

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2001年4月19日 (19.04.2001)

PCT

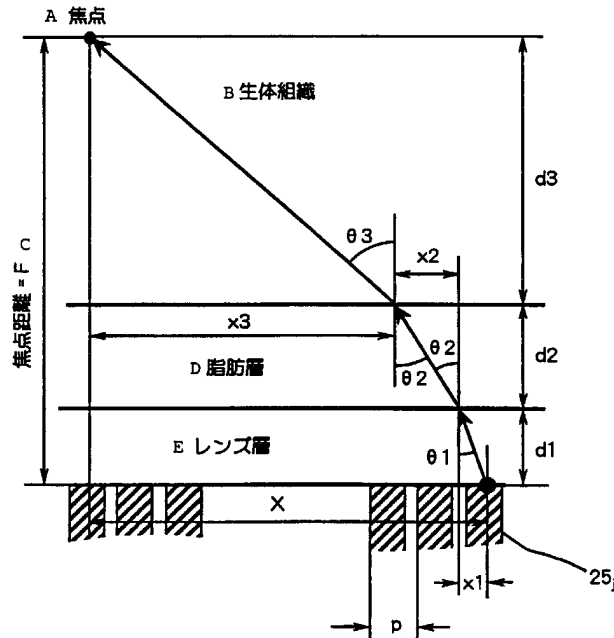
(10) 国際公開番号  
WO 01/26555 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 8/14
- (21) 国際出願番号: PCT/JP00/07114
- (22) 国際出願日: 2000年10月13日 (13.10.2000)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願平 11/294498  
1999年10月15日 (15.10.1999) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および  
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 篠村隆一 (SHINOMURA, Ryuichi) [JP/JP]; 〒355-0004 埼玉県東松山市沢口町9-12 Saitama (JP). 東 隆 (AZUMA, Takashi) [JP/JP]. 梅村晋一郎 (UMEMURA, Shinichiro) [JP/JP]. 三和祐一 (MIWA, Yuichi) [JP/JP]; 〒185-8601 東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内 Tokyo (JP). 神田 浩 (KANDA, Hiroshi) [JP/JP]; 〒359-1111 埼玉県所沢市緑町4-15-4 Saitama (JP). 馬場博隆 (BABA, Hiroataka) [JP/JP]; 〒277-0005 千葉県柏市柏932-1 センチュリー柏403 Chiba (JP). 林達也 (HAYASHI, Tatsuya) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県柏市小青田17-4 柏青寮418号 Chiba (JP).
- (81) 指定国 (国内): JP, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波撮像装置



- A... FOCUS
- B... BIOLOGICAL TISSUE
- C... FOCAL LENGTH = F
- D... FAT LAYER
- E... LENS LAYER

(57) Abstract: An ultrasonic imaging device having refraction correction delay data creating means for creating a delay time for focusing the transmitted or received wave in consideration of the effect of refraction of ultrasonic wave by an ultrasonic propagation medium between arrayed vibrators and the preset focal point and supplying the delay time to delay control means so as to create an excellent ultrasonic image while preventing any focal shift of the ultrasonic wave transmission/reception due to refraction of the ultrasonic wave caused at the interface between a lens layer of an ultrasonic probe and the fat layer of the subject and at the interface between the fat layer and the biological tissue present under the fat layer.

[続葉有]

WO 01/26555 A1



添付公開書類：  
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

---

(57) 要約:

本発明は、超音波探触子におけるレンズ層と、被検体の脂肪層及び脂肪層の内部に存在する生体組織のそれぞれの界面で起こる超音波の屈折によって超音波送受信の焦点ずれが生ずることをなくし、良好な超音波画像を得るために、配列振動子と設定された焦点位置との間の超音波伝播媒体による超音波の屈折効果を織り込んで送波または受波のフォーカシングを行う遅延時間を生成し遅延制御手段へ供給する屈折補正遅延データ生成手段を備えた超音波撮像装置を開示する。

## 明 細 書

## 超音波撮像装置

## 5 技術分野

本発明は、超音波を用いて被検体内組織を画像として抽出する超音波撮像装置に係り、特にそれに用いられる超音波ビームフォーマに関するものである。

## 背景技術

10 超音波装置、例えば医療画像診断に用いられる超音波撮像装置は、超音波パルス反射法を用いて生体の軟部組織の断層像や生体内を流れる血流像等をほぼリアルタイムで得て、それをモニタに表示して観察でき、また、放射線を用いる画像診断装置のように放射線被曝を被検体に与えないことから安全性も高いとされ、更に小型で安価なことも加わり、広く医療の分野で応用されている。

15 超音波撮像装置では、被検体内への超音波の送信及び被検体内からのエコー信号の受信のために超音波探触子が用いられる。超音波撮像装置の走査方式の一つに電子走査方式がある。電子走査型の超音波探触子は細長い棒状の振動子を一次元アレイ状に配列し、各振動子毎に所定の遅延時間を与えて駆動する。これにより超音波探触子から被検体内の所定の深度、所定の方向に収束する超  
20 音波ビームを送信する。受波は、超音波探触子の各振動子からの受波信号に振動子毎に所定の遅延時間を与えて合成することで、所定の深度、方向からの受波信号を捕らえる。このように振動子毎に遅延時間を設定し、各振動子にその遅延時間を与える処理部分を超音波ビームフォーマという。

電子走査により良好な超音波画像を得るには、超音波ビームの走査範囲全域  
25 にわたり、各振動子毎に正確な遅延時間を与えて送波することが必要となる。この方法によってのみ、予定している焦点位置に超音波を歪んだり広がったりすることなく集めることが可能となるからである。受波に関しても同様な操作を行うことで受信エコー信号のビーム形成が行われる。なお、超音波探触子には、一次元アレイ状に配列された多数の振動子から発生される超音波を振動子

の配列方向と直交する方向に収束させるためのレンズ層が設けられている。

特に、近年、超音波撮像装置の整相回路がデジタル化されて以来、超音波の送受信における遅延時間の制御及び整相を容易かつ精度良く行うことが可能となった。しかし、各振動子から送波された超音波は音速一定の媒質のみを通過して焦点に集まるわけではない。送波パルスは圧電振動子で電気信号から超音波に変換された後、探触子表面のレンズ層と生体組織を通過して所望の焦点位置に到達する。このとき、レンズ層と生体組織では音速が異なるので、両者の界面で圧電振動子の配列方向に音の屈折が起こる。遅延時間の計算には、この屈折による効果を織り込む必要がある。屈折角はスネルの法則で求まるので、音の屈折経路を求めることで遅延時間を計算することが可能である。

しかしながら、超音波撮像装置は、1秒間に30フレーム程度の断層像を撮像するが、1フレームの撮像中に焦点位置を横方向（方位方向）に50、深さ方向（距離方向）に20程度変える必要がある。一つの口径内にある振動子の数は探触子にもよるが、32個から192個程度である。これらのことから、一つの振動子に対する遅延時間の設定を、仮に計算によって行うとしてもかなり高速に行うことが必要である。しかし、現実の超音波撮像装置に搭載するMPU(Micro Processor Unit)あるいはDSP(Digital Signal Processor)などの演算処理性能に照らしても、リアルタイム処理できる計算量には限界がある。そのため現状の超音波撮像装置においては、予め探触子毎に各焦点位置に対する遅延時間を計算したデータをハードディスクなどの記憶媒体に記憶しておく方法、あるいは、リアルタイム処理に間に合うような計算式を用いた近似計算を行う方法のいずれかで対処している。

現在、超音波撮像装置の探触子は、診断対象臓器、部位、症状等に特化した探触子が用いられており、その種類は増える一方である。そのため、前述の遅延時間のデータを記憶しておくにはかなり大容量の記憶装置が必要となる。しかし、超音波撮像装置は、価格等の制約から余り大容量の記憶装置を搭載することは現実的ではない。特に、後から開発された探触子も使えるといった拡張性を超音波撮像装置に持たせる場合に困難が生じる。また、今後主流となるであろう2次元探触子においては更に振動子数が増えることから、記憶すべきデ

一タ量がより増大する方向にある。

一方、近似計算で遅延時間を求める方法は、従来の計算精度では、条件によって精度不足となることがある。精度は探触子の中心周波数での周期と誤差時間の比で決まるので、高精細な探触子のように中心周波数が高い、すなわち周期の短いパルスを送波する探触子が開発されるにつれて遅延時間の精度に対する要求は厳しくなる。故に、近似方式は更に精度の高いものが必要となる。また、2次元探触子への適用を考えると、一つの振動子に関する計算時間をより短くする必要が出てくるので、より厳しい方向に向かうことは前者の場合と同様である。

5

10

超音波診断に供される画像は前記デジタル整相技術の採用とも相俟って、従来と比較し格段の画質向上が達成されたが、超音波撮像装置で得られる画像は、X線装置、X線CT装置やMRI装置等の他のモダリティで得られる画像と比較した場合には更なる画質向上が要望されている。

15

上記超音波画像の画質向上策として、被検体内の超音波の音速を補正する技術が最近開発されつつある。従来の超音波撮像装置では、超音波を被検体内の焦点位置へ集束させるための遅延制御データを、生体の平均的な音速に基づいて設定していたが、被検体には筋肉質の者や脂肪の多い者等個体差があるため、全ての被検体へその制御データを使用した場合には、平均的には良い画像と言える画像が得られるが、被検体毎に最良の画像が得られるとは言えず、その改善が望まれていた。上記音速補正技術はこれへの対応策とされているもので、検査される被検体毎に体内の超音波伝播速度を測定または推定することにより、その値でビーム形成のための遅延時間制御データを求めるものである。この音速補正技術は、本願出願人が特許出願した、例えば特開平 8-317923 号や特開平 10-66694 号に記載されている。

20

25

しかし、超音波画像の画質は、この音速補正技術を採用しても更に改善の余地が残されていると考えられる。それは超音波伝播経路における屈折を織り込んでビーム形成することで改善されると本発明の発明者等は考えている。超音波の伝播経路における屈折としては、レンズ層による屈折が先ず問題として挙げられるが、超音波の屈折が起きるのはレンズ層と被検体との境界面に限らな

い。超音波撮像装置の診断対象である生体は脂肪や筋繊維、各種臓器、血液など多様な組織からなる。これらの組織中ではそれぞれ音速が異なるので、その境界面で微妙に超音波の屈折が起きる。これらの屈折の中でも、脂肪層による屈折効果をビーム形成に取り込むことが最も容易である。

- 5 その理由は、以下に挙げるように主に3つある。第一に、脂肪層は必ず皮下に存在するので、どの臓器を見るにも経皮的に超音波探触子を当てるときには超音波パルスは脂肪層を透過する。つまり脂肪層による屈折は、経皮的な探触子を用いる限り避けられない。第二に、脂肪層は生体組織の中で一番外側にあることから、屈折がもたらす焦点位置へのずれの影響が一番大きい。第三に、
- 10 皮下脂肪は探触子の口径内では一定の厚みを持っていると仮定しても良いと考えられるので、血管など、他の組織の場合に比べ計算に取り込むことが容易である。

#### 発明の開示

- 15 本発明は以上に鑑み成されたもので、その第一の目的は、超音波画像の画質を現状よりも更に向上することにある。

本発明の第二の目的は、超音波探触子のレンズ層または／及び脂肪層による超音波の屈折の影響を考慮して遅延時間を設定することができる超音波撮像装置を提供することにある。

- 20 更に、本発明の第三の目的は、上記レンズ層または／及び脂肪層による屈折の影響と、個々の被検体の超音波伝播速度とを併せて考慮して遅延時間を設定することができる超音波撮像装置を提供することにある。

- 脂肪層による超音波の屈折を考慮する場合、予め遅延時間を計算して記憶装置に保存しておく方式を取ろうとすると、各脂肪層厚さに対し全て計算しておく必要があるので大容量の記憶装置が必要になる。また、個人差によって脂肪層の音速が微妙に異なる場合、その場で計算出来る方が有利である。従って、
- 25 本発明では、近似精度が十分で且つ計算が速く済むアルゴリズムを用い、レンズ層及び脂肪層による超音波の屈折の影響を考慮して遅延時間を求める手法を採用する。

すなわち、本発明の代表的な例における超音波撮像装置は、配列振動子を備えた超音波探触子と、超音波を被検体に対し送信または／及び受信の際に送波フォーカシングまたは受波フォーカシングを行うために各振動子に対する遅延時間を制御する遅延制御手段と、前記配列振動子と設定された焦点位置との間の超音波伝播媒体による超音波の屈折効果を織り込んで前記送波または受波のフォーカシングを行う遅延時間を生成し前記遅延制御手段へ供給する屈折補正遅延データ生成手段と、超音波画像を表示する表示ユニットを備えたことを特徴としている。そして、前記遅延制御手段には予め生体の平均音速によって求められた遅延時間データが記憶され、その記憶された遅延時間データを用いて屈折補正データを求めるための超音波送受信が先行して行われる。前記屈折補正遅延データ生成手段は、探触子のレンズ層厚、レンズ層の音速、振動子の配列ピッチを含む前記超音波探触子に関するパラメータを用い、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を演算により求める。また、前記屈折補正遅延データ生成手段は、レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子間ピッチを含む前記超音波探触子に関するパラメータ、並びに被検体の脂肪層厚と脂肪層の音速、生体組織の音速のデータを用い、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を演算により求める。さらに、前記屈折補正遅延データ生成制御手段は、計算の対象となる振動子の隣の振動子から前記焦点に至る音の経路に関するパラメータから漸化式的に解かれたパラメータを用いて遅延時間を演算により求める。

また、本発明の超音波撮像装置は、超音波画像が表示された前記表示ユニットの画面から屈折補正用の被検体の層構造に関するデータを検出する手段と、この層構造データ検出手段の出力を用いて被検体の層構造による超音波の屈折の影響を考慮に入れた遅延制御データを生成する手段とを備えたことを特徴としている。そして、前記層構造データ検出手段は画面上において移動可能な2点のカーソルを表示し、それらの画面上でのカーソル間距離を計測するキャリアを含む。

そして、本発明の超音波撮像装置は、配列振動子を備えた超音波探触子と、

超音波を被検体に対し送信または／及び受信の際に送波フォーカシングまたは受波フォーカシングを行うために各振動子に対する遅延時間を制御する遅延制御手段と、前記被検体における層を成す構造の厚さを測定する手段と、前記層構造の部分の音速を測定する手段と、前記層厚測定手段によって測定された層厚と前記音速測定手段によって測定された層構造中の音速とを用いて、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を求め前記遅延制御手段へ供給する屈折補正遅延制御手段と、超音波画像を表示する表示ユニットを備えたことを特徴としている。そして、前記音速測定手段は、複数の振動子が受信したエコー信号を整相処理する遅延回路の出力を用いて各受信チャンネルの遅延時間誤差を演算により求め、この遅延誤差から被検体内の音速を求める音速計測手段を含む。また、前記音速計測手段は、音速計測領域を被検体の脂肪層と、この脂肪層の内部の組織部とに特定して、各々について音速を計測する手段を含む。

さらに、本発明の超音波撮像装置は、超音波探触子のレンズ層厚、レンズ層の音速、振動子配列ピッチを含む超音波探触子に関するパラメータを用い、超音波が前記振動子を出てから指定された焦点に到達するまでに屈折する効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を計算する方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを、または、レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子間ピッチを含む超音波探触子に関するパラメータ、並びに被検体の脂肪層厚と脂肪層の音速と脂肪層を除いた生体組織の音速のデータとを用い、超音波が前記振動子を出てから指定された焦点に到達するまでに屈折する効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を計算する方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを内蔵したことを特徴としている。

## 25 図面の簡単な説明

図1は本発明の一実施形態による超音波撮像装置の概略構成例を示すブロック図、図2は図1に示す超音波撮像装置ないの超音波ビームフォーマの一実施形態を示すブロック図、図3は振動子アレイと超音波画像の関係を示す図、図4は超音波送受波時の振動子アレイと遅延時間の関係を示す図、図5は本発明の

屈折補正の一例を適用した断層像撮像の流れを示すフローチャート、図 6 は画像表示部に表示された画像により層の厚みを計測する方法の一例を示す図、図 7 は超音波パルスの屈折状態を示す説明図、図 8 は本発明による屈折補正用の遅延時間計算の手順の第 1 の例を説明するフローチャート、図 9 は本発明による

5 屈折補正用の遅延時間計算の手順の第 2 の例を説明するフローチャート、図 10 はフェーズドアレイ型探触子における焦点位置と送波口径位置の関係を説明する図、図 11 は超音波パルスの屈折状態の説明図、図 12 は離散ニュートン法の説明図、図 13 は本発明による屈折補正用の遅延時間計算の手順の第 3 の例を説明するフローチャート、図 14 は本発明による屈折補正用の遅延時間計算の手順

10 の第 4 の例を説明するフローチャート、図 15 はコンベックス型探触子における超音波パルスの屈折状態の説明図、図 16 は本発明による超音波撮像装置の他の実施形態の概略構成を示すブロック図、図 17 は本発明による超音波撮像装置のさらなる他の実施形態の概略構成を示すブロック図、図 18 は各振動子から焦点まで到達するのに要する時間を表すグラフ、図 19 は屈折補正機能のためのスイッチを備えた装置概観図、図 20 は屈折補正のための音速を求めるための装置構成を示すブロック図、図 21 は音速測定画面表示例を示す図である。

15

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

20 図 1 は、本発明による超音波撮像装置の一例を示す概略構成図である。超音波撮像装置 100 は本体 10 と超音波探触子 20 とから成る。超音波撮像装置の本体 10 は、制御部 11、メモリ 12、画像表示部 13 及び超音波ビームフォーマ 14 を備える。制御部 11 には、キーボードやポインティングデバイス等の入力部 15 が接続されている。超音波探触子 20 は、超音波撮像装置の本体 10 に着脱自在

25 になっており、被検体 30 の診断対象に応じて適切なものが選択され、装着される。超音波探触子 20 は、振動子アレイ 21 とメモリ 22 とを備える。本体 10 のメモリ 12 には、探触子の ID 番号に対応した探触子固有のデータの表、皮下脂肪層中の音速、生体組織中の音速等のデータが格納されている。ここでいう探触子固有のデータとは例えばレンズ層の厚さ、レンズ層中の音速、振動子ピッ

ち、コンベックス型探触子の場合はその半径、オブリーク型探触子の場合にはオブリーク角度などのパラメータ等のことである。

5 超音波ビームフォーマ 14 は、制御部 11 の制御の下に、超音波探触子 20 内の振動子アレイ 21 の動作を制御する。この超音波ビームフォーマを用いて、超音波ビームを被検体内で走査することで超音波画像データが得られる。制御部 11 は、得られた超音波画像データに基づいて、画像表示部 13 に被検体 30 の超音波断層像を表示する。

