

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-508729

(P2006-508729A)

(43) 公表日 平成18年3月16日(2006.3.16)

(51) Int. Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2004-556615 (P2004-556615)  
 (86) (22) 出願日 平成15年11月18日(2003.11.18)  
 (85) 翻訳文提出日 平成17年6月3日(2005.6.3)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/005279  
 (87) 国際公開番号 W02004/049952  
 (87) 国際公開日 平成16年6月17日(2004.6.17)  
 (31) 優先権主張番号 60/430,876  
 (32) 優先日 平成14年12月4日(2002.12.4)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

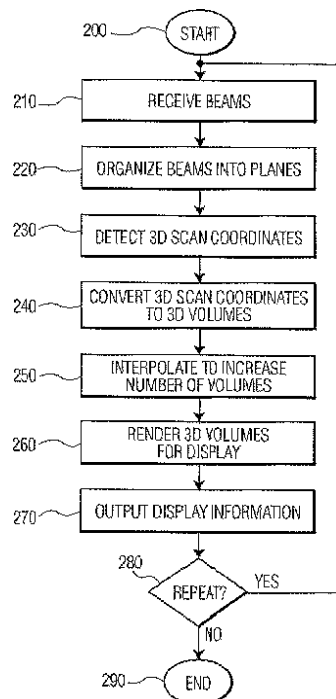
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 Koninklijke Philips Electronics N. V.  
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1  
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高フレームレート3次元超音波画像化器

(57) 【要約】

3次元超音波画像化装置であって、補間を用いて3次元超音波画像からアップサンプル画像情報を生成する補間手段と、3次元超音波画像情報とアップサンプル画像情報とのうち少なくとも一方を格納するメモリとを有することを特徴とする装置が開示されている。本超音波画像化装置は、超音波を送出し、反射超音波を収集し、超音波情報を生成するプローブと、前記超音波情報を3次元超音波画像情報に変換するプロセッサとを有してもよい。本超音波画像化装置は、前記アップサンプル画像情報を表示するディスプレイをさらに有してもよい。本超音波画像化装置は、2画像から3画像への補間、2画像から4画像への補間、3画像から4画像への補間、3画像から5画像への補間のうち少なくとも1つを使用してもよい。前記超音波画像化装置は、2次元ソリッドと3次元ボリュームとのうち少なくとも一方を使用してもよい。本超音波画像化装置は、より数が多いフレーム、より数が多い3次元フレーム、より数が多い2次元ボリューム、より数が多い3次元ボリューム、より量が多い超音波情報のうち少なくとも1つを有するアップサンプル超



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

3次元超音波画像化装置であって、  
補間を用いて3次元超音波画像からアップサンプル画像情報を生成する補間手段と、  
3次元超音波画像情報とアップサンプル画像情報とのうち少なくとも一方を格納するメモリとを有することを特徴とする装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
超音波を送出し反射超音波を収集し超音波情報を生成するプローブと、  
前記超音波情報を3次元超音波画像情報に変換するプロセッサとを有することを特徴とする装置。 10

## 【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
前記アップサンプル画像情報を表示するディスプレイをさらに有することを特徴とする装置。

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
前記補間は、2画像から3画像への補間、2画像から4画像への補間、3画像から4画像への補間、3画像から5画像への補間のうち少なくとも1つであることを特徴とする装置。 20

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
前記超音波画像情報は、2次元ソリッドと3次元ボリュームとのうち少なくとも一方であることを特徴とする装置。

## 【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
前記アップサンプル超音波画像情報は、より数が多いフレーム、より数が多い3次元フレーム、より数が多い2次元ボリューム、より数が多い3次元ボリューム、より量が多い超音波情報のうち少なくとも1つを有することを特徴とする装置。

## 【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波画像化装置であって、  
使用される前記補間は少なくとも、直線、放物線、段階的、キュービック、FIR（有限インパルス応答）、IIR（無限インパルス応答）のうちの1つであることを特徴とする装置。 30

## 【請求項 8】

3次元超音波画像情報の処理方法であって、  
補間法を用いて3次元超音波画像情報からアップサンプル超音波画像情報を生成するステップと、

前記3次元超音波画像情報と前記アップサンプル超音波画像情報とのうち少なくとも一方を格納するステップとを有することを特徴とする方法。 40

## 【請求項 9】

請求項 8 に記載の3次元超音波画像情報の処理方法であって、  
超音波を送出し反射超音波を収集し超音波情報を生成するステップと、  
前記超音波情報を3次元超音波画像情報に変換するステップとを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 10】

請求項 8 に記載の3次元超音波画像情報の処理方法であって、  
前記アップサンプル画像情報を表示するステップをさらに有することを特徴とする方法。

## 【請求項 11】

請求項 8 に記載の 3 次元超音波画像情報の処理方法であって、  
前記補間は、2 画像から 3 画像への補間、2 画像から 4 画像への補間、3 画像から 4 画像への補間、3 画像から 5 画像への補間のうちいずれか 1 つであることを特徴とする方法。

【請求項 1 2】

請求項 8 に記載の 3 次元超音波画像情報の処理方法であって、  
前記超音波画像情報は、2 次元ソリッドと 3 次元ボリュームとのうちいずれか一方であることを特徴とする方法。

