

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-58587

(P2005-58587A)

(43) 公開日 平成17年3月10日(2005.3.10)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/00

G06T 1/00

G06T 3/40

F I

A61B 8/00

G06T 1/00

G06T 3/40

290D

C

テーマコード (参考)

4C601

5B057

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2003-294983 (P2003-294983)

(22) 出願日

平成15年8月19日 (2003.8.19)

(71) 出願人 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・53188・ワウケシャ・ノース・グラントビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

(72) 発明者 島崎 正

東京都日野市旭ヶ丘4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及び超音波診断装置

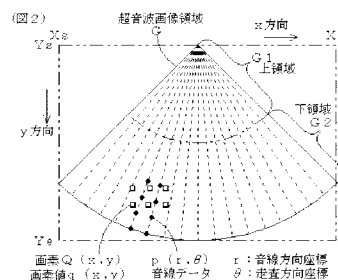
(57) 【要約】

【課題】 音線データ密度に応じて補間方法を選択できるようにする。

【解決手段】 セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンによる超音波画像領域Gを上領域G1と下領域G2の2つの領域に分け、上領域G1では非線形補間により音線データ $p(r, \theta)$ から超音波画像の画素値 $q(x, y)$ を算出し、下領域G2では線形補間により音線データ $p(r, \theta)$ から超音波画像の画素値 $q(x, y)$ を算出する。

【効果】 音線データ密度に応じて補間方法を選択でき、好ましい画質を得ることが出来る。

【選択図】 図2



【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画像作成方法であって、音線データ密度に応じて非線形補間とするか線形補間とするかを選択することを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 2】

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、送信周波数に応じて非線形補間とするか線形補間とするかを選択することを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 3】

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画像作成方法であって、超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け、走査方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とす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画像作成方法であって、超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け、走査方向の補間に関して上領域では線形補間とし下領域では非線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の超音波画像作成方法において、音線方向の補間に関して上領域でも下領域でも線形補間または非線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波画像作成方法において、非線形補間とするか線形補間とするかを操作者が指示しうることを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の超音波画像作成方法において、前記非線形補間はキュービック補間であることを特徴とする超音波画像作成方法。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波画像作成方法において、前記線形補間はバイリニア補間であることを特徴とする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、音線データ密度に応じて非線形補間とするか線形補間とするかを選択し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して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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

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、送信周波数に応じて非線形補間とするか線形補間とするかを選択し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して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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

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

10

20

30

40

50

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、超音波画像領域を上領域と下領域の２つの領域に分け走査方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とし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して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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項１２】

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、超音波画像領域を上領域と下領域の２つの領域に分け走査方向の補間に関して上領域では線形補間とし下領域では非線形補間とし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して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ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項１３】

請求項１１または請求項１２に記載の超音波診断装置において、前記超音波画像作成手段は、音線方向の補間に関して上領域でも下領域でも線形補間または非線形補間とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項１４】

請求項９から請求項１３のいずれかに記載の超音波診断装置において、非線形補間とするか線形補間とをすることを操作者が指示するための補間方法指示手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項１５】

請求項９から請求項１４のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記非線形補間はキュービック補間であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項１６】

請求項９から請求項１５のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記線形補間はバイリニア補間であ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】

30

【０００１】

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、音線データ密度に応じて補間方法を選択できるようにした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】

【０００２】

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。）。

40

【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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

音線データ密度と補間方法の関係については、次の相反する考え方（Ａ）（Ｂ）がある。

50

(A) ある画素の画素値は、該画素の近傍の音線データのみを用いて算出すべきであり、遠くの音線データは使わない方がよい。換言すれば、音線データ密度が高いなら近傍の多点の音線データを用いた非線形補間を用いてもよいが、音線データ密度が低いなら近傍の4点の音線データのみを用いた線形補間を用いるのがよい。