10 図 2 は、超音波ビームフォーマの一例を示すブロック図である。超音波ビームフォーマは、演算・制御回路 41、パルサー 42、プリアンプ及び AD 変換器 43、遅延回路 44、加算回路 45 を備える。超音波ビームフォーマ 14 では、演算・制御回路 41 によって遅延時間が演算され、制御されている。演算・制御回路 41 はコンピュータとソフトウェアとで実現しても良い。その場合、遅延時間演算のためのプログラムを ROM 等の記録媒体に記録しておき、それをコンピュータで読み込む構成によって演算・制御回路 41 を実現する。

15 送波、受波それぞれのビームフォーミングの仕組みは以下の通りである。まず、演算・制御回路 41 から、超音波探触子 20 が備える振動子アレイ 21 の各振動子  $25_0, 25_1, 25_2, \dots, 25_n$  に接続されたパルサー群 42 に、各振動子の遅延時間分だけずれたタイミングでパルス信号が送られる。このパルス信号を受け取った各パルサー 42 は、直ちにパルス信号を自分に接続されている振動子  $25_0, 25_1, 25_2, \dots, 25_n$  に送る。振動子  $25_0, 25_1, 25_2, \dots, 25_n$  はその圧電性により電圧に応じた超音波を発生させ、被検体 30 内に超音波を送波する。被検体 30 内で反射された超音波は再び超音波探触子 20 の振動子アレイ 21 に戻り、個々の振動子  $25_0, 25_1, 25_2, \dots, 25_n$  において圧電性により電気信号に変換され、プリアンプ及び A/D 変換器 43 で増幅されデジタル信号に変換される。このデジタル信号は、演算・制御回路 41 からの信号で調整された遅延回路 44 で時間をずらされて加算回路 45 に入り加算されることで整相加算が行われる。

20

25

次に、超音波探触子 20 に備えられている振動子アレイ 21 による超音波ビームの走査方式について説明する。超音波ビームの走査に当たっては、図 3 に示した超音波診断画像の例から分かるように、深さ方向と、横方向との両方に超

音波ビームの焦点を移動する必要がある。ここで、図3において、Iが超音波画像とすると、超音波画像Iは点 $F_{n1}$ ,  $F_{n2}$ ,  $F_{n3}$ , ...,  $F_{nN}$  (ここに、nは1からNまでの整数) から成るN本の受信ビームデータにより構成されている。この点 $F_{n1}$ ,  $F_{n2}$ ,  $F_{n3}$ , ...,  $F_{nN}$ のデータの繋がりが1本の超音波ビームにより計測される。

5 図4は、焦点 $F_{11}$ に向けて超音波パルスを送波し、焦点 $F_{11}$ からの反射信号を検出する超音波探触子を模式的に示す図である。図4は一定時間間隔 $T_s$ 毎の波面の移動についての様子を表している。図4(a)に示すように、超音波探触子の焦点を $F_{11}$ に合わせるには、超音波探触子の口径内振動子 $25_0 \sim 25_n$ から送波された超音波パルスが焦点 $F_{11}$ に集まるように、各振動子の動作にそれぞれ遅延時間を与えて超音波を送波する。図4(a)の場合、口径の両端に位置する振動子 $25_0$ ,  $25_n$ に与える遅延時間は0であり、j番目の振動子 $25_j$ に与える遅延時間 $T_j$ は、図示のように振動子 $25_0$ ,  $25_n$ の位置にある仮想的な超音波の波面WAが振動子 $25_j$ の振動面に達するまでの時間である。このように各振動子の動作に遅延時間を与えて超音波を送波すると波面WAは図4(a)に示すように焦点 $F_{11}$ に向かって収束していく。この焦点 $F_{11}$ での反射波の波面WBは、図4(b)に示すように伝播して、両端の振動子 $25_0$ ,  $25_n$ へ到達する時刻よりも遅延時間 $T_j$ の分だけずれて振動子 $25_j$ の振動子面に到達する。従って、超音波探触子の口径内振動子 $25_0 \sim 25_n$ の各々において遅延時間 $T_j$ の分をずらして整相した信号を加算することで、焦点 $F_{11}$ からの反射信号を拾うことができる。

20 この送受信動作を点 $F_m$  (nは1からNまでの整数) に対して行うことで画像が取得される。実際の装置では、この送受信動作はダイナミックフォーカス法として知られている方法、すなわち、送波は被検体内の関心領域 (ROI : Region of Interest) 内に位置する特定深度に焦点を設定して超音波を送信し、受信時は送波された超音波パルスが被検体内を進行するのに伴って浅い領域から深い領域へと受波の焦点位置を連続的に変えて1本の受信ビーム信号を得るという方法を用いる。そして、1本のビームの計測が完了したら、ビーム位置を順次隣接方向 (方位方向) へ移し、同様な送受信動作を繰り返し、N本の受信ビーム信号を得て画像を形成する。

ビームを方位方向へ移動する方法には、送波口径が固定のものと、可変なもの

のとの2通りが存在する。前者は、セクタ型探触子に用いられる走査方式であり、この方式では毎回の送受信に探触子の全振動子を用い、ビーム方向を放射状に変えていく。この場合、送波口径に対して、ビーム方向が、言い換えれば送受信の焦点が口径の正面に来る場合はわずかである。このことは後の遅延時間の計算において大きな意味をもつ。後者は、リニア型探触子やコンベックス型探触子に用いられる方式である。この方式は前者と異なり、1回の送波に探触子が備える全振動子を用いず、例えば、全振動子数が192チャンネルの探触子で、1回の送波に64チャンネルの口径を用いる。この場合、ある位置のビームを得るときにはその正面に口径を位置させて送受信し、ビーム位置の移動は口径を動かすことでなされ、前者の場合と逆に常に口径の正面に焦点がくるような送波の仕方をする。

次に、図5のフローチャートにより本発明の超音波撮像装置を用いた断層像撮像の流れの一例を説明する。超音波撮像装置において超音波探触子は着脱自在で交換可能であるので、撮像に先立って、ステップ11において、超音波撮像装置の本体10に装着されている超音波探触子20の認識を行う。この認識は、超音波探触子20のメモリ22に格納されている探触子ID番号等のパラメータを読み取ることにより行われる。

次に、ステップ12において、後述する屈折率補正をかけない状態で、すなわち装置へ初期設定された生体の平均音速に基いて求めた遅延制御データによって被検体の断層像を撮像する。図6は、このとき画像表示部13に表示される診断画面の模式図であり、補正がかかっていないため幾分ぼけた対象の像が表示される。なお、図6に示した画像はコンベックス型探触子で撮像した画像で、探触子に接する側に皮下脂肪層が写っている。

ステップ13において、診断者はこの脂肪層の厚さを測定し、入力する。具体的には、従来より超音波撮像装置に備えられているキャリパーを使ってそれを計測する。図6中に、Aで示した脂肪層が始まる所と、Bで示した脂肪層が終わる所とのそれぞれにキャリパーのカーソルを合わせることで、キャリパーの計測機能により画面上にA-B間の距離が求まる。(図の例の場合、13mm) この値を脂肪層の厚さとして使うことが出来る。診断者によって脂肪層の厚さが入力さ

れた後は、診断装置内で全ての処理が実行される。

以下、撮像モードに入り、診断者はステップ 14 において入力部 15 から超音波撮像装置の制御部 11 を介してビームフォーマ 14 に送波の焦点深度を指示する。ビームフォーマ 14 は、ステップ 15 において演算・制御回路 41 により後述する屈折率補正を行った遅延時間を計算する。ここで計算される遅延時間は、送波の焦点深度に対応した送波用の各振動子へ与えられる遅延時間と、1 本の超音波受信ビームを形成するために各振動子へ与えられる遅延時間、すなわち前述のように受波の焦点位置を連続的に変えるための遅延時間とである。

続いて、ステップ 16 において、求められた送波用遅延時間を用いて超音波探触子の振動子アレイが励起されると、1 番目の超音波ビームライン上に指定された焦点に収束するように超音波ビームが送波される。次に、ステップ 17 において、超音波探触子の振動子アレイによる受波信号をステップ 15 で計算した受波用遅延時間を用いて整相し、加算することで 1 番目の受信ビーム信号が得られる。

ステップ 18 では、撮像画面内の全ての点からの信号取得が完了したかどうかを判定する。すなわち、超音波画像を N 本の超音波ビームで形成する場合、N 番目のアドレスの超音波ビームが得られたか否かを判定する。そして、完了していなければステップ 14 に戻り、ビーム位置を変えて送受信を行う。これを繰り返す。深さ方向の走査と横方向の走査に関して全撮像範囲を走査し終えたら一枚の診断画像が撮り終わる。診断画像を撮り終えたら、ステップ 19 に進み、それを画像表示部 13 に表示して終了する。なお、画像表示は、一枚の診断画像全ての点についてデータを取り終えてから一括して表示する代わりに、ステップ 17 で一つの受信ビームについてのデータを取得する毎に、それを画像表示部 13 に順次表示するようにしてもよい。これは超音波撮像装置が備えているデジタル・スキャン・コンバータの機能を活用することで可能である。

次に、図 5 のフローチャートのステップ 15 における「屈折率補正を行った遅延時間を計算」の処理内容について詳細に説明する。ここでは一例として、リニアやセクタ型探触子のように探触子の送波面が、アレイ方向に曲率をもたない場合について説明する。コンベックス型など他のタイプの探触子についても、

式の形が変わるのみで同じ考え方で取り扱うことができる。

図 7 を参照して、口径内のある振動子  $25_j$  に電気パルス信号を送った後、振動子  $25_j$  から発せられた超音波が焦点位置に到達するまでを考える。超音波探触子は、振動子ピッチ  $p$  で一次的に配列している振動子列と、振動子列の前面に配置された厚さ  $d_1$  のレンズ層を備えるものとする。レンズ層は、振動子列から発生された超音波を振動子列に直交する方向（図 7 の紙面に直交する方向）に収束させるためのものである。また、生体の脂肪層よりも内部に存在する生体組織内での音速は平均的に均一であるとし、脂肪層は超音波探触子の送波口径内で一定の厚み  $d_2$  を持っているものとする。こうすると、振動子から送波された超音波は、レンズ層、脂肪層、生体組織の 3 層を伝播して焦点へ到達することとなり、屈折は 3 層問題となる。

いま、振動子列の中心から距離  $X$  の位置にある  $j$  番目の振動子  $25_j$  から出た超音波が、振動子列の中心前方、深さ  $F$  に位置する焦点に到達するまでの経路を考える。電気パルス信号は、整合層を前面に有した圧電振動子  $25_j$  で超音波に変換される。振動子  $25_j$  から発生された超音波は、厚さ  $d_1$  のレンズ層を振動子列の配列方向に距離  $x_1$  だけずれて進み、皮下脂肪層に入射角  $\theta_1$  で入し、レンズ層と脂肪層の境界で屈折（屈折角  $\theta_2$ ）した超音波は、厚さ  $d_2$  の皮下の脂肪層を振動子列の配列方向に距離  $x_2$  だけずれて進み、入射角  $\theta_2$  で脂肪層の下の生体組織に入射する。脂肪層と生体組織の界面で屈折（屈折角  $\theta_3$ ）した超音波は、生体組織内を振動子列の配列方向に距離  $x_3$ 、深さ方向に  $d_3$  の対角線方向へ進み、生体組織内の焦点に到達する。

各層間の境界面での超音波の屈折は、スネルの法則に従う。したがって、レンズ層中の音速を  $c_1$ 、脂肪層中の音速を  $c_2$ 、生体組織中の音速を  $c_3$  とすると、上記屈折角  $\theta_1$ 、 $\theta_2$ 、 $\theta_3$  との間に式 1 が成り立つ。

$$\frac{c_1}{\sin \theta_1} = \frac{c_2}{\sin \theta_2} = \frac{c_3}{\sin \theta_3} \dots (1)$$

ここに、音速  $c_1$  はレンズの材質によって決まり、また実測可能であるので既

知のものである。また、音速  $c_2$ ,  $c_3$  も以下の説明において、経験的に近似値として既知であるとの条件の下で以下の説明を進め、既知ではなくそれを計測によって求める方法については他の実施形態として後に説明する。なお、音速  $c_1$  は超音波探触子 20 のメモリ 22 内に、また、音速  $c_2$ ,  $c_3$  は超音波撮像装置本体 10 のメモリ 12 内に保持されているものとする。

本発明では、この問題の数値的な解法として2つの方法を提案する。まず第1の方法について以下に説明する。式1から  $\sin$  を消去すると次の式2のようになる。

$$\frac{c_1}{x_1} \sqrt{x_1^2 + d_1^2} = \frac{c_2}{x_2} \sqrt{x_2^2 + d_2^2} = \frac{c_3}{x_3} \sqrt{x_3^2 + d_3^2} \quad \dots (2)$$

10

しかし、式2は、このままでは解析的に解くことはできない。ここでは、解析的な解を求めるために式2を3つの連立方程式で解くことにする。ここで変数を落とすときに残す変数として、レンズ層中での横方向の移動量  $x_1$ 、脂肪層中での横方向の移動量  $x_2$ 、生体中での横方向の移動量  $x_3$  のどれを残すかについての選択肢があるが、誤差の大きさを考えた時に多くの条件下で一番有利となるのは  $x_3$  を残す方法である。これは、音速がレンズ層、脂肪層、生体組織中と段々速くなるため、各層の中を通る音波の経路が段々横に寝てくること、および多くの撮像条件下ではこのことと併せて、厚さ  $d_3$  が一番大きいことによる。故に実際の系では生体組織中で、音の経路は横方向移動量が一番大きくなる。

一番大きな量を計算で直接求めるのが相対的な誤差を一番小さくする方法であるから、通常の撮像条件下では  $x_3$  を求めればよくなる。しかし、条件によらずレンズ層が一番薄い、脂肪層の厚さと生体組織の厚さは撮像条件、撮像対象部位の深さによって異なることがある。よって脂肪層の厚さと焦点距離の関係で、 $x_2$  を残すか、 $x_3$  を残すか条件判定してから一変数の多項式を解くことを考えるアルゴリズムも有り得る。しかし、ここではその方法の説明は省略して  $x_3$  を求める方法についてのみ説明することにする。

25

$x_1$ ,  $x_2$  を連立方程式から消去して式3を得る。式3では、 $x_3$  を求めるのである

から、以下、これを単に  $x$  と略記するとともに、 $r_2 = (c_3 \times c_3) / (c_2 \times c_2)$  と置き換えている。

$$H(x) = ((r_2 - 1)x^2 + r_2 d_3^2)$$

$$c_3 \left( X - \frac{xd_2}{\sqrt{H(x)}} - x \right) \sqrt{x^2 + d_3^2} - c_1 x \sqrt{\left( X - \frac{xd_2}{\sqrt{H(x)}} - x \right)^2 + d_1^2} = 0$$

... (3)

- 5 実際の超音波撮像装置における超音波ビームフォーマの計算処理部では、前述のように MPU もしくは DSP を使っている。このうち DSP を用いている場合には、計算は全て積和に換算される。代表的な DSP においては、平方根は積和 32 回に相当する。割り算は値に依存するので、計算前には計算回数がわからない。よって式 3 を平方根、割り算のない形に変形することは DSP を用いる場合に重要であり、その操作をした結果が式 4 である。
- 10

$$I(x) = ((c_1^2 - c_3^2)x^2 - c_3^2 d_3^2)$$

$$(I(x)H(x)(X - x)^2 + H(x)x^2 d_1^2 c_1^2 + I(x)x^2 d_2^2)^2 \quad \dots (4)$$

$$- 4(X - x)^2 x^2 d_2^2 I(x)^2 H(x) = 0$$

- ガロアの理論により、因数分解によって次数を落とすことの出来ない多項式は 5 次以上の場合、解の公式は存在しないことが知られている。このことから、式 4 をいきなり解くことは不可能である。ただし、式 4 は 12 次方程式とはいえ、有理多項式であり、全範囲で微分可能であることから、十分に解の近傍では直線として近似することが可能である。常に解の近傍にあるという条件さえ満たす  $x$  があればよい。
- 15

- 解の近傍での式 4 の振る舞いを解析してみると、式 3 から式 4 への変換において平方根を除くために両辺自乗したわけであるが、これは式 3 の前項を  $g_1$ 、後項を  $g_2$  とすると、 $g_1(x) - g_2(x)$  の解を探していたのが  $g_1(x) \times g_1(x) - g_2(x) \times$
- 20

$g_2(x) = (g_1(x) - g_2(x)) \times (g_1(x) + g_2(x))$  の解を探していることになることから、式4の解には、本来の  $g_1(x) - g_2(x)$  の解に加え、 $g_1(x) + g_2(x)$  の解も含まれている。この両辺自乗と言う操作は2回行われているので、関係ない解が2つ余計に入っていることになるが、2回目の自乗によって式4に新たに含まれた解は、十分に本来の解から離れているので、ここでは問題とならない。 $g_1(x) + g_2(x)$  の解も持つことで式4は解近傍で変曲点を持つので、近似的な値を求める位置はこの変曲点より真の解に近いことが必要である。その条件に適するものとして、図中の表記を用いて  $x + p \times d_3 / F$  を近似解の出発点として用いる。そうすると振動子位置  $N$  での  $x$  である  $x_N$  は次の式5により求まる。ここからは、式4の左辺を  $f(x)$  と表記する。

$$x_N = x_{N-1} + p \frac{d_3}{F} - \frac{f(x_{N-1} + p d_3 / F)}{f'(x_{N-1} + p d_3 / F)} \dots (5)$$

ここからは、この漸化式を用いてリアルタイムに振動子毎の遅延時間を計算する方法についてフローチャートを交えて説明する。最初に、図8のフローチャートを用いて、リニア型探触子またはコンベックス型探触子のように、焦点と口径の中心振動子を結ぶ線分と送波面が直交する探触子の遅延時間を計算する場合について説明する。この条件では、焦点が口径の正面にあるので、各振動子の遅延時間は口径内で左右対称である。つまり、片側半分だけ計算すれば十分である。

探触子に関するパラメータは図5のステップ11で既に与えられており、焦点深度の値は図5のステップ14において既に与えられている。ここでは、口径の中心の振動子から始めて、一つずつ外側に向かって順に遅延時間を計算する。まず、ステップ21において、計算対象を中心の振動子とする。中心の振動子から焦点に向かう超音波は層の界面に垂直に入射し、界面では屈折しないので  $x_0 = 0$  である。また、振動子番号  $N$  を1（中心の振動子に対する隣の振動子）とする。

