

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5918200号
(P5918200)

(45) 発行日 平成28年5月18日(2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月15日(2016.4.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2013-247181 (P2013-247181)	(73) 特許権者	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2番1号
(22) 出願日	平成25年11月29日(2013.11.29)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2015-104463 (P2015-104463A)	(72) 発明者	前田 俊徳 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
(43) 公開日	平成27年6月8日(2015.6.8)	(72) 発明者	村下 賢 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
審査請求日	平成26年11月12日(2014.11.12)	審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御することによりプローブから受信信号を得る送受信部と、
 受信信号に基づいて得られる超音波画像に対する解像度の変換処理により、互いに解像度の異なる複数の解像度画像を形成する解像度処理部と、

複数の解像度画像に基づいて画像内の各部分ごとに構造の度合いを推定し、複数の解像度画像のうちの少なくとも1つから複数時相に亘って得られる画像に基づいて画像内の各部分ごとに運動の度合いを推定し、当該推定された構造の度合いと運動の度合いに基づいて画像内の各部分において固定的なノイズを低減するための低減の度合いを決定する低減処理部と、

画像内の各部分において低減の度合いに応じて低減処理を施した超音波画像を形成する画像形成部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置において、

前記低減処理部は、画像内の各部分ごとに構造の度合いと運動の度合いを推定し、構造の度合いと運動の度合いに基づいて、画像内の各部分ごとに前記低減の度合いを定めた減算成分を決定し、

前記画像形成部は、前記減算成分が減算された超音波画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記低減処理部は、超音波画像内の最低輝度値に基づいて決定される最適輝度値を各画素の輝度値から減算することにより減算候補成分を生成し、構造の度合いと運動の度合いに応じて決定される減算重みと減算候補成分とに基づいて前記減算成分を決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記解像度処理部は、前記複数の解像度画像として、少なくとも 1 つの高解像度画像と複数の低解像度画像を形成し、

前記低減処理部は、複数の低解像度画像に基づいて、画像内の各部分において前記低減の度合いを決定し、前記低減の度合いに応じて低減処理を施した低解像度の画像成分を形成し、

前記画像形成部は、前記高解像度画像から得られる高解像度の画像成分と前記低解像度の画像成分に基づいて超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波を送受するプローブと、

プローブを制御することによりプローブから受信信号を得る送受信部と、

受信信号に基づいて得られる超音波画像に対する解像度の変換処理により、互いに解像度の異なる複数の解像度画像を形成する解像度処理部と、

複数の解像度画像に基づいて、画像内の各部分において低減の度合いを決定する低減処理部と、

画像内の各部分において低減の度合いに応じて低減処理を施した超音波画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記低減処理部は、複数の解像度画像に基づいて画像内の各部分ごとに構造の度合いを推定し、複数の解像度画像のうちの少なくとも 1 つから複数時相に亘って得られる画像に基づいて画像内の各部分ごとに運動の度合いを推定し、構造の度合いと運動の度合いに基づいて、画像内の各部分ごとに低減の度合いを定めた減算成分を決定するにあたり、超音波画像内の最低輝度値に基づいて決定される最適輝度値を各画素の輝度値から減算することにより減算候補成分を生成し、構造の度合いと運動の度合いに応じて決定される減算重みと減算候補成分とに基づいて前記減算成分を決定し、

前記画像形成部は、前記減算成分が減算された超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波画像の画像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を送受することにより得られる超音波画像内において、特に超音波探触子（プローブ）の近傍には、かぶり（又は固定アーチファクト）などと称されるノイズが出現する場合がある。このかぶりは、例えば、多重反射やサイドローブなどに起因して生じると考えられ、超音波画像の画質を劣化させる要因となる。そのため、従来から、超音波画像内のかぶりを除去する技術が提案されている。

【0003】

10

20

30

40

50

例えば、特許文献1には、時系列的な超音波の受信信号を用いて特定の周波数成分を減衰するフィルタにより、比較的動きの遅い固定的なエコー（例えばかぶりなど）を抑制する超音波診断装置が記載されている。

【0004】

また、特許文献2には、画像に対する多重解像度分解により超音波画像の画質を改善する方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第3683943号公報

10

【特許文献2】特許第4789854号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、特許文献1において、特定の周波数成分として、例えば比較的低い周波数成分を減衰させると、固定的なエコーが抑制されるものの、比較的動きの遅い組織、例えば拡張末期の心筋など、診断に重要な部位の情報まで抑制されてしまう可能性がある。一方、特許文献2に記載された多重解像度分解の技術は、超音波画像への様々な応用が期待されている。

【0007】

20

上述した背景事情に鑑み、本願の発明者は、超音波画像内に現れるかぶり又は固定アーチファクトなどと称される画像部分を低減する技術について研究開発を重ねてきた。特に多重解像度分解を応用した画像処理に注目した。

【0008】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波画像内に現れるかぶり又は固定アーチファクトなどの画像部分を、多重解像度分解を利用して低減することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御することによりプローブから受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて得られる超音波画像に対する解像度の変換処理により、互いに解像度の異なる複数の解像度画像を形成する解像度処理部と、複数の解像度画像に基づいて、画像内の各部分において低減の度合いを決定する低減処理部と、画像内の各部分において低減の度合いに応じて低減処理を施した超音波画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

【0010】

望ましい具体例において、前記低減処理部は、前記複数の解像度画像についての差分画像に基づいて画像内の各部分ごとに構造の度合いを推定し、当該推定の結果に基づいて画像内の各部分ごとに低減の度合いを決定する、ことを特徴とする。

【0011】

40

望ましい具体例において、前記低減処理部は、前記複数の解像度画像のうちの少なくとも1つから複数時相に亘って得られる画像に基づいて画像内の各部分ごとに運動の度合いを推定し、当該推定の結果に基づいて画像内の各部分ごとに低減の度合いを決定することを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記低減処理部は、画像内の各部分ごとに構造の度合いと運動の度合いを推定し、組織の度合いと運動の度合いに基づいて、画像内の各部分ごとに低減の度合いを定めた減算成分を決定し、前記画像形成部は、前記減算成分が減算された超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

【0013】

50

望ましい具体例において、前記低減処理部は、超音波画像内の最低輝度値に基づいて決定される最適輝度値を各画素の輝度値から減算することにより減算候補成分を生成し、構造の度合いと運動の度合いに応じて決定される減算重みと減算候補成分とに基づいて前記減算成分を決定する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記解像度処理部は、前記複数の解像度画像として、少なくとも1つの高解像度画像と複数の低解像度画像を形成し、前記低減処理部は、複数の低解像度画像に基づいて、画像内の各部分において低減の度合いを決定し、低減の度合いに応じて低減処理を施した低解像度の画像成分を形成し、前記画像形成部は、前記高解像度画像から得られる高解像度の画像成分と前記低解像度の画像成分を合成して超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0015】

本発明により、超音波画像内に現れるかぶり又は固定アーチファクトなどと称される画像部分が低減され、望ましくは、当該画像部分が完全に除去される。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】かぶりを含む画像の具体例を示す図である。

【図3】運動推定を説明するための図である。

20

【図4】運動推定を説明するための図である。

【図5】多重解像度分解の具体例（心筋部分）を示す図である。

【図6】構造推定を説明するための図である。

【図7】心筋部分に関する差分画像の具体例を示す図である。

【図8】多重解像度分解の具体例を示す図である。

【図9】かぶり部分に関する差分画像の具体例を示す図である。

【図10】減算候補成分の具体例を示す図である。

【図11】推定結果に基づいた重みの算出例を示す図である。

【図12】減算重みの算出例を示す図である。

【図13】減算成分の算出例を示す図である。

30

【図14】かぶり除去の具体例を示す図である。

【図15】画像処理部の内部構成を示す図である。

【図16】多重解像度分解部の内部構成を示す図である。

【図17】ダウンダンプ部の内部構成を示す図である。

【図18】高周波成分算出部の内部構成を示す図である。

【図19】アップサンプリング部の内部構成を示す図である。

【図20】構造算出部の内部構成を示す図である。

【図21】ゼロクロス除去部における処理の具体例を示す図である。

【図22】データ更新部の内部構成を示す図である。

【図23】データ更新部における処理の具体例を示す図である。

40

【図24】背景減算部の内部構成を示す図である。

【図25】重み計算部の内部構成を示す図である。

【図26】最適輝度値推定部の内部構成を示す図である。

【図27】減算成分算出部の内部構成を示す図である。

【図28】条件付き乗算部における処理の具体例を示す図である。

【図29】画像再構成部の内部構成を示す図である。

【図30】画像処理部の変形例を示す図である。

【図31】データ更新部の内部構成を示す図である。

【図32】背景減算部の内部構成を示す図である。

【図33】重み計算部の内部構成を示す図である。

50

【図34】画像処理部の他の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、例えば心臓などの診断対象を含む領域に対して超音波を送受する超音波探触子である。プローブ10は、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部12により送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断対象を含む領域内から超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部12へ出力され、送受信部12が受信ビームを形成して受信ビームに沿ってエコーデータが収集される。プローブ10は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を二次元平面内において走査する。もちろん、超音波ビームを三次元空間内において立体的に走査する三次元プローブが利用されてもよい。

10

【0018】

診断対象を含む領域内で超音波ビームが走査され、送受信部12により超音波ビームに沿ったエコーデータ、つまりラインデータが収集されると、画像処理部20は、収集されたラインデータに基づいて超音波の画像データを形成する。画像処理部20は、例えばBモード画像の画像データを形成する。

【0019】

超音波画像（画像データ）を形成するにあたり、画像処理部20は、超音波画像内に現れる固定的なノイズを抑制する。特に、かぶり（又は、固定アーチファクト）などと称されるノイズが低減される。かぶりなどのノイズを低減するために、画像処理部20は、多重解像度分解、運動推定、構造推定、かぶり除去、画像再構成の各機能を備えている。そして、画像処理部20において、例えば、複数フレームに亘って診断対象である心臓を映し出した複数の画像データが形成されて表示処理部30に出力される。

20

【0020】

表示処理部30は、画像処理部20から得られる画像データに対して、例えば、超音波の走査座標系から画像の表示座標系へ変換する座標変換処理等を施し、さらに、必要に応じてグラフィック画像等を加えて、超音波画像を含んだ表示画像を形成する。表示処理部30において形成された表示画像は表示部40に表示される。

【0021】

図1に示す構成（各機能ブロック）のうち、送受信部12と画像処理部20と表示処理部30は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路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。表示部40の好適な具体例は例えば液晶ディスプレイ等である。

30

【0022】

また、図1に示すプローブ10以外の構成は、例えばコンピュータにより実現することもできる。つまり、コンピュータが備えるCPUやメモリやハードディスク等のハードウェアと、CPU等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、図1のプローブ10以外の構成（例えば画像処理部20のみでもよい）が実現されてもよい。

【0023】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図1の超音波診断装置（本超音波診断装置）により実現される機能等について詳述する。なお、図1に示した構成（部分）については以下の説明において図1の符号を利用する。まず、図2から図14を利用して、本超音波診断装置（特に画像処理部20）において実行される処理の原理について説明する。

40

【0024】

図2は、かぶりを含む画像の具体例を示す図である。（A）には、かぶりを含む心筋の超音波画像（例えばBモード画像）の具体例が図示されている。なお、（A）の画像内における心筋部分とかぶり部分が、それぞれ、（A1）と（A2）に図示されている。本超音波診断装置は、例えば（A）のようなかぶりを含む超音波画像内において、（A2）に

50

示すかぶり部分を特定し、特定したかぶり部分の影響を低減することにより、望ましくはかぶり部分を除去することにより、例えば(A1)に示す心筋部分を鮮明に映し出した超音波画像を形成する。本超音波診断装置の画像処理部20は、運動推定と構造推定により超音波画像内においてかぶり部分を特定する。