【請求項 1 3】

請求項 8 に記載の 3 次元超音波画像情報の処理方法であって、  
前記アップサンプル超音波画像情報は、より数が多いフレーム、より数が多い 3 次元フレーム、より数が多い 2 次元ボリューム、より数が多い 3 次元ボリューム、より量が多い超音波情報のうち少なくとも 1 つを有することを特徴とする方法。

10

【請求項 1 4】

請求項 8 に記載の 3 次元超音波画像情報の処理方法であって、  
使用される前記補間は少なくとも、直線、放物線、段階的、キュービック、FIR（有限インパルス応答）、IIR（無限インパルス応答）のうちの一つであることを特徴とする方法。

【請求項 1 5】

3 次元超音波画像化システムであって、  
補間を用いて 3 次元超音波画像情報からアップサンプル画像情報を生成する補間手段と、  
前記 3 次元超音波画像情報と前記アップサンプル画像情報とのうち少なくとも一方を格納するメモリ装置とを有することを特徴とするシステム。

20

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載の超音波画像化システムであって、  
超音波を送出し反射超音波を収集し超音波情報を生成するプローブと、  
前記超音波情報を 3 次元超音波画像情報に変換するプロセッサとを有することを特徴とするシステム。

【請求項 1 7】

請求項 1 5 に記載の超音波画像化システムであって、  
前記アップサンプル画像情報を表示するディスプレイをさらに有することを特徴とするシステム。

30

【請求項 1 8】

請求項 1 5 に記載の超音波画像化システムであって、  
前記補間は、2 画像から 3 画像への補間、2 画像から 4 画像への補間、3 画像から 4 画像への補間、3 画像から 5 画像への補間のうちいずれか 1 つであることを特徴とするシステム。

【請求項 1 9】

請求項 1 5 に記載の超音波画像化システムであって、  
前記アップサンプル超音波画像情報は、より数が多いフレーム、より数が多い 3 次元フレーム、より数が多い 2 次元ボリューム、より数が多い 3 次元ボリューム、より量が多い超音波情報のうち少なくとも 1 つを有することを特徴とするシステム。

40

【請求項 2 0】

請求項 1 に記載の超音波画像化システムであって、  
使用される前記補間は少なくとも、直線、放物線、段階的、キュービック、FIR（有限インパルス応答）、IIR（無限インパルス応答）のうちの一つであることを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

50

## 【0001】

本発明は3次元画像を形成する超音波装置に関する。

## 【0002】

超音波画像化装置は、超音波信号を発生し、オブジェクトに超音波信号を反射させて画像を形成する。そのオブジェクトは胎児、または心臓や腎臓等の臓器である。図1は超音波画像を形成する一般的なシステム100を示す図である。患者10は例えば心臓の超音波画像を必要とし、プローブ20が胸の上にまたはその近くに設置されている。プローブ20は超音波信号を発生し、受信した超音波信号からデータを生成する。このデータは画像化器50に送られ、その画像化器50は超音波画像をディスプレイ90に表示する。その画像は後で見るために保存され、または外部記憶装置に送信されることもある。

10

## 【0003】

従来の超音波システムの欠点は、心臓全体を一度に見られる大きさの3次元画像、あるいは画像がぎくしゃくしないように十分高いフレームレートを有する3次元画像を形成することが難しいことである。

## 【0004】

いくつかの解決策が提案されている。例えば、超音波装置の処理能力を高めたり、スキャンする面積を減らして処理を容易にしスキャンレートを高めたり、フレーム間で画像をスムーズにしたり、2次元画像のみを表示したりするものである。

## 【0005】

しかし、これらの解決策はすべて、処理能力を極端に大きくしたり、実際に画像化できるエリアが小さいので診断効率が下がったりするという問題を有している。

20

## 【0006】

超音波画像化プロセスのいろいろな段階において、フレームレートを高くすることができる。例えば、2つの検知データから得た画像データを用いて3つのアップサンプル(up sampled)画像を生成する補間を用いることができる。収集するスキャン情報は増やさなくても、アップサンプル画像のフレームレートは高くなる。本発明は少なくとも、アップサンプル画像を形成する3次元超音波装置と、3次元超音波画像のための画像のアップサンプル方法と、3次元超音波画像情報をアップサンプルするシステムとを含む。

## 【0007】

本発明の一実施形態において、3次元超音波診断装置において、3次元ボリュームを描画した後、線形補間/アップサンプリング(up sampling)をする。本実施形態によれば、画像化装置に線形補間部を含み、またビーム形成部、検知部、3次元スキャンコンバータ、描画エンジンも含む装置が提供される。

30

## 【0008】

また、本発明は、3次元超音波診断装置において見かけのフレームレートを高くする方法が提供される。この方法は、ビームを受信するステップ、そのビームを平面にまとめるステップ、3次元スキャン座標系オブジェクトを検知するステップ、3次元スキャン座標系オブジェクトを3次元ボリュームに変換するステップ、ボリューム数を増やすため補間するステップ、表示用に3次元ボリュームを描画するステップ、表示情報を出力するステップを有する。