次に、ステップ 22 において、 $x_0=0$  であることから、振動子番号  $N=1$  に対する  $x_1$  を漸化式 5 により計算する。次に、ステップ 23 に進み、ステップ 22 で求めた  $x_1$  をもとに、振動子番号  $N=1$  の振動子に対する遅延時間  $\tau$  を次の一連の式、すなわち式 6 により求める。

5

$$\begin{aligned} \theta_3 &= \arctan(x / d_3) \\ \theta_2 &= \arcsin(c_2 \sin \theta_3 / c_3) \\ \theta_1 &= \arcsin(c_1 \sin \theta_3 / c_3) \quad \dots (6) \\ x_2 &= d_2 \tan \theta_2 \\ x_1 &= X - x - x_2 \\ \tau &= \sqrt{x_1^2 + d_1^2} / c_1 + \sqrt{x_2^2 + d_2^2} / c_2 + \sqrt{x_3^2 + d_3^2} / c_3 \end{aligned}$$

次に、ステップ 24 に進み、振動子番号を 1 つ増やし、その隣の振動子に移り、ステップ 25 からステップ 22 に戻って、再び漸化式 (式 5) で  $x_2$  を計算し、その  $x_2$  をもとに式 6 を用いて振動子番号 2 の振動子に対する遅延時間  $\tau$  を計算する。この操作を口径内振動子全てについて行う。ステップ 25 の判定が「YES」であれば、この焦点深度に関しては全振動子分の遅延時間を計算したことになるので、ステップ 26 に進み、計算結果を演算・制御回路から遅延回路へ出力する。次の計算すべき焦点深度が超音波ビームフォーマに与えられたら、同様にしてまた全口径内振動子について計算する。これを全焦点深度について繰り返すことで屈折によるずれを補正した撮像が行われる。

15

次に、図 9 のフローチャートを用いて、オブリーク型探触子またはセクタ型探触子、フェイズドアレイ型探触子のように、焦点と口径の中心振動子を結ぶ線分と送波面が直交しないタイプの探触子に対して遅延時間を計算する方法、もしくは焦点と口径の中心振動子を結ぶ線分と送波面のなす角が変化していくようなタイプの探触子に対して遅延時間を計算する方法について説明する。この時、焦点位置と口径、振動子列の関係は図 10 に略示するように、オブリーク角度  $\theta$  の大きさによって、

20

(1) 焦点 F から振動子の並んだ面に降ろした垂線の足 A が送波口径内に入る場合

(2) 前記 A が送波口径内に入らない場合

5 の二通りがある。後者の場合は A から口径の端の振動子までの間を素子ピッチで刻み仮想的な振動子列を考える。そしてこの考えに基づき、遅延時間の計算に入る前、すなわち図 5 でいうと、ステップ 13 の次の段階で式 5 によって A の位置にある仮想的な振動子を漸化式の第一項として逐次  $x$  を計算して、口径の端にある振動子での  $x$  を求めておく。オブリーク角度などの探触子に関するパラメータは図 5 のステップ 11 で既に与えられており、焦点深度や焦点方向等の値は図 5 のステップ 14 において既に与えられている。

10 図 9 のステップ 31 では、撮像すべき範囲内での各焦点深度、方向に関して、その焦点から送波面に降ろした垂線の足 (図 10 中の点 A) が口径内にあるか否かを計算する。口径内に有るときは、ステップ 39 に進み、その垂線の足から口径の左右の端までの振動子数を計算し、ステップ 40 において、その足に一番近い位置にある振動子を  $N=1$ ,  $x_0=0$  とする。続いて、ステップ 33 において漸化式 (式 5) により  $x$  を求め、ステップ 34 において式 6 により  $x$  から遅延時間  $\tau$  を求める処理を、振動子番号を増加しながら口径の端の位置まで行う (S26, S27)。この場合、対称性は使えないので、ステップ 37、ステップ 41、ステップ 40 のように、 $N=0$  の振動子から両側に口径の端まで計算していく必要がある。

20 これは  $F \cos \theta$  が振動子ピッチの整数倍となるとは限らないからである。

焦点から送波面に降ろした垂線の足が口径の中になく場合は、ステップ 31 からステップ 32 に進み、口径の端の振動子での  $x$  を読み込む。この点 A を遅延時間の計算の開始点とするので、焦点距離  $F$  は  $F \cos \theta$ 、 $d_3$  は本来の  $F$  を用いて、 $d_3 = F \cos \theta - d_1 - d_2$  と置換する必要がある。

25 次に、口径の端の位置での  $x$  を  $x_0$  に入力し、 $N=1$  とする。その後、ステップ 33 において漸化式 (式 5) により  $x$  を求め、ステップ 34 において式 6 により  $x$  から遅延時間  $\tau$  を求める。次に、ステップ 35 で隣の振動子に移り、ステップ 36 で口径の端の振動子に達したと判定されるまでステップ 33 からステップ 35 の処理を繰り返す。これで、この焦点深度、焦点方向に関しては全振動子分の遅

延時間を計算したことになるので、ステップ 38 において計算結果を演算・制御回路から遅延回路へ出力する。次の計算すべき焦点深度、焦点方向が超音波ビームフォーマに与えられたら、同様にしてまた全口径内振動子について計算する。これを全焦点深度、焦点方向について繰り返すことで屈折によるずれを補正した撮像が行われる。

5

前述の式 5 の漸化式を用いることで、遅延時間の近似値は十分な精度（1/中心周波数の 1/10 精度）で求めることが可能となる。この方法は従来の近似式に比べると十分な精度を有し、且つ精度を重視してイテレーションで求める方法に比べて、アルゴリズム中にループを持たないので、計算速度はかなり速い。

10

このアルゴリズムと近年の演算処理装置の高速化と相俟って、本発明のような脂肪層による屈折まで含めたリアルタイム高速遅延時間計算アルゴリズムが実現できたわけである。さらに一般の漸化式の計算に比べると、誤差が蓄積していかない点で著しく有利である。これは、近似解を求めるための  $x$  には毎回誤差が含まれていても、 $f(x)$  は近似を含まない関数であるために、 $x$  と  $f(x)$ 、 $f'(x)$  の間には誤差が存在しないため、式 5 には  $x_{N-1}$  での誤差が  $x_N$  に反映されないためである。

15

この考え方は DSP に特化した解き方であるが、もしもその制約が無い場合にはより計算は容易になる。式 3 は解近傍で直線とみなせるので、微分係数から傾きを求める必要がなく、解を明らかに挟む二点として、隣の振動子での  $x+p \times d_3/F$ 、 $x+p$  を使い、内分点として次式のように解が求まる。したがって、漸化式（式 5）の代わりに漸化式（式 7）を用いることで処理速度を向上することができる。

20

$$x_N = x_{N-1} + p \frac{d_3}{F} + p \left(1 - \frac{d_3}{F}\right) \frac{f(x_{N-1} + p d_3/F)}{f'(x_{N-1} + p d_3/F) + f(x_{N-1} + p)} \dots (7)$$

25

次に、図 11 を用いて本発明による超音波ビームフォーマの他の実施形態を説

明する。図 11 では、振動子位置  $X_N$  にある振動子 N からレンズ層内に角度  $\theta_N$  で出た音が、焦点 F に到達すると考える。この角度  $\theta_N$  を求めると、各層での屈折角が求まるので、音の経路が決定され、遅延時間を決定することができる。この遅延時間を求めるために従来は、まず適当な角度で音を出し、焦点のどちら側を音が通るか計算する。もし音が焦点より遠くを通れば  $\theta_N$  を大きくし、焦点の手前を通れば  $\theta_N$  を小さくする。音が焦点を通るまでこの作業を繰り返すことで、 $\theta_N$  を求めている。しかし、この方法では収束させるまでにループをかなりの回数繰り返さざるを得ず、必要な速度に計算が間に合わない。速い収束を達成するには、ずれの大きさに応じて  $\theta_N$  の変化のさせ方を大きくすることが必要である。

本実施形態による超音波ビームフォーマで用いるアルゴリズムは、ニュートン・ラフソン法を改良し、明示的な関数を持たない系にも適応出来るようにしたものである。すなわち、次のように考える。まず適当な角度  $\theta$  で超音波が出たとすると、ずれの大きさは  $\Delta X(\theta)$  となる。この  $\Delta X$  が 0 になる  $\theta$  が求めるべき解であるから、 $\Delta X$  の微分係数を求めるために  $\theta + d\theta$  の角度で放射されたときのずれ  $\Delta X(\theta + d\theta)$  を求める。図 12 に示すように、横軸  $\theta$ 、縦軸  $\Delta X$  の空間で、この二点を通る直線が  $x$  軸を横切るときの  $\theta$  は、元の  $\theta$  に比べより良い近似解となる。これを式で表すと式 8 になる。

$$\theta_{\text{new}} = \theta_{\text{current}} + d\theta \frac{\Delta X(\theta_{\text{current}})}{\Delta X(\theta_{\text{current}}) - \Delta X(\theta_{\text{current}} + d\theta)} \dots (8)$$

ずれ量としては、 $\Delta X$  を使う以外に  $\Delta Y$  を使う方法、 $\Delta X$  と  $\Delta Y$  の自乗和を使う方法も考えることができる。いずれも本発明で使うことはできるが、この実施形態では  $\Delta X$  を使う場合を説明する。

この操作を繰り返すことで、 $\theta$  は真の解に近づいていく。このとき最初に用いる  $\theta$  と真の解の差が小さいほど計算の繰り返しが少なくなるので、計算時間の点から有利となる。本発明では、ここで  $\theta$  の初期値として、N 番目の振動子の遅延時間を求めるときには N-1 番目の振動子で求めた  $\theta_{N-1}$  を用いる。この

方法では、実用的な計算精度では、ループ 2 回で収束することがわかった。よってループの回数を 2 回に決めて計算する。ループの回数が従来の方法に比べ格段に少ないので従来の方法に比べ格段に優れている。N 番目の振動子について  $\theta$  が求まると、この  $\theta$  を初期値にして N+1 番目の振動子についての  $\theta$  を求める。

5 この方法の場合も前記方法と同様焦点が振動子の正面にある場合は屈折がないので  $\theta = 0$  となり、それを計算の出発点として用いることができる。

図 13 のフローチャートを用いて、リニア型探触子またはコンベックス型探触子のように、焦点と口径の中心振動子を結ぶ線分と送波面が直交する探触子の遅延時間を計算する方法について説明する。この条件では、焦点が口径の正面

10 にあるので、各振動子の遅延時間は口径内で左右対称である。つまり、片側半分だけ計算すれば十分である。探触子に関するパラメータは図 5 のステップ 11 で既に与えられており、焦点深度の値は図 5 のステップ 14 において既に与えられている。

図 13 のステップ 51 において、口径の中心にある振動子から出た超音波はレンズ層と脂肪層の境界面、及び脂肪層と生体組織の境界面に垂直に入射し、屈折することなく焦点に達するので、振動子番号 0 の振動子に対して  $\theta = 0$  とし、N = 1 とする。次に、ステップ 52 に進み、番号 N=1 の振動子から角度  $\theta$  で超音波を放射したときの経路と、目標とする焦点位置とのずれ  $\Delta X(\theta)$  を求める。ここで、角度  $\theta$  としては、隣の振動子（番号 0 の振動子）に対する角度  $\theta$  を用いる。また、

20 ステップ 53 において、番号 1 の振動子から角度  $\theta + d\theta$  で超音波を放射したときの超音波の経路と目標とする焦点位置とのずれ  $\Delta X(\theta + d\theta)$  を求める。

ここで、コンベックス型の探触子の場合、リニア型探触子とは異なり、以下のように計算される。コンベックス型探触子で、被検体を観測するときは、探触子を被検体へ押し付けて観測するので、脂肪層も探触子に沿って曲がる。脂肪層をコンベックス探触子の構造と同心円であると仮定すると、音の経路は図 15 に示すようになる。素子を出発して焦点近傍を通るときのずれ  $\Delta$  を求める方法と、焦点を出発して素子近傍を通るときのずれ  $\Delta$  を求める二通りの方法は原理的には同じであるが、全反射条件や、音の経路が図 15 の左半分側に行くことはあり得ないことからこの系は対称ではなく、前者の解き方は解の安定性が良

25

- くないので、後者の方法で解くことが望ましい。この音の経路を各層毎に分けて解析的に解くと、音が層に入る点及び角度から層を出て行く点の位置及び角度を求めれば、各層順に計算することで最後に到達する点が求まり、ずれ $\Delta$ も求めることができる。例として脂肪層の外側に生体中での音の経路を求めると、
- 5 音の出発点の位置を $F = (x_4, y_4)$  出るときの位置を $P_3 = (x_3, y_3)$ 、音が出て行く側の層界面の曲率を $R$ 、音が入るときの角度を $\theta$ とする。すると $x_4, y_4$ は式9の連立式から $x_4$ を消去した二次方程式の±2通りある解のうち常に正となる側の解を解くことで求まる。

$$X_3^2 + Y_3^2 = R^2$$

$$\frac{X_3 - X_4}{Y_4 - Y_3} = \tan \theta \quad \dots (9)$$

10

- このとき $\theta_4$ に関しては三角形 $OP_3$ を考えることで求まる。すなわち、今求めた $(x_3, y_3)$ から $\theta_{p3}$ が求まるので、 $\theta_4 = \theta + \theta_{p3}$ の式から求まる。後は $\theta_4$ からスネルの法則を用いて $\theta_3$ が求まり、同様にして順に或る層を通過するときの経路が求まる。この例では三層問題を例に説明したが、全く同じ方法で層数が多いときにも適用可能である。また脂肪層と脂肪層外の生体との界面が探触子の同心円で表せなくとも、 $f(x_3)$ の形で表せれば、式9を変形した式10を用い、 $\theta_4$ は $\theta + \arctan(-f'(x_3))$ を代わりに用いることで求めることが可能となる。
- 15

$$Y_3 = f(x_3)$$

$$\frac{X_3 - X_4}{Y_4 - Y_3} = \tan \theta \quad \dots (10)$$

20

- 次にステップ54において、式8より外挿で新しい $\theta$ を求める。続いて、ステップ55からステップ52に戻り、ステップ54で求めた新しい $\theta$ を用いてずれ $\Delta X(\theta)$

を求める。また、ステップ53において、新しい角度  $\theta + d\theta$  で超音波を放射したときの超音波の経路と目標とする焦点位置とのずれ  $\Delta X(\theta + d\theta)$  を求める。次に、ステップ54において、式8より外挿で新しい  $\theta$  を求める。

- 次に、ステップ56に進み、求めた  $\theta$  から次の式11によって遅延時間  $\tau$  を計算する。次に、振動子番号を1つ増加し、ステップ42からの処理を繰り返す。ステップ58において、使用口径内全振動子についての計算が終了したと判定されれば、ステップ59に進んで計算結果を出力する。

$$\begin{aligned}\theta_2 &= \arcsin\left(\frac{c_2}{c_1} \sin \theta\right) \\ \theta_3 &= \arcsin\left(\frac{c_3}{c_1} \sin \theta\right) \quad \dots \quad (11) \\ \tau &= \frac{d_1}{c_1 \cos \theta} + \frac{d_2}{c_2 \cos \theta_2} + \frac{d_3}{c_3 \cos \theta_3}\end{aligned}$$

- 10 図13に示したフローチャートは、図8に示したフローチャートにおける漸化式の計算処理を、焦点位置からのずれの計算処理と、外挿による新しい  $\theta$  の計算処理と、この部分のループ処理をするためのループ回数の判断処理とで置き換えたものに相当する。

- この第2の方法に関しても、焦点が送波口径の正面にない場合について、撮像前に予め送波口径に端の振動子での  $\theta$  を求め、それを記憶しておく。送波口径の端の振動子での  $\theta$  は、異なる皮下脂肪層の厚さに対して複数求めておく。撮像中にこの条件になったとき、この  $\theta$  を読み込み、漸化式の第1項として漸化式を解くのに用いる。この計算の流れを図14のフローチャートに示す。この詳細は、第1の方法で図8の計算処理と図9の計算処理の関係と、図13の計算処理と図14の計算処理の関係が全く同じであることから容易に説明される。

この口径の端の振動子でのパラメータを予め計算する方法は、現在の中級超音波撮像装置に搭載のDSPもしくはMPUに余裕がないための方策であって、高速の演算処理部を搭載できる高級機では、リアルタイムで計算するときも焦点

から口径面に降ろした垂線の足の位置にある仮想的口径の中心から無駄になる計算も含めて全て撮像とリアルタイムに計算することも可能である。その場合は、撮像前の計算が不要になる。もちろん、この場合、仮想的な振動子に関しても実際の振動子と同じ振動子間隔で並べて計算する必要はないので、仮想的な部分のみ振動子間隔を粗くすることは計算を速くする上で有効である。この撮像前の計算は脂肪層の厚さが変わると毎回計算する必要が生じるのでその度に撮像が止まってしまう。その問題を解決するには以下のような2つの方法がある。

その第1の方法は、考えられる範囲で脂肪層厚さ毎の計算を全て事前に行い、この撮像前の計算結果をすべてデータとして超音波探触子20のメモリ22に記憶させておく方法である。そして、超音波探触子20を超音波撮像装置本体10に接続したときに、その内容を超音波撮像装置本体10のメモリ12に転送する。撮像中にはこのパラメータと、制御部11により与えられた焦点深度に対し、超音波ビームフォーマ14で遅延時間を計算し、その遅延時間を振動子アレイ21に与え、被検体30に対し送波する。受波もこの遅延時間分で整相し、制御部11で診断画像を計算し、画像表示部13に出力する。

一方、第2の方法は、予め計算したデータをCD-ROM等のメディアに入れておき、超音波探触子に付属させておく。そして、前もって、あるいは探触子を使用する際にそのCD-ROM等からデータを超音波撮像装置本体10のメモリ12にインストールする方法である。インストール以後の操作は前記第1の方法と全く同様である。

図16は、本発明による超音波撮像装置の他の例を示す概略構成図である。図16において、図1と同じ機能部分には図1と同じ符号を付し、重複する説明を省略する。今までの説明では、皮下脂肪層の厚さの入力は診断者が行っていた。すなわち、図6に示すように、診断装置の診断画面上で診断者が脂肪層の始まりの部分と終わりの部分を指示することで、画面上にその距離が表示される。この値を診断者が入力していた。

図16に示した超音波撮像装置は、制御部11中に脂肪層厚計算部16を備え、皮下脂肪層に関する画面出力を直接、超音波ビームフォーマ14に入力できるよ

うにしたものである。脂肪層厚計算モードにおいて、診断者が図 6 に示すように、ポインティングデバイス等で皮下脂肪層が始まる箇所 A と終わる箇所 B を指定すると、脂肪層厚計算部 16 はその間の距離を計算し、計算結果をビームフォーマ 14 に送信する。

