

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

目標フォーカス位置を変化させながら治療用ビームの形成と当該治療用ビームの音圧分布が反映された受信情報の取得とを繰り返し実行することにより、複数の目標フォーカス位置に対応した複数の受信情報を取得する送受信部と、

前記複数の受信情報に基づいて、前記目標フォーカス位置の変化に対する前記音圧分布の変化を表したマップを生成する生成部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 に記載の超音波治療装置において、

前記目標フォーカス位置の変化には少なくとも目標フォーカス深度の変化が含まれ、

前記生成部は、前記複数の受信情報に基づいて、複数の目標フォーカス深度に対応する複数の音圧分布を表す情報として複数のエコー強度分布を生成し、前記複数のエコー強度分布を目標フォーカス深度順で並べることにより前記マップを生成する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波治療装置において、

前記複数の目標フォーカス位置は特定ビーム方向に並んでおり、

前記各目標フォーカス位置に対応した前記各受信情報は少なくとも前記特定ビーム方向から得られる受信ビームデータを含み、

20

前記生成部は、前記特定ビーム方向から得られた、前記複数の目標フォーカス位置に対応した複数の受信ビームデータに基づいて、前記複数のエコー強度分布を生成する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、

前記送受信部は、前記各目標フォーカス位置ごとに、受信ビームアドレスを異ならせながら前記治療用ビームの形成と前記受信情報としての受信ビームデータの取得とを繰り返し実行して複数の受信ビームデータからなる受信ビームデータ列を得ることにより、前記複数の目標フォーカス位置に対応する複数の受信ビームデータ列を取得し、

30

前記生成部は、前記複数の受信ビームデータ列から得られる互いに同じ受信ビームアドレスに対応した複数の受信ビームデータに基づいて当該受信ビームアドレスに対応した前記マップを生成することにより、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップを生成する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、

前記マップ上に現れる治療用ビームのフォーカス変化像の形態を整形するために前記マップに対してフィルタ処理を施す手段を有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

40

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波治療装置において、

前記フィルタ処理はメディアンフィルタ処理である、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、

前記マップ上に現れる強反射体像を除去するために前記マップに対してノイズ除去処理を施す手段を有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 8】

50

請求項 4 に記載の超音波治療装置において、

前記生成部は、前記各受信ビームアドレスごとに、目標フォーカス位置の深度方向の次元と受信ビームデータの深度方向の次元からなる 2 次元の前記マップを生成する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波治療装置において、

前記生成部は、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップのうちの少なくとも 1 つを処理対象とし、処理対象となる各マップに基づいて、受信ビームデータの深度ごとの補正值からなる補正データを生成し、当該マップに対して前記補正データを作用させて当該マップ上に現れる治療用ビームのフォーカス変化像のエコー強度を規格化する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

10

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波治療装置において、

前記マップを構成する複数のエコー強度に基づいて、当該各エコー強度を、治療用ビームの目標フォーカス位置を変化させたことに起因するビーム変化成分と、当該治療用ビームが形成された生体内の散乱体に起因する散乱体成分と、に分離処理する処理部をさらに有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波治療装置において、

前記処理部は、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップのうちの少なくとも 1 つを処理対象とし、処理対象となる各マップを構成する複数のエコー強度の各々を前記ビーム変化成分と前記散乱体成分に分離することにより、当該マップをビーム変化成分マップと散乱体成分マップに分離する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

20

【請求項 12】

請求項 10 または 11 に記載の超音波治療装置において、

前記処理部は、処理対象となる各マップ内において、前記ビーム変化成分が目標フォーカス位置の理想的な移動方向に沿って均一であり、前記散乱体成分が目標フォーカス位置の深度方向に沿って均一であるとみなして、当該マップを構成する各エコー強度を前記ビーム変化成分と前記散乱体成分に分離する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

30

【請求項 13】

請求項 10 から 12 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、

複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップから得られる複数のビーム変化成分マップに基づいて、それら複数のビーム変化成分マップから互いに同じ目標フォーカス位置に対応した複数の受信ビームアドレスのビーム変化成分を集めることにより、それら複数の受信ビームアドレスのビーム変化成分に基づいて当該目標フォーカス位置に対応した治療用ビームのビーム画像を形成する手段を有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

40

【請求項 14】

請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、

前記マップに基づいて、前記複数の目標フォーカス位置に対応した複数の実フォーカス位置を特定する手段を有する、

ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波治療装置において、

前記複数の目標フォーカス位置と前記複数の実フォーカス位置の対応関係を示すフォーカス情報を生成する手段と、

前記フォーカス情報に基づいて、治療計画において指定された治療点ごとに治療時にお

50

ける治療用ビームの送信条件を決定する手段と、
をさらに有する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 16】

請求項 1 から 15 のいずれか 1 項に記載の超音波治療装置において、
前記送受信部は、前記各目標フォーカス位置に対応した治療用ビームの画像化用の受信
ビームデータ列を生成し、
前記治療用ビームは、その目標フォーカス位置において、受信ビームの走査方向である
第 1 方向の第 1 幅と、前記第 1 方向に直交する第 2 方向の幅であって前記第 1 幅よりも小
さな第 2 幅と、を有する、
ことを特徴とする超音波治療装置。

10

【請求項 17】

請求項 16 に記載の超音波治療装置において、
前記治療用ビームの前記第 2 幅は、前記受信ビームの第 2 方向の幅と同等である、
ことを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 18】

請求項 16 または 17 に記載の超音波治療装置において、
前記治療用ビームの形成時における前記第 1 方向の送信開口幅よりも、前記第 2 方向の
送信開口幅を小さくする、
ことを特徴とする超音波治療装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、治療用超音波を送波する超音波治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

強力な超音波を集束させた治療用超音波ビームにより癌や腫瘍などを焼灼して治療する
方法（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）が知られている。HIFUによ
る治療においては、例えば、癌や腫瘍などの治療部位に治療用超音波ビームの焦点（フォ
ーカス）位置を設定した上で治療用超音波ビームを照射する。

30

【0003】

治療用超音波ビームのフォーカス位置は、癌や腫瘍などの治療部位に対して設定され、
治療部位以外の正常な組織などへの影響をできる限り軽減することが望ましい。このため
、治療用超音波ビームのフォーカス位置を確認する技術が提案されている。例えば、特許
文献 1～3 には、画像用超音波プローブにより得られた超音波画像上に、加温用超音波プ
ローブによる超音波のフォーカス点や加温部位の位置を表示する技術が開示されている。

【0004】

なお、非特許文献 1 には、乳癌の治療における HIFU のフォーカスに係る技術が報告
されている。

【0005】

上述のような治療用超音波ビームのフォーカス位置を確認する技術とともに、治療用超
音波ビームのフォーカス位置を適切な位置に設定するための技術も求められている。

40

【0006】

例えば、治療用超音波ビームを送波するための複数の振動子の駆動タイミングの差（遅
延パターン）を変化させることで、治療用超音波ビームのフォーカス位置を変化させるこ
とができる。したがって、遅延パターンに基づいて、治療用超音波ビームの設定フォーカ
ス位置（当該遅延パターンで設定されたときの理想的なフォーカス位置）を算出すること
ができる。

【0007】

しかしながら、上述の設定フォーカス位置と治療用超音波ビームの実際のフォーカス位

50

置である実フォーカス位置との間に誤差が生じる場合がある。超音波は、物質間の音速の違いや音響インピーダンスの差によって屈折や散乱がおきるという特性がある。したがって、治療用超音波ビームは、脂肪、筋肉、臓器、または血管などの生体内の構造に起因して屈折あるいは散乱する。この屈折や散乱は、治療用超音波ビームのフォーカス位置に影響を与える。生体内の構造（特にプローブから治療部位までの構造）は、被治療者毎にあるいは治療部位毎に異なるため、同じ設定フォーカス位置であっても、被治療者あるいは治療部位などによって実フォーカス位置が異なる場合がある。したがって、当該誤差を考慮せずに治療用超音波ビームのフォーカス位置を設定してしまうと、実フォーカス位置が治療者の意図した位置とは異なる位置となってしまう場合が生じる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開昭61-13954号公報

【特許文献2】特開昭61-13955号公報

【特許文献3】特開昭61-13956号公報

【特許文献4】特開平10-216143号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】R. Narumi, et al., "Numerical Estimation of HIFU Focal Error for Breast Cancer Treatment", IEEE超音波シンポジウム 2013 pp. 926-929.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

超音波診断技術を利用して治療用ビームの形態を可視化することが可能である（特許文献4参照）。具体的には、受信ビームアドレスを順次変更しながら、治療用ビームの形成と受信ビームの形成とを繰り返し実行し、これによりビーム走査面に相当する受信ビームデータ列を得て、それを画像化するものである。その技術によれば断層画像上において治療用ビームの二次元音圧分布を観察することができ、つまり組織との関係で送信フォーカス位置を視認することが可能である。

【0011】

しかしながら、生体組織内の各位置において散乱特性は一樣ではない。つまり、生体組織には散乱不均一性が認められる。上記断層画像上に現れた二次元音圧分布にもその散乱不均一性の影響が及んでいる筈である。例えば組織境界や強反射体の影響を受けて二次元音圧分布が見かけ上、崩れたり歪んだりする現象が指摘され得る。そのような二次元音圧分布に基づいて治療用ビームのフォーカス位置を設定するならば、治療点に対して実際のフォーカス位置を正確に設定できないおそれが生じる。散乱不均一性の影響を受けずに又はあまり受けずに治療用ビームの送信条件を的確に定めることが強く要請される。

【0012】

本発明の目的は、超音波治療の信頼性が高められるようにすることにある。あるいは、生体組織の散乱不均一性の影響を除外または軽減できるようにすることにある。あるいは超音波治療装置において、振動子から送波される治療用超音波ビームのフォーカス位置を的確に設定可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的にかなう好適な超音波治療装置は、目標フォーカス位置を変化させながら治療用ビームの形成と当該治療用ビームの音圧分布が反映された受信情報の取得とを繰り返し実行することにより、複数の目標フォーカス位置に対応した複数の受信情報を取得する送受信部と、前記複数の受信情報に基づいて、前記目標フォーカス位置の変化に対する前記音圧分布の変化を表したマップを生成する生成部と、を有することを特徴とする。

【0014】

上記装置における治療用ビームは、治療用超音波の超音波ビームである。治療用超音波の好適な具体例の一つが、例えば、生体内の癌や腫瘍などを焼灼して治療する強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）である。また、目標フォーカス位置は、例えば電子的なビーム制御により治療用ビームを形成するにあたり、制御の目標となるビーム焦点の位置である。

【0015】

ところで、生体内に送波される超音波は、その生体内における散乱体等の影響を受けるため、例えば散乱不均一性の影響を受けるため、生体内に実際に送波される治療用ビームは、制御において意図した目標となるビーム状態（例えばビーム全体の形状やフォーカス位置など）からずれてしまう可能性がある。

10

【0016】

そこで、上記装置は、例えば治療に先だって、目標フォーカス位置を変化させながら治療用ビームの形成と当該治療用ビームの音圧分布が反映された受信情報の取得とを繰り返し実行することにより、複数の目標フォーカス位置に対応した複数の受信情報を取得し、それら複数の受信情報に基づいて、目標フォーカス位置の変化に対する音圧分布の変化を表したマップを生成する。

【0017】

上記装置により生成されるマップは、例えば、生体内に治療用ビームを確認的に実際に送波して得られる受信情報に基づいて形成されることが望ましい。特に、目標フォーカス位置を変化させることにより生じる治療用ビームのビーム状態の変化を反映したマップであることが望ましい。なお、マップを得る際に、つまりビーム状態の確認時において、治療用ビームに対応した治療用超音波は、治療時における特性（周波数、波形、強度、ビーム幅など）と同程度であってもよいし、治療時における特性から変更されてもよい。例えば、治療時におけるビーム状態を模擬できる程度に、治療時の強度に比べて確認時の強度を小さくし、確認時における生体への負担が軽減されてもよい。

20

【0018】

そして、上記装置によれば、例えば、治療前に確認的に治療用ビームを形成することにより得られるマップに基づいて、必要に応じて、治療時における治療用ビームの送信制御などを適宜に調整することができ、延いては、生体内の治療箇所に対してよりの確に治療用超音波を送波すること等が可能になる。

30

【0019】

望ましい具体例において、前記目標フォーカス位置の変化には少なくとも目標フォーカス深度の変化が含まれ、前記生成部は、前記複数の受信情報に基づいて、複数の目標フォーカス深度に対応する複数の音圧分布を表す情報として複数のエコー強度分布を生成し、前記複数のエコー強度分布を目標フォーカス深度順で並べることにより前記マップを生成する、ことを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記複数の目標フォーカス位置は特定ビーム方向に並んでおり、前記各目標フォーカス位置に対応した前記各受信情報は少なくとも前記特定ビーム方向から得られる受信ビームデータを含み、前記生成部は、前記特定ビーム方向から得られた、前記複数の目標フォーカス位置に対応した複数の受信ビームデータに基づいて、前記複数のエコー強度分布を生成する、ことを特徴とする。

40

【0021】

望ましい具体例において、前記送受信部は、前記各目標フォーカス位置ごとに、受信ビームアドレスを異ならせながら前記治療用ビームの形成と前記受信情報としての受信ビームデータの取得とを繰り返し実行して複数の受信ビームデータからなる受信ビームデータ列を得ることにより、前記複数の目標フォーカス位置に対応する複数の受信ビームデータ列を取得し、前記生成部は、前記複数の受信ビームデータ列から得られる互いに同じ受信ビームアドレスに対応した複数の受信ビームデータに基づいて当該受信ビームアドレスに対応した前記マップを生成することにより、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の

50

前記マップを生成する、ことを特徴とする。

【0022】

望ましい具体例において、前記マップ上に現れる治療用ビームのフォーカス変化像の形態を整形するために前記マップに対してフィルタ処理を施す手段を有する、ことを特徴とする。

【0023】

望ましい具体例において、前記フィルタ処理はメディアンフィルタ処理である、ことを特徴とする。

【0024】

望ましい具体例において、前記マップ上に現れる強反射体像を除去するために前記マップに対してノイズ除去処理を施す手段を有する、ことを特徴とする。

10

【0025】

望ましい具体例において、前記生成部は、前記各受信ビームアドレスごとに、目標フォーカス位置の深度方向の次元と受信ビームデータの深度方向の次元からなる2次元の前記マップを生成する、ことを特徴とする。

【0026】

望ましい具体例において、前記生成部は、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップのうちの少なくとも1つを処理対象とし、処理対象となる各マップに基づいて、受信ビームデータの深度ごとの補正值からなる補正データを生成し、当該マップに対して前記補正データを作用させて当該マップ上に現れる治療用ビームのフォーカス変化像のエコー強度を規格化する、ことを特徴とする。

20

【0027】

望ましい具体例において、前記マップを構成する複数のエコー強度に基づいて、当該各エコー強度を、治療用ビームの目標フォーカス位置を変化させたことに起因するビーム変化成分と、当該治療用ビームが形成された生体内の散乱体に起因する散乱体成分と、に分離処理する処理部をさらに有する、ことを特徴とする。

【0028】

望ましい具体例において、前記処理部は、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップのうちの少なくとも1つを処理対象とし、処理対象となる各マップを構成する複数のエコー強度の各々を前記ビーム変化成分と前記散乱体成分に分離することにより、当該マップをビーム変化成分マップと散乱体成分マップに分離する、ことを特徴とする。

30

【0029】

望ましい具体例において、前記処理部は、処理対象となる各マップ内において、前記ビーム変化成分が目標フォーカス位置の理想的な移動方向に沿って均一であり、前記散乱体成分が目標フォーカス位置の深度方向に沿って均一であるとみなして、当該マップを構成する各エコー強度を前記ビーム変化成分と前記散乱体成分に分離することを特徴とする。

【0030】

望ましい具体例において、前記超音波治療装置は、複数の受信ビームアドレスに対応した複数の前記マップから得られる複数のビーム変化成分マップに基づいて、それら複数のビーム変化成分マップから互いに同じ目標フォーカス位置に対応した複数の受信ビームアドレスのビーム変化成分を集めることにより、それら複数の受信ビームアドレスのビーム変化成分に基づいて当該目標フォーカス位置に対応した治療用ビームのビーム画像を形成する手段を有する、ことを特徴とする。

40

【0031】

望ましい具体例において、前記超音波治療装置は、前記マップに基づいて、前記複数の目標フォーカス位置に対応した複数の実フォーカス位置を特定する手段を有する、ことを特徴とする。

【0032】

望ましい具体例において、前記超音波治療装置は、前記複数の目標フォーカス位置と前記複数の実フォーカス位置の対応関係を示すフォーカス情報を生成する手段と、前記フォー

50

ーカス情報に基づいて、治療計画において指定された治療点ごとに治療時における治療用ビームの送信条件を決定する手段と、をさらに有する、ことを特徴とする。

【0033】

望ましい具体例において、前記送受信部は、前記各目標フォーカス位置に対応した治療用ビームの画像化用の受信ビームデータ列を生成し、前記治療用ビームは、その目標フォーカス位置において、受信ビームの走査方向である第1方向の第1幅と、前記第1方向に直交する第2方向の幅であって前記第1幅よりも小さな第2幅と、を有する、ことを特徴とする。

【0034】

望ましい具体例において、前記治療用ビームの前記第2幅は、前記受信ビームの第2方向の幅と同等である、ことを特徴とする。

10

【0035】

望ましい具体例において、前記超音波治療装置は、前記治療用ビームの形成時における前記第1方向の送信開口幅よりも、前記第2方向の送信開口幅を小さくする、ことを特徴とする。

【0036】

また、本発明に係る別の好適な超音波治療装置は、生体内の治療部位に対して超音波ビームを送波し、前記超音波ビームの生体内からの反射エコーを受波する振動子と、前記振動子を駆動して前記超音波ビームを送波させるための送信信号を形成する治療用送信部であって、互いに異なる複数の設定フォーカス位置を目標焦点とする複数の超音波ビームを前記振動子に送波させる送信部と、前記反射エコーに基づいて、前記複数の超音波ビームにそれぞれ対応する複数の受信ビームを形成する受信部と、前記複数の受信ビームに基づいて、前記複数の超音波ビームの実フォーカス位置をそれぞれ特定する実フォーカス位置特定手段と、前記複数の超音波ビームの設定フォーカス位置と実フォーカス位置とを対応づけたフォーカス情報を得るフォーカス情報取得手段と、を備えることを特徴とする。

20

【0037】

上記構成によれば、振動子において、複数の設定フォーカス位置を目標焦点とする複数の超音波ビームが送波され、各超音波ビームの生体内からの反射エコーが取得される。送波される超音波ビームの設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）は、例えば、振動子が有する複数の振動素子の駆動タイミングの差により設定される。受信部が、得られた反射エコーに基づいて受信ビームを形成する。これにより、設定フォーカス位置が異なる複数の超音波ビームそれぞれに対応する受信データが得られることになる。つまり、各超音波ビームごとに、その超音波ビームに対応した受信データが得られる。実フォーカス位置特定手段は、得られた複数の受信ビームに基づいて、各超音波ビームそれぞれについて実フォーカス位置を特定する。つまり、各超音波ビームごとに、その超音波ビームの実フォーカス位置が特定される。実フォーカス位置特定手段は、例えば、生体内の各位置から反射エコーの信号強度を算出し、最も信号強度が大きい位置を実フォーカス位置と特定する。フォーカス情報取得手段は、複数の設定フォーカス位置と、これらにそれぞれ対応づけられた複数の実フォーカス位置とを含むフォーカス情報を得る。つまり、複数の超音波ビームについて、各超音波ビームごとに、その超音波ビームの設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）と実フォーカス位置が対応付けられる。

30

40

【0038】

例えば、本発明に係るフォーカス情報をHIFU治療の実施前に得て、そのフォーカス情報を参照して実際の治療におけるHIFUのビーム、つまり治療時の治療用超音波ビームを制御することにより、例えば各被治療者あるいは各治療部位に応じて、治療用超音波ビームのフォーカス位置を適切に設定することができる。すなわち、上記構成によれば、生体内の構造などに起因して生じる設定フォーカス位置と実フォーカス位置との誤差を低減させ、望ましくは解消させることができる。医師などのユーザは、得られたフォーカス情報に基づいて所望の実フォーカス位置に対応するフォーカス設定を選択することで、所望の実フォーカス位置に治療用超音波ビームのフォーカス位置を設定することができる。

50

【 0 0 3 9 】

望ましくは、前記フォーカス情報に基づいて、前記設定フォーカス位置と前記実フォーカス位置との相関関係を求める相関算出手段、をさらに備える。つまり、任意の実フォーカス位置に対応した設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）を特定できる手段を備えることが望ましい。前記設定フォーカス位置と前記実フォーカス位置との相関関係（例えば、後述する近似関数を介した対応関係）を求めることで、フォーカス情報取得手段が得たフォーカス情報に含まれない実フォーカス位置に対応する設定フォーカス位置を把握することができる。したがって、当該相関関係に基づいて、治療用超音波ビームの実フォーカス位置をより細かく設定することが可能になる。

【 0 0 4 0 】

10

望ましくは、前記実フォーカス位置特定手段は、前記複数の受信ビームに基づいて、前記複数の超音波ビームの反射エコーの強度分布を取得し、前記強度分布に基づいて前記複数の超音波ビームの実フォーカス位置をそれぞれ特定する。例えば、前記実フォーカス位置特定手段は、各超音波ビームに対応した反射エコーの強度分布を複数の超音波ビームについて纏めた総合的な強度分布を得ることにより、その総合的な強度分布に基づいて各超音波ビームの実フォーカス位置を特定する。

【 0 0 4 1 】

望ましくは、前記送信部は、前記設定フォーカス位置が任意の方向に並ぶよう前記設定フォーカス位置を設定する。例えば、互いに異なる複数の設定フォーカス位置が深さ方向に並ぶように設定してもよい。設定フォーカス位置の各間隔は等間隔であってもよいし、不等間隔であってもよい。

20

【 0 0 4 2 】

望ましくは、前記振動子は、複数の振動素子を有し、前記送信部は、複数の前記振動子間における駆動タイミングの差である遅延パターンにより前記設定フォーカス位置を設定する。

【 0 0 4 3 】

望ましくは、前記振動子は、生体内の治療部位に対して超音波ビームを送波する治療用振動子と、前記超音波ビームの生体内からの反射エコーを受波する撮像用振動子を含んで構成される。

【 0 0 4 4 】

30

望ましくは、前記相関算出手段は、前記複数の設定フォーカス位置と複数の前記実フォーカス位置との関係を示すマップを生成し、前記マップに基づいて前記相関関係を求める。つまり、複数の設定フォーカス位置について、各設定フォーカス位置とその設定フォーカス位置に対応した実フォーカス位置との対応関係を示すマップが利用される。また、望ましくは、前記相関算出手段は、前記マップ上において、前記複数の設定フォーカス位置と前記複数の実フォーカス位置との関係を示す近似関数を求める。

【 0 0 4 5 】

望ましくは、前記マップは、設定フォーカス位置軸および深度軸を有する2次元空間に前記反射エコーの信号強度がマッピングされた信号強度マップであり、前記信号強度マップにおいて前記反射エコーの信号強度が比較的高い領域である高信号強度領域の分布が前記設定フォーカス位置軸に略平行となるよう前記信号強度マップを補正するマップ補正手段と、前記補正後の前記信号強度マップにおいて、各深度毎に前記反射エコーの信号強度の平均値を算出する平均値算出手段と、算出された前記平均値に基づいて、前記超音波ビームの空間分布像を画像化する画像化手段と、を備える。

40

【 0 0 4 6 】

望ましくは、前記受信部が形成する受信ビームに基づいて、前記超音波ビームの前記実フォーカス位置を確認するための超音波画像を形成する画像形成部、をさらに備え、前記送信部は、前記振動子の前記実フォーカス位置における受信ビーム幅であって、前記振動子のエレベーション方向の受信ビーム幅に応じて、前記振動子が送波した前記超音波ビームの前記実フォーカス位置におけるビーム幅であって、前記エレベーション方向のビーム