(B) ある画素の画素値は、該画素からその近傍の音線データまでの距離が近いならそれら音線データと線形の関係と見なせるが、該画素からその近傍の音線データまでの距離が遠いならそれら音線データと非線形の関係と見た方がよい。換言すれば、音線データ密度が高いなら近傍の4点の音線データを用いた線形補間を用いてもよいが、音線データ密度が低いなら近傍の多点の音線データを用いた非線形補間を用いるのがよい。

撮影部位の性質などによって、(A)の画質が(B)より好ましい場合もあり、(A)より(B)の画質が好ましい場合もある。但し、(A)(B)のいずれであっても、音線データ密度に応じて補間方法を変えた方がよいことになる。

【0004】

しかし、従来の超音波診断装置では、音線データ密度に応じて補間方法を変えていなかったため、上記(A)(B)のいずれにも対応できない問題点があった。

【0005】

そこで、本発明の目的は、音線データ密度に応じて補間方法を選択できるようにした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にある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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画像作成方法であって、音線データ密度に応じて非線形補間とするか線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

上記第1の観点による超音波画像作成方法では、音線データ密度に応じて非線形補間とするか線形補間とすることを特徴とする。これにより、上記(A)(B)のいずれにも対応できる。

【0007】

第2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画像作成方法であって、送信周波数に応じて非線形補間とするか線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

低い送信周波数を用いた時の音線データ密度よりも高い送信周波数を用いた時の音線データ密度の方が高くなる場合が多い。

そこで、上記第2の観点による超音波画像作成方法では、送信周波数に応じて非線形補間とするか線形補間とすることを特徴とする。これにより、上記(A)(B)のいずれにも対応できる。

【0008】

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画像作成方法であって、超音波画像領域を上領域と下領域の2つの領域に分け、走査方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンでは、各音線が放射状になるため、超音波画像領域を上領域と下領域の2つの領域に分けたとき、走査方向に関して上領域の音線データ密度よりも下領域の音線データ密度の方が低くなる。

そこで、上記第3の観点による超音波画像作成方法では、走査方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とする。これにより、上記(A)に対応できる。

【0009】

10

20

30

40

50

第４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画像作成方法であって、超音波画像領域を上領域と下領域の２つの領域に分け、走査方向の補間に関して上領域では線形補間とし下領域では非線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンでは、各音線が放射状になるため、超音波画像領域を上領域と下領域の２つの領域に分けたとき、走査方向に関しては上領域の音線データ密度よりも下領域の音線データ密度の方が低くなる。

そこで、上記第４の観点による超音波画像作成方法では、走査方向の補間に関して上領域では線形補間とし下領域では非線形補間とする。これにより、上記（Ｂ）に対応できる 10

【００１０】

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、音線方向の補間に関して上領域でも下領域でも線形補間または非線形補間とすることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

セクタ・スキャンまたはコンベックス・スキャンでは、各音線が放射状になるため、超音波画像領域を上領域と下領域の２つの領域に分けたとき、走査方向に関しては上領域の音線データ密度よりも下領域の音線データ密度の方が低くなる。しかし、音線方向に関しては音線データ密度が一定のことが多い。

そこで、上記第５の観点による超音波画像作成方法では、音線方向に関しては上領域でも下領域でも線形補間または非線形補間とする。これにより、上記（Ａ）（Ｂ）に対応できる 20

【００１１】

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、非線形補間とするか線形補間とをするかを操作者が指示しうることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

操作者の好みによって、（Ａ）の画質が（Ｂ）より好ましい場合もあり、（Ａ）より（Ｂ）の画質が好ましい場合もある。

そこで、上記第６の観点による超音波画像作成方法では、非線形補間とするか線形補間とをするかを操作者が指示できようにした。これにより、操作者の好みに対応できる。 30

【００１２】

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、前記非線形補間はキュービック補間であることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

上記第７の観点による超音波画像作成方法では、近傍４点の音線データを用いて補間することが出来る。

【００１３】

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、前記線形補間はバイリニア補間であることを特徴とする超音波画像作成方法を提供する。