- 5 次に、本発明の超音波ビームフォーマ搭載のアルゴリズムを生かして、撮像中にアダプティブに画質を改良する方法について説明する。これまで説明してきた計算アルゴリズムには、脂肪層は均質、厚さ一定であり、個人や対象部位によって脂肪層中での音速が異なることはないという前提があった。この前提は、遅延時間計算に一定の誤差があるときは、その誤差に埋もれて影響が解ら
- 10 なかった。しかし、本発明によって高精度な撮像が可能となると、この前提を取り除くことで画質が改善されるのがはっきりする。前記前提を取り除くには、撮像しながら微妙に脂肪層の音速を変えることができるようにしておけばよい。

- 図 17 は、本発明による超音波撮像装置の他の例を示す概略構成図である。図 17 において、図 1 と同じ機能部分には図 1 と同じ符号を付し、重複する説明を省略する。この超音波撮像装置は、脂肪層に関するパラメータを微調整することを可能にし、均質、厚さ一定でない脂肪層に対応できるようにしたものである。具体的には、図 1 に示す構成の超音波撮像装置へ入力装置及びパラメータ計算部 17 を備え、超音波ビームフォーマが保持する脂肪層の音速を可変できるようにした。この装置では、入力装置及びパラメータ計算部 17 において入力値
- 15 に対し対応するパラメータを計算し、その値を超音波ビームフォーマ 14 に入力する。

このパラメータを変えることの効果は次のように説明される。まず屈折がない場合を考えると式 12 のようにして、各振動子から焦点まで到達するのに要する時間が計算される。これをグラフに表すと図 18 のようになる。

25

各振動子から焦点に  
到達するのに要する時間 = 
$$\frac{\sqrt{(p \times N)^2 + F^2}}{\text{音速}} \quad \dots (12)$$

このとき、式 12 中のパラメータすなわち音速、ピッチ  $p$ 、 $F$  のいずれか、もしくは複数を変化させると、図 18 に図示するようにグラフの曲率が変化する。このことは、今回の問題のようにレンズ層、脂肪層、脂肪層以外の生体組織と 3 層からなる屈折を考慮すべき問題でも事情が複雑になるだけで原理的には同じである。遅延時間は各振動子から焦点まで到達するのに要する時間で決定されるので、「縦軸：各振動子から焦点まで到達するのに要する時間」対「横軸：各振動子の位置」の関係の曲線で遅延時間は表現される。よって、先に述べたように脂肪層の音速が場所によって一定でないようなときは、この曲線が歪むので、それにカーブフィッティングするように諸パラメータを変更することで、焦点のぼけを改善することが可能となる。カーブフィッティングは撮像画面が最適になるように調整するのが最も好ましく、パラメータは外部つまみなどによって制御すると操作性が良い。このとき脂肪層の音速に代えて脂肪層の厚さ、もしくは振動子ピッチ、これらの複数のパラメータを適切に連動させて変えて調整することも有効である。なお、図 18 において、(a) は振動子ピッチ、脂肪層の音速に手を加えない場合、(b) , (c) は振動子ピッチ、脂肪層音速を調整した場合を示す。

ここからは、被検体の表面に層構造が存在した場合の例についての実施例を説明する。まず、診察中に被検体表面部の層構造の厚さ、音速を求める具体例について示す。

図 19 に検者がそれらを選択可能とした実施例を示す。図 19 (b) に示す厚さのテーブル、及び音速のテーブルを予め用意し装置内へ組み込み、検者が、モニタ 120 に表示された画像 170 を観察し、深度スケール 160 を参照して得た結果から層の厚さを読み取り、スイッチ SW2 (140) 等で近い厚さを選択し、音速も同様にスイッチ SW1 (150) により選択可能とする。この場合スイッチ SW1 とスイッチ SW2 とは独立に操作が可能として、それぞれの値として検者がふさわしいと考える値を選択できるようにする。音速に関しては、数値でも良いし、脂肪層、筋肉層という選択でも良い。例えば、図 19 の画面で脂肪層 170 が、画面に記されている深度方向のスケール 160 から概略 2cm と読めた場合、コンソール 130 に設けた層厚み設定スイッチ 140 により 2cm を選択する。すると、画面

上に厚さ (Thickness) が 2cm と表示される。次に、音速設定スイッチ 150 を所定方向へ操作して、音速を選択する。それらの選択値を確認するために、それらの入力値を画面に表示すると良い。その表示は、1450m/s のように数値でも良いが、硬い筋肉質、筋肉質、標準、脂肪、高脂肪のような表現でも良い。また、スイッチは回転式でもなんでも良い。もちろんタッチパネルでも良い。

以上の説明は、生体の層構造から生ずる超音波の屈折の影響を除去して、超音波画像の画質を向上する実施形態について説明したが、超音波画像の画質を更に向上するためには、生体内での超音波の伝播速度を正確に把握して、そのデータを超音波ビームフォーマでの上記屈折補正制御に反映させることが必要である。

このことから、次に、本発明の他の実施形態を図 20 に示す。これは層構造を有する生体の音速を求め、その音速により前述の実施形態の屈折補正処理を行うものである。図 20 は超音波撮像装置において音速を求める部分の実施例を示すブロック図である。図において、200 は探触子で受信した複数の超音波信号を遅延制御し、受信ビーム信号を出力するデジタル制御可能なデジタル遅延部で、受信に供した振動子数に対応したチャンネル数の回路を有している。210 はデジタル遅延部 200 で遅延させた複数の信号を入力し、演算により遅延制御に供したデジタル遅延データの真の遅延データに対する誤差を推定する遅延データ誤差推定部、220 はデジタル遅延部 200 の各チャンネルの動作制御を行うデジタル遅延制御部である。

以上の構成へ加え、本実施例の超音波撮像装置は、さらに、予め複数の媒質音速による遅延時間を蓄えておく音速対応遅延時間記録部 230 と、遅延誤差推定部 210 で得た遅延誤差から新たな遅延時間を算出し、それを音速対応遅延時間記録部 230 に記憶されている値と照合し、その記憶値と最も近いデータを入力する遅延時間比較部 240 と、音速対応遅延時間記録部 230 に蓄えられた遅延時間データがいかなる媒質音速によるものかを記録しておく音速データ記録部 250 と、遅延時間比較部 240 の出力と一致する遅延時間の記録場所から遅延時間記録部を参照し媒質音速を選択する媒質音速選択部 260 とを備えている。そして、媒質音速選択部 260 の出力ラインは図 2 に示す演算・制御回路 41 へ接

続され、またデジタル遅延制御部 220 は演算・制御回路 41 により制御されるように接続されている。

このように、図 2 に示す構成において、遅延回路をデジタル制御可能なものとし、その出力へ遅延誤差推定部 210 を設けるとともに、演算・制御回路 41 へ  
5 デジタル遅延制御部 220 を付加し、さらに上記の如く音速対応遅延時間記録部 230 と遅延時間比較部 240 と音速データ記録部 250 と媒質音速選択部 260 とを新たに設けることにより、本実施例の超音波撮像装置は真の媒質音速にほぼ等しい音速による屈折補正が可能となる。

次に、上記の如く構成された部分の動作の説明を行う。まず、生体内の音速  
10 を例えば生体の平均的な値の等音速と仮定して求めた遅延時間データを演算・制御回路 42 よりデジタル遅延部 2 へ出力して超音波を被検体内へ送信する。このときの送波の焦点は適宜な深度に設定する。そして、送波と同じ音速に基づく遅延時間データ  $D$  を演算・制御回路 41 よりデジタル遅延部 220 を介してデジタル遅延部 200 へ供給してこの受信信号を遅延制御する。

そして、デジタル遅延部 200 の各チャンネルの遅延制御された信号であって  
15 整相のために加算処理される前の信号が遅延誤差推定部 210 へ入力され、使用した遅延時間データ  $D$  に対する誤差  $\Delta D_1$  を演算により推定値として求め、 $D_{c1} = D + \Delta D_1$  を出力する。この演算手法としては前述の特開平 8-317923 号公報に開示された相関処理法を用いることができる。遅延誤差推定部 210 から出力された  $D_{c1}$  は遅延時間比較部 240 へ入力される。すると、遅延時間比較部 240 は音速  
20 対応遅延時間記録部 230 に記録されたデータと入力したデータ  $D_{c1}$  とを比較し、 $D_{c1}$  に最も近い遅延時間データを選び出し、それを媒質音速選択部 260 へ出力する。データが入力すると、媒質音速選択部 260 は入力したデータの音速が幾らであるかを選択する。この選択は、音速対応遅延時間記録部 230 のデータと音  
25 速記録部 250 の音速データとの記憶アドレスを対応させておくことで可能である。したがって、音速対応遅延時間記録部 230 と音速記録部 250 とを一つに纏めることもできる。

そして、媒質音速選択部 260 で選択された音速データは演算・制御回路 41 を介してデジタル遅延制御部へフィードバックされる。このフィードバック回路

は正確な音速を求めるために、上記動作を繰り返すためのもので、必要に応じて、演算・制御回路 41 から上記動作の繰り返し実行指令を発する。以上の動作により生体内の音速を推定値としてではあるが測定することができる。

5       なお、遅延時間比較部 240 での比較動作を簡便にするために、遅延誤差推定部 210 が出力するデータ  $D_{c1}$  と音速対応遅延時間記録部 230 に記録されたデータとを 2 次元分布データとし、カーブフィッティング手法を用いることができるようにすると扱う情報量を少なくできるため有用である。さらに、遅延時間分布の階差を求め該階差遅延時間列に対して 1 次直線を当て嵌めるようにすると扱う情報量がさらに減少するので有用である。

10       次に、図 20 に示す構成で層構造を有す生体の各層の音速を求める方法を説明する。図 21 は超音波撮像装置のモニタに表示された被検体の超音波断層像である。その画像中の 170 は脂肪層、190 は脂肪層 170 より深い組織領域である。まず脂肪層 170 の音速を求める。このために、脂肪層 170 の内部の適宜な深さ位置、例えば脂肪層 170 と組織領域の境界に近い計測位置に焦点位置を前述の  
15       キャリパのカーソルを用いて設定し、その値を計測するとともに演算・制御回路 41 へ焦点位置を与える信号を供給する。その後、探触子より超音波パルスを送信し、その反射信号を受信する。脂肪層 170 の音速を求めるためには脂肪層からの反射信号のみを図 20 に示す音速測定部へ取り込む必要がある。このために演算・制御回路 41 にゲーティング機能を持たせる。このゲーティング機能は  
20       前記キャリパ機能に連動するようにすると良い。そして、このゲーティング機能によって脂肪層 170 からの反射信号をデジタル遅延部 200 へ取り込み、前述の図 20 に示す構成の動作説明に従って音速を求める。求める音速はある 1 点のものでも良いが、複数の点についての音速を求めて、それらから平均音速を求めることが望ましい。

25       次に、脂肪層 170 より深い組織領域の音速を求める。このときには、計測のための焦点位置を図 21 に示す 190 の位置に設定する。この設定にも前述のキャリパ機能を用いる。そして演算・制御回路 41 へ焦点位置を与える信号を供給し、その後、探触子より超音波パルスを送信し、その反射信号を受信する。組織領域の音速を求めるためには組織領域からの反射信号のみを取り込めれば良いの

であるが、この場合の反射波は脂肪層 170 を通過せざるを得ないために、それは不可能である。そこで、前記ゲーティング機能によって、焦点位置からの反射信号を取り込む。そして、この反射信号から音速を求める。ここで求められた音速は、探触子面と計測点との間の平均音速を示すことと成る。

- 5 以上の二つの計測から組織領域の音速を求めることができる。最初に測定した脂肪層の平均音速を  $c_1$ 、次に求めた脂肪層と組織領域の双方を含む平均音速を  $c_a$  と符号を付ける。そして、脂肪層の厚さ、つまり焦点位置 180 の深度を  $l_f$ 、後者の計測の焦点深度を  $l_a$  とすると、組織領域における音速  $c_2$  は式 13 により求められる。

10

$$\frac{l_a}{c_a} = \frac{l_f}{c_1} + \frac{l_a - l_f}{c_2} \quad \dots (13)$$

これにより求めた脂肪層の音速  $c_1$  と組織中の音速  $c_2$  とを前述の式 1 以下へ適用することで、超音波のレンズ層、脂肪層及び組織中の音速を加味した屈折補正が可能となる。以上の計測値はモニタ画面へ数値等で表示されるようにする。

- 15 図 21 における表示例は、 $v : 1450/1540\text{m/s}$  は脂肪層の音速が  $1450\text{m/s}$ 、組織内の音速が  $1540\text{m/s}$  を示し、 $t : 2/8\text{cm}$  は脂肪層の厚みが  $2\text{cm}$ 、組織内の焦点位置深さが  $8\text{cm}$  であることを示している。

- 次に、他の実施例を述べる。この実施例は、上記音速計測に用いたキャリパの距離計測機能の補正を考慮するものである。すなわち、超音波撮像装置に組み込まれたキャリパの距離計測機能は、装置に初期設定された音速に基いた演算により成されるようになっている。したがって、式 13 に用いた  $l_f$ 、 $l_a$  のキャリパによる距離測定値は実際の音速によるものに補正して使用することが望ましい。本実施例はこれに対応するものである。本実施例では、まず、超音波撮像装置を駆動して、関心領域 (ROI) を含む断面の超音波断層像を取得し、その断層像をモニタへ表示する。この状態で、図 19 に示す超音波撮像装置の操作盤上に配置された屈折補正実行用スイッチ 310 をオンにする。この屈折補正実行スイッチ 310 は、オンすると屈折補正が実行され、オフ状態にしておけば屈折
- 20
- 25

- 補正を行わない通常の撮像を可能とするものである。このスイッチ操作を行うとモニタ 120 の画面に 2 点のカーソルから成るキャリパ 300 が表示される。そして、トラックボール又はジョイスティック等の入力操作器を操作してキャリパ 300 の一つのカーソルをを被検体の体表面へ、もう一方のカーソルを脂肪層の末端に移動し、入力情報固定キー (Enter key) 320 を操作して計測される脂肪層を特定する。次に、キャリパ 300 における二つのカーソルのうち、前記脂肪層の末端に位置させたカーソルをそれより深い地点で関心領域内に移動し、前記キー 320 を操作して組織中における音速計測のための測定点を特定する。以上の 2 ステップの操作で入力した計測点のデータを制御部 11 に読み込ませ、
- 5 前述した前述の音速計測手法の計算が実行される。

装置設定音速が  $v_0$ 、その音速  $v_0$  でのキャリパ深度  $x_0$ 、計測された脂肪層の平均音速  $c_{fm}$  とすると、脂肪層の真の厚み  $l_{ft}$  は式 14 から求まる。

$$l_{ft} = x_0 \cdot c_{fm} / v_0 \quad \dots (14)$$

- 15 これらの値  $c_{fm}$ 、 $l_{ft}$  から組織中の真の平均音速  $c_{om}$ 、組織中の真の音波伝播距離  $l_{ot}$  を求め式 13 に適用することより屈折補正のための遅延時間データを演算することができ、そのフォーカスデータで超音波の送受信を行うと、良好な画像が得られる。

- 20 層構造を有する生体の音速と距離を求める方法としては上記の他に種々な方法を挙げることができる。一例として、超音波ビームのある特定のビーム、例えば中心のビーム着目し、そのビーム中の受信信号の強度が体表面近傍において非常に大きいところを検出し、それを時間として求め、前述の計算を自動的に行うようにしても良い。この計測方法は、層構造の境界では反射信号が大きいことから、検出のための閾値を決めておけば可能である。

- 25 以上述べた屈折補正法を装置へ自動シーケンスとしてプログラミングして組み込み、撮像中に数フレーム毎に繰り返して実行し、設定値を更新するようしておけば、複数の検査部位がある場合のように探触子を移動させて検査して

いても屈折補正が自動的に行われるので、画像は常に良好となる。

5 屈折補正を可能とした装置では、表示画像に通常画像と屈折補正画像とを識別するマーキングを施す態様や、複数画像の同時表示法を用い、画面の左に通常の画像、右に屈折補正画像を表示する態様を採ることができる。着目点の画像が良好になっても、複雑な生体構成の場合、他の領域で画像が乱れる可能性がある。したがって、同時表示することにより実時間で屈折補正有り無しの画像を見比べることができるため、ユーザにとって有効となる。また、診断部位を ROI として指定し、その部位にのみ屈折補正を施した画像を取得し、それを通常の画像の中に嵌め込み合成して表示することも有用である。

10 本発明は、上記の特定の実施形態に限定されるものでなく、その技術思想の範囲を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

15 以上述べたように、本発明によれば、レンズ層と脂肪層（あるいは筋肉層など）による屈折の影響を低減することができるので、超音波画像の画質向上が図れる。さらに、本発明によれば、層構造を有する被検体の各層の音速を計測して、その値を加味して超音波の各層における屈折の影響を低減することができるので、画質をさらに向上することができる。

## 請 求 の 範 囲

- 5 1. 配列振動子を備えた超音波探触子と、超音波を被検体に対し送信または／及び受信の際に送波フォーカシングまたは受波フォーカシングを行うために各振動子に対する遅延時間を制御する遅延制御手段と、前記配列振動子と設定された焦点位置との間の超音波伝播媒体による超音波の屈折効果を織り込んで前記送波または受波のフォーカシングを行う遅延時間を生成し前記遅延制御手段へ供給する屈折補正遅延データ生成手段と、超音波画像を表示する表示ユニットを備えたことを特徴とする超音波撮像装置。
- 10 2. 前記遅延制御手段には予め生体の平均音速によって求められた遅延時間データが記憶され、その記憶された遅延時間データを用いて屈折補正データを求めるための超音波送受信が先行して行われることを特徴とした請求項1に記載の超音波撮像装置。
- 15 3. 前記屈折補正遅延データ生成手段は、レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子の配列ピッチを含む前記超音波探触子に関するパラメータを用い、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を演算により求めることを特徴とする請求項1に記載の超音波撮像装置。
- 20 4. 前記屈折補正遅延データ生成手段は、レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子間ピッチを含む前記超音波探触子に関するパラメータ、並びに被検体の脂肪層厚と脂肪層の音速、生体組織の音速のデータを用い、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を演算により求めることを特徴とする請求項2又は3に記載の超音波撮像装置。
- 25

5. 前記屈折補正遅延データ生成制御手段は、計算の対象となる振動子の隣の振動子から前記焦点に至る音の経路に関するパラメータから漸化式的に解かれたパラメータを用いて遅延時間を演算により求めることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

5

6. 超音波画像が表示された前記表示ユニットの画面から屈折補正用の被検体の層構造に関するデータを検出する手段と、この層構造データ検出手段の出力を用いて被検体の層構造による超音波の屈折の影響を考慮に入れた遅延制御データを生成する手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

