する。筋肉厚さ測定部 127 は、被検体 B D の筋肉 B 2 の厚さを測定する。筋肉厚さ測定部 127 の詳細は、図 5 を使って後述する。

40

【0022】

音速値計算部 129 は、特定部位である肝臓 B 3 の音速値 S 3 を計算する。音速値計算部 129 で計算された音速値 S 3 は、表示部 133 に表示される。また、音速値 S 3 に基づいて、音速値計算部 129 は、肝臓 B 3 の標準音速値（閾値）よりも速いか遅いかを表示部 133 に示してもよい。

【0023】

本実施形態においては、ソフトウェア（プログラム）が、CPU 120 で実行されるこ

50

とによって、画像生成部 1 2 1、最適音速値設定部 1 2 3、脂肪厚さ測定部 1 2 5、筋肉厚さ測定部 1 2 7 及び音速値計算部 1 2 9 を構成する。ソフトウェアは、メモリ 1 4 0 に記憶される。ソフトウェアは、内蔵のハードディスクの他に、フラッシュメモリ、DVD-ROM 等の記録媒体に記録されてもよい。

【0024】

<受信フォーカス処理>

図 2 は、被検体 B D の肝臓 B 3 の A 点を受信する受信フォーカス処理について説明する図である。図 2 (a) は、被検体 B D の皮下脂肪 B 1 が薄い場合を示し、図 2 (b) は、被検体 B D の皮下脂肪 B 1 が厚い場合を示す。

【0025】

被検体 B D の表面に、複数の超音波トランスデューサ 1 1 1 が接する。各超音波トランスデューサ 1 1 1 は、肝臓 B 3 の A 点からの超音波エコー E C を電気信号に変換して受信信号として出力する。その受信信号は、受信遅延量記憶部 1 1 5 の遅延量に基づいて、遅延される。図 2 (a) 及び (b) では、棒状の枠の長さは、遅延量の長さを示している。

【0026】

A 点からの超音波エコー E C は、A 点からの距離の遠い端部側にある超音波トランスデューサ 1 1 1 と A 点からの距離の近い中央側にある超音波トランスデューサ 1 1 1 とを比べると、遠くにある超音波トランスデューサ 1 1 1 よりも近くにある超音波トランスデューサ 1 1 1 に先に到達する。ここで被検体 B D 内の音速値 S_0 が均一であると仮定し、距離差 L とすると、時間差は L/S_0 で示される。この到達の時間差 L/S_0 は、中央側と端部とにある超音波トランスデューサ 1 1 1 の距離差だけ超音波エコー E C が速く進む時間となる。このように A 点と各超音波トランスデューサ 1 1 1 との間の各距離差があるため、該各距離差を各時間に換算し、各超音波トランスデューサ 1 1 1 で得られた各受信信号を各時間差に相当する分だけ遅延させる。これによりこれらの受信信号の到達時刻を互いに揃える整相処理が行われる。これで、超音波エコーのフォーカスが絞り込まれた音線信号が生成される。画像生成部 1 2 1 は、この音線信号に基づいて B モード画像を生成する。受信信号の到達時刻を互いに揃えることができないと、画像生成部 1 2 1 は、不明瞭な B モード画像を生成することになる。

【0027】

被検体 B D 内の音速値 S_0 が均一であると仮定したが、実際には、肝臓 B 3 の領域では音速値 S_3 であり、筋肉 B 2 の領域は音速値 S_2 であり、皮下脂肪 B 1 の領域は音速値 S_1 である。A 点からの超音波エコー E C は、A 点から筋肉までの距離及び肝臓 B 3 の音速値 S_3 、筋肉 B 2 の領域の厚さ及び筋肉 B 2 の音速値 S_2 、並びに皮下脂肪 B 1 の領域の厚さ及び皮下脂肪 B 1 の音速値 S_1 に影響を受ける。皮下脂肪 B 1 の音速値 S_1 が約 1 4 5 0 m/s、筋肉 B 2 の音速値 S_2 が約 1 5 5 0 m/s である場合には、遅延時間は、筋肉 B 2 の領域の厚さ及び皮下脂肪 B 1 の領域の厚さの影響を受ける。

【0028】

図 2 (b) の被検体 B D の皮下脂肪 B 1 は、図 2 (a) のそれよりも厚い。また、皮下脂肪 B 1 の音速値 S_1 が筋肉 B 2 の音速値 S_2 より遅い。このため、A 点からの距離の遠い端部側にある超音波トランスデューサ 1 1 1 と A 点からの距離の近い中央側にある超音波トランスデューサ 1 1 1 とを比べると、時間差は大きくなる。したがって、図 2 (b) の中央側の遅延量は、図 2 (a) の中央側の遅延量よりも長い遅延量となる。すなわち、被検体 B D の皮下脂肪 B 1 が厚い場合は、中央側の遅延量をより長くして受信信号の到達時刻を互いに揃える。そして画像生成部 1 2 1 は、皮下脂肪 B 1 が厚い場合であっても、明瞭な B モード画像を生成することができる。