【0025】

図3, 図4は、運動推定を説明するための図である。図3, 図4には、複数の時相(T-2, T-1, T)に亘って得られる超音波画像の具体例が図示されている。なお、図3には、超音波画像内における心筋部分のみが図示されており、図4には、超音波画像内におけるかぶり部分のみが図示されている。

【0026】

図3に示す心筋部分は、心臓の拡張収縮運動に伴って動いている。従って、超音波画像内の心筋部分における画素の輝度値は、複数フレーム(時相T-2, T-1, T)に亘って比較的大きく変化する。一方、図4に示すかぶり部分は固定的であり、従って、超音波画像内のかぶり部分における画素の輝度値は、複数フレーム(時相T-2, T-1, T)に亘って、差がほとんどない。

【0027】

そこで、画像処理部20は、例えば、各画素(座標を(i, j)とする)ごとに、複数フレーム(時相)に亘って、輝度値の標準偏差を算出し、標準偏差を運動の度合いを評価するための指標(運動量)とする。これにより、運動の度合いの強弱(運動量の大小)に応じて、心筋部分とかぶり部分を識別することが可能になる。

【0028】

但し、心筋部分において、例えば心臓壁の中などでは、比較的運動の度合いの小さい部分が存在する。そのため、例えば、運動の度合い(運動量)のみを評価した場合には、図3に示すように、例えば心筋部分の内部が心筋部分として特定できない可能性がある。

【0029】

そこで、本超音波診断装置の画像処理部20は、さらに、多重解像度分解を利用して構造推定を行い、超音波画像内において心筋部分とかぶり部分を識別する。

【0030】

図5は、多重解像度分解の具体例を示す図であり、図5には、超音波画像内における心筋部分のみが図示されている。図5には、超音波画像 G_n と、超音波画像 G_n から1回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_{n+1} と、低解像度画像 G_{n+1} から1回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_{n+2} が図示されている。なお、超音波画像 G_n は、解像度変換前の基本となる超音波画像であってもよいし、基本となる超音波画像をダウンサンプリング処理して得られた低解像度画像であってもよい。

【0031】

さらに、低解像度画像 G_{n+2} から2回のアップサンプリング処理により得られる低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ も図示されている。低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ は、低解像度画像 G_{n+2} と同じ解像度であり、超音波画像 G_n と同じ画像サイズである。

【0032】

画像処理部20は、互いに異なる解像度に対応した複数の解像度画像に基づいて、例えば、図5に示す超音波画像 G_n と低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ を比較することにより、構造の度合いを評価して構造推定を行う。

【0033】

図6は、構造推定を説明するための図である。画像処理部20は、超音波画像 G_n と低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ の2つの画像の差分画像を形成する。つまり、2つの画像間において互いに対応する画素(互いに同じ座標の画素)の輝度値の差を、その画素の画素値(差分の輝度値)としたものが差分画像である。

【0034】

10

20

30

40

50

超音波画像内の心筋部分には、心筋組織（構造物）の性状、例えば組織表面または組織内における微小な凹凸が反映されている。そのため、例えば、心筋表面や心筋内の画素を注目画素とすると、比較的解像度の高い超音波画像 G_n において、注目画素とその周囲画素との間には比較的大きな輝度差が現れる。

【0035】

これに対し、低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ は、低解像度化（ダウンサンプリング処理）により、超音波画像 G_n に比べて鈍った（ボケた）画像であるため、超音波画像 G_n と比較して、注目画素とその周囲画素との間における輝度差が小さくなる。

【0036】

したがって、超音波画像 G_n における注目画素と周囲画素の輝度差が大きければ大きいほど、低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ における注目画素が超音波画像 G_n から大きく変更され、差分画像における画素値（輝度差）が大きくなる。

【0037】

そこで、画像処理部 20 は、差分画像の画素値（輝度差）が大きいくほど、構造（組織）の度合いが強いと判断する。

【0038】

図 7 は、心筋部分に関する差分画像の具体例を示す図であり、図 7 には、心筋部分における超音波画像 G_n と低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ と、これら 2 つの画像の差分画像の具体例が図示されている。

【0039】

図 8 は、多重解像度分解の具体例を示す図であり、図 8 には、超音波画像内におけるかぶり部分のみが図示されている。図 8 には、超音波画像 G_n と、超音波画像 G_n から 1 回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_{n+1} と、低解像度画像 G_{n+1} から 1 回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_{n+2} が図示されている。なお、超音波画像 G_n は、解像度変換前の基本となる超音波画像であってもよいし、基本となる超音波画像をダウンサンプリング処理して得られた低解像度画像であってもよい。

【0040】

さらに、低解像度画像 G_{n+2} から 2 回のアップサンプリング処理により得られる低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ も図示されている。低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ は、低解像度画像 G_{n+2} と同じ解像度であり、超音波画像 G_n と同じ画像サイズである。

【0041】

図 9 は、かぶり部分に関する差分画像の具体例を示す図であり、図 9 には、かぶり部分における超音波画像 G_n と低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ と、これら 2 つの画像の差分画像が図示されている。

【0042】

超音波画像内のかぶり部分は、心筋部分（図 7）とは異なり、組織の微小な凹凸が反映されていない。そのため、かぶり部分について、比較的解像度の高い超音波画像 G_n と低解像度画像 $E \times (E \times (G_{n+2}))$ を比較しても大きな相違は現れず、心筋部分（図 7）の場合に比べて、差分画像における画素値（輝度差）が小さくなる。そこで、画像処理部 20 は、差分画像の画素値（輝度差）が小さいほど、構造（組織）の度合いが弱いと判断する。

【0043】

画像処理部 20 は、上述した構造推定と運動推定に基づいて、以下に詳述するように、かぶりを減算（除去）するための減算成分を生成する。

【0044】

図 10 は、減算候補成分の具体例を示す図である。画像処理部 20 は、減算成分を生成するにあたって、画像情報の過剰な低減（削りすぎ）を避けるために、減算してもよい範囲である減算候補成分を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

例えば、図 1 0 に示すように、心筋部分とかぶり部分を含む原画像の全画素について、各画素の輝度値から、全画素のうちの最低となる輝度値（最低輝度）に基づいて決定される最適な輝度値（最適輝度）を減算することにより、減算候補成分が生成される。

【 0 0 4 6 】

次に、画像処理部 2 0 は、構造の推定結果と運動の推定結果から、減算における重みを算出する。

【 0 0 4 7 】

図 1 1 は、推定結果に基づいた重みの算出例を示す図である。画像処理部 2 0 は、構造の推定により得られた結果に基づいて構造の重みを算出する。例えば、差分画像（図 7 , 図 9 ）の各画素の輝度値を二乗して、各画素の構造の重みを算出する。また、画像処理部 2 0 は、運動の推定により得られた結果に基づいて運動の重みを算出する。例えば、運動の推定により得られた各画素の運動量（図 3 , 図 4 ）から、各画素の運動の重みを算出する。そして、画像処理部 2 0 は構造の重みと運動の重みに基づいて減算重みを算出する。

10

【 0 0 4 8 】

図 1 2 は、減算重みの算出例を示す図である。画像処理部 2 0 は、例えば、構造の重みと運動の重みを乗算することにより、つまり、各画素ごとに構造の重みと運動の重みを乗算することにより減算重みを算出する。

【 0 0 4 9 】

図 1 3 は、減算成分の算出例を示す図である。画像処理部 2 0 は、例えば、減算候補成分（図 1 0 ）と減算重み（図 1 2 ）を乗算することにより、つまり、各画素ごとに減算候補成分と減算重みを乗算することにより減算成分を算出する。

20

【 0 0 5 0 】

図 1 4 は、かぶり除去の具体例を示す図である。画像処理部 2 0 は、心筋部分とかぶり部分を含む原画像（図 1 0 ）から減算成分（図 1 3 ）を減算することにより、つまり、各画素ごとに原画像の画素値から減算成分を減算することにより、かぶりが低減された、望ましくは、かぶりが除去された超音波画像を形成する。

【 0 0 5 1 】

以上に説明した処理により、心筋部分とかぶり部分を含む原画像から、心筋部分をできるかぎり維持しつつ、望ましくは心筋部分が完全に維持されるように、構造の度合いが小さく且つ運動の度合いも小さいかぶり部分が低減または除去される。次に、上述した処理を実現する画像処理部 2 0 の具体的な構成例について説明する。

30

【 0 0 5 2 】

図 1 5 は、画像処理部 2 0 の内部構成を示す図である。画像処理部 2 0 は、多重解像度分解部 3 1、高周波成分算出部 4 1、構造算出部 5 1、データ更新部 6 1、背景減算部 7 1、画像再構成部 1 1 1 を備えている。画像処理部 2 0 が送受信部 1 2 から得たラインデータ、つまり診断画像（例えば図 1 0 の原画像）の画像データ G_0 は、まず、多重解像度分解部 3 1 において処理される。

【 0 0 5 3 】

多重解像度分解部 3 1 は、入力された診断画像のガウシアンピラミッドを作成する。なお、入力された診断画像を G_0 とし、多重解像度分解部 3 1 で生成される各階層のデータを G_n 成分（ n は 0 以上の整数）とする。

40

【 0 0 5 4 】

図 1 6 は、多重解像度分解部 3 1（図 1 5）の内部構成を示す図である。多重解像度分解部 3 1 は図示する構成を備えており、入力された G_n 成分がダウンサンプリング部 3 1 0 1 - 1、3 1 0 1 - 2、3 1 0 1 - 3、3 1 0 1 - 4 へ入力され、後述するような手法でダウンサンプリング処理を受ける。

【 0 0 5 5 】

図 1 7 は、ダウンサンプリング部 3 1 0 1（図 1 6）の内部構成を示す図である。ダウンサンプリング部 3 1 0 1 は図示する構成を有しており、ローパスフィルタ（LPF）部

50

1 2 - 1 は G_n 成分に 2 次元低域通過フィルタ (L P F) を施し、デシメーション部 3 1 0 1 1 は、L P F 部 1 2 - 1 から出力されたデータを間引いてデシメーション処理を施し、サンプル密度と解像度が減少した G_{n+1} 成分が生成される。

【 0 0 5 6 】

こうして、図 1 6 の多重解像度分解部 3 1 において生成された G_n 成分は、 G_0 成分とはサンプル密度と解像度が異なる多重解像度表現となっている。例えば、原画像である診断画像 G_0 と、 G_0 からダウンサンプリングにより得られる G_1 , G_2 , G_3 , G_4 成分の周波数帯域の具体例は、図 1 6 に示すようになる。図 1 6 に示す具体例において、 G_0 の周波数帯域は $0 \sim f$ であれば、 G_1 の周波数帯域が $0 \sim f / 2$ となり、 G_2 の周波数帯域が $0 \sim f / 4$ となり、 G_3 の周波数帯域が $0 \sim f / 8$ となり、 G_4 の周波数帯域が $0 \sim f / 16$ となる。なお、変形例として、 G_0 の周波数帯域が $0 \sim f$ の場合に、 G_1 の周波数帯域が $0 \sim 4 f / 5$ となり、 G_2 の周波数帯域が $0 \sim 3 f / 5$ となり、 G_3 の周波数帯域が $0 \sim 2 f / 5$ となり、 G_4 の周波数帯域が $0 \sim f / 5$ となるようなダウンサンプリングが行われてもよい。

10

【 0 0 5 7 】

なお、図 1 6 に示した具体例においては、多重解像度表現の最高階層を 4 ($n = 4$) としているが、この具体例はあくまで一例であり、階層 0 から階層 $n (n - 1)$ の範囲で多重解像度分解が行われれば良い。

【 0 0 5 8 】

また、上記具体例では、ダウンサンプリング部 3 1 0 1 (図 1 7) において 2 次元低域通過フィルタを施してから、デシメーション処理を施しているが、これに限定する必要はなく、1 次元低域通過フィルタをそれぞれの方向に施してからデシメーションをしても良いし、1 次元低域通過フィルタを施しながらデシメーション処理を行っても良い。