10

7. 前記層構造データ検出手段は画面上において移動可能な 2 点のカーソルを表示し、それらの画面上でのカーソル間距離を計測するキャリパを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波撮像装置。

15

8. 配列振動子を備えた超音波探触子と、超音波を被検体に対し送信または／及び受信の際に送波フォーカシングまたは受波フォーカシングを行うために各振動子に対する遅延時間を制御する遅延制御手段と、前記被検体における層を成す構造の厚さを測定する手段と、前記層構造の部分の音速を測定する手段と、前記層厚測定手段によって測定された層厚と前記音速測定手段によって測定された層構造中の音速とを用いて、前記振動子と指定された焦点との間の超音波伝播経路における超音波屈折効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を求め前記遅延制御手段へ供給する屈折補正遅延制御手段と、超音波画像を表示する表示ユニットを備えたことを特徴とする超音波撮像装置。

20

25

9. 前記音速測定手段は、複数の振動子が受信したエコー信号を整相処理する遅延回路の出力を用いて各受信チャンネルの遅延時間誤差を演算により求め、この遅延誤差から被検体内の音速を求める音速計測手段を含むことを特徴とする

請求項 8 に記載の超音波撮像装置。

10. 前記音速計測手段は、音速計測領域を被検体の脂肪層と、この脂肪層の内部の組織部とに特定して、各々について音速を計測する手段を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波撮像装置。
- 5
11. レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子配列ピッチを含む超音波探触子に関するパラメータを用い、超音波が前記振動子を出てから指定された焦点に到達するまでに屈折する効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を計算する方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを内蔵したことを特徴とする超音波撮像装置。
- 10
12. レンズ層厚、レンズ層の音速、振動子間ピッチを含む超音波探触子に関するパラメータ、並びに被検体の脂肪層厚と脂肪層の音速と脂肪層を除いた生体組織の音速のデータとを用い、超音波が前記振動子を出てから指定された焦点に到達するまでに屈折する効果を考慮して各振動子に与える遅延時間を計算する方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを内蔵したことを特徴とする超音波撮像装置。
- 15

図 1

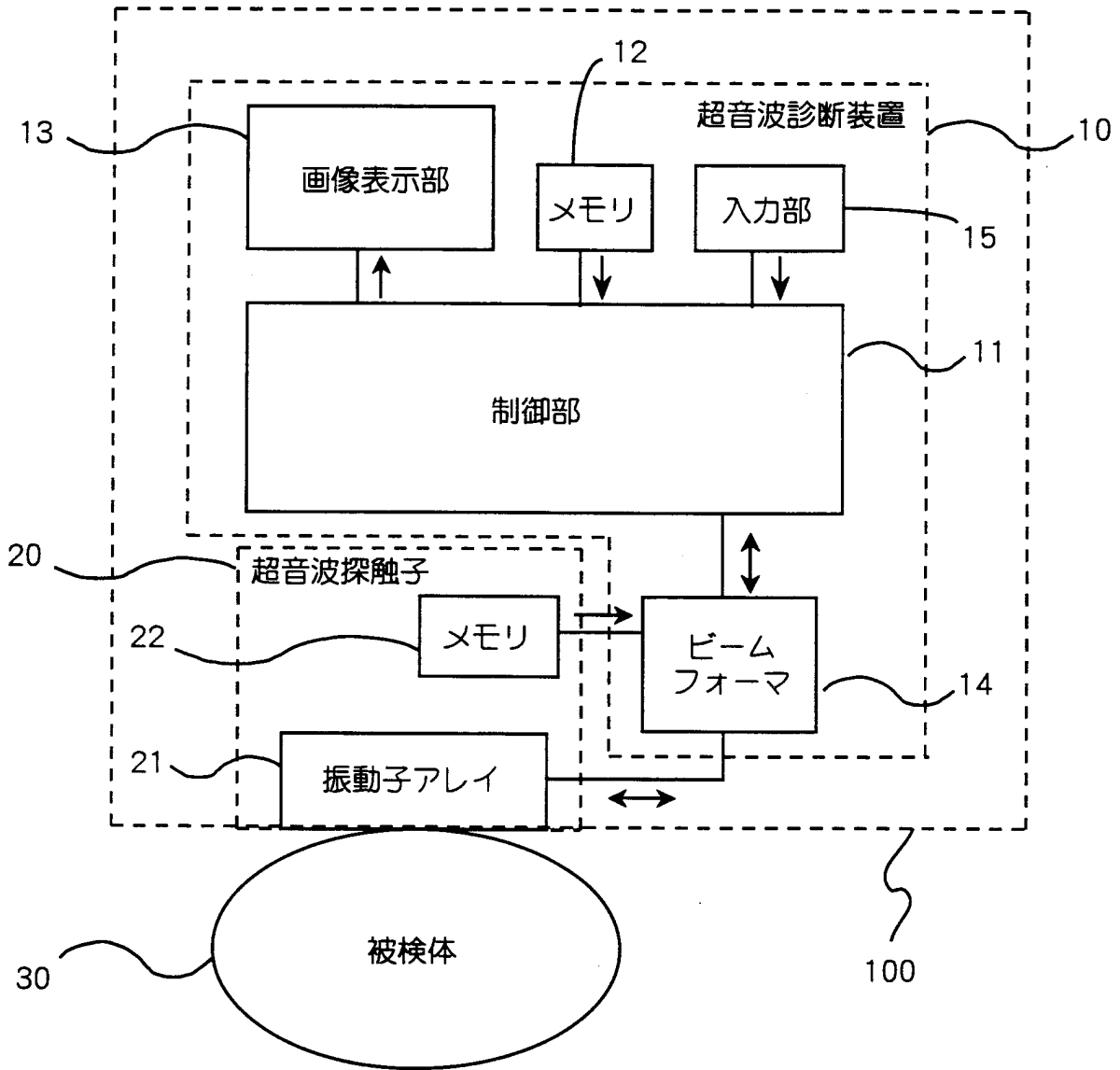


図 2

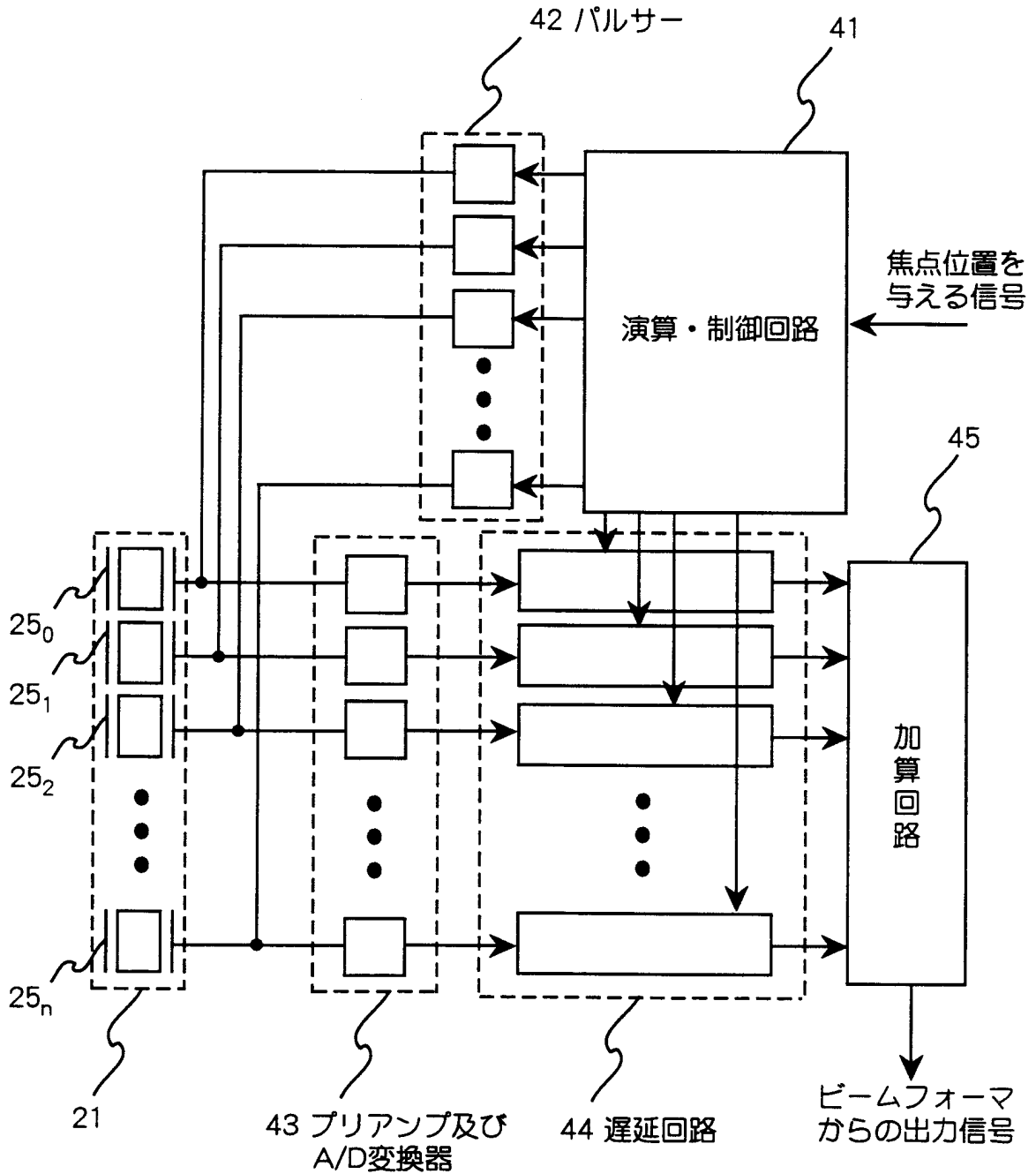


図 3

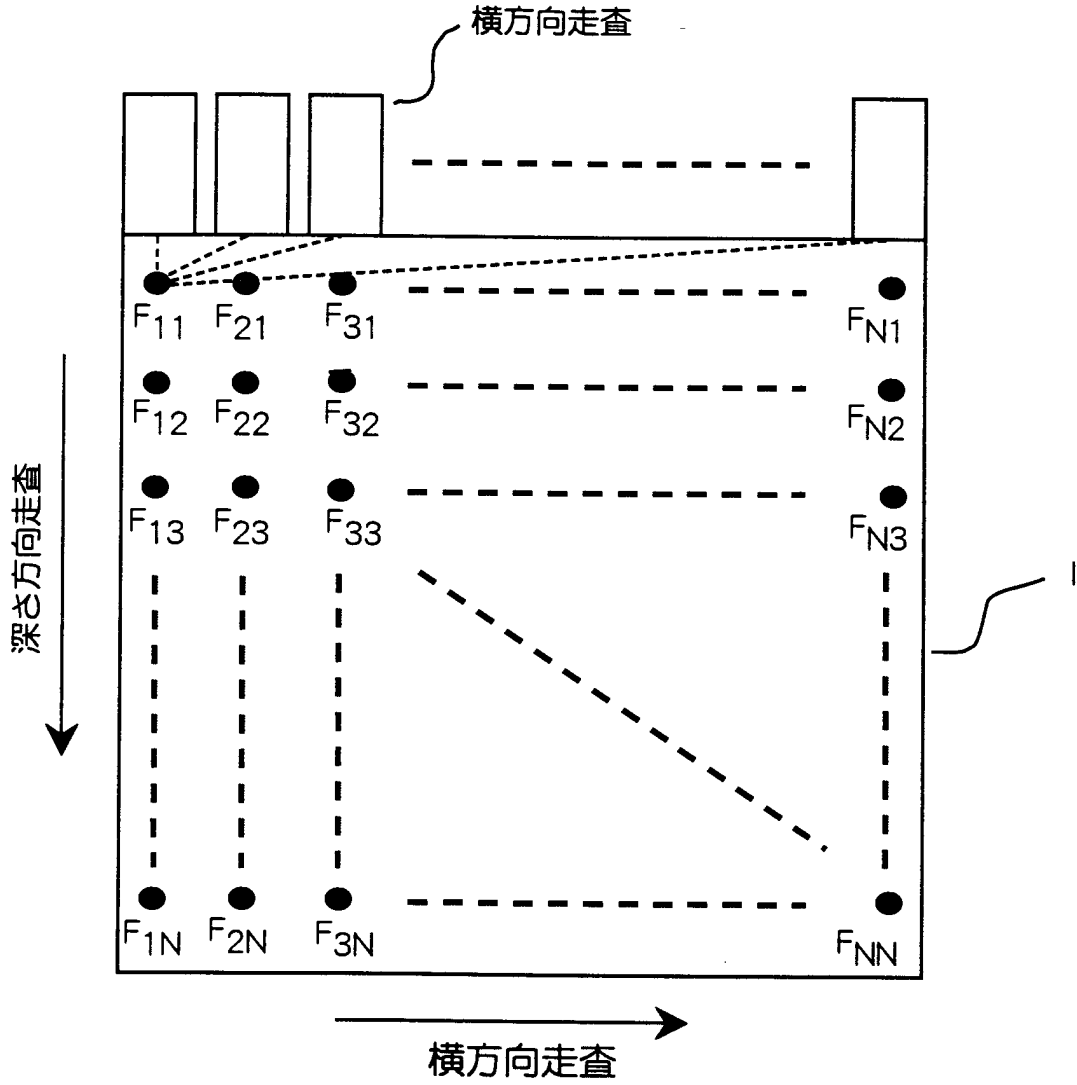
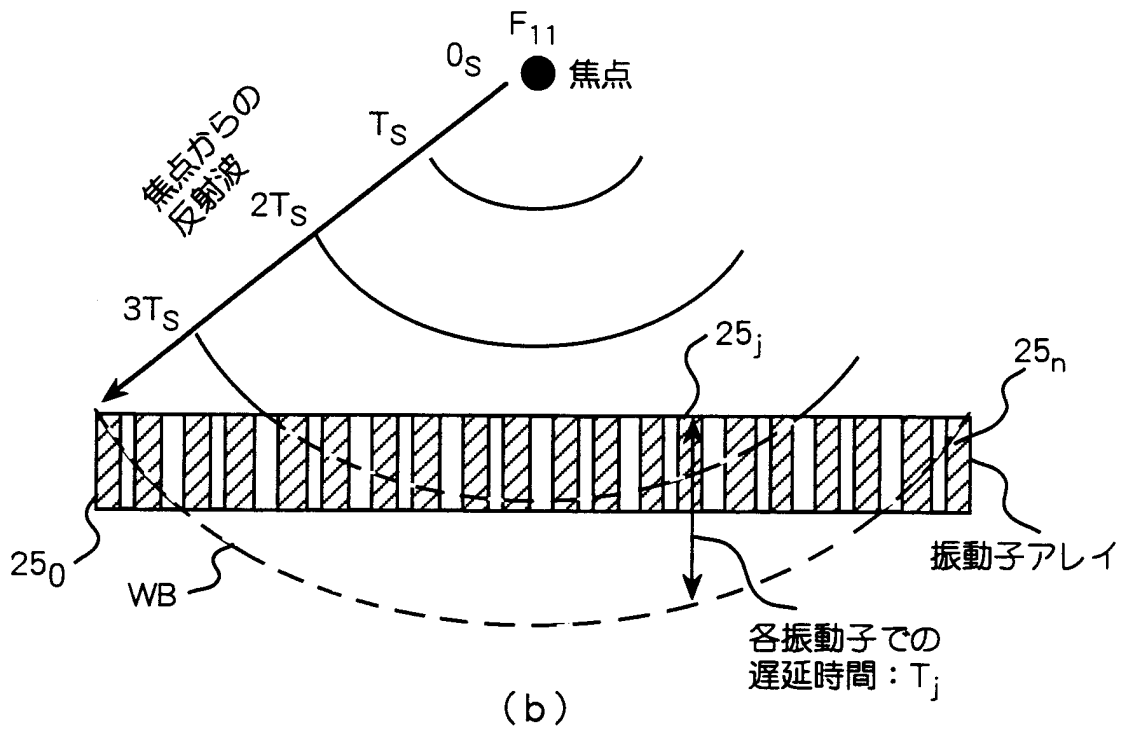
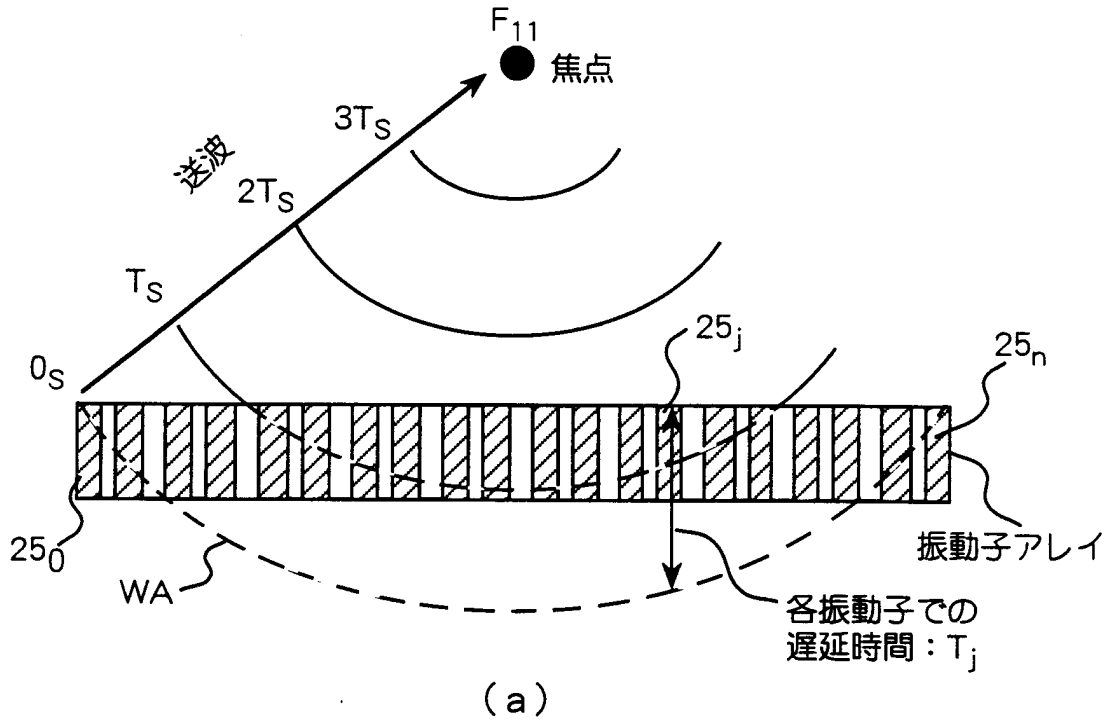