【0029】

なお、図 2 (a) の遅延量に相当する音速値 (A 点から超音波トランスデューサ 1 1 1 までの平均音速値 S_0) は、例えば 1 5 4 0 m/s である。一方、図 2 (b) の遅延量に相当する音速値 (A 点から超音波トランスデューサ 1 1 1 までの平均音速値 S_0) は、例えば 1 5 2 0 m/s である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

< 肝臓 B 3 の音速値 B 3 の計算 >

一般に、健康な肝臓 B 3 の音速値 S 3 は、装置の持つ平均音速値付近となる。しかしながら、食べ過ぎや飲みすぎによって肝臓に中性脂肪やコレステロールが溜まった肝臓は、“脂肪肝”と呼ばれるように、多くの脂肪を含んでいる。このため、“脂肪肝”なる肝臓 B 3 の音速値 S 3 は、健康な肝臓の音速値よりも遅くなる。一方、肝臓病が続いた結果、肝細胞が死に線維質状になって肝臓が硬くなった肝臓は、“肝硬変”と呼ばれるように、硬くなっている。このため、“肝硬変”肝臓 B 3 の音速値 S 3 は、健康な肝臓の音速値よりも速くなる。

【 0 0 3 1 】

図 2 (a) 及び (b) で説明したように、画像生成部 1 2 1 が、明瞭、すなわち最適な B モード画像を生成した際には、最適な遅延量が設定されていたことになる。別言すれば、A 点から各超音波トランスデューサ 1 1 1 までの平均音速値 S 0 が最適音速値 S p に設定されたことを意味する。皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 及び筋肉 B 2 の音速値 S 2 が既知であるため、最適音速値 S p に設定され、さらに、筋肉 B 2 の領域の厚さ及び皮下脂肪 B 1 の領域の厚さが求められると、肝臓 B 3 の音速値 S 3 を求めることができる。医師は、この音速値 S 3 に基づいて、定量的に、肝臓が、“脂肪肝”の疑いがあるか“肝硬変”の疑いがあるかを判断することができる。

【 0 0 3 2 】

以下、図 3 を使って、特定部位である肝臓 B 3 の音速値 S 3 を計算する方法を説明する。図 3 (a) は、被検体 B D の肝臓 B 3 の A 点からの超音波エコー E C を受信する超音波探触子 1 1 0 である。A 点から中央の超音波トランスデューサ 1 1 1 までは、距離 L e である。図 3 (a) では、被検体 B C の皮下脂肪 B 1 は厚さ M であり、筋肉 B 2 の厚さ N である。図 3 (b) は、肝臓 B 3 の音速値 S 3 を計算するフローチャートである。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 0 では、超音波診断装置 1 0 0 の最適音速値設定部 1 2 3 が、画像生成部 1 2 1 によって生成された B モード画像に基づいて最適音速値 S p を設定する。図 2 で説明したように、受信遅延量記憶部 1 1 5 に記憶された複数の受信遅延量 (パターン) から、最適な遅延量を設定することにより最適音速値 S p が設定される。詳細は図 4 を使って後述する。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 2 では、脂肪厚さ測定部 1 2 5 が皮下脂肪 B 1 の厚さ M を測定する。その厚さ M の測定については、図 5 又は図 6 を使って後述する。

ステップ S 1 4 では、筋肉厚さ測定部 1 2 7 が筋肉 B 2 の厚さ N を測定する。その厚さ N の測定については、図 5 を使って後述する。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 1 6 では、音速値計算部 1 2 9 が肝臓 B 3 の音速値 S 3 より以下の数式 1 が成立する。皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 は 1 4 5 0 m / s 、筋肉 B 2 の音速値 S 2 は 1 5 8 0 m / s と仮定して計算する。ステップ S 1 0 で最適音速値 S p が設定され、ステップ S 1 2 で測定された皮下脂肪 B 1 の厚さ M と、ステップ S 1 4 で測定された筋肉 B 2 の厚さ N とに基づいて、音速値 S 3 を計算できる。

【 数 1 】

$$\frac{Le}{Sp} = \frac{M}{S1} + \frac{N}{S2} + \frac{Le - (M + N)}{S3}$$

【 0 0 3 6 】

ステップ S 1 8 では、音速値計算部 1 2 9 が計算した肝臓 B 3 の音速値 S 3 を表示部 1 3 3 に表示する。音速値 S 3 を表示する代わりに、表示部 1 3 3 に、音速値 S 3 が基準値

