

(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2007-512068****(P2007-512068A)**

(43) 公表日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int.Cl.

**A61B 8/00 (2006.01)**

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2006-540683 (P2006-540683)  
 (86) (22) 出願日 平成16年11月4日 (2004.11.4)  
 (85) 翻訳文提出日 平成18年5月19日 (2006.5.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2004/052315  
 (87) 国際公開番号 W02005/050619  
 (87) 国際公開日 平成17年6月2日 (2005.6.2)  
 (31) 優先権主張番号 60/524,405  
 (32) 優先日 平成15年11月21日 (2003.11.21)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

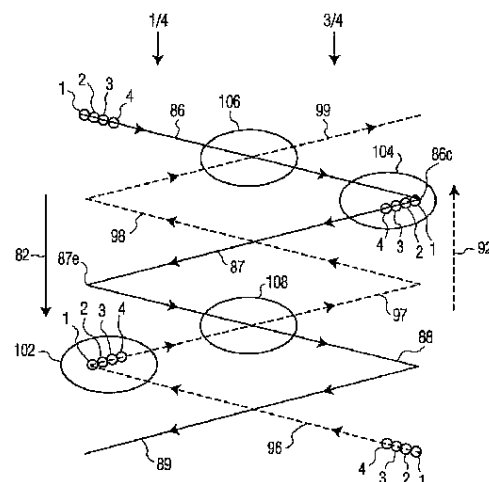
(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5621 ペーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100091214  
 弁理士 大貫 進介  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ビーム走査反転による機械的プローブを用いた3次元超音波画像化

## (57) 【要約】

3次元走査のための超音波プローブは機械的に前後に掃引する1次元アレイのトランスデューサを有する。アレイのトランスデューサは1次元的に掃引されるので、アレイは、左から右に走査される像平面で体積測定領域を走査する。アレイのトランスデューサは反対方向に掃引されることで、体積測定領域が右から左に走査される像平面で走査されるようにビーム走査方向は反転する。ビーム走査方向の反転は走査される平面が実質的に整合するようにし、結果として走査に伴う像のノイズを減少させる。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

1 次元アレイトランスデューサの走査により、3 次元像データセットを取得する超音波診断画像化システムであって：

超音波の進行方向及び当該方向とは垂直な方向に延びているアレイトランスデューサ要素を有するアレイトランスデューサ；

前記アレイトランスデューサと結合し、前記超音波進行方向と垂直な方向において実質的に反対の方向で前記アレイトランスデューサを掃引する、ことを特徴とする原動力となる装置；及び、

前記アレイトランスデューサと結合し、前記アレイトランスデューサにビームのシーケンスを前記超音波進行方向に送信させ、ビームの第 1 シーケンスは前記トランスデューサがある逆方向に掃引されるときに送信され、ビームの第 2 シーケンスは前記トランスデューサが別な逆方向に掃引されるときに送信される、ことを特徴とする送信器；

を有する超音波診断画像化システム。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断画像化システムであって、

前記アレイトランスデューサは 1 次元のアレイトランスデューサを有する；

前記原動力となる装置は、前記アレイトランスデューサを第 1 の転換方向位置から第 2 の転換方向位置への順方向及び、前記第 2 の転換方向位置から前記第 1 の転換方向位置への逆方向に掃引する；

ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

20

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断画像化システムであって、

前記送信器はさらに、前記アレイトランスデューサを順方向に掃引する場合には前記アレイトランスデューサの左側から右側にビームのシーケンスを送信するように前記アレイトランスデューサを駆動し、前記送信器は前記アレイトランスデューサを逆方向に掃引する場合には前記アレイトランスデューサの左側から右側にビームのシーケンスを送信するように前記アレイトランスデューサを駆動する、ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

30

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波診断画像化システムであって、

前記送信器はさらに、前記アレイトランスデューサが順方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに一連の走査面を走査させ、前記アレイトランスデューサが逆方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに一連の走査面を走査させる、ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

**【請求項 5】**

請求項 3 に記載の超音波診断画像化システムであって、

前記送信器は、前記アレイトランスデューサが順方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに一連の走査面を走査させ、前記アレイトランスデューサが逆方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに平行な一連の走査面を走査させる、ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