40

## 【0009】

他の様々な実施形態において、ボリューム数を増やす補間は、プロセスの様々な段階で実施してもよい。例えば、座標空間の取得中、ボクセルからボクセルへの検知前、同検知後(非コヒーレント)、スキャンコンバージョン後のボクセル間(一般的にはカーテシアン座標)、またはボリュームを描画した後またはトモグラフィースライスが全ボリュームから抽出された後のピクセル間である。

## 【0010】

このように、様々な実施形態において、3次元xyzドメインのボリューム数がアップサンプルされ、フレームレートが高くなったように見える。アップサンプリングはその計

50

算が簡単であり、コヒーレント補間は多くの場合失敗しやすいので、3次元環境では有利である。取得したボリュームの与えられたボクセルのフェーズは、次のボリュームのボクセルの対応するボリュームと相関していないことが多いからである。

**【0011】**

このように、本発明の実施形態には、3次元超音波画像化装置であって、補間を用いて3次元超音波画像からアップサンプル画像情報を生成する補間手段と、3次元超音波画像情報とアップサンプル画像情報とのうち少なくとも一方を格納するメモリとを有することを特徴とする装置が含まれる。本超音波画像化装置は、超音波を送出し反射超音波を収集し超音波情報を生成するプローブと、前記超音波情報を3次元超音波画像情報に変換するプロセッサとを含んでもよい。本超音波画像化装置は、前記アップサンプル画像情報を表示するディスプレイをさらに有してもよい。

10

**【0012】**

本超音波画像化装置は、いくつかの実施形態において、前記補間は、2画像から3画像への補間、2画像から4画像への補間、3画像から4画像への補間、3画像から5画像への補間のうち少なくとも1つであってもよい。本超音波画像化装置は、3次元情報、2次元平面および3次元ボリュームで動作する。また、本超音波画像化装置は、前記アップサンプル超音波画像情報であって、より数が多いフレーム、より数が多い3次元フレーム、より数が多い2次元ボリューム、より数が多い3次元ボリューム、より量が多い超音波情報のうち少なくとも1つを有してもよい。

**【0013】**

本発明の有利な点は、添付した図面を参照して以下の好ましい実施形態の説明を読めば明らかとなるであろう。

20

**【0014】**

以下、本発明の実施形態について詳細に参照する。本発明の実施形態の実施例は添付した図面に示されている。類似した参照数字は類似したエレメントを指す。

**【0015】**

本発明によれば、図1の一般的システム図に示したような、新規な、より一層高フレーム周波数レートの超音波装置を作ることができる。図1において、患者10は超音波システム100を用いて心臓の超音波画像を撮られている。超音波システム100はプローブ20、画像化器50、ディスプレイ90を含む。

30

**【0016】**

プローブ20は超音波を放出する。この超音波は患者の心臓で反射され、プローブ20に戻る。超音波の反射の仕方はオブジェクトの密度に応じて異なる。プローブ20は画像化器50に接続されている。画像化器50は、プローブ20から送られる、患者10の心臓の超音波データを変換する。画像化器はそのデータをディスプレイ90に送る。ディスプレイ90は患者の心臓の超音波画像を表示することができる。

**【0017】**

超音波は、例えば、心臓、胎児、人体のその他の部分の画像化など多数の異なるアプリケーションで用いられている。また、このシステムは、超音波に対する応答の仕方が異なる成分を含む材料の画像化にも使用することができる。例えば、金属、溶接、その他現在知られまたは将来において実用化される材料などである。

40

**【0018】**

図2は、本発明の超音波画像化装置を示すブロック図である。この超音波画像化装置は、プローブ120、ユーザ入力装置130、画像化器150、ディスプレイ190を含む。ビームトランスミッタ122は、検査するオブジェクトに応じて、異なる反射率を有する超音波を送信する、現在知られまたは将来実用化される装置である。ビームレシーバ124は、送信された超音波を受信する、現在知られまたは将来実用化される装置である。プローブ120は、反射波の形式で受信した情報を画像化器150に送信するために送信可能な形式に変換する。

**【0019】**

50

ユーザ入力装置 130 は、キーボード、マウス、光学式タブレット、その他のユーザがプローブ、画像化器、ディスプレイにユーザが入力したり制御したりする装置である。画像化器 150 は、入力 152、ビーム形成部 154、検知部 156、3次元スキャンコンバータ 158、描画エンジン 160、出力 162、補間部 164、プロセッサ 166、コントローラ 168、メモリ 170 を含む。画像化器 150 は、ビームレシーバ 124 により受信した反射波に対応する信号を、入力 152 で受信する。コントローラ 168 はその情報をメモリ 170、補間部 164、またはビーム形成部 154 に送る。

#### 【0020】

他の実施形態において、3次元超音波装置には、付加的モジュールが含まれてもよいし、いくつかのモジュールが1つに結合されていてもよい。例えば、ビーム形成部 154、検知部 156、3次元スキャンコンバータ 158、描画エンジン 160 は、メモリ 170 に記憶されたプログラムであって、プログラマブルなプロセッサ 166 にこれらビーム形成部 154、検知部 156、3次元スキャンコンバータ 158、描画エンジン 160 の機能を実行させるプログラムであってもよい。ビーム形成部 154、検知部 156、3次元スキャンコンバータ 158、描画エンジン 160 の各々は、関連する3次元超音波画像化装置に関して機能的に説明する。