50

幅である送信ビーム幅を制御する。

【 0 0 4 7 】

当該構成は、画像形成部により形成される治療用超音波ビームの実フォーカス位置を確認するための超音波画像の画質を改善させるものである。超音波画像の画質を決定する要素の1つとして、振動子の受信ビーム範囲内において反射エコーの信号強度を振動子のエレベーション方向へ積分した値がある。この値が大きいほど積分値が得られた位置における超音波画像の画質が良いということになる。当該構成によれば、振動子のエレベーション方向の実フォーカス位置における受信ビーム幅に応じて、振動子が送波する超音波ビームのエレベーション方向の実フォーカス位置における送信ビーム幅を制御する。これにより、振動子に与える電気エネルギーの量を一定としつつ、受信ビーム幅内における反射エコーの信号強度の積分値を増加させ、超音波画像の画質を改善させる。

10

【 0 0 4 8 】

望ましくは、前記送信部は、前記送信ビーム幅が前記受信ビーム幅と同等となるように、前記送信ビーム幅を制御する。また、望ましくは、前記送信部は、前記振動子の前記エレベーション方向の送信開口幅を制御することで、前記送信ビーム幅を制御する。

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 4 9 】

本発明により、超音波治療の信頼性が高められる。例えば、本発明の好適な態様によれば、生体組織の散乱不均一性の影響が除外または軽減される。また、本発明の他の好適な態様によれば、超音波治療装置において、振動子から送波される治療用超音波ビームのフォーカス位置を的確に設定することができる。

20

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 5 0 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る超音波治療装置の構成概略図を示す図である。

【 図 2 】 設定フォーカス位置の設定例を示す図である。

【 図 3 】 ビーム画像と受信データマップの具体例を示す図である。

【 図 4 】 受信データマップに対する処理の具体例 1 を説明するための図である。

【 図 5 】 受信データマップに対する処理の具体例 2 を説明するための図である。

【 図 6 】 受信データマップに対する処理の具体例 3 を説明するための図である。

【 図 7 】 第 1 実施形態に係る超音波治療装置の動作例を示すフローチャートである。

30

【 図 8 】 ビーム変化成分と散乱体成分を説明するための図である。

【 図 9 】 ビーム変化成分と散乱体成分を分離する具体例を説明するための図である。

【 図 1 0 】 ビーム画像の再構成に係る具体例を説明するための図である。

【 図 1 1 】 第 2 実施形態に係る超音波治療装置の構成概略図を示す図である。

【 図 1 2 】 プローブの側面断面図および平面図を示す図である。

【 図 1 3 】 治療用振動子の開口制御がされていない場合の治療用超音波ビームの形状を示す図である。

【 図 1 4 】 開口制御が行われていない場合における実フォーカス位置 1 2 2 からの反射エコーの信号強度を示すグラフである。

【 図 1 5 】 治療用振動子の開口制御が行われた場合の治療用超音波ビームの形状を示す図である。

40

【 図 1 6 】 治療用振動子の開口制御が行われた場合における実フォーカス位置 1 2 2 からの反射エコーの信号強度を示すグラフである。

【 図 1 7 】 回転機構により 9 0 度回転させられた撮像用振動子を示す図である。

【 図 1 8 】 図 5 (a) に示す例において実際の実験により得られたデータを示す図である。

【 図 1 9 】 図 1 8 に示されるデータに対して図 6 (b) に示す処理を行った結果を示す図である。

【 図 2 0 】 図 1 9 に示されるデータに対してハイパスフィルタおよびローパスフィルタを加えた結果を示す図である。

50

【図 2 1】大局的なずれによるビーム位置のシフトおよびサイドローブを示すマップの例を示す図である。

【図 2 2】開口制御を行わない場合における、深さ方向の信号強度分布を示す図である。

【図 2 3】短軸の開口制御を行った場合における、深さ方向の信号強度分布を示す図である。

【図 2 4】平均化処理により治療用ビームの形状を制度よく可視化する処理を示すフローチャートである。

【図 2 5】図 2 4 のフローチャートの各ステップの処理結果を示す図である。

【図 2 6】補正処理の内容を表す概念図である。

【図 2 7】設定フォーカス深度の補正を行って平均化処理を行った結果を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0051】

< 第 1 実施形態 >

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波治療装置 10 の構成概略図を示す図である。超音波治療装置 10 は、プローブ 12 を有しており、プローブ 12 は、治療用振動子 12 H と撮像用振動子 12 D を備えている。

【0052】

治療用振動子 12 H は、HIFU 治療に用いる治療用超音波である強力集束超音波を送波する振動子であり、例えば 2 次元的に配列された複数の振動素子を備えている。治療用振動子 12 H は、例えば癌や腫瘍などの治療部位 P に向けて治療用超音波ビーム T B を送波し、その治療部位 P を加熱して治療するために利用される。つまり、治療時に、治療用超音波ビーム T B が治療部位 P に送波されて例えば癌や腫瘍などの治療部位 P を加熱または焼灼する。治療用超音波ビーム T B は、効果的に治療部位 P を加熱するとともに、生体（被治療者）内における治療部位 P 以外の部位への影響を軽減するために、そのフォーカス（焦点）位置が治療部位 P に設定されることが望ましい。

20

【0053】

撮像用振動子 12 D は、1 次元あるいは 2 次元的に配列された複数の振動素子を備えている。撮像用振動子 12 D は、治療用振動子 12 H が生体内に向けて送波した超音波ビームの生体内からの反射エコー（反射波またはエコー）を受波する。あるいは、撮像用振動子 12 D は自ら生体内に向けて超音波を送波し、その反射エコーを受波するようにしてもよい。反射エコーを受波した撮像用振動子 12 D は、音響信号を電気信号に変換して受信信号を後述の撮像用送受信部 16 に対して出力する。

30

【0054】

つまり、撮像用振動子 12 D は、例えば、治療用超音波である HIFU による治療に先だって生体（患者）内における治療部位 P の位置等を確認するために、超音波画像（例えば B モード画像）を形成するための比較的弱い超音波を送受する。撮像用振動子 12 D は例えば公知の一般的な超音波診断装置と同じ程度の強度（エネルギー）の超音波を送受する。また、撮像用振動子 12 D は、例えば HIFU による治療に先だって治療用ビームの状態等を確認するために、試験的に形成される治療用ビームについての画像（ビーム画像）を形成するための超音波を受波する。

40

【0055】

なお、プローブ 12 は、例えば、お椀（どんぶり）状に凹ませた内部の表面を振動子面とする。そして、例えば、お椀状に凹んだ内部の中央に位置する底の部分に撮像用振動子 12 D が設けられ、撮像用振動子 12 D を取り囲むように治療用振動子 12 H が設けられる。但し、プローブ 12 の振動子面の形状は、お椀状に限定されず、例えば治療の用途などに応じた形状とされることが望ましい。また、全ての振動素子またはいくつかの振動素子が、治療用と撮像用の両用途に併用されてもよい。

【0056】

治療用送信部 14 は、治療用振動子 12 H が有する複数の振動素子を駆動させて、治療用振動子 12 H から超音波ビーム（治療用ビーム）を送波させるための送信信号を治療用

50

振動子 1 2 H に送る。送信信号は、例えば治療用振動子 1 2 H が有する複数の振動素子に印加される複数のパルス電圧である。治療用振動子 1 2 H から送波される超音波ビームには、治療部位 P に対する治療用超音波ビームの他に、治療用超音波ビームのフォーカス位置を確認する目的などに利用するための信号強度が治療用超音波ビームに比して弱い超音波ビームが含まれる。

【 0 0 5 7 】

つまり、ビーム状態の確認時において、治療用ビームに対応した治療用超音波は、治療時における特性（周波数、波形、強度、ビーム幅など）と同程度であってもよいが、治療時における特性から変更されることが望ましい。例えば、治療時におけるビーム状態を模擬できる程度に、治療時の強度に比べて確認時の強度を小さくし、確認時における生体への負担が軽減されてもよい。

10

【 0 0 5 8 】

また、治療用送信部 1 4 は、送信信号を制御することで、治療用振動子 1 2 H が送波する治療用超音波ビーム T B のフォーカス位置を設定する。例えば、治療用振動子 1 2 H の複数の振動素子にパルス電圧を加える際、複数の振動素子間において少しずつ印加タイミングを異なるようにする。これにより発生する治療用振動子 1 2 H の複数の振動素子間における駆動タイミングの差（以下「遅延パターン」と記載）により、治療用振動子 1 2 H から送波される超音波ビームのフォーカス位置が設定される。

【 0 0 5 9 】

治療用送信部 1 4 は、例えばビーム状態の確認時に、治療用超音波ビームの実フォーカス位置を検出するために、生体内の複数の位置を設定フォーカス位置とする複数の超音波ビームを治療用振動子 1 2 H に送波させる。当該複数の設定フォーカス位置は、生体の深さ方向に並ぶよう設定されてもよいし、任意の方向に設定されてもよい。設定フォーカス位置については、図 2 を用いて後に詳述する。

20

【 0 0 6 0 】

当該複数の超音波ビーム、つまり確認のために試験的に形成される複数の治療用ビームのフォーカス位置は治療部位 P 以外の位置となる場合もあり得る。したがって、当該複数の超音波ビームの信号強度は、治療時における治療用超音波ビーム T B の信号強度よりも低いものであることが好適である。例えば、当該複数の超音波ビーム（確認時の治療用ビーム）の振幅は、治療用超音波ビーム T B（治療時の治療用ビーム）の振幅よりも小さく設定される。

30

【 0 0 6 1 】

撮像用送受信部 1 6 は、撮像用振動子 1 2 D からの受信信号に対して整相加算処理などを行い、受信ビームデータを形成する。上述のように、治療用振動子 1 2 H からは、異なる複数のフォーカス位置が設定された複数の超音波ビームが送波されているため、撮像用送受信部 1 6 は、当該複数の超音波ビームそれぞれに対応する複数プレーンの受信ビームデータを形成する。各プレーンの受信ビームデータは、各設定フォーカス位置を目標焦点とする超音波ビームに対応するものである。つまり、ビーム状態の確認のために形成される各目標フォーカス位置に対応した治療用ビームについて、その治療用ビームに対応したプレーン（断層面）を構成する複数本の受信ビームデータが形成される。なお、治療用振動子 1 2 H が送波した超音波ビームを治療用振動子 1 2 H が自ら受波するようにしてもよい。この場合は、撮像用送受信部 1 6 は、治療用振動子 1 2 H が受波した受信信号に基づいて受信ビームデータを形成する。

40

【 0 0 6 2 】

また、撮像用送受信部 1 6 は、撮像用振動子 1 2 D が自ら超音波ビームを送波する場合は、撮像用振動子 1 2 D を駆動するための送信信号を撮像用振動子 1 2 D に送る。つまり撮像用送受信部 1 6 は、例えば生体内の B モード画像や三次元画像などを形成するために必要な送受信制御を実現する機能も備えている。

【 0 0 6 3 】

本来、送信ビームが音速不均一により歪が生じる場合は、受信ビームにおいても歪が生

50

じてしまうため、治療用超音波ビームTBのイメージングは困難となる。しかし、本実施形態においては、治療用振動子12Hの口径は、撮像用振動子12Dの口径より、はるかに広い。このため、送信ビームの方が空間的に大きく広がった音速不均一の影響を受けるが、受信の口径は狭いため、前記音速不均一の影響が小さくなる。

【0064】

撮像用送受信部16において形成された受信ビームデータは、画像形成部18に送られる。画像形成部18は、当該受信ビームデータに基づいて例えばBモード画像などの超音波画像を形成し、当該超音波画像は表示部20において表示される。また、画像形成部18は、ビーム状態の確認のために形成される治療用ビームについて、その治療用ビームに対応したプレーン（断層面）を構成する複数本の受信ビームデータに基づいて、その治療用ビームのビーム画像を形成する。

10

【0065】

ROI設定部22は、治療用送信部14から設定フォーカス位置に関する位置情報を受け取り、当該位置情報に基づいて、設定された複数の設定フォーカス位置が全て含まれる範囲に関心領域（ROI）として設定する。本実施形態においては、ROIは深さ方向に関してのみ設定される1次元ROIであるが、方位方向を含めた2次元平面であってもよく、あるいは立体のROIであってもよい。つまり、ROI設定部22は、ビーム状態の確認時において、試験的に形成される複数の治療用ビームに関する複数の設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）を含むように関心領域（ROI）を設定する。例えば、最も浅い目標フォーカス位置から最も深い目標フォーカス位置までの範囲が関心領域（ROI）とされる。ちなみに、確認時における関心領域が、治療時における関心領域（治療の対象領域）とされてもよいし、治療時における関心領域が別途設定されてもよい。

20

【0066】

実測情報生成部200は、ビーム状態の確認のために形成される複数の治療用ビームについての実測情報を生成する。実測情報生成部200は、撮像用送受信部16において形成される受信ビームデータに基づいて、各治療用ビームの実測データを得ることにより、複数の治療用ビームについて、各治療用ビームの目標フォーカス位置とその治療用ビームの実測データとを対応付けた実測情報を生成する。実測情報生成部200は、反射エコー強度算出部24と実フォーカス位置特定部26とマップ生成部28とマップ処理部29を備えている。

30

【0067】

反射エコー強度算出部24は、撮像用送受信部16が形成した複数プレーンの受信ビームデータに基づいて、ROI内の各深度からの反射エコーの信号強度を算出する。具体的には、まず、反射エコー強度算出部24は、撮像用送受信部16が形成した1プレーンの受信ビームデータ群のうち、設定フォーカス位置を通過する受信ビームデータを選択する。そして、選択された受信ビームデータに基づいて、ROI設定部22が設定したROIに含まれる各深度における反射エコーの信号強度を算出する。これらの処理を各プレーンの受信ビームデータについて行う。つまり、反射エコー強度算出部24は、ビーム状態の確認のために得られた受信ビームデータに関する信号強度を算出する。

40

【0068】

なお、より好適に信号強度を算出すべく、反射エコー強度算出部24が参照する受信ビームデータは、送信周波数の高次高調波を利用するために受信フィルタ処理が実施され、包絡線検波処理が実施されたデータであって、対数圧縮（増幅）される前のデータであることが好ましい。

【0069】

実フォーカス位置特定部26は、反射エコー強度算出部24が算出した反射エコーの信号強度に基づいて、各フォーカス設定に対する実フォーカス位置をそれぞれ特定する。つまり、実フォーカス位置特定部26は、目標フォーカス位置を互いに異ならせた複数の治療用ビームについて、各治療用ビームごとに、その治療用ビームの実フォーカス位置を特定する。超音波ビームはそのフォーカス位置において最も信号強度が高くなることから、

50

当該超音波ビームの反射エコーの信号強度もフォーカス位置からの反射エコーの信号強度が最も高くなる。したがって、実フォーカス位置特定部 26 は、反射エコーの信号強度が最も高くなる位置（深度）を実フォーカス位置と特定する。

【0070】

マップ生成部 28 は、治療用送信部 14 が設定した設定フォーカス位置と実フォーカス位置との関係を示すマップを生成する。本実施形態においては、マップ生成部 28 は、横軸が実際の深度、縦軸が設定フォーカス位置の深度である 2 次元空間に反射エコーの信号強度をマッピングする。実フォーカス位置特定部 26 およびマップ生成部 28 の処理については、後にさらに詳述する。

【0071】

入力部 30 は、ボタン、スイッチ、あるいはトラックボールなどを含む操作パネルである。入力部 30 は医師などのユーザに用いられ、設定フォーカス位置の設定などに用いられる。制御部 32 は、超音波治療装置 10 内を全体的に制御するものである。

【0072】

なお、図 1 に示す各構成（符号を付した各部）のうち、治療用送信部 14、撮像用送受信部 16、画像形成部 18、ROI 設定部 22、実測情報生成部 200（反射エコー強度算出部 24、実フォーカス位置特定部 26、マップ生成部 28、マップ処理部 29）の各部は、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPU やプロセッサやメモリなどのハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。表示部 20 の好適な具体例は液晶ディスプレイなどである。制御部 32 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【0073】

図 1 の超音波治療装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波治療装置により実現される具体的な機能等について詳述する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【0074】

図 2 は、設定フォーカス位置の設定例を示す図である。図 2 には、プローブ 12 の側面断面図と、設定フォーカス位置（目標フォーカス位置） $Z_{s1} \sim Z_{sn}$ が示されている。図 2 に示される通り、設定フォーカス位置は複数設定される。つまり、治療前の確認時に、目標フォーカス位置を互いに異ならせた複数の治療用ビームが次々に形成される。図 2 に示す具体例においては、複数の設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）が生体の深さ方向に並ぶよう設定されているが、方位方向も含めた任意の方向でもよい。本実施形態では、設定フォーカス位置は、深度が浅い順に Z_{s1} から Z_{sn} まで N 個設定される。 N は 2 以上の整数であってよいが、実フォーカス位置が検出されたフォーカス設定の個数をより増やすために、あるいは後にフォーカス設定と実フォーカス位置との相関関係を算出する際当該相関関係をより正確に算出するために、できるだけ多くの設定フォーカス位置が設けられるのが好ましい。また、複数の設定フォーカス位置は、等間隔に設定されるのが好ましい。

【0075】

設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）は、例えばユーザにより指定される。複数の設定フォーカス位置を全てユーザが指定するようにしてもよいが、代表的な設定フォーカス位置 Z_{s1} がユーザにより指定されると、そこから所定の間隔において n 個の設定フォーカス位置が自動的に指定されるようにしてもよい。あるいは、所定の深度から所定間隔で n 個の設定フォーカス位置が自動的に指定されるようにしてもよい。

【0076】

本実施形態では、治療用振動子 12H が有する複数の振動素子間の遅延パターンにより設定フォーカス位置が設定される。つまり、複数の振動素子間の遅延パターンを適宜に調

10

20

30

40

50

整する電子的な走査制御により、設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）を互いに異ならせた複数の治療用ビームが形成される。そのため、設定フォーカス位置と遅延パターンは対応関係を有しており、超音波治療装置 10 は当該対応関係をテーブルなどの形で記憶している。つまり、超音波治療装置 10 は、設定フォーカス位置（目標フォーカス位置）とその設定フォーカス位置を実現するための制御データ（遅延パターン等）とを対応付けた、ビーム制御情報を備えている。

【0077】

複数の設定フォーカス位置が設定されると、治療用振動子 12H から各設定フォーカス位置を焦点とした複数の超音波ビーム 40 が送波される。つまり、治療前のビーム状態の確認時において、目標フォーカス位置を互いに異ならせた複数の治療用ビームが次々に形成される。撮像用振動子 12D は、複数の超音波ビーム 40 の生体内からの反射エコーを受波する。つまり、各治療用ビームごとに、その治療用ビームに対応した超音波の反射エコーが得られる。その結果、撮像用送受信部 16 において、各設定フォーカス位置に対応する N プレーン分の受信ビームデータ群が形成される。つまり、N 個の目標フォーカス位置（ $Z_{s1} \sim Z_{sN}$ ）に対応した N 本の治療用ビームについて、各治療用ビームごとに、その治療用ビームに対応したプレーン（断層面）を構成する複数本の受信ビームデータが得られる。そして、各治療用ビームに対応したプレーン（断層面）を構成する複数本の受信ビームデータに基づいて、その治療用ビームのビーム画像が形成される。さらに、反射エコー強度算出部 24 において受信ビームデータ群に基づいて反射エコーの信号強度が算出され、マップ生成部 28 において受信データマップが形成される。

【0078】

図 3 は、ビーム画像と受信データマップの具体例を示す図である。図 3 には、互いに異なる N 個（N は自然数）の目標フォーカス位置に対応した治療用ビームに関する N 枚のビーム画像（HBI）の具体例が図示されている。図 3 に示す具体例において、例えば、HBI（ Z_{s1} ）は、目標フォーカス深さが Z_{s1} である治療用ビーム（図 2 参照）のビーム画像であり、HBI（ Z_{sN} ）は、目標フォーカス深さが Z_{sN} である治療用ビーム（図 2 参照）のビーム画像である。

【0079】

各ビーム画像（HBI）は、複数ライン（ $B1 \sim Be$ ）の受信データ（受信ビームデータ）に基づいて形成される。複数ライン（ $B1 \sim Be$ ）の各々は、例えば 1 本の受信ビームに対応しており、各ラインごとに、ライン深さ方向つまり受信ビームの深さ方向に沿って、受信データ（受信ビームデータ）が得られる。

【0080】

各ビーム画像（HBI）を構成する複数ライン（ $B1 \sim Be$ ）の受信データ（複数ラインの受信データで構成される受信データ列）は、そのビーム画像に対応した治療用ビームを治療用振動子 12H で送波（形成）してから、撮像用振動子 12D で得られる受信信号に基づいている。

【0081】

例えば、HBI（ Z_{s1} ）を構成する複数ライン（ $B1 \sim Be$ ）の受信データは、目標フォーカス深さが Z_{s1} である治療用ビーム（ Z_{s1} ）を送波してから得ることができる。例えば、同じビーム形状（同じフォーカス位置）の治療用ビーム（ Z_{s1} ）が複数回に亘って繰り返し送波される度に、ライン $B1$ 、 $B2$ 、 $\dots$ の順に受信ビームアドレスが変更されつつ受信ビームが形成され、複数ラインの受信データが次々に得られる。なお、治療用ビーム（ Z_{s1} ）を送波する度に、いくつかのラインに対応した受信データが並列的に得られてもよい。さらに、治療用ビーム（ Z_{s1} ）を送波した後に、例えば、撮像用振動子 12D の複数の振動素子、望ましくは全振動素子において得られた超音波の受信信号をメモリ等に記憶しておき、1 度の治療用ビーム（ Z_{s1} ）の送波により、全ライン（ $B1 \sim Be$ ）の受信データを並列的に得るようにしてもよい。

【0082】

他のビーム画像、つまり HBI（ Z_{s2} ）、 $\dots$ 、HBI（ Z_{sN} ）についても、上

述した H B I (Z_{S1}) と同様な処理により形成される。つまり、各ビーム画像に対応した治療用ビームを治療用振動子 1 2 H で送波 (形成) してから、撮像用振動子 1 2 D で得られる受信信号に基づいて、そのビーム画像を構成する複数ライン ($B1 \sim Be$) の受信データを取得することができる。

【 0 0 8 3 】

受信データマップは、複数のビーム画像に対応した複数の受信データに基づいて形成される。

【 0 0 8 4 】

図 3 には、複数の受信データマップの具体例が図示されている。図 3 に示す具体例において、各受信データマップは、N 枚のビーム画像 (H B I) を形成するために利用された N 本の受信データに基づいて形成される。

10

【 0 0 8 5 】

マップ生成部 2 8 は、目標フォーカス深さを互いに異ならせた治療用ビームに対応した N 枚のビーム画像から得られる、互いに同じライン (同じ受信ビームアドレス) に対応した N 本の受信信号に係る受信データを、各受信信号に対応した治療用ビームの目標フォーカス深さに応じた順に配列することにより、目標フォーカス深さの方向とライン深さの方向における受信データの分布を示した 2 次元的な受信データマップを生成する。

【 0 0 8 6 】

例えば、受信データマップ (Bc) は、N 枚のビーム画像から集められるライン Bc に対応した N 本の受信データに基づいて形成される。図 3 の具体例において、ライン Bc は N 本の治療用ビームの目標フォーカスが設定されたラインである。そして、N 本の受信データは、各受信データに対応した治療用ビームの目標フォーカス深さに応じた順に、例えば浅い方から Z_{S1} , Z_{S2} , $\dots$, Z_{SN} の順に配列される。これにより、目標フォーカス深さの次元 (目標フォーカス深さ方向) と、ライン深さの次元 (ライン深さ方向) を備えた 2 次元の受信データマップが生成される。

