

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5039406号  
(P5039406)

(45) 発行日 平成24年10月3日(2012.10.3)

(24) 登録日 平成24年7月13日(2012.7.13)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 16 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-86216 (P2007-86216)  
(22) 出願日 平成19年3月29日(2007.3.29)  
(65) 公開番号 特開2008-237789 (P2008-237789A)  
(43) 公開日 平成20年10月9日(2008.10.9)  
審査請求日 平成22年2月12日(2010.2.12)

(73) 特許権者 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
エルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53  
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
ュー・プールバード・ダブリュー・710  
・3000  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和  
(72) 発明者 雨宮 慎一  
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
ジーイー横河メディカルシステム株式会  
社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像作成方法および超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、

前記補間演算は、前記超音波画像の画素位置ごとに音線データ密度の密度変化が連続して生じる際に、前記多項式の各項に乗算される補間係数を連続して変更することを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項2】

セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンにより音線データを取得し、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、

前記補間演算は、超音波画像領域を上領域と下領域の2つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の項数及び各項に乗算される補間係数の値の少なくとも一方を変更するものであり、なおかつ前記上領域と前記下領域の間に境界領域を設定し、前記境界領域で、前記変更を段階的に行う補間係数の過渡値を求め、前記過渡値の補間係数を用いた変更を行うことを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項3】

超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、

前記補間演算は、音線データ密度の密度変化に応じて、前記多項式の項数及び各項に

10

20

算される補間係数の値の少なくとも一方を変更するものであり、前記変更は、操作者に入力された補間係数を用いて行われる

ことを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 4】

セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンにより音線データを取得し、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、

前記補間演算は、超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の項数及び各項に乘算される補間係数の値の少なくとも一方を変更するものであり、前記変更は、操作者に入力された補間係数を用いて行われる

10

ことを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 5】

前記変更は、前記超音波画像の取得に用いられる超音波の送信周波数に応じて行われることを特徴とする請求項 1 ないし 4 に記載の超音波画像作成方法。

【請求項 6】

前記変更は、線形および非線形の補間係数の間で行われることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか一つに記載の超音波画像作成方法。

【請求項 7】

前記線形補間係数は、バイリニア補間係数であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像作成方法。

20

【請求項 8】

前記非線形補間係数は、キュービック補間係数であることを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の超音波画像作成方法。

【請求項 9】

超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力する送受信手段と、

音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、

超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ前記超音波画像の画像中の連続する音線データ密度の密度変化に応じて、前記多項式の各項に乘算される補間係数が連続して変更された超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、

30

前記超音波画像を表示する表示手段と、  
を具備した超音波診断装置。

【請求項 10】

セクタ超音波探触子またはコンベックス超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力する送受信手段と、

音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、

超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の項数及び各項に乘算される補間係数の少なくとも一方が変更された超音波画像を作成するものであって、前記上領域と前記下領域の間に境界領域を設定し、前記境界領域で、前記変更を段階的に行う補間係数の過渡値を求め、前記過渡値の補間係数を用いた補間演算を行う超音波画像作成手段と、

40

前記超音波画像を表示する表示手段と、  
を具備した超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを

50

受信して受信信号を出力する送受信手段と、

音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、

超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ音線データ密度の密度変化に応じて、前記多項式の項数及び各項に乗算される補間係数の少なくとも一方が変更された超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、

前記超音波画像を表示する表示手段と、

前記変更で用いられる補間係数を入力する操作部と、  
を具備した超音波診断装置。

【請求項 1 2】

10

セクタ超音波探触子またはコンベックス超音波探触子と、

前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力する送受信手段と、音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、

超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ超音波画像領域を上領域と下領域の2つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の項数及び各項に乗算される補間係数の少なくとも一方が変更された超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、

前記超音波画像を表示する表示手段と、

前記変更で用いられる補間係数を入力する操作部と、  
を具備した超音波診断装置。

20

【請求項 1 3】

前記超音波画像作成手段は、前記超音波画像の取得に用いられる超音波の送信周波数に応じて前記変更を行うことを特徴とする請求項 9 ないし 1 2 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記超音波画像作成手段は、前記変更を、線形および非線形の補間係数の間で行うことを特徴とする請求項 9 ないし 1 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記線形補間係数は、バイリニア補間係数であることを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 1 6】

前記非線形補間係数は、キュービック補間係数であることを特徴とする請求項 1 4 または 1 5 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波画像作成方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、補間により超音波画像を作成する超音波画像作成方法および超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0 0 0 2】

従来、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の4つの音線データを基にした補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献1参照）。また、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを基にした補間演算により算出する際に、音線方向（超音波ビーム方向）の補間に関しては直線補間を行い、走査方向に関しては円弧補間を行って超音波画像を作成する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献2参照）。

【0 0 0 3】

一方、超音波画像は、セクタ走査またはコンベックス走査等の走査を行う場合に、音線データ密度が場所により異なるものとなる。ここで、直線補間および円弧補間は、例えば

50

音線データ密度により、最適な補間方法が異なる。そこで、超音波診断装置は、音線データ密度に応じて、用いる線形補間あるいは非線形補間の方法を選択し、切り換えることを行う（例えば、特許文献3参照）。

【特許文献1】特開昭64-64635号公報

【特許文献2】特開平7-246204号公報

【特許文献3】特開2005-058587号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記背景技術によれば、超音波画像の線形補間および非線形補間を切り換える境界領域で画質が不連続となる。すなわち、被検体内部の断層画像を示す超音波画像は、異なる組織の境界を除いて、概ね一様に変化する画像となるが、このような画像では、超音波画像の所定深度位置に存在する不連続ラインが目立つものとなる。