10

#### 【0021】

関連した3次元超音波画像化装置は、標準的な処理ステップを使用する。第1の標準化された処理ステップは、受信した生データを2次元平面にまとめることである。このステップはビーム形成と呼ばれる。この2次元平面は3次元スキャン座標を検知するため分析される。このステップは検知と呼ばれる。その3次元スキャン座標を集積して3次元ボリュームを形成する。このステップは3次元スキャン変換と呼ばれる。そして、3次元ボリュームをディスプレイ端末に出力するため描画する。

20

#### 【0022】

ビーム形成部 154 は、ビームを情報の3次元座標に形成するために使用される。検知部 156 は、平面内のオブジェクトを検知するために使用される。3次元スキャンコンバータ 158 は、検知部 156 により検知されたオブジェクトを3次元オブジェクトに変換するために使用される。描画エンジン 160 は、3次元スキャンコンバータ 158 により生成された3次元オブジェクトを表示データとして描画するために使用される。表示データは出力 162 から出力され、ディスプレイ 190 に送られ、そこで表示される。

30

#### 【0023】

3次元座標は、データがプローブの位置に関連する3次元に格納される、プローブを中心とする座標系である。3次元は「 $r$ 」、「 $\theta$ 」、「 $\phi$ 」である。「 $r$ 」は対象物 (body-target) からプローブ面の中心までの半径方向の距離であり、センチメートル単位で測ることもある。「 $\theta$ 」はプローブの中心から左または右への方位角であり、度単位で測られる。「 $\phi$ 」はプローブの中心から上または下への仰角であり、度単位で測られる。3次元スキャンコンバータは、3次元座標に格納された画像情報を他の3次元データセット、例えば、 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$  座標からなるカーテシアン座標系に変換することができる。

#### 【0024】

上で注意したように、ビーム形成部 154、検知部 156、3次元スキャンコンバータ 158、描画エンジン 160 は、特定用途向け集積回路でも、プロセッサ 166 で実行されるプログラムでもよい。コントローラ 168 は、入力 152 から出力 162 への情報の流れを制御し、その間の様々なステップを制御する。メモリ 170 は、RAM、ROM、ハードディスクドライブ、その他の現在知られた、または将来知られるであろう、一時的または恒久的にデータを格納する手段である。

40

#### 【0025】

補間部 164 は、生データから異なる多数の種類のアverage画像の1つを形成する直線補間部である。例えば、データの第1のフレームはメモリ 170 に入力され、データの第2のフレームがメモリ 170 に入力される。補間部 164 は、メモリ 170 に保存されたデータの最初の2つのフレームのAverageである、データの第3のフレームを生成するために使用

50

される。補間は、3次元画像を生成する標準化されたプロセスのどの段階で実行してもよい。

【0026】

ブリスキャン座標系は様々な実施形態で使用される様々なプローブの種類によって変わる。極球面座標系は「扇型」実施形態に最も適当である。この「扇型」実施形態では、ワイパーの扇形スイープを用いて人体をスキャンする傾向がある。「オムニ・ティー(omni-tee)」プローブは、円柱座標系を使用するプローブの実施形態である。他の実施形態として、斜行座標系を用いて人体をスキャンするものもある。

【0027】

本発明の他の実施形態において、螺旋状にスキャンするビーム形成部を使用することもできる。この場合、従来平面フォーマットによりビームを整列させることはできない。超音波ビームを捕捉し分析する方法に関わりなく、本発明を適用することができる。様々な実施形態において、「ダウンストリーム」ボリュームレンダリングを容易にするために変換を使用することができる。しかし、他の実施形態において、変換されていない生のデータを直接描画することも可能である。

10

【0028】

可能な一実施形態において、3つの極次元のうちいずれか2つを取り、2次元スキャン変換を実行することもでき、その結果、第3の次元の各値について情報の2次元平面となる。こうして生成された2次元平面のスタックを3次元カーテシアン座標系に3次元変換することができる。

20

【0029】

図3は、本発明を適用するプロセスを示すフローチャートである。本プロセスは、ステップ200で開始され、ステップ210でビームを受信する。ビームを受信するステップ210において、反射された超音波周波数ビームが生データとして受信される。ステップ220において、そのビームを平面にまとめる。

【0030】

ステップ220においてビームを平面にまとめることにより、生データが2次元平面にまとめられる。ステップ230に進み、3次元スキャン座標を検知する。ステップ230における3次元スキャン座標の検知において、データ中に存在する3次元スキャン座標を検知するためにデータを分析する。ステップ240に進み、3次元スキャン座標を3次元ボリュームに変換する。このステップでは、一連の3次元スキャン座標がまとめられ、3次元ボリュームに変換される。ステップ250において、ボリューム数を増やすため補間する。