20

【 0 0 8 7 】

マップ生成部 2 8 は、目標フォーカスが設定されたライン Bc に対応した受信データマップ (Bc) の他に、複数ラインに対応した、例えば全ライン ($B1 \sim Be$) に対応した複数の受信データマップを形成することが望ましい。例えば、受信データマップ ($B1$) は、N 枚のビーム画像から集められるライン $B1$ に対応した N 本の受信データに基づいて形成され、受信データマップ (Be) は、N 枚のビーム画像から集められるライン Be に対応した N 本の受信データに基づいて形成される。

30

【 0 0 8 8 】

なお、マップ生成部 2 8 は、画像形成部 1 8 において形成された複数のビーム画像から受信データを得てもよいし、各ビーム画像に対応した受信データを反射エコー強度算出部 2 4 から得てもよい。

【 0 0 8 9 】

図 1 の超音波治療装置 1 0 は、受信データマップに対して、以下に説明する処理を施して、試験的に形成された各治療用ビームに関する実測情報を得ることができる。そこで、受信データマップに対する、いくつかの具体的な処理について説明する。

40

【 0 0 9 0 】

図 4 は、受信データマップに対する処理の具体例 1 を説明するための図である。図 4 の具体例において、マップ生成部 2 8 は、横軸を実際の深度、縦軸を設定フォーカス位置 (深度) とする 2 次元空間上に、反射エコー強度算出部 2 4 が算出した反射エコーの信号強度をマッピングして信号強度マップ 5 0 を得る。つまり、図 3 の具体例において、N 本の治療用ビームの目標フォーカスが設定されたライン Bc に関する受信データマップ (Bc) が、図 4 の具体例における信号強度マップ 5 0 に相当する。

【 0 0 9 1 】

図 4 の信号強度マップ 5 0 において、横軸の最小値は設定された R O I の最浅位置に対応し、最大値は R O I の最深位置に対応している。図 4 (a) に示す例においては、信号

50

強度バー 5 2 が示す通り、色の濃度によって信号強度の強さを表している。図 4 (a) に示される通り、設定フォーカス深度 (目標フォーカス深さ) が比較的浅い位置に設定された場合は、R O I 内の比較的浅い位置において信号強度が大きくなり、設定フォーカス深度 (目標フォーカス深さ) が比較的深い位置に設定された場合は、R O I 内の比較的深い位置において信号強度が大きくなっている。

【 0 0 9 2 】

設定フォーカス深度 (目標フォーカス深さ) において信号強度が最大となる理想的な状態であれば、設定フォーカス深度 (縦軸) が深くなるにしたがって、設定フォーカス深度に比例して、信号強度が最大となる深度 (横軸) も深くなり、信号強度が最大となる分布は直線状に変化する。

10

【 0 0 9 3 】

ところが、図 4 (a) に示すマップにおいては、生体内に散在する散乱体の影響などにより信号強度分布 5 4、つまり目標フォーカス位置を変化させたことに伴う治療用超音波ビームのフォーカス位置の変化を示す像 (フォーカス変化像) は直線状にはならず、ややいびつな形状となっている。本実施形態では、散乱体の影響などによる設定フォーカス位置と実フォーカス位置との局所的なずれを評価するのではなく、深度が大きくなるにつれて、設定フォーカス位置と実フォーカス位置との差が徐々に大きくなるずれ (以下「大局的なずれ」と記載) を評価するものである。したがって、本実施形態では、大局的なずれがより明確になるよう、マップ生成部 2 8 は、局所的な実フォーカス位置のずれを補正する処理を行う。

20

【 0 0 9 4 】

特に大局的なずれによって、図 2 1 (b) に示すビーム位置のシフト、または図 2 1 (c) に示す大きなサイドローブの出現などを評価することができる。ビームの伝搬経路内の音速不均一が大きいと、経路毎の焦点に到達するまでに生じる位相変化が大きいため、本来の焦点位置では経路間での位相干渉により音圧が低下する。一方、その周囲には干渉の結果、比較的音圧の大きい領域が形成されるので、図 2 1 (c) に示すような複数の大きなサイドローブに分裂することがある (非特許文献 1 参照) 。

【 0 0 9 5 】

本実施形態では、マップ生成部 2 8 は補正処理としてメディアンフィルタ処理を行う。メディアンフィルタ処理は、信号強度マップ 5 0 を格子状の細かいブロックに分け、各ブロックにおける信号強度値を算出する。そして、例えば 3 × 3 ブロックの局所領域に含まれる各ブロックの信号強度値の中央値を当該 3 × 3 ブロックの中央のブロックの信号強度値とする処理である。

30

【 0 0 9 6 】

メディアンフィルタ処理は、エッジを保持しつつノイズを抑制または除去することができるため、信号強度分布 5 4 (フォーカス変化像) の基本形態 (斜め方向に流れる様子) を浮き彫りにでき、後に説明する近似直線 6 2 の導出のための好適な前処理となる。

【 0 0 9 7 】

図 4 (b) には、メディアンフィルタ処理後に得られる補正信号強度マップ 5 6 が示されている。補正信号強度マップ 5 6 においては、メディアンフィルタ処理により局地的な信号強度のばらつきが補正され、信号強度分布 5 8 は楕円に近い形状となっている。なお、図示は省略されているが、マップ生成部 2 8 は、メディアンフィルタ処理の他にも、ノイズを除去するための閾値処理など、他のフィルタ処理を行うようにしてもよい。

40

【 0 0 9 8 】

実フォーカス位置特定部 2 6 は、補正信号強度マップ 5 6 に基づいて、設定フォーカス位置すなわち遅延パターンに対する実フォーカス位置を特定する。具体的には、信号強度分布 5 8 に基づいて、設定フォーカス位置 (遅延パターン) 毎に信号強度が最大となる位置 (深度) を実フォーカス位置 (深度) として特定する。

【 0 0 9 9 】

図 4 (c) に、実フォーカス位置がプロットされる様子が示されている。図 4 (c) の

50

縦軸に示される遅延パターン $1 \cdots n$ は、図 2 における設定フォーカス位置（目標フォーカス位置） $Z_{S1} \cdots Z_{SN}$ に対応するものである。実フォーカス位置特定部 26 は、信号強度分布 58 に基づいて、各遅延パターン $1 \cdots n$ について最も信号強度が大きい点をプロットする。つまり、各遅延パターン $1 \cdots n$ ごとに、その遅延パターンに対応した横軸方向において最も信号強度が大きい点を特定する。プロットされた複数の点 60 の深度 $Z_{R1} \cdots Z_{Rn}$ の値が各遅延パターンに対応する実フォーカス位置である。

【0100】

実フォーカス位置特定部 26 が遅延パターンに対する実フォーカス位置を特定することにより、設定フォーカス位置と実フォーカス位置とが対応付けられたフォーカス情報を得ることができる。ユーザは、このフォーカス情報に基づいて、所望の実フォーカス位置に対応するフォーカス設定を選択することで、治療用超音波ビームの焦点を的確に設定することができる。

10

【0101】

しかし、フォーカス情報には、設定フォーカス位置に対する実フォーカス位置の情報しか含まれていない。つまり、複数の遅延パターン $1 \cdots n$ の各々に対応した離散的な実フォーカス位置しか得られていない。したがって、例えば、遅延パターン 1 に対応する実フォーカス深度が 101 mm であり、遅延パターン 2 に対応する実フォーカス深度が 103 mm であった場合、実フォーカス深度を 102 mm に設定するための遅延パターンは未だ不明である。そこで、マップ生成部 28 は、最小二乗法などを用いて、プロットされた複数の点 60 の近似直線 62 を求める。近似直線 62 によれば、例えば実フォーカス深度 Z_{R1} と Z_{R2} との間の深度を実フォーカス位置に設定したい場合の遅延パターンを推測することが可能になる。

20

【0102】

図 4 (c) に示す例では、近似直線の傾きが -1 に近くなっている。これは、設定フォーカス位置と実フォーカス位置の間に大局的なずれがあまりない例である。設定フォーカス位置と実フォーカス位置との間の大局的なずれが大きい場合、近似直線の傾きが -1/3 あるいは -3 などの値となる。大局的なずれが大きい程、近似直線の傾きは -1 から離れていくことになる。

【0103】

また、上述のように、大局的なずれが大きい場合、傾きだけでなく、近似曲線の位置が平行移動する場合や、近似曲線が 1 本にならない場合なども生じる。後者に関しては、少なくとも治療前のビーム形状の確認により、当初予期したよりサイドローブが大きい場合は、焦点位置を維持したまま振動子の位置を動かし、よりサイドローブの小さいアプローチ経路を探すなどの対応策が考えられる。

30

【0104】

図 5 は、受信データマップに対する処理の具体例 2 を説明するための図である。図 5 に示す例は、ROI 内に骨や臓器表面などの強反射体が存在している場合の例である。ROI 内に強反射体が存在していると、設定フォーカス位置の如何に関わらず常に所定の深度において反射エコーの信号強度が大きくなる。つまり、強反射体が存在する深さにおける信号強度が支配的になる場合がある。強反射体が存在する場合における受信データマップの具体例が図 5 (a) の信号強度マップ 70 である。図 5 (a) に示す通り、信号強度マップ 70 においては、実フォーカス位置近傍であるために信号強度が高くなっている信号強度分布 72 の他に、ほぼ全ての設定フォーカス深度に対して一定の深度を保っている信号強度分布 74 が存在している。

40

【0105】

図 5 の例においても、図 4 と同様に、メディアンフィルタ処理が行われ補正信号強度マップ 76 が生成された後に、各遅延パターン $1 \cdots n$ について最も信号強度が大きい点 82 がプロットされる。しかし、メディアンフィルタ処理を施しても強反射体の影響は除去できず、補正信号強度マップ 76 においても強反射体の影響による信号強度分布 80 が存在している。したがって、各遅延パターンについて最も信号強度が大きい点をプロットす

50

ると、信号強度分布 80 に対応する点群 84 がプロットされてしまう。そこで、実フォーカス位置特定部 20 は、強反射体の影響による点群 84 を除去する処理を行う。

【0106】

強反射体の影響がない場合は、信号強度が最大となる深度は、設定フォーカス深度に応じて変化する。一方、強反射体の影響により信号強度が高くなっている部分は、図 5 (a) あるいは (b) に示される通り、設定フォーカス深度が変わっても、その深度はほぼ同じとなっている。したがって、実フォーカス位置特定部 20 は、複数の設定フォーカス深度に亘って信号強度が最大となる深度が所定範囲内となる点群を除去した上で、設定フォーカス位置に対応する実フォーカス位置を特定する。これにより、点群 84 は除去され、強反射体の影響を除去した上で実フォーカス位置の特定および近似直線の算出を行うことができる。

10

【0107】

なお、後に詳述するマップ処理部 29 における処理により強反射体の影響が除去又は軽減されてもよい。つまり、マップ処理部 29 により、受信データマップをビーム変化成分と散乱体成分に分離することができるため、受信データマップから散乱体成分を除去することにより、例えば強反射体の影響が除去又は軽減される。

【0108】

図 6 は、受信データマップに対する処理の具体例 3 を説明するための図である。図 6 は、マップ生成部 28 がメディアンフィルタ処理を行う前に行う、散乱補正処理の様子を示す図である。図 6 (a) の信号強度マップ 50 は、図 4 (a) と同一のマップである。超音波ビームは、生体内において反射や散乱などの影響によりその信号強度が低下し、深度が大きい位置からの反射エコーほど信号強度が小さくなる。図 6 (a) に示される信号強度分布 54 においても、深度が大きい位置からの信号強度が小さくなっている。そこで、マップ生成部 28 は、生体内における反射や散乱などの影響による信号強度の低下を補正する散乱補正を行う。これにより、実フォーカス位置の検出精度を向上させる。

20

【0109】

図 6 (b) に示すとおり、マップ生成部 28 は、信号強度分布 54 に対して、設定フォーカス位置の軸方向に信号強度の最大値、すなわち各深度における信号強度の最大値を取り、各深度における信号強度最大値の集合データである補正用データ 90 を取得する。そして、深度毎に信号強度分布 54 を補正用データ 90 で除算する。当該処理により、図 6 (c) に示すとおり、散乱補正後の信号強度分布 92 が得られる。以後、上述した通りメディアンフィルタ処理以下の処理を行う。

30

【0110】

さらに、各深度における信号強度の最大値を取る理由を説明する。もし点応答関数の幅が点散乱体の代表的な間隔より十分に狭ければ、図 6 (a) の対角線上のデータをもって規格化を行えばよい。しかし実際には、点応答関数の幅が点散乱体の代表的な間隔より十分に狭くはないので、フォーカスの移動に伴い、散乱体からのエコー同士の干渉の仕方が変化するため、対角線上の値は輝度に変動してしまう。この効果に対してロバストに結果を得るために、各深度における信号強度の最大値を取り、補正用データとしている。

【0111】

ここで、より具体的に点群 84 を除去する方法および実施した結果の例を図 5、図 6、および図 18 ~ 20 を用いて説明する。図 18 (a) は図 5 (a) に相当する実際の実験により得られたデータである。A、B、C の 3 箇所の深さにおいて、設定フォーカス深度毎の輝度の変化が図 18 (b) に示されている。深さの変化に応じて輝度が最大となる設定フォーカス深度が変化している様子が分かるが、位置 C においては、点群 84 に対応するノイズが強く表れていることが確認できる。

【0112】

一方、図 19 は図 18 に対して図 6 (b) の処理を行った結果である。図 19 (a) および (b) においては、元々強い散乱体が存在するために存在する点群 84 に対応するノイズに加え、規格化において、分母が小さかったことによって生じるノイズも加わってい

40

50

ることが確認できる。しかし、点群 84 に対応するノイズや、規格化によって生じたノイズは設定フォーカス深度の変化に対する輝度の変化が小さく、本来の集束ビームは、設定フォーカス深度の変化に対して輝度の変化が大きい。このことは、設定フォーカス深度の方向に周波数を考えると、前者は低周波、後者は高周波と分類することができる。

【0113】

図 20 (a) および (b) は、前記相違点に着目して、一旦ハイパスフィルタを加え、その後ローパスフィルタを加えた結果であり、図 18 や図 19 で顕著であったノイズが大きく低減していることが確認できる。もちろん、このハイパスフィルタとローパスフィルタの組み合わせは、1 回のバンドパスフィルタによって実現することも可能である。

【0114】

次に、図 18 ~ 図 20 を用いて説明した、散乱体によるノイズの除去後の治療用ビームの可視化方法の一例を図 24 ~ 図 26 を用いて説明する。これまでの説明では、治療用ビームの設定フォーカス深度を移動しても動かない固定散乱体に起因するノイズを除去する方法に関する説明を行った。しかし、除去した後のビームを反映したデータにも、散乱体からの干渉信号が重畳され、ある設定フォーカス深度のデータ単一では治療用ビーム形状が必ずしも反映された信号強度分布とはなっていない場合が多々ある。これに関して、多様な設定フォーカス深度データを保持しているので、これらの平均化を用いて、治療用ビームの形状を精度よく可視化する。

【0115】

単純に二次元フィルタを用いて平均化を行うと、取得した信号強度分布がボケてしまう。これは、図 4 などに示されるように、設定フォーカス深度と深さ方向の二次元面上で、信号強度分布が斜めに走行しているためである。

【0116】

本実施形態では、上記ボケを抑制するために、図 24 のフローチャートに示される処理を行う。特に、図 24 に示される各ステップのうち、ステップ S104 の処理を行うことにより、平均化によるボケを抑制しつつ、平均化のメリットのみを強調することが可能となる。

【0117】

図 25 は、図 24 のフローチャートの各ステップの処理結果を示す図である。図 25 中に記載されたステップ番号は図 24 のフローチャートの各ステップ番号に対応するものである。以下、図 24 および図 25 を参照して図 24 の各ステップの処理を説明する。

【0118】

ステップ S100 において、信号処理の対象ラインが設定される。信号処理の対象ラインが設定されると、設定された対象ラインにおける反射エコーの信号強度がマッピングされる。マッピングにより生成された信号強度マップ 160 が図 25 (b) に示されている。これは、図 4 (a) に示されるマップと同様のマップである (ただし図 25 (b) においては横軸が設定フォーカス深度となっている)。したがって、図 25 (b) に示される信号強度分布 54 は、信号強度マップ 160 において比較的信号強度が高い領域を示している。

【0119】

ステップ S102 において、上述のメディアンフィルタ処理などを行い、ノイズ成分を除去する。ステップ S102 における処理後の信号強度マップ 162 が図 25 (c) に示されている。これは、図 4 (b) に示されるマップと同様のマップである (ただし図 25 (c) においても横軸が設定フォーカス深度となっている)。

【0120】

ステップ S104 において、マップ生成部 28 は、信号強度マップ 162 において、設定フォーカス深度の補正処理を行う。当該処理により、図 25 (c) においては約 45 度の角度で斜めに走行していた信号強度分布 58 が設定フォーカス深度方向と略平行になるように補正される。補正後の信号強度マップ 164 は図 25 (d) に示されている。

【0121】

10

20

30

40

50

図 2 6 は、当該補正処理の内容を表す概念図である。マップ生成部 2 8 は、信号強度マップ 1 6 2 において所定面積を有する切り出しエリア 1 7 0 を複数設定する。図 2 6 (a) に示されるように、複数の切り出しエリア 1 7 0 は設定フォーカス深度方向に並ぶよう設けられる。各切り出しエリア 1 7 0 の深度方向の位置は信号強度分布 5 8 に沿うように少しずつずらされている。マップ生成部 2 8 は、信号強度分布 5 8 の近似関数（本実施形態では近似直線）を求め、当該近似直線の傾きに基づいて各切り出しエリア 1 7 0 の位置をずらしていくことで、各切り出しエリア 1 7 0 が信号強度分布 5 8 に沿うように設けられる。

【 0 1 2 2 】

図 2 6 (b) には、補正後の信号強度マップ 1 6 4 が示されている。マップ生成部 2 8 は、設定された切り出しエリア 1 7 0 において信号強度データの切り出しを行い、切り出されたデータを同一の深度において整列させる。そうすると、図 2 6 (b) に示すように、比較的信号強度が高い領域である信号強度分布 1 6 0 が設定フォーカス深度軸と略平行となる。なお、図 2 6 においては、信号強度分布 5 8 に沿った部分のみ切り出しエリア 1 7 0 が示されているが、信号強度マップ 1 6 2 の他の部分においても同様に補正処理が行われる。

10

【 0 1 2 3 】

図 2 4 および図 2 5 に戻り、ステップ S 1 0 6 において、各深さにおいて信号強度が積算され、図 2 5 (e) に示すような平均信号強度グラフが得られる。図 2 5 (e) に示される通り、ステップ S 1 0 4 の設定フォーカス深度の補正処理により、実フォーカス位置近傍であるために信号強度が高くなっている部分がより強調される。これにより、実フォーカス位置近傍でないのに信号強度が高くなっている部分、すなわちノイズ成分を容易に除去することが可能になる。

20

【 0 1 2 4 】

ステップ S 1 0 8 において全ラインについて上記一連の処理が完了したか否かを判断し、終了していない場合はステップ S 1 1 0 で信号処理の対象ラインが変更され、再度ステップ S 1 0 0 ~ S 1 0 6 までの処理が行われる。

【 0 1 2 5 】

上述の順序で処理を行わないと、深さ方向の信号強度分布が異なるもの同士の平均化により、信号強度分布がボケてしまう。本手法ではその影響が少なく、より多くのデータを用いた平均化が可能となり、その効果が大きくなる。

30

【 0 1 2 6 】

図 2 7 は、設定フォーカス深度の補正を行って平均化処理を行った結果を示す図である。図 2 7 (a 1) は、図 4 (b) や図 1 8 (a) に相当するデータに対して、設定フォーカス深度の補正を行って平均化処理を行った後の信号強度分布を示したものである。また、図 2 7 (a 2) には、図 2 7 (a 1) における各深さにおける平均信号強度を示すグラフが示されている。図 2 7 (b 1) は、図 6 の (c) や図 1 9 (a) に相当するデータに対して、設定フォーカス深度調整を行って平均化処理を行った後の信号強度分布を示したものである。また、図 2 7 (b 2) には、図 2 7 (b 1) における各深さにおける平均信号強度を示すグラフが示されている。最後に図 2 7 (c 1) は、図 2 0 (a) に相当する、ハイパスフィルタで散乱体を除去したデータに対して、設定フォーカス深度の補正を行って平均化処理を行った後の信号強度分布を示したものである。また、図 2 7 (c 2) には、図 2 7 (c 1) における各深さにおける平均信号強度を示すグラフが示されている。

40

【 0 1 2 7 】

図 2 7 に示される結果により、信号強度分布上における、散乱体の影響によって信号強度が大きくなる部分や、散乱体との干渉により信号強度が小さくなる部分などのリップルが低減された、単峰性のピーム強度分布が描出されていることが確認できる。この処理をラインごとに行うことにより、治療用ビームの可視化が可能となる。

【 0 1 2 8 】

図 7 は、第 1 実施形態に係る超音波治療装置の動作例を示すフローチャートである。図

50

1を参照しながら図7を説明する。

【0129】

ステップS10において、治療用送信部14は、設定された複数の送信フォーカス位置 $Z_{s1} \cdots Z_{sn}$ を焦点とする複数の超音波ビームを治療用振動子12Hに順次送波させる。また、その送波ごとに、撮像用振動子12Dは、生体内からの反射エコー（反射波またはエコー）を受波する。

【0130】

ステップS12において、撮像用送受信部16は、撮像用振動子12Dが受波した反射エコーに基づいて、送信フォーカス位置 $Z_{s1} \cdots Z_{sn}$ を焦点とする複数の超音波ビームに対応するn平面的受信ビームデータを形成する。

10

【0131】

例えば、図3を利用して説明したように、各送信フォーカス位置（各目標フォーカス位置）ごとに、その送信フォーカス位置に対応した超音波ビーム（治療用ビーム）を繰り返し形成しつつ複数の受信ビームデータを次々に得ることにより、各送信フォーカス位置に対応した超音波ビーム（治療用ビーム）ごとに、その超音波ビームのビーム画像を形成するために必要な1平面的複数の受信ビームデータ（受信ビームデータ列）が形成される。これをn個の送信フォーカス位置について実行することにより、n個の送信フォーカス位置に対応したn平面的受信ビームデータ列が得られる。

【0132】

ステップS14において、ROI設定部22は、治療用送信部14からの設定フォーカス位置に関する情報に基づいて、設定フォーカス位置 $Z_{s1} \cdots Z_{sn}$ を含むように深度方向における1次元ROIを設定する。

20

【0133】

ステップS16において、反射エコー強度算出部24は、撮像用送受信部16が形成した受信ビームデータに基づいて、送信フォーカス位置 $Z_{s1} \cdots Z_{sn}$ を焦点とする各超音波ビームのROI内の各位置からの反射エコーの信号強度を算出する。

【0134】

ステップS18において、マップ生成部28は、算出された反射エコーの信号強度に基づいて、横軸が実際の深度、縦軸が設定フォーカス深度（すなわち遅延パターン）である2次元平面において反射エコーの信号強度のマッピングを行い、信号強度分布を含む信号強度マップを得る。

30

【0135】

ステップS20において、マップ生成部28は、散乱体の影響などを除去するためのメディアンフィルタ処理、あるいはノイズ除去のための閾値処理を行う。もちろん、メディアンフィルタ処理とノイズ除去のための処理の両方が実行されてもよい。

【0136】

ステップS22において、実フォーカス位置特定部26は、フィルタ処理された信号強度分布に基づいて、各設定フォーカス位置に対して反射エコーの信号強度が最大となる点を信号強度マップ上にプロットする。さらに、マップ生成部28は、プロットされた点の近似直線を算出する。

40

【0137】

ステップS24において、実フォーカス位置特定部は、信号強度マップ上にプロットされた点あるいはマップ生成部28により算出された近似直線に基づいて、設定フォーカス位置に対応する実フォーカス位置を特定する。