【0005】

特に、超音波画像は、被検体の断層面がリアルタイムに表示される。この表示では、超音波画像は、撮像部位によっては動画となることも多い。この場合、動画中に存在する所定深度位置の不連続ラインは、一層際だったものとなる。

【0006】

これらのことから、補間により作成される超音波画像の不連続ラインが目立たない超音波画像作成方法および超音波診断装置を、いかに実現するかが重要となる。

【0007】

この発明は、上述した背景技術による課題を解決するためになされたものであり、補間により作成される超音波画像の不連続ラインが目立たない超音波画像作成方法および超音波診断装置を、提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

第1の観点では、本発明は、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、前記算出は、音線データ密度の密度変化に応じて、前記多項式の各項に乗算される補間係数の値を変更することを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

【0009】

上記第1の観点による超音波画像作成方法では、超音波画像内で音線データ密度に適した補間係数に変更する。

【0010】

第2の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記補間演算が、前記超音波画像の画像中の連続する前記密度変化に応じて、前記補間係数を連続して変更することを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

【0011】

上記第2の観点による超音波画像作成方法では、超音波画像の音線データ密度が異なる位置ごとに最適な補間を行う。

【0012】

第3の観点では、本発明は、セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンにより音線データを取得し、超音波画像の各画素値を、各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出して超音波画像を作成する超音波画像作成方法であって、

前記算出は、超音波画像領域を上領域と下領域の2つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の各項に乗算される補間係数の値を変更する超音波画像作成方法を提供する。

【0013】

上記第3の観点では、上領域および下領域の各領域ごとに補間係数を最適化する。

【0014】

10

20

30

40

50

第４の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記補間演算が、前記上領域と前記下領域の間に境界領域を設定し、前記境界領域で、前記変更を段階的に行う補間係数の過渡値を求め、前記過渡値の補間係数を用いた変更を行う超音波画像作成方法を提供する。

【００１５】

上記第４の観点では、境界領域で、補間係数が急激に変化することを防止する。

【００１６】

第５の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記変更が、前記超音波画像の取得に用いられる超音波の送信周波数に応じて行われる超音波画像作成方法を提供する。

10

【００１７】

上記第５の観点では、送信周波数ごとに補間を、最適なものにする。

【００１８】

第６の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記変更が、線形および非線形の補間係数の間で行われる超音波画像作成方法を提供する。

【００１９】

上記第６の観点では、変更を、２つの特徴的な補間係数の間で行う。

【００２０】

第７の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記線形補間係数が、バイリニア補間係数である超音波画像作成方法を提供する。

20

【００２１】

第８の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記非線形補間係数が、キュービック補間係数である超音波画像作成方法を提供する。

【００２２】

第９の観点では、本発明は、上記構成の超音波画像作成方法において、前記変更が、操作者に入力された補間係数を用いて行われる超音波画像作成方法を提供する。

【００２３】

第１０の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力する送受信手段と、音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ音線データ密度の密度変化に応じて、前記多項式の各項に乗算される補間係数が変更された超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、前記超音波画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置を提供する。

30

【００２４】

上記第１０の観点では、超音波画像作成手段は、超音波画像内で音線データ密度に適した補間係数に変更する。

【００２５】

第１１の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段が、前記超音波画像の画像中の連続する前記密度変化に応じて、前記補間係数を連続して変更することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

【００２６】

上記第１１の観点では、超音波画像の音線データ密度が異なる位置ごとに最適な補間を行う。

【００２７】

第１２の観点では、本発明は、セクタ超音波探触子またはコンベックス超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力する送受信手段と、音線方向の異なる前記受信信号より音線データを出力する信号処理手段と、超音波画像の各画素値を各画素近傍の音線データを独立変数とする多項式を用いた補間演算により算出し、かつ超音波画像領域を上領域と下領域の

50

2つの領域に分け、前記領域に応じて前記多項式の各項に乗算される補間係数が変更された超音波画像を作成する超音波画像作成手段と、前記超音波画像を表示する表示手段とを具備した超音波診断装置。

【0028】

上記第12の観点では、上領域および下領域の各領域ごとに補間係数を最適化する。

【0029】

第13の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段は、前記上領域と前記下領域の間に境界領域を設定し、前記境界領域で、前記変更を段階的に行う補間係数の過渡値を求め、前記過渡値の補間係数を用いた補間演算を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

【0030】

上記第13の観点では、上記境界領域で、補間係数が急激に変化することを防止する。

【0031】

第14の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段が、前記超音波画像の取得に用いられる超音波の送信周波数に応じて前記変更を行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0032】

上記第14の観点では、送信周波数ごとに、補間を最適なものにする。

【0033】

第15の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段が、前記変更を、線形および非線形の補間係数の間で行うことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

【0034】

第16の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段が、前記線形補間係が、バイリニア補間係数であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0035】

第17の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記非線形補間係数は、キュービック補間係数であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0036】

30

第18の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記超音波診断装置が、前記変更で用いられる補間係数を入力する操作部を備えることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【発明の効果】

【0037】

本発明の超音波画像作成方法および超音波診断装置によれば、補間により作成される超音波画像の画質を、補間係数の変更による不連続ラインが目立たない、好ましい画質とすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0038】

