

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010年9月2日(02.09.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/098233 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/052263
- (22) 国際出願日: 2010年2月16日(16.02.2010)
- (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 2009-040502 2009年2月24日(24.02.2009) 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]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1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): 脇 康治 (WAKI, Koji) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目1番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

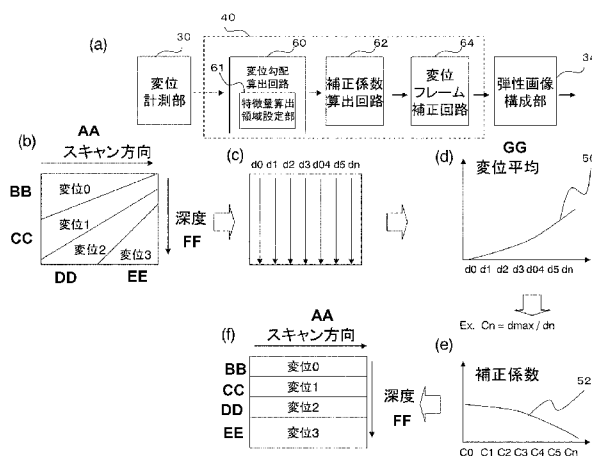
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND ELASTICITY IMAGE DISPLAY METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置及び弾性画像表示方法

[図3]



- 30 DISPLACEMENT MEASUREMENT UNIT
60 DISPLACEMENT GRADIENT CALCULATION CIRCUIT
61 FEATURE AMOUNT CALCULATION REGION SETTING UNIT
62 CORRECTION COEFFICIENT CALCULATION CIRCUIT
64 DISPLACEMENT FRAME CORRECTION CIRCUIT
34 ELASTICITY IMAGE CONSTRUCTION UNIT
AA SCAN DIRECTION
BB DISPLACEMENT 0
CC DISPLACEMENT 1
DD DISPLACEMENT 2
EE DISPLACEMENT 3
FF DEPTH
GG DISPLACEMENT AVERAGE
52 CORRECTION COEFFICIENT

(57) Abstract: An elasticity image suitable for diagnosis is easily obtained without depending on an examiner's compression technique. The displacement of tissue in a cross-sectional portion of a subject is measured on the basis of a pair of RF signal frame data relating to the cross-sectional portion of the subject, which are obtained at different times by transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from the subject (b). The displacement average in each beam line (d0-dn) of the ultrasonic wave is found (c), and the displacement gradient (50) in the scan direction of an ultrasonic probe is found on the basis of the displacement average (d). The correction coefficient (52) with respect to the displacement in each of the beam lines is found on the basis of the found displacement gradient (e), and the displacement distribution measured on the basis of the found correction coefficient is corrected (f). Even when the subject is compressed with the ultrasonic probe tilted in the scan direction, the elasticity image generated by compressing the subject with the ultrasonic probe not tilted along the scan direction can be generated in a pseudo manner by correcting the displacement distribution on the basis of the correction coefficient.

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

検者の圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得る。被検体との間で超音波を送受信して得られた被検体の断層部位の取得時刻の異なる一対の RF 信号フレームデータに基づいて断層部位の組織の変位を計測する(b)。超音波のビームライン(d0～dn)ごとの変位の平均を求め(c)、変位平均に基づいて超音波探触子のスキャン方向における変位勾配 50 を求める(d)。この求められた変位勾配に基づいてビームラインごとの変位に対する補正係数 52 を求め(e)、求められた補正係数に基づいて計測された変位分布を補正する(f)。このように、超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いた状態で被検体を圧迫したとしても、補正係数に基づいて変位分布を補正することにより、超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いていない状態で圧迫されて生成された弾性画像を擬似的に生成することができる。

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置及び弾性画像表示方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置及び弾性画像表示方法に係り、特に、被検体の断層部位の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を表示する超音波診断装置及び弾性画像表示方法に関する。

背景技術

[0002] 超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば超音波断層像等の断層像を構成して診断用に表示する。

[0003] 近年、手動又は機械的な方法により超音波探触子で被検体を圧迫して超音波受信信号を計測し、計測時間が異なる2つの超音波受信信号のフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて被検体の断層部位の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像を生成することが開示されている（例えば、特許文献1）。

[0004] ところで、検者の手動により超音波探触子を操作して被検体を圧迫する手法は、リアルタイム性、簡便性、分解能、コストといった点では利点があるが、圧迫が適切に行なわれないと診断に適した弾性画像が得られず、検者の圧迫手技に依存することが問題として挙げられる。例えば被検体の体表面に対して超音波探触子がスキャン方向（走査方向）に沿って傾いた状態で圧迫されると、被検体の組織が均一に加圧されないで弾性画像が診断に適さないものとなるおそれがある。

[0005] この点、例えば特許文献2には、超音波診断装置に設けた圧力センサ或いは硬さが既知である素材からの応力を検出し、超音波探触子のスキャン方向の応力の分布を表示する方法が開示されている。また、例えば特許文献3には、被検体の組織の変位分布もしくは応力分布を求めて、その分布に基づいて超音波探触子による圧迫の方向を検出し、その角度を表示する方法が開示され

ている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2000-060853号公報

特許文献2：国際公開W02005/120358号公報

特許文献3：国際公開W02005/122907号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、上記各特許文献は、検者の圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることについて改良の余地があると思われる。

すなわち、上記各特許文献では、超音波探触子のスキャン方向の応力の分布や超音波探触子による圧迫の方向を表示することにより検者に圧迫状態を示し、適切な圧迫手技を行なうことを促すものである。したがって、検者は圧迫状態の表示を見ながら超音波探触子を操作して適切な圧迫状態にする必要があるため取り扱いが煩雑になる場合がある。

[0008] そこで本発明は、検者の圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることを課題とする。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、この超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて被検体の断層部位のRF信号フレームデータを生成する整相加算手段と、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づいて断層部位の組織の変位を計測する変位計測手段と、計測された変位に基づいて断層部位の組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性情報を演算する弾性情報演算手段と、弾性情報に基づいて弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、弾性画像を表示する画像表示器とを備えて構成される。

- [0010] そして、超音波診断装置は、超音波送受信方向に直交するスキャン方向の変位勾配を求め、該求められた変位勾配に基づいて補正係数を求める勾配検出手段を有し、弾性画像構成手段は、該求められた補正係数に基づいて弾性画像を補正する。
- [0011] また、断層部位の組織の超音波のビームラインごとの変位に基づいて超音波探触子のスキャン方向における変位勾配を求め、この求められた変位勾配に基づいてビームラインごとの変位に対する補正係数を求める勾配検出手段を有しており、この求められた補正係数に基づいて計測された変位を補正して弾性画像を生成することを特徴としている。
- [0012] すなわち、超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いた状態で被検体を圧迫した場合、被検体の断層部位の組織のスキャン方向の変位に勾配が生じる。このスキャン方向の変位勾配に基づいて超音波探触子の傾きを補正するような補正係数を求め、この補正係数に基づいて計測された変位を補正することにより、超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いていない状態で圧迫されて生成された弾性画像を擬似的に生成することができる。その結果、検者は自らの圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることができる。
- [0013] この場合、勾配検出手段は、ビームラインごとの変位の平均に基づいてスキャン方向における変位勾配を補正し、この補正された変位勾配に基づいてビームラインごとの変位に対する補正係数を求めることができる。
- [0014] また、勾配検出手段は、あらかじめ設定された超音波探触子のスキャン方向における応力分布係数に基づいてスキャン方向における変位勾配を補正し、この補正された変位勾配に基づいてビームラインごとの変位に対する補正係数を求めることができる。すなわち、超音波探触子のスキャン方向の両端部では被検体を圧迫したときの応力が被検体の圧迫両端部より外側に分散されやすいことから、応力分布はスキャン方向に沿って凸状になりやすい。そこで、超音波探触子のスキャン方向における応力分布係数をあらかじめ設定しておき、この応力分布係数に基づいてスキャン方向における変位勾配を補

正して、補正された変位勾配に基づいて補正係数を求めることにより、補正係数の精度を向上させることができる。

[0015] また、勾配検出手段は、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づく断層部位の組織の変位のフレームごとに、スキャン方向における変位勾配に基づいて変位勾配の特徴量を求めるものとし、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレーム、複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームのいずれかを選択して、選択された複数のフレームを合成して弾性画像を生成する画像合成手段を備えて構成することができる。

[0016] すなわち、取得時刻の異なるフレーム間でパーシスタンス処理などに代表される平滑化処理を行ってノイズ成分を除去した高いS/N比の弾性画像を生成することが知られている。本発明によれば、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい、つまり超音波探触子のスキャン方向に沿った傾きが許容できる状態で圧迫されて得られたフレームのみを選択して合成するので、より精度の高い弾性画像を得ることができる。

[0017] また、画像合成手段は、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレームを選択して、選択された複数の変位フレームのそれぞれを、ビームラインごとの変位に対する補正係数に基づいて補正して、補正された複数の変位フレーム、補正された複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは補正された複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームのいずれかを選択して、選択された複数のフレームを合成して弾性画像を生成することができる。これによれば、超音波探触子のスキャン方向に沿った傾きが許容できる状態で圧迫されて得られたフレームのみを選択し、さらにこれらを補正係数に基づいて傾きがない状態に擬似的に補正して合成するので、より一層弾性画像の精度を高めることができる。

[0018] また、血流による拍動を利用して被検体の断層部位の組織を圧迫して弾性画像を生成する場合に、勾配検出手段は、スキャン方向における変位勾配に基づいて超音波探触子のスキャン方向の拍動による圧迫方向に対する傾き角

度を求め、求めた傾き角度に応じて超音波のビーム角度を変えるよう構成することができる。

[0019] つまり、拍動を利用して被検体の断層部位の組織を圧迫する場合、拍動による圧迫方向と超音波のビーム送受信方向が同じ或いは反対のベクトルをもつように超音波探触子を配置するのが望ましい。言い換えれば拍動による圧迫方向と超音波探触子の超音波送受信面が直交するのが望ましい。しかし超音波探触子をこのような望ましい状態に配置するのが難しい場合もある。そこで、スキャン方向における変位勾配に基づいて超音波探触子のスキャン方向(超音波送受信面)が拍動による圧迫方向に対して何度傾いているかを求めて、超音波のビーム送受信方向と拍動による圧迫方向が同じ或いは反対のベクトルをもつように超音波のビーム角度を変えている。これによって、拍動を利用した弾性画像をより診断に適したものとすることができる。

[0020] さらに、超音波を送受信するステップと、計測された反射エコー信号に基づいて変位を計測し、変位に基づいて弾性画像を構成するステップと、弾性画像を表示するステップとを含む弾性画像表示方法であって、超音波送受信方向に直交するスキャン方向の変位勾配を求めるステップと、該求められた変位勾配に基づいて補正係数を求めるステップと、該求められた補正係数に基づいて弾性画像を補正するステップを含む弾性画像表示方法もある。検者は自らの圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることができる。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、検者の圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0022] [図1] 本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図

[図2] 圧迫手技が適切でない場合の弾性画像などの例を示す図

[図3] 勾配検出部等の第1実施例の処理を説明する図

[図4] 勾配検出部等の第2実施例の処理を説明する図

[図5] 勾配検出部等の第3実施例の処理を説明する図

[図6] 勾配検出部等の第4実施例の処理を説明する図

[図7] 勾配検出部等の第5実施例の処理を説明する図

[図8] 勾配検出部等の第6実施例の処理を説明する図

[図9] 変位がプラスとマイナスにある場合とプラスだけの場合の補正係数の求め方の一例を示すもの

[図10] 変位がプラスとマイナスにある場合とプラスだけの場合の補正係数の求め方の一例を示すもの

[図11] 勾配検出部等の第7実施例の処理を説明する図

[図12] 勾配検出部等の第7実施例の処理を説明する図

[図13] 勾配検出部等の第8実施例の処理を説明する図

[図14] 勾配検出部等の第9実施例の処理を説明する図

[図15] 拍動による圧迫方向と超音波送受信方向の傾き角度の求め方の一例を示す図

[図16] 勾配検出部等の第10実施例の処理を説明する図

[図17] 勾配検出部等の第11実施例の処理を説明する図

[図18] 超音波のビームラインの深度方向に沿って設定した複数の変位勾配特徴量の算出領域(関心領域)のそれぞれについて変位勾配特徴量を求める例を示す図

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

[0024] 図1は本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置1には、被検体10に当接させて用いる超音波探触子12と、超音波探触子12を介して被検体10に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部14と、被検体10から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部16と、送信部14と受信部16を制御する超音波送受信制御

部17と、受信部16で受信された反射エコーを整相加算する整相加算部18とが備えられている。

[0025] また、整相加算部18からのRF信号フレームデータに基づいて被検体の濃淡断層画像例えば白黒断層画像を構成する断層画像構成部20と、断層画像構成部20の出力信号を画像表示器26の表示に合うように変換する白黒スキャンコンバータ22とが備えられている。

[0026] また、整相加算部18から出力されるRF信号フレームデータを記憶するRF信号保存部27と、保存された少なくとも2枚のRF信号フレームデータを選択するRF信号フレームデータ選択部28と、取得時刻の異なる少なくとも2枚のRF信号フレームデータに基づいて被検体10の生体組織の変位を計測する変位計測部30と、変位計測部30からの出力に基づいて超音波探触子12のスキャン方向の変位勾配等を検出する勾配検出部40とが備えられている。勾配検出部40の詳細については以後述べる。