40

**【請求項 6】**

請求項 2 に記載の超音波診断画像化システムであって、

前記送信器はさらに、前記原動力となる装置が順方向に前記アレイトランスデューサを掃引するときにビームのシーケンスを、前記アレイトランスデューサの左側から右側へ送信し、前記原動力となる装置が逆方向に前記アレイトランスデューサを掃引するときにビームのシーケンスを、前記アレイトランスデューサの右側から左側へ送信する、ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波診断画像化システムであって、

50

前記送信器はさらに、前記アレイトランスデューサが順方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに一連の走査面を走査させ、前記アレイトランスデューサが逆方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサに前記一連の走査面を走査させる、ことを特徴とする超音波診断画像化システム。

【請求項 8】

ビームの進行方向に延び、前記ビームの進行方向とは垂直な方向に長さを有する複数の要素を有する移動アレイトランスデューサによって体積測定の対象物を走査する方法であって：

前記アレイトランスデューサの正面長さと実質的に垂直な順方向に前記アレイトランスデューサを掃引する工程；

前記トランスデューサが前記順方向に掃引されるように、前記トランスデューサアレイの要素にビームの第 1 シーケンスを送信させる工程；

前記アレイトランスデューサの前記正面長さと実質的に垂直な逆方向に前記アレイトランスデューサを掃引する工程；

前記アレイトランスデューサが前記逆方向に掃引されるように、前記アレイトランスデューサの要素にビームの第 2 シーケンスを送信させる工程；

を有する方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の方法であって、

前記の順方向に前記アレイトランスデューサを掃引する工程は第 1 の転換方向の位置から第 2 の転換方向の位置へ前記アレイトランスデューサを掃引する工程を有する；及び、

前記の逆方向に前記アレイトランスデューサを掃引する工程は前記第 2 の転換方向の位置から前記第 1 の転換方向の位置へ前記アレイトランスデューサを掃引する工程を有する；

ことを特徴とする方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の方法であって、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 1 シーケンスを送信させる工程はさらに、ビームのシーケンスを前記超音波進行方向に左から右へ送信する工程を有する；及び、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 2 シーケンスを送信させる工程はさらに、ビームのシーケンスを前記超音波進行方向に右から左へ送信する工程を有する；

ことを特徴とする方法。

【請求項 11】

請求項 9 に記載の方法であって、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 1 シーケンスを送信させる工程はさらに、ビームのシーケンスを前記超音波進行方向に左から右へ繰り返し送信する工程を有する；及び、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 2 シーケンスを送信させる工程はさらに、ビームのシーケンスを前記超音波進行方向に右から左へ繰り返し送信する工程を有する；

【請求項 12】

請求項 9 に記載の方法であって、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 1 シーケンスを送信させる工程はさらに、走査面のビームのシーケンスを前記超音波進行方向に左から右へ送信する工程を有する；及び、

前記の前記アレイトランスデューサにビームの第 2 シーケンスを送信させる工程はさらに、走査面のビームのシーケンスを前記超音波進行方向に右から左へ送信する工程を有する；

ことを特徴とする方法。

10

20

30

40

50

## 【請求項 13】

超音波進行方向の長さで延び、前記長さと垂直な正面長さを示す複数の要素を有する移動アレイトランスデューサで体積測定対象物を走査する方法であって：

前記アレイトランスデューサを、前記アレイトランスデューサの正面長さと実質的に垂直な順方向に掃引する工程；

前記アレイトランスデューサが前記順方向に掃引されるように各走査面の第1の側から第2の側へ走査面のシーケンスを走査する工程；

前記アレイトランスデューサの正面長さと実質的に垂直な逆方向に前記アレイトランスデューサを掃引する工程；及び、

前記アレイトランスデューサが前記逆方向に掃引されるように、各走査面の前記第2の側から前記第1の側へ走査面のシーケンスを走査する工程；

を有する方法。

## 【請求項 14】

請求項 13 に記載の方法であって、前記の走査面のシーケンスを走査する工程は、前記体積測定対象物内部に拡張する実質的に平行な走査面のシーケンスを有することを特徴とする方法。

## 【請求項 15】

請求項 13 に記載の方法であって、前記アレイトランスデューサが前記順方向に掃引されるように走査される前記の走査面のシーケンスは実質的に前記アレイトランスデューサが前記逆方向に掃引されるように走査される前記の走査面のシーケンスと整合していることを特徴とする方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断画像化に関し、特に機械的に振動するアレイを有する3次元超音波画像化に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