40

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【実施例1】

【0039】

図1は、実施例1に係る超音波診断装置の全体構成図である。

この超音波診断装置100は、セクタ型またはコンベックス型の超音波探触子1と、超音波探触子1を駆動して超音波を被検体内へ送信すると共に被検体内からエコーを受信して受信信号を出力することを音線方向を変えて繰り返す送受信部2と、音線方向の異なる受信信号より音線データ $p(r, \theta)$ を出力する信号処理部3と、超音波画像の各画素値 $Q(x, y)$ を各画素近傍の音線データ $p$ を基にした補間演算により算出して超音波画像を

50

作成する超音波画像作成部 4 と、超音波画像を表示する表示部 5 と、操作者が指示を入力する操作部 6 と、全体の動作を制御する制御部 7 とを具備している。

【 0 0 4 0 】

超音波画像作成部 4 は、補間係数変更部 4 a と、非線形補間部 4 b と、線形補間部 4 c と、境界補間部 4 d とを含んでいる。

【 0 0 4 1 】

補間係数変更部 4 a は、図 2 に示すように超音波画像領域 G を上領域 G 1、下領域 G 2 および境界領域 G 3 の 3 つの領域に分けたときに、図 3 に示すように走査方向の補間に関して上領域 G 1 では非線形補間、境界領域 G 3 では境界補間、下領域 G 2 では線形補間とし、音線方向の補間に関して上領域 G 1 では非線形補間、境界領域 G 3 では境界補間、下領域 G 2 では線形補間とするように、補間係数を変更する。

10

非線形補間部 4 b は、近傍 4 点の音線データを用いてキュービック補間を行う。

線形補間部 4 c は、近傍 2 点の音線データを用いてバイリニア補間を行う。

境界補間部 4 d は、キュービック補間およびバイリニア補間の中間的な補間を行う補間係数の過渡値を生成し、この過渡値を用いて非線形補間および線形補間の境界領域 G 3 で補間を行う。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、超音波画像作成部 4 により実行される超音波画像作成処理を示すフロー図である。

ステップ S 1 では、y を初期値 Y s とする。

20

ステップ S 2 では、x を初期値 X s とする。

ステップ S 3 では、画素 Q ( x , y ) が超音波画像領域 G 内ならステップ S 4 へ進み、超音波画像領域 G 内でないならステップ S 1 0 へ進む。

ステップ S 4 では、画素 Q ( x , y ) の走査方向 / 音線方向の補間方法が非線形補間 / 非線形補間ならステップ S 5 へ進み、線形補間 / 線形補間ならステップ S 6 へ進み、非線形補間 / 線形補間ならステップ S 7 へ進み、線形補間 / 非線形補間ならステップ S 8 へ進み、境界補間 / いずれかの補間ならステップ S 1 4 へ進む。ここで、いずれかの補間は、境界補間、線形補間および非線形補間のいずれか一つの補間を示している。

図 3 の補間係数変更部 4 a の場合、画素 Q ( x , y ) が上領域 G 1 ならステップ S 5 へ進み、画素 Q ( x , y ) が下領域 G 2 ならステップ S 6 へ進む。

30

【 0 0 4 3 】

ステップ S 5 では、走査方向および音線方向に関して非線形補間を行う。これについては図 5 を参照して後述する。そして、ステップ S 1 0 へ進む。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 6 では、走査方向および音線方向に関して線形補間を行う。これについては図 6 を参照して後述する。そして、ステップ S 1 0 へ進む。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 7 では、走査方向に関して非線形補間を行い、音線方向に関して線形補間を行う。これについては図 7 を参照して後述する。そして、ステップ S 1 0 へ進む。

【 0 0 4 6 】

40

ステップ S 8 では、走査方向に関して線形補間を行い、音線方向に関して非線形補間を行う。これについては図 8 を参照して後述する。そして、ステップ S 1 0 へ進む。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 1 4 では、走査方向に境界補間を行い、音線方向に関して境界補間、線形補間および非線形補間のいずれか一つを行う。これについては、図 5 ~ 8 を参照して後述する。そして、ステップ S 1 0 へ進む。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 では、x をインクリメントする。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 1 では、x > 終了値 X e でないならステップ S 4 に戻り、x > 終了値 X e

50

ならステップ S 1 2 へ進む。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 2 では、y をインクリメントする。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 3 では、y > 終了値 Y e でないならステップ S 2 に戻り、y > 終了値 Y e なら処理を終了する。

【 0 0 5 2 】

図 5 は、走査方向および音線方向に関して非線形補間を行う処理（ステップ S 5）の説明図である。

【 0 0 5 3 】

図 5 で、q 0 は、画素 Q ( x , y ) の位置および画素値を表す。p 0 0 ~ p 3 3 は、画素 Q ( x , y ) の近傍 1 6 点の音線データの位置および値を表す。

【 0 0 5 4 】

キュービック補間の補間係数を C 0 0 ~ C 3 3、C 0 ~ C 3 とするとき、次式で示される p 0 0 ~ p 3 3 を独立変数とする多項式 M により、走査方向 / 音線方向に関して非線形補間を行う。

$$T m p 0 = C 0 0 \times p 0 0 + C 0 1 \times p 0 1 + C 0 2 \times p 0 2 + C 0 3 \times p 0 3$$

$$T m p 1 = C 1 0 \times p 1 0 + C 1 1 \times p 1 1 + C 1 2 \times p 1 2 + C 1 3 \times p 1 3$$

$$T m p 2 = C 2 0 \times p 2 0 + C 2 1 \times p 2 1 + C 2 2 \times p 2 2 + C 2 3 \times p 2 3$$

$$T m p 3 = C 3 0 \times p 3 0 + C 3 1 \times p 3 1 + C 3 2 \times p 3 2 + C 3 3 \times p 3 3$$

$$q 0 = C 0 \times T m p 0 + C 1 \times T m p 1 + C 2 \times T m p 2 + C 3 \times T m p 3$$