上記第８の観点による超音波画像作成方法では、近傍２点の音線データを用いて補間することが出来る。 40

【００１４】

第９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、音線データ密度に応じて非線形補間とするか線形補間とをを選択し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して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ことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第９の観点による超音波診断装置では、上記第１の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 5 】

第 1 0 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、送信周波数に応じて非線形補間とするか線形補間とするかを選択し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して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ことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 0 の観点による超音波診断装置では、上記第 2 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

10

【 0 0 1 6 】

第 1 1 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、超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け走査方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とし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して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ことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 1 の観点による超音波診断装置では、上記第 3 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

20

【 0 0 1 7 】

第 1 2 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、超音波画像領域を上領域と下領域の 2 つの領域に分け走査方向の補間に関して上領域では線形補間とし下領域では非線形補間とし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して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ことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

上記第 1 2 の観点による超音波診断装置では、上記第 4 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 8 】

第 1 3 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、音線方向の補間に関して上領域でも下領域でも線形補間または非線形補間とすることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 3 の観点による超音波診断装置では、上記第 5 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 9 】

第 1 4 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、非線形補間とするか線形補間とを操作者が指示するための補間方法指示手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

上記第 1 4 の観点による超音波診断装置では、上記第 6 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【 0 0 2 0 】

第 1 5 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、前記非線形補間はキュービック補間であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 1 5 の観点による超音波診断装置では、上記第 7 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【 0 0 2 1 】

50

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、前記線形補間はバイリニア補間であることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 16 の観点による超音波診断装置では、上記第 8 の観点による超音波画像作成方法を好適に実施できる。

【発明の効果】

【0022】

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、音線データ密度に応じて補間方法を選択でき、好ましい画質を得ることが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

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】

【0024】

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。

【0025】

超音波画像作成部 4 は、補間方法選択部 4a と、非線形補間部 4b と、線形補間部 4c とを含んでいる。

補間方法選択部 4a は、図 2 に示すように超音波画像領域 G を上領域 $G1$ と下領域 $G2$ の 2 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では非線形補間とし下領域では線形補間とし、音線方向の補間に関して上領域では非線形補間とし下領域では線形補間とするように、非線形補間とするか線形補間とするかを選択する。

非線形補間部 4b 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 4c 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。

【0026】

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 S1 では、 y を初期値 Ys とする。

【0027】

ステップ S2 では、 x を初期値 Xs とする。

ステップ S3 では、画素 $Q(x, y)$ が超音波画像領域 G 内ならステップ S4 へ進み、超音波画像領域 G 内でないならステップ S10 へ進む。

【0028】

ステップ S4 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 S5 へ進み、線形補間 / 線形補間ならステップ S6 へ進み、非線形補間 / 線形補間ならステップ S7 へ進み、線形補間 / 非線形補間ならステップ S8 へ進む。図 3 の補間方法選択部 4a の場合、画素 $Q(x, y)$ が上領域 $G1$ ならステップ S5 へ進み、画素 $Q(x, y)$ が下領域 $G2$ ならステップ S6 へ進む。

【0029】

ステップ S5 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 S10 へ進む。

【0030】

ステップ S6 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

10

20

30

40

50

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 3 1 】

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 3 2 】

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 3 3 】

ステップ S 1 0 では、 x をインクリメントする。

ステップ S 1 1 では、 $x > \text{終了値 } X_e$ でないならステップ S 4 に戻り、 $x > \text{終了値 } X_e$ ならステップ S 1 2 へ進む。 10

【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 2 では、 y をインクリメントする。

ステップ S 1 3 では、 $y > \text{終了値 } Y_e$ でないならステップ S 2 に戻り、 $y > \text{終了値 } Y_e$ なら処理を終了する。

【 0 0 3 5 】

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。

図 5 で、 q_0 は、画素 $Q(x, y)$ の位置および画素値を表す。 $p_{00} \sim p_{33}$ は、画素 $Q(x, y)$ の近傍 16 点の音線データの位置および値を表す。 20