[0027] また、変位計測部30で計測された変位情報から歪み又は弾性率などの弾性情報を求める弾性情報演算部32と、弾性情報演算部32で演算した歪み又は弾性率からカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部34と、弾性画像構成部34の出力信号を画像表示器26の表示に合うように変換するカラースキャンコンバータ36と、弾性画像構成部34から出力される取得時刻の異なる弾性画像フレーム間でパーシスタンス処理等の平滑化処理を行ってカラースキャンコンバータ36に出力する画像合成部38とが備えられている。

[0028] また、白黒スキャンコンバータ22から出力される白黒断層画像と、カラースキャンコンバータ36から出力されるカラー弾性画像を重ね合わせたり、並列に表示させたり、切替を行う切替加算部24と、切替加算部24から出力された画像を表示する画像表示器26とが備えられている。また、切替加算部24及びその他各機能ブロックを制御する画像系制御部44と、画像系制御部44に指示を与えるキーボード、マウス、タッチパネル等のインターフェイス部42と、超音波探触子12に設けられ被検体10を圧迫した際の応力を検出して勾配検出部40に出力する圧力計測部46とが備えられている。

- [0029] ここで、超音波診断装置1について詳細に説明する。超音波探触子12は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体10に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。送信部14は、超音波探触子12を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。
- [0030] 受信部16は、超音波探触子12で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成するものである。整相加算部18は、受信部16で増幅されたRF信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成してRF信号フレームデータを生成するものである。
- [0031] 断層画像構成部20は、整相加算部18からのRF信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行い、断層画像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ22は、断層画像構成部20からの断層画像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。この白黒スキャンコンバータ22は、フレームメモリに格納された被検体内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断像フレームデータをテレビ同期で読み出すものである。
- [0032] RF信号フレームデータ選択部28は、RF信号保存部27に格納された整相加算部18からの複数のRF信号フレームデータ群から1組すなわち少なくとも2つのRF信号フレームデータを選択する。例えば、整相加算部18から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成されるRF信号フレームデータをRF信号保存部27に順次記憶し、記憶されたRF信号フレームデータ(N)を第1のデータとして選択すると同時に、時間的に過去に記憶されたRF信号フレームデータ群(N-1、N-2、N-3...N-M)の中から1つのRF信号フレームデータ(X)を選択する。なお、ここでN、M、XはRF信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

[0033] そして、変位計測部30は、選択された1組のデータすなわちRF信号フレームデータ(N)及びRF信号フレームデータ(X)から1次元或いは2次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方向と大きさに関する1次元又は2次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えば $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。

[0034] 弾性情報演算部32は、変位計測部30から出力される計測値、例えば移動ベクトルと、圧力計測部46から出力される圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。

[0035] このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を歪みの変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部30により計測された変位を $L(X)$ 、圧力計測部46により計測された圧力を $P(X)$ とすると、歪み $\Delta S(X)$ は、 $L(X)$ を空間微分することによって算出することができるから、 $\Delta S(X) = \Delta L(X) / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 $Y_m(X)$ は、 $Y_m = (\Delta P(X)) / \Delta S(X)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

[0036] 弾性画像構成部34は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性情報演算部32から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保された弾性フレームデータに対し画像処理を行うものである。

- [0037] カラースキャンコンバータ36は、弾性画像構成部34からの弾性フレームデータに色相情報を付与する機能を有したものである。つまり、弾性フレームデータに基づいて光の3原色すなわち赤(R)、緑(G)、青(B)に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。
- [0038] 画像合成部38は、弾性画像構成部34から出力される取得時刻の異なる弾性画像フレーム間で加算平均処理、中央値を求める処理、又はパーシスタンス処理などに代表される平滑化処理を行ってノイズ成分を除去した高いS/N比の弾性画像を生成してカラースキャンコンバータ36に出力する。また、弾性画像フレーム間のみならず、例えば変位計測部30から出力される変位フレーム間、弾性情報演算部32から出力される弾性情報フレーム間などに平滑化処理を施すこともできる。
- [0039] 切替加算部24は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリは、白黒スキャンコンバータ22からの断層画像データとカラースキャンコンバータ36からの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部は、フレームメモリに確保された断層画像データと弾性画像データとを合成割合を変更して合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性画像の各情報を合成割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部は、フレームメモリ内の断層画像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから画像表示器26に表示する画像を選択するものである。
- [0040] 本実施形態の超音波診断装置1のように弾性画像を生成して表示する場合、被検体10の断層部位の組織の圧迫を行なう必要がある。例えば超音波探触子12を被検体10の体表に当接させて初期圧迫状態(例えば5%~20%程度の歪みが生じた状態)まで加圧し、この初期圧迫状態から超音波探触子12を押し引きして例えば0.2%~1%程度の微少な歪み変化を生じさせる。このように検者の手動により超音波探触子12を操作して超音波送受信面で被検体を圧迫する手

法は、リアルタイム性、簡便性、分解能、コストといった点では利点があるが、圧迫が適切に行なわれないと診断に適した弾性画像が得られず、検者の圧迫手技に依存することが問題として挙げられる。

[0041] 図2は圧迫手技が適切でない場合の弾性画像等の例を示す図である。図2左のように、被検体10の圧迫前の体表面(図2左の破線)に対して超音波探触子12がスキャン方向に沿って傾いた状態で圧迫されると、被検体10の組織が片押しされた状態になり均一に加圧されない。なお、スキャン方向とは、超音波送受信方向に直交する方向(体表面に沿った方向)であり、いわゆる走査方向である。スキャン方向に沿った応力は図2右上のグラフに示すようになり、その結果、図2右下のようにスキャン方向の組織歪みに偏りが生じた弾性画像が生成されてしまう。このような弾性画像は被検体10の診断対象部位の弾性を適切に反映していないおそれがあるため、診断には適さない画像となる。

[0042] 本実施形態の超音波診断装置1は、このような問題に対して、検者の圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得るために、勾配検出部40を設け、勾配検出部40での検出結果に応じて各種処理を施している。以下、本実施形態の特徴部である勾配検出部40等の詳細について各実施例を用いて説明する。

実施例 1

[0043] 図3は勾配検出部40等の第1実施例の処理を説明する図である。図3(a)は勾配検出部40の詳細構成を示す図である。図3(a)に示すように、勾配検出部40は、変位計測部30から出力された変位フレームのビームラインごとの変位の平均等を求めて変位勾配を算出する変位勾配算出回路60と、求められた変位の平均等による変位勾配に基づいてビームラインごとの補正係数を求める補正係数算出回路62と、補正係数に基づいて変位フレームを補正する変位フレーム補正回路64とを備えて構成される。また、変位勾配算出回路60は、変位フレームのビームラインごとの変位の特徴量を算出する領域を設定する特徴量算出領域設定部61を有しており、特徴量算出領域設定部61で設定された領域について変位勾配を算出する。変位フレーム補正回路64で補正された変位

フレームは例えば弾性画像構成部34に出力される。

[0044] 以下、変位勾配算出回路60、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第1実施例の処理を説明する。図3(b)は2フレーム間の被検体の断層部位の組織の変位量の分布を模式的に示したものである。超音波探触子12表面の応力が均一にならずに偏りがある場合には、図3(b)のように各ビームラインにおける変位量の分布に偏りが生じる。そこで、変位勾配算出回路60は、図3(c)の様に各ビームライン($d_0 \sim d_N$: N は自然数)の例えば複数計測点の変位量を平均、加減、乗除、2乗などすることにより、ビームラインごとの変位の特徴量として算出する。例えば変位量の平均を変位特徴量として図3(d)の様にビームラインごとに並べると、大きな応力が印加されたラインでは変位の特徴量が大きくなり、小さな応力のラインでは変位の特徴量は小さくなる。変位勾配算出回路60は、各ビームラインの変位の特徴量を結ぶことにより図3(d)のように超音波探触子12のスキャン方向の変位勾配50を求める。なお、被検体10の断層部位には、ほぼ一様な弾性を有する組織と、この組織とは弾性が異なる診断対象の組織とが含まれていることを想定している。

[0045] 続いて、補正係数算出回路62は、図3(e)のようにビームラインごとの変位に対する補正係数52を算出する。補正係数とは、超音波探触子12のスキャン方向に沿った傾きを補正する係数である。つまり超音波探触子12がスキャン方向に沿って傾いた状態で圧迫されたときに、計測された変位を補正するための係数である。言い換えれば、超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いていない状態で圧迫された弾性画像を擬似的に生成するための係数である。補正係数算出回路62は、例えば補正係数52を、走査ラインの変位平均の最大を基準として、補正係数 $c_N = d_{\max}/d_N$ の様に求めることができる。

[0046] 補正係数52が求められたら、変位フレーム補正回路64は、図3(f)に示すように、補正係数52に基づいてビームラインごとの変位を補正して弾性画像を生成する。変位フレーム補正回路64は、例えばビームラインごとの補正係数52と各ラインの変位量を乗算することにより補正後の変位を取得することがで

きる。なお変位フレーム補正回路64は、補正係数52に基づいて変位フレーム、弾性情報フレーム、そして弾性画像構成部34で補正された弾性フレームデータに画像処理を行い、カラスキャンコンバータ36で弾性フレームデータに色相情報を付与し、弾性画像を生成することができる。なお、本実施例では、変位による変位勾配を求めたが、変位が元となる歪み、弾性率、粘性等のパラメータによる勾配も変位勾配に含まれるものとする。

[0047] 本実施例によれば、たとえ超音波探触子12がスキャン方向に沿って傾いた状態で被検体10を圧迫したとしても、スキャン方向の変位勾配に基づいて超音波探触子12の傾きを補正するような補正係数を補正係数算出回路62によって求め、この補正係数に基づいて変位フレーム補正回路64によって弾性画像を補正しているので、超音波探触子12が傾いていない状態で圧迫されて生成された弾性画像を擬似的に生成することができる。その結果、検者は自らの圧迫手技に依存することなく簡便に診断に適した弾性画像を得ることができる。

実施例 2

[0048] 図4は勾配検出部40等の第2実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第1実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第2実施例の処理を説明する。なお第1実施例と同様の部分の説明は省略する。本実施例では、変位勾配算出回路60は、図4(c)のように変位勾配50を求めた後、図4(c-2)に示すように各ビームラインの変位の特徴量の平均に基づいて変位勾配を補正する。変位勾配算出回路60は、例えば各ビームラインの変位特徴量の平均(DiSp_{mean})を、 $DiSp_{mean} = \sum dN / N$ (N: ビームライン数) により求め、求められた変位特徴量の平均値をd_{mean}として、ビームラインd_Nに対応する変位特徴量とする。そしてd_{mean}とビームラインd₀に対応する変位特徴量0とを直線で結んで、これを補正された変位勾配54とする。

[0049] 変位勾配を補正した後は第1実施例と同様に補正係数算出回路62でビームラインごとの補正係数52を求めて、変位フレーム補正回路64で補正係数52に基

づいてビームラインごとの変位を補正して弾性画像を生成する。本実施例によれば、例えば一様な弾性を有する組織の中に弾性が異なる組織が多少含まれていたとしても、その組織による影響を排除した安定な変位勾配を得ることができ、超音波探触子12の傾きの程度をより精度よく求めることができる。

実施例 3

[0050] 図5は勾配検出部40等の第3実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第1実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第3実施例の処理を説明する。なお第1, 2実施例と同様の部分の説明は省略する。本実施例では、変位勾配算出回路60は、図5(c-2)のように補正された変位勾配54を求めた後、この変位勾配をあらかじめ設定された超音波探触子のスキャン方向における応力分布係数56に基づいてさらに補正するものである。例えば、変位勾配算出回路60は、補正された変位勾配54にあらかじめ設定された超音波探触子のスキャン方向における応力分布係数56を掛けて変位勾配を求める。なお、変位勾配算出回路60は、第1実施例で求められた変位勾配50に対して応力分布係数56を掛けて補正することもできる。

[0051] 変位勾配を補正した後は第1実施例と同様に補正係数算出回路62でビームラインごとの補正係数52を求めて、変位フレーム補正回路64で補正係数に基づいてビームラインごとの変位を補正して弾性画像を生成する。本実施例によれば、超音波探触子12で被検体を圧迫する際の応力分布の特性を考慮して補正係数の精度を向上させることができる。

つまり、超音波探触子12のスキャン方向の両端部では被検体を圧迫したときの応力が被検体の圧迫両端部より外側に分散されやすいことから、応力分布はスキャン方向に沿って凸状になりやすい。そこで、超音波探触子12のスキャン方向における応力分布係数56をあらかじめ実験或いはシミュレーション等によって求めて超音波診断装置に設定しておき、変位勾配算出回路60によって応力分布係数に基づいてスキャン方向における変位勾配を補正して、補

正係数算出回路62によって補正された変位勾配に基づいて補正係数を求めることにより、補正係数の精度を向上させることができる。

実施例 4

[0052] 図6は勾配検出部40等の第4実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第1実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第4実施例の処理を説明する。なお第1実施例等と同様の部分の説明は省略する。第1～3実施例では特徴量算出領域設定部61が被検体の断層部位の変位フレーム全体を特徴量算出領域として設定した場合を例示したが、本実施例は、図6(b)に示すように、特徴量算出領域設定部61が変位の特徴量を算出する際の特徴量算出領域を深度方向に複数に分割して設定するものである。言い換えれば、特徴量算出領域設定部61は、超音波のビームラインの深度方向に沿って複数の特徴量算出領域(関心領域)を設定して、変位勾配算出回路60は、それぞれの特徴量算出領域について変位特徴量を算出して変位勾配50を求めるものである。