30

【0031】

ステップ250では、補間部は、時間次元におけるデータの様々な繰り返しにわたり、3次元ボリュームの直線補間が可能である。このように、時間領域でもともと検知された3次元ボリュームより多くの3次元ボリュームが生成される。このように、フレームレートを高くして表示可能である。ステップ260において、表示用の3次元ボリュームを描画する。

【0032】

ステップ260において、表示パネルに表示するため、3次元ボリュームが描画される。ステップ270において、表示情報を出力する。ここでは、描画された3次元ボリュームをディスプレイデバイスに出力する。ステップ280において、プロセスを繰り返すかどうか判断する。繰り返す場合、ステップ210に戻りビームを受信する。繰り返さない場合、ステップ290に進みプロセスを終了する。

40

【0033】

図4は、本発明による他の方法を示すフローチャートである。本プロセスは、ステップ300で開始され、ステップ310でビームを受信する。ビームを受信するステップ310において、反射された超音波周波数ビームが生データとして受信される。ステップ320において、そのビームを平面にまとめる。

50

## 【0034】

ステップ320においてビームを平面にまとめることにより、生データが2次元平面にまとめられる。ステップ330に進み、3次元スキャン座標を検知する。ステップ330における3次元スキャン座標の検知において、データ中に存在する3次元スキャン座標を検知するためにデータを分析する。ステップ340に進み、ボリューム数を増やすため補間を行う。

## 【0035】

ステップ340では、補間部は、時間次元におけるデータの様々な繰り返しにわたり、3次元ボリュームの直線補間が可能である。このように、時間領域でもともと検知された3次元ボリュームより多くの3次元ボリュームが生成される。このように、フレームレートを高くして表示可能である。ステップ350において、3次元スキャン座標を3次元ボリュームに変換する。このステップでは、一連の3次元スキャン座標がまとめられ、3次元ボリュームに変換される。ステップ360において、表示用の3次元ボリュームを描画する。

10

## 【0036】

ステップ360において、表示パネルに表示するため、3次元ボリュームが描画される。ステップ370において、表示情報を出力する。ここでは、描画された3次元ボリュームをディスプレイデバイスに出力する。ステップ380において、プロセスを繰り返すかどうか判断する。繰り返す場合、ステップ310に戻りビームを受信する。繰り返さない場合、ステップ390に進みプロセスを終了する。

20

## 【0037】

図5は、3次元超音波画像を生成するにおけるデータを示すブロック図である。本プロセスは、超音波レシーバに戻る生の超音波から画像A410、画像B430、画像C450を取得することに始まる。生のデータである画像A410、画像B430、画像C450はメモリに保存され、後で読み出される。

## 【0038】

次に、2次元画像である画像412、画像432、画像452等が検知される。これらの画像は、ある角度、位置、時間におけるオブジェクトの2次元スライスを表す。2次元画像は、3次元画像に変換され、3次元画像のブロックA414、3次元画像のブロックB434、3次元画像のブロックC454となる。

30

## 【0039】

その後補間がなされる。補間はどのような種類の補間でもよい。補間の種類の第1例として、画像A460、画像Aと画像Bを半分ずつ結合した画像462、画像B464とすることができる。この画像を描画すると次のようになる：画像A460、画像Aと画像Bを半分ずつ加えた画像462、画像B464、画像Bと画像Cを半分ずつ加えた画像466、画像C468。このように、計算が少しだけ複雑になるが、3次元超音波装置は高フレームレートの超音波画像を生成することができる。

## 【0040】

図6は、3次元超音波画像を生成するプロセス中のデータを示す他のブロック図である。本プロセスは、超音波レシーバに戻る生の超音波から画像A510、画像B530、画像C550を取得することに始まる。生のデータである画像A510、画像B530、画像C550はメモリに保存され、後で読み出される。

40

## 【0041】

次に、2次元画像である画像512、画像532、画像552等が検知される。これらの画像は、ある角度、位置、時間におけるオブジェクトの2次元スライスを表す。その後補間がなされる。補間はどのような種類の補間でもよい。補間の種類の第1例として、画像A570、画像Aと画像Bを半分ずつ結合した画像572、画像B574とすることができる。

## 【0042】

2次元画像は、3次元画像に変換され次のようになる：画像A570、画像Aと画像B

50

を半分ずつ加えた画像 5 7 2、画像 B 5 7 4、画像 B と画像 C を半分ずつ加えた画像 5 7 6、画像 C 5 7 8。このように、計算が少しだけ複雑になるが、3次元超音波装置は高フレームレートの超音波画像を生成することができる。この3次元画像を描画して、3次元画像のブロック 5 6 0、5 6 2、5 6 4、5 6 6、5 6 8となる。

【0043】

図7は、3次元超音波画像を生成するプロセスにおけるデータを示すブロック図である。本プロセスは、超音波レシーバに戻る生の超音波から画像 A 6 1 0、画像 B 6 3 0、画像 C 6 5 0を取得することに始まる。生のデータである画像 A 6 1 0、画像 B 6 3 0、画像 C 6 5 0はメモリに保存され、後で読み出される。