リアルタイム3次元超音波診断画像化システムは、電子的及び機械的に操縦されるプローブによって構築された。電子的ビーム操縦は、心臓のように速く動く対象物の走査に大きな利点がある。心臓の走査における2次元アレイでのリアルタイム3次元走査については、たとえば特許文献1、特許文献2、特許文献3、特許文献4及び特許文献5に説明がある。大きな開口数が望ましい場合、機械的ビーム操縦は3次元の腹部走査に有利となる。特許文献6は3次元画像化プローブを示している。そのプローブは、曲線状の1次元アレイをプローブ内で機械的に掃引する。1次元アレイが掃引されるので、アレイは通常の方法で像平面を走査し、それらの面は、プローブの像平面の掃引によってできる体積の3次元像を形成するために処理されることが可能である。

【特許文献1】米国特許公開第5993390号（サボード）

【特許文献2】米国特許公開第6013032号（サボード）

【特許文献3】米国特許公開第6102860号（ムーニー）

【特許文献4】米国特許公開第6126602号（サボード）

【特許文献5】米国特許公開第6375617号（フレーサー）

【特許文献6】米国特許公開第5460179号（オクヌキ他）

【特許文献7】米国特許公開第4468747号（リービット）

【特許文献8】米国特許公開第4581636号（ブレーカー他）

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

しかし、機械的運動のため、走査するように機械的に掃引するのは問題がある。プローブが動くように走査する場合、走査面はトランスデューサの運動方向と直交せずに、わず

かな角度を有してしまう。この理由は、各送受信ビームでの道程に沿ったプローブの位置が微妙に違うからである。プローブが進行する両方の方向で走査される場合、戻りの走査上の面は、行きの掃印上の面に対して傾く。この困難はよく、スペックルパターンがある掃印から別な掃印に変化するので、像中のシンチレーション又はシマー効果 (shimmering effect) として表れる。この問題は離散的な走査位置間のトランスデューサアレイをステップングさせることで排除可能である。しかし、トランスデューサアレイ掃印の開始及び中止は、受容不可能な掃印レートとなり、よってとても受容できないリアルタイム画像化が結果として生じることになる。従って、邪魔になる像のノイズの生成が起こることなく、リアルタイム 3 次元フレームレートを与えるような速度でトランスデューサの掃印が可能なが望ましい。

10

#### 【0004】

滑らかなリアルタイム 3 次元画像化を実現するには、比較的高い走査レートでの像体積でアレイトランスデューサを機械的に走査するのが望ましい。しかし、高い走査レートは、体積測定領域がわずかなビームで走査されるということを意味する。そのわずかなビームは遅い走査レート中に生じ、3 次元像の空間分解能の減少という結果を招く。特に人体の動きがある場合、依然遅い走査レートの大ビーム密度及び高空間分解能を保持したまま、滑らかなリアルタイム走査のために高走査レートでトランスデューサアレイを走査可能にするのが望ましいだろう。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

20

本発明の原理に従うと、3 次元超音波画像化プローブは、画像化される体積測定領域で掃印されるアレイトランスデューサを有する。トランスデューサが掃印されるので、ビーム走査方向は周期的に反転する。ある図示された実施例において、ビーム走査方向はアレイの道程の方向が反転するたびに反転する。他の実施例においては、ビーム走査方向は各連続する走査面で反転する。

#### 【0006】

本発明の別な特徴に従うと、体積測定像はアレイトランスデューサが走査されるような多数掃印の間に取得されるエコーデータから生成される。よって、像を生成するために多数の受信ビームを使用するため、3 次元像は高い空間分解能を示すことが可能となる。本発明のさらなる特徴に従うと、多重掃印からのエコーデータの走査変換は、3 次元像データの生成における受信エコーの比較的時空間的な特性を利用する。

30

#### 【実施例】

#### 【0007】

最初に図 1 を参照すると、本発明の原理に従って構築された超音波診断画像化システム 10 がブロック図形式で図示されている。システム 10 は接続ケーブル 16 でプローブ又は走査先端部 14 と結合する超音波プロセッサ 12 を有する。超音波プロセッサ 12 は、走査先端部 14 で放出する超音波周波数での信号を生成する送信器 18 及び、走査先端部 14 で受信される信号を検出する受信器 36 を有する。受信器 36 を動作中にしたまま走査先端部から送信器 18 を分離するため、送信器分離ユニット 22 はケーブル 16 から送信器 18 を切り離す。対応して、送信器 18 が動作中の場合、受信器保護ユニット 24 はケーブル 16 から受信器 36 を切り離す。コントローラ 26 は送信器 18、受信器 36、送信器分離ユニット 22 及び、受信器保護ユニット 24 協調して動作するように、これらと相互作用する。コントローラ 26 も同様に、プロセッサ 12 によって受信された信号が視覚的に表示されるようにディスプレイシステム 28 と相互作用する。