【0138】

次に、マップ処理部29における処理について説明する。マップ処理部29は、受信データマップを解析し、受信データマップをビーム変化成分と散乱体成分に分離する。

【0139】

図8は、ビーム変化成分と散乱体成分を説明するための図である。実測情報生成部200内のマップ処理部29は、複数の受信データマップ（図3参照）について、各受信デー

50

タマップごとにその受信データマップから、ビーム変化成分と散乱体成分を導出する。

【 0 1 4 0 】

図 8 には、複数の受信データマップのうち、目標フォーカスが設定されたライン B c に対応した受信データマップ (B c) が図示されており、受信データマップ (B c) がビーム変化成分と散乱体成分に分離される。

【 0 1 4 1 】

ビーム変化成分は、複数の治療用ビームの目標フォーカス深さを互いに異ならせたことに起因する変化成分である。例えば、目標フォーカス深さを浅い方から Z_{s1} , Z_{s2} , $\dots$, Z_{sN} の順に等間隔に変化 (移動) させ、目標フォーカス深さ方向の範囲とライン深さ方向の範囲を共に $Z_{s1} \sim Z_{sN}$ として 2 次元の受信データマップ (B c) を形成すると、2 次元の受信データマップ (B c) 内において、目標フォーカスに対応した位置 (座標) は、対角方向に沿って移動 (変化) する。そのため、ビーム変化成分は、例えば図 8 に示す具体例のように、対角方向 (走査ビームの移動方向) に平行な成分となる。

【 0 1 4 2 】

一方、散乱体成分は、複数の治療用ビームが形成された生体内の散乱体に起因する成分であり、複数の治療用ビームが形成された生体内における散乱体の位置 (深さ) に依存する。2 次元の受信データマップ (B c) は、互いに同じライン B c に対応した N 本の受信データに基づいて形成される (図 3 参照)。そのため、例えば、生体内の或る深さに散乱体があると、2 次元の受信データマップ (B c) 内において、その散乱体は、N 本の受信データ内の互いに同じ深さに現れる。したがって、散乱体成分は、例えば図 8 に示す具体例のように、目標フォーカス深さ方向に平行な成分となる。

【 0 1 4 3 】

そこで、マップ処理部 2 9 は、以下に説明する処理により、2 次元の受信データマップをビーム変化成分と散乱体成分に分離する。

【 0 1 4 4 】

図 9 は、ビーム変化成分と散乱体成分を分離する具体例を説明するための図である。図 9 に示す具体例において、受信データマップ (B c) は、データ総数 ($N \times M$) 個の受信データで構成される。N (自然数) は、目標フォーカス深さ方向におけるデータのサンプル数であり、互いに異なる目標フォーカス深さの個数 N に対応している。また、M (自然数) は、各ラインの受信データに係るデータの個数、つまりライン深さ方向におけるデータのサンプル数である。($N \times M$) の 2 次元の受信データマップにおいては、N と M は等しくなくてもよいが、 $N = M$ (正方行列) が好適である。

【 0 1 4 5 】

受信データマップ (B c) を構成する各データ (エコー強度) を $E(i, j)$ とすると受信データマップ (B c) は、次式の行列 E で表現される。

【 0 1 4 6 】

【 数 1 】

$$E = \begin{bmatrix} E_{(1,1)} & E_{(1,2)} & \cdots & E_{(1,M)} \\ E_{(2,1)} & E_{(2,2)} & \cdots & E_{(2,M)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ E_{(N,1)} & E_{(N,2)} & \cdots & E_{(N,M)} \end{bmatrix}$$

エコー強度 : $E_{(i,j)} \{i=1,2,\dots,N\} \{j=1,2,\dots,M\}$ ($N \times M$) 個

【 0 1 4 7 】

また、マップ処理部 2 9 は、受信データマップ (B C) を構成する各データ、つまりエコー強度 $E(i, j)$ が、ビーム変化成分を構成する各変数 $I(i, j)$ と散乱体成分を

構成する各変数 $S(i, j)$ の積、つまり次式により得られると定義する。

【 0 1 4 8 】

【 数 2 】

$$E_{(i,j)} = S_{(i,j)} * I_{(i,j)}$$

【 0 1 4 9 】

そして、マップ処理部 29 は、2次元の受信データマップ (BC) 内において、ビーム変化成分が目標フォーカスの移動方向、つまり対角方向に沿って均一であり、散乱体成分が複数ラインに亘って互いに同じライン深さにおいて均一であるとみなして、受信データマップ (BC) をビーム変化成分と散乱体成分に分離する。

10

【 0 1 5 0 】

例えば、図 9 に示す具体例において、つまり、受信データマップ (Bc) がデータ総数 $(N \times M)$ 個の受信データ (エコー強度のデータ) で構成される場合において、ビーム変化成分は、対角方向に平行な $(N + M - 1)$ 個の変数で定義され、例えば、次式の行列 I で表現される。

【 0 1 5 1 】

【 数 3 】

$$I = \begin{bmatrix} x_1 & x_{N+1} & x_{N+2} & & x_{N+M-3} & x_{N+M-2} & x_{N+M-1} \\ x_2 & x_1 & x_{N+1} & \cdots & x_{N+M-4} & x_{N+M-3} & x_{N+M-2} \\ x_3 & x_2 & x_1 & & x_{N+M-5} & x_{N+M-4} & x_{N+M-3} \\ & \vdots & & \ddots & & \vdots & \\ x_{N-2} & x_{N-3} & x_{N-4} & & x_1 & x_{N+1} & x_{N+2} \\ x_{N-1} & x_{N-2} & x_{N-3} & \cdots & x_2 & x_1 & x_{N+1} \\ x_N & x_{N-1} & x_{N-2} & & x_3 & x_2 & x_1 \end{bmatrix}$$

20

変数: $x_1, x_2, \dots, x_{N+M-1}$ $(N + M - 1)$ 個

30

【 0 1 5 2 】

また、図 9 に示す具体例において、散乱体成分は、目標フォーカス深さ方向に平行な M 個の変数で定義され、例えば、次式の行列 S で表現される。

【 0 1 5 3 】

【 数 4 】

$$S = \begin{bmatrix} x_{N+M} & x_{N+M+1} & \cdots & x_{N+2M-1} \\ x_{N+M} & x_{N+M+1} & \cdots & x_{N+2M-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{N+M} & x_{N+M+1} & \cdots & x_{N+2M-1} \end{bmatrix}$$

40

変数: $x_{N+M}, x_{N+M+1}, \dots, x_{N+2M-1}$ M 個

【 0 1 5 4 】

数 1 式における $(N \times M)$ 個のエコー強度 $E(i, j)$ は、受信データマップを構成す

50

る既知のデータであるのに対し、数 3 式における $(N + M - 1)$ 個の変数 x と、数 4 式における M 個の変数 x 、つまり合計 $(N + 2M - 1)$ 個の変数 x が未知のデータとなる。

【0155】

数 1 式から数 4 式により定義される $(N \times M)$ 個の既知のエコー強度 $E(i, j)$ から $(N + 2M - 1)$ 個の変数 x を導出するにあたっては、公知の数学的手法を利用することができる。

【0156】

例えば、行列 E (数 1 式) と行列 I (数 3 式) と行列 S (数 4 式) の各行列要素に対して数 2 式を適用することにより、次式に示す $(N \times M)$ 個の $f(x)$ を得て、これら $(N \times M)$ 個の $f(x)$ の 2 乗和を最小にする変数 $x(x_1, x_2, \dots, x_{N+2M-1})$ を導出する。

10

【0157】

【数 5】

$$f(x) = E_{(i,j)} - S_{(i,j)} * I_{(i,j)} = \begin{pmatrix} f_1(x) \\ f_2(x) \\ \vdots \\ f_{N*M}(x) \end{pmatrix}$$

$$\{i=1,2,\dots,N\} \{j=1,2,\dots,M\}$$

20

【0158】

2 乗和を最小にする変数 x を導出するアルゴリズムとしては、例えばレベンバーグマルカート法などが好適であるものの、他の公知のアルゴリズム、例えば、最急降下法、ニュートン法、準ニュートン法、ガウスニュートン法、信頼領域法、滑降シンプレックス法、進化的計算法、修正レベンバーグマルカート法、パウエルハイブリッド法、二分法、非線形共役勾配法などが利用されてもよい。ここで、数 5 式が「0 (ゼロ)」になる値を求めるのではなく最小 2 乗法を用いるのは次の理由による。上記のモデルでは I は対角線方向、 S は縦方向に値が不変であると仮定している。しかし、実際には、ビームが走査されたとおるラインの近傍に散乱体が存在すると、その散乱体からの信号との干渉の影響があるため、上記の仮定には誤差が含まれる。このことも考慮して、 $f = 0$ として解を求めるよりは、 f が最小となる条件を探索した方が、良好な答えを求める事ができる。

30

【0159】

そして、導出された変数 $x(x_1, x_2, \dots, x_{N+2M-1})$ を行列 I (数 3 式) と行列 S (数 4 式) に適用することにより、図 9 の受信データマップ (BC) についてのビーム変数成分マップと散乱体成分マップを得ることができる。

【0160】

マップ処理部 29 は、受信データマップ (Bc) 以外の複数の受信データマップについても、例えば全ライン (B1 ~ Be) に対応した全ての受信データマップ (B1 ~ Be) について、各受信データマップをビーム変化成分マップと散乱体成分マップに分離する。つまり、各受信データマップに対して、受信データマップ (Bc) における処理と同様に、数 1 式から数 4 式を適用し、数 5 式における変数 $x(x_1, x_2, \dots, x_{N+2M-1})$ を導出する。そして、導出された変数 $x(x_1, x_2, \dots, x_{N+2M-1})$ を行列 I (数 3 式) と行列 S (数 4 式) に適用することにより、各受信データマップについてのビーム変数成分マップと散乱体成分マップを得ることができる。

40

【0161】

こうして、複数ライン (B1 ~ Be) に対応した複数の受信データマップ (B1 ~ Be) から複数のビーム変化成分マップが得られると、画像形成部 18 は、それら複数のビーム変化成分マップに基づいて、各治療用ビームのビーム画像を再構成する。

50

【0162】

図10は、ビーム画像の再構成に係る具体例を説明するための図である。図10には、複数の受信データマップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から得られた複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）の具体例が図示されている。

【0163】

画像形成部18は、複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から、複数ラインの受信データを集めることにより、それら複数ラインの受信データに基づいて各治療用ビームのビーム画像を再構成する。

【0164】

図10には、再構成されたビーム画像（再構成HBI）の具体例が図示されている。図10に示す具体例において、再構成HBI（ Z_{s1} ）は、目標フォーカス深さが Z_{s1} である治療用ビーム（図2参照）の再構成されたビーム画像であり、HBI（ Z_{s2} ）は、目標フォーカス深さが Z_{s2} である治療用ビーム（図2参照）のビーム画像である。

【0165】

各治療用ビームの再構成HBIは、複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から得られるその治療用ビームに対応した複数ラインの受信データに基づいて形成される。例えば、再構成HBI（ Z_{s1} ）は、複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から集められる、治療用ビーム（ Z_{s1} ）に対応した複数ライン（ $B_1 \sim B_e$ ）の受信データに基づいて形成される。例えば、それら複数ライン（ $B_1 \sim B_e$ ）の受信データを、図3に示す再構成前のビーム画像（HBI）の複数ライン（ $B_1 \sim B_e$ ）と同じ位置に配置することにより、図10に示す具体例のように、治療用ビーム（ Z_{s1} ）に対応した再構成HBI（ Z_{s1} ）が形成される。

【0166】

画像形成部18は、治療用ビーム（ Z_{s1} ）に対応した再構成HBI（ Z_{s1} ）と同様な再構成処理により、他の治療用ビーム（ $Z_{s2} \sim Z_{sN}$ ）に対応した再構成HBIを形成することができる。例えば、再構成HBI（ Z_{s2} ）は、複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から集められる、治療用ビーム（ Z_{s2} ）に対応した複数ライン（ $B_1 \sim B_e$ ）の受信データに基づいて形成される。画像形成部18は、複数の治療用ビーム（ $Z_{s1} \sim Z_{sN}$ ）の全てについての再構成HBI（ $Z_{s1} \sim Z_{sN}$ ）を形成してもよい。また、形成された再構成HBIは、表示部20に表示される。

【0167】

画像形成部18において形成される再構成HBIは、複数のビーム変化成分マップ（ $B_1 \sim B_e$ ）から得られる受信データに基づいて形成されるため、散乱体成分（図9参照）が取り除かれている。そのため、再構成HBIに対応した画像から、散乱体の影響が軽減され、望ましくは完全に除去された状態の、各治療用ビームのビーム形態を確認することができる。

【0168】

例えば、散乱体成分がHBI画像内に含まれていると、その散乱体成分の影響により、HBI画像内における治療用ビームのビーム状態（例えばビーム全体の形状やフォーカス位置など）が、生体内における実際のビーム状態からずれてしまう可能性がある。これに対し、再構成HBIでは、散乱体成分が軽減または除去されているため、再構成HBIにより、各治療用ビームの本来のビーム状態（散乱体の影響を受けていない状態のビーム形状など）を確認することができる。

【0169】

さらに、再構成HBIを利用した各治療用ビームの確認結果に基づいて、例えば、治療時における各治療用ビームのビーム形態等を推定し、必要に応じて治療時における各治療用ビームのフォーカス位置やビーム形状などを適宜に調整することにより、例えば、治療の精度をさらに高めることが可能になる。

【0170】

また、複数のビーム変化成分（ $B_1 \sim B_e$ ）、つまり、散乱体成分が除去された複数の

10

20

30

40

50

受信データマップ (B 1 ~ B e) を処理対象として、図 4 から図 6 を利用して説明した処理が実行され、実フォーカス位置が特定されてもよい。

【 0 1 7 1 】

なお、画像形成部 1 8 は、散乱体成分に係る画像を再構成することにもできる。例えば、図 1 0 に示す具体例において、複数のビーム変化成分 (B 1 ~ B e) に代えて、それらに対応した複数の散乱体成分 (B 1 ~ B e) を利用することにより、散乱体成分に係る画像を再構成することができる。そして、散乱体成分に係る再構成画像により、例えば、生体内における散乱体の状態が確認され、散乱体成分に係る再構成画像が治療計画の参考情報として利用されてもよい。例えば、治療前に生体 (被検者) 内の組織状態等を確認するにあたり、B モード画像の代わりに又は B モード画像と共に、散乱体成分に係る再構成画像が参照されてもよい。

10

【 0 1 7 2 】

< 第 2 実施形態 >

図 1 1 は、第 2 実施形態に係る超音波治療装置 1 0 0 の構成概略図を示す図である。超音波治療装置 1 0 0 は、治療用振動子 1 2 H により送波された超音波ビームに基づいて形成される超音波画像であって、治療用振動子 1 2 H から送波された超音波ビームの実フォーカス位置を確認するための超音波画像 (以下「H B I (HIFU Beam Imaging) 画像」と記載) の画質を改善させるものである。超音波治療装置 1 0 0 には、第 1 実施形態に係る超音波治療装置 1 0 と同様の機能ブロックを含んでおり、これらについては説明を省略する。例えば、図 1 の第 1 実施形態における実測情報生成部 2 0 0 の構成が、図 1 1 の第 2 実施形態においては簡略化されているものの、図 1 と図 1 1 において互いに同じ符号の部分 (機能ブロック) は、互いに同じ機能を備えている。

20

【 0 1 7 3 】

H B I 画像は、例えば、治療用振動子 1 2 H が、同一の治療用超音波ビーム T B を形成するように繰り返し治療用超音波を送波し、その送波に伴う反射波を撮像用振動子 1 2 D が受波することにより得られる受信信号に基づいて形成される (図 3 参照) 。 H B I 画像の形成においては、B モード画像の場合とは異なり撮像用振動子 1 2 D からは超音波が送波されず、同一ビーム方向の治療用超音波ビーム T B が繰り返し形成され、そして、B モード画像の場合と同様に受信ビームを走査させつつ受信信号が収集される。

30

【 0 1 7 4 】

第 2 実施形態において、治療用送信部 1 4 は、治療用振動子 1 2 H の開口制御を行う。具体的には、治療用振動子 1 2 H が有する複数の振動素子のうち、一部の振動素子のみを用いて超音波ビームを送波させる制御を行う。つまり、治療時においては、例えば治療用振動子 1 2 H の全開口を利用して治療用ビームが形成されるものの、ビーム状態の確認時に、特に H B I 画像の形成時においては、治療用振動子 1 2 H の開口制御が行われる。治療用送信部 1 4 による開口制御については、図 1 2 - 1 6 を用いて後に詳述する。

40

【 0 1 7 5 】

第 2 実施形態においても、治療用振動子 1 2 H が送波した超音波ビームを治療用振動子 1 2 H が自ら受波して H B I 画像を形成するようにしてもよい。この場合は、治療用振動子 1 2 H が受波した受信信号が撮像用送受信部 1 6 に送られる。

50

【 0 1 7 6 】

回転制御部 3 4 は、撮像用振動子 1 2 D を回転させるための回転機構 3 6 を制御する。上述の通り、撮像用振動子 1 2 D はお椀状に凹んだ内部の中央に位置する底の部分に設けられ、撮像用振動子 1 2 D を取り囲むように治療用振動子 1 2 H が設けられる。回転機構 3 6 は、治療用振動子 1 2 H と撮像用振動子 1 2 D の同軸関係を維持しつつ、撮像用振動子 1 2 D を軸回転させる。回転制御部 3 4 は、撮像用振動子 1 2 D の回転開始 / 停止の制御や回転角度の制御などを行う。回転制御部 3 4 は、例えば 9 0 度あるいは 3 0 度などの所定角度ずつ撮像用振動子 1 2 D を回転させてもよいし、ユーザの指示にしたがって任意の角度回転させるようにしてもよい。

【 0 1 7 7 】

50

撮像用振動子 1 2 D が回転させられることにより、様々な断面における H B I 画像を取得することが可能になる。これにより、様々な断面から治療用超音波ビームのフォーカス位置を確認することが可能になる。また、H B I 画像の 3 次元表示も可能となる。つまり複数断面の H B I 画像に基づいて、三次元の H B I 画像を形成することも可能になる。

【 0 1 7 8 】

図 1 2 (a) は、プローブ 1 2 の側面断面図を示す図であり、図 1 2 (b) はプローブ 1 2 の平面図を示す図である。本明細書においては、図 1 2 (a) の左右方向、すなわち撮像用振動子 1 2 D に含まれる複数の振動素子の並び方向（一次的に配列された複数の振動素子の配列方向）を方位方向と記載し、方位方向と直交する方向をエレベーション方向と記載する。なお、第 2 実施形態においては、撮像用振動子 1 2 D は 1 次元振動子である。

10

【 0 1 7 9 】

治療用送信部 1 4 は、治療用振動子 1 2 H から H B I 画像を形成するための超音波ビームを送波するにあたり、治療用振動子 1 2 H が含む複数の振動素子のうち、図 1 2 (b) に示される非送波領域 1 1 0 に位置する振動素子を駆動させず、送波領域 1 1 2 に位置する振動素子を駆動させる開口制御を行う。当該開口制御は、治療用振動子 1 2 H が送波する超音波ビームの実フォーカス位置におけるエレベーション方向のビーム幅（以下「送信ビーム幅」と記載）を制御するために行うものである。したがって、治療用送信部 1 4 は、治療用振動子 1 2 H の開口幅がエレベーション方向において変化するように制御する。

【 0 1 8 0 】

20

図 1 3 は、治療用振動子 1 2 H の開口制御がされていない場合（すなわち治療用振動子 1 2 H に含まれる振動素子全てが駆動されている場合）の超音波ビーム 1 2 0 の形状を示す図である。図 1 3 にはプローブ 1 2 の側面断面図が示されているが、図 1 3 の左右方向はエレベーション方向となっている。図 1 3 には撮像用振動子 1 2 D のエレベーション方向における受信ビーム幅 1 2 2 が示されている。受信ビーム幅 1 2 2 は、主に撮像用振動子 1 2 D に対応する音響レンズにより決定され、深さ方向によらずほぼ一定の幅となっている。

【 0 1 8 1 】

H B I 画像の画質は、画像化される生体内の各位置からの反射エコーの信号強度が影響する。一般的に、反射エコーの信号強度が高い程当該位置の画質が向上する。そして、各位置の反射エコーの信号強度は、受信ビーム幅 1 2 2 内の反射エコーの信号強度をエレベーション方向に積分した値となる。

30

【 0 1 8 2 】

治療用送信部 1 4 により開口制御が行われていない場合、治療用振動子 1 2 H から送波される超音波ビーム 1 2 0 は、実フォーカス位置 1 2 4 においてフォーカスされている。したがって、図 1 3 に示すように、超音波ビーム 1 2 0 の送信ビーム幅は、実フォーカス位置 1 2 4 において、受信ビーム幅 1 2 2 に比較して狭くなっている。

【 0 1 8 3 】

図 1 4 は、実フォーカス位置 1 2 2 からの超音波ビーム 1 2 0 の反射エコーの信号強度を示すグラフである。図 1 4 に示されたグラフの横軸はエレベーション方向の位置を示し、縦軸は反射エコーの信号強度を示す。反射エコーの信号強度は、超音波ビーム 1 2 0 の信号強度に比例するものであり、超音波ビーム 1 2 0 はフォーカスが絞られる程強くなる。したがって、実フォーカス位置 1 2 4 における反射エコーの信号強度は、超音波ビーム 1 2 0 のフォーカス点において局地的に大きくなっているが、その他の位置（フォーカス点のエレベーション方向の両側の位置）については信号強度が極めて小さくなっている。上述の通り、実フォーカス位置 1 2 4 における反射エコーの信号強度は、受信ビーム幅 1 2 2 において反射エコーの信号強度を積分した値となるため、図 1 4 に示す斜線部分 1 3 0 が実フォーカス位置 1 2 4 における超音波ビーム 1 2 0 の反射エコーの信号強度となる。特に、図 2 2 に示すように、焦点の手前や奥では受信ビームの幅の中に、サイドローブが入るため、受信ビーム内で積分すると図 2 2 の下図に示すように、深さ毎の信号強度の

40

50

分布がフラットになってしまう。このため、画像上で深度方向の焦点位置を把握するのが困難となる。

【0184】

図15は、治療用振動子12Hの開口制御が行われた場合（すなわち治療用振動子12Hに含まれる振動素子のうち一部のみが駆動されている場合）の超音波ビーム140の形状を示す図である。治療用送信部14により開口制御が行われ、治療用振動子12Hのエレベーション方向の開口幅が狭められると、超音波ビーム140の実フォーカス位置124における送信ビーム幅が広められる。すなわち、エレベーション方向においてデフォーカスされることになる。本実施形態では、超音波ビーム140の送信ビーム幅が受信ビーム幅122と同等となるように開口制御される。なお、治療用振動子12Hの開口幅に対する送信ビーム幅は予めシミュレーションなどによって求めておく。

10

【0185】

図16は、実フォーカス位置122からの超音波ビーム140の反射エコーの信号強度を示すグラフである。図16においても図14同様、グラフの横軸はエレベーション方向の位置を示し、縦軸は反射エコーの信号強度を示す。超音波ビーム140は開口制御によりデフォーカスされているため、図14に示すグラフよりも反射エコーの信号強度の最大値（フォーカス位置における反射エコーの信号強度）は小さくなっているが、その両側の位置においては、反射エコーの信号強度が大きくなっている。斜線部分150が実フォーカス位置124における超音波ビーム140の反射エコーの信号強度となる。図23に示すように、短軸の開口制御を行った場合は、受信ビーム内での積分強度の評価においては、深さ方向に信号強度が変化するため、深度方向の焦点位置の把握が容易となる。