【0044】

その後補間がなされる。補間はどのような種類の補間でもよい。補間の種類の第1例として、画像 A 6 8 0、画像 A と画像 B を半分ずつ結合した画像 6 8 2、画像 B 6 8 4とすることができる。この画像は描画され次のようになる：画像 A 6 8 0、画像 A と画像 B を半分ずつ加えた画像 6 8 2、画像 B 6 8 4、画像 B と画像 C を半分ずつ加えた画像 6 8 6、画像 C 6 8 8。

【0045】

次に、2次元画像である画像 6 8 0、画像 6 8 2、画像 6 8 4、画像 6 8 6、画像 6 8 8等が検知される。これらの画像は、ある角度、位置、時間におけるオブジェクトの2次元スライスを表す。この2次元画像は、3次元画像に変換され、3次元画像のブロック A 6 7 0、画像 A と画像 B の半分ずつを加えた3次元画像のブロック 6 7 2、3次元画像のブロック B 6 7 4、画像 B と画像 C の半分ずつを加えた3次元画像のブロック B 6 7 6、3次元画像のブロック C 6 7 8となる。

【0046】

この3次元画像を描画して、3次元画像のブロック 6 6 0、6 6 2、6 6 4、6 6 6、6 6 8となる。このように、計算が少しだけ複雑になるが、3次元超音波装置は高フレームレートの超音波画像を生成することができる。このように、プロセスの初期の段階で補間をするとエラーレートが低いので、より多くの画像を処理しなければならないこととの釣り合いがとれる。

【0047】

図8は、補間の第2例の実施形態を示す図である。図8において、3次元画像 A 7 1 0、3次元画像 B 7 2 0、3次元画像 C 7 3 0を補間して、次の4つの画像を生成する：画像 A の3/4と画像 B の1/4を加えた画像 7 8 0、画像 A の1/4と画像 B の3/4を加えた画像 7 8 2、画像 B の3/4と画像 C の1/4を加えた画像 7 8 4、画像 B の1/4と画像 C の3/4を加えた画像 7 8 6。

【0048】

図9は、補間の他の実施形態を示す図である。図9において、3次元画像 A 8 1 0と3次元画像 B 8 2 0を補間して、次の4つの画像を生成する：画像 A の7/8と画像 B の1/8を加えた画像 8 8 0、画像 A の5/8と画像 B の3/8を加えた画像 8 8 2、画像 A の3/8と画像 B の5/8を加えた画像 8 8 4、画像 A の1/8と画像 B の7/8を加えた画像 8 8 6。

【0049】

このように、図8と9に示したように、本技術分野で周知のように、様々な補間方法を用いてもよい。最初と最後でフレーム数が異なる様々な実施形態を示した。これ以外の様々な実施形態においても、最初のフレーム数が多いことも少ないこともあり、最後のフレーム数が多いことも少ないこともある。また、2つのフレームを補間して所望の追加フレームにする実施形態を示した。より多くのフレームに基づき補間して、補間情報を作成することもできる。

【0050】

個々で示した実施形態は直線補間を用いるものである。他の実施形態においては様々な補間の形式を用いてもよい。例えば、放物線補間、段階補間、キュービック補間、FIR

10

20

30

40

50

(有限インパルス応答)補間、IIR(無限インパルス応答)補間、その他の公式的補間方法等である。

【0051】

当業者には、本発明がいかなる種類の超音波装置にも適用できることが分かるであろう。さらに、本発明を既存の超音波装置に組み込んでよく、本発明による追加的有用性により超音波装置の使用を促進してもよい。

【0052】

本発明の好ましい実施形態を示し説明したが、当業者には当然のことながら、本発明の原理と精神から逸脱することなく、この実施形態を変更することもできる。本発明の範囲は、クレーム、図面、およびそれらの均等物により規定される。

10

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図1】一般的な超音波システムを示す図である。

【図2】本発明による超音波装置の実施例を示す図である。

【図3】本発明による高フレームレート3次元超音波画像の生成方法を示すフローチャートである。

【図4】本発明による高フレームレート3次元超音波画像の生成方法を示す他のフローチャートである。

【図5】3次元超音波画像の生成における様々な段階で処理されるデータの実施形態を示す図である。

20

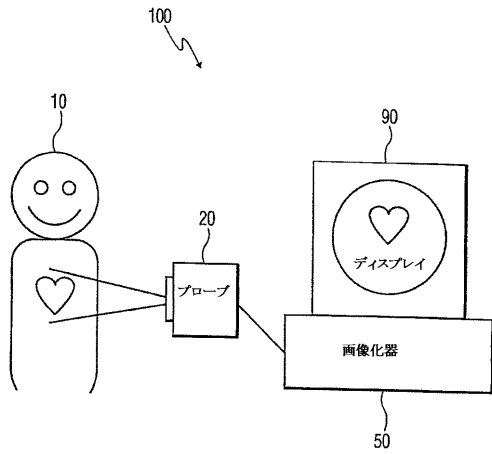
【図6】3次元超音波画像の生成における様々な段階で処理されるデータの他の実施形態を示す図である。