40

#### 【0008】

走査先端部 14 は、送信器 18 によって生成される信号によって励起される場合に所望の方向へ超音波パルスを放出しかつ、パルスの反射した成分を受信器 36 によって検出可能な電気信号に変換する 1 つ以上の圧電素子を有するトランスデューサ集合体 30 を有する。トランスデューサ集合体 30 は平面、凹面及び凸面上でのトランスデューサアレイの 1 次元配列を有しても良い。加えて、トランスデューサ集合体 30 は、1 . 5 又は 2 次元

50

アレイのような他の高次のアレイ配列の要素を有しても良い。

【0009】

さらに図1を参照すると、走査先端部14はさらに、トランスデューサ集合体30を所望の方向に設定し、さらに腹部領域のリアルタイム像が形成可能なように所望の方向にて腹部領域を繰り返し走査するためにトランスデューサ集合体30と結合する位置設定アクチュエータ32を有する。位置設定アクチュエータ32は、トランスデューサアレイ30の移動が制御可能なようにコントローラ26からアクチュエータ32への制御入力を送信するケーブル16を介して、位置設定アクチュエータ32はコントローラ26と結合する。アクチュエータ32はたとえば、アクチュエータ32に伝送される電圧又は電流を制御することで制御可能である。あるいはその代わりに、アクチュエータ32は、コントローラ26から走査先端部14内部にある分離されたコントローラに制御信号を伝送することで制御可能である。その分離されたコントローラはさらにアクチュエータ32への電流又は電圧を制御する。走査先端部はまた、トランスデューサ集合体30と結合する位置設定センサ34をも有する。位置設定センサ34は位置設定アクチュエータ32によって動かされることでトランスデューサ集合体30の方向を決定し、同様に位置設定入力信号をコントローラ26に与えるためにケーブル16によってコントローラ26と結合する。

10

【0010】

ここで図2に移ると、機械的に振動するアレイトランスデューサを有するプローブの部分的側面図が図示されている。図2では、トランスデューサ集合体30が走査角106で走査するように、軸102は図2の上側に突き出ている。走査角106は、トランスデューサ集合体30が軸102からドライブシャフト48の完全な回転に対応する掃引角限界(図3とともに論じる)まで掃引するように、軸102で中心をとっても良い。あるいはその代わりに、位置設定アクチュエータ42を制御することで、ドライブシャフトの全回転未満で第1の方向に回転するように、トランスデューサ集合体30は走査角106未満の走査角で走査可能である。続いて第1の方向とは反対の第2の方向でドライブシャフト48を回転させる。従って、最大取得可能な走査角である走査角106未満の走査角は簡単に取得することが可能である。

20

【0011】

さらに図2を参照すると、トランスデューサ集合体30が軸102を中心とする角度で走査される場合に、トランスデューサ集合体30が適切に走査することが不可能な腹部領域の内部を走査できるように、位置設定アクチュエータ42(図3参照)はまた、軸102に対して、ある角度を有する別な軸を中心とする角度でトランスデューサ集合体30を走査するように制御することが可能である。たとえば、腹部の上部又は胸部の超音波走査を実行する場合、肋骨又は他の組織からの干渉反射が回避できるように走査先端部を適切に位置な位置に設定するのは難しいことが多い。従って走査先端部の支持構造46の長手軸と整合していない軸に対して走査する能力は特に有利な点として評価される。

30

【0012】

図3は、本発明の構築された実施例での使用に適する図2の3次元機械的プローブの左右対称な側面の図を示す。プローブ40はトランスデューサ集合体30及び位置設定センサ44と機械的に結合する位置設定アクチュエータ42を有する。トランスデューサ集合体30、位置設定アクチュエータ42及び位置設定センサ44は支持構造46内部に設けられている。位置設定アクチュエータ42はプローブ40の長手軸に沿って、位置設定センサ44から上部に拡張するドライブシャフト48を有する。ドライブシャフト48はドライブシャフト48の各端部の近くに設けられているベアリング50によって、プローブ40の支持構造46内部でシャフトの軸周りで支持されている。位置設定センサ42はまた、支持構造46に対して静止しているアーマチャ構造52及び、ドライブシャフト48と結合する永久磁場構造54を有する。アーマチャ構造52が選択的に動き出すと、ドライブシャフト48及び磁場構造54が駆動する部分を形成するように所望の回転方向にドライブシャフト48を回転させるトルクが発生する。アーマチャ構造52はまた、選択的にドライブシャフト48を、1回転より小さな増分で回転及び/又は、回転中に回転速度