10

20

30

40

50

、例えば1550 m/sよりも速い音速値か遅い音速値かを示しても良い。なお、計算を簡単にするため、皮下脂肪層及び肝臓のみを対象として計算してもよい。

【0037】

<最適音速値Spの設定>

図4は、最適音速値設定部123が最適音速値Spを設定する方法を示した図面である。図4(a)は、所定の音速値の幅で、Bモード画像BMIを生成する概念図である。図4(b)は、最適音速値Spを設定するフローチャートである。

【0038】

ステップS101では、受信遅延量記憶部115に記憶された遅延量(パターン)を次々に可変させて、被検体BDの音線信号を生成する。例えば遅延量を可変することで、音速値1430 m/s相当の音線信号から1580 m/s相当の音線信号までを10 m/sごとに得る。これらの音線信号は音線信号メモリ142に記憶される。受信の遅延量とともに、送信の遅延量も同時に変更してもよい。

10

【0039】

ステップS102では、画像生成部121が、音速値1430 m/s相当、1440 m/s相当...1580 m/s相当の音線信号に基づいて、16枚のBモード画像BMIを生成する。生成されたBモード画像BMIは、Bモード画像メモリ144に記憶される。

【0040】

ステップS103では、最適音速値設定部123が、16枚のBモード画像BMIに基づいて、空間周波数の一番高いBモード画像BMIを一枚選ぶ。具体的には、Bモード画像BMIをフーリエ変換して、空間周波数領域でフィルタ処理を行い、一番高い空間周波数を有するBモード画像BMIを選択する。空間周波数を使う代わりにコントラストの一番高いBモード画像BMIを一枚選ぶようにしてもよい。

20

【0041】

ステップS104では、ステップS103で選ばれたBモード画像BMIの音速値を最適音速値Spと設定する。本実施形態では例えば最適音速値Spが1500 m/sと設定する。

【0042】

<皮下脂肪厚さM及び筋肉厚さNの測定 第1例>

図5は、被検体BDの皮下脂肪B1の厚さ及び筋肉B2の厚さを測定する第1例を説明する図である。

30

【0043】

表示部133は、最適音速値Spで得られたBモード画像BMIを画面の一部に表示する。その画面の横には、皮下脂肪厚さ測定画面150と筋肉厚さ測定画面160とが表示される。皮下脂肪厚さ測定画面150には、開始ボタン152と確定ボタン154とが設けられる。また、筋肉厚さ測定画面160にも、開始ボタン162と確定ボタン164とが設けられる。

【0044】

臨床検査技師などの操作者がマウスなどの入力部131で画面上のカーソル137を移動させ、皮下脂肪厚さ測定画面150の開始ボタン152をクリックすると、指定カーソル156が表示される。操作者は、この指定カーソル156を皮下脂肪B1と筋肉B2との境目に配置する。そして、操作者がカーソル137を移動させ、皮下脂肪厚さ測定画面150の確定ボタン154をクリックする。すると、脂肪厚さ測定部125(図1を参照)は、超音波トランスデューサ111(又は被検体の表面である皮膚)から指定カーソル156までの距離を測定する。これにより、脂肪厚さ測定部125は、皮下脂肪B1の厚さMを測定することができる。

40

【0045】

次に、操作者がカーソル137を移動させ筋肉厚さ測定画面160の開始ボタン162をクリックすると、指定カーソル166が表示される。操作者は、この指定カーソル166を筋肉B2と肝臓B3との境目に配置する。そして、操作者がカーソル137を移動さ

50

せ、確定ボタン 164 をクリックする。すると、筋肉厚さ測定部 127 (図 1 を参照) は、先に指定された指定カーソル 156 から指定カーソル 166 までの距離を測定する。これにより、筋肉厚さ測定部 127 は、筋肉 B2 の厚さ N を測定することができる。

【0046】

<皮下脂肪厚さ M の測定 第 2 例>

図 6 は、被検体 B D の皮下脂肪 B 1 の厚さを測定する第 2 例を説明する図である。

図 6 (a) は、第 2 例の超音波探触子 110' を示した図である。図 6 (b) は、皮下脂肪 B 1 の厚さを測定するフローチャートである。

【0047】

皮下脂肪 B 1 は、音響インピーダンスがその他の生体構成要素の主成分である水と大きく異なるので、超音波エコーは皮下脂肪 B 1 と筋肉 B 2 との界面で強く反射される。脂肪厚さ測定部 125 (図 1 を参照) は、この超音波エコーに基づいて、皮下脂肪 B 1 の厚さ M を測定することができる (ステップ S201)。