20

【 0 0 5 9 】

なお、以降の説明に登場する低域通過フィルタ (L P F) においても、2 次元低域通過フィルタを施しても良いし、1 次元低域通過フィルタ各方向に施しても良い。また、上記具体例では、多重解像度分解部の一例としてガウシアンピラミッド処理を行う構成を示しているが、離散ウェーブレット変換や、ガボール変換、周波数領域におけるバンドパスフィルタ等を用いて多重解像度分解する構成に変更しても良い。

【 0 0 6 0 】

図 1 5 に戻り、多重解像度分解部 3 1 において得られた G_n 成分は、高周波成分算出部 4 1、構造算出部 5 1、データ更新部 6 1、画像構成部 1 1 1 に入力される。この際、必要なデータだけそれぞれのブロックに入力しても良いし全てのデータを共有しても良い。また、それぞれのブロックに入力する際、なんらかのフィルタ処理等を施しても良い。高周波成分算出部 4 1 は、画像再構成時に用いるラプラシアンピラミッドを生成する。

30

【 0 0 6 1 】

図 1 8 は、高周波成分算出部 4 1 (図 1 5) の内部構成を示す図である。高周波成分算出部 4 1 は図示する構成を有しており、入力された G_{n+1} 成分がアップサンプリング部 4 1 0 1 - 1 - 1、4 1 0 1 - 2 - 1 へ入力され、後述するような手法でアップサンプリング処理を受ける。アップサンプリングされた成分は G_n 成分と共に減算器 1 3 - 1、1 3 - 2 へ入力されて差分処理を受け、高域周波数成分である L_n 成分が算出される。

40

【 0 0 6 2 】

図 1 9 は、アップサンプリング部 4 1 0 1 (図 1 8) の内部構成を示す図である。アップサンプリング部 4 1 0 1 は図示する構成を有しており、ゼロ挿入部 4 1 0 1 1 は、 G_{n+1} 成分に対して、データの二つ飛ばしの間隔でゼロを挿入するゼロ挿入処理を施し、L P F 部 1 2 - 2 においてゼロ挿入された G_{n+1} 成分に低域通過フィルタ (L P F) が施される。データ補間部 4 1 0 1 2 では、上述の処理を施された成分が、 G_n 成分とサイズ (画像サイズ) が等しくなるように補間を受け、これによりアップサンプリングされた $E X (G_{n+1})$ 成分が得られる。

【 0 0 6 3 】

50

こうして、図18の高周波成分算出部41で作成された各階層のデータを L_n 成分($n=0$)と呼ぶ。 L_n 成分は、階層ごとに細かさの異なるエッジ情報を有している。

【0064】

なお、図18には各成分の周波数帯域の具体例が図示されている。原画像である診断画像 G_0 の周波数帯域が $0 \sim f$ であり、 G_1 の周波数帯域が $0 \sim f/2$ であり、 G_2 の周波数帯域が $0 \sim f/4$ であれば(図16参照)、 L_0 成分は G_0 と G_1 の差分に基づいて得られるため周波数帯域が $f/2 \sim f$ となり、 L_1 成分は G_1 と G_2 の差分に基づいて得られるため周波数帯域が $f/4 \sim f/2$ となる。

【0065】

なお、上述した具体例では、高周波成分算出部41に G_0 成分から G_2 成分を入力して L_0 成分と L_1 成分を得ているが、この具体例に限定する必要はなく、例えば、さらに多くの階層の G_n 成分を入力して、さらに多くの L_n 成分を得るようにしてもよい。

【0066】

また、上述した具体例では、高周波成分算出の一例としてラプラシアンピラミッド処理を行う構成を示しているが、離散ウェーブレット変換や、ガボール変換、周波数領域におけるバンドパスフィルタ等を用いて高周波成分を算出する構成に変更しても良い。

【0067】

図15に戻り、高周波成分算出部41において得られた L_0 成分と L_1 成分は画像構成部111に入力される。また、構造算出部51は、構造強度の推定(構造の推定)に用いる構造推定値 Str^2 を算出する。

【0068】

図20は、構造算出部51(図15)の内部構成を示す図である。構造算出部51は図示する構成を有しており、入力された G_{n+2} 成分がアップサンプリング部4101-4へ入力されてアップサンプリング処理を受け、アップサンプリングされた成分がもう一度アップサンプリング部4101-3でアップサンプリング処理を受けたのち、 G_n 成分と共に減算器13-3へ入力される。減算器13-3で求められた差分値はゼロクロス除去部5101に入力されて後述するようなゼロクロス除去処理を受けたのち、二乗値算出部5102へ入力されて構造推定値 Str^2 が算出される。構造算出部51において生成された構造推定値 Str^2 は、構造の強度情報を有するデータとなっている。

【0069】

なお、上述した具体例では、 $n=2$ として、構造算出部51に G_2 成分から G_4 成分を入力して構造推定値 Str^2 を得ているが、この具体例に限定する必要はなく、例えば、 G_n 成分のうち、少なくとも1つ以上の成分が入力され、構造推定値 Str^2 が算出されれば良い。

【0070】

また、上述した具体例では、 G_4 成分を2回アップサンプリングした成分と G_2 成分の差分を求めて構造推定値 Str^2 を得ているが、この具体例に限定する必要はなく、連続した階層、もしくはさらに離れた階層を用いて差分を求めても良い。また、上述した具体例では、 G_4 成分を2回アップサンプリングした成分と G_2 成分の差分を求めているが、さらに、別の成分、例えば G_3 成分を2回アップサンプリングした成分と G_1 成分の差分も求め、 G_4 成分と G_2 成分から得られる差分と G_3 成分と G_1 成分から得られる差分の両者(両差分)それぞれから求まる構造推定値を加味して、最終的な構造推定値 Str^2 を算出しても良い。

【0071】

図21はゼロクロス除去部5101(図20)における処理の具体例を示す図である。S101において、減算器13-3から差分データを取得する。S102において、注目点を設定する。S103において、注目点に隣接する上下(画像のy軸方向)の点の差分値を取得する。S104において、取得した2点の差分値を乗算する。S105において、注目点に隣接する左右(画像のx軸方向)の点の差分値を取得する。S106において、取得した2点の差分値を乗算する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

S 1 0 7において、S 1 0 4とS 1 0 6で得られた乗算値のうち、少なくとも1つが負であるか否か判定する。1つでも負である場合はS 1 0 9に進み、そうでない場合はS 1 0 8に進む。

【 0 0 7 3 】

S 1 0 8において、注目点はゼロクロスではなかったと判定し、注目点（ピクセル）の差分値は変更せずS 1 1 3に進む。

【 0 0 7 4 】

S 1 0 9において、S 1 0 4とS 1 0 6で得られた乗算値の一方のみが負であるか否か判定する。一方の乗算値だけが負である場合はS 1 1 0に進み、2つの乗算値が共に負であった場合はS 1 1 1に進む。S 1 1 0において、乗算値が負をとる方向の2点の絶対値の平均を注目点の値とし、S 1 1 3に進む。

10

【 0 0 7 5 】

S 1 1 1において、S 1 0 4とS 1 0 6で得られた乗算値の絶対値が最大の方向を選ぶことで、傾斜最大方向を選ぶ。S 1 1 2において、S 1 1 1で選ばれた方向の2点の絶対値の平均を注目点の値とし、S 1 1 3に進む。

【 0 0 7 6 】

S 1 1 3において、全注目点の値が定まったか否か判定する。全注目点の値が定まった場合は終了とし、そうでない場合はS 1 0 2に戻り、次の注目点に係る処理を実行する。

【 0 0 7 7 】

20

なお、上述した具体例では、注目点の上下または左右の点の差分値を取得しているが、これに限定する必要はなく、例えば斜め方向の差分値を求めるステップを設け、さらに多くの方向でゼロクロスを検出するようにしても良い。また、上述した具体例では、方向ごとの比較を行っているが、隣接点の全ての値を取得し、例えば主成分分析などで傾斜最大方向を算出しても良い。なお、ゼロクロスの除去では、好ましくは傾斜最大方向の絶対値の平均を入れるが、これに限定する必要はなく、例えば隣接する4点の絶対値の平均値を入れても良い。

【 0 0 7 8 】

図 1 5に戻り、構造算出部 5 1において得られた $S t r^2$ 成分はデータ更新部 6 1に入力される。データ更新部 6 1は、組織の動きの推定および組織の構造の推定に用いる $multi G_n$ バッファと、 $multi S t r$ バッファを更新する。

30

【 0 0 7 9 】

図 2 2は、データ更新部 6 1（図 1 5）の内部構成を示す図である。データ更新部 6 1は図示する構成を有している。つまり、データ更新部 6 1は、多重解像度分解部 3 1（図 1 5）で生成された現フレームの G_n 成分のうち少なくとも1つ以上のデータを用いて、現フレーム以前の G_n 成分（画像データ）を保存する $multi G_n$ バッファを更新する画像データ更新部 6 1 0 1と、構造算出部 5 1（図 1 5）で生成された現フレームの構造推定値 $S t r^2$ を用いて、現フレーム以前の構造データを保存する $multi S t r$ バッファを更新する構造データ更新部 6 1 0 2で構成される。なお、図 2 2の具体例では、 $n = 2$ としているが、これに限定する必要はなく、例えばさらに複数の階層を更新しても良い。

40

【 0 0 8 0 】

図 2 3は、データ更新部 6 1（図 2 2）における処理の具体例を示す図である。図 2 3には、画像データ更新部 6 1 0 1（図 2 2）において実行される処理のフローチャートが図示されている。

【 0 0 8 1 】

S 2 0 1において、 $multi G_2$ バッファを取得する。S 2 0 2において、最も古い時相 t の先頭アドレスを取得する。S 2 0 3において、 t よりも1つ若い時相 $t - 1$ の先頭アドレスを取得する。S 2 0 4において、時相 $t - 1$ のデータ配列を全て時相 t のデータ配列にコピーする。S 2 0 5において $t = t - 1$ とする。

【 0 0 8 2 】

50

S 2 0 6において、 $t = 0$ であるか否か判定する。 $t = 0$ となった場合にはS 2 0 7に進み、そうでない場合にはS 2 0 3に進み、次の時相のコピーを実行する。S 2 0 7において、現フレームの G_2 成分を取得する。S 2 0 8において、 $t = 0$ のデータ配列に現時相のデータ G_2 成分をコピーして、multi G_2 バッファの更新を終了する。

【 0 0 8 3 】

図 2 3 に示す具体例により、画像データ更新部 6 1 0 1 から、3フレームの G_2 成分で構成されるmulti G_2 バッファが出力される。

【 0 0 8 4 】

また、図 2 3 の具体例において、 G_2 を Str^2 とすることにより、構造データ更新部 6 1 0 2 においても図 2 3 のフローチャートと同様な処理により、3フレームの Str^2 成分で構成されるmulti Str バッファが出力される。なお、必ずしも上述の更新方法を取らず、例えば、ポインタをつなぎかえるような処理でも良い。

【 0 0 8 5 】

図 1 5 に戻りデータ更新部 6 1 において更新されたmulti G_n バッファとmulti Str バッファは、背景減算部 7 1 に入力される。また、multi G_n バッファとmulti Str バッファは、次のフレームの計算に備え、再度データ更新部 6 1 に入力される。背景減算部 7 1 は、 G_n 成分に含まれるかぶり成分を、組織の動きの推定および組織の構造の推定から求め、かぶり低減処理を施したnr G_n 成分を算出する。

【 0 0 8 6 】

図 2 4 は、背景減算部 7 1 (図 1 5) の内部構成を示す図である。背景減算部 7 1 は図示する構成を有している。重み計算部 8 1 は、multi G_n バッファとmulti Str バッファに基づいて平均画像frameAve成分と、減算重みweight成分を算出する。最適輝度値推定部 9 1 は、現フレームが有する最適輝度値baseを算出する。