キュービック補間の補間係数を $C_{00} \sim C_{33}$ 、 $C_0 \sim C_3$ とするとき、次式により走査方向 / 音線方向に関して非線形補間を行う。

$$T_{mp0} = C_{00} \times p_{00} + C_{01} \times p_{01} + C_{02} \times p_{02} + C_{03} \times p_{03}$$

$$T_{mp1} = C_{10} \times p_{10} + C_{11} \times p_{11} + C_{12} \times p_{12} + C_{13} \times p_{13}$$

$$T_{mp2} = C_{20} \times p_{20} + C_{21} \times p_{21} + C_{22} \times p_{22} + C_{23} \times p_{23}$$

$$T_{mp3} = C_{30} \times p_{30} + C_{31} \times p_{31} + C_{32} \times p_{32} + C_{33} \times p_{33}$$

$$q_0 = C_0 \times T_{mp0} + C_1 \times T_{mp1} + C_2 \times T_{mp2} + C_3 \times T_{mp3}$$

【 0 0 3 6 】

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。 30

図 6 で、 q_0 は、画素 $Q(x, y)$ の位置および画素値を表す。 p_{11} , p_{12} , p_{21} , p_{22} 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。

バイリニア補間の補間係数を L_{11} , L_{12} , L_{21} , L_{22} , L_1 , L_2 とするとき、次式により走査方向 / 音線方向に関して線形補間を行う。

$$t_{mp1} = L_{11} \times p_{11} + L_{12} \times p_{12}$$

$$t_{mp2} = L_{21} \times p_{21} + L_{22} \times p_{22}$$

$$q_0 = L_1 \times t_{mp1} + L_2 \times t_{mp2}$$

【 0 0 3 7 】

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。 40

図 7 で、 q_0 は、画素 $Q(x, y)$ の位置および画素値を表す。 p_{10} , p_{11} , p_{12} , p_{13} , p_{20} , p_{21} , p_{22} , p_{23} 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。

キュービック補間の補間係数を C_{10} , C_{11} , C_{12} , C_{13} , C_{20} , C_{21} , C_{22} , C_{23} とするとき、次式により走査方向に関して非線形補間を行う。

$$T_{mp1} = C_{10} \times p_{10} + C_{11} \times p_{11} + C_{12} \times p_{12} + C_{13} \times p_{13}$$

$$T_{mp2} = C_{20} \times p_{20} + C_{21} \times p_{21} + C_{22} \times p_{22} + C_{23} \times p_{23}$$

次に、バイリニア補間の補間係数を L_1 , L_2 とするとき、次式により音線方向に関して線形補間を行う。

$$q_0 = L_1 \times T_{mp1} + L_2 \times T_{mp2}$$

【 0 0 3 8 】

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。

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} , p_{32} 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。

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} とするとき、次式により走査方向に関して線形補間を行う。

$$t_{mp0} = L_{01} \times p_{01} + L_{02} \times p_{02}$$

$$t_{mp1} = L_{11} \times p_{11} + L_{12} \times p_{12}$$

$$t_{mp2} = L_{21} \times p_{21} + L_{22} \times p_{22}$$

$$t_{mp3} = L_{31} \times p_{31} + L_{32} \times p_{32}$$

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

$$q_0 = c_0 \times t_{mp0} + c_1 \times t_{mp1} + c_2 \times t_{mp2} + c_3 \times t_{mp3}$$

【 0 0 3 9 】

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 2 】

【 0 0 4 0 】

実施例 2 では、図 9 に示す補間方法選択部 4 a 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 3 】

【 0 0 4 1 】

実施例 3 では、図 10 に示す補間方法選択部 4 a 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 G 1 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 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 4 】

【 0 0 4 2 】

実施例 4 では、図 11 に示す補間方法選択部 4 a 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 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 5 】

【 0 0 4 3 】

実施例 5 では、図 12 に示す補間方法選択部 4 a を用いる。

実施例 5 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 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 G 2 なら図 6 に示すように走査方向および音

10

20

30

40

50

線方向に関して線形補間を行う。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 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 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 6】