10

【0048】

しかしながら、皮下脂肪 B 1 の細胞の質・大きさなどの個人ごとの違いや部位による差により、界面のみならず、皮下脂肪 B 1 の内部からも超音波エコーが反射してくる場合も多々あり、皮下脂肪 B 1 と筋肉 B 2 などの他の生体組織との界面がはっきりしない場合もある。臨床検査技師などの熟練した操作者は、表示部 133 に映し出された B モード画像 B M I から皮下脂肪層がどの位置かを正しく判断できるが、B モード画像 B M I を見慣れていない操作者はどの超音波エコー信号が皮下脂肪 B 1 と筋肉 B 2 との界面であるか判断できないこともある。超音波探触子 110' は、光学的な測定により皮下脂肪の厚さの範囲を推定し、超音波エコーに基づく皮下脂肪 B 1 と筋肉 B 2 との界面を決定できるようにする。

20

【0049】

超音波探触子 110' は、超音波トランスデューサ 111 に加えて、LED 光源 117 とレンズ 118 とイメージセンサ 119 とからなる。被検体 B D の皮膚表面から約 15 mm 程度離れた被検体 B D 内を LED 光源 117 で照射する。そして、照射された LED 光 L E は、被検体 B D 内部で透過・散乱し、レンズ 118 によりイメージセンサ 119 上に結像される。

【0050】

LED 光源 117 とイメージセンサ 119 を例えば 15 ~ 20 mm 離して設ける。すると、LED 光源 117 から出射された LED 光 L E は、皮下脂肪 B 1 では散乱されながら透過するが、筋肉 B 2 では吸収されて光強度は減衰する。したがって、LED 光源 117 から出射された LED 光 L E は、一般的に皮下脂肪 B 1 が厚くなると増加する。皮下脂肪の厚さ M 1 (mm) と散乱透過光強度 I の関係は近似的に $I = I_0(1 - \exp(-M1/C))$ と表せる (I_0 は光学系により決まる定数、C は標準的な生体の皮下脂肪の厚さ)。脂肪厚さ測定部 125 は、イメージセンサ 119 の画像情報から平均の散乱透過光強度を算出し、皮下脂肪の厚さ M 1 と散乱透過光強度との関係式から皮下脂肪の厚さ M 1 を推定することができる。

30

【0051】

ステップ S201 では、脂肪厚さ測定部 125 は、超音波エコー (音響インピーダンス) に基づいて、皮下脂肪 B 1 と筋肉 B 2 との界面として最大振幅の界面エコーを抽出し、皮下脂肪 B 1 の厚さ M を仮決定する。

40

【0052】

ステップ S202 では、脂肪厚さ測定部 125 は、LED 光 L E を照射し、皮下脂肪 B 1 の厚さ M 1 を推定する。

【0053】

ステップ S203 では、脂肪厚さ測定部 125 は、仮決定した皮下脂肪 B 1 の厚さ M と LED 光による厚さ M 1 とがほぼ一致するか判断する。具体的には、厚さ M 1 ± 1 の範囲に、仮決定した厚さ M が入るか否かを判断する。入るのであればステップ S204 に進

50

み、入らなければ再度ステップ S 2 0 1 に戻り、測定をし直す。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 0 4 では、ステップ S 2 0 1 で仮決定された皮下脂肪 B 1 の厚さ M を測定値として決定する。

【 0 0 5 5 】

<< 第 2 実施形態 >>

第 1 実施形態では、皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 及び筋肉 B 2 の音速値 S 2 が一般的な値 (S 1 = 1 4 5 0 m / s 、 S 2 = 1 5 8 0 m / s) を使って計算した。しかし、被検体 B D により、音速値 S 1 、 S 2 が異なる場合もある。第 2 実施形態では、より正確に肝臓 B 3 の音速値 S 3 を求めるため、皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 及び筋肉 B 2 の音速値 S 2 を計測する例を示す。

10

【 0 0 5 6 】

図 7 (a) は、被検体 B D の A 点 ~ C 点を受信して各点の音速値を計測する図である。図 7 (b) は、第 2 実施形態のフローチャートである。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 0 では、適音速値設定部 1 2 3 が、画像生成部 1 2 1 によって生成された B モード画像に基づいて C 点の最適音速値 S p を設定する。C 点は皮下脂肪 B 1 しかないため、最適音速値 S p が皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 となる。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 3 1 では、適音速値設定部 1 2 3 が、画像生成部 1 2 1 によって生成された B モード画像に基づいて B 点の最適音速値 S p を設定する。ここで求められた最適音速値 S p は、筋肉 B 2 と皮下脂肪 B 1 とを經由した音速値である。また B 点から中央の超音波トランスデューサ 1 1 1 までは、距離 L f である。