20

【0186】

図16における斜線部分150の面積は、開口制御により送波領域112に含まれる振動素子のみが送波した超音波ビーム140の反射エコーの信号強度の積分値であるため、図14における斜線部分130の面積よりも小さくなる。しかしながら、本来非送波領域110に位置する振動素子に送られるべき電気エネルギー（電圧信号）を送波領域112に含まれる振動素子へ重畳して加える（例えば送信信号のパルス電圧の振幅を大きくすること、実フォーカス位置124における反射エコーの信号強度を開口制御が行われなかった場合に比べて大きくすることができる。したがって、治療用振動子12Hに与える電気エネルギーの総和を変えずに、実フォーカス位置124における反射エコーの信号強度を高めることができる。これにより、HBI画像における実フォーカス位置の画質が改善される。

30

【0187】

図17は、回転機構により90度回転させられた撮像用振動子12Dを示す図である。撮像用振動子12Dが回転させられた場合には、治療用送信部14は、回転に応じて非送波領域110と送波領域112を変更する。この場合も、治療用振動子12Hの開口幅が撮像用振動子12Dのエレベーション方向において変化するように制御する。

【0188】

第2実施形態の方法では、3次元的にビーム歪を検出するには、短軸の開口制御とビームイメージングを行い、トランスデューサを90°回転し、再び短軸の開口制御とビームイメージングを行うというプロセスを経る必要がある。つまり、短軸開口制御とビームイメージングを2回に分けて行う必要があるが、以下のように、2回に分けるメリットも存在する。1回目のビームイメージングにおいて、焦点強度が最大になるように、送信の位相パターンの補正を行い、次に、2回目の撮像面での送信の位相パターンの補正を行えば、1度に2次元の位相パターンの補正が行える。音速不均一の効果を抑えようとする素子数（例えば256）の分だけ自由度があることになるが、これを2回に分けることで現実的な自由度の範囲での補正を検討することが可能となる。

40

【符号の説明】

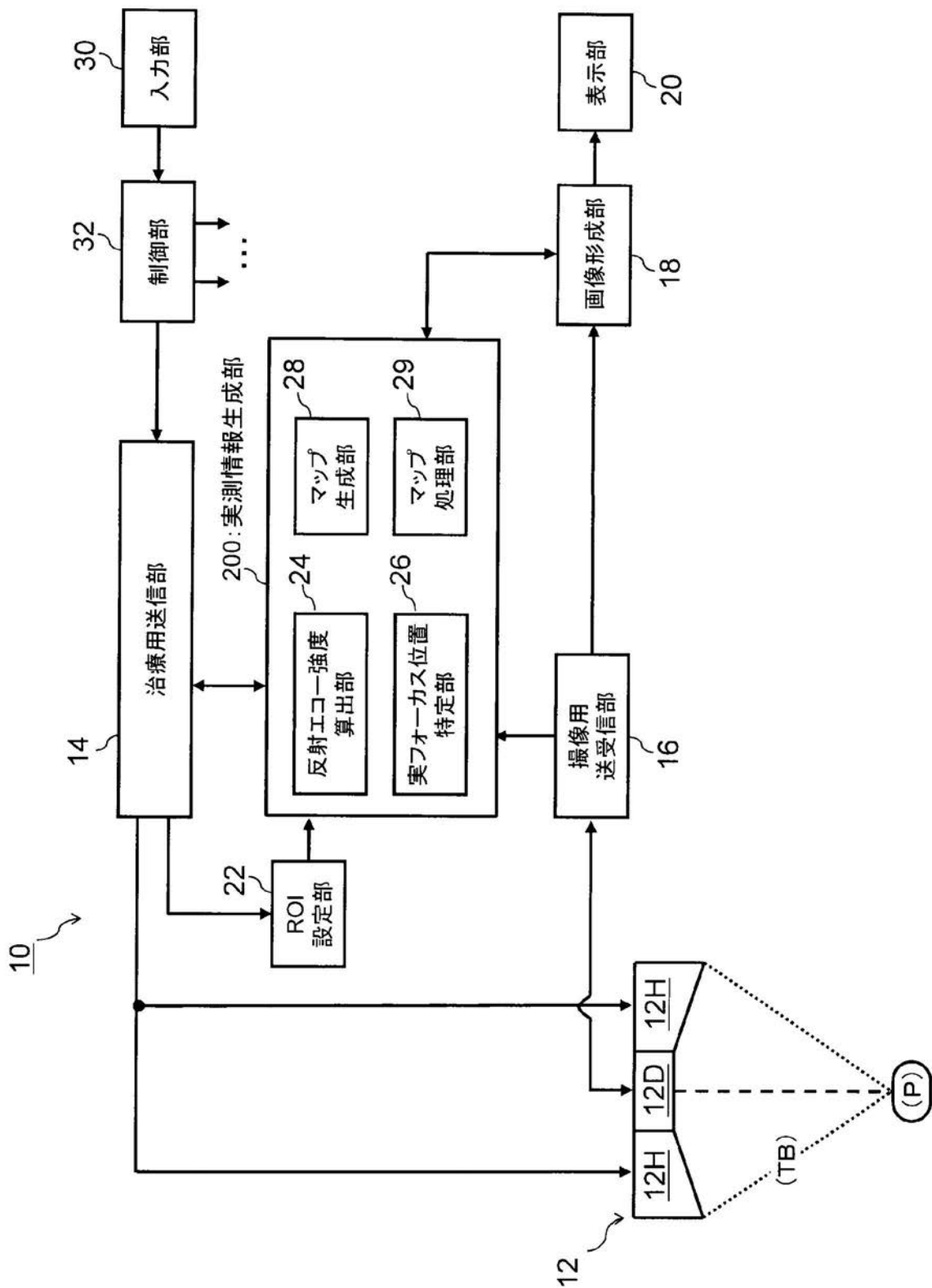
【0189】

10 超音波治療装置、12 プローブ、12D 撮像用振動子、12H 治療用振動

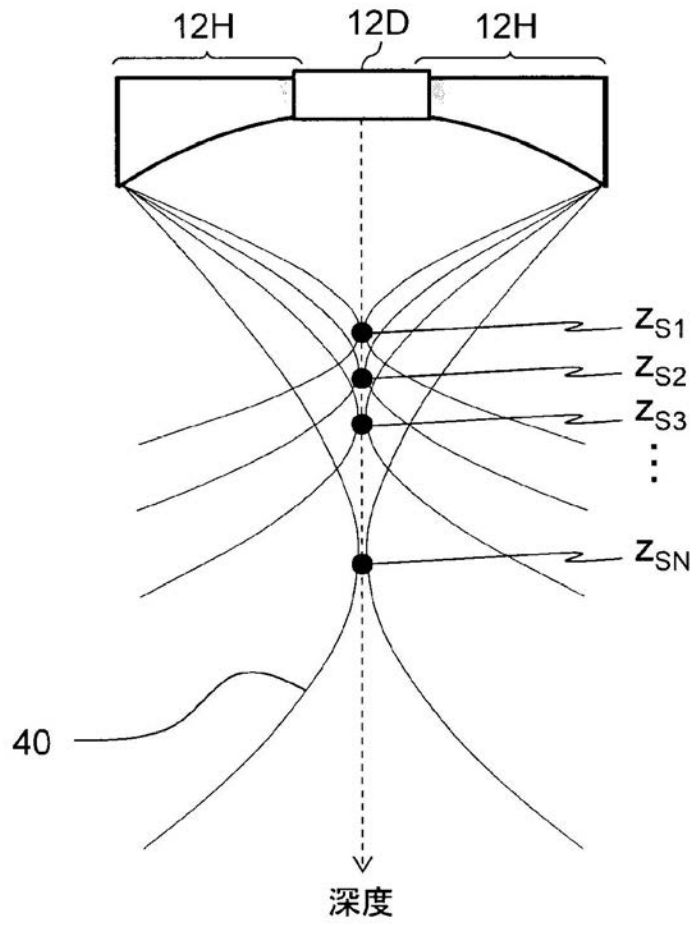
50

子、14 治療用送信部、16 撮像用送受信部、18 画像形成部、20 表示部、22 ROI設定部、24 反射エコー強度算出部、26 実フォーカス位置特定部、28 マップ生成部、29 マップ処理部、30 入力部、32 制御部、34 回転制御部、36 回転機構、200 実測情報生成部。