【 0 0 5 5 】

図 6 は、走査方向および音線方向に関して線形補間を行う処理（ステップ S 6）の説明図である。

【 0 0 5 6 】

図 6 で、q 0 は、画素 Q ( x , y ) の位置および画素値を表す。p 1 1 , p 1 2 , p 2 1 , p 2 2 は、画素 Q ( x , y ) の近傍 4 点の音線データの位置および値を表す。また、キュービック補間を行う場合の多項式 M の補間係数 C 0 0 ~ C 3 3、C 0 ~ C 3 に対応する、バイリニア補間を行う場合の多項式 M の補間係数を、L 0 0 ~ L 3 3、L 0 ~ L 3 とする。

【 0 0 5 7 】

バイリニア補間の補間係数を L 1 1 , L 1 2 , L 2 1 , L 2 2 とし、これら補間係数に対応する上述した多項式 M の補間係数の C 1 1 , C 1 2 , C 2 1 , C 2 2 , C 3 を除いたすべての補間係数を零とする次式により、走査方向 / 音線方向に関して線形補間を行う。

$$t m p 1 = L 1 1 \times p 1 1 + L 1 2 \times p 1 2$$

$$t m p 2 = L 2 1 \times p 2 1 + L 2 2 \times p 2 2$$

$$q 0 = L 1 \times t m p 1 + L 2 \times t m p 2$$

【 0 0 5 8 】

図 7 は、走査方向に関して非線形補間を行い、音線方向に関して線形補間を行う処理（ステップ S 7）の説明図である。

【 0 0 5 9 】

図 7 で、q 0 は、画素 Q ( x , y ) の位置および画素値を表す。p 1 0 , p 1 1 , p 1 2 , p 1 3 , p 2 0 , p 2 1 , p 2 2 は、画素 Q ( x , y ) の走査方向に関して近傍 8 点の音線データの位置および値を表す。

【 0 0 6 0 】

キュービック補間の補間係数を C 1 0 , C 1 1 , C 1 2 , C 1 3 , C 2 0 , C 2 1 , C 2 2 , C 2 3 とし、これら補間係数以外の上述した多項式 M の補間係数 C 0 0 ~ C 0 3 , C 3 0 ~ C 3 3 を零とする次式により走査方向に関して非線形補間を行う。

$$T m p 1 = C 1 0 \times p 1 0 + C 1 1 \times p 1 1 + C 1 2 \times p 1 2 + C 1 3 \times p 1 3$$

$$T m p 2 = C 2 0 \times p 2 0 + C 2 1 \times p 2 1 + C 2 2 \times p 2 2 + C 2 3 \times p 2 3$$

## 【 0 0 6 1 】

次に、バイリニア補間の補間係数を  $L_1$  ,  $L_2$  とし、これら補間係数に対応する上述した多項式  $M$  の補間係数  $C_0$  、  $C_3$  を零とする次式により音線方向に関して線形補間を行う。

$$q_0 = L_1 \times Tmp_1 + L_2 \times Tmp_2$$

## 【 0 0 6 2 】

図 8 は、走査方向に関して線形補間を行い、音線方向に関して非線形補間を行う処理（ステップ  $S_8$ ）の説明図である。

## 【 0 0 6 3 】

図 8 で、 $q_0$  は、画素  $Q(x, y)$  の位置および画素値を表す。 $p_{01}$  ,  $p_{02}$  ,  $p_{11}$  ,  $p_{12}$  ,  $p_{21}$  ,  $p_{22}$  ,  $p_{31}$  は、画素  $Q(x, y)$  の音線方向に関して近傍 8 点の音線データの位置および値を表す。

## 【 0 0 6 4 】

なお、ステップ  $S_{14}$  の境界補間では、

## 【 0 0 6 5 】

バイリニア補間の補間係数を  $L_{01}$  ,  $L_{02}$  ,  $L_{11}$  ,  $L_{12}$  ,  $L_{21}$  ,  $L_{22}$  ,  $L_{31}$  ,  $L_{32}$  とし、これら補間係数以外の上述した多項式  $M$  の補間係数  $C_{00} \sim C_{30}$  ,  $C_{03} \sim C_{33}$  を零とする次式により、走査方向に関して線形補間を行う。

$$tmp_0 = L_{01} \times p_{01} + L_{02} \times p_{02}$$

$$tmp_1 = L_{11} \times p_{11} + L_{12} \times p_{12}$$

$$tmp_2 = L_{21} \times p_{21} + L_{22} \times p_{22}$$

$$tmp_3 = L_{31} \times p_{31} + L_{32} \times p_{32}$$

## 【 0 0 6 6 】

次に、キュービック補間の補間係数を  $c_0$  ,  $c_1$  ,  $c_2$  ,  $c_3$  とする次式により音線方向に関して非線形補間を行う。

$$q_0 = c_0 \times tmp_0 + c_1 \times tmp_1 + c_2 \times tmp_2 + c_3 \times tmp_3$$

## 【 0 0 6 7 】

図 5 ~ 8 は、線形補間または非線形補間のいずれかを用いた例であるが、ステップ  $S_{14}$  の境界補間では、線形補間および非線形補間の中間的な補間係数を有する多項式  $M$  を用いた補間が行われる。補間係数は、例えば、多項式  $M$  を用いてキュービック補間を行った場合の補間係数  $C_{00} \sim C_{33}$ 、 $C_0 \sim C_3$  およびバイリニア補間を行った場合の対応する補間係数  $L_{00} \sim L_{33}$ 、 $L_0 \sim L_3$  の平均値を用いる。補間が行われる近傍領域の音線データの位置は、図 5 に示す非線形補間の近傍 16 点および図 6 に示す線形補間の近傍 4 点の中間領域に分布する。