20

ステップ S 3 2 では、適音速値設定部 1 2 3 が、画像生成部 1 2 1 によって生成された B モード画像に基づいて A 点の最適音速値 S p を設定する。A 点は、肝臓 B 3 と筋肉 B 2 と皮下脂肪 B 1 とを經由する最適音速値 S p である。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 3 3 では、脂肪厚さ測定部 1 2 5 が皮下脂肪 B 1 の厚さ M を測定する。

ステップ S 3 4 では、筋肉厚さ測定部 1 2 7 が筋肉 B 2 の厚さ N を測定する。

ステップ S 3 5 では、音速値計算部 1 2 9 が筋肉 B 2 の音速値 S 2 を下記数式 2 に従い計算する。

30

【 数 2 】

$$\frac{Lf}{Sp} = \frac{M}{S1} + \frac{Lf - M}{S2}$$

その際に、皮下脂肪 B 1 の音速値 S 1 はステップ S 3 0 で求められた音速値 S 1 を使用する。

40

【 0 0 6 0 】

ステップ S 3 6 では、音速値計算部 1 2 9 が肝臓 B 3 の音速値 S 3 を下記数式 1 に従い計算する。ステップ S 3 0 で求められた音速値 S 1 とステップ S 3 5 で求められた音速値 S 2 とを使用する。