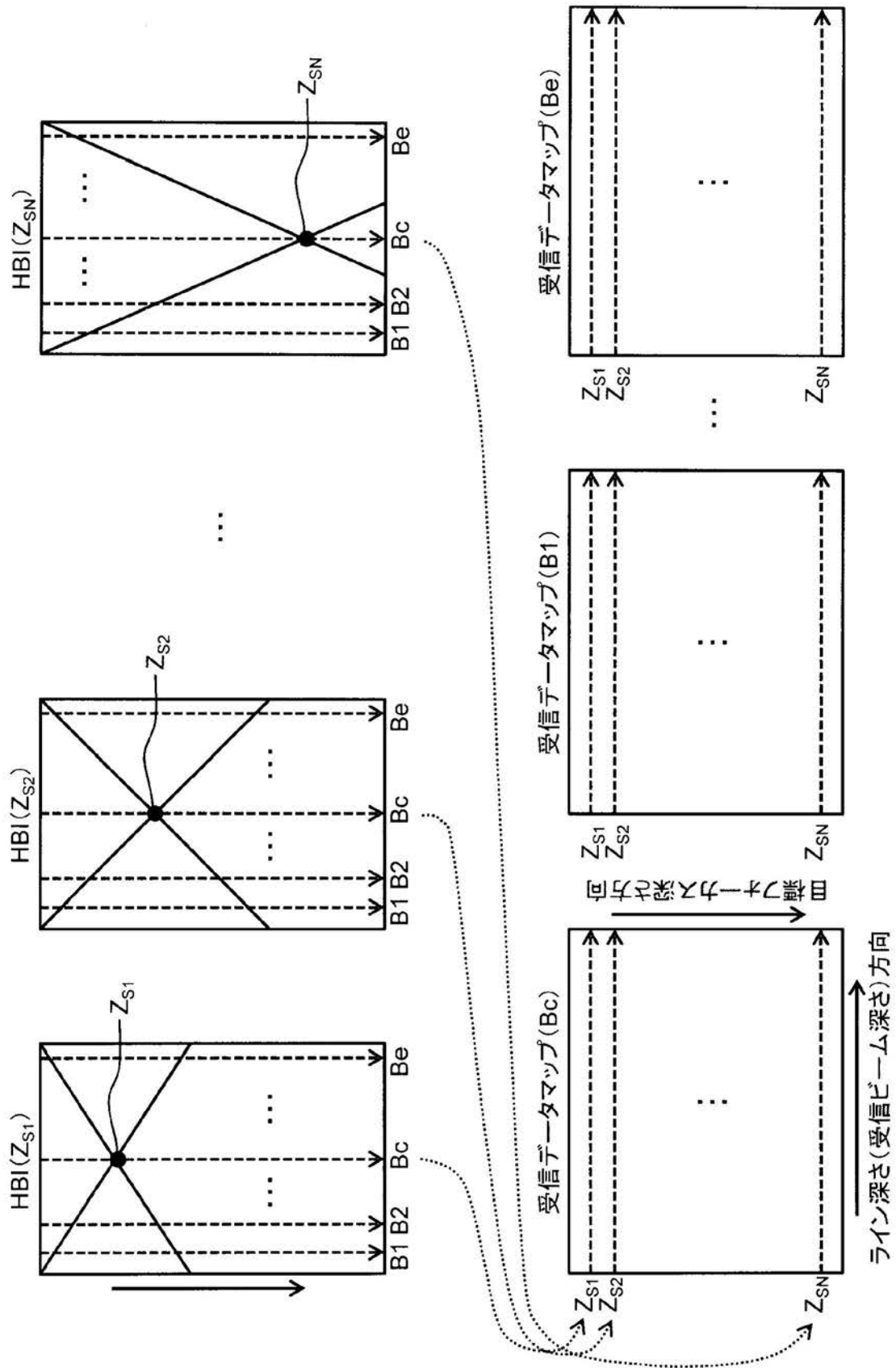
【図 1】



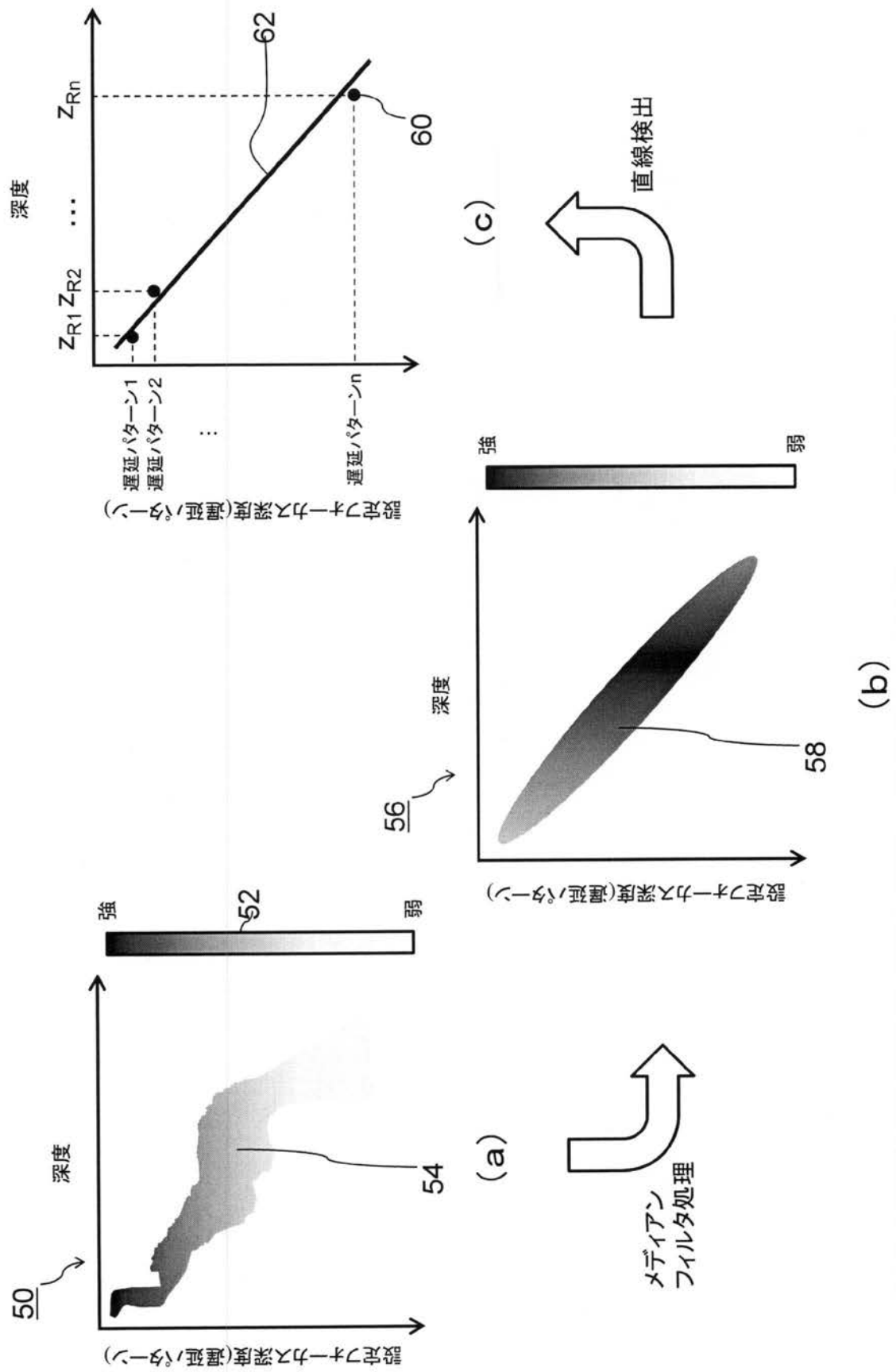
【 図 2 】



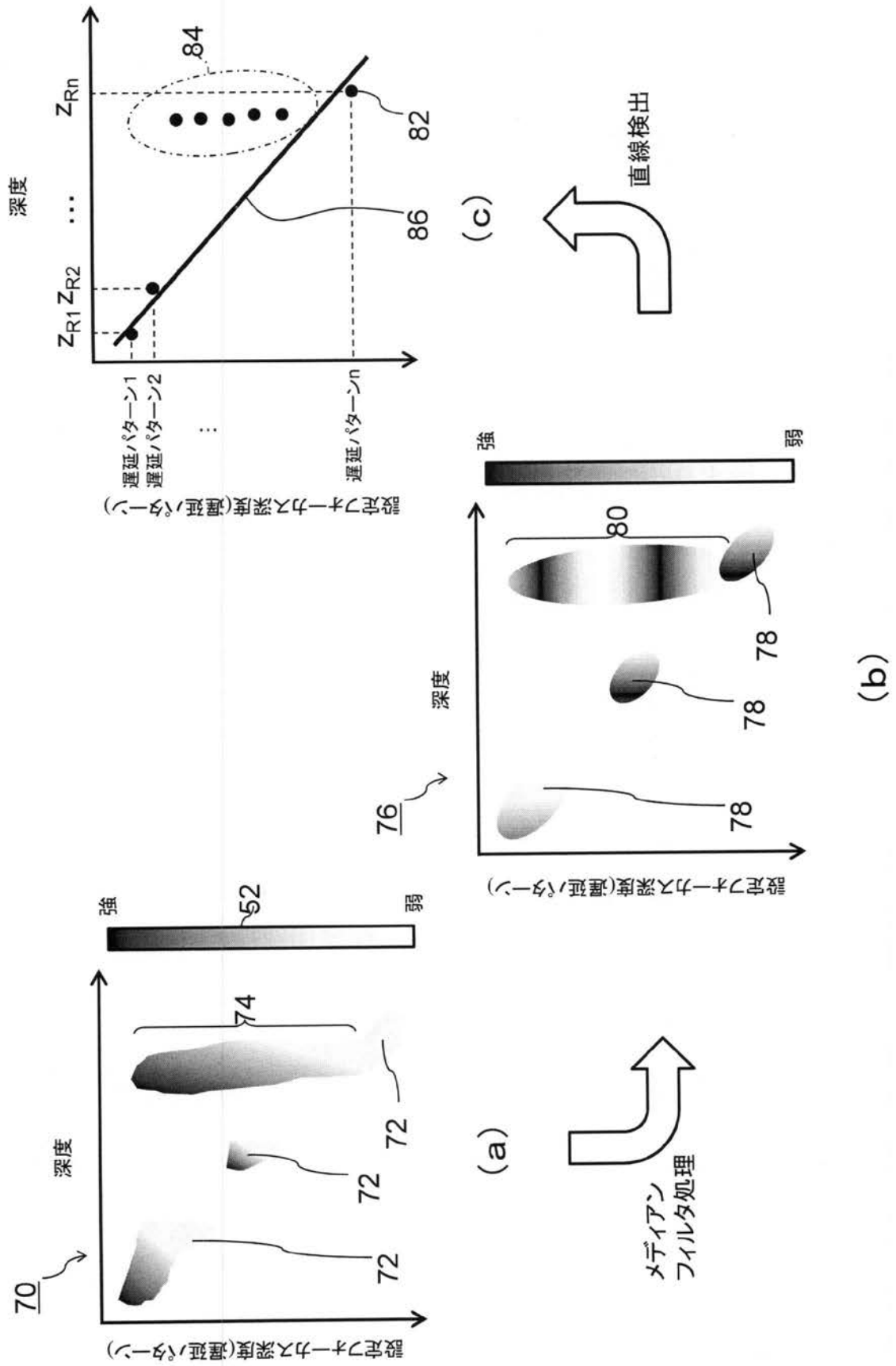
【図 3】



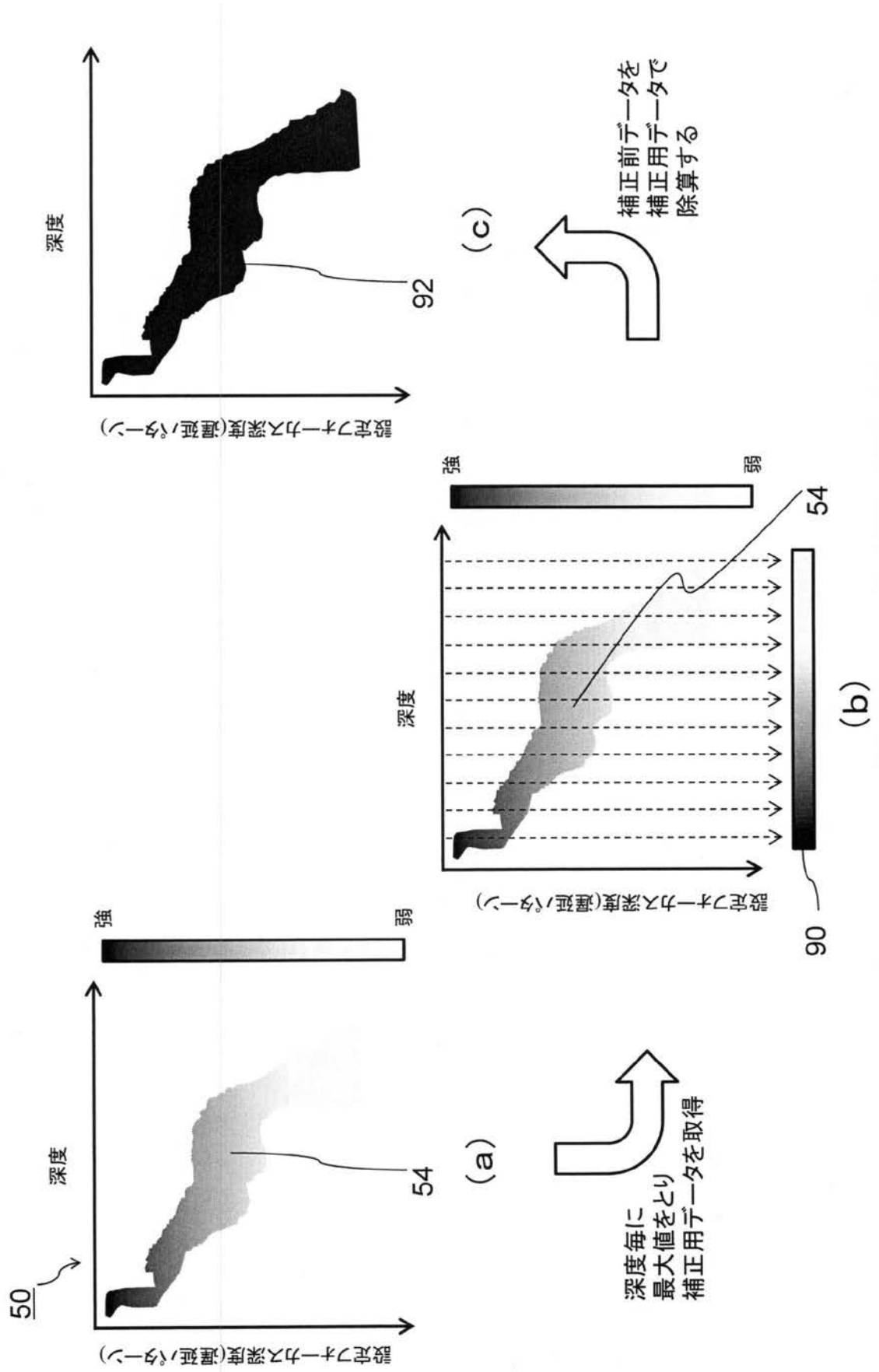
【 図 4 】



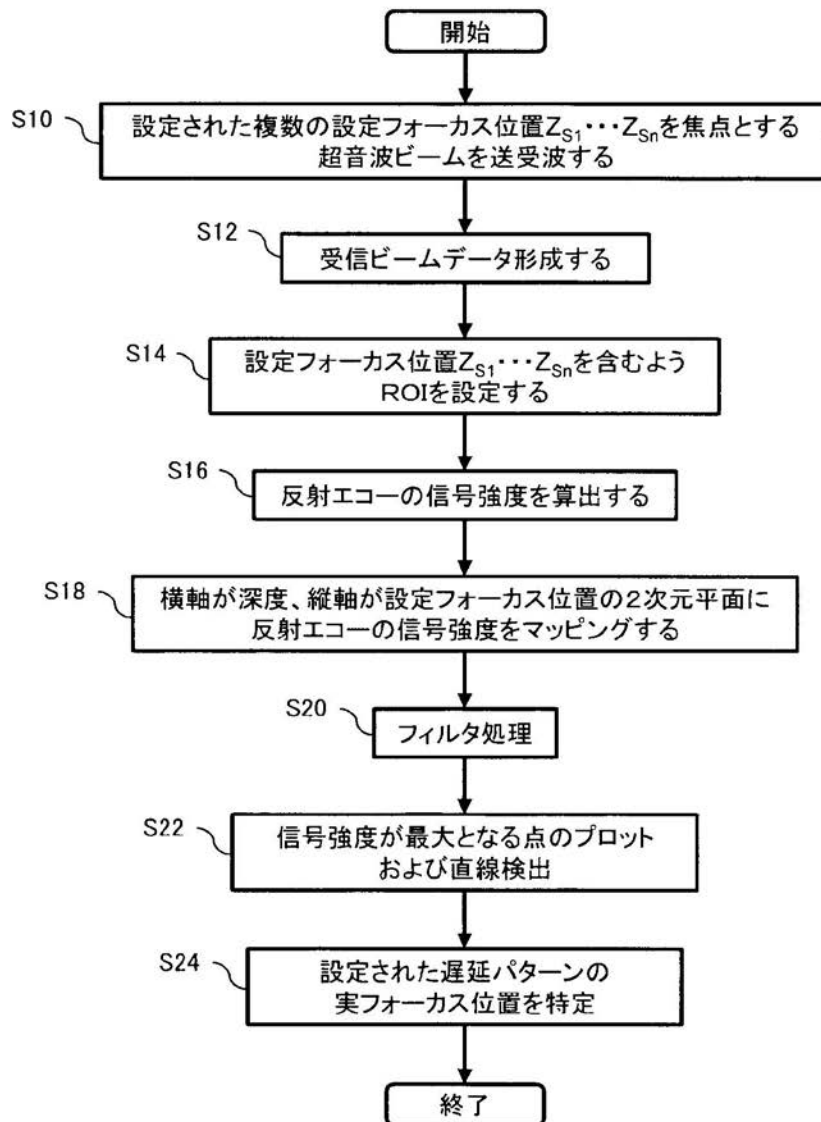
【 図 5 】



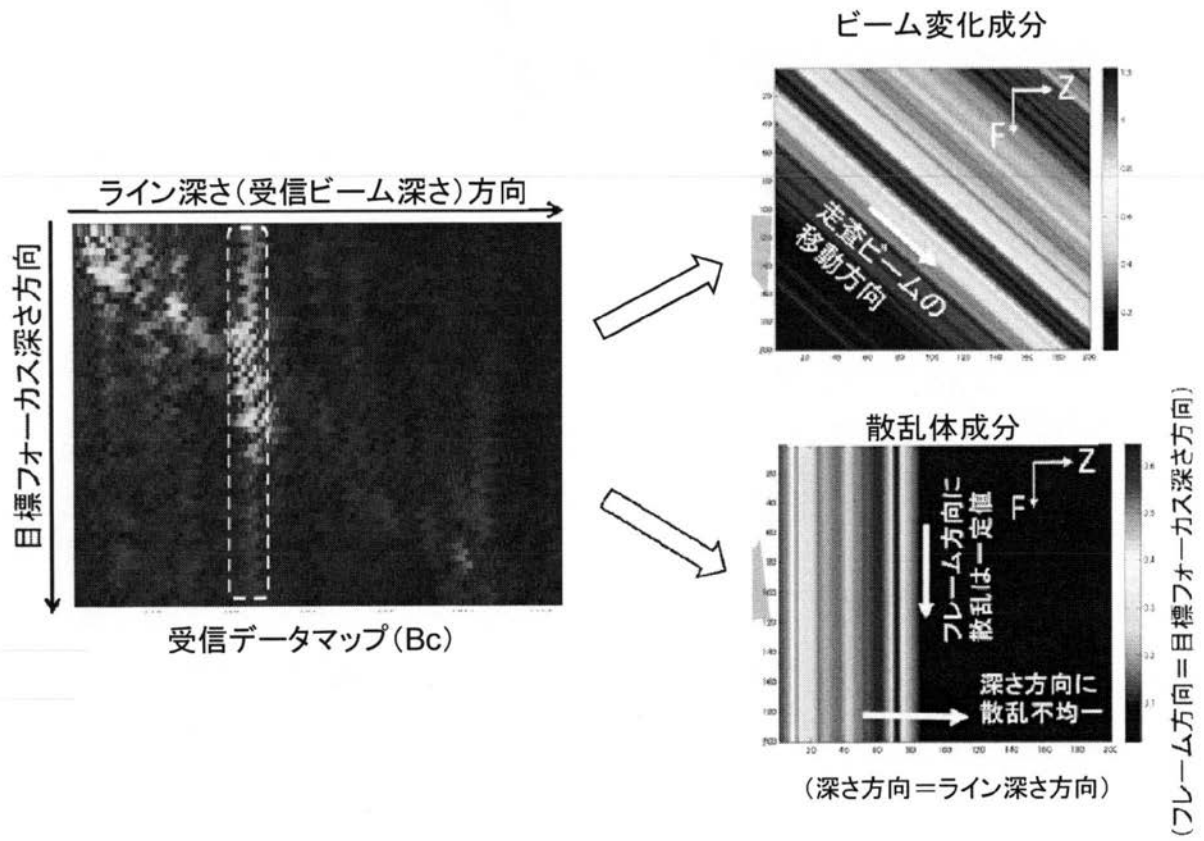
【 図 6 】



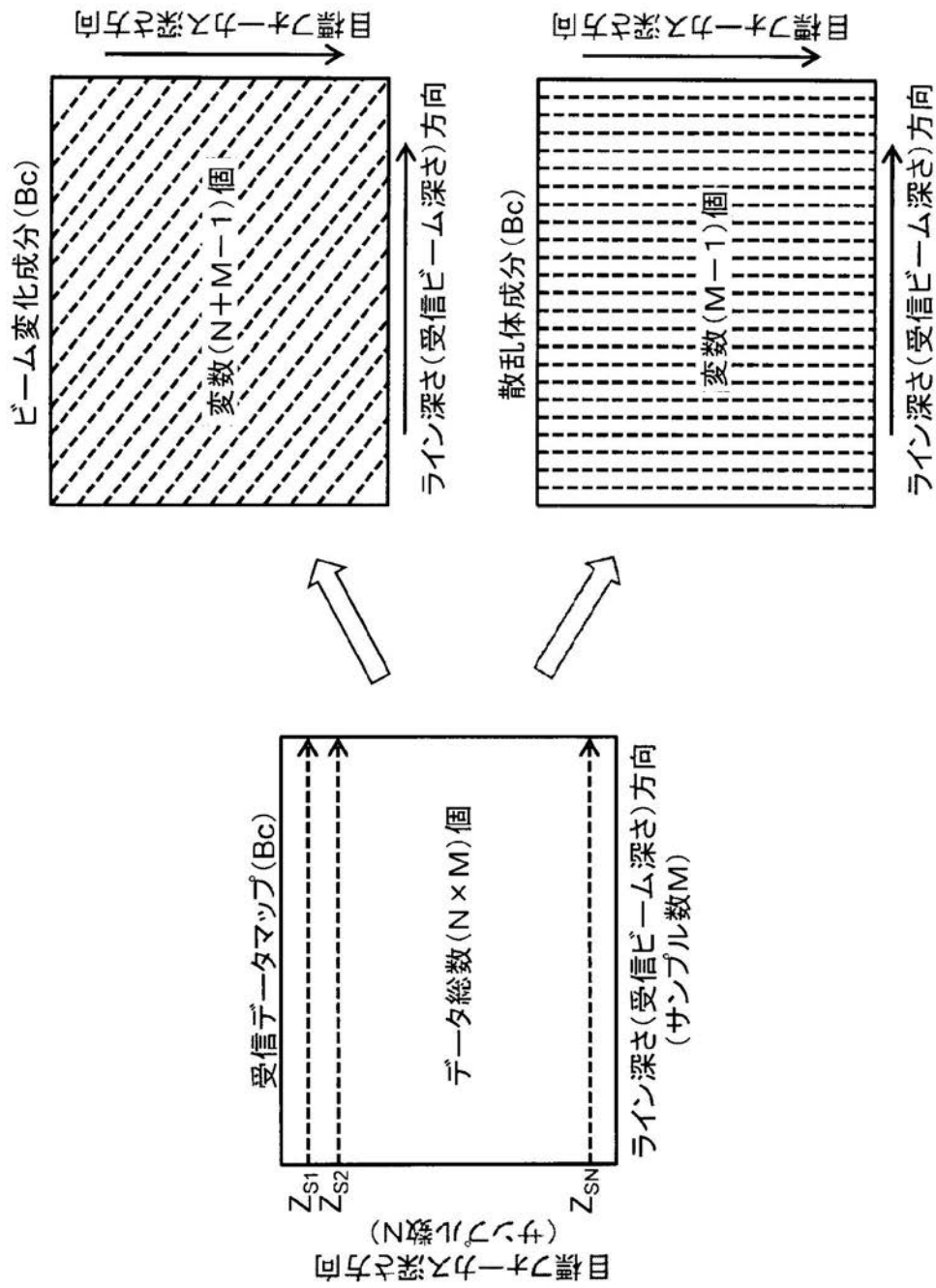
【図 7】



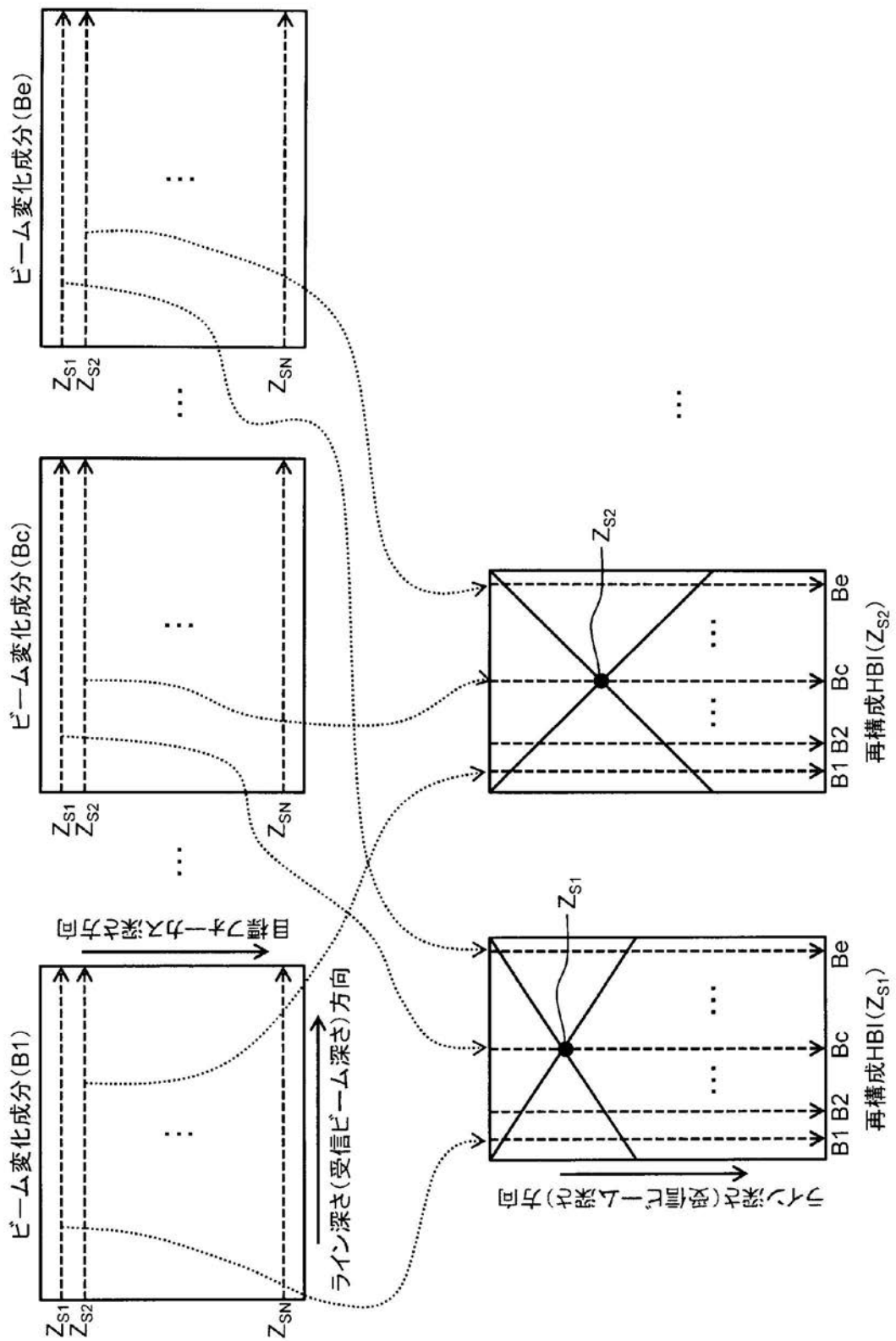
【 図 8 】



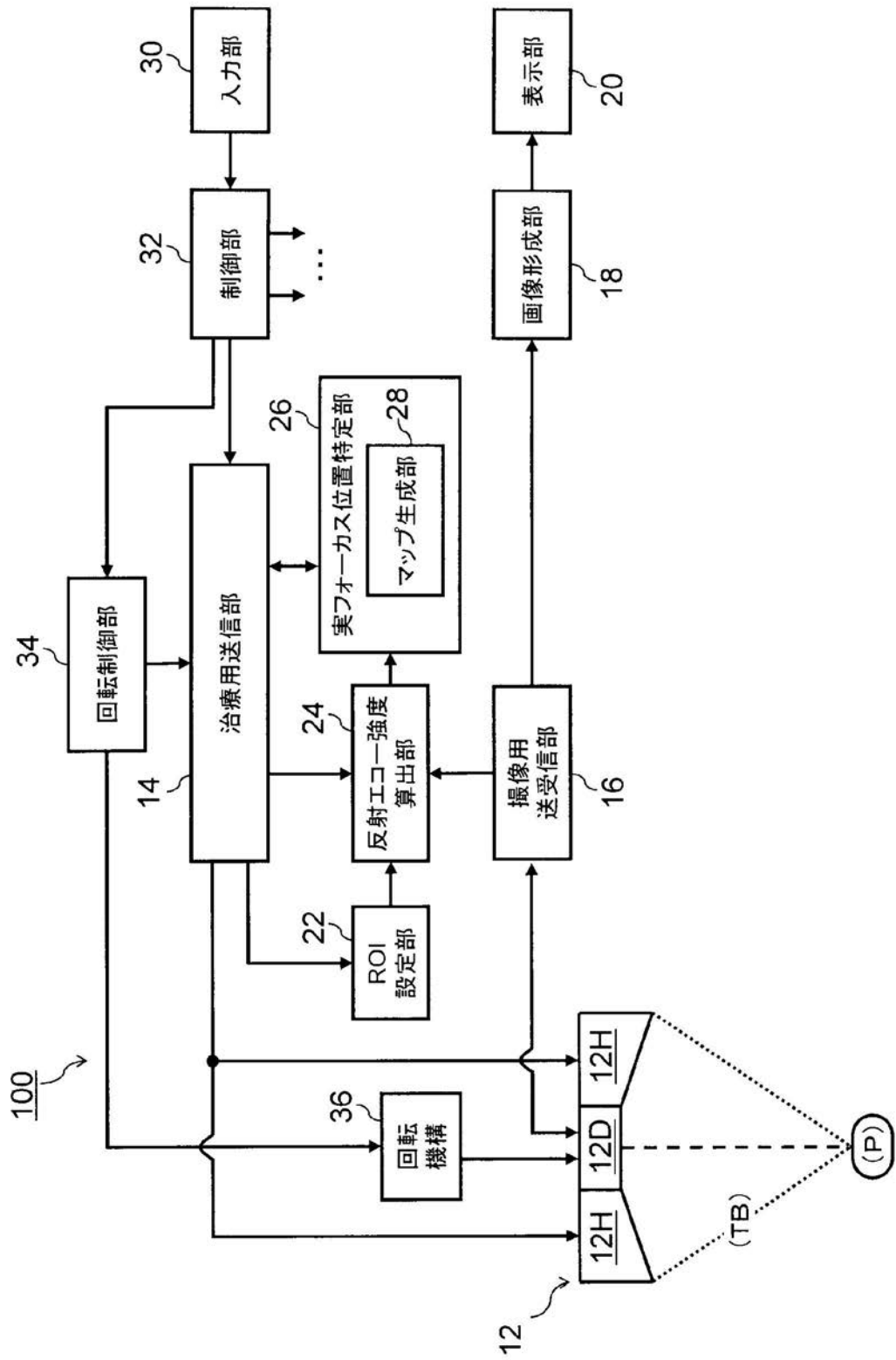
【図 9】



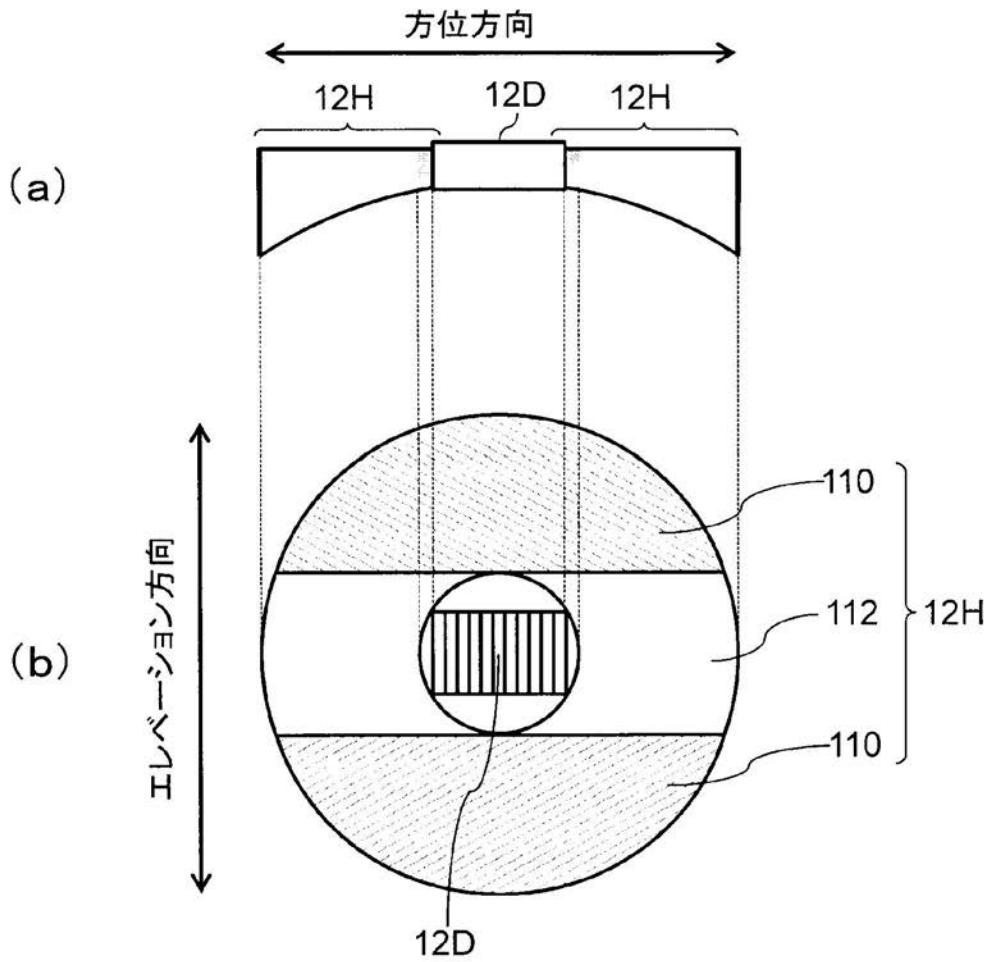
【図 10】



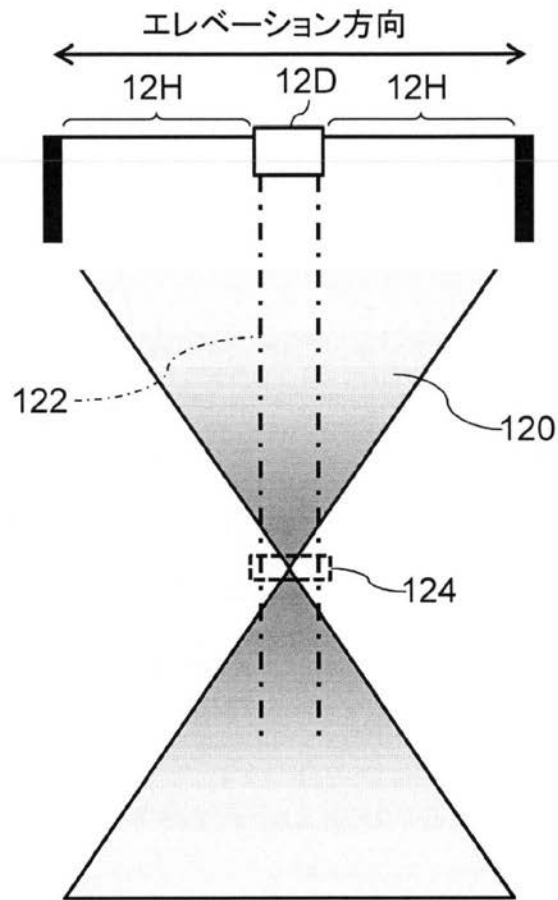
【図 11】



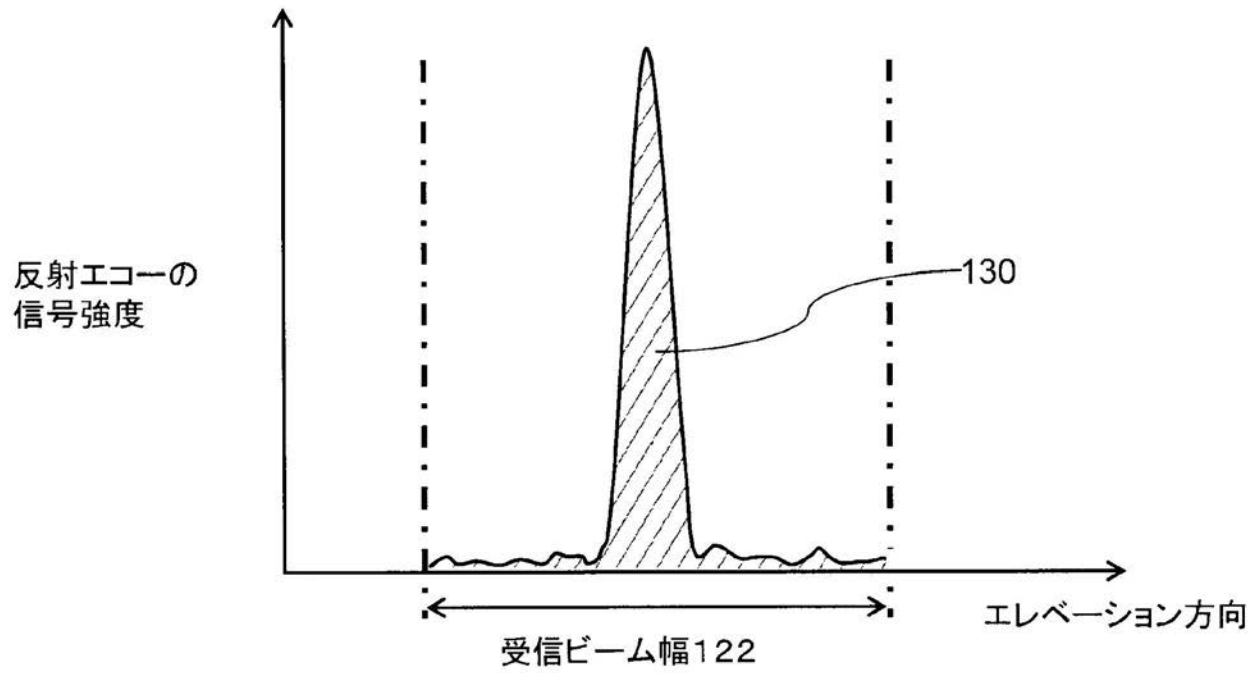
(a)