【0044】

実施例 6 では、図 13 に示す補間方法選択部 4 a を用いる。

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 7】

【0045】

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 に示す補間方法選択部 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】

【0046】

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 に示す補間方法選択部 4 a を用いる。

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。

30

【実施例 9】

【0047】

実施例 8 では、実施例 1 ~ 実施例 8 における補間方法選択部 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。

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

【産業上の利用可能性】

【0048】

超音波診断装置における超音波画像の画質を改善できる。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【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】補間方法選択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】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 2）

【図 10】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 3）

【図 11】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 4）

【図 12】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 5）

【図 13】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 6）

【図 14】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 7）

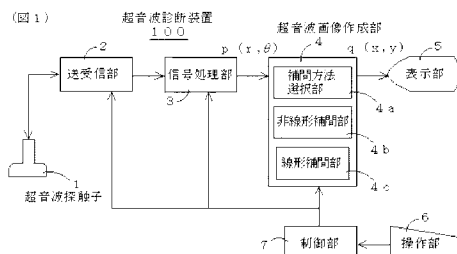
【図 15】補間方法選択部を示す説明図である。（実施例 8）

【符号の説明】

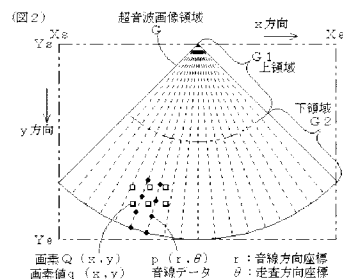
【 0 0 5 0 】

- | | |
|-------|----------|
| 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 | 補間方法選択部 |
| 4 b | 非線形補間部 |
| 4 c | 線形補間部 |
| 5 | 表示部 |
| 6 | 操作部 |
| 7 | 制御部 |
| 1 0 0 | 超音波診断装置 |

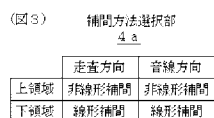
【图 1】



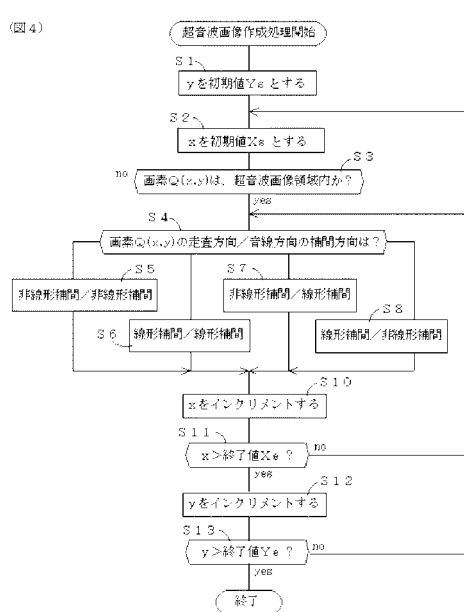
【 图 2 】



【 圖 3 】



【 圖 4 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB22 BB23 EE04 EE09 EE22 HH05 HH17 JB57 JC02
LL02
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA16 CB02 CB08 CB16 CC03 CD06
CD11

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	JP2005058587A	公开(公告)日	2005-03-10
申请号	JP2003294983	申请日	2003-08-19
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	島崎正		
发明人	島崎 正		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T3/40		
CPC分类号	G06T3/4007		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T3/40.C A61B8/14 G06T3/40.700 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/HH17 4C601/JB57 4C601/JC02 4C601/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CD06 5B057/CD11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题根据声线数据密度选择插值方法。 解决方案：通过扇形扫描或凸面扫描将超声图像区域G划分为两个区域，上部区域G1和下部区域G2，在上部区域G1中，通过非线性插值法叠加超声波数据 $p(r, \theta)$ 。计算超声图像的像素值 $q(x, y)$ ，并且在下部区域G2中，通过线性插值根据声线数据 $p(r, \theta)$ 计算超声图像的像素值 $q(x, y)$ 。[效果]可以根据声线数据密度选择插值方法，并且可以获得优选的图像质量。 [选择图]图2