ステップ S 3 7 では、音速値計算部 1 2 9 が計算した肝臓 B 3 の音速値 S 3 を表示部 1 3 3 に表示する。

【 0 0 6 1 】

以上、本発明の最適な実施形態について詳細に説明したが、当業者に明らかなように、本発明はその技術的範囲内において実施形態に様々な変更・変形を加えて実施することが

50

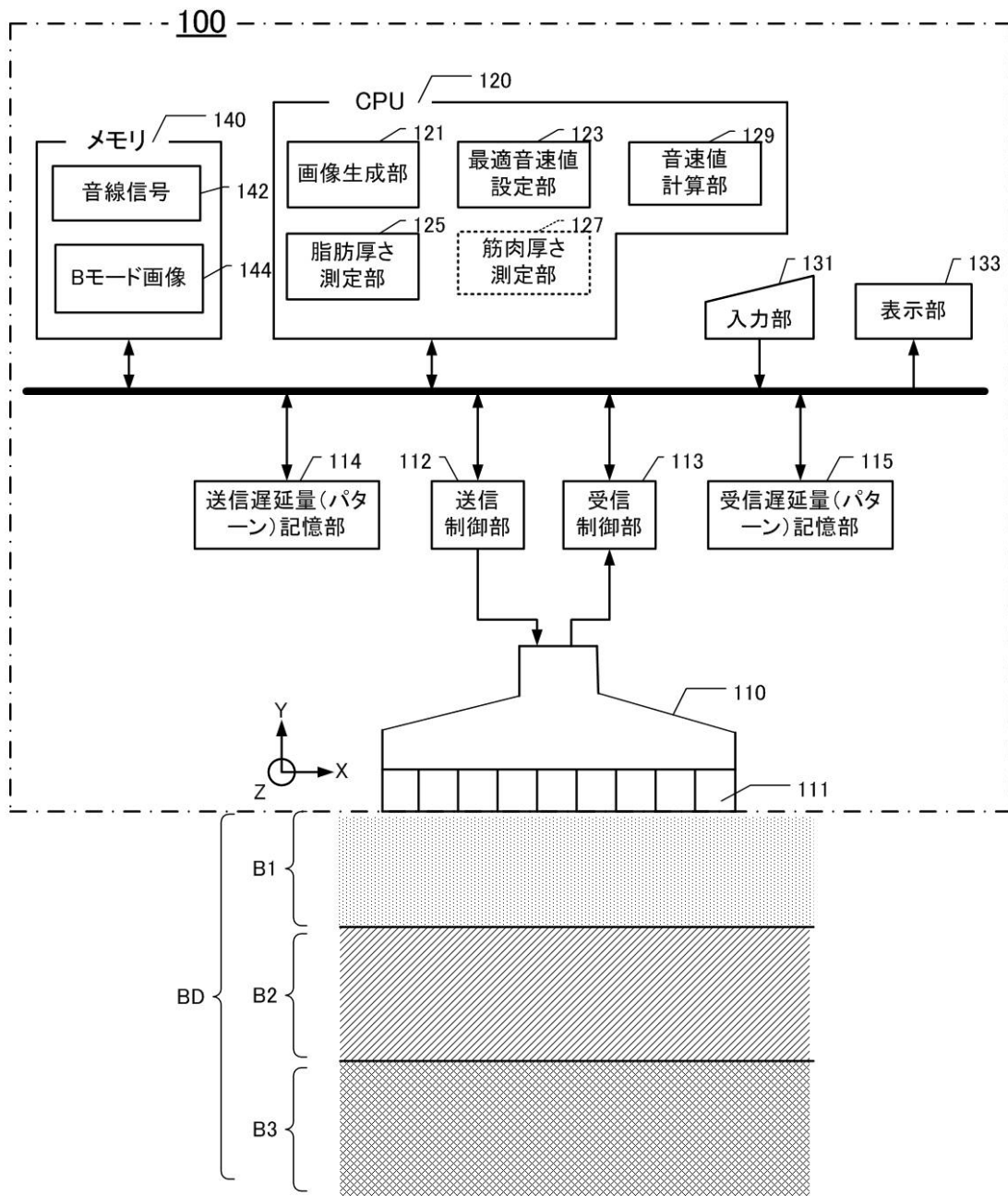
できる。

【符号の説明】

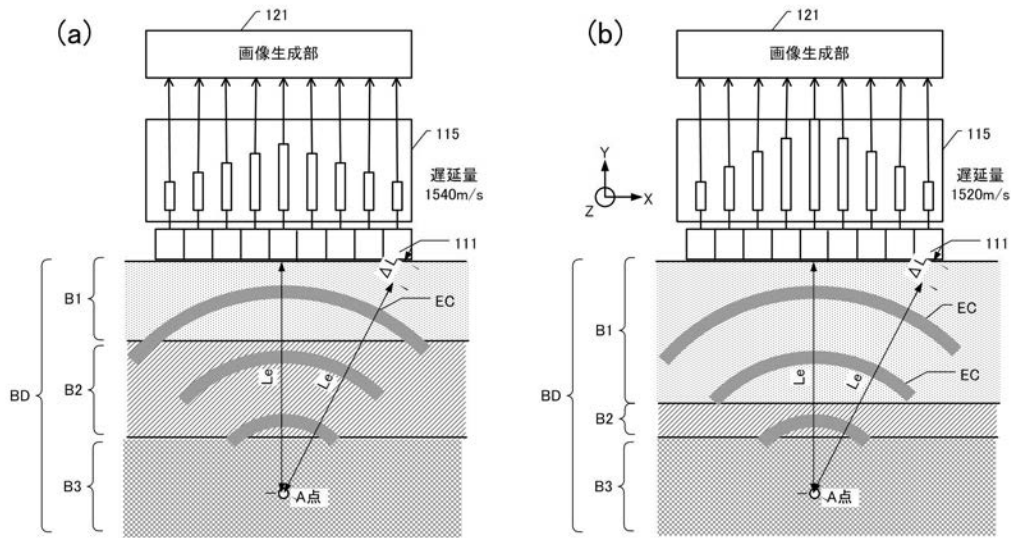
【0062】

100	...	被検体	
110	, 110'	...	超音波探触子、
111	...	超音波トランスデューサ	
112	...	送信制御部、	113 ... 受信制御部
114	...	送信遅延量記憶部、	115 ... 受信遅延量記憶部
117	...	LED光源、	118 ... レンズ
119	...	イメージセンサ	10
120	...	CPU	
121	...	画像生成部、	123 ... 最適音速値設定部
125	...	脂肪厚さ測定部、	127 ... 筋肉厚さ測定部
129	...	音速値計算部	
140	...	メモリ	
142	...	音線信号メモリ、	144 ... Bモード画像メモリ
150	...	皮下脂肪厚さ測定画面	
160	...	筋肉厚さ測定画面	
BD	...	被検体	
B1	...	皮下脂肪	20
B2	...	筋肉	
B3	...	特定部位（肝臓）	