【図7】3次元超音波画像の生成における様々な段階で処理されるデータの第3の実施形態を示す図である。

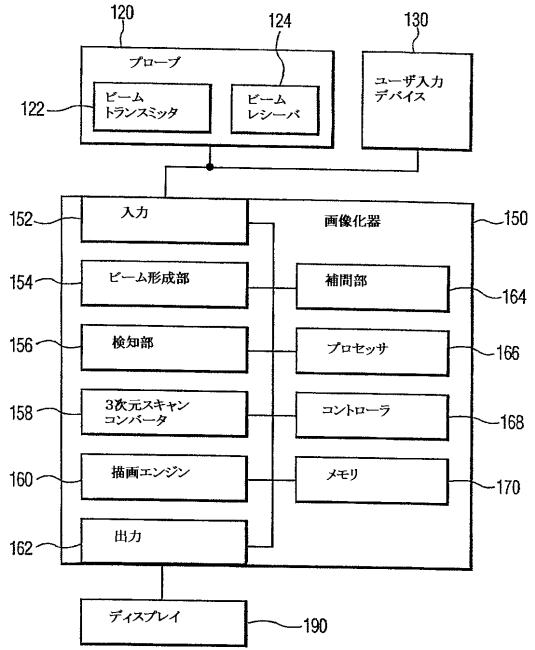
【図8】超音波画像データのアップサンプル方法の実施形態を示す図である。

【図9】超音波画像データのアップサンプル方法の他の実施形態を示す図である。

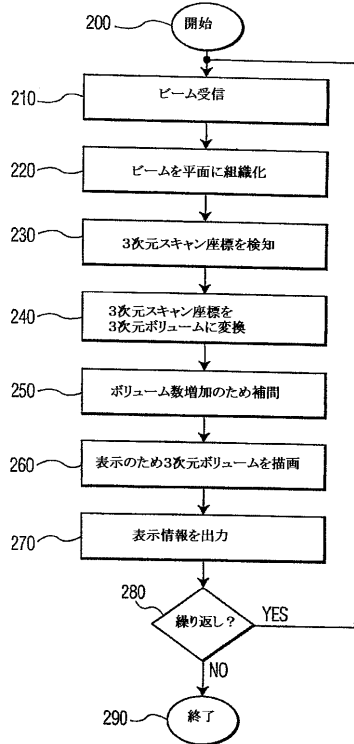
【 図 1 】



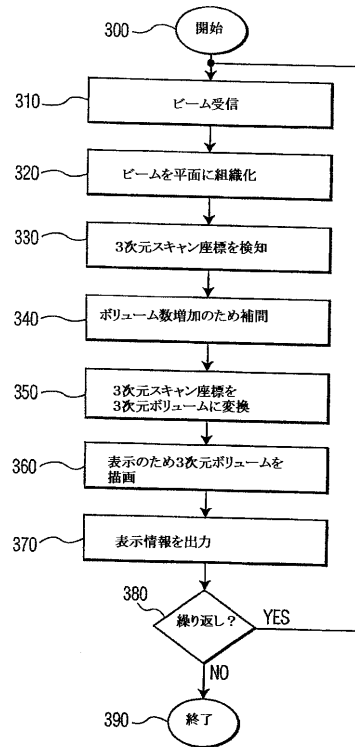
【 図 2 】



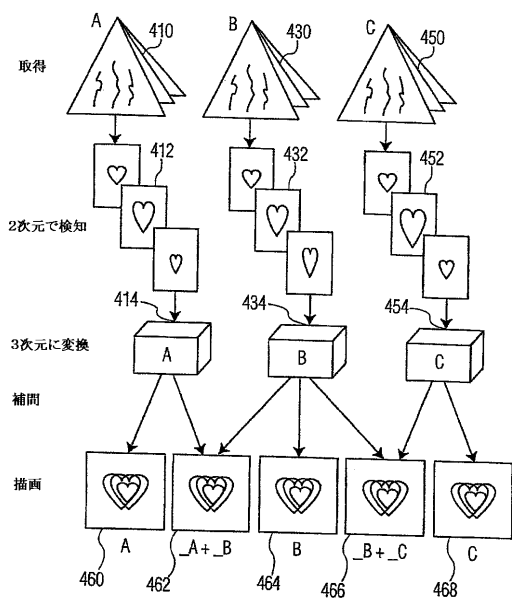
【 図 3 】



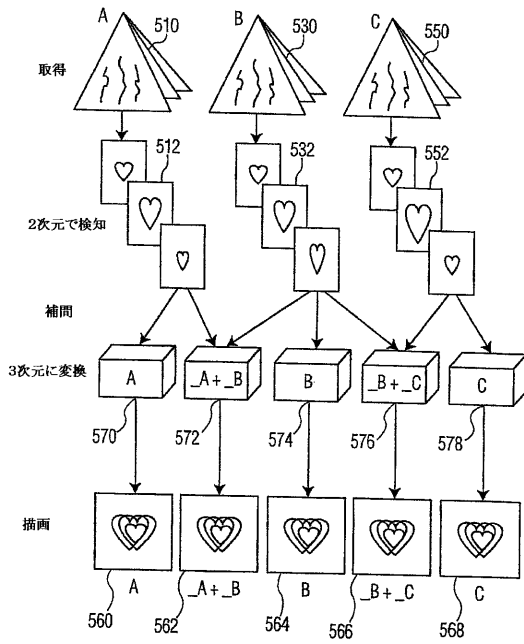
【 図 4 】



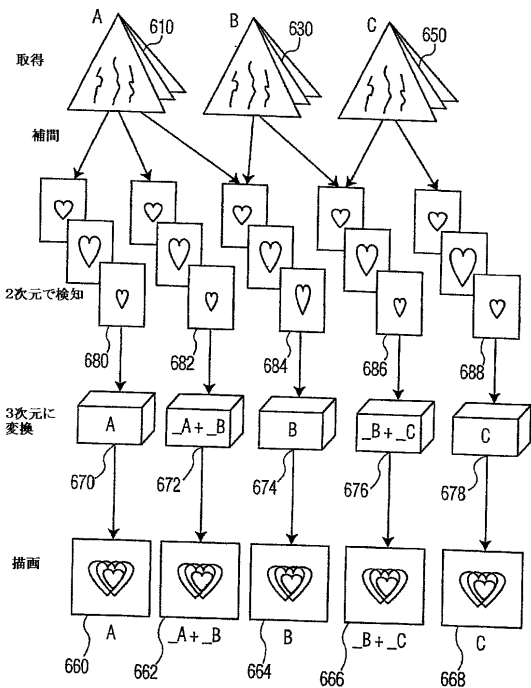
【 図 5 】



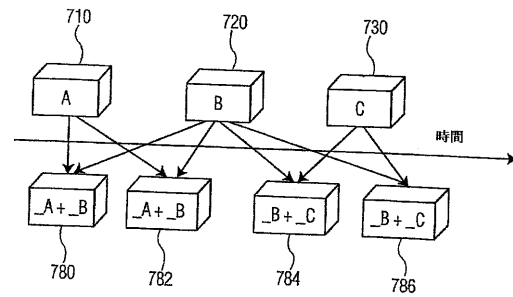
【 図 6 】



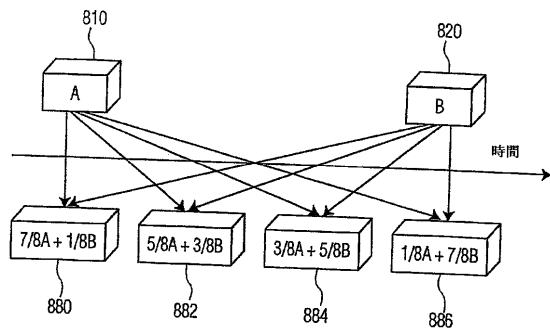
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB 03/05279
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 A61B8/08 A61B8/14		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) WPI Data, EPO-Internal, INSPEC		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 944 026 A (ALOKA CO LTD) 22 September 1999 (1999-09-22) paragraphs '0051!', '0052!', '0059!'	1-20
E	EP 1 372 001 A (MEDISON CO LTD) 17 December 2003 (2003-12-17) paragraphs '0009!', '0014!', '0016!', '0017!', '0024!'	1-20
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 document 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		Date of mailing of the international search report
17 February 2004		25/02/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 051 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knüpling, M

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Interns	Application No
	PCT/IB 03/05279

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0944026	A	22-09-1999	JP 3218216 B2	15-10-2001