40

50

を変化させながら変化させるように動き出すことが可能である。

【0013】

位置設定アクチュエータ42はさらにドライブシャフト48と結合し、接続部分58の下部で円筒形状の部分と回転に関して結合するクランク部品56を有する。支持構造46に対するクランク部品56の相対的な位置を変えることによって、トランスデューサアレイ集合体30の機械的掃引範囲の調節は可能である。接続部品58の上端部は、1対のベアリング62によって構造46上に軸で支持されているピボット部品60と蝶番で結合する。ピボット部品60はさらに、トランスデューサ集合体30を保持する受け台64を支持する。図3には図示されていないが、先に詳述したように、トランスデューサ集合体30中の個々の要素が超音波信号を送受信可能なように、受け台64はまた電気的コンタクトを有しても良い。コンタクトはさらに図1で図示したようにプロセッサ12と結合するフレックス回路のような導電性集合体と結合しても良い。一般には、ドライブシャフト48によってクランク部品56に与えられる回転運動はピボット部品60に振動的運動を与える。これはトランスデューサ集合体30が選択された走査角で移動することを可能にする。

10

【0014】

符号化ディスク68とドライブシャフト48とが一致して回転するように、位置設定センサ44は支持構造46に対して静止するカウンタ66及び、ドライブシャフト48と固定して結合する符号化ディスク68を有する。符号化ディスク68は、複数の動経方向に位置設定されたターゲットを有する。符号化ディスク68がカウンタ66内のギャップを通して回転することでカウンタ66はターゲットを検出可能である。それによって、センサはシャフト48の位置設定信号を生成する。アレイ30の角度位置がシャフト48の回転位置に関連づけることが可能なため、従って符号化ディスク68及びカウンタ66はアレイ30の角度位置を知らせる能力を有するセンサを協力して形成する。ある特定の実施例において、符号化ディスク68及びカウンタ66は光学的手段によってドライブシャフト48の回転位置を検出する。ディスク68及びカウンタ66はまた、磁気的手段でドライブシャフト48の回転位置を検出することが可能であるが、ドライブシャフト48の回転位置を検出する手段は他にも使用可能なものがある。さらに別の特別な実施例では、符号化ディスク68及びカウンタ66は回転毎に少なくとも1000カウントの角度分解能を有する。

20

30

【0015】

さらに図3を参照すると、プローブ40はさらに、支持構造46と結合するカバー70を有する。カバー70は、超音波周波数において音響的に透明な材料から形成される。カバー70はさらに、内部体積72を部分的に画成する。適切な音響インピーダンス整合によって、超音波信号がトランスデューサ集合体30とカバー70との間でやりとりを可能にする音響結合流体（図示されていない）を、内部体積72は密閉して保持する。ある特徴において、体積72内部に設けられている機械要素を滑らかにするシリコンベースの流体が使用可能である。シャフトシール74は、体積72内部の音響結合流体を実質的に保持するドライブシャフト48を囲む支持構造46内部に設けられている。内部体積72はさらに、体積72内で保持された流体が加熱又は低圧で露出されるように拡張することを可能にするためにクランク56の下に設けられている拡張可能な空間（b l a d d e r）76を有する。それにより、プローブ40内部で発展する過度の流体圧力から生じる可能性のある体積72からの流体の漏れを予防する。

40

【0016】

使用する上では、図2及び図3のような機械的走査アレイプローブは、アレイが走査される人体の領域を前後に移動するようにしてビームを送受信する。隣接するコヒーレントなビームによって生成されるスペックルパターンが送受信アパーチャと存在する組織の散乱体の領域との関係によって規定されることは周知である。アパーチャ/散乱体の関係が変化している場合、スペックルパターンが連続的にその姿を変化させるように、シンチレーション又はシマー効果が像中に生成される。そのような像のノイズに対するスペックル