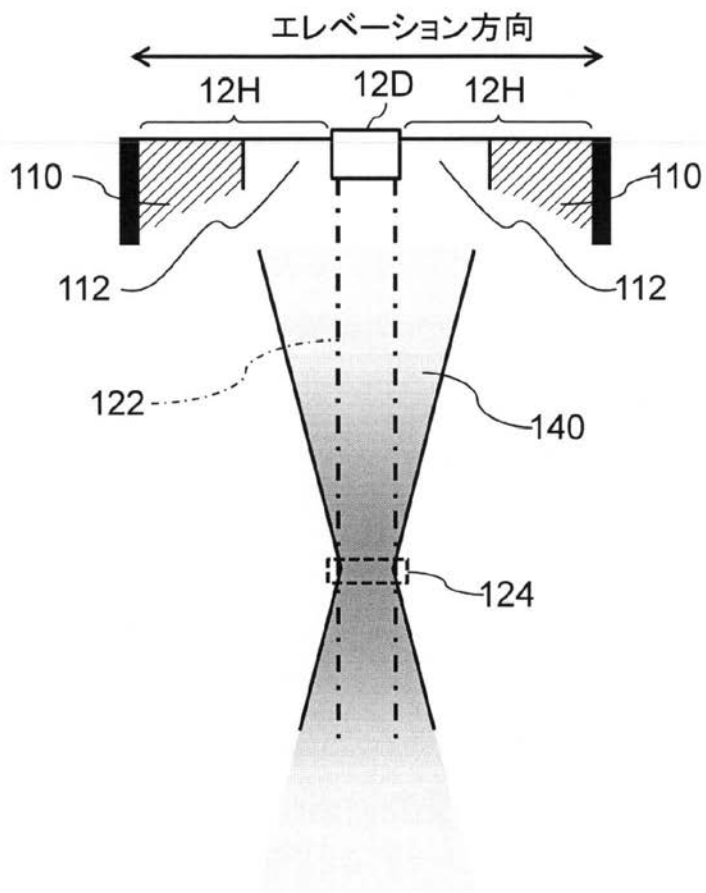
【図 13】



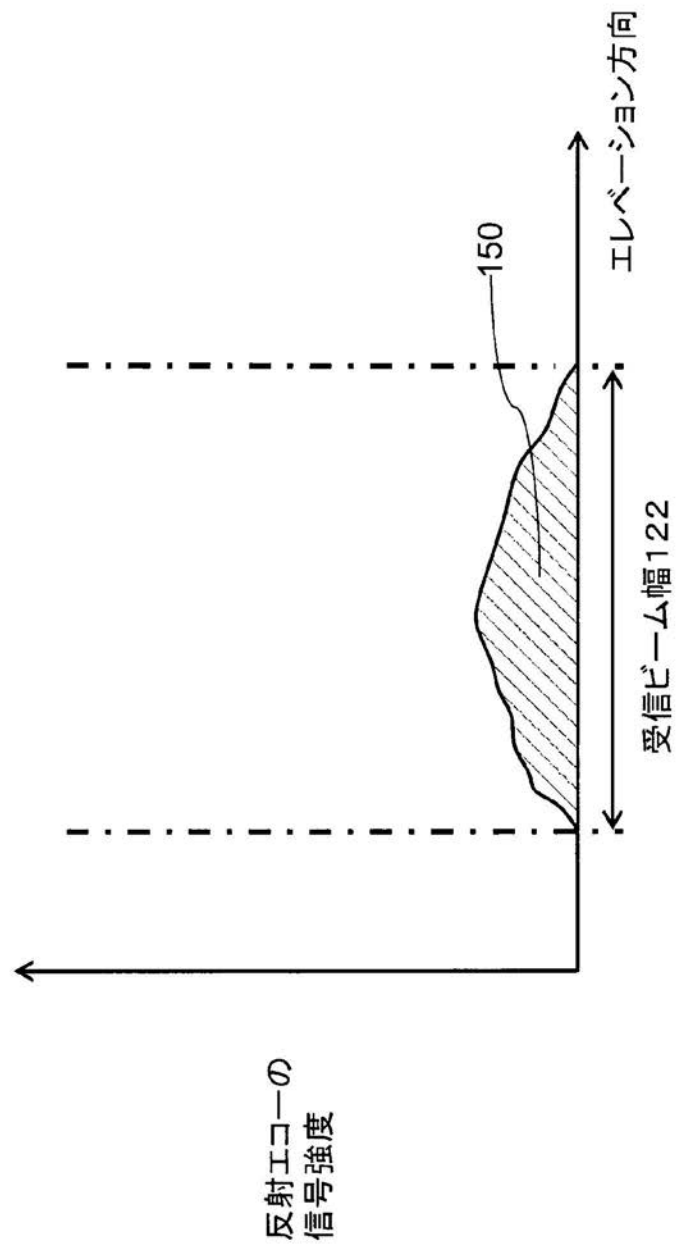
【図 1 4】



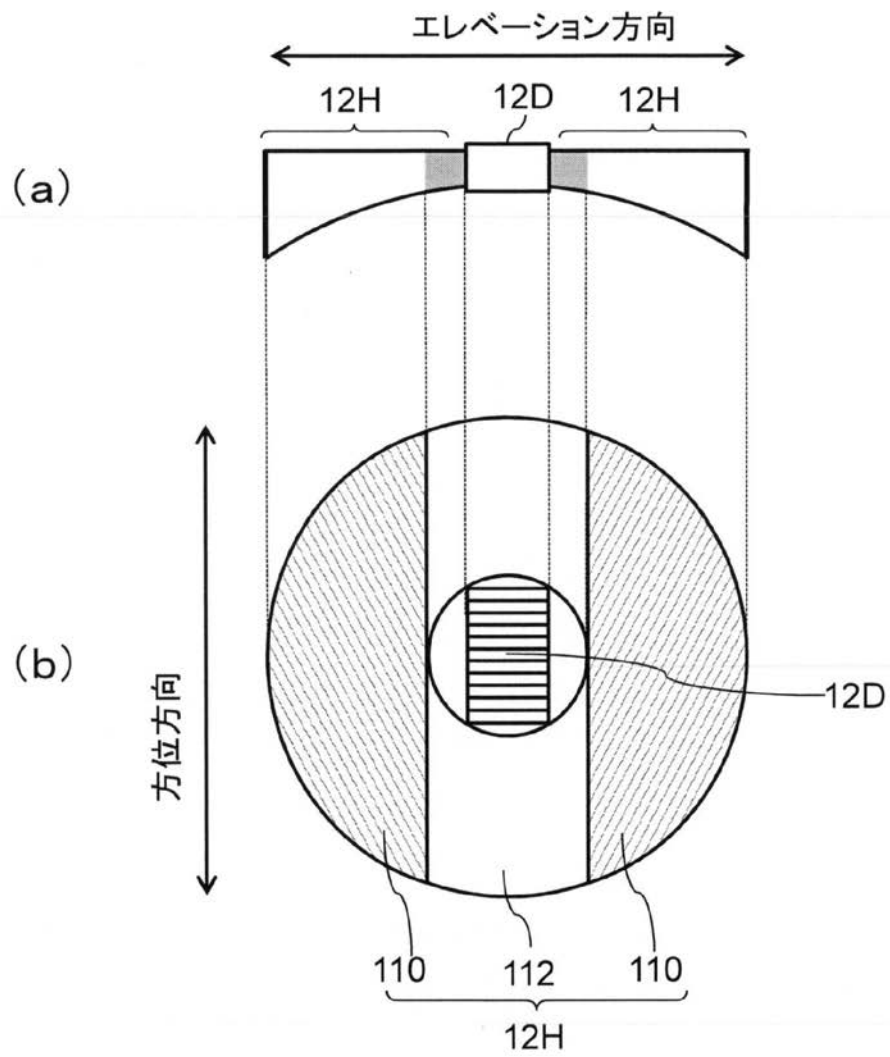
【図 15】



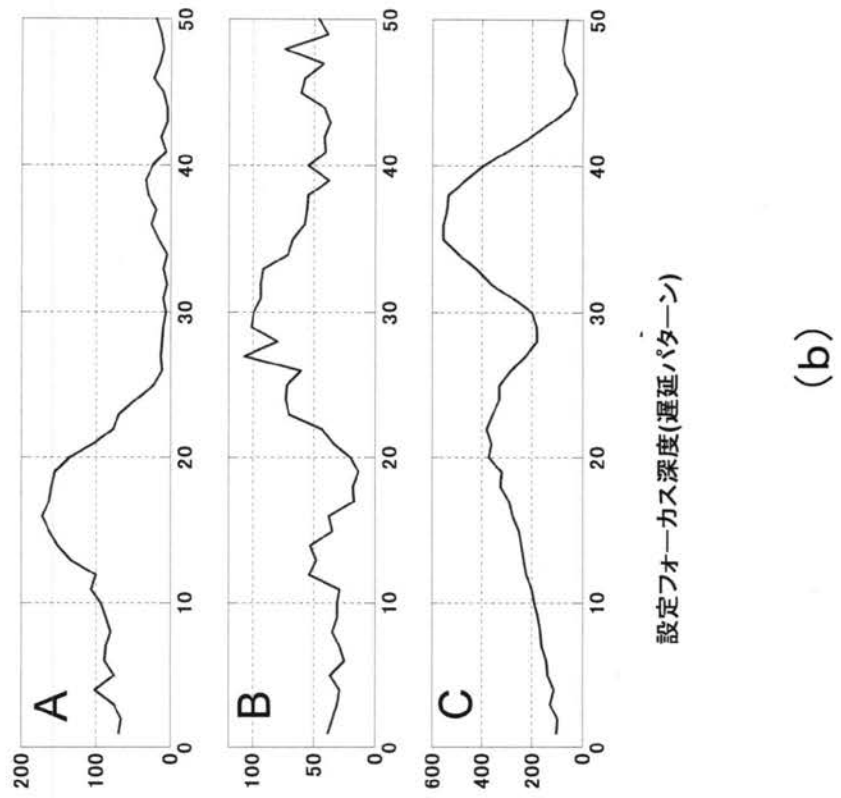
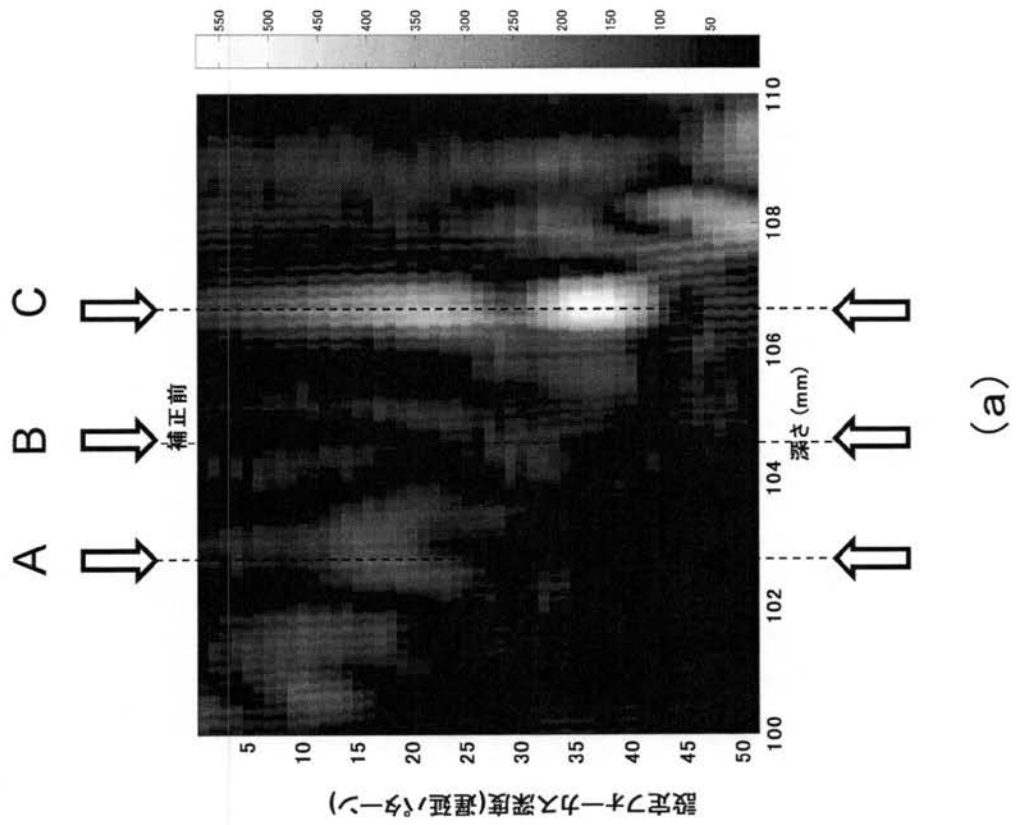
【図 16】

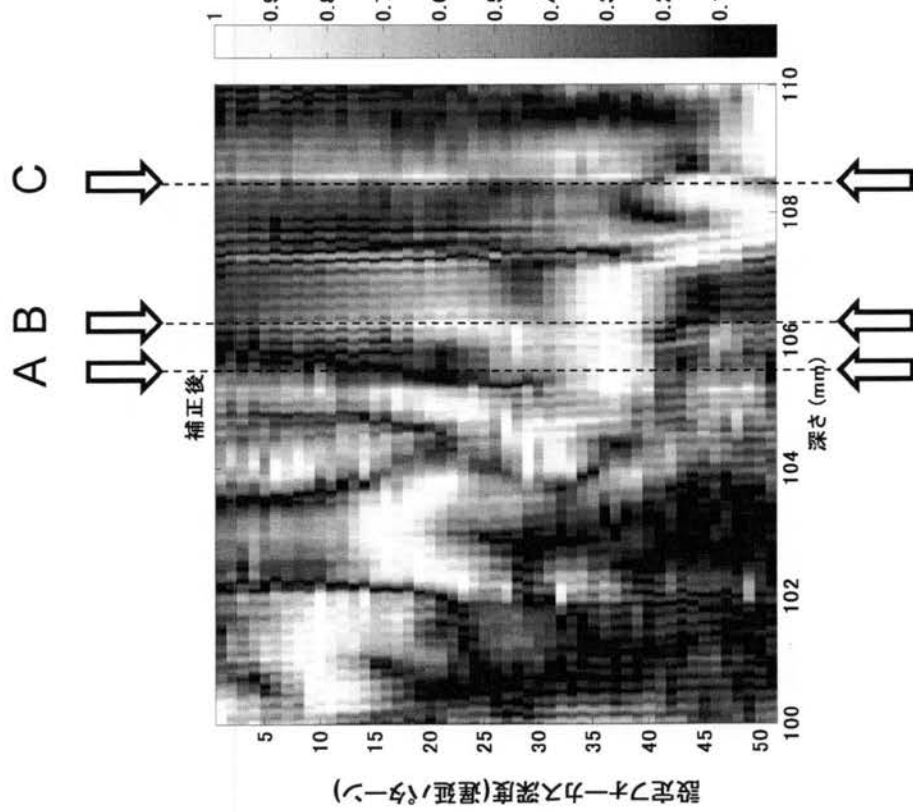


【図 17】

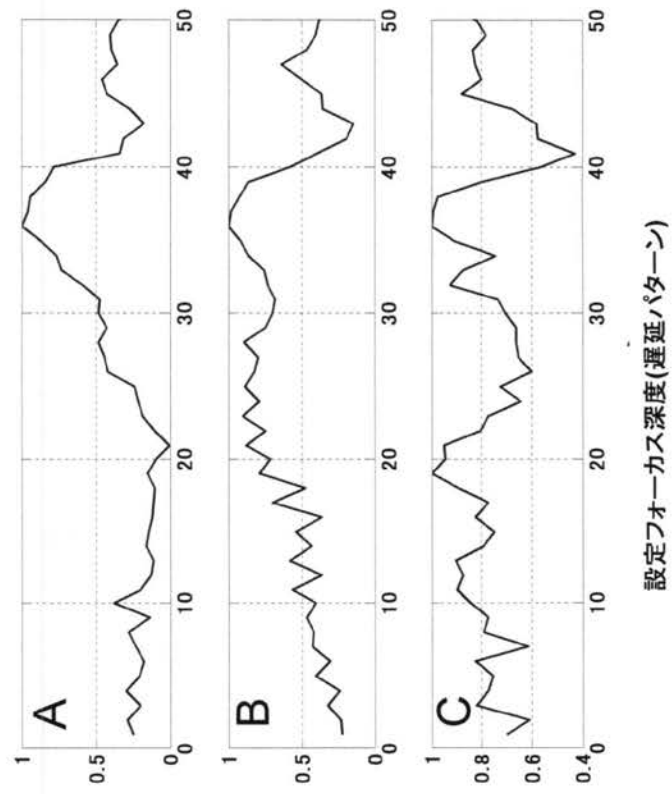


【図 18】



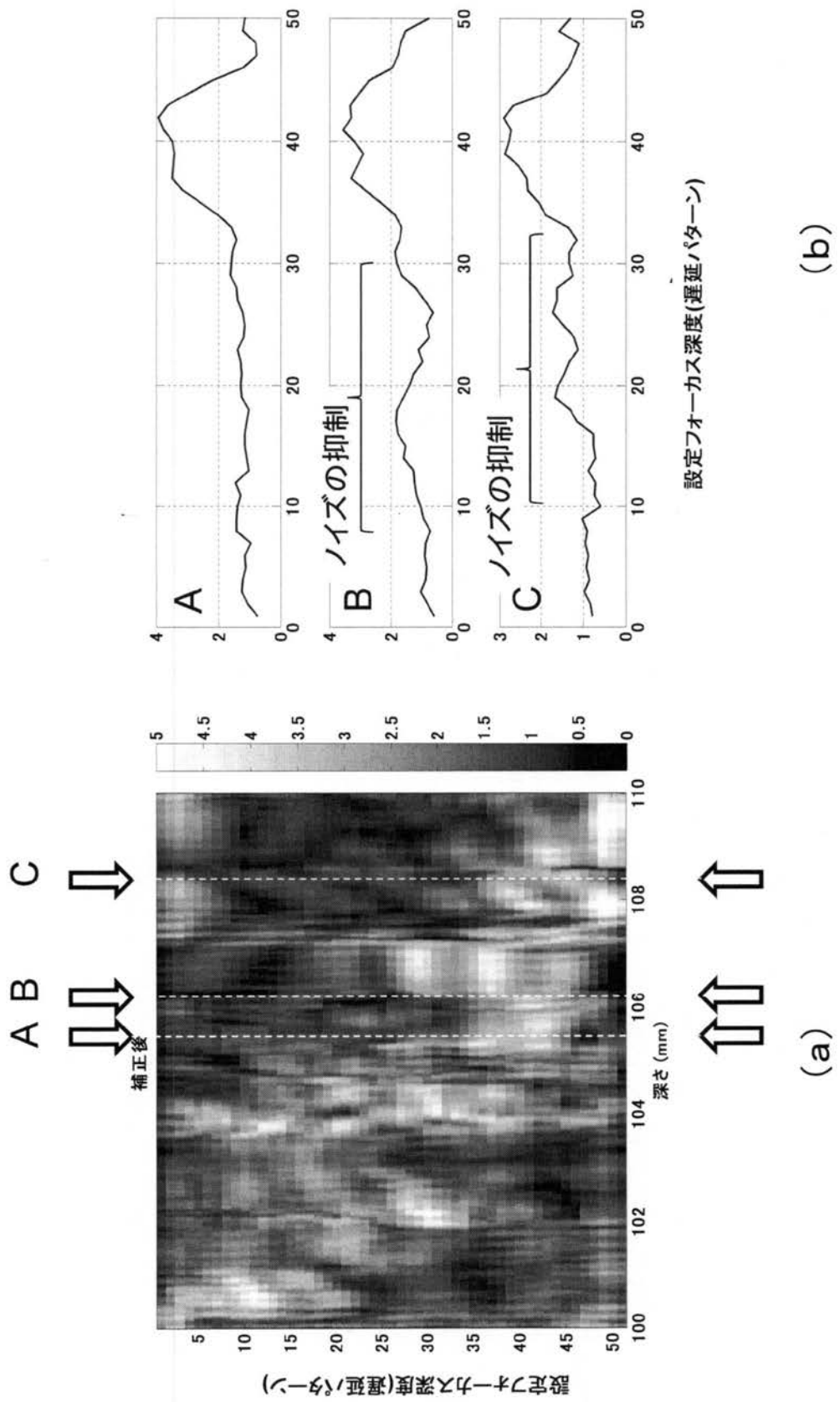


(a)

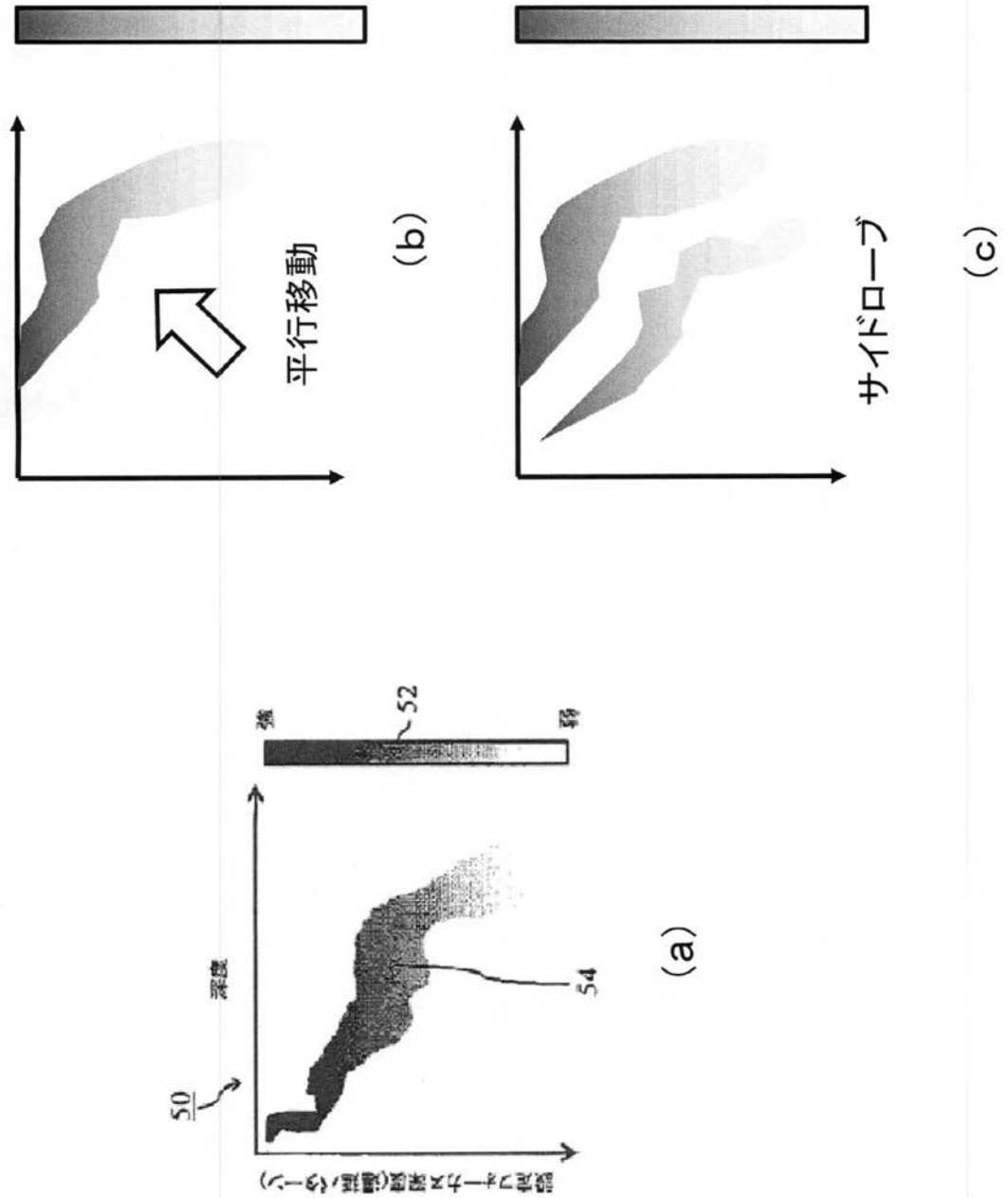


(b)