			JP 11267126 A	05-10-1999
			EP 0944026 A2	22-09-1999
			US 6263093 B1	17-07-2001
EP 1372001	A	17-12-2003	EP 1372001 A2	17-12-2003
			US 2003231178 A1	18-12-2003

## フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74) 代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(74) 代理人 100135079

弁理士 宮崎 修

(72) 発明者 ティーレ, カール

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブライアクリフ・マナー ピー・オー  
・ボックス 3001

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE08 JB32 JC02 JC21 KK21 LL02

## 【要約の続き】

音波画像情報を生成してもよい。

专利名称(译)	高帧率三维超声成像仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2006508729A</a>	公开(公告)日	2006-03-16
申请号	JP2004556615	申请日	2003-11-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ティーレカール		
发明人	ティーレ,カール		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/08 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52034 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE08 4C601/JB32 4C601/JC02 4C601/JC21 4C601/KK21 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤忠彦 宫崎修		
优先权	60/430876 2002-12-04 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

3.一种超声三维成像装置，包括用于使用内插从三维超声图像生成上采样图像信息的内插装置，用于存储三维超声图像信息和上采样图像信息中的至少一个的装置以及用于将数据存储在存储器中的存储器。超声成像设备包括用于发射超声波，收集反射的超声波和产生超声信息的探头，以及用于将超声信息转换成三维超声图像信息的处理器这也很好。超声成像设备还可包括用于显示上采样图像信息的显示器。超声成像设备使用从两个图像到三个图像的插值，从两个图像到四个图像的插值，从三个图像到四个图像的插值，以及从三个图像到五个图像的插值中的至少一个你可能会这样做。超声成像设备可以使用二维实体和三维体积中的至少一种。本超声成像设备能够显示更多帧，更多三维帧，更多二维体积，更多三维体积，更频繁的超声信息中的至少一个采样具有多个样本的超声图像信息。