## 【 0 0 6 8 】

実施例 1 の超音波診断装置 100 によれば、画素  $Q(x, y)$  が上領域  $G_1$  なら図 5 に示すように走査方向および音線方向に関して非線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が下領域  $G_2$  なら図 6 に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行い、境界領域  $G_3$  なら図 5 および 6 の中間的な近傍領域で境界補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、上領域  $G_1$  および下領域  $G_2$  の境界の位置する不連続ラインが目立たない好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

## 【実施例 2】

## 【 0 0 6 9 】

実施例 2 では、図 9 に示す補間係数変更部 4a を用いる。

実施例 2 の超音波診断装置によれば、画素  $Q(x, y)$  が上領域  $G_1$  なら図 6 に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が下領域  $G_2$  なら図 5 に示すように走査方向および音線方向に関して非線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が上領域  $G_1$  および下領域  $G_2$  の境界領域  $G_3$  なら過渡的な補間である境界補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されると同時に、補間方法が変化する境界領域  $G_3$  で段階的に補間係数を変化させる。

## 【 0 0 7 0 】

ここで、上領域 G 1 および下領域 G 2 の境界領域 G 3 では、境界補間部 4 d で生成された補間係数の過渡値を用いた補間を行う。

## 【 0 0 7 1 】

境界補間部 4 d は、走査方向 / 音線方向共に上領域 G 1 で線形補間、下領域 G 2 で非線形補間を行う場合には、過渡値であるバイリニア補間の補間係数  $L_{11}$  ,  $L_{12}$  ,  $L_{21}$  ,  $L_{22}$  ,  $L_1$  ,  $L_2$  および対応するキュービック補間の補間係数  $C_{11}$  ,  $C_{12}$  ,  $C_{21}$  ,  $C_{22}$  ,  $C_1$  ,  $C_2$  の平均値  $A_{11}$  ,  $A_{12}$  ,  $A_{21}$  ,  $A_{22}$  ,  $A_1$  を算出する。そして、境界補間部 4 d は、平均値  $A_{11}$  ,  $A_{12}$  ,  $A_{21}$  ,  $A_{22}$  ,  $A_1$  を、多項式 M の対応する項の補間係数とし、その他の補間係数は零とする。この後、この多項式 M を用いて境界領域での補間を行う。これにより、補間係数は、急激な変化を行わず、段階的に変化するものとなり、境界領域で見られる不連続ラインは、目立たないものとなる。

10

## 【 0 0 7 2 】

なお、境界領域 G 3 での補間係数の変化が大きい場合には、境界領域 G 3 を音線方向に一層広い幅を持ったものとし、この境界領域 G 3 の各点で補間係数が段階的に変化するように比例配分された過渡値を算出し、補間することもできる。この場合には、1 画素あたりの補間係数の変化は、一層小さなものとなり、不連続ラインも一層目立たないものとなる。

## 【 0 0 7 3 】

実施例 2 の超音波診断装置 1 0 0 によれば、過渡値の算出は、線形な比例配分を用いたが、これに限定されず、非線形な高次の関数を用いることもできる。

20

## 【 0 0 7 4 】

実施例 2 の超音波診断装置 1 0 0 によれば、補間係数は、線形補間あるいは非線形補間の補間係数を用いることとしたが、これら線形補間あるいは非線形補間に限定されず、異なる補間係数を有する多項式であれば全く同様に、音線データ密度に応じて変更することができる。

## 【 0 0 7 5 】

さらに、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波画像の画素位置に応じて連続的に変化する音線データ密度に応じて、連続的に多項式 M の補間係数を変化させることもできる。これにより、不連続ラインが存在しないと同時に好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

30

## 【 0 0 7 6 】

この場合、音線データ密度は、音線の本数、音線方向の音線データ位置、超音波画像領域 G の大きさ等を用いて、画素  $q_0$  が位置する  $Q(x, y)$  の位置ごとに算出され、画素が存在する  $(x, y)$  座標位置の関数となる。図 5 ~ 8 に示される音線データの例では、画素  $q_0$  が中心に位置する単位面積の正方形領域を設定し、この正方形領域の中に存在する音線データの数を計数する。図 2 に示す超音波画像領域 G では、音線データ密度が、上領域 G 1 では高く、下領域 G 2 が低くなる。

## 【 0 0 7 7 】

そして、補間係数は、この音線データ密度 D の関数として定義することもできる。例えば、音線データ密度を D とし、多項式 M の補間係数を  $A_{00}(D) \sim A_{33}(D)$ 、 $A_0(D) \sim A_3(D)$  となる音線データ密度 D の関数として定義し、

40

$$T_{mp0} = A_{00}(D) \times p_{00} + A_{01}(D) \times p_{01} + A_{02}(D) \times p_{02} + A_{03}(D) \times p_{03}$$

$$T_{mp1} = A_{10}(D) \times p_{10} + A_{11}(D) \times p_{11} + A_{12}(D) \times p_{12} + A_{13}(D) \times p_{13}$$

$$T_{mp2} = A_{20}(D) \times p_{20} + A_{21}(D) \times p_{21} + A_{22}(D) \times p_{22} + A_{23}(D) \times p_{23}$$

$$T_{mp3} = A_{30}(D) \times p_{30} + A_{31}(D) \times p_{31} + A_{32}(D) \times p_{32} + A_{33}(D) \times p_{33}$$