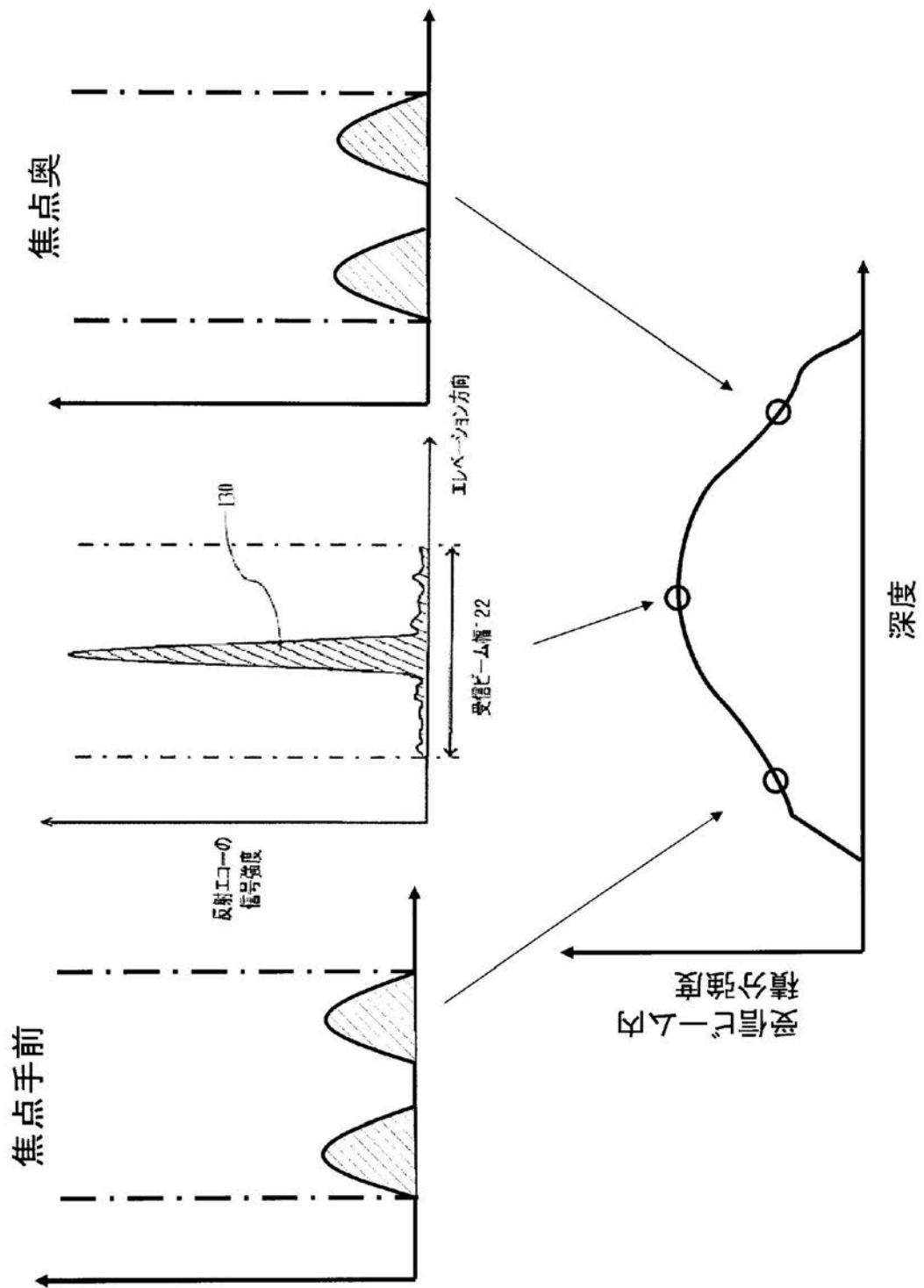
【図 20】



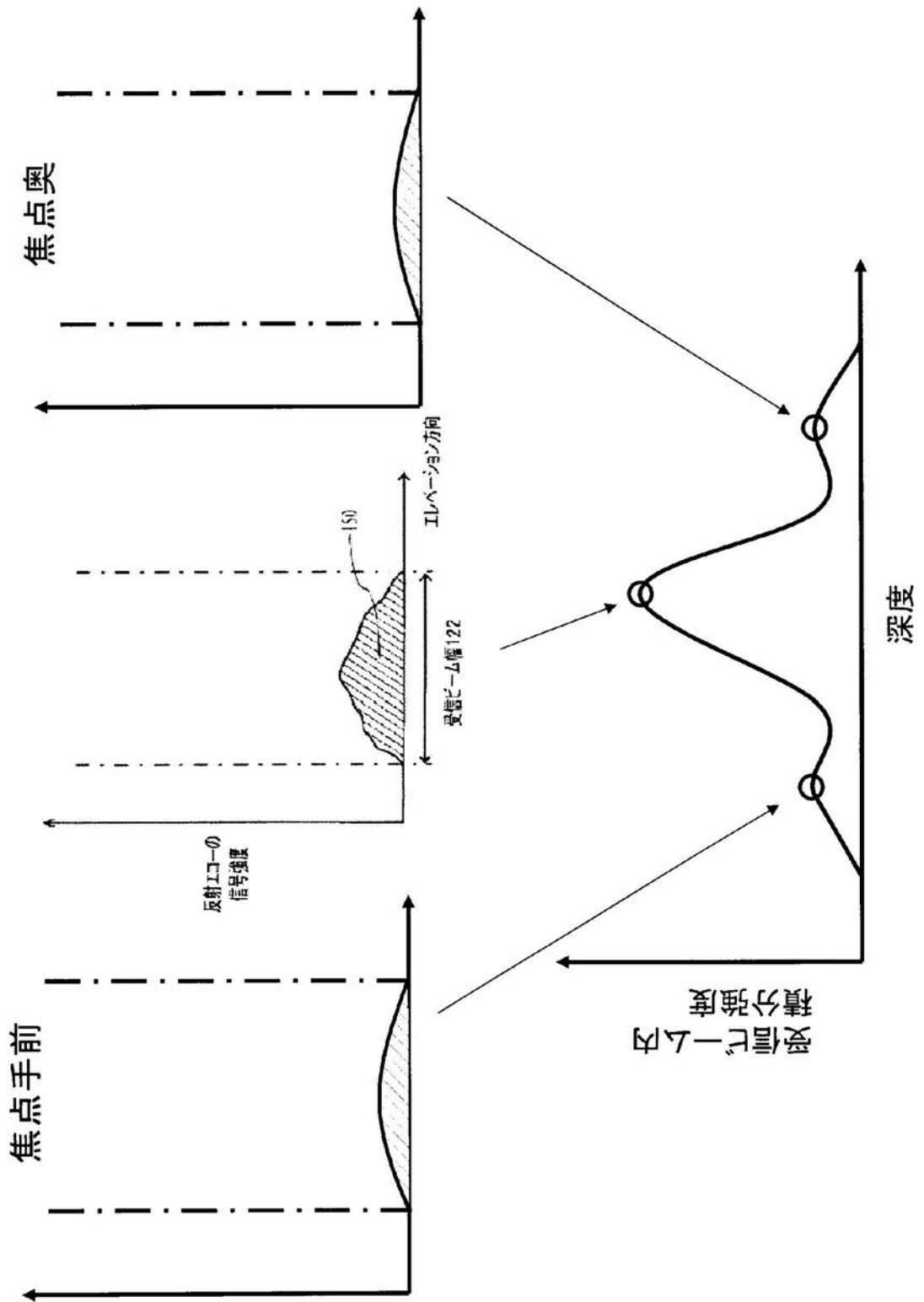
【図 2 1】



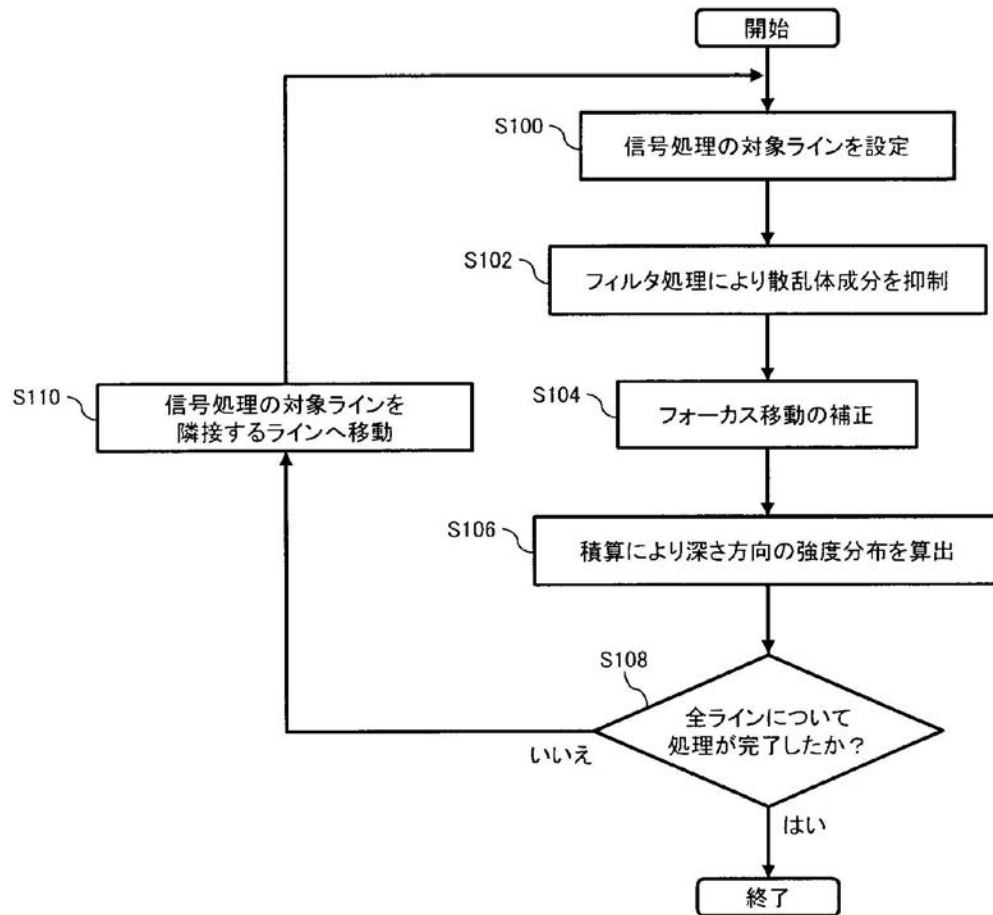
【図 22】



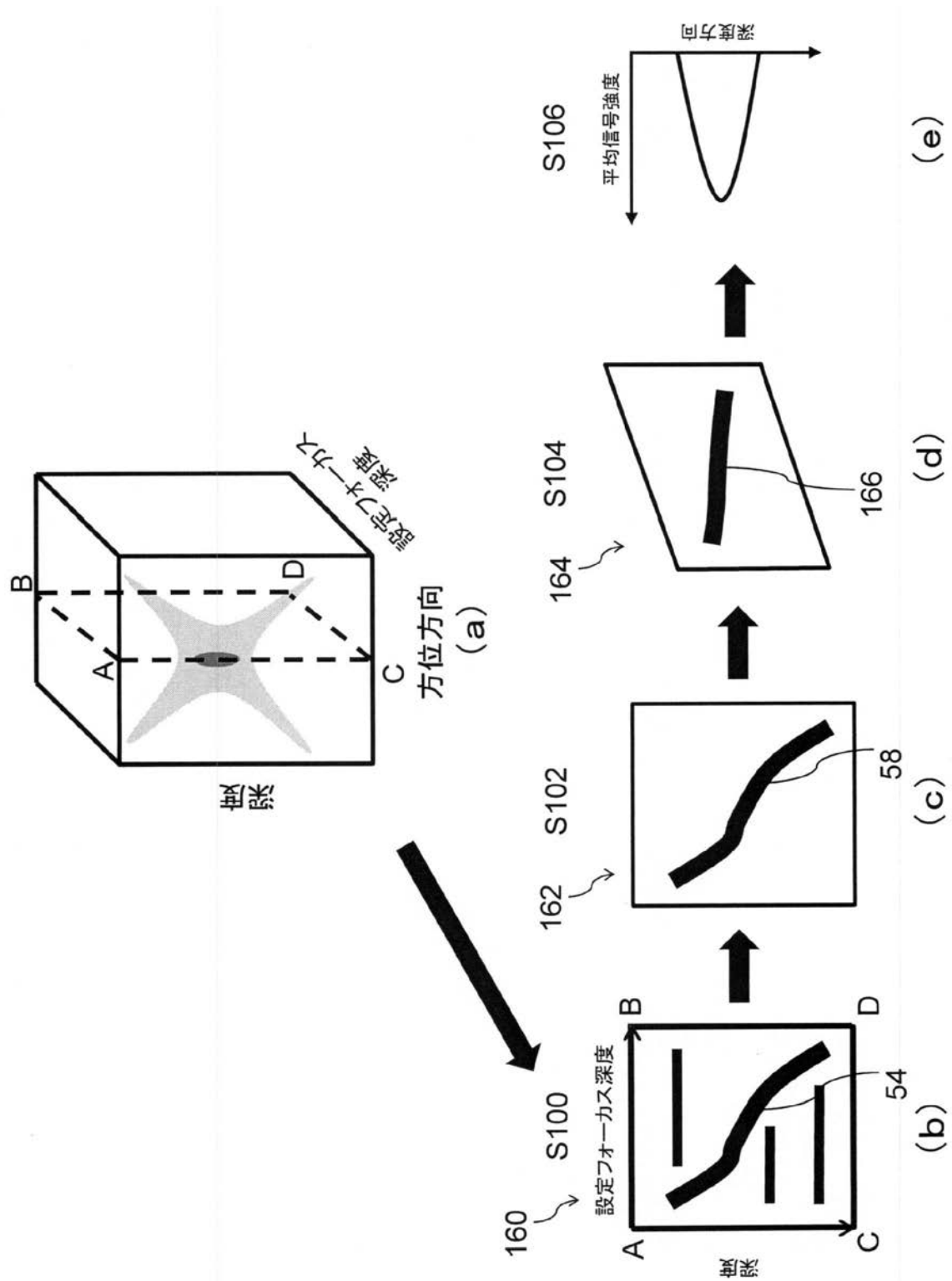
【図 23】



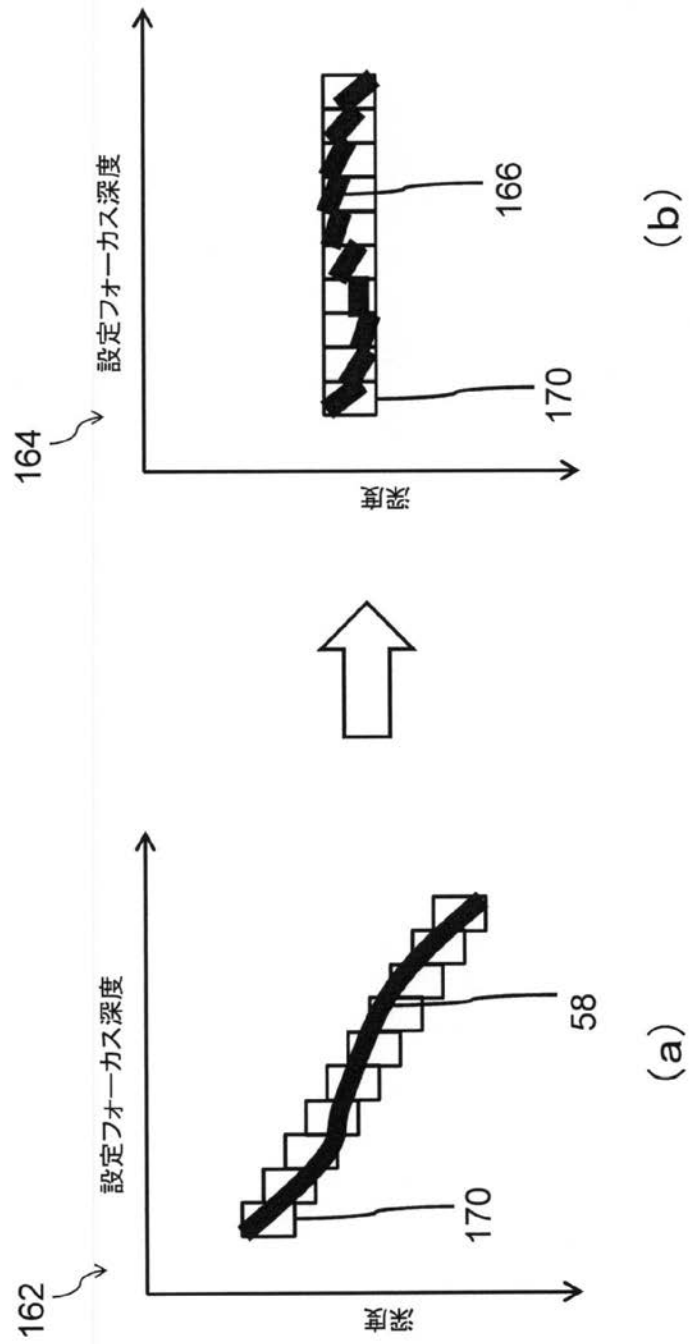
【図 2 4】



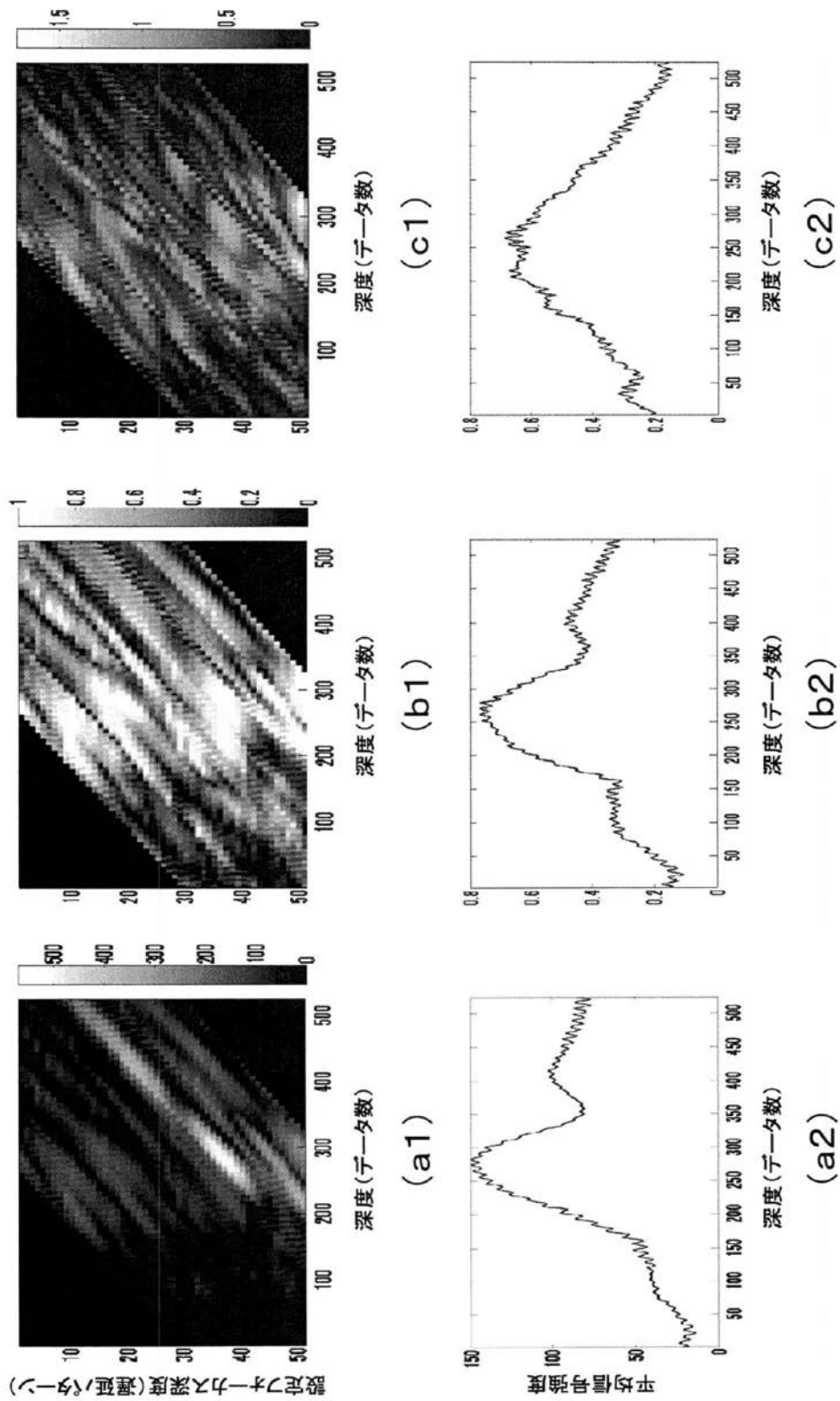
【 図 2 5 】



【図 26】



【図 27】



フロントページの続き

- (72)発明者 竹内 秀樹
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 佐久間 一郎
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 王 君臣
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 藤原 圭祐
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 射谷 和徳
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
- Fターム(参考) 4C160 JJ32 JJ35 JJ36 MM32
4C601 BB02 BB03 BB06 BB16 EE09 EE10 FF13 FF15 FF16 GB03
GB13 JB31 JC37 KK50

专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	JP2016027842A	公开(公告)日	2016-02-25
申请号	JP2015038476	申请日	2015-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	松井和洋 東隆 竹内秀樹 佐久間一郎 王君臣 藤原圭祐 射谷和徳		
发明人	松井 和洋 東 隆 竹内 秀樹 佐久間 一郎 王 君臣 藤原 圭祐 射谷 和徳		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C160/JJ32 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM32 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF13 4C601/FF15 4C601/FF16 4C601/GB03 4C601/GB13 4C601/JB31 4C601/JC37 4C601/KK50		
优先权	2014143502 2014-07-11 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：提高超声治疗的可靠性。 解决方案：通过重复执行治疗束的形成并获取接收信息，在改变目标聚焦位置的同时反射治疗束的声压分布，从而执行与多个目标聚焦位置相对应的多种治疗。 获取的接收信息。 映射图生成单元28基于接收到的多条信息，生成示出相对于目标焦点位置的变化的声压分布的变化的映射图。 [选型图]图1	(21) 出願番号 特願2015-38476 (P2015-38476) (22) 出願日 平成27年2月27日 (2015. 2. 27) (31) 優先権主張番号 特願2014-143502 (P2014-143502) (32) 優先日 平成26年7月11日 (2014. 7. 11) (33) 優先権主張国 日本国 (JP) 特許法第30条第2項適用申請有り (1) IEEE International Ultrasonics Symposium (平成26年9月3日～9月6日) (2) 日本超音波治療研究会 (平成26年11月15日) (3) 第30回ライフサポート学会大会 (平成26年9月24日～9月26日)	(71) 出願人 504137912 国立大学法人 東京大学 東京都文京区本郷七丁目3番1号 (71) 出願人 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YK1 国際特許事務所 (72) 発明者 松井 和洋 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内 (72) 発明者 東 隆 東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
--	--	---