【 0 0 8 7 】

減算成分算出部 1 0 1 は、重み計算部 8 1 で算出された平均画像frameAve成分と、最適輝度値推定部 9 1 で算出された最適輝度値baseと、重み計算部 8 1 で算出されてLPF部 1 2 - 3 で低域通過フィルタ(LPF)を施された減算重みweightから、減算成分を算出する。

【 0 0 8 8 】

好ましくは、算出された減算成分は、LPF部 1 2 - 4 で低域通過フィルタ(LPF)が施されて空間方向に平滑化され、調整部 7 1 0 1 において、次式に基づいて時間方向に平滑化される。

【 0 0 8 9 】

【 数 1 】

$$diff_{i,j}^t = diffData_{i,j} \times beta + diff_{i,j}^{t-1} \times (1 - beta)$$

$diff$: 前フレームまでの減算成分

$diffData$: 算出された減算成分

$beta$: パラメータ

【 0 0 9 0 】

これにより、後述の処理により再構成された診断画像は、局所的な減算、およびフレーム間における同一画素での大きな輝度変化が抑制され、違和感の少ない診断画像が提供できるようになる。減算器 1 3 - 4 では、multi G_n 成分に保存された現フレームの G_n 成分から、空間的、時間的に平滑化された減算成分が減算され、かぶりが低減されたnr G_n 成分が算出される。

【 0 0 9 1 】

10

20

30

40

50

なお、上述した具体例では、 $n = 2$ としているが、この具体例に限定されない。また、上述した具体例では、調整部 7 1 0 1 において現フレームで算出された減算成分と、前フレームまでに更新されてきた減算成分の重みづけ加算値で算出しているが、これまでの全てのデータ、またはそれに準じるパラメータを保存しておき、適宜重みづけを施しても良い。

【 0 0 9 2 】

背景減算部 7 1 において得られた nrG_n 成分は、画像再構成部 1 1 1 に入力される。また、背景減算部 7 1 において得られた減算成分は、次のフレームの計算に備え、再度背景減算部 7 1 に入力される。重み計算部 8 1 は、平均画像 $frameAve$ 成分と、かぶりの推定値を表す評価値として、減算重み $weight$ を算出する。

10

【 0 0 9 3 】

図 2 5 は、重み計算部 8 1 (図 2 4) の内部構成を示す図である。重み計算部 8 1 は図示する構成を有している。平均値算出部 8 1 0 1 は、入力された $multiG_2$ バッファに保存される少なくとも 1 枚の G_2 成分の輝度値、もしくは複数枚の G_2 成分の平均値を画素 (ピクセル) ごとに算出する。分散値算出部 8 1 0 2 は、 $multiG_2$ バッファに保存される複数枚の G_2 成分の輝度値の分散値を画素 (ピクセル) ごとに算出する。平均値算出部 8 1 0 3 は、 $multiStr$ バッファに保存される少なくとも 1 枚の Str^2 成分の強度値、もしくは複数枚の Str^2 成分の平均値を画素 (ピクセル) ごとに算出する。

【 0 0 9 4 】

平均値算出部 8 1 0 1、分散値算出部 8 1 0 2、平均値算出部 8 1 0 3 で算出された値は、それぞれ LPF 部 1 2 - 5、1 2 - 6、1 2 - 7 で低域通過フィルタ (LPF) を施される。LPF 部 1 2 - 5 で低域通過フィルタを施されたデータは、平均画像 $frameAve$ として出力される。また、LPF 部 1 2 - 6、1 2 - 7 で低域通過フィルタを施されたデータは、重み決定部 8 1 0 4 に入力される。

20

【 0 0 9 5 】

ここで、重み決定部 8 1 0 4 で行われる計算についてさらに詳しく説明する。重み決定部 8 1 0 4 では、後述の処理を経て得られ減算候補成分のうち、かぶりと推定される成分を減算成分に残し、かぶりではないと推定される成分を減算成分とならないように除去するような重み $weight$ を算出する。すなわち、かぶりの推定値を表す評価値として、減算重み $weight$ を 0 $weight$ 1 で与える。これは、かぶりの「顕著性」を示す正規化された評価値であり、この評価値を算出するために、本実施例では動きと構造を例に、かぶりの評価値を求める。

30

【 0 0 9 6 】

かぶりは、プローブ 1 0 の近傍に現れる、動きが少なく構造を持たないノイズである。よって、好ましくは、動きが小さく、かつ構造強度が弱い成分であるほど、かぶりであると判定し $weight$ を 1 に近づける。一方、動きが大きい、または構造が強い成分であれば心筋等の情報を有している可能性があるため、 $weight$ を 0 に近づける。

【 0 0 9 7 】

これにより、重み決定部 8 1 0 4 では、LPF 部 1 2 - 6、1 2 - 7 で算出された値をもとに、例えば後述のような手法で、減算重み $weight$ が算出される。

40

【 0 0 9 8 】

まず、LPF 部 1 2 - 6 で算出された値は、複数フレームを用いて求めた、画素 (ピクセル) ごとの分散値を平滑化した値なので、この値が小さいほど、領域として輝度変化が少なく、動きが少なかったと考えることができる。これより、例えばピクセル (i, j) における算出値とパラメータ γ を用いた次式の減少関数により、動きに関する重みを算出することができる。

【 0 0 9 9 】

【数 2】

$$weight_{i,j}^{move} = \exp\left(-\frac{\sigma_{i,j}^{-2}}{2 \cdot \gamma^2}\right)$$

$$0 \leq weight_{i,j}^{move} \leq 1$$

ピクセル (i , j) における算出値 $\sigma_{i,j}^{-2}$

10

【 0 1 0 0 】

次に、LPF部12-7で算出された値は、複数フレームを用いて求めた、画素（ピクセル）ごとの構造推定値を平滑化した値なので、この値が小さいほど、領域として構造が弱いと考えることができる。これにより、例えばピクセル (i , j) における算出値とパラメータdeltaを用いた次式の減少関数により、構造に関する重みを算出することができる。

【 0 1 0 1 】

【数 3】

$$weight_{i,j}^{str} = \exp\left(-\frac{str_{i,j}^{-2}}{2 \cdot \delta^2}\right)$$

$$0 \leq weight_{i,j}^{str} \leq 1$$

ピクセル (i , j) における算出値 $str_{i,j}^{-2}$

20

【 0 1 0 2 】

数2式の動きに関する重みと、数3式の構造に関する重みを用いて、例えば、次式の減少関数により、減算候補成分に対する重みづけを算出することができる。

【 0 1 0 3 】

【数 4】

$$weight_{i,j} = weight_{i,j}^{move} \times weight_{i,j}^{str} = \exp\left(-\frac{\sigma_{i,j}^{-2}}{2 \cdot \gamma^2}\right) \times \exp\left(-\frac{str_{i,j}^{-2}}{2 \cdot \delta^2}\right)$$

【 0 1 0 4 】

なお、上述した具体例では、かぶりと推定される場所ほどweightが1に近づくような減少関数を用いたが、この具体例以外の減少関数を用いてもよい。また、本実施形態においては、分散値算出部8102、平均値算出部8103では複数フレームの画素ごとの値をもとに計算を行ったが、例えば、カーネルサイズ $m \times n$ ($m > 0, n > 0$)で与えられる範囲の画素データを使用しても計算を行っても良い。また、本実施形態においては、動きに関する重みづけを輝度値の分散から求めたが、ブロックマッチング等を行った際に用いられる評価値、例えばSAD (Sum of Absolute Difference) などを用いて算出しても良い。

40

【 0 1 0 5 】

図24に戻り、重み計算部81において得られた平均画像frameAveは最適輝度値推定部91と減算成分算出部101に出力される。また、重み計算部81において得られた減算重みweightは、LPF部12-3でLPF処理を施された後、減算成分算出部101に出

50

力される。最適輝度値推定部 9 1 は、入力されたデータの最適輝度値baseを推定する。

【 0 1 0 6 】

図 2 6 は、最適輝度値推定部 9 1 (図 2 4) の内部構成を示す図である。最適輝度値推定部 9 1 は図示する構成を有している。背景輝度値探索部 9 1 0 1 は、入力されたデータの最小値、つまり平均画像frameAveは内の最適輝度値minを探索し、調整部 9 1 0 2 は、得られた最小値minに、例えばパラメータepsilonを用いて調整を行う。すなわち、最適輝度値推定部 9 1 は、次式に示す計算を行い、最適輝度値baseを算出する。

【 0 1 0 7 】

【 数 5 】

$$base = \min(frameAve) \times \epsilon$$

10

【 0 1 0 8 】

なお、本実施形態においては上述のような手法で最適輝度値baseを求めたが、これに限定する必要はない。好ましくは、最適輝度値baseは、かぶり等のノイズ部が本来有していたであろう輝度値を推定した値であるため、最適輝度値以外の任意の輝度値を、例えば画像のヒストグラムから判別分析法などを用いて自動で算出していても良い。また、任意の輝度値をユーザーが与えるようにしても良い。

【 0 1 0 9 】

このように、最適輝度値を推定しておくことで、後述の処理を経て得られる減算候補成分を制御し、かぶりと推定された部位の輝度を減算しすぎないように調整することができる。これにより、後述の処理を経て再構成された診断画像が違和感を含まないようにできる。

20

【 0 1 1 0 】

図 2 4 に戻り、最適輝度値推定部 9 1 において得られた最適輝度値baseは、減算成分算出部 1 0 1 に出力される。減算成分算出部 1 0 1 では、注目フレームのかぶり成分が推測され、減算成分として算出される。

【 0 1 1 1 】

図 2 7 は、減算成分算出部 1 0 1 (図 2 4) の内部構成を示す図である。減算成分算出部 1 0 1 は図示する構成を有している。減算器 1 3 - 5 は、重み計算部 8 1 (図 2 4) で算出された平均画像frameAveから、最適輝度値推定部 9 1 (図 2 4) で算出された最適輝度値baseを減算し、減算候補成分を算出する。

30

【 0 1 1 2 】

条件付き乗算部 1 0 1 0 1 は、算出された減算候補成分と減算重みweightから、減算成分diffDataを算出する。調整部 1 0 1 0 2 は、得られた減算成分diffDataに、例えばパラメータalphaを用いて調整が行われる。減算成分算出部 1 0 1 は、例えば次式に基づいて、各画素 (i , j) ごとに減算成分diffDataを算出する。

【 0 1 1 3 】

【 数 6 】

$$diffData_{i,j} = \alpha \times (frameAve_{i,j} - base) \times weight_{i,j}$$

40

【 0 1 1 4 】

図 2 8 は条件付き乗算部 1 0 1 0 1 (図 2 7) における処理の具体例を示す図である。図 2 8 には、条件付き乗算部 1 0 1 0 1 において実行される処理のフローチャートが図示されている。S 3 0 1 において、平均画像frameAve、最適輝度値base、減算重みweightをそれぞれ取得する。S 3 0 2 において、注目画素 (ピクセル) を設定し、注目画素の輝度値から最適輝度値baseを減算し、減算候補成分を算出する。S 3 0 3 において、減算候補成分が正であるか否かを判定する。減算候補成分が正の場合 S 3 0 3 に進み、負である場合 S 3 0 5 に進む。

50

【0115】

S304において、減算候補成分が正であるので、減算重みweightを乗算して減算値を決定する。S305において、減算候補成分が負であることから、最適輝度値より低い輝度値を有する。そこで処理は行わないよう、減算値を0とする。S306において、全注目画素の値が定まったか否かを判定する。全注目画素の値が定まった場合は終了とし、そうでない場合S302に進んで次の注目画素の値を決める。

【0116】

図24に戻り、減算成分算出部101において得られた減算成分diffDataは、LPF部12-4でLPF処理を施された後、調整部7101に出力される。調整部7101は前述したように、数1式に基づいた処理を実行する。こうして、背景減算部71から画像再構成111(図15)に、かぶりが低減された nrG_n 成分が出力される。画像再構成部111は、かぶり成分が減算された nrG_n 成分と、 L_0 成分、 L_1 成分を用い、ガウシアンピラミッドの再構成処理を行う。