図 4



5/19

図 5

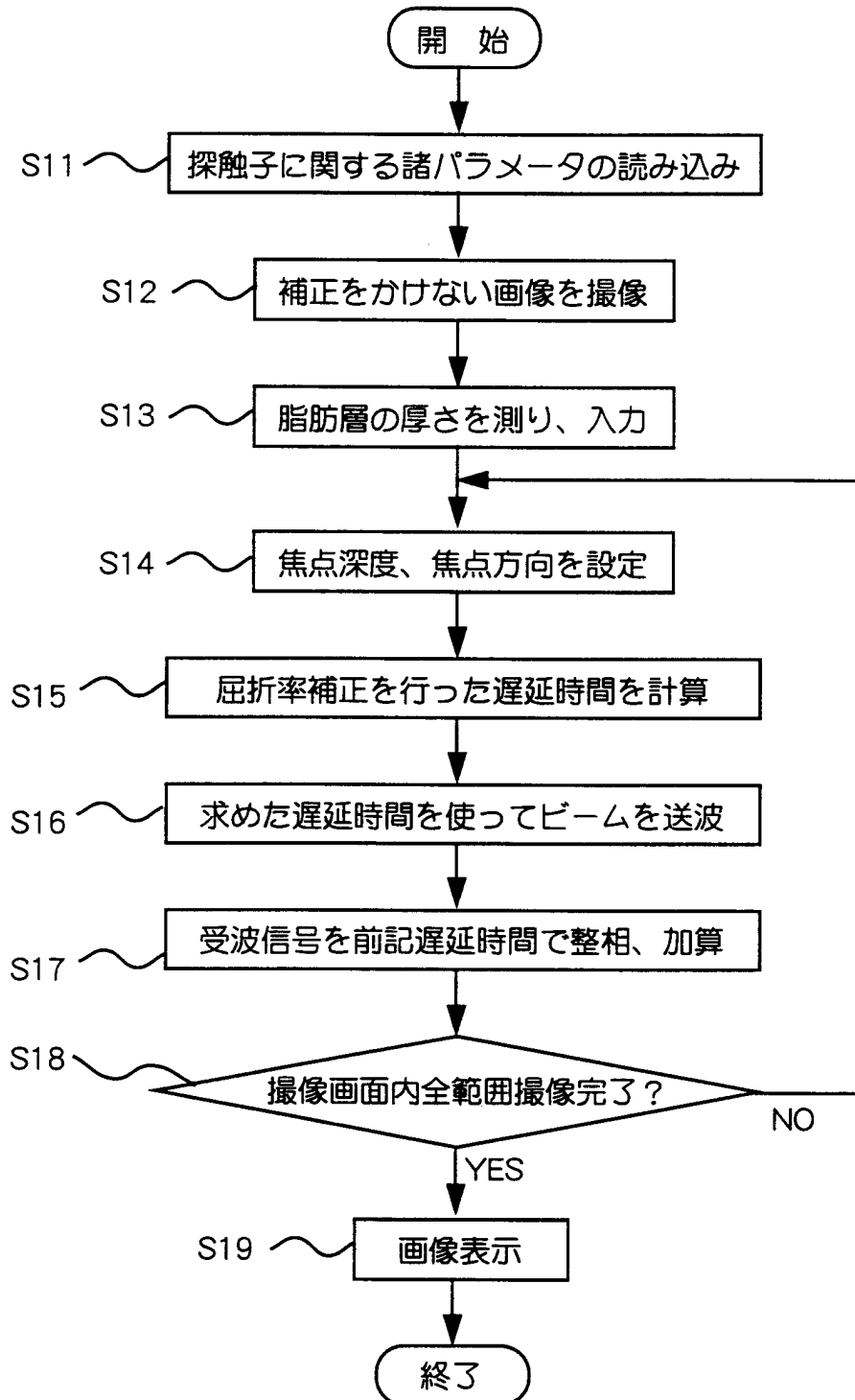


図 6

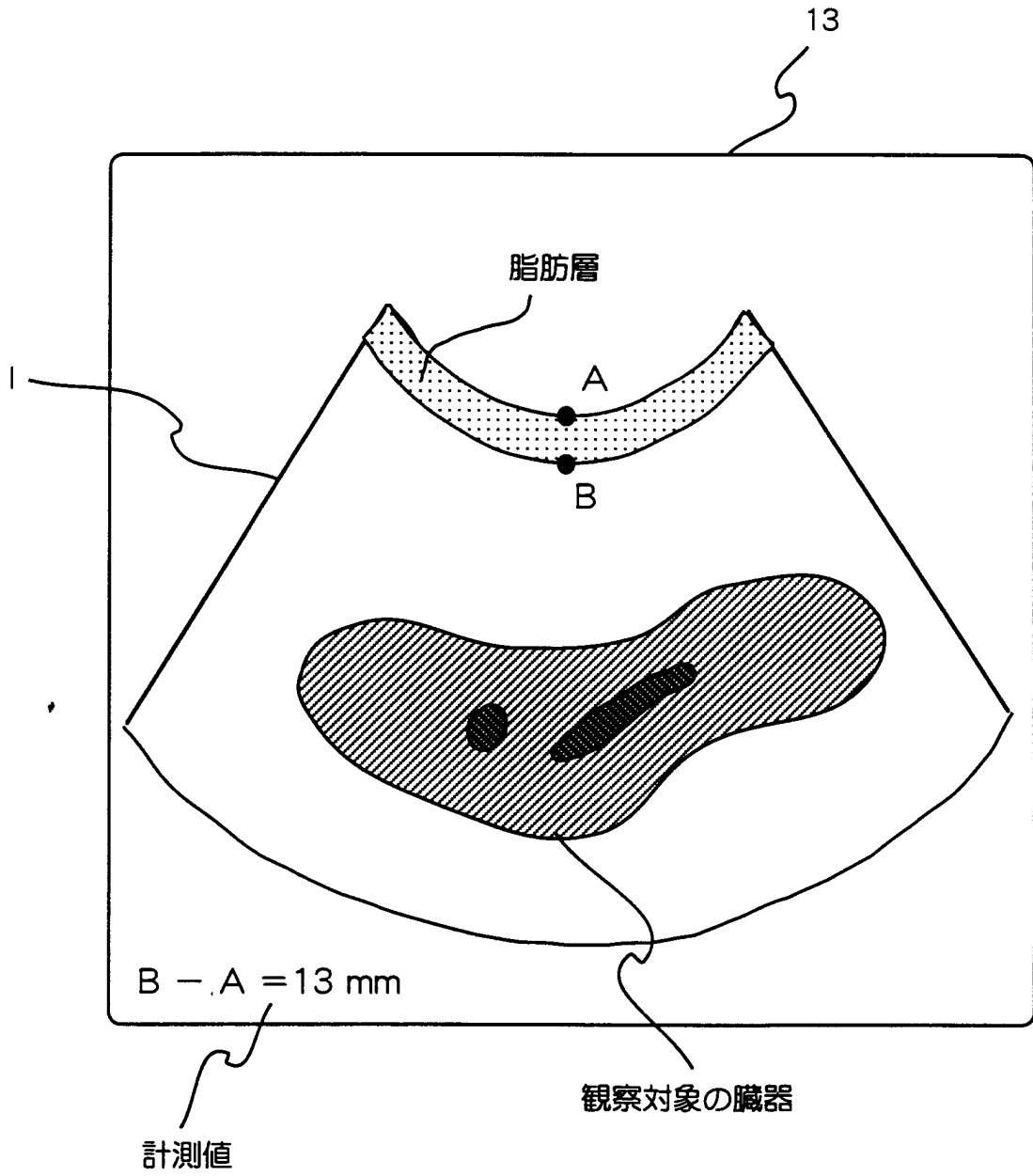


図 7

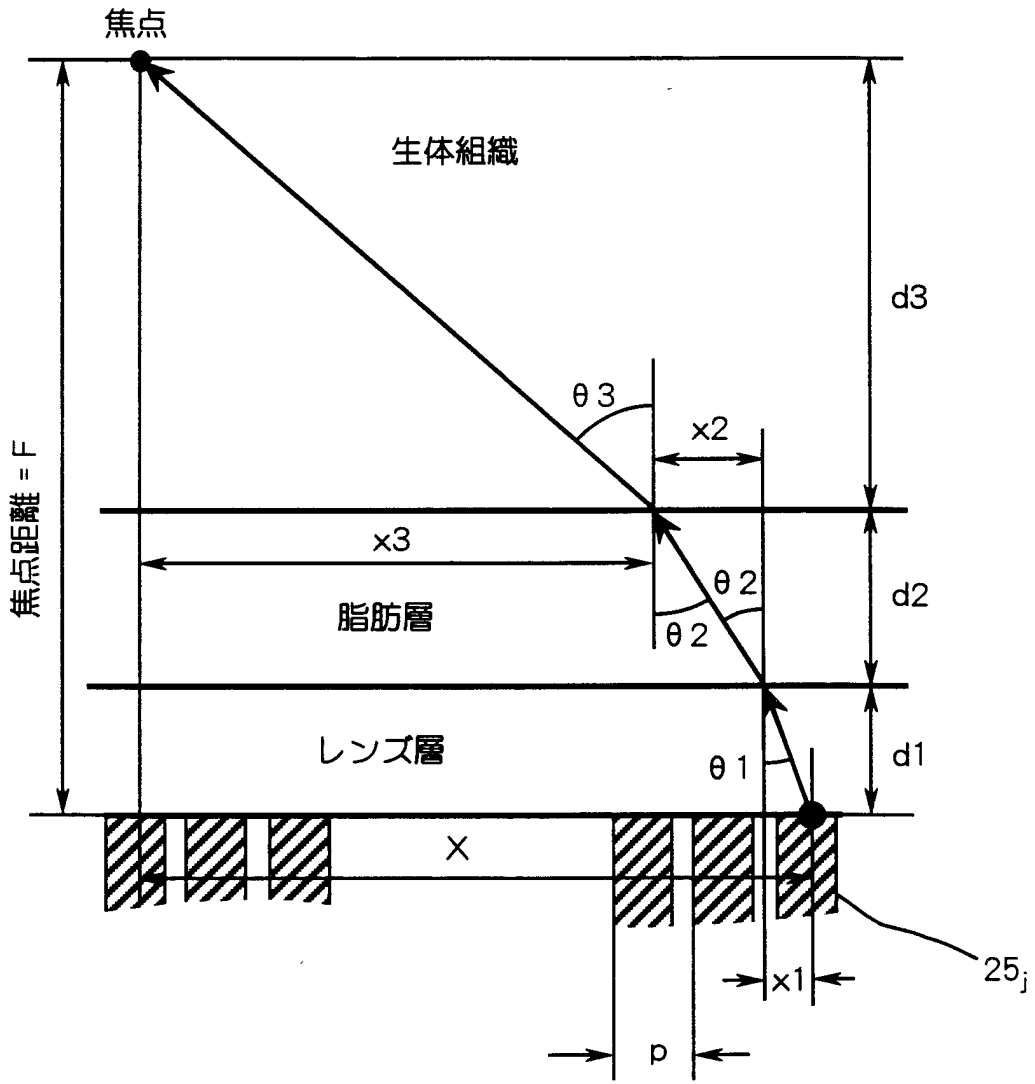


図 8

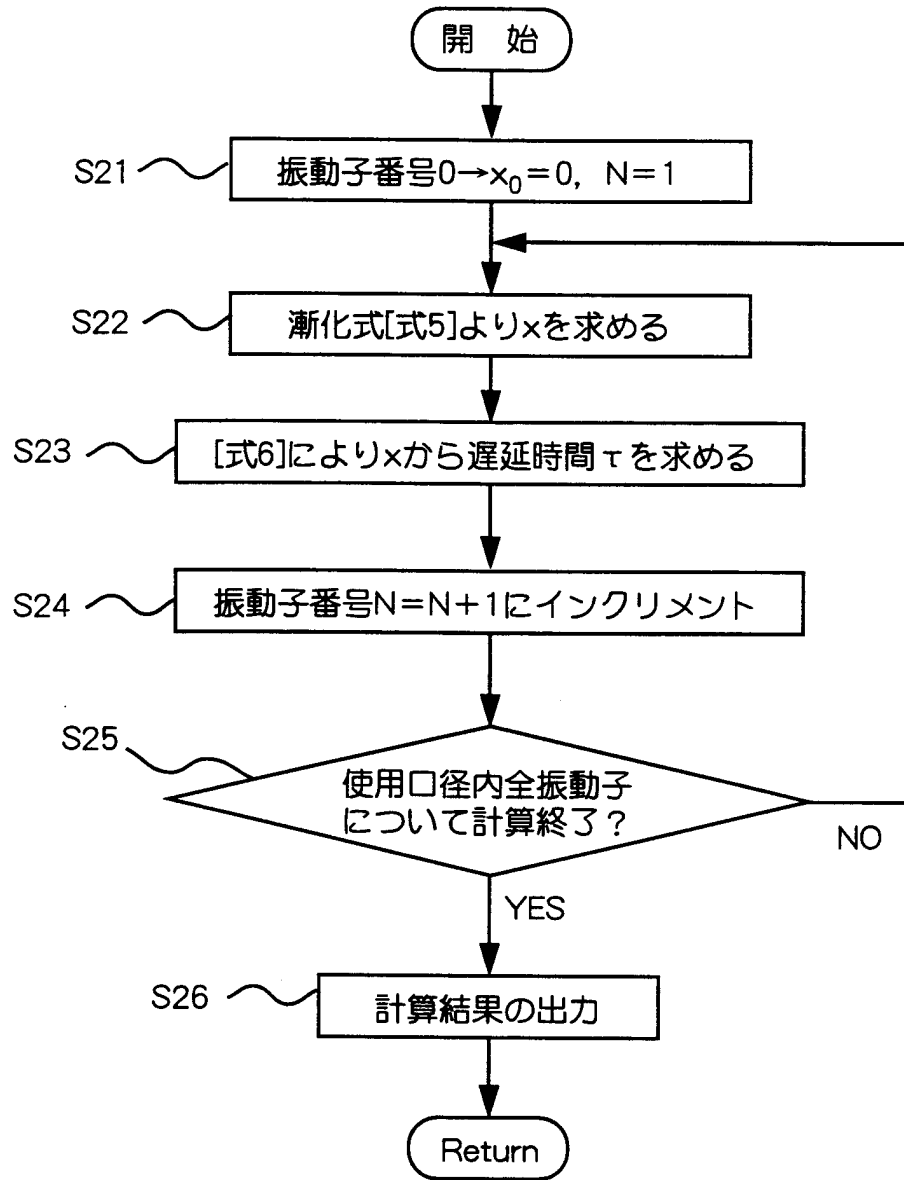


図 9

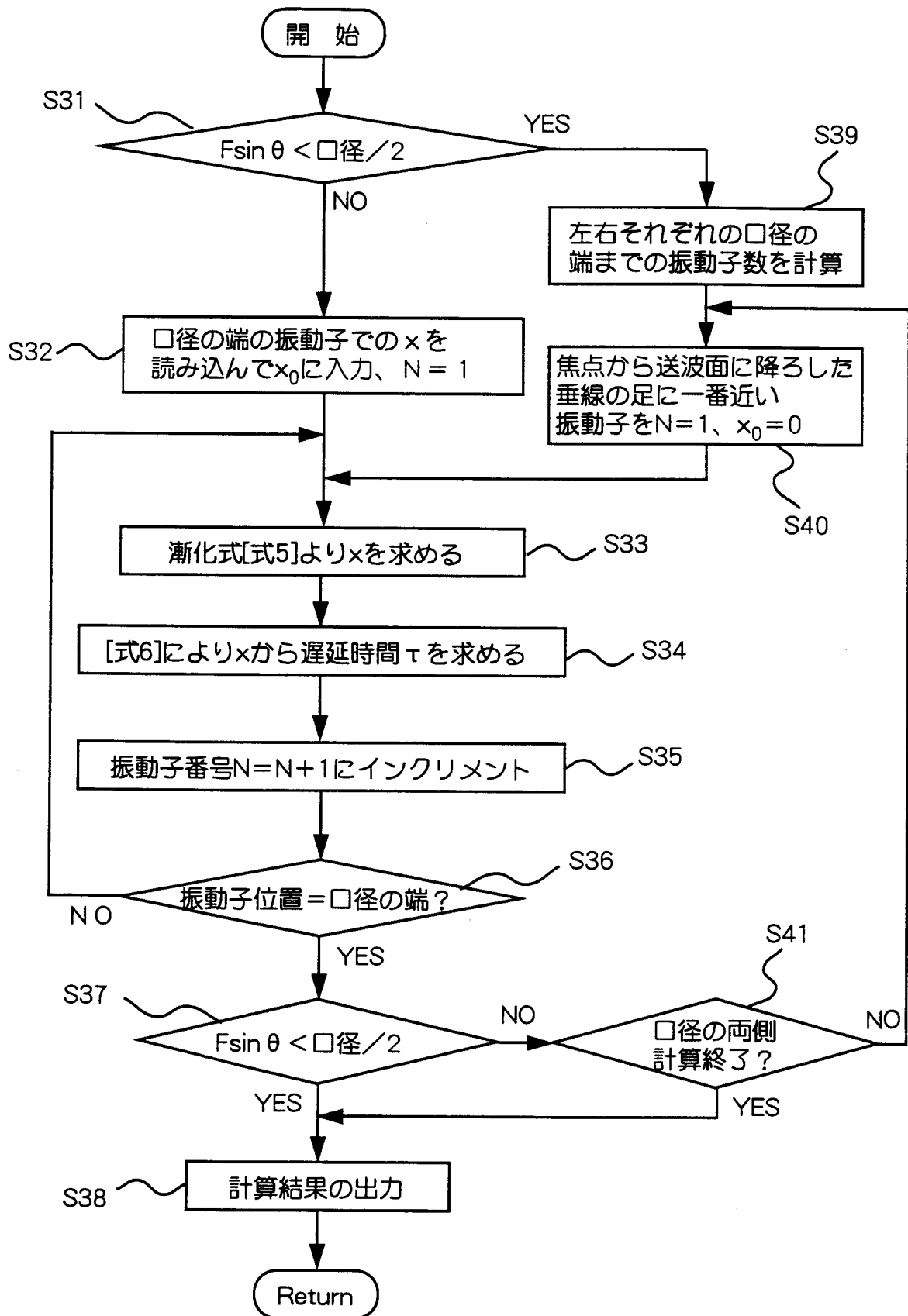


図 10

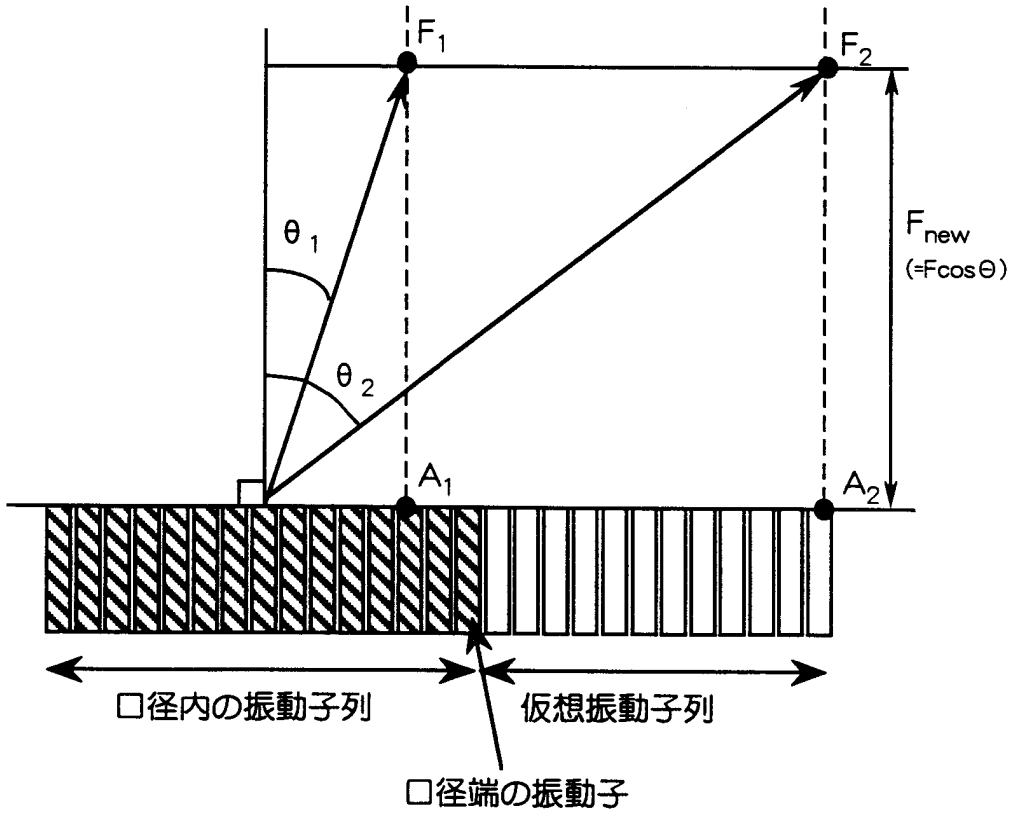


図 1 1

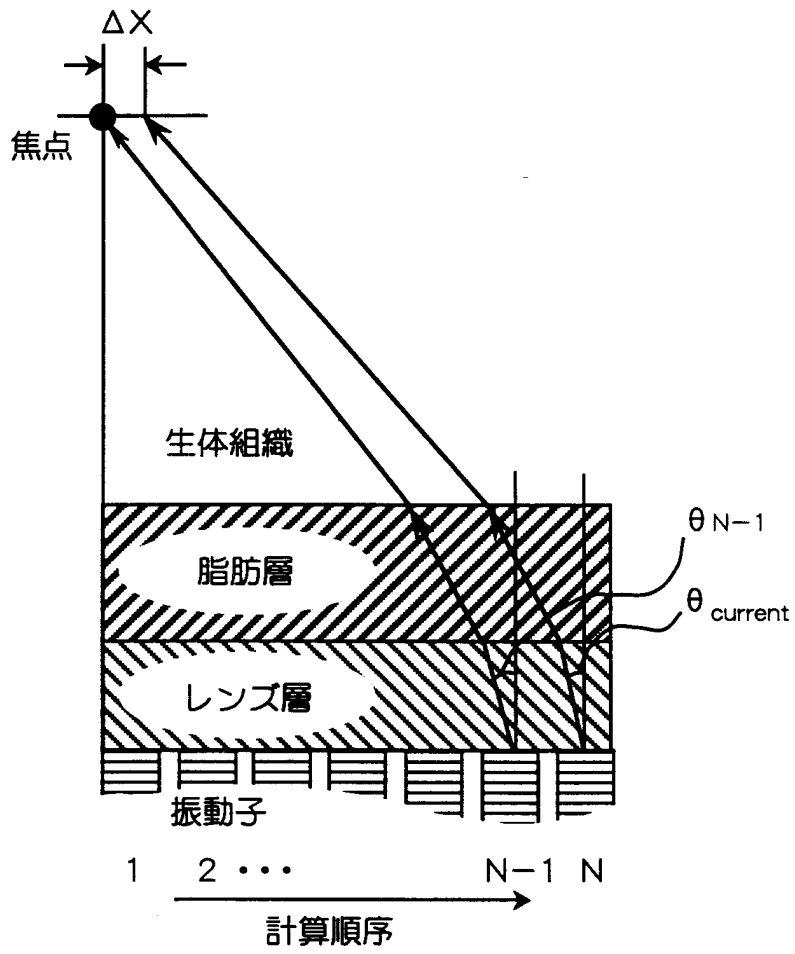


図 1 2

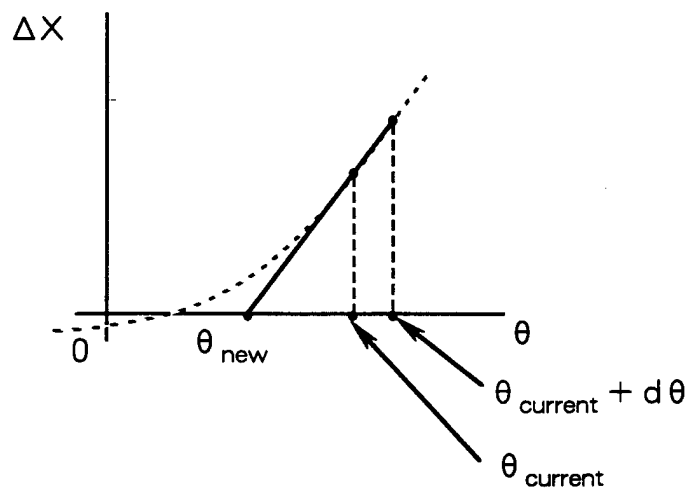


図 13

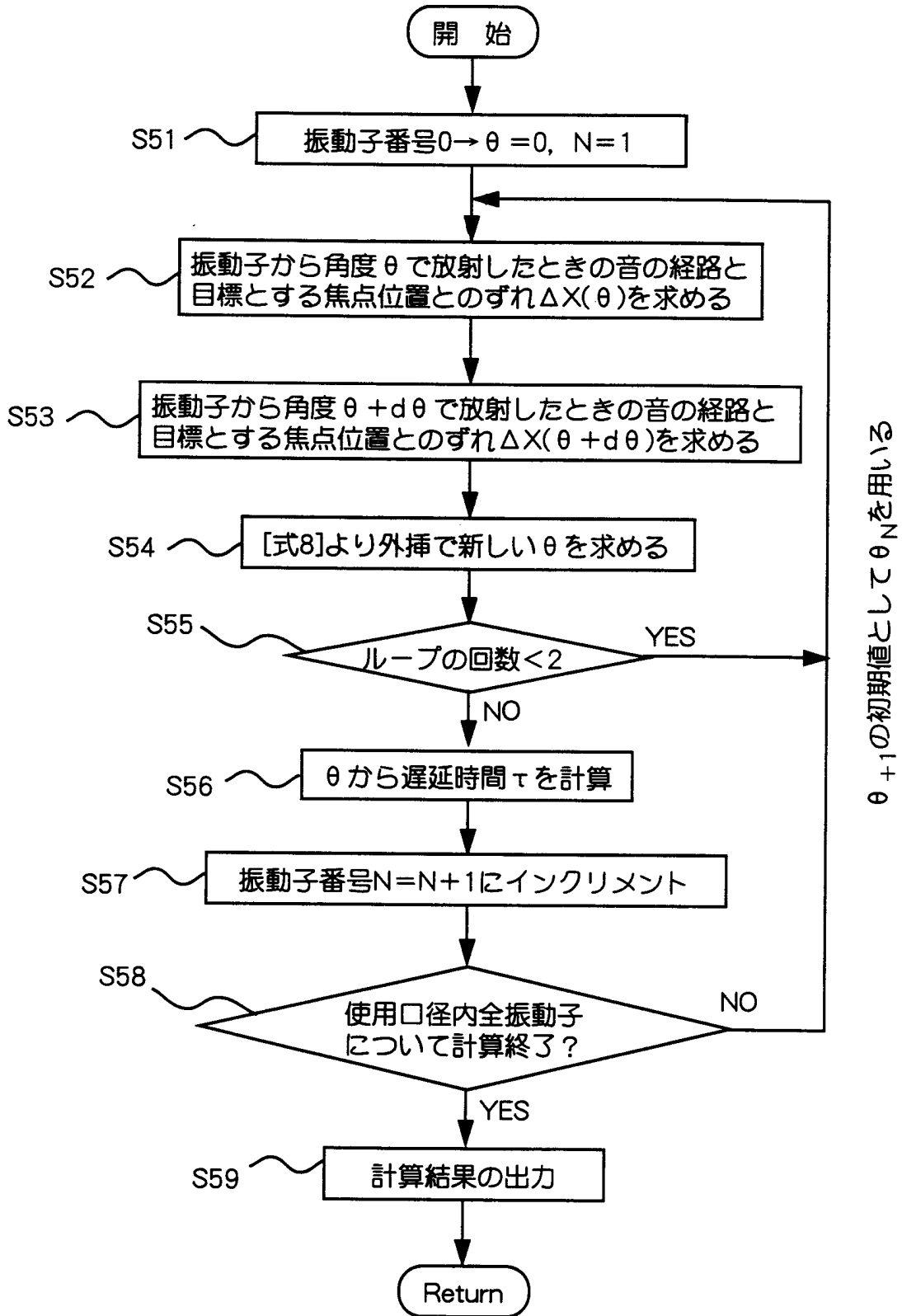


図 14

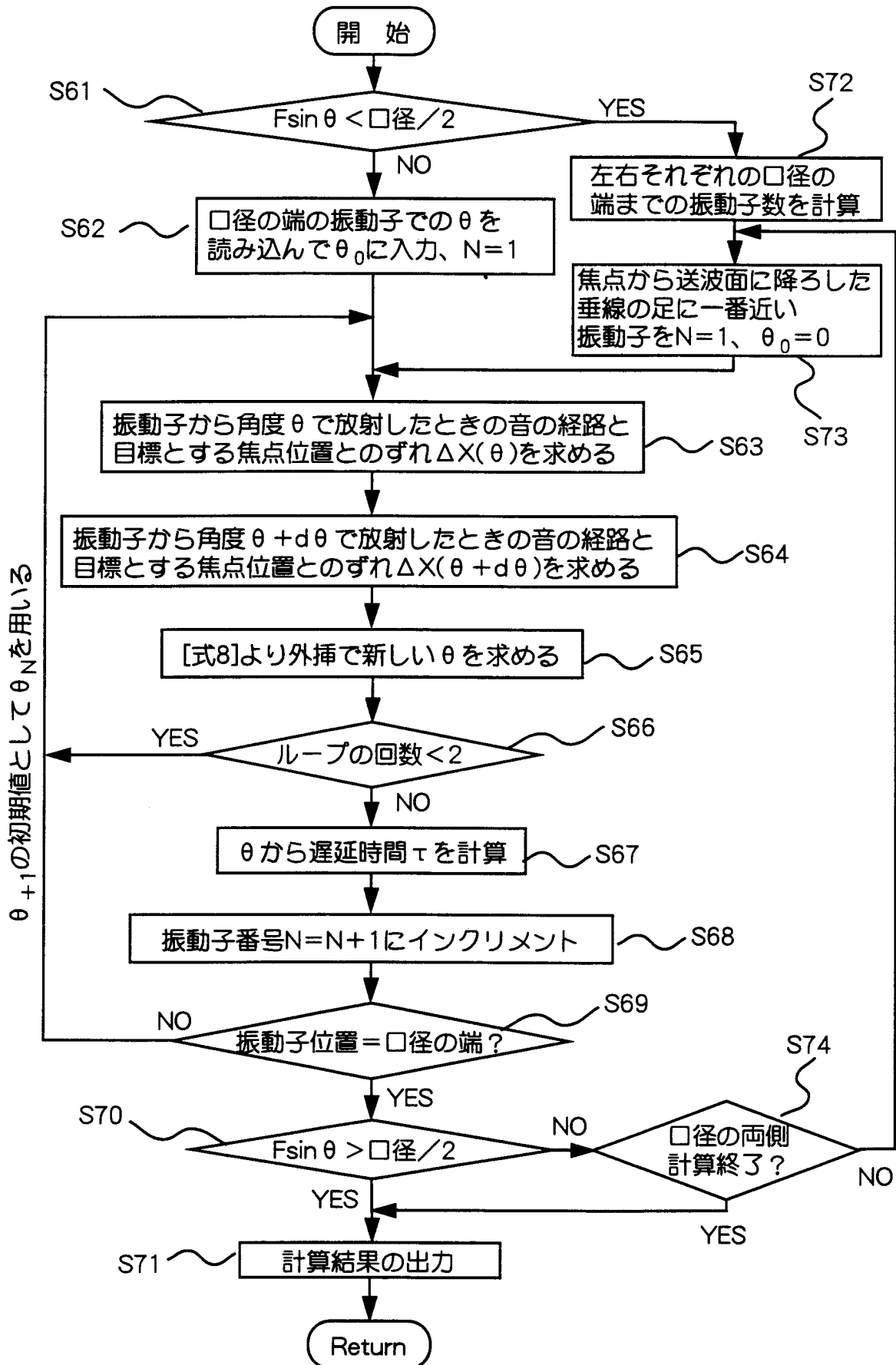


図 15

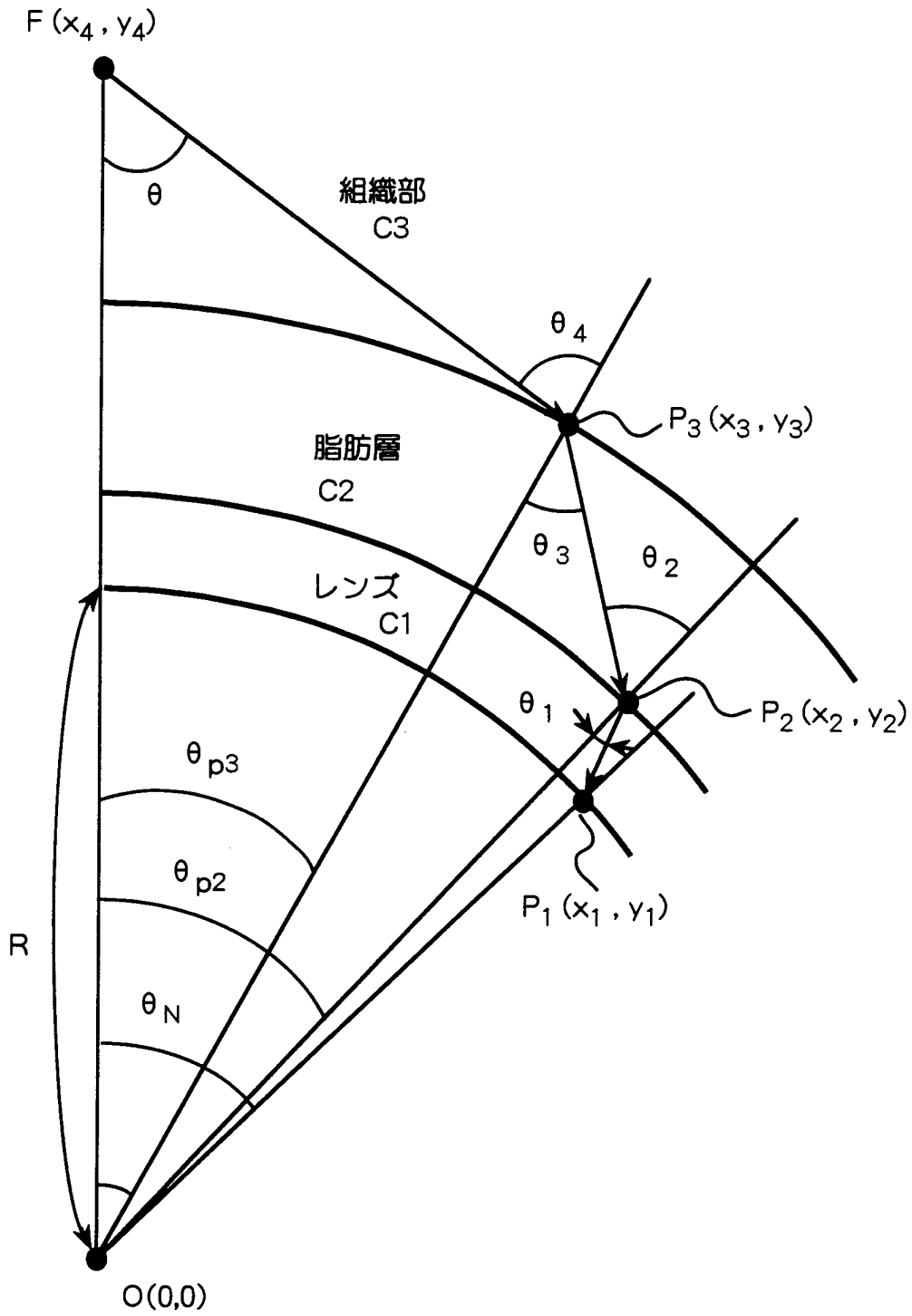


図 16

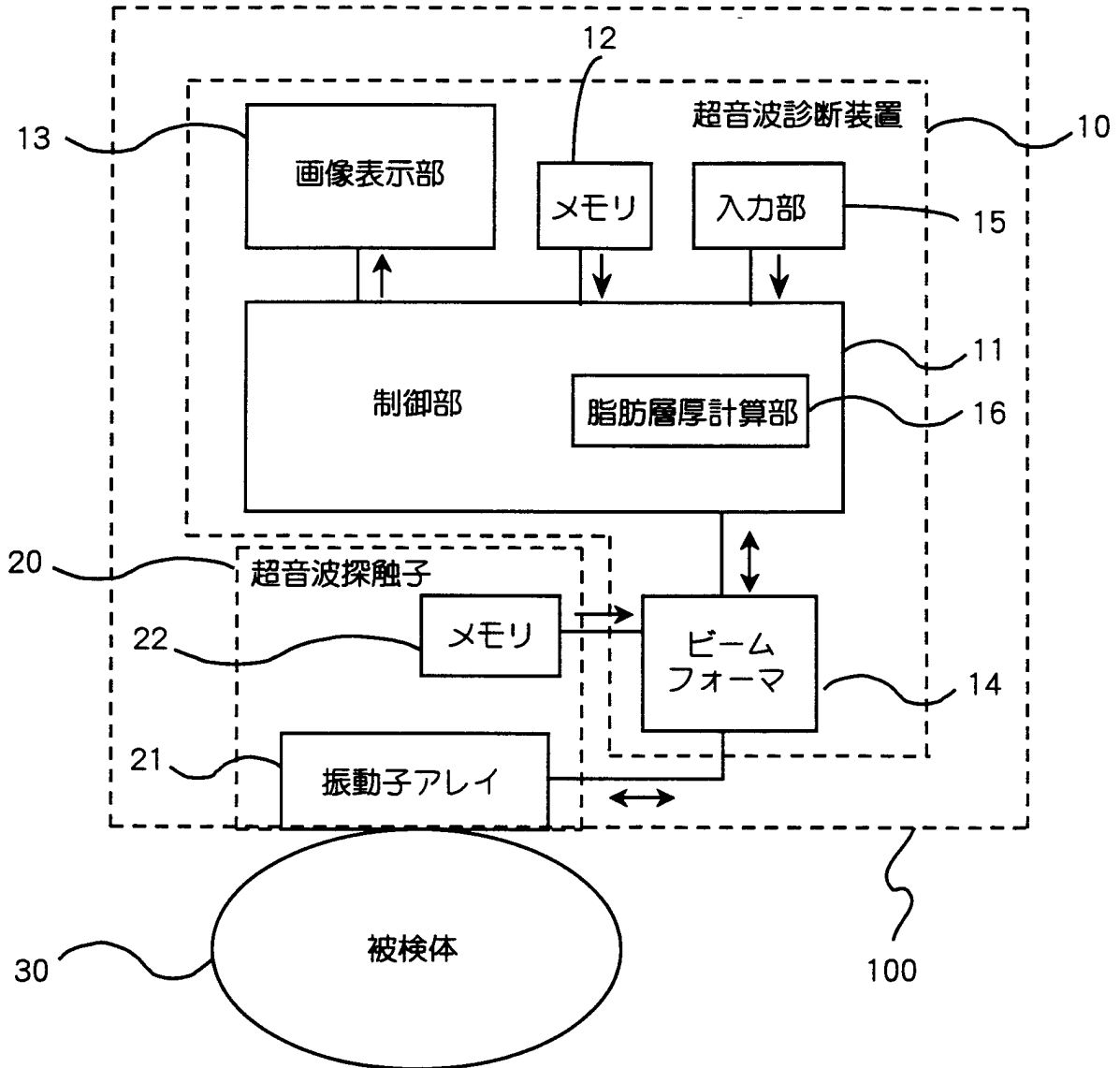


図 17

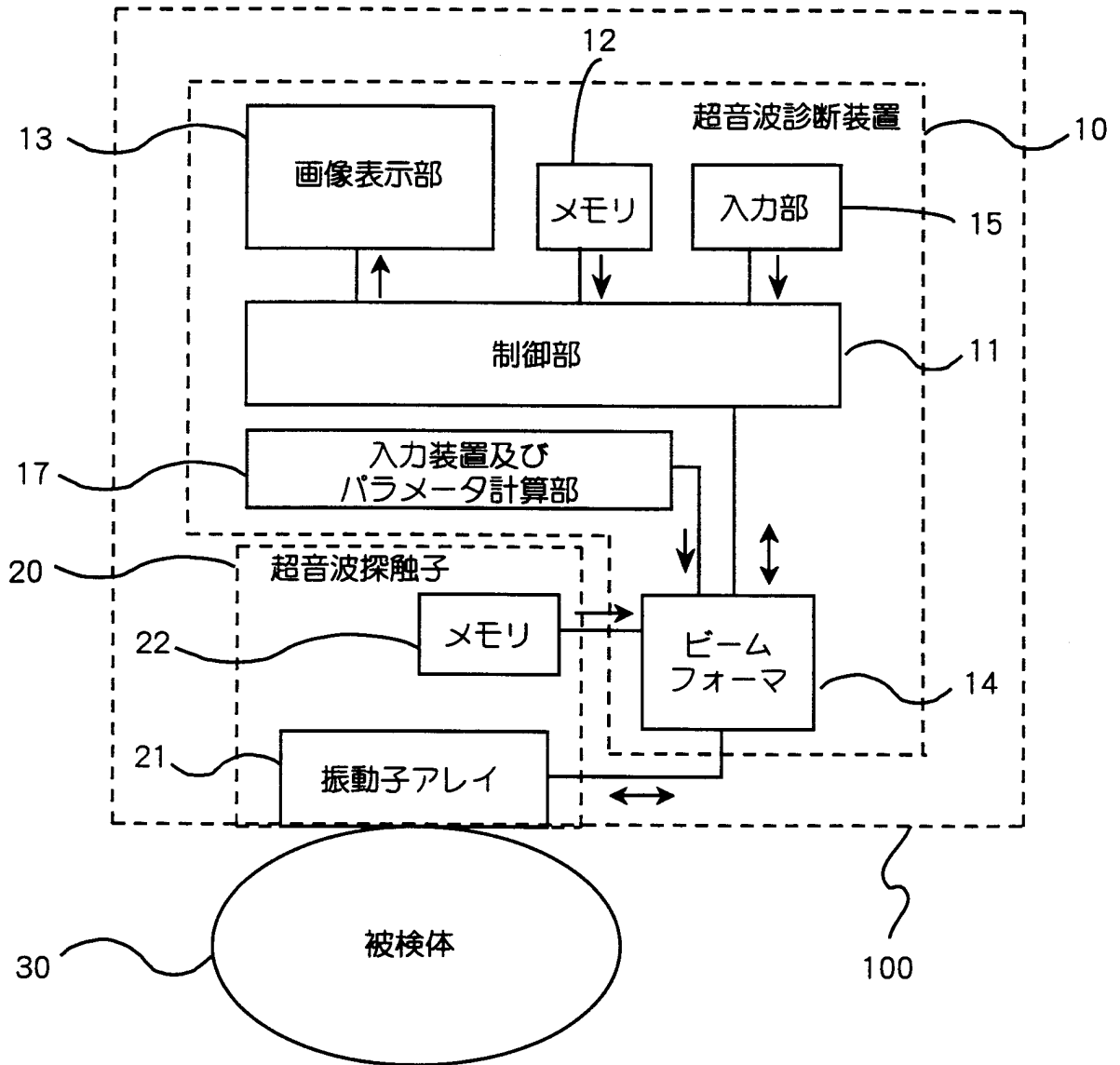


図 18

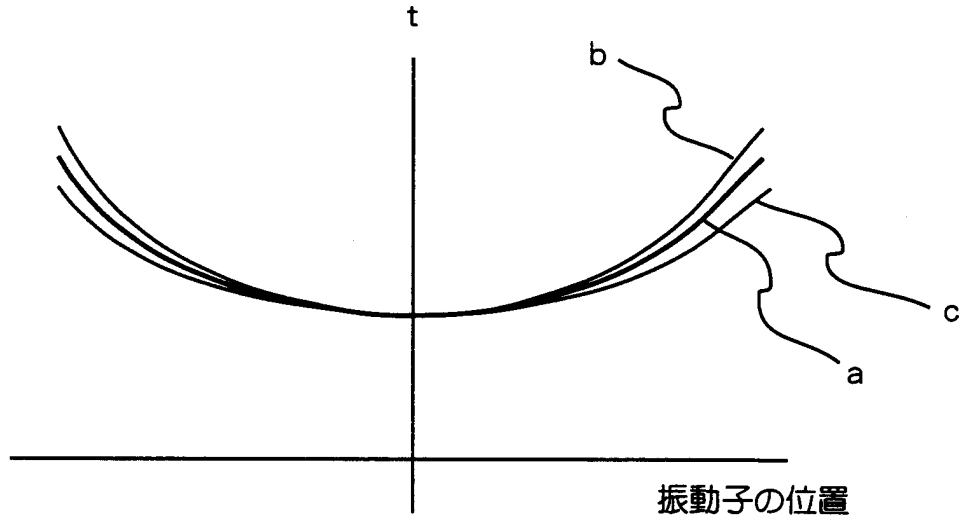
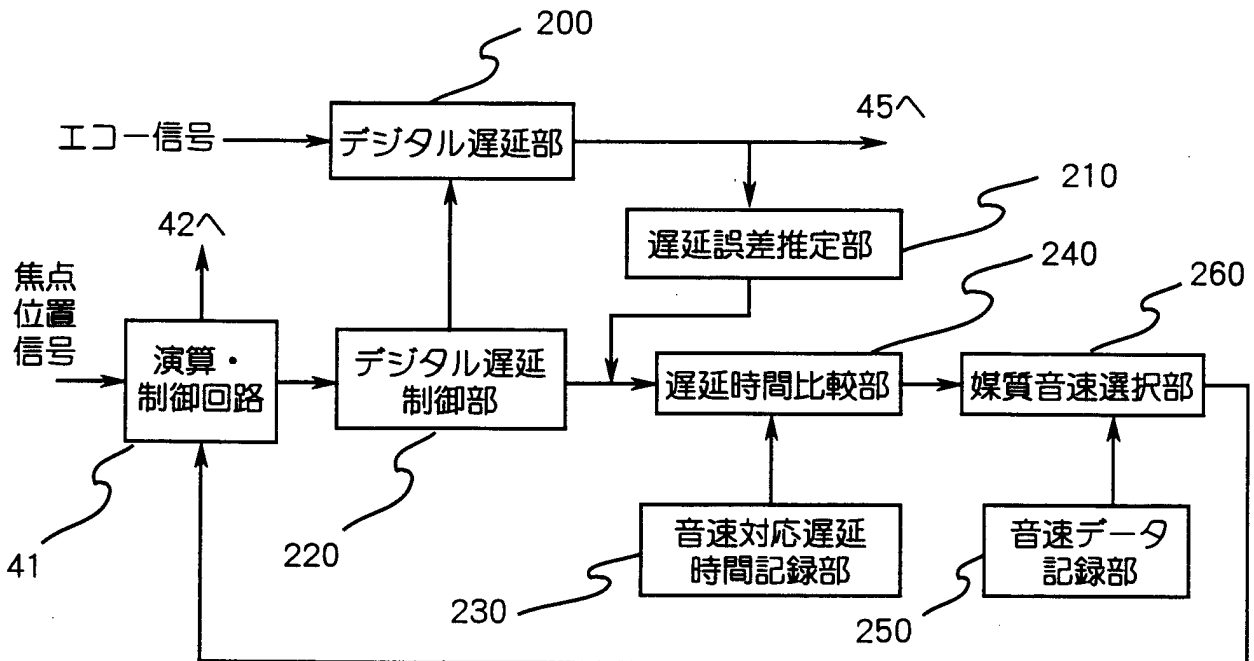
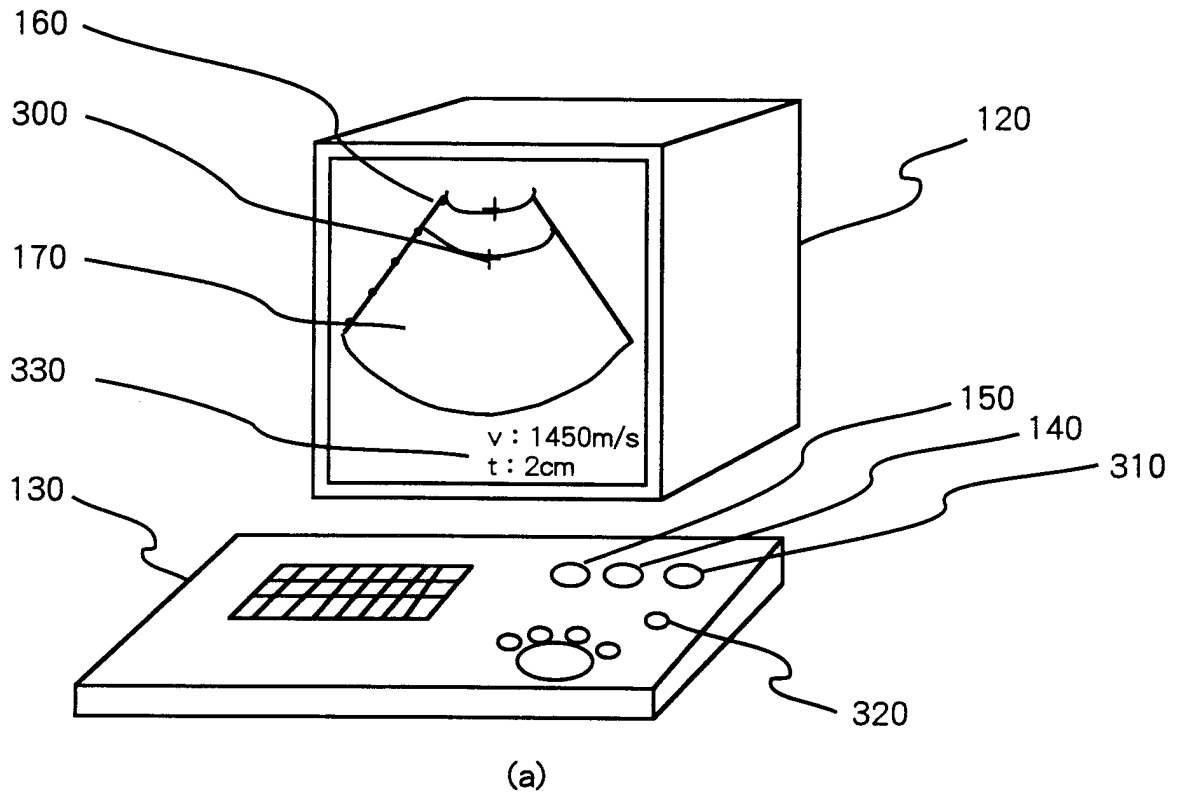


図 20



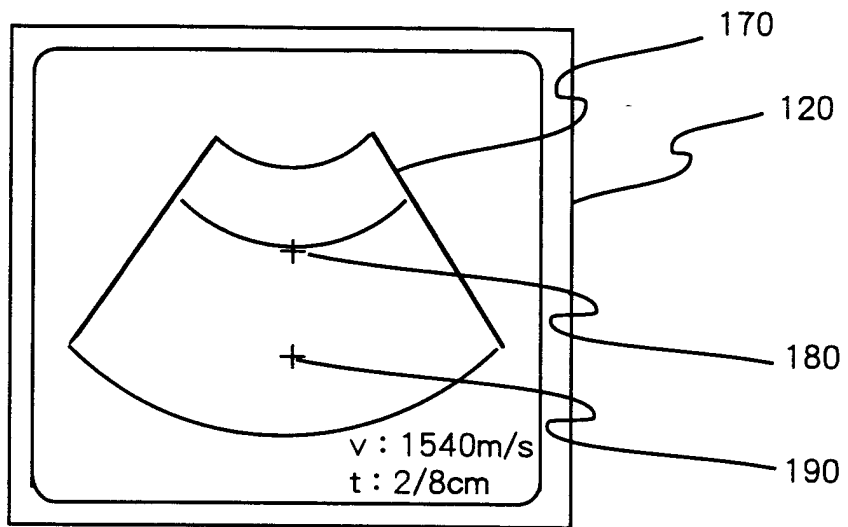
19



$v$ (m/s)	$t$ (cm)
1420	0.5
1450	1
1480	1.5
1510	2
1540	2.5
1570	3
1600	4

(b)

2 1



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP00/07114

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/14

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)  
Int.Cl<sup>7</sup> 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 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2000  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000

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.