[0053] 本実施例では、特徴量算出領域設定部61は、図6(b)に示すように超音波ビームの深さ方向に例えば3つの領域(1)～(3)を設定し、変位勾配算出回路60は、図6(c)に示すように、領域(1)～(3)のそれぞれについて変位勾配50を求めている。さらに図6(d)に示すように補正係数算出回路62は、領域(1)～(3)のそれぞれについて補正係数52を求め、変位フレーム補正回路64は、各補正係数に基づいて対応する各領域のビームラインごとの変位を補正して弾性画像を生成する。例えば超音波ビームの深度方向に弾性の異なる複数の臓器にまたがっていると、変位分布が複雑になり適切な弾性画像の補正が行えない場合がある。この点本実施例によれば、弾性がおおよそ一様な組織ごとに変位勾配や補正係数を求めているので弾性画像に対して適切な補正を行うことができる。

実施例 5

[0054] 図7は勾配検出部40等の第5実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第1実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、補正係

数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第5実施例の処理を説明する。なお第1実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、図7(b)に示すように、特徴量算出領域設定部61が特徴量算出領域を超音波のビームラインの深度方向の一部分に設定して、変位勾配算出回路60がこの特徴量算出領域について変位特徴量を算出して変位勾配50を求めるものである。変位勾配50を求めた後の処理は第1実施例等と同様である。なお、特徴量算出領域は、インターフェイス部42を介して検者が任意で入力設定することもできるし、被検体の断層部位の組織の弾性に応じて特徴量算出領域設定部61が自動で設定するようにすることもできる。例えば特徴量算出領域設定部61は、被検体の断層部位において超音波のビームラインの深度方向に沿って複数の特徴量算出領域(関心領域)の候補領域を設定して、これら複数の候補領域のそれぞれにおいて組織の弾性(変位、歪み、弾性率等)のバラツキを求め、最もバラツキが小さい候補領域を特徴量算出領域として設定する。

[0055] 本実施例によれば、例えば被検体の断層部位の上部に弾性の異なる組織が混在している場合に、特徴量算出領域設定部61によって弾性が一樣である下部にのみ特徴量算出領域を設定することにより、変位勾配算出回路60によって超音波探触子12の傾き度合い(変位勾配)をより正確に求めることができる。その結果、補正係数算出回路62によって適切な補正係数を得ることができるので、変位フレーム補正回路64によってより精度よく弾性画像を補正することができる。

実施例 6

[0056] 図8は勾配検出部40等の第6実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第1実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第6実施例の処理を説明する。なお第1実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、図8(b)に示すように、特徴量算出領域設定部61が特徴量算出領域を擬似組織68に設定して、変位勾配算出回路60がこの特徴量算出領域について変位特徴量を算出して変位勾配50を求めるものである。

- [0057] なお、擬似組織68は超音波探触子12の超音波送受信面に設けられ弾性が一様でありかつ既知のものである。
- [0058] 本実施例によれば、弾性が一様でありかつ既知の擬似組織68を用いることにより、変位勾配算出回路60によって検者の圧迫手技に起因して生じる超音波探触子12のスキャン方向に沿った傾き(変位勾配)をより正確に求めることができる。その結果、補正係数算出回路62によって適切な補正係数を得ることができるので、変位フレーム補正回路64によってより精度よく弾性画像を補正することができる。
- [0059] なお、上記の各実施例では、各ビームラインの組織の変位は全てスキャン方向にプラスの変位があるとして説明してきたが、変位がスキャン方向のプラスとマイナスにある場合も同様の考え方により補正係数算出回路62によって補正係数を求めることができる。例えば図9は変位がプラスとマイナスにある場合とプラスだけの場合の補正係数の求め方の一例を示すものである。図9に示すように、変位にマイナスがある場合、補正係数算出回路62は、マイナスの変位に応じて補正係数を求めることにより、変位がプラスだけの場合と同様に適切な補正を行うことができる。また、図10は変位がプラスとマイナスにある場合とプラスだけの場合の補正係数の求め方の一例を示すものである。図10に示すように、変位にマイナスがある場合、補正係数算出回路62は、マイナスの部分に絶対値化処理を施すことにより変位がプラスだけの場合と同様に適切な補正を行うことができる。

実施例 7

- [0060] 図11、12は勾配検出部40等の第7実施例の処理を説明する図である。本実施例の勾配検出部40は、図11(a)に示すように、変位計測部30から出力された変位フレームのビームラインごとの変位の平均等を求めて変位勾配を算出する変位勾配算出回路60と、各ビームラインの変位の平均等をライン間で微分する微分回路72と、変位勾配の特徴量を求める勾配特徴量検出回路74とを備えて構成され、求められた変位勾配の特徴量は例えば弾性画像構成部34などに出力される。なお第1実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、

被検体の断層部位の組織の変位のフレームごとに、変位勾配算出回路60によってスキャン方向における変位勾配を求め、求められた変位勾配に基づいて微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって変位勾配の特徴量を求め、画像合成部38によって変位勾配の特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレーム等を選択して合成するものである。

[0061] 図11は変位勾配の特徴量を求める一例を示す図である。図11(d)のように変位勾配算出回路60によって変位勾配50を求めるまでは第1実施例等と同様である。本実施例では、微分回路72は、各ビームラインの変位の特徴量をライン間にて微分することにより、図11(e)の様な増減分を求める。例えばビームラインd0とd1の間の増減分は $dd0 = (d1 - d0) / \text{pitch}$ で求められる。pitchはビームライン間距離である。

[0062] さらに図11(f)のように、勾配特徴量検出回路74は、ライン間の変位の増減値を例えば加算することによって、ビームの開始点を基準とした変位勾配の特徴量(Oblique Index)を求める。つまり $\text{Oblique Index} = \sum \text{SUM}(ddi) (i=0 \sim N-1)$ となる。また、勾配特徴量検出回路74は、例えばライン間の変位の増減値の加算平均を変位勾配の特徴量とすることもできる。つまり $\text{Oblique Index} = \sum \text{SUM}(ddi) / \text{diSp\_mean} (i=0 \sim N-1)$ とすることができる。diSp_meanは変位の全体平均である。

[0063] 図12は変位勾配の特徴量に基づいて画像合成部38によって複数の変位フレーム等を選択して合成する一例を示す図である。図12に示すように取得時刻が異なる複数の変位フレームA, B, Cがあり、これらの変位勾配の特徴量(Oblique Index)はそれぞれ100, 3, 10であったとする。また、変位フレームを選別するためにあらかじめ設定された閾値は15であったとする。この場合、画像合成部38は、変位勾配の特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい変位フレームB, Cのみを選択し、変位フレームB, Cに対してパーシスタンス処理に代表される合成処理(平滑化処理)を実行する。

[0064] 本実施例によれば、画像合成部38は、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい、つまり超音波探触子12のスキャン方向に沿った傾きが

許容できる状態で圧迫されて得られた良質なフレームのみを選択して合成するので、より精度の高い弾性画像を得ることができる。なお画像合成部38が合成処理を施すのは変位フレームに限らず、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームとすることもできる。

[0065] なお、変位勾配特徴量の閾値は、例えば乳腺、甲状腺、前立腺の様な診断部位ごとにあらかじめ超音波診断装置に設定しておくこともできるし、検者がインターフェイス部42を介して入力或いは変更設定することもできる。

実施例 8

[0066] 図13は勾配検出部40等の第8実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第7実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74、画像合成部38、補正係数算出回路62、変位フレーム補正回路64等により実行される第8実施例の処理を説明する。なお第1, 7実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、画像合成部38によって変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレームを選択して、選択された複数の変位フレームのそれぞれを補正係数に基づいて変位フレーム補正回路64によって補正して、画像合成部38によって補正された複数の変位フレーム等を合成するものである。

[0067] 図13に示すように、取得時刻が異なる複数の変位フレームA, B, Cがあり、これらの変位勾配の特徴量(Oblique Index)はそれぞれ100, 3, 10であったとする。また、変位フレームを選別するためにあらかじめ設定された閾値は15であったとする。この場合、画像合成部38は、変位勾配の特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい変位フレームB, Cのみを選択する。変位フレーム補正回路64は、変位フレームB, Cに対して補正係数52に基づいて補正を行う。そして、画像合成部38は、補正がなされた変位フレームB, Cに対してパーシスタンス処理に代表される合成処理(平滑化処理)を実行する。

[0068] 本実施例によれば、画像合成部38によって超音波探触子のスキャン方向に

沿った傾きが許容できる状態で圧迫されて得られた良質なフレームのみを選択し、さらにこれらを変位フレーム補正回路64によって補正係数に基づいて傾きがない状態に擬似的に補正して、画像合成部38によって合成するので、より一層弾性画像の精度を高めることができる。なお、画像合成部38は、補正がなされた複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは補正がなされた複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームを選択して合成することもできる。

実施例 9

[0069] 図14、15は勾配検出部40等の第9実施例の処理を説明する図である。本実施例の勾配検出部40は、図14(a)に示すように、第1実施例と同様の変位勾配算出回路60と、変位勾配算出回路60で求められた変位勾配に基づいて超音波探触子のスキャン方向が拍動による圧迫方向に対してどの程度傾いているかを求める傾き角度算出回路76とを備えて構成される。なお第1実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、血流による拍動を利用して被検体の断層部位の組織を圧迫して弾性画像を生成する場合に、変位勾配に基づいて傾き角度算出回路76によって超音波探触子のスキャン方向の拍動による圧迫方向に対する傾き角度を求め、求めた傾き角度に応じて超音波送受信制御部17によって超音波のビーム角度を変えるものである。

[0070] 図14は超音波のビーム角度を変える手法の一例を示す図である。例えば肝臓、膵臓等、心臓や大動脈に隣接する組織の弾性画像を得る場合は、手動又は機械的に組織を歪ませなくても、拍動を使うことにより組織歪みが得られる。しかし、弾性画像を得るためには、超音波ビーム送受信方向と組織の歪み方向が同じ或いは反対のベクトルを持つ必要がある。言い換えれば、拍動による圧迫方向と超音波のビーム送受信方向が平行になるのが望ましい。しかし超音波探触子12をこのような望ましい状態に配置するのが難しい場合もある。

[0071] すると、図14(b)に示すように、拍動による圧迫方向と超音波送受信方向とが斜めに交わる状態となる。この場合図14(c)に示すように、超音波探触子12

のスキャン方向に沿った組織の変位に勾配が生じる。そこで、図14(d)に示すように、傾き角度算出回路76は、スキャン方向における変位勾配に基づいて超音波探触子12のスキャン方向が拍動による圧迫方向に対してどの程度傾いているかを求め、求められた傾き角度に応じた角度補正データを超音波送受信制御部17に送り、超音波送受信制御部17は、拍動による圧迫方向と超音波送受信方向が同じ或いは反対のベクトルをもつように超音波のビーム角度を変える。

[0072] 図15は拍動による圧迫方向と超音波送受信方向の傾き角度の求め方の一例を示す図である。まず第1実施例等と同様に変位勾配算出回路60によって図15(a)のように変位勾配を求める。続いて図15(b)に示すように、傾き角度算出回路76は、表示画像のスキャン方向及び深度方向の画像サイズを求める。表示画像は例えば白黒Bモード画像でも弾性画像であってもよい。続いて図15(c)に示すように、傾き角度算出回路76は、弾性画像上に変位勾配を描画する。続いて図15(d)に示すように、傾き角度算出回路76は、表示画像上での変位勾配の長さを求める。続いて図15(e)に示すように、傾き角度算出回路76は、スキャン方向の画像サイズを例えば50mmとし、変位勾配の長さを例えば60mmとすると、拍動による圧迫方向と超音波送受信方向の傾き角度(変位勾配)を、 $(\text{変位勾配}) = \cos^{-1}(50/60)$ により求める。

[0073] 傾き角度が求められたら、傾き角度算出回路76は、超音波送受信制御部17に角度補正データを出力する。超音波送受信制御部17は角度補正データに応じて各ビームラインの送信パルスの遅延時間を制御して拍動による圧迫方向と超音波送受信方向が同じ或いは反対のベクトルをもつように超音波のビーム角度を変える。本実施例によれば、超音波探触子12の配置の制約により拍動による圧迫方向と超音波送受信方向が同じ或いは反対のベクトルをもつようにするのが難しい場合であっても、拍動を利用した弾性画像をより診断に適したものとすることができる。

[0074] また、画像表示器26に被検体10の体表及び超音波探触子12を模した図を表示し、求められた超音波探触子12のスキャン方向の傾き角度に応じて、超音

波探触子12を模した図の被検体10の体表に対する傾き角度を変えて画像表示器26に表示することにより、超音波探触子12の傾きの度合いを分かり易く検者にフィードバックすることもできる。

実施例 10

[0075] 図16は勾配検出部40等の第10実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第7実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74等により実行される第10実施例の処理を説明する。なお第1, 7実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、第7実施例と同様に、変位フレームごとに変位勾配算出回路60によってスキャン方向における変位勾配を求め、求められた変位勾配に基づいて微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって変位勾配の特徴量 (Oblique Index) を求め、変位勾配特徴量を画像表示器26に時間軸に沿ってグラフ表示等するものである。