10

【0117】

図29は、画像再構成部111(図15)の内部構成を示す図である。画像再構成部111は図示する構成を有している。入力された nrG_n 成分は、アップサンプリング部4101-1-2、4101-2-2へ入力され、アップサンプリング処理を受ける。アップサンプリングされた成分は L_n 成分と共に加算器14-1、14-2へ入力され加算処理を受ける。

【0118】

こうして、かぶりが低減された、望ましくはかぶりが除去された画像データ nrG_0 が得られる。画像データ nrG_0 は、画像処理部20に入力された画像データ G_0 と、同等のサンプル密度・解像度を有する。

20

【0119】

なお、図29には各成分の周波数帯域の具体例が図示されている。 nrG_2 は G_2 (図16)に基づいて得られる成分であり周波数帯域が $0 \sim f/4$ となる。また L_0 の周波数帯域は $f/2 \sim f$ であり、 L_1 の周波数帯域は $f/4 \sim f/2$ である(図18)。そして、 nrG_0 は、 nrG_2 と L_1 と L_0 の加算に基づいて得られるため周波数帯域が $0 \sim f$ となる。つまり、画像再構成部111において再構成された nrG_0 は、原画像である診断画像 G_0 と同じ周波数帯域となる。

30

【0120】

また、上述した実施例においては、 G_0 成分、 G_1 成分、 L_0 成分、 L_1 成分と、かぶり成分が減算された nrG_2 成分を得ているが、これに限定する必要はなく、さらに多くの階層を用いても良い。また、上記実施例において、好ましくは $n-1$ の階層 G_n 成分がかぶり低減処理を行い、かぶりが低減された nrG_n 成分をアップサンプリングしながら L_k 成分($0 \leq k < n$)を加算することで、単純なフィルタ等でみられる「べたつき感」が軽減され、より違和感なく診断画像の再構成が行えるようになる。

【0121】

画像再構成部111において再構成された画像データ nrG_0 は、表示処理部30に送られ、これにより、かぶりが低減された、望ましくはかぶりが除去された超音波画像が表示部40に表示される。こうして、例えば、心筋情報を大きく減ずることなく、効率的にかぶりを低減することで、視認性のよい超音波画像(例えばBモード画像)を表示することが可能になる。

40

【0122】

図30は、画像処理部20の変形例(第2実施例)を示す図である。図15の画像処理部20との相違は、図30において、特徴算出部121を追加し、かぶりの推定に、組織の動きと組織の構造の2つの特徴以外に、第3以上の特徴を用いる点である。ここで、特徴算出部121で求める第3以上の特徴とは、例えば組織の方向、フレーム方向の差分、画像の色情報などが挙げられる。

【0123】

50

なお、図30に示す具体例においては、処理を具体化するため $n = 2$ として、 G_2 成分から G_4 成分を利用して特徴推定値Ftrを得ているが、これに限定する必要はなく、作成された G_n 成分のうち、少なくとも1つ以上のデータが入力され、特徴推定値Ftrが算出されれば良い。

【0124】

また、上記変形例（第2実施例）においては、画像処理部20に特徴算出部121を1つだけ配置するような構成を示しているが、これに限定する必要はなく、第3以上の利用したい特徴数に応じて特徴算出部121を増やしても良い。

【0125】

図31は、データ更新部61（図30）の内部構成を示す図である。データ更新部61は図示する構成を有している。図22のデータ更新部61との相違は、図31において、画像データ更新部6101、構造データ更新部6102に加え、特徴データ更新部6103が存在する点である。特徴データ更新部6103は特徴算出部121（図30）で作成された現フレームの特徴推定値Ftrを用いて、現フレーム以前の構造データを保存するmultiFtrバッファを更新する。

10

【0126】

この変形例（第2実施例）においては、データ更新部61において、特徴データ更新部6103を1つだけ配置するような構成を示しているが、これに限定する必要はなく、第3以上の利用したい特徴数に応じて特徴データ更新部6103を増やしても良い。

【0127】

図32は、背景減算部71（図30）の内部構成を示す図である。背景減算部71は図示する構成を有している。図24の背景減算部71との相違は、図32において、入力としてmultiFtrバッファが増えた点、および、重み計算部81にmultiFtrバッファが入力される点である。

20

【0128】

この変形例（第2実施例）においては、背景減算部71において、入力としてmultiFtrバッファが1つ増えるような構成を示しているが、これに限定する必要はなく、第3以上の利用したい特徴数に応じて入力バッファを増やしても良い。またこれに伴い、重み計算部81に入力されるバッファ数も、用いたい特徴数に応じて増やしても良い。

【0129】

図33は、重み計算部81（図32）の内部構成を示す図である。重み計算部81は図示する構成を有している。図25の重み計算部81との相違は、図33において、入力としてmultiFtrバッファが増えた点、また、平均値算出部8105が追加され、multiFtrバッファに保存される少なくとも1枚のFtr成分の輝度値、もしくは複数枚のFtr成分の平均値を画素（ピクセル）ごとに算出される点、および算出された値が、同じく追加されたLPF部12-8で低域通過フィルタ（LPF）が施され、重み決定部8104へ入力される点である。

30

【0130】

この変形例（第2実施例）においては、重み計算部81において、入力としてmultiFtrバッファが1つ増えるような構成を示しているが、これに限定する必要はなく第3以上の利用したい特徴数に応じて入力バッファを増やしても良い。またこれに伴い、第3以上の利用したい特徴数に応じて平均値算出部8105、LPF部12-8を増やしても良い。

40

【0131】

図34は、画像処理部20の他の変形例（第3実施例）を示す図である。図15、図30の画像処理部20との相違は、図34において、機械学習などを用いて事前に得られた特徴を扱う点が挙げられる。これに伴い、図30の第2実施例で示した構成に加え、図34では特徴記憶部131が追加される。

【0132】

例えば、特徴記憶部131は、事前にかぶり部の特徴と、その特徴に応じた戻り値を記憶しておく。この際、診断に重要な心筋等の構造の特徴と、その特徴に応じた戻り値を記

50

憶しておいても良い。これにより、特徴算出部 1 2 1 で算出された特徴を特徴記憶部 1 3 1 へ入力することで、特徴算出部 1 2 1 はそれぞれの特徴に応じた戻り値を得ることができる。この戻り値を特徴推定値Ftrとして用いることで、特徴の算出を行う。

【 0 1 3 3 】

この変形例（第 3 実施例）においては、画像処理部 2 0 に特徴記憶部 1 3 1 を 1 つだけ配置するような構成を示しているが、これに限定する必要はなく、第 3 以上の利用したい特徴数に応じて特徴記憶部 1 3 1 を増やしても良い。また、第 2 実施例と第 3 実施例を併用することも可能である。

【 0 1 3 4 】

なお、以上においては、2次元画像を中心とした画像処理について説明したが、3次元画像についてのかぶり低減処理を施すようにしてもよい。3次元画像を処理する場合には、好ましくはダウンサンプリング部 3 1 0 1（図 1 6）とアップサンプリング部 4 1 0 1（図 1 8，図 2 0，図 2 9）は、2次元低域通過フィルタを施していたが、3次元低域通過フィルタに変更される。ただし、例えば、1次元低域通過フィルタを3次元の各方向に施しても良いし、任意の2方向を含む断面に2次元低域通過フィルタを施した後、残る方向に1次元低域通過フィルタを施しても良い。

10

【 0 1 3 5 】

また、送受信部 1 2 から得られる信号に対して検波や対数変換等の処理を施してから、画像処理部 2 0 においてかぶりを低減し、その低減後にデジタルスキャンコンバータにおいて座標変換処理が実行されてもよい。もちろん、送受信部 1 2 から得られる信号に対して、画像処理部 2 0 においてかぶりを低減してから、検波や対数変換等の処理を施してもよいし、デジタルスキャンコンバータにおいて座標変換処理を実行してから、画像処理部 2 0 においてかぶりを低減してもよい。

20

【 0 1 3 6 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

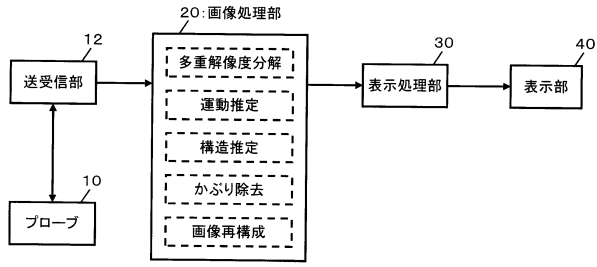
【 符号の説明 】

【 0 1 3 7 】

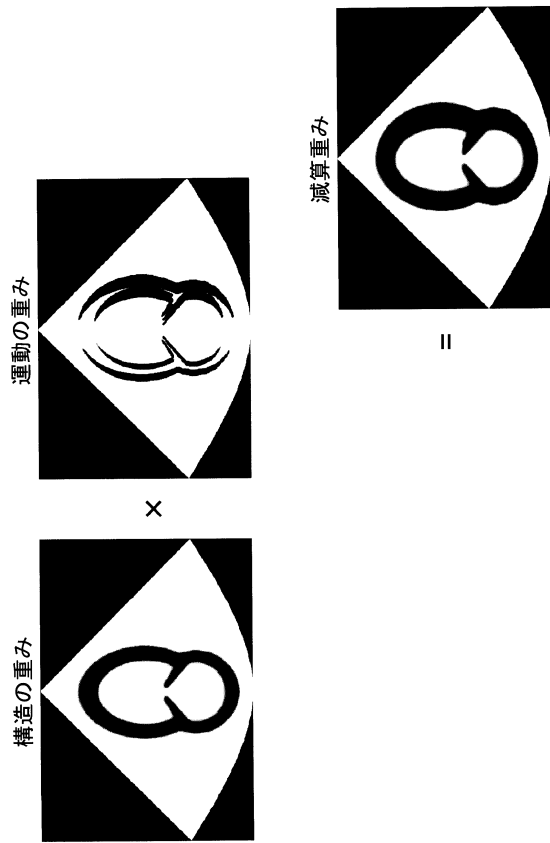
1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 画像処理部、3 0 表示処理部、4 0 表示部。