50

$$q_0 = A_0(D) \times Tmp_0 + A_1(D) \times Tmp_1 + A_2(D) \times Tmp_2 + A_3(D) \times Tmp_3$$

となる多項式を、音線データ密度Dすなわち位置Q(x, y)に応じて、補間に用いる。

【実施例3】

【0078】

実施例3では、図10に示す補間係数変更部4aを用いる。

実施例3の超音波診断装置によれば、画素Q(x, y)が上領域G1なら図7に示すように走査方向に関して非線形補間を行い且つ音線方向に関して線形補間を行い、画素Q(x, y)が下領域G2なら図6に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

10

【実施例4】

【0079】

実施例4では、図11に示す補間係数変更部4aを用いる。

実施例4の超音波診断装置によれば、画素Q(x, y)が上領域G1なら図6に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行い、画素Q(x, y)が下領域G2なら図7に示すように走査方向に関して非線形補間を行い且つ音線方向に関して線形補間を行い、画素Q(x, y)が上領域G1および下領域G2の境界領域G3なら過渡的な補間である境界補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されると同時に、補間方法が変化する境界で段階的に補間方法が変化するようにしているので、境界領域G3で不連続ラインが目立たない好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

20

【0080】

ここで、境界補間部4dは、音線方向の線形補間が同一であるので、走査方向の線形補間係数および非線形補間係数を段階的に変化させる過渡値を用いて補間を行う。例えば、境界補間部4dは、走査方向の線形補間係数L11, L12, L21, L22と、対応する非線形補間係数C11, C12, C21, C22の平均値を算出し、この平均値を過渡値として用いた補間を境界領域G3で行う。

【実施例5】

【0081】

実施例5では、図12に示す補間係数変更部4aを用いる。

30

実施例5の超音波診断装置によれば、送信周波数が4MHz未満の場合、画素Q(x, y)が上領域G1なら図7に示すように走査方向に関して非線形補間を行い且つ音線方向に関して線形補間を行い、画素Q(x, y)が下領域G2なら図6に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行い、画素Q(x, y)が上領域G1および下領域G2の境界領域G3なら走査方向に境界補間を行う。また、送信周波数が4MHz以上の場合、画素Q(x, y)が上領域G1なら図5に示すように走査方向および音線方向に関して非線形補間を行い、画素Q(x, y)が下領域G2なら図8に示すように走査方向に関して線形補間を行い且つ音線方向に関して非線形補間を行い、画素Q(x, y)が上領域G1および下領域G2の境界領域G3なら走査方向に境界補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、境界領域G3で不連続ラインが目立たない好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

40

【0082】

ここで、境界補間部4dは、音線方向の線形補間が同一であるので、走査方向の線形補間係数および非線形補間係数を段階的に変化させる過渡値を用いて補間を行う。例えば、境界補間部4dは、走査方向の線形補間係数L11, L12, L21, L22と、対応する非線形補間係数C11, C12, C21, C22の平均値を算出し、この平均値を過渡値として用いた補間を境界領域G3で行う。

【実施例6】

【0083】

実施例6では、図13に示す補間係数変更部4aを用いる。

50

実施例 6 の超音波診断装置によれば、送信周波数が 4 MHz 未満の場合、画素  $Q(x, y)$  が上領域 G 1 なら図 8 に示すように走査方向に関して線形補間を行い且つ音線方向に関して非線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が下領域 G 2 なら図 5 に示すように走査方向および音線方向に関して非線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が上領域 G 1 および下領域 G 2 の境界領域 G 3 なら走査方向に境界補間を行う。また、送信周波数が 4 MHz 以上の場合、画素  $Q(x, y)$  が上領域 G 1 なら図 6 に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が下領域 G 2 なら図 7 に示すように走査方向に関して非線形補間を行い且つ音線方向に関して線形補間を行い、画素  $Q(x, y)$  が上領域 G 1 および下領域 G 2 の境界領域 G 3 なら走査方向に境界補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、境界領域 G 3 で不連続ラインが目立たない好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

10

#### 【0084】

ここで、境界補間部 4 d は、音線方向の線形補間が同一であるので、走査方向の線形補間係数および非線形補間係数を段階的に変化させる過渡値を用いて補間を行う。例えば、境界補間部 4 d は、走査方向の線形補間係数  $L_{11}$ ,  $L_{12}$ ,  $L_{21}$ ,  $L_{22}$  と、対応する非線形補間係数  $C_{11}$ ,  $C_{12}$ ,  $C_{21}$ ,  $C_{22}$  の平均値を算出し、この平均値を過渡値として用いた補間を境界領域 G 3 で行う。

#### 【実施例 7】

#### 【0085】

実施例 7 では、リニア型の超音波探触子 1 を用いると共に図 14 に示す補間係数変更部 4 a を用いる。

20

実施例 7 の超音波診断装置によれば、1 フレームを構成する音線数が 256 本未満なら図 7 に示すように走査方向に関して非線形補間を行い且つ音線方向に関して線形補間を行い、音線数が 256 本以上なら図 6 に示すように走査方向および音線方向に関して線形補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

#### 【実施例 8】

#### 【0086】

実施例 8 では、リニア型の超音波探触子 1 を用いると共に図 15 に示す補間係数変更部 4 a を用いる。

30

#### 【0087】

実施例 8 の超音波診断装置によれば、1 フレームを構成する音線数が 256 本未満なら図 8 に示すように走査方向に関して線形補間を行い且つ音線方向に関して非線形補間を行い、音線数が 256 本以上なら図 5 に示すように走査方向および音線方向に関して非線形補間を行う。すなわち、音線データ密度に応じた補間方法が選択されるので、好ましい画質の超音波画像を得ることが出来る。