[0076] 超音波探触子12を用いて手動で被検体を圧迫する場合、検者の手ぶれの影響からスキャン方向の応力に偏りが発生するが、この偏りは例えば図16(a) ~ (c) のようにある時相 (a) では100, ある時相 (b) では0, ある時相 (c) では-80 というように時間経過にともなって変化する場合がある。そこで、本実施例は、変位フレームごとに変位勾配算出回路60によってスキャン方向における変位勾配を求め、求められた変位勾配に基づいて微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって変位勾配の特徴量 (Oblique Index) を求めることにより、図16 (d) に示すように、縦軸を変位勾配特徴量、横軸を時間として変位勾配特徴量の時間経過にともなう変化をグラフ表示している。

[0077] 本実施例によれば、変位勾配特徴量 (Oblique Index) の時間的な変化を表示することにより、検者に手ぶれの様子をフィードバックすることができるので、圧迫の質を向上することができる。

実施例 11

[0078] 図17は勾配検出部40等の第11実施例の処理を説明する図である。勾配検出部40の詳細構成は第7実施例と同様である。以下、変位勾配算出回路60、微分

回路72、勾配特徴量検出回路74等により実行される第10実施例の処理を説明する。なお第1, 7実施例等と同様の部分の説明は省略する。本実施例は、変位フレームごとの断層部位の組織の変位等の平均値の時間軸に沿ったグラフと、変位勾配特徴量の時間軸に沿ったグラフを画像表示器26に表示等するものである。

[0079] 検者による圧迫が適切であることの指標として、変位平均、歪み平均、応力平均、トラッキングを使った距離計測などが挙げられるが、本実施例は、第7実施例等で変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって求められた変位勾配特徴量 (Oblique Index) の時間的な変化と、圧迫量の時間的な変化を同時に画像表示するものである。図17に示すように、上段には変位勾配特徴量 (Oblique Index) の時間的な変化が、下段には圧迫量の時間的な変化が表示される。圧迫量とは変位、歪み等の弾性情報、或いは応力などの平均であり、それぞれ変位計測部30、弾性情報演算部32、圧力計測部46により求められる。検者はこの両方のグラフが適切になるように超音波探触子12の操作を行なうことにより圧迫のQualityを向上させて診断に適した弾性画像を得ることができる。

[0080] また、図17に示すように、勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さく超音波探触子12による被検体の圧迫角度が適切な時相と、超音波探触子12による被検体の圧迫量が適切な時相とを求め、両時相が重なった領域を良画像領域80として表示することができる。良画像領域80は時間軸に沿って複数表示することもできる。これによれば、検者は良画像領域80が表示され続けるように超音波探触子12を操作すればよいので、より圧迫手技を適切に行なって診断に適した弾性画像を得ることができる。

[0081] 圧迫量が適切な時相は、圧迫量の時間的な変化のグラフに基づいて求めることができる。例えば圧迫量があらかじめ設定された閾値の範囲内であることや、圧迫がなめらかに繰り返されているかなどを条件に求めることができる。圧迫がなめらかに繰り返されているか否かは、例えば圧迫量がプラスになった後マイナスになるまでの区間 (例えば0~ t とする) において、0~ $1/2t$ の

区間では圧迫量が増加し、 $1/2t \sim t$ の区間では圧迫量が減少して左右対称になっていることなど(左右対称性)を条件に求めることができる。圧迫量がマイナスになった後プラスになるまでの区間についても同様である。

[0082] また、変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さく超音波探触子12による被検体の圧迫角度が適切な時相と、超音波探触子12による被検体の圧迫量が適切な時相とを求め、両時相が重なるフレーム(例えば弾性画像フレーム)をフリーズ後に自動的に選択してそのフレームに基づく弾性画像を画像表示器26に表示することもできる。これによれば、圧迫の状態が良く診断に適した弾性画像が自動的に選択されるので、診断効率を向上することができる。

[0083] なお、上記の説明では1フレームに対して特徴量算出領域設定部61によって1つの特徴量算出領域を設定し、変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって変位勾配特徴量を1つ求める例を示したが、これに限らず1フレームに対して特徴量算出領域設定部61によって複数の特徴量算出領域を設定し、変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74によって複数の変位勾配特徴量を求めることもできる。つまり図18に示すように、特徴量算出領域設定部61は、超音波のビームラインの深度方向に沿って複数の変位勾配特徴量の算出領域(関心領域)を設定して、変位勾配算出回路60、微分回路72、勾配特徴量検出回路74は、それぞれの領域について実施例7等と同様の演算により複数の変位勾配特徴量を求めることができる。

符号の説明

[0084] 1 超音波診断装置、10 被検体、12 超音波探触子、26 画像表示器、27 RF信号保存部、28 RF信号フレームデータ選択部、30 変位計測部、32 弾性情報演算部、34 弾性画像構成部、40 勾配検出部、50 変位勾配、52 補正係数、54 補正された変位勾配、56 応力分布係数

請求の範囲

- [請求項1] 被検体との間で超音波を送受信する超音波探触子と、該超音波探触子で計測された反射エコー信号に基づいて変位を計測する変位計測手段と、該計測された変位に基づいて弾性画像を構成する弾性画像構成手段と、前記弾性画像を表示する画像表示器とを備えた超音波診断装置であって、
- 超音波送受信方向に直交するスキャン方向の変位勾配を求め、該求められた変位勾配に基づいて補正係数を求める勾配検出手段を有し、前記弾性画像構成手段は、該求められた補正係数に基づいて前記弾性画像を補正することを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記補正係数は、前記超音波探触子がスキャン方向に沿って傾いていない状態で圧迫された前記弾性画像を擬似的に生成する係数であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記勾配検出手段は、超音波のビームラインの変位に基づいて前記スキャン方向における変位勾配を求めることを特徴とする請求項1の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記勾配検出手段は、前記ビームラインごとの変位の平均に基づいて前記スキャン方向における変位勾配を求めることを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記勾配検出手段は、あらかじめ設定された前記超音波探触子のスキャン方向における応力分布係数に基づいて前記スキャン方向における変位勾配を求めることを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。
- [請求項6] 前記勾配検出手段は、前記超音波のビームラインの深度方向に沿って設定された複数の関心領域のそれぞれについて前記変位勾配を求め、該求められた各関心領域の変位勾配に基づいて関心領域ごとに前記補正係数を求める請求項3記載の超音波診断装置。
- [請求項7] 前記変位勾配は、前記変位が元となるパラメータによる勾配も含む

ことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項8]

前記勾配検出手段は、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づく断層部位の組織の変位のフレームごとに、前記スキャン方向における変位勾配に基づいて変位勾配の特徴量を求めるものであり、

前記変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレーム、該複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは前記複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームのいずれかを選択して、選択された複数のフレームを合成して前記弾性画像を生成する画像合成手段を備えてなる請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項9]

前記画像合成手段は、前記変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さい複数の変位フレームを選択して、選択された複数の変位フレームのそれぞれを、前記ビームラインごとの変位に対する補正係数に基づいて補正して、補正された複数の変位フレーム、該補正された複数の変位フレームに基づく複数の弾性情報フレーム、或いは前記補正された複数の変位フレームに基づく複数の弾性画像フレームのいずれかを選択して、選択された複数のフレームを合成して前記弾性画像を生成する請求項8記載の超音波診断装置。

[請求項10]

血流による拍動を利用して前記被検体の断層部位の組織を圧迫して前記弾性画像を生成する場合に、

前記勾配検出手段は、前記スキャン方向における変位勾配に基づいて前記超音波探触子のスキャン方向の前記拍動による圧迫方向に対する傾き角度を求め、該求めた傾き角度に応じて前記超音波のビーム角度を変える請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項11]

前記勾配検出手段は、取得時刻の異なる一対のRF信号フレームデータに基づく前記断層部位の組織の変位フレームごとに、前記スキャン方向における変位勾配に基づいて変位勾配の特徴量を求めるものであ

り、

前記求められた変位勾配特徴量を前記画像表示器に時間軸に沿ってグラフ表示する請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項12]

前記変位フレームごとの前記断層部位の組織の変位の平均値の時間軸に沿ったグラフと、前記変位勾配特徴量の時間軸に沿ったグラフを前記画像表示器に表示し、

前記断層部位の組織の変位の平均値の時間軸に沿ったグラフに基づいて前記超音波探触子による前記被検体の圧迫量が適切な時相を求めるとともに、前記変位勾配特徴量があらかじめ設定された閾値より小さく前記超音波探触子による前記被検体の圧迫角度が適切な時相を求め、前記圧迫量と圧迫角度がともに適切な時相の弾性画像を選択して前記画像表示器に表示する請求項11記載の超音波診断装置。

[請求項13]

前記勾配検出手段は、前記スキャン方向における変位勾配に基づいて前記超音波探触子のスキャン方向の傾き角度を求めるものであり、

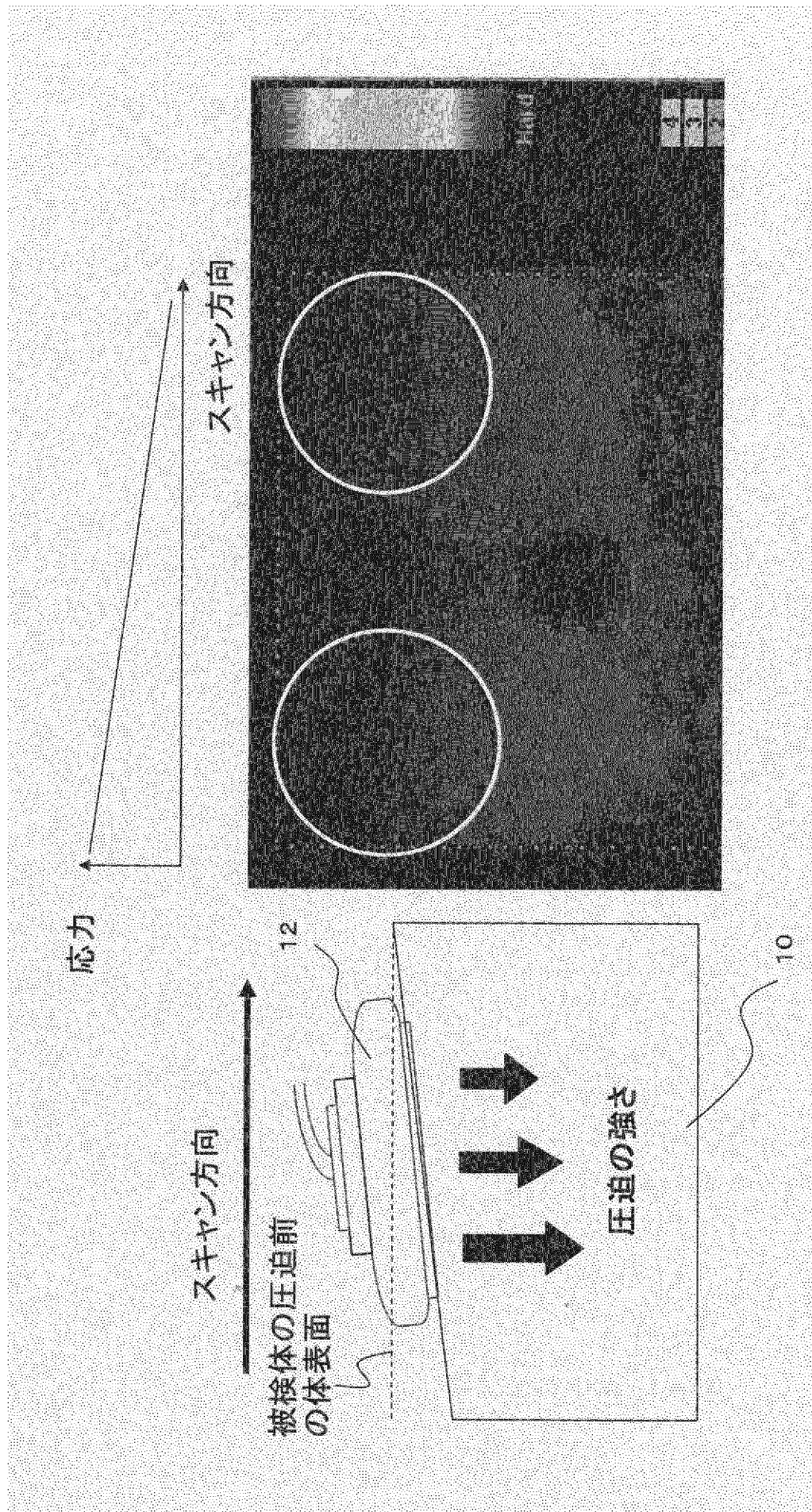
前記超音波探触子のスキャン方向の傾き角度に応じて、前記被検体の体表及び前記超音波探触子を模した図における前記超音波探触子を模した図の前記被検体の体表に対する傾き角度を変えて前記画像表示器に表示する請求項1記載の超音波診断装置。

[請求項14]