30

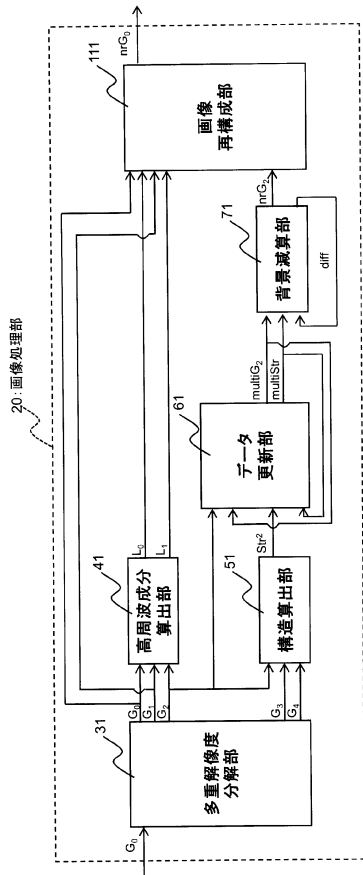
【図 1】



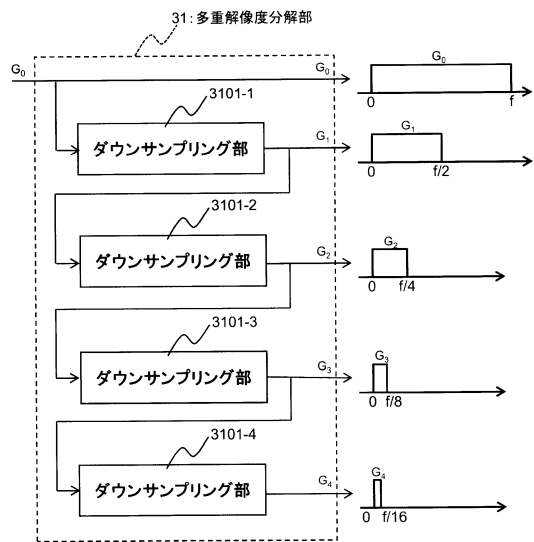
【図 1 2】



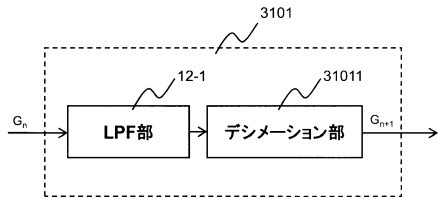
【図 1 5】



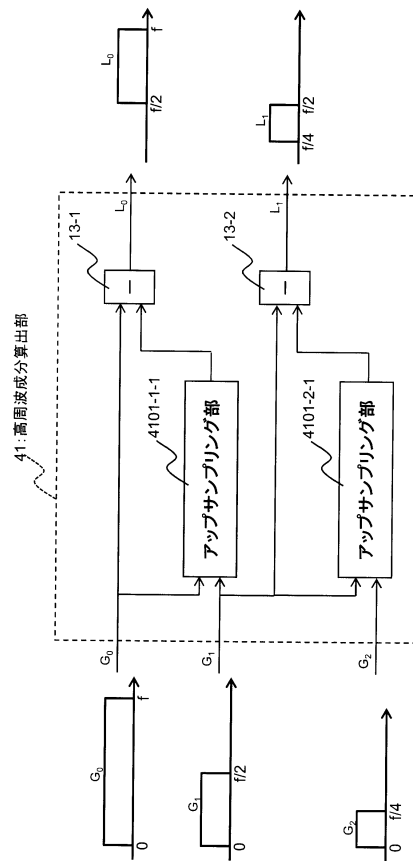
【図 1 6】



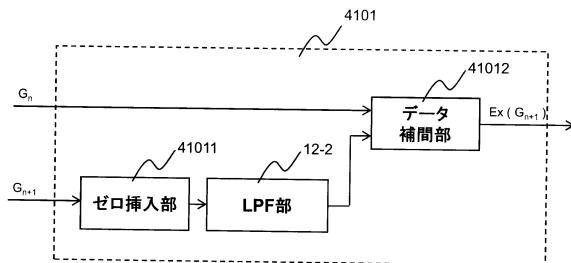
【図17】



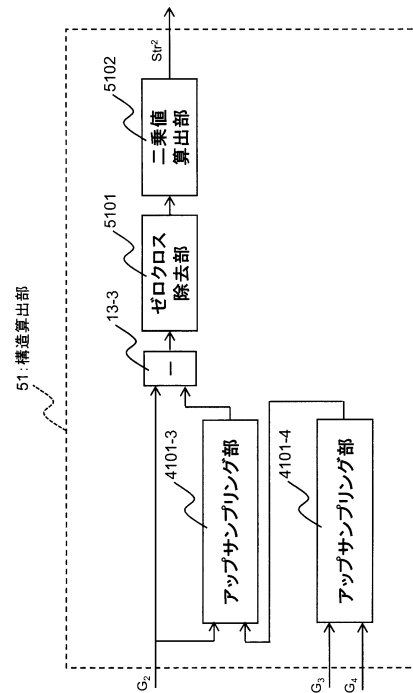
【図18】



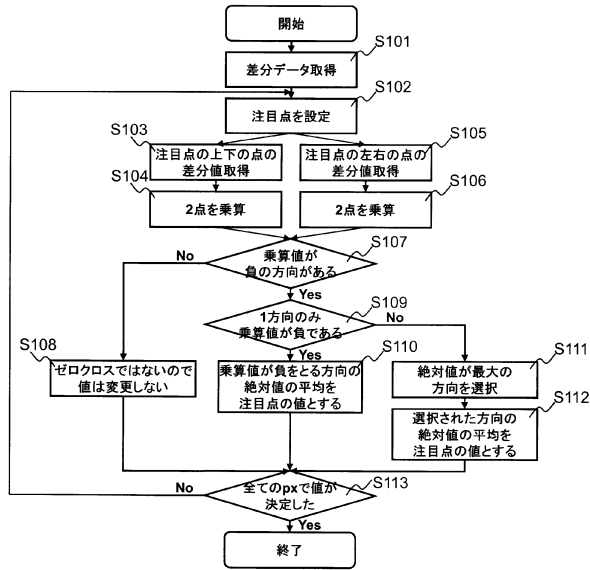
【図19】



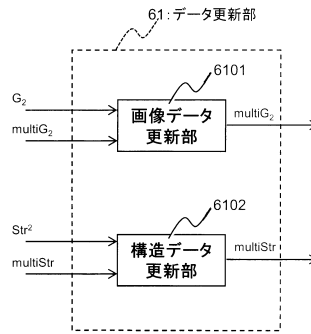
【図20】



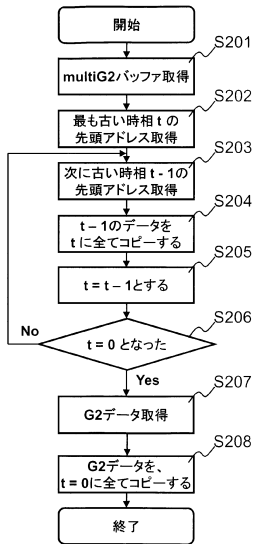
【図 2 1】



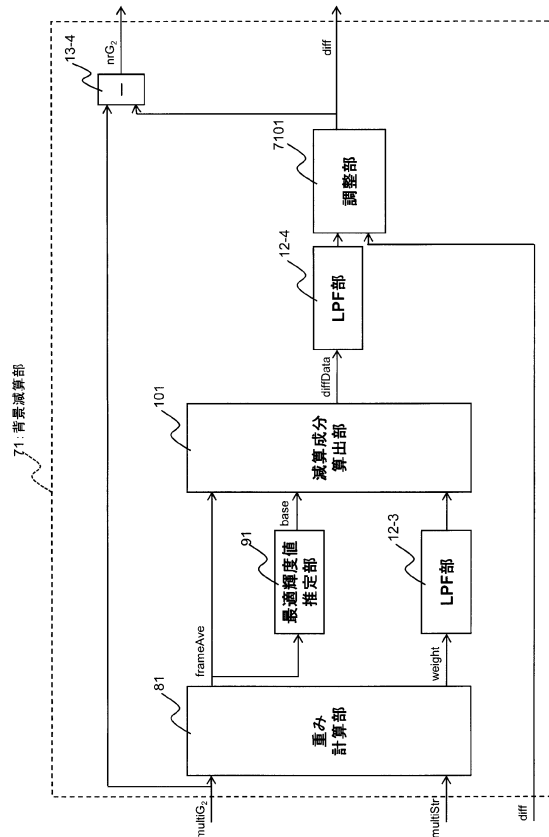
【図 2 2】



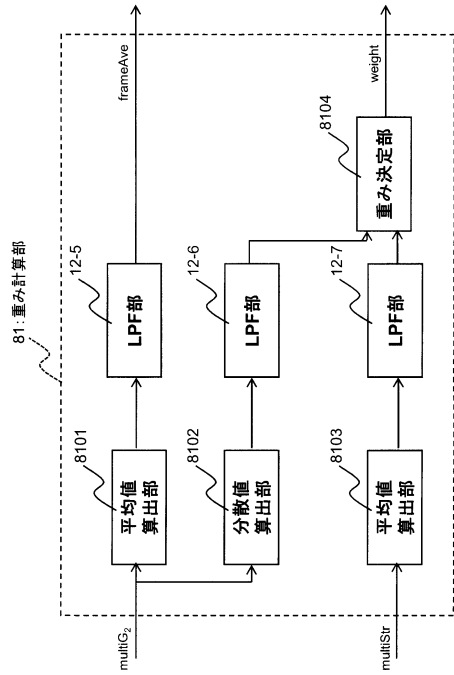
【図 2 3】



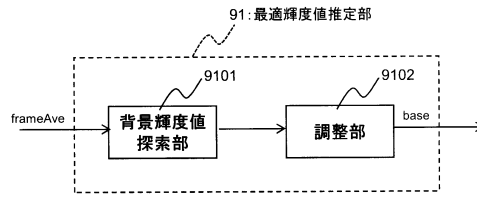
【図 2 4】



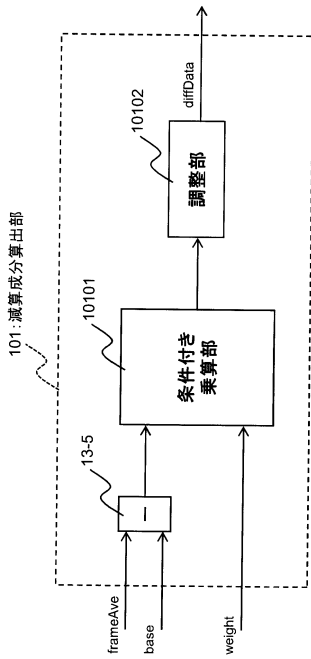
【図25】



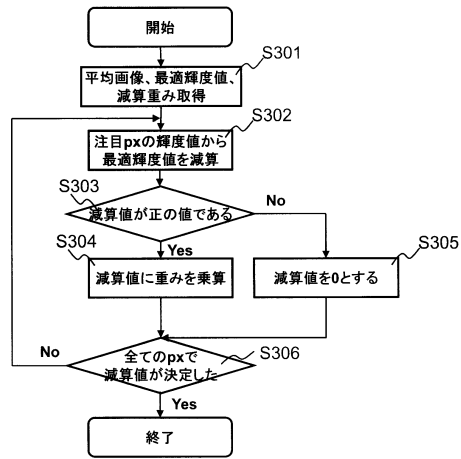
【図26】



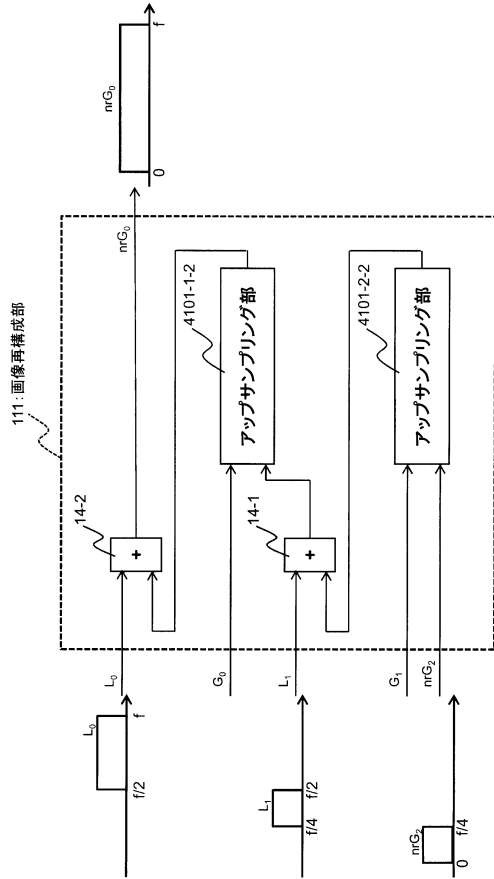
【図27】



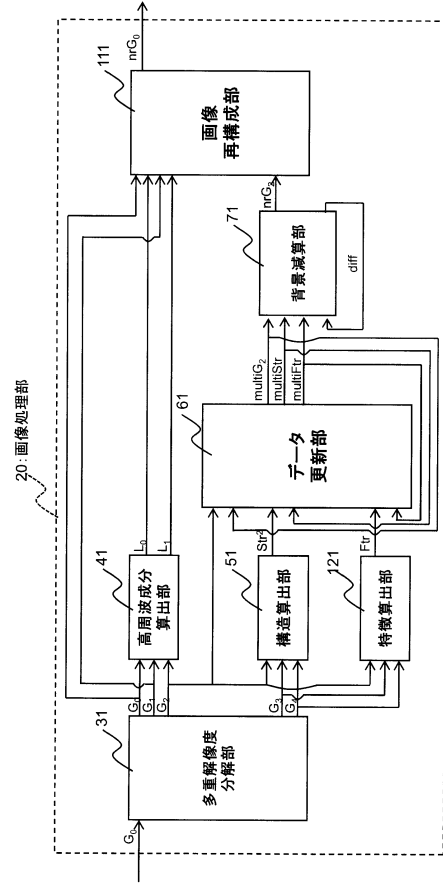
【図28】



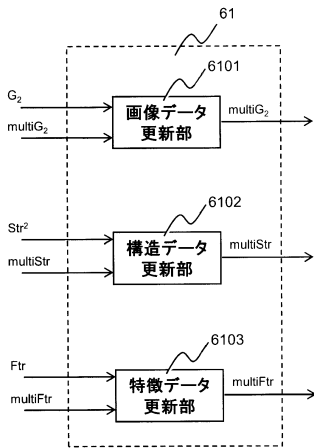
【図 29】



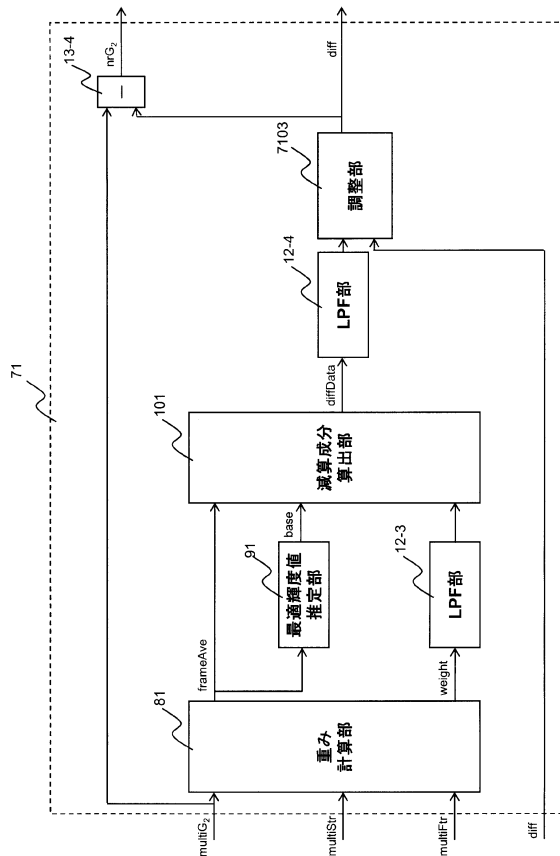
【図 30】



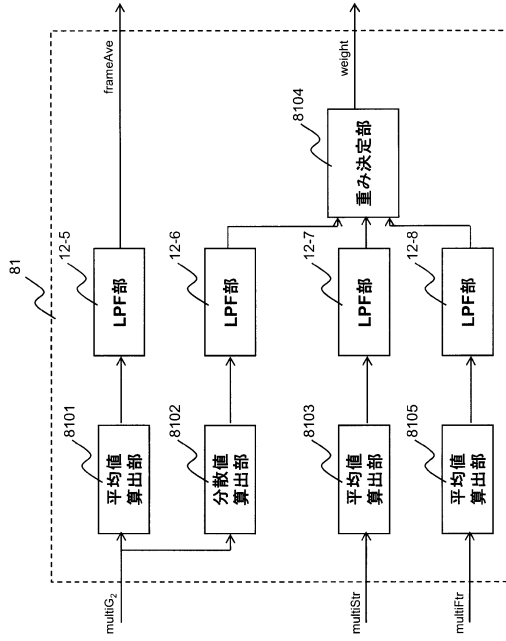
【図 31】



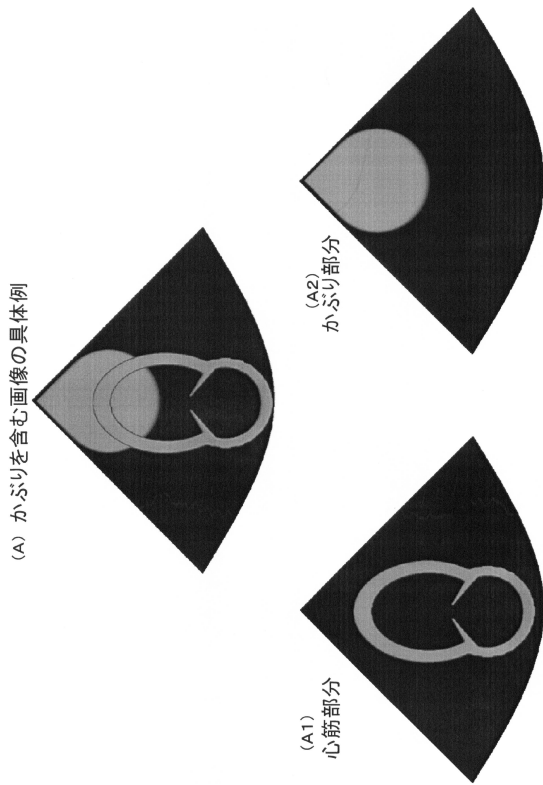
【図 32】



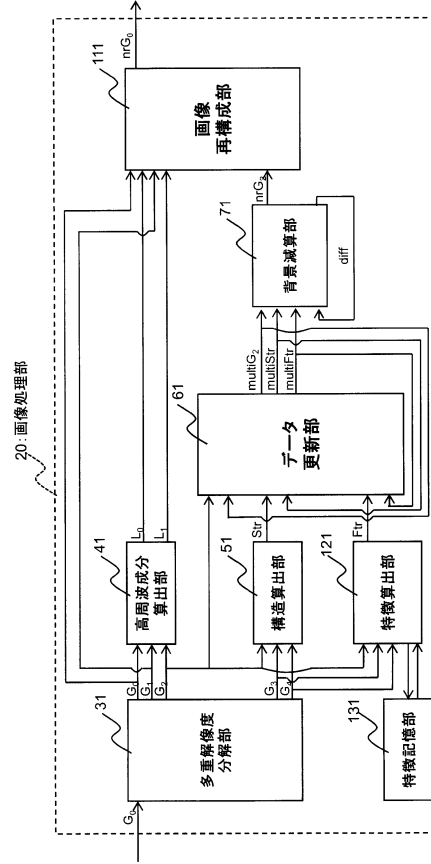
【 図 3 3 】



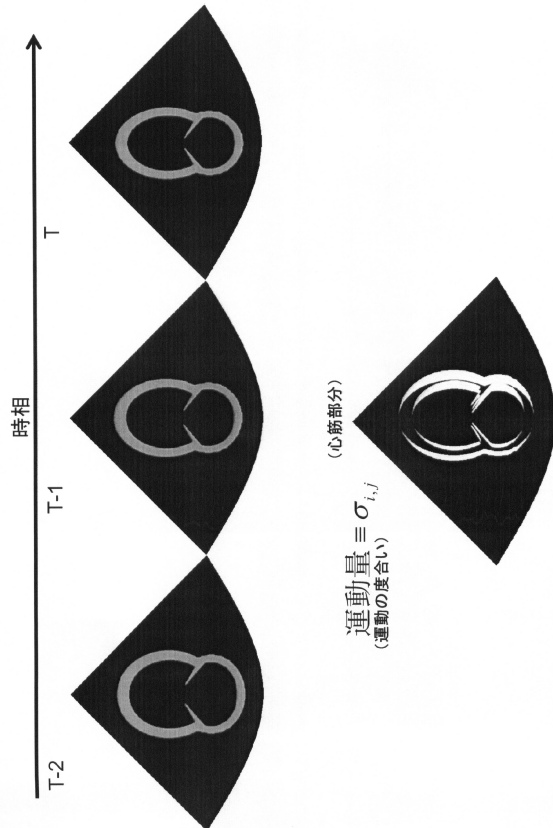