#### 【実施例 9】

#### 【0088】

実施例 8 では、実施例 1 ~ 実施例 8 における補間係数変更部 4 a の設定を、操作者が操作部 6 を操作して変更可能になっている。また、操作部 6 は、補間係数を入力することもできる。これにより、補間係数変更部 4 a は、線形補間および非線形補間に限定されず、操作者の好みの補間を行うこともでき、実施例 9 の超音波診断装置によれば、操作者の好みの画質の超音波画像を得ることが出来る。

40

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0089】

【図 1】超音波診断装置を示す全体構成図である。（実施例 1 ~ 実施例 9）

【図 2】超音波画像領域の説明図である。

【図 3】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 1）

【図 4】超音波画像作成処理を示すフローチャートである。（実施例 1 ~ 実施例 9）

【図 5】走査方向および音線方向に関して非線形補間を行う場合の説明図である。

50

【図 6】走査方向および音線方向に関して線形補間を行う場合の説明図である。

【図 7】走査方向に関して非線形補間を行い、音線方向に関して線形補間を行う場合の説明図である。

【図 8】走査方向に関して線形補間を行い、音線方向に関して非線形補間を行う場合の説明図である。

【図 9】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 2）

【図 10】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 3）

【図 11】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 4）

【図 12】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 5）

【図 13】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 6）

10

【図 14】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 7）

【図 15】補間係数変更部を示す説明図である。（実施例 8）

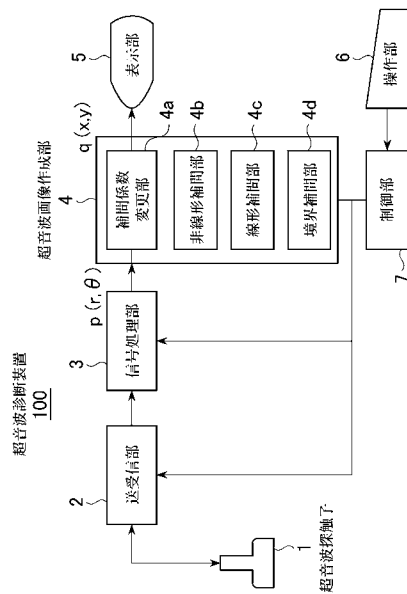
【符号の説明】

【0090】

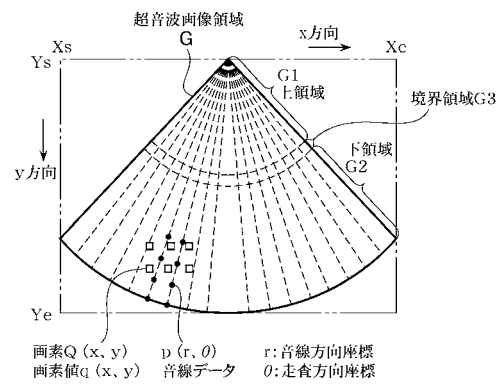
- 1 超音波探触子
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 超音波画像作成部
- 4 a 補間係数変更部
- 4 b 非線形補間部
- 4 c 線形補間部
- 4 d 境界補間部
- 5 表示部
- 6 操作部
- 7 制御部
- 100 超音波診断装置

20

【 図 1 】



【 図 2 】

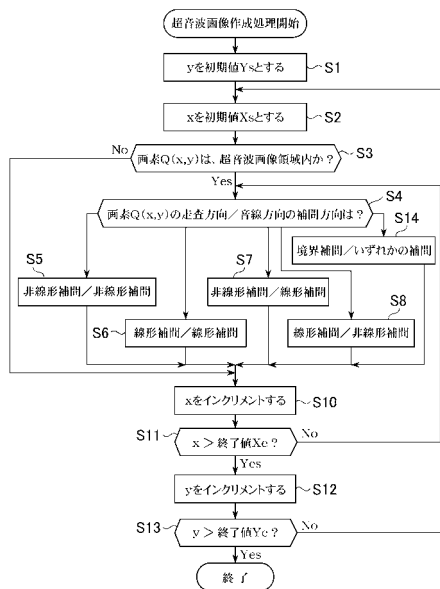


【 図 3 】

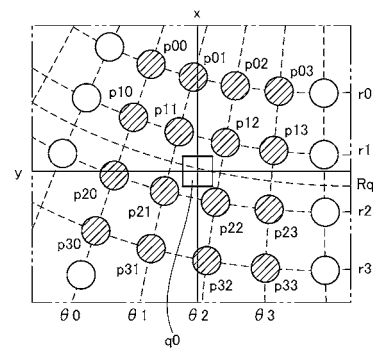
補間係数変更部  
4a

|      |       |       |
|------|-------|-------|
|      | 走査方向  | 音線方向  |
| 上領域  | 非線形補間 | 非線形補間 |
| 境界領域 | 境界補間  | 境界補間  |
| 下領域  | 線形補間  | 線形補間  |