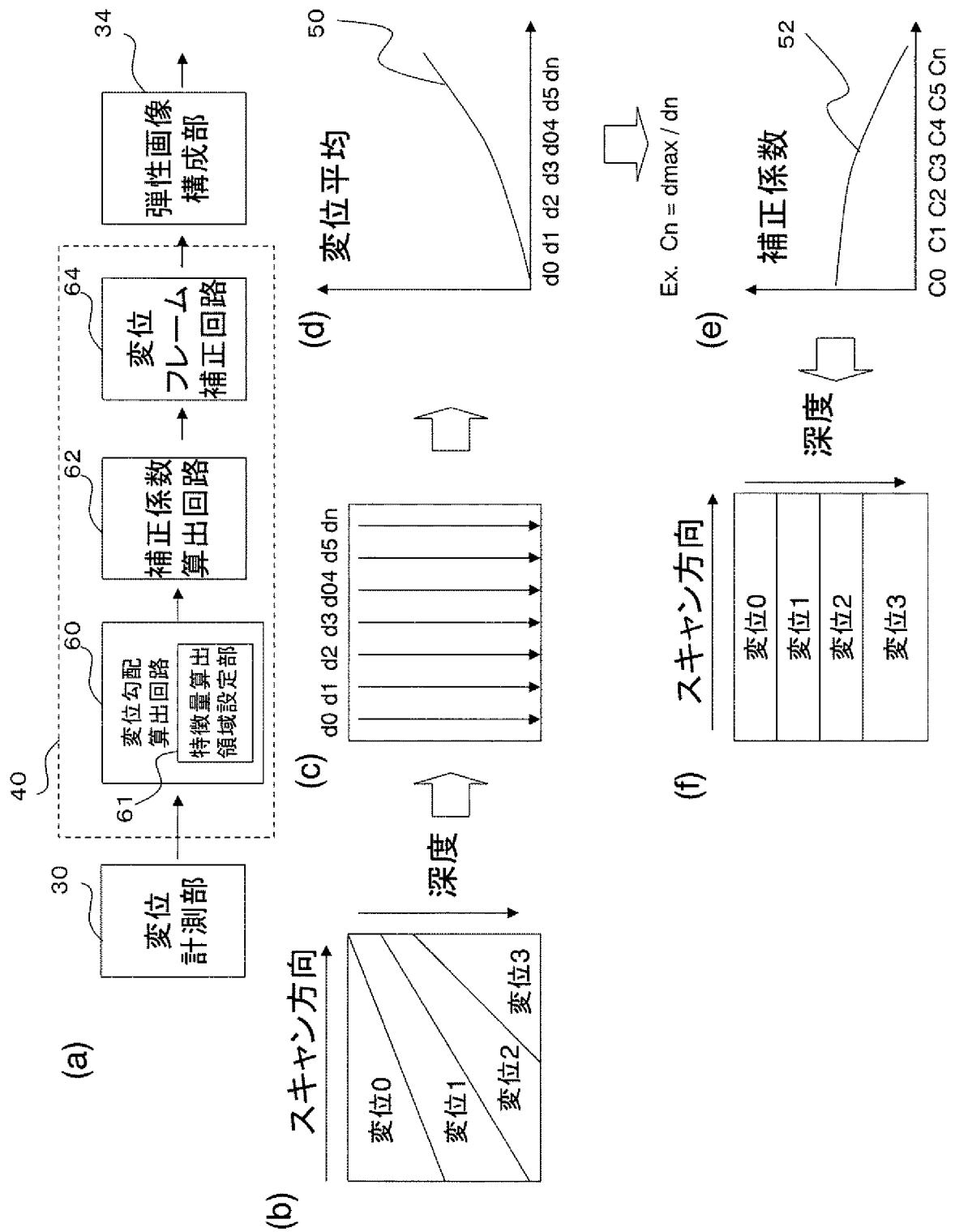
超音波を送受信するステップと、計測された反射エコー信号に基づいて変位を計測し、変位に基づいて弾性画像を構成するステップと、弾性画像を表示するステップとを含む弾性画像表示方法であって、

超音波送受信方向に直交するスキャン方向の変位勾配を求めるステップと、該求められた変位勾配に基づいて補正係数を求めるステップと、該求められた補正係数に基づいて弾性画像を補正するステップを含むことを特徴とする弾性画像表示方法。

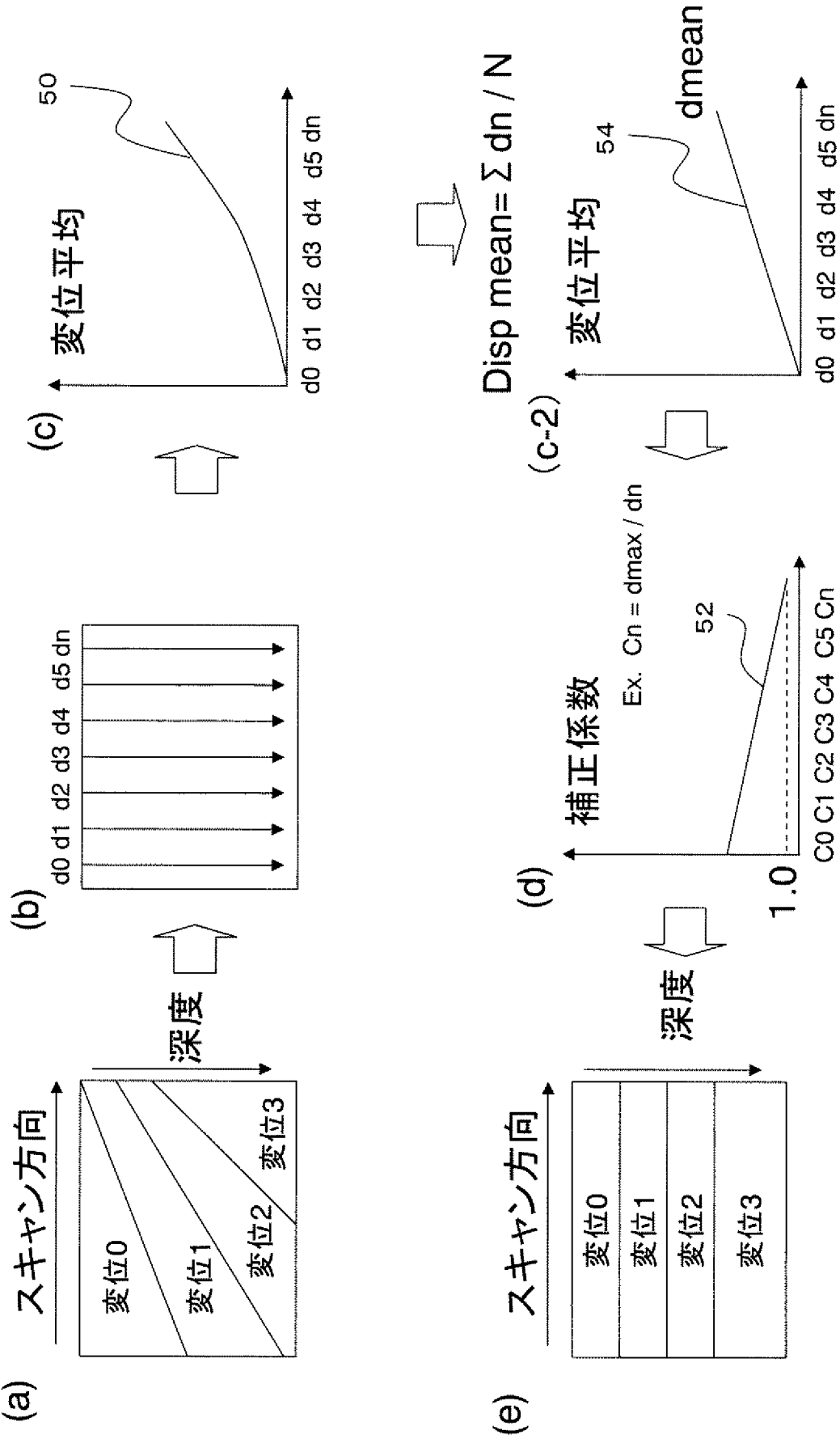
[図2]



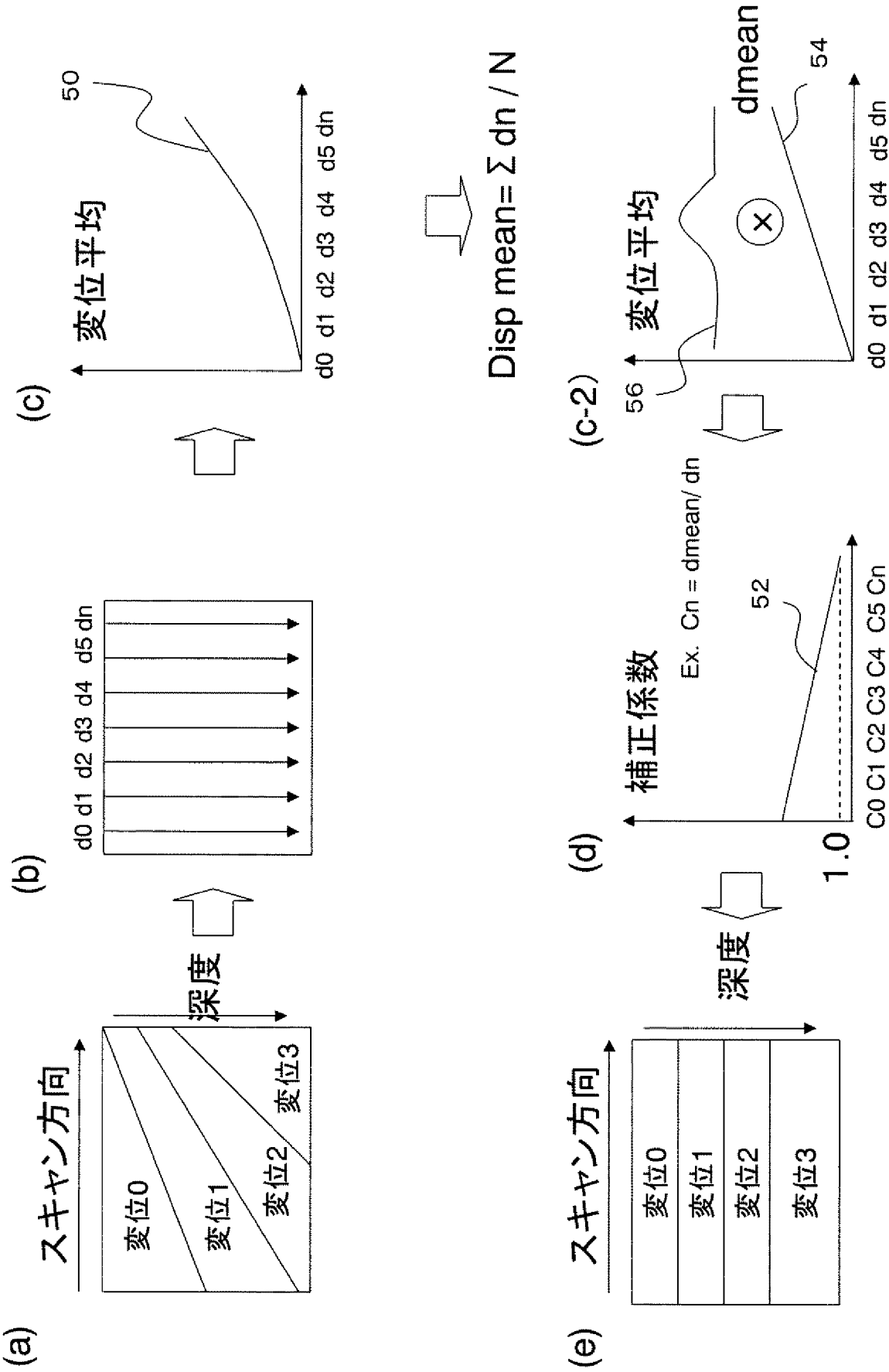
[図3]



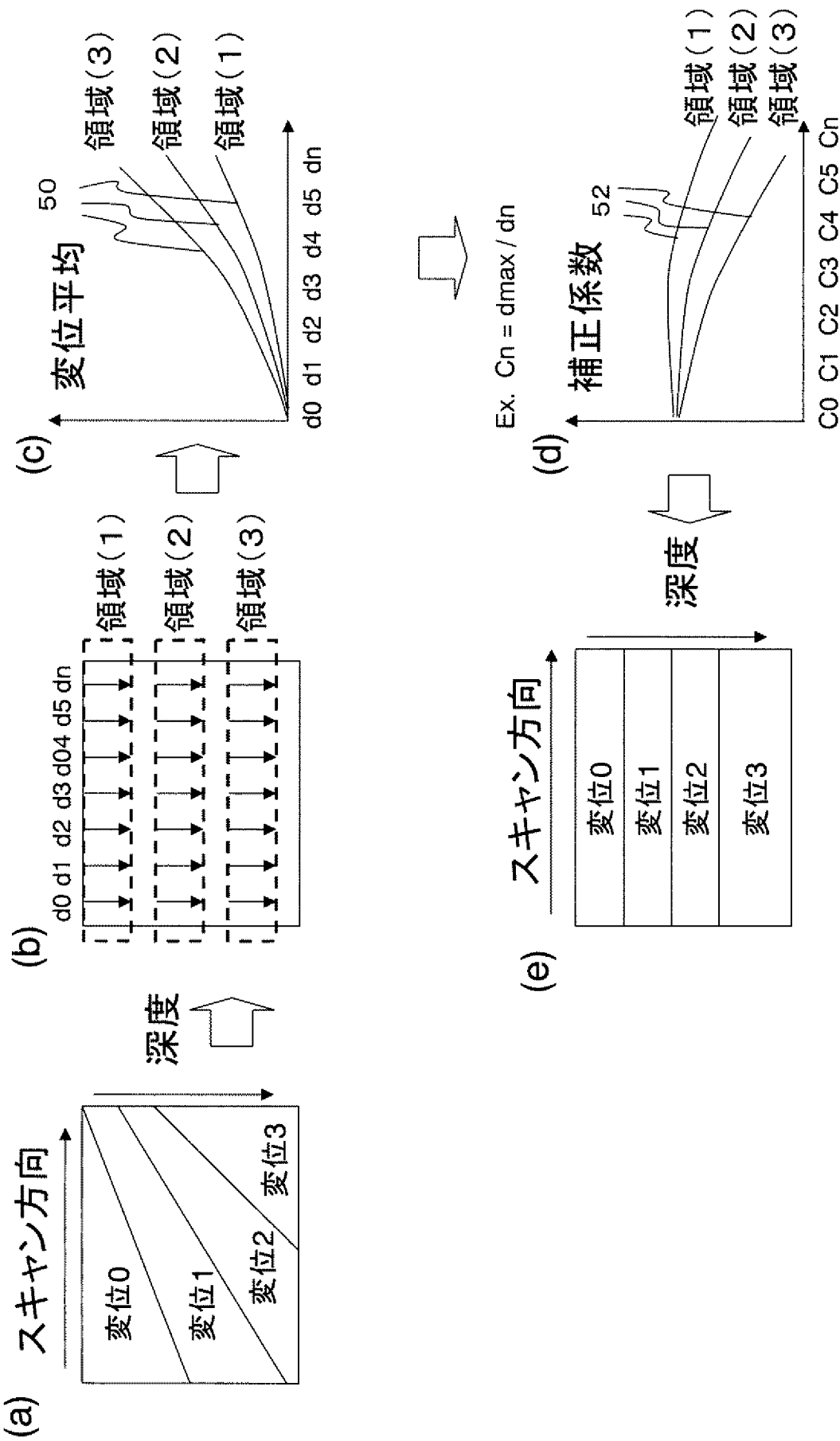
[図4]