X	JP, 9-187456, A (Fujitsu Limited), 22 July, 1997 (22.07.97), Column 3, line 31 to Column 4, line 8 (Family: none)	1-4,6-12
X	JP, 8-308832, A (Toshiba Corporation), 26 November, 1996 (26.11.96), Column 2, line 34 to Column 3, line 1; page 8, line 36 to Column 6, line 11 (Family: none)	1-4,6-12
X	US, 4835689, A (General Electric Company), 30 May, 1989 (30.05.89), Full text; Figs. 1, 2 & JP, 1-135333, A & DE, 3831537, A & NL, 8802340, A	1-4,6-12
A	JP, 5-95946, A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 20 April, 1993 (20.04.93), Full text; Figs. 1 to 5 (Family: none)	1-12

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

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 17 November, 2000 (17.11.00)	Date of mailing of the international search report 28 November, 2000 (28.11.00)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/14

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<sup>7</sup> 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  
日本国公開実用新案公報 1971-2000  
日本国登録実用新案公報 1994-2000  
日本国実用新案登録公報 1996-2000

国際調査で使用した電子データベース (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 請求の範囲の番号
X	JP, 9-187456, A (富士通株式会社) 22. 7月. 1997 (22. 07. 97) 第3欄第31行目~第4欄第8行目 (ファミリーなし)	1-4, 6-12
X	JP, 8-308832, A (株式会社東芝) 26. 11月. 1996 (26. 11. 96) 第2欄第34行目~第3欄第1行目, 第8頁第36行目~第6欄第 11行目 (ファミリーなし)	1-4, 6-12