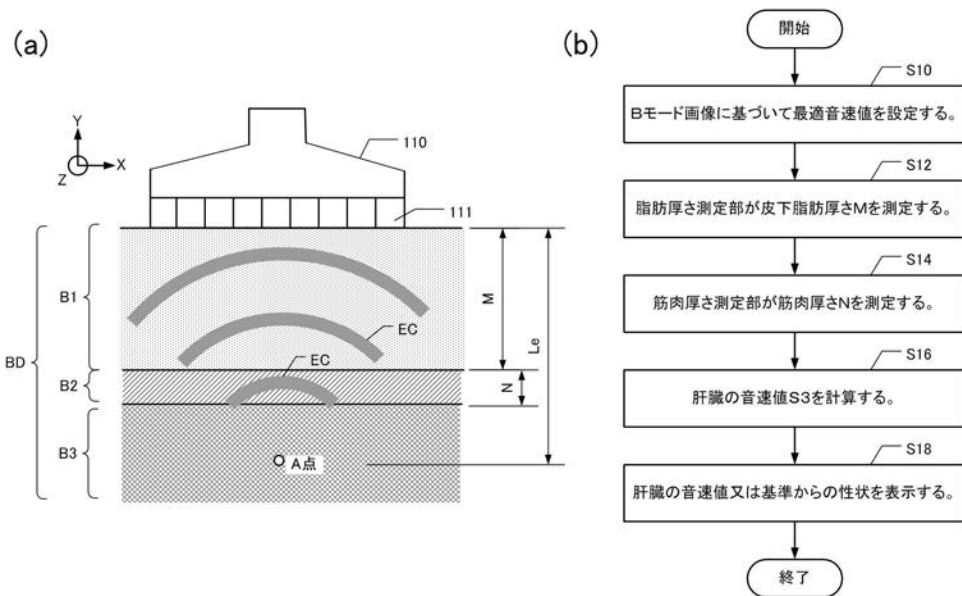
【図1】



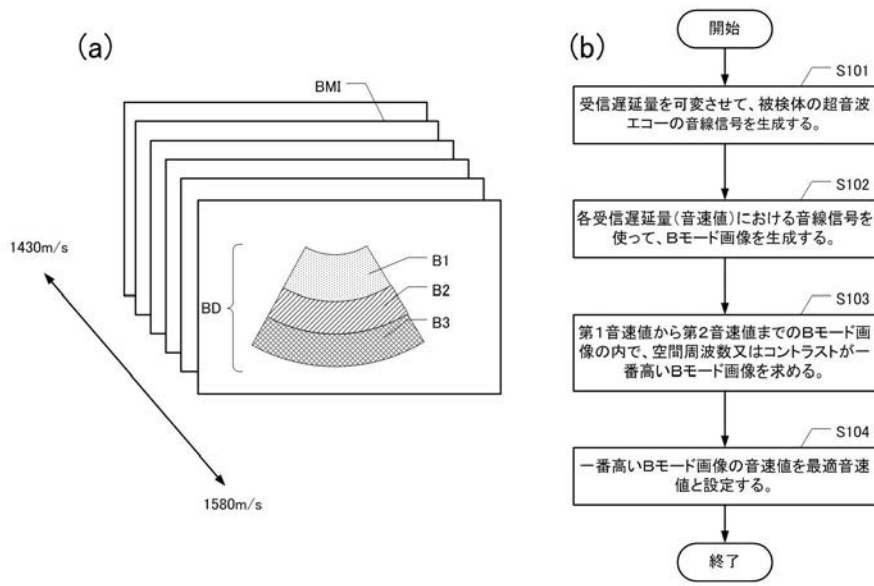
【 図 2 】



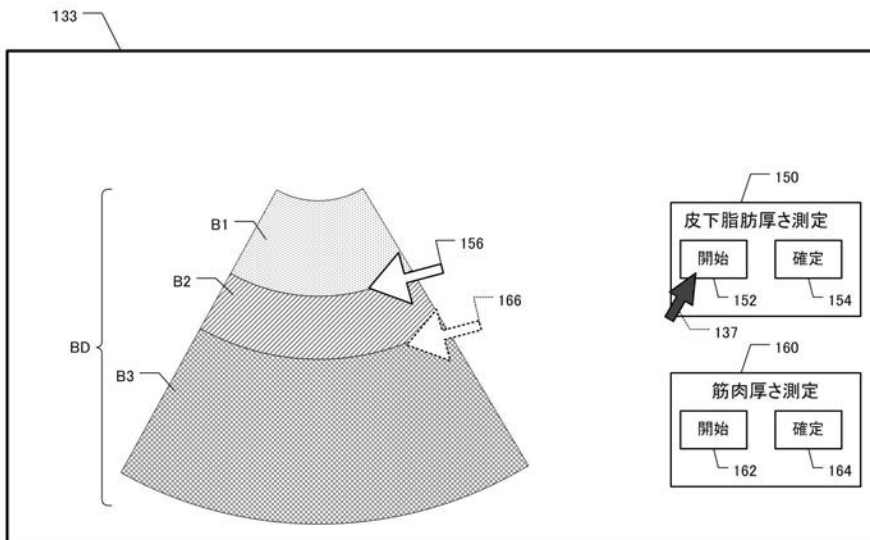
【 図 3 】



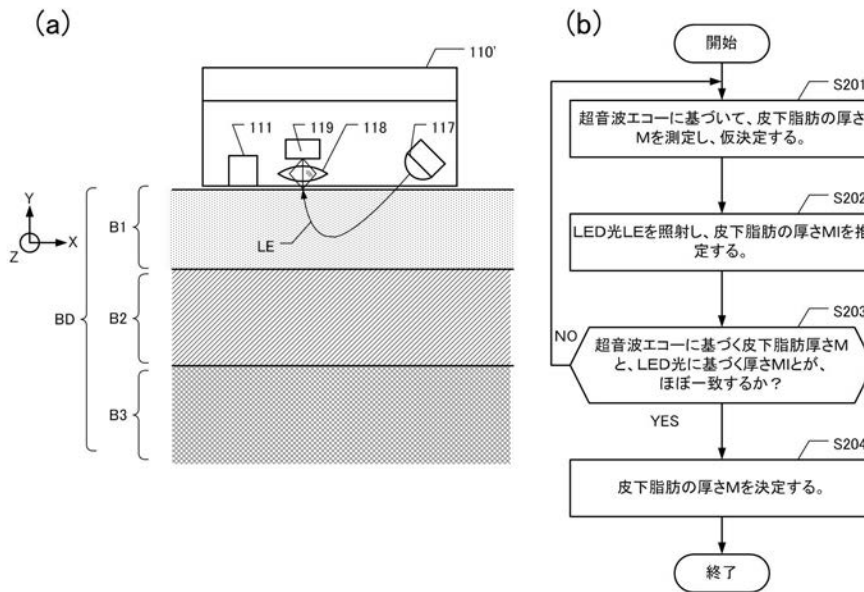
【 図 4 】



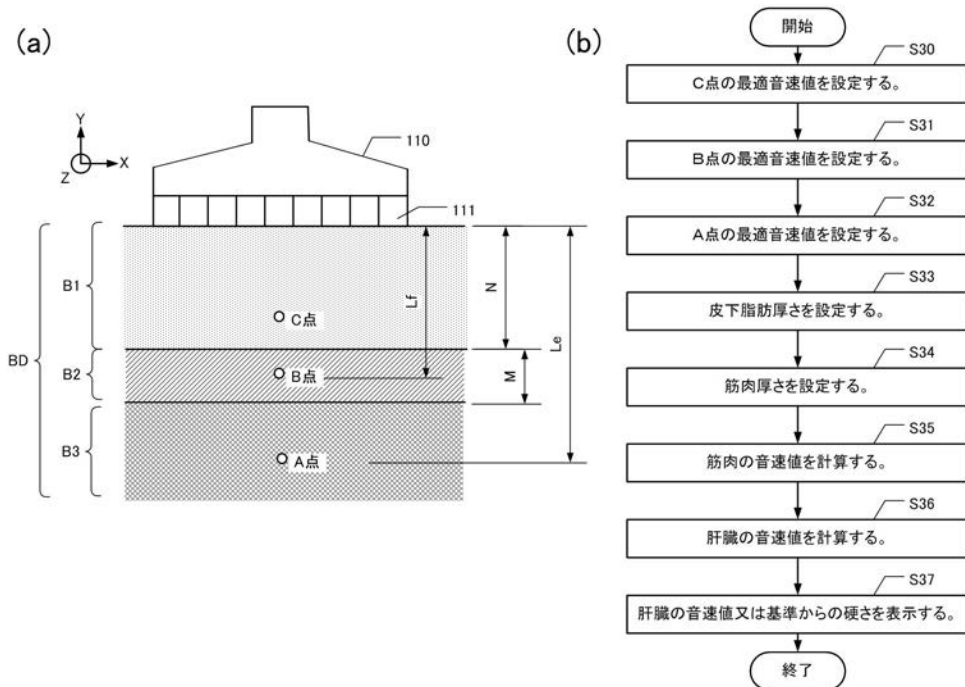
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014046056A	公开(公告)日	2014-03-17
申请号	JP2012192727	申请日	2012-09-03
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD02 4C601/DD20 4C601/EE20 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/JB36 4C601/JB50 4C601/LL33		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP6081744B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置用于定量地测量生物体内的组织特性而不会切开生物。解决方案：超声诊断设备（100）聚焦超声探头（110），该探头接收超声回波和多个聚焦条件，这些条件允许超声回波对应于不同的声速值。接收控制单元（115），用于处理和生成多个声线信号。此外，诊断设备，基于声线信号生成多个超声图像的图像生成单元（121），以及设置用于从多个超声图像中诊断对象的最优声速值的最优声速值设置单元。（123），测量对象的皮下脂肪厚度的皮下脂肪厚度测量单元（125）和基于皮下脂肪厚度计算特定部位的声速值的声速值计算单元（129），以及 配备。[选型图]图1