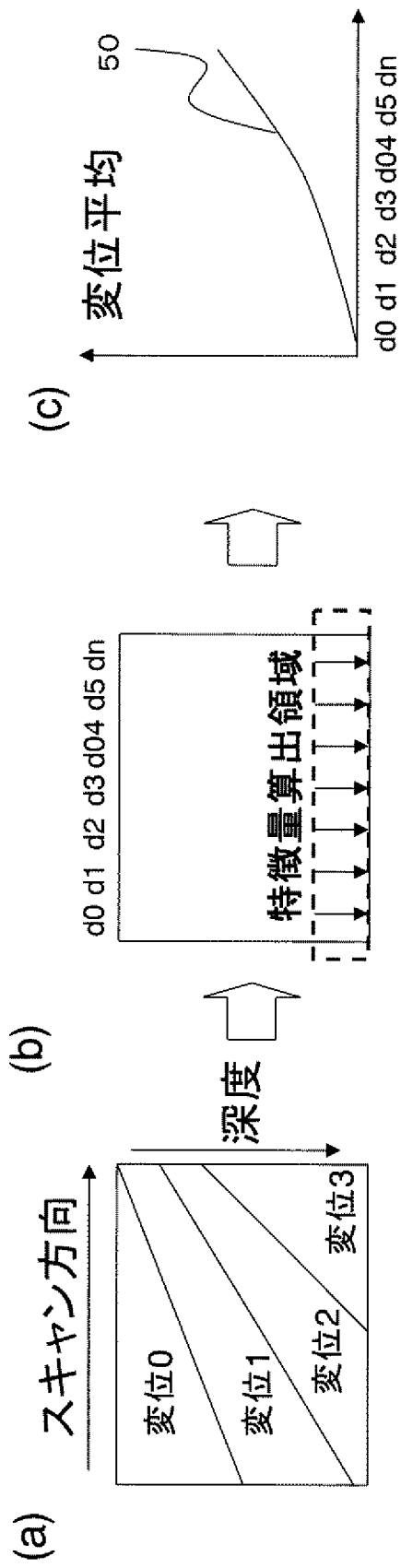
[図5]



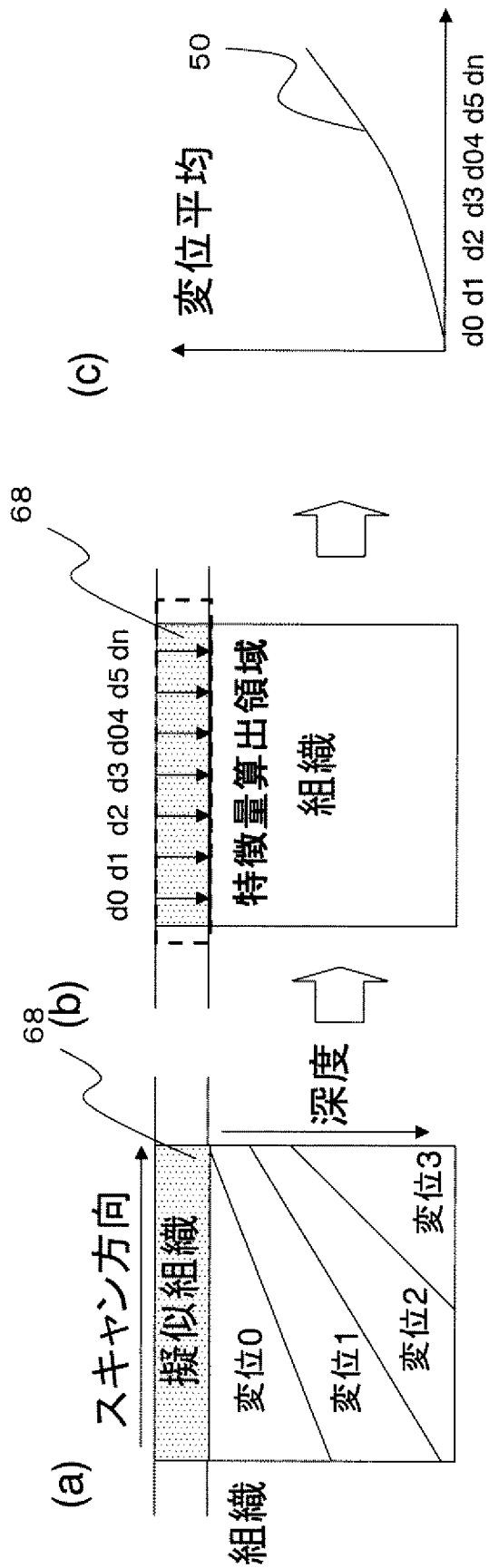
[図6]



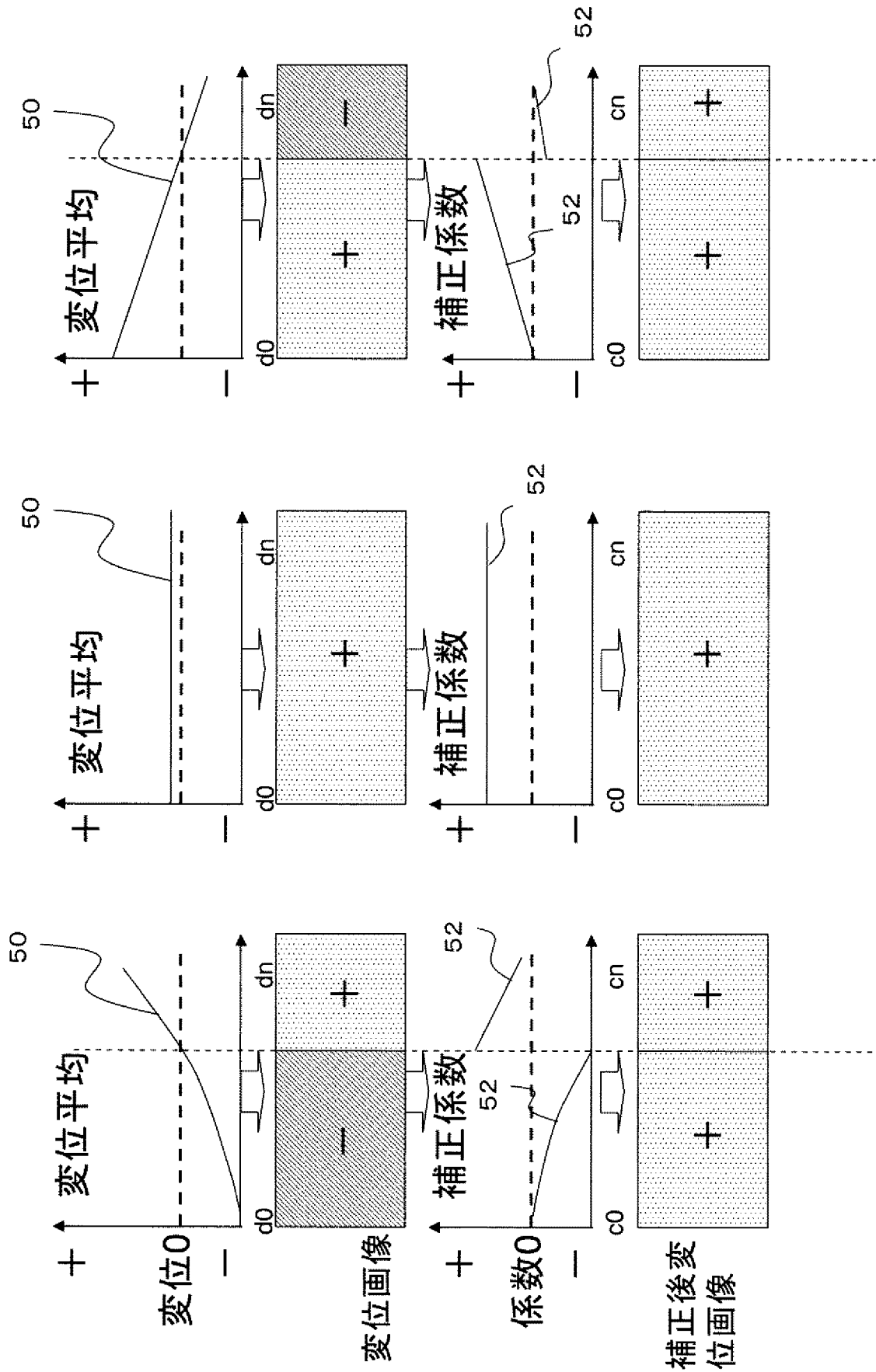
[図7]



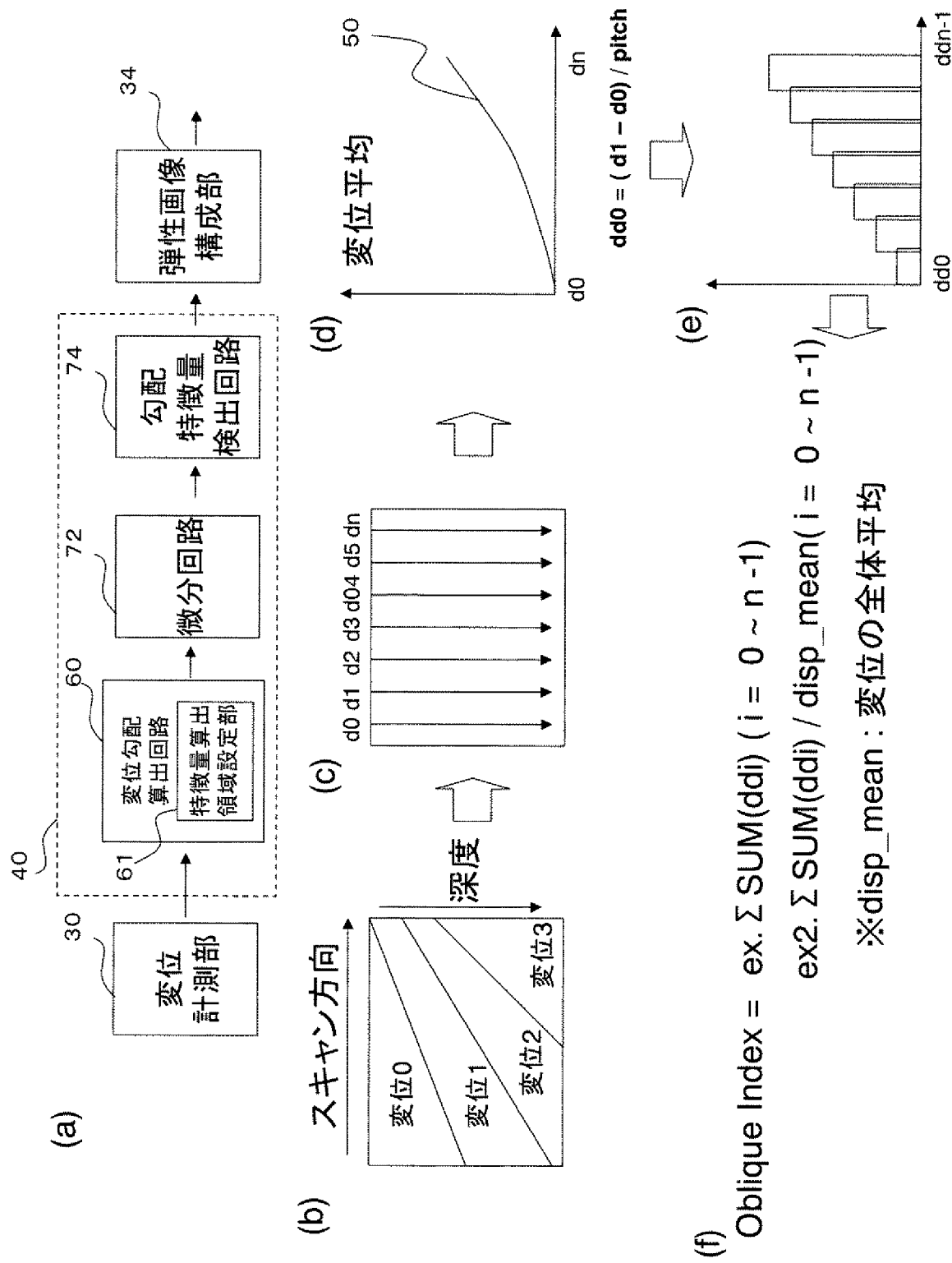
[図8]