【 図 2 】



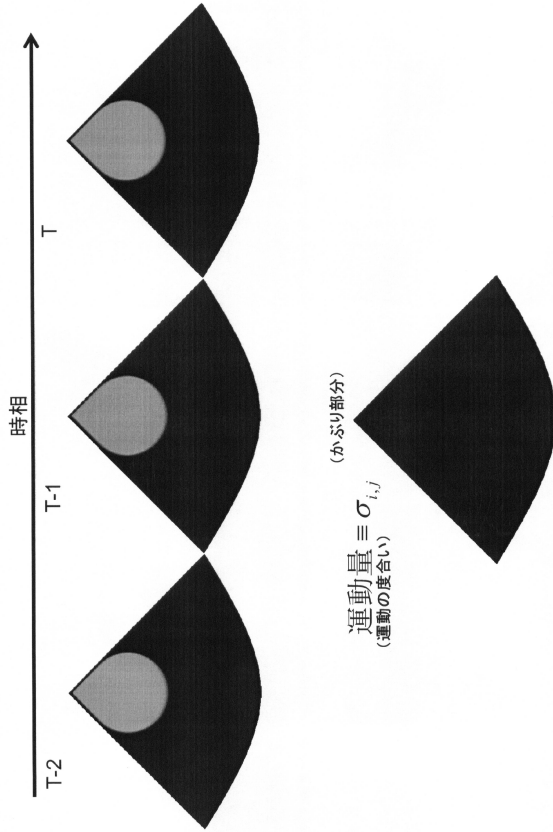
【 図 3 4 】



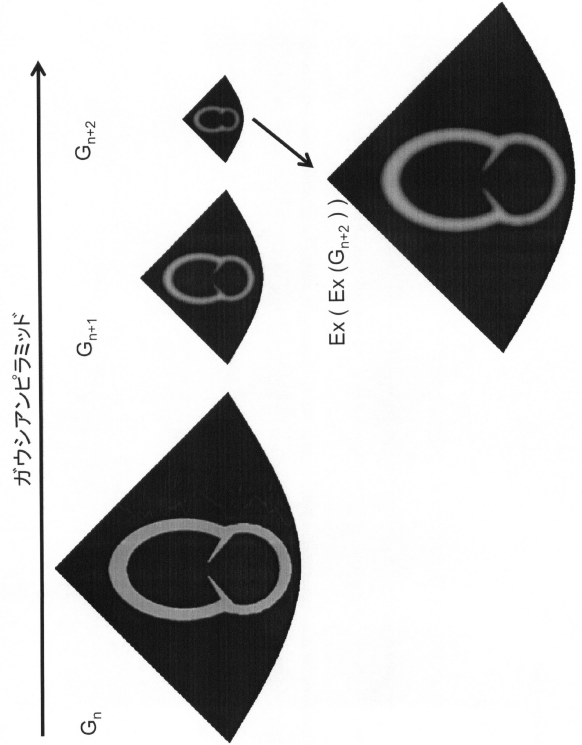
【 図 3 】



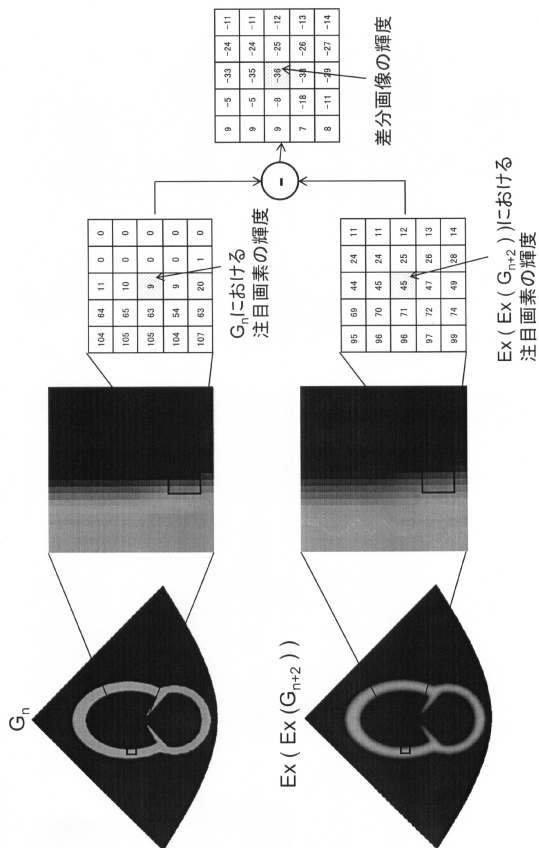
【 図 4 】



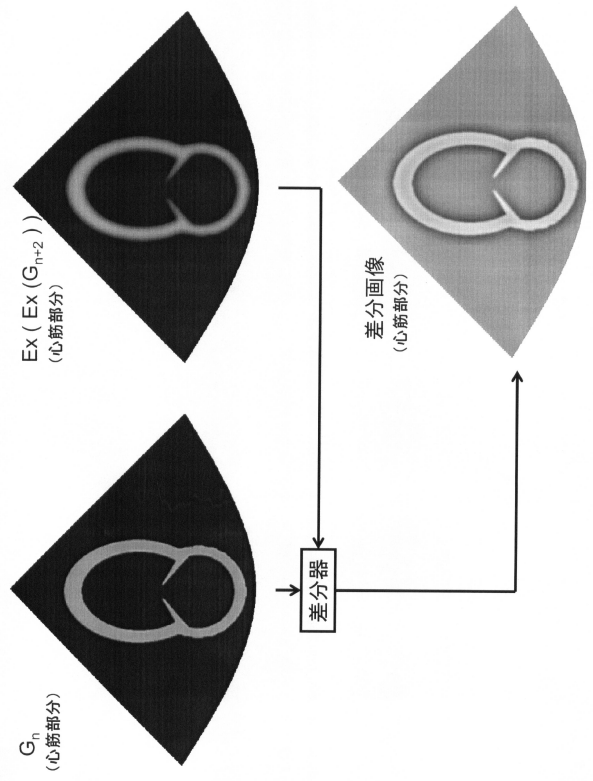
【 図 5 】



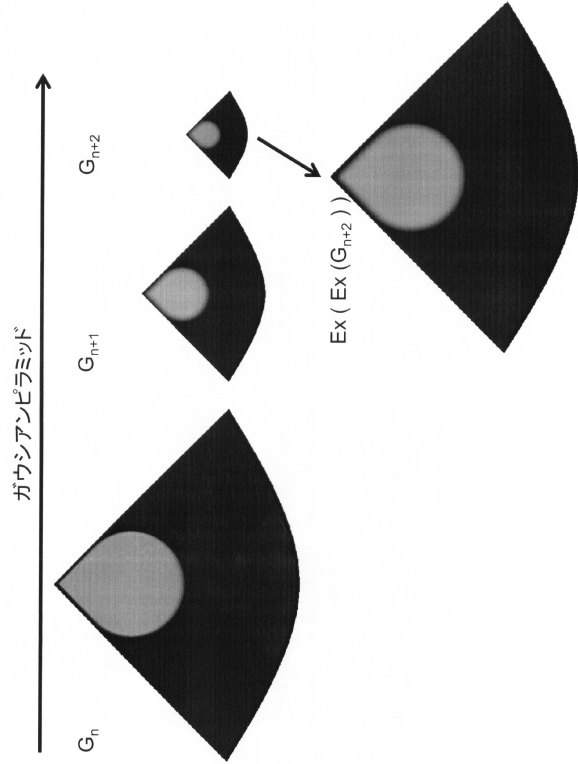
【 図 6 】



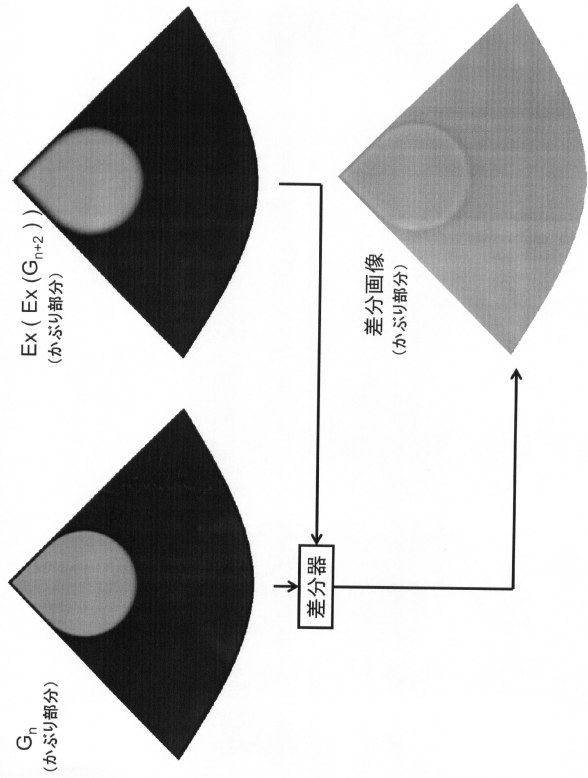
【 図 7 】



【 図 8 】



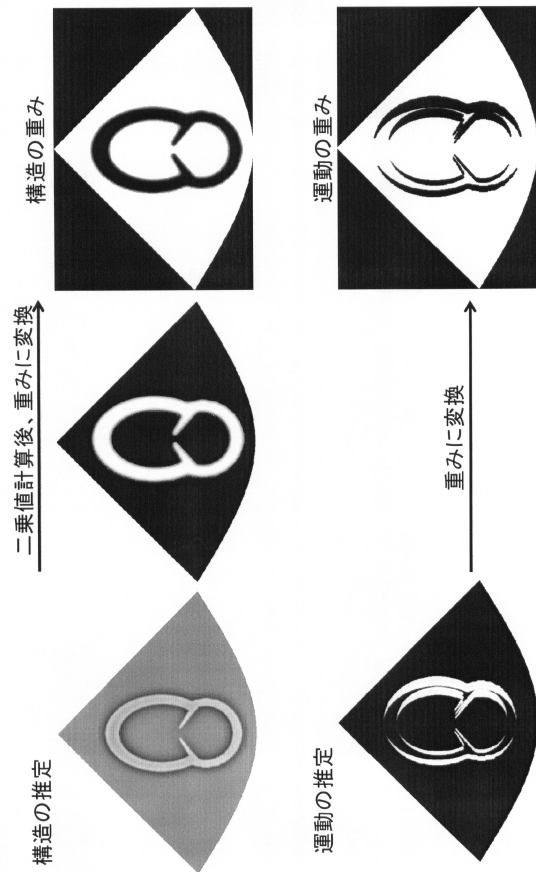
【 図 9 】



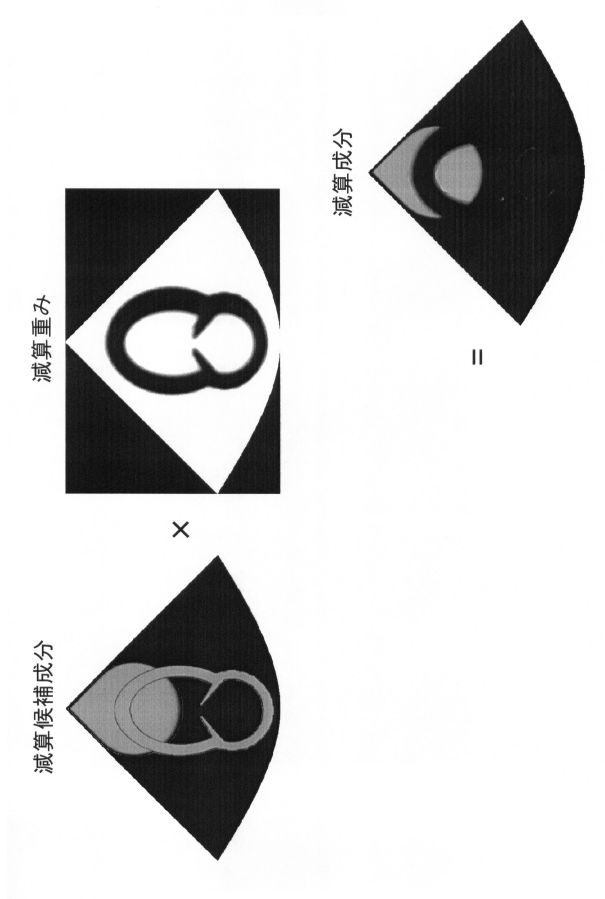
【 図 10 】



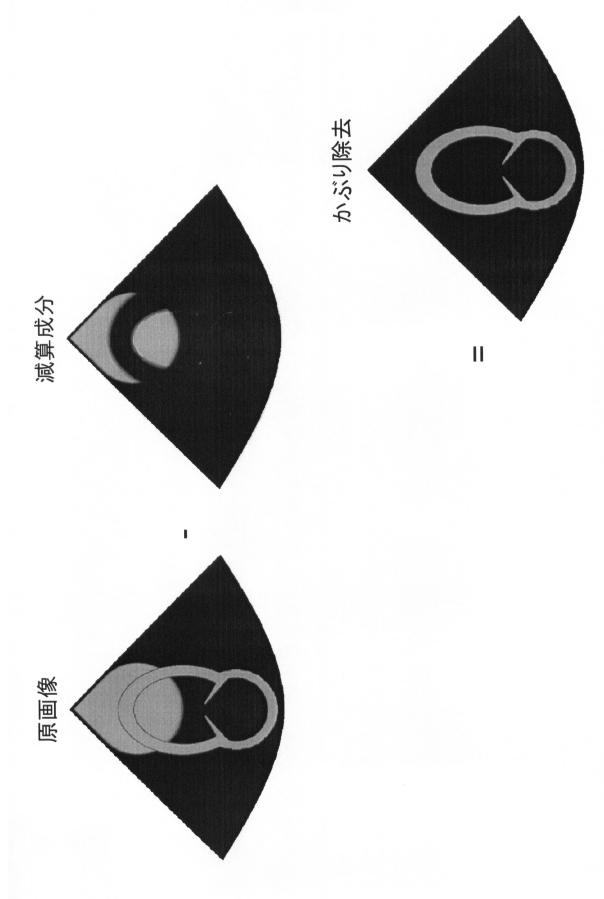
【 図 11 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-236961(JP,A)
特開2008-229161(JP,A)
特開2008-079792(JP,A)
特開平10-075395(JP,A)
特開2013-013436(JP,A)
特開2005-296331(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15
A61B 6/00 - 6/14
A61B 5/055
A61B 5/00 - 5/01
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5918200B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2013247181	申请日	2013-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	前田俊徳 村下賢		
发明人	前田 俊徳 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52077		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC21		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2015104463A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用多分辨率分解来减少超声图像中出现的雾或固定伪像等图像部分。 解决方案：图像处理单元20通过基于接收信号获得的超声图像的分辨率转换处理，并基于多个分辨率图像，形成具有不同分辨率的多个分辨率图像，在每个部分中确定缩小程度，并且通过根据缩小程度对图像中的每个部分进行缩小处理来形成超声图像。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5918200号 (P5918200)
(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016.5.18)	(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016.4.15)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/14	
請求項の数 5 (全 28 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-247181 (P2013-247181)	(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社	
(22) 出願日 平成25年11月29日 (2013.11.29)	東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号	
(65) 公開番号 特開2015-104463 (P2015-104463A)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所	
(43) 公開日 平成27年6月8日 (2015.6.8)	(72) 発明者 前田 俊徳 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	
審査請求日 平成26年11月12日 (2014.11.12)	(72) 発明者 村下 賢 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	
	審査官 植熊 政一	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		