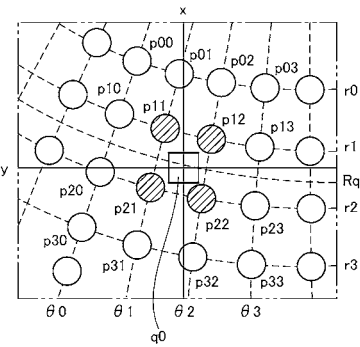
【 図 4 】



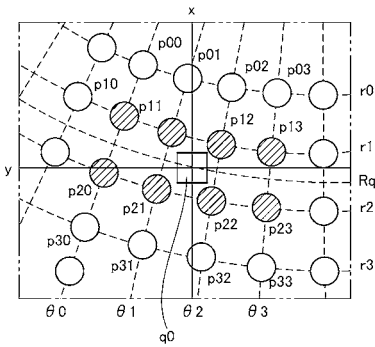
【 図 5 】



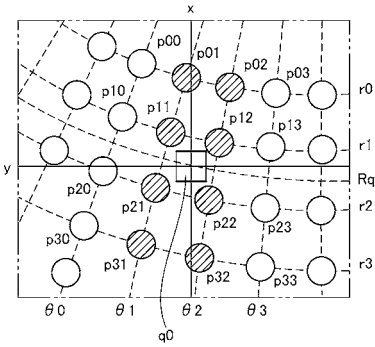
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 1 0】

| 補間係数変更部<br>4a |       |      |
|---------------|-------|------|
|               | 走査方向  | 音線方向 |
| 上領域           | 非線形補間 | 線形補間 |
| 下領域           | 線形補間  | 線形補間 |

【図 1 1】

| 補間係数変更部<br>4a |       |      |
|---------------|-------|------|
|               | 走査方向  | 音線方向 |
| 上領域           | 線形補間  | 線形補間 |
| 境界領域          | 境界補間  | 線形補間 |
| 下領域           | 非線形補間 | 線形補間 |

【図 9】

| 補間係数変更部<br>4a |       |       |
|---------------|-------|-------|
|               | 走査方向  | 音線方向  |
| 上領域           | 線形補間  | 線形補間  |
| 境界領域          | 境界補間  | 境界補間  |
| 下領域           | 非線形補間 | 非線形補間 |

【図 1 2】

| 補間係数変更部<br>4a |      |       |       |
|---------------|------|-------|-------|
| 送信周波数         | 領域   | 走査方向  | 音線方向  |
| 4MHz未満        | 上領域  | 非線形補間 | 線形補間  |
|               | 境界領域 | 境界補間  | 線形補間  |
|               | 下領域  | 線形補間  | 線形補間  |
| 4MHz以上        | 上領域  | 非線形補間 | 非線形補間 |
|               | 境界領域 | 境界補間  | 非線形補間 |
|               | 下領域  | 線形補間  | 非線形補間 |

【図 1 3】

| 補間係数変更部<br>4a |      |       |       |
|---------------|------|-------|-------|
| 送信周波数         | 領域   | 走査方向  | 音線方向  |
| 4MHz未満        | 上領域  | 線形補間  | 非線形補間 |
|               | 境界領域 | 境界補間  | 非線形補間 |
|               | 下領域  | 非線形補間 | 非線形補間 |
| 4MHz以上        | 上領域  | 線形補間  | 線形補間  |
|               | 境界領域 | 境界補間  | 線形補間  |
|               | 下領域  | 非線形補間 | 線形補間  |

【図 1 4】

| 補間係数変更部<br>4a |       |      |
|---------------|-------|------|
| 音線数           | 走査方向  | 音線方向 |
| 256本未満        | 非線形補間 | 線形補間 |
| 256本以上        | 線形補間  | 線形補間 |

【図 1 5】

| 補間係数変更部<br>4a |       |       |
|---------------|-------|-------|
| 音線数           | 走査方向  | 音線方向  |
| 256本未満        | 線形補間  | 非線形補間 |
| 256本以上        | 非線形補間 | 非線形補間 |

---

フロントページの続き

(72)発明者 島崎 正

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2005-058587(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

|               |                                  |         |            |
|---------------|----------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 超声图像创建方法和超声诊断设备                  |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">JP5039406B2</a>      | 公开(公告)日 | 2012-10-03 |
| 申请号           | JP2007086216                     | 申请日     | 2007-03-29 |
| 申请(专利权)人(译)   | GE医疗系统环球技术公司有限责任公司               |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译) | GE医疗系统环球技术公司有限责任公司               |         |            |
| [标]发明人        | 雨宮 慎一<br>島崎 正                    |         |            |
| 发明人           | 雨宮 慎一<br>島崎 正                    |         |            |
| IPC分类号        | A61B8/00                         |         |            |
| FI分类号         | A61B8/00                         |         |            |
| F-TERM分类号     | 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/JC02 |         |            |
| 代理人(译)        | 伊藤 亲                             |         |            |
| 其他公开文献        | JP2008237789A5<br>JP2008237789A  |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a>        |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：根据声线数据密度改变插值系数。ŽSOLUTION：通过扇形扫描或凸面扫描的超声图像区域G被划分为上区域G1和下区域G2的两个区域，从声线数据 $p(r)$ 计算超声图像的像素值 $Q(x, y)$ 。  $\theta$  ) 通过下部区域G1中的非线性插值，通过下部区域G2中的线性插值从声线数据 $p(r, \theta)$ 计算超声图像的像素值 $Q(x, y)$ ，像素值通过在上部区域G1和下部区域G2之间的边界区域G3中的非线性插值和线性插值之间的边界插值中间，根据声线数据 $p(r, \theta)$ 计算超声图像的 $Q(x, y)$ 。因此，边界区域G3中的不连续性变得不显著。 Ž

#### 補間係数變更部

4a

|      | 走査方向  | 音線方向  |
|------|-------|-------|
| 上領域  | 非線形補間 | 非線形補間 |
| 境界領域 | 境界補間  | 境界補間  |
| 下領域  | 線形補間  | 線形補間  |