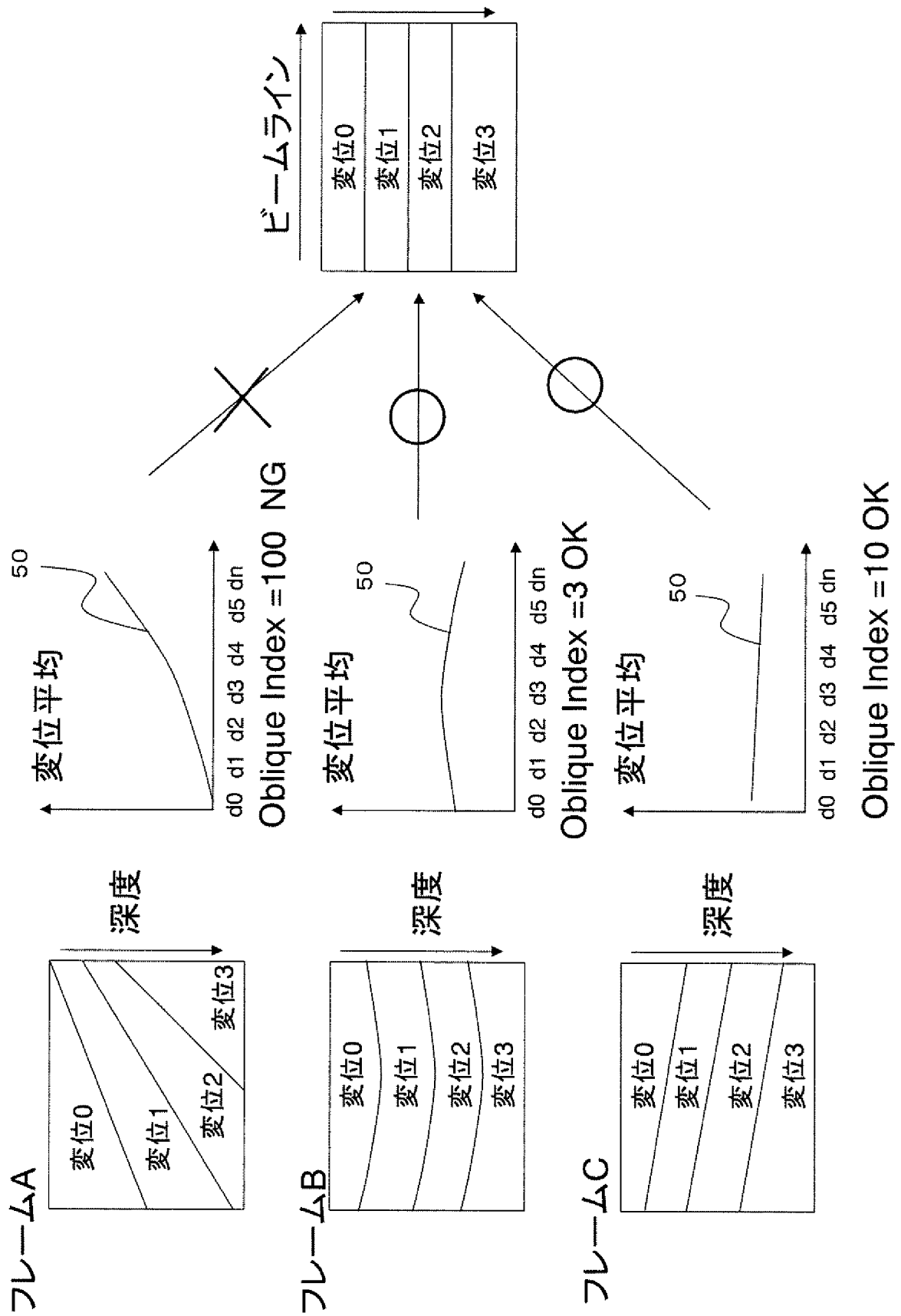
[図9]



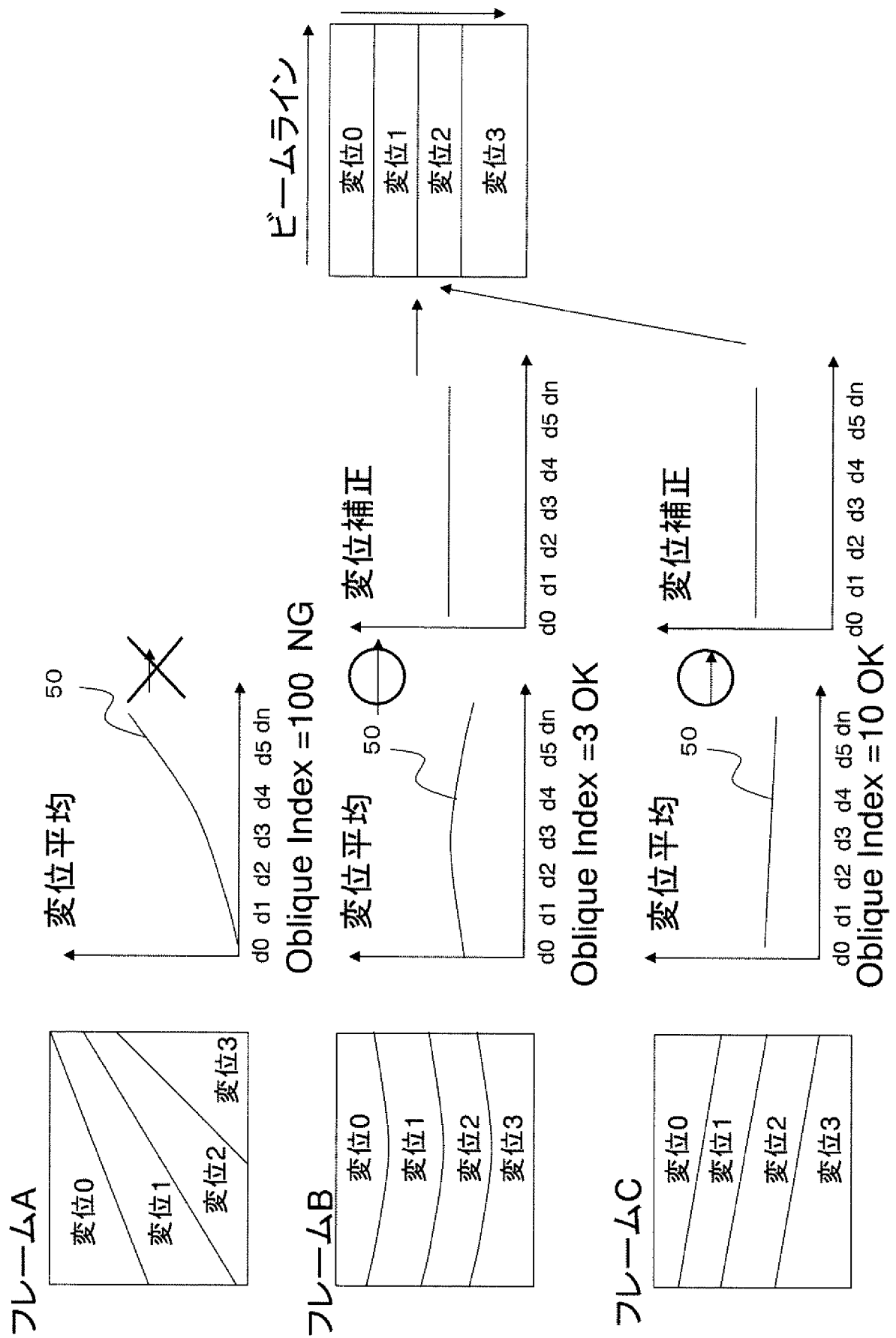
[図11]



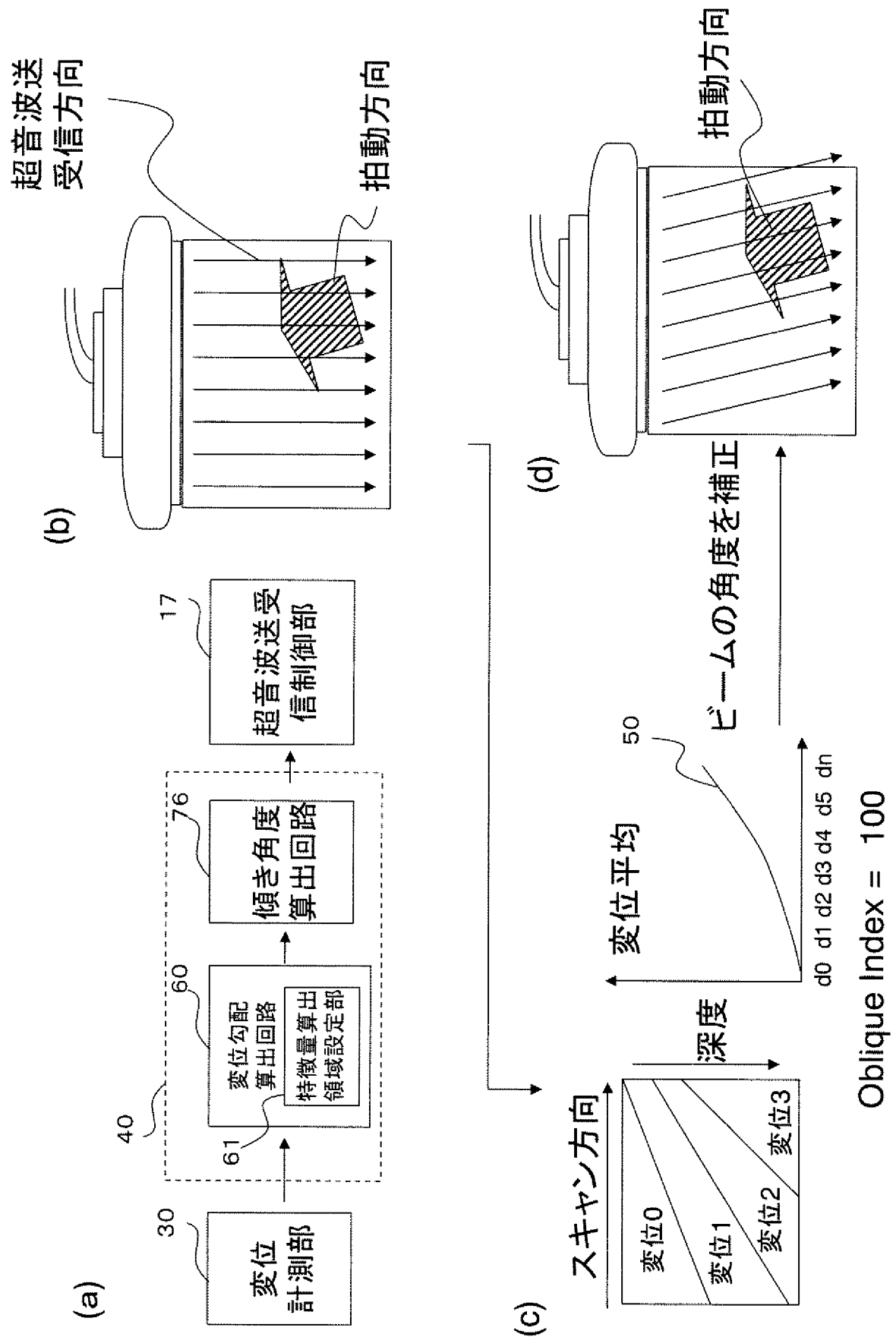
[図12]