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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

の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

17. 11. 00

国際調査報告の発送日

28.11.00

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
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



2W 9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

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 請求の範囲の番号
X	US, 4 8 3 5 6 8 9, A (General Electric Company) 30. 5月. 1989 (30. 05. 89) 全文、図1, 2 & JP, 1-135333, A & DE, 3831537, A & NL, 8802340, A	1-4, 6-12
A	JP, 5-95946, A (横河メディカル株式会社) 20. 4月. 1993 (20. 04. 93) 全文、図1-5 (ファミリーなし)	1-12

专利名称(译)	超声波成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2001026555A1</a>	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	JP2001529349	申请日	2000-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	篠村隆一 東隆 梅村晋一郎 三和祐一 神田浩 馬場博隆 林達也		
发明人	篠村 隆一 東 隆 梅村 晋一郎 三和 祐一 神田 浩 馬場 博隆 林 達也		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
优先权	1999294498 1999-10-15 JP		
其他公开文献	JPWO2001026555A5 JP4711583B2		

#### 摘要(译)

本发明针对由于在超声波探头的透镜层与对象的脂肪层和存在于脂肪层内部的活组织之间的界面处发生的超声波的折射而引起的超声波发送/接收的散焦。为了获得良好的超声图像，通过在阵列换能器和设置的焦点位置之间合并超声传播介质对超声波的折射效应，使发送或接收聚焦的延迟时间。公开了一种超声成像设备，其包括：折射校正延迟数据生成装置，用于生成折射校正延迟数据并将其提供给延迟控制装置。