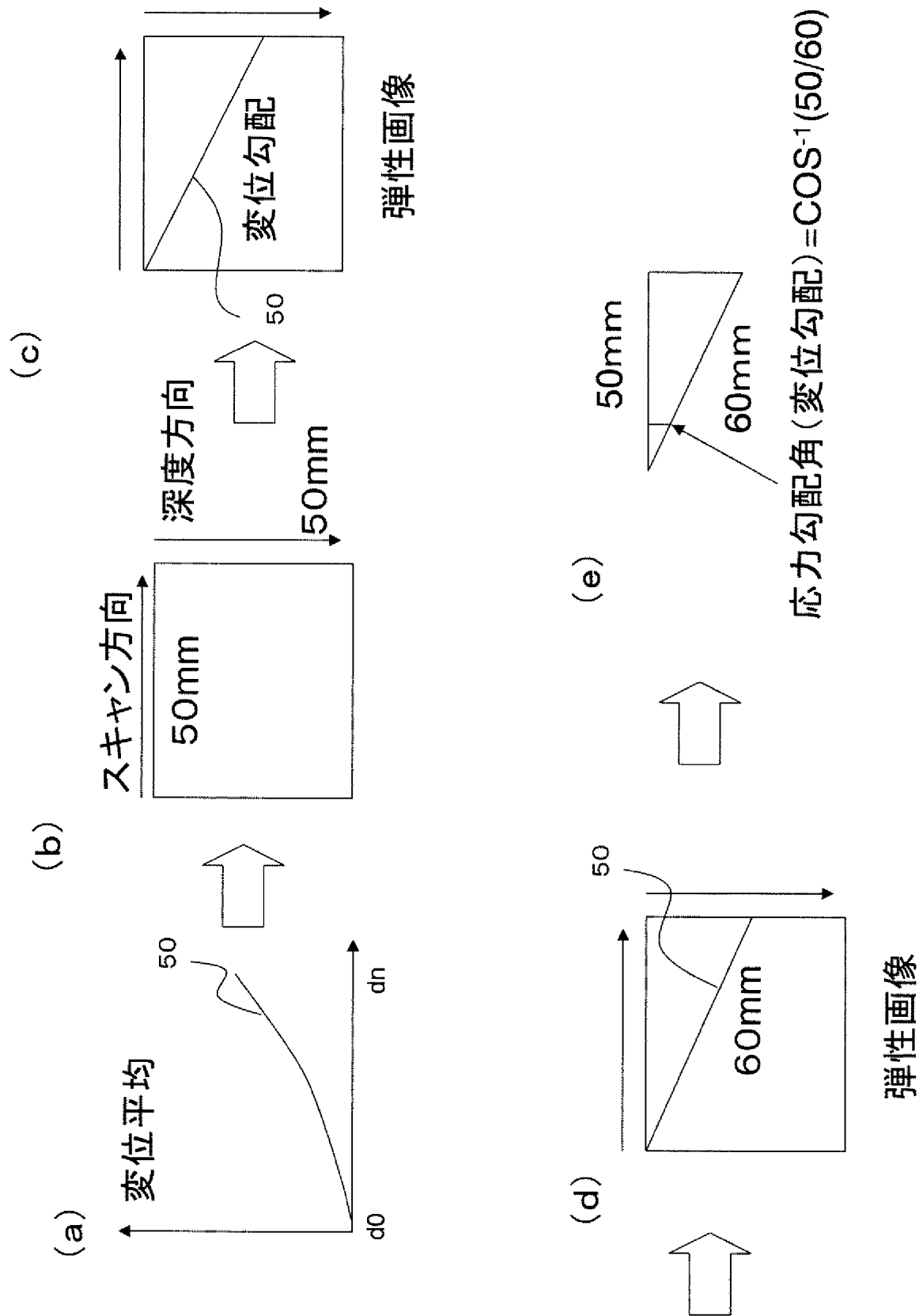
[図13]



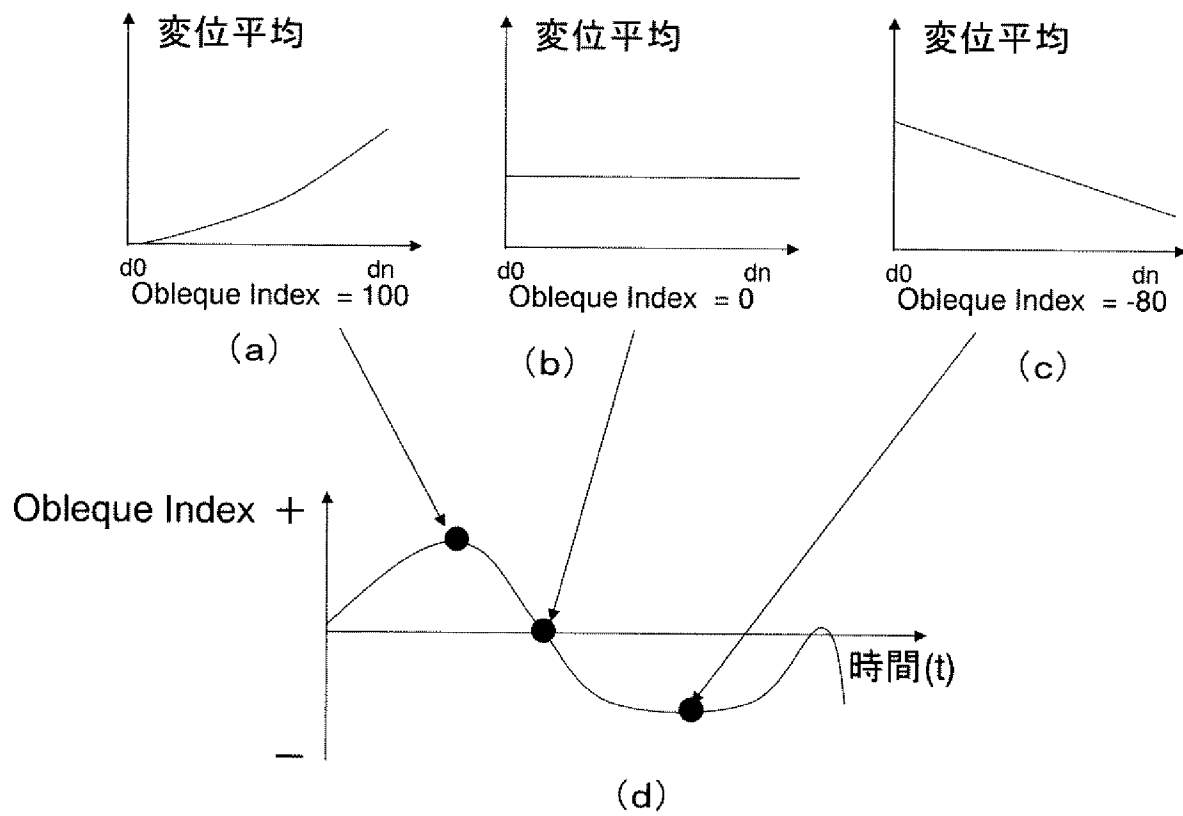
[図14]



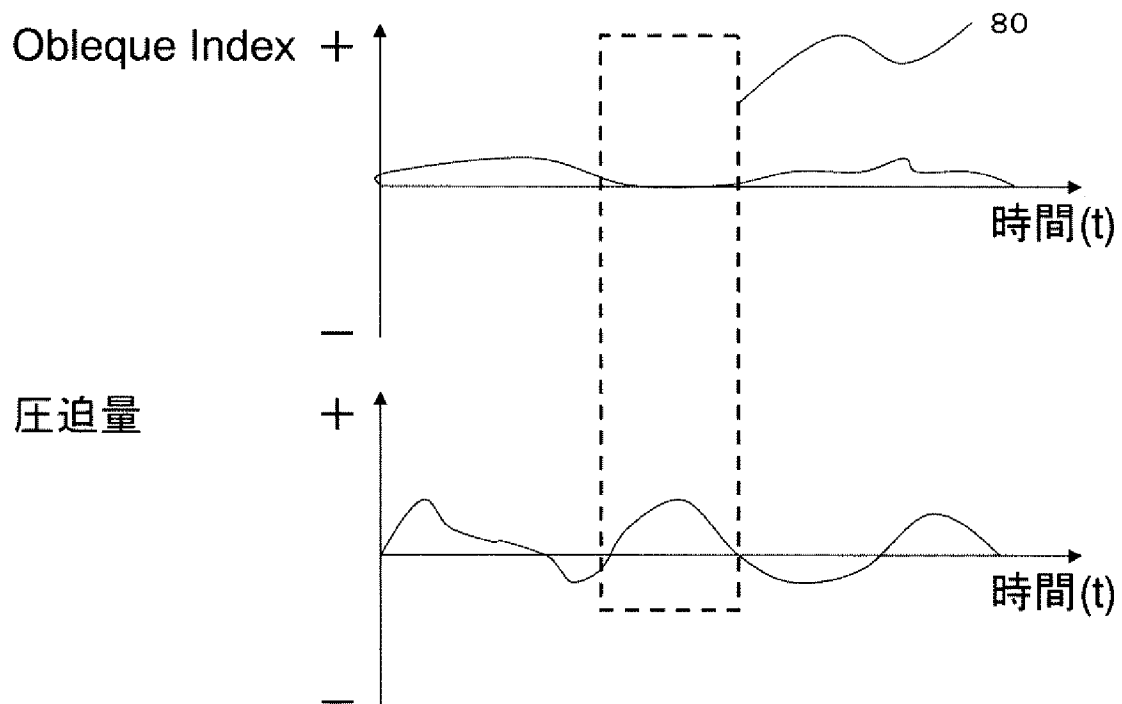
[図15]



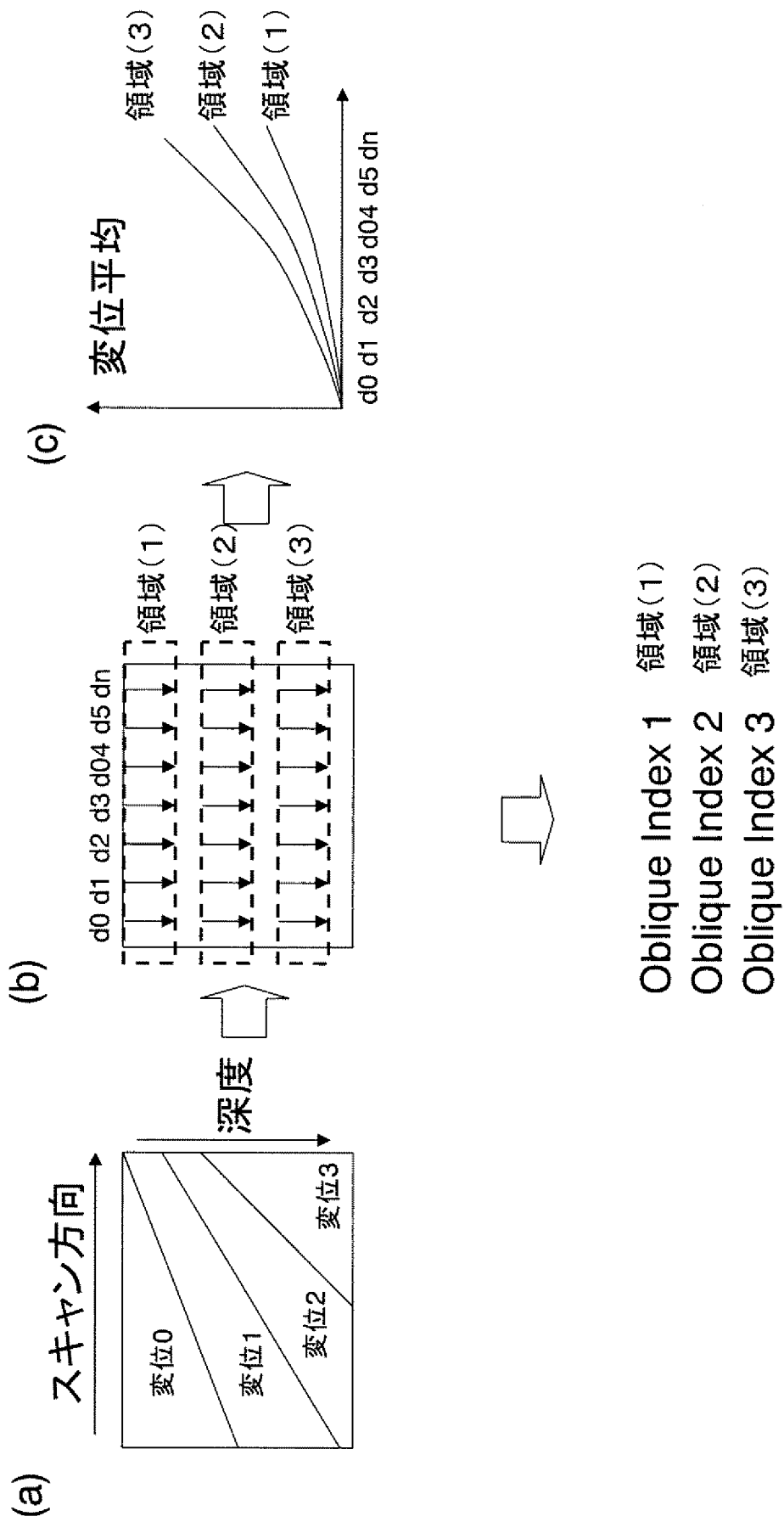
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/052263

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/08

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/122907 A1 (Hitachi Medical Corp.), 29 December 2005 (29.12.2005), paragraphs [0062] to [0064]; fig. 5, 6 & US 2007/0244390 A1	1-14
A	WO 2006/073088 A1 (Hitachi Medical Corp.), 13 July 2006 (13.07.2006), paragraphs [0038] to [0042]; fig. 3, 4 & US 2008/0081993 A1 & CN 101094611 A	1-14
A	JP 2005-66041 A (Hitachi Medical Corp.), 17 March 2005 (17.03.2005), paragraphs [0026] to [0031]; fig. 6 (Family: none)	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

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

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

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

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

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

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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 March, 2010 (25.03.10)

Date of mailing of the international search report
06 April, 2010 (06.04.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/052263

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-222605 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 06 September 2007 (06.09.2007), paragraphs [0080] to [0082]; fig. 4 & US 2009/0036779 A1 & WO 2007/086373 A1	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/08

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 年

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 請求項の番号
A	WO 2005/122907 A1（株式会社日立メディコ） 2005.12.29 段落 62-64、図 5, 6 & US 2007/0244390 A1	1-14
A	WO 2006/073088 A1（株式会社日立メディコ） 2006.07.13 段落 38-42、図 3, 4 US 2008/0081993 A1 & CN 101094611 A	1-14

☒ 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

2 5 . 0 3 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

0 6 . 0 4 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

右高 孝幸

2 Q

9 8 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2005-66041 A (株式会社日立メディコ) 2005.03.17 段落 26-31、図 6 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2007-222605 A (独立行政法人産業技術総合研究所) 2007.09.06 段落 80-82、図 4 & US 2009/0036779 A1 & WO 2007/086373 A1	1-14