50

パターンを安定化させる 1 つの方法は、送信 / 受信アパーチャが走査中、連続的に同じ空間的位置にあることを保証することである。図 4 a はこの安定化を実現する走査パターンを図示している。この図で、各水平線は軸から見た、つまりアレイトランスデューサからの視点からの走査面のビームを表す。この実施例では、アレイはある走査位置から別な走査位置に段階的に移動する。図示された手順は第 1 の走査面 8 6 を送信し、第 2 の面 8 7 がそれに続き、以下同様に進み、最後に走査面 8 8 及び 8 9 となる。矢印 8 2 はある走査面位置から別な走査面位置へアレイトランスデューサが移動する方向を図示する。走査面 8 9 が送受信された後、アレイトランスデューサは開始位置 (走査面 8 6) に戻る又は、掃引方向を反転させて走査面 8 8 を走査し、走査面 8 6 に戻る。アレイが各々の新しい走査位置で停止する場合、像平面は一連のビーム 1, 2, 3, . . . 1 2 6, 1 2 7, 1 2 8 で走査される。一連のビームは、矢印 8 4 で示されているように左から右へ送信される。しかし、各走査面位置でアレイトランスデューサが開始及び停止するのに要する時間は無視できるものではない。よって、走査される体積全体からのエコー信号を取得するのに必要な時間は過度であり、体積フレームレートは極端に低くなる。

10

#### 【 0 0 1 7 】

体積フレームレートをリアルタイム又はそれに近づけるように改善するには、アレイトランスデューサが連続的に移動するように走査面のビームを送受信することが必要である。アレイの走査方向が変化する場合のみ、アレイは掃引の終端部で一瞬だけ停止する。この結果、図 4 a で図示されているような長方形の走査パターンよりは、図 4 b で図示されているような平行四辺形のパターンが生じる。これは、連続するビーム 1, 2, 3, . . . 1 2 6, 1 2 7, 1 2 8 の各々が送受信されるに従って、アレイトランスデューサの進行方向 8 2 にわずかではあるが進行するという事実のためである。しかし、図 4 c で図示されているように、この走査手順はアレイトランスデューサの掃引方向 8 2 が反転する場合に問題を発生させてしまう。この図では、グレーの陰がついた走査面 8 6, 8 7 . . . 8 8, 8 9 の手順はトランスデューサアレイが 8 2 の方向に移動する場合に得られるものである。黒塗りの走査面手順 9 6, 9 7, . . . 9 8, 9 9 は進行矢印 9 2 の方向で示されているように、トランスデューサアレイの掃引方向が反転する場合に得られるものである。この図が示すように、アレイトランスデューサの走査方向が反転する場合、方向 9 2 で移動する走査面は、方向 8 2 で移動する走査面の傾き角と逆の角度で傾く。これは各走査方向における走査面が交差するが、決して重ならないことに起因する。従って、前進及び後退走査方向でのアパーチャが異なり、シマー効果による像のノイズを生じさせることになる。

20

30

#### 【 0 0 1 8 】

本発明の第 1 の特徴に従うと、図 4 d で図示しているように、ビーム発射の順序はアレイの掃引方向の反転によって反転する。アレイトランスデューサが進行方向 8 2 を移動する場合、トランスデューサビームは矢印 8 4 で示されているように左から右へと発射される。アレイトランスデューサが後退方向 9 2 へ移動する場合、ビームは矢印 9 4 で示されているように右から左へと発射される。結果として、往復掃引でのトランスデューサアレイは同じ点に位置し、如何なる所与のビームをもトランスデューサアレイが往路での掃引で行うように同じ組織の領域に発射する。このことが、前進掃引方向におけるビームパターンから見える散乱体の領域が後退掃引方向でのそれと同一であることを保証する。これにより、掃引の結果生じる体積からのデータを組み合わせる方法によるばかりの効果なしで、掃引間で生じるスペックルパターンを安定させる。

40

#### 【 0 0 1 9 】

アパーチャの移動がビーム発射時間と比較して非常に速い場合、ビームは見た目、軸に対して " 曲がった " ようになる可能性があり、" ホース " 補正によって補正可能な問題である。

#### 【 0 0 2 0 】

本発明の別な特徴に従うと、ビーム発射方向は、各アレイの掃引方向変化によって反転するのではなく、各走査面で反転する。連続する走査面のビームは図 5 で図示されている

50



ようにジグザグのビームとなる。この例では、第1の走査面86は、小さな円1, 2, 3, 4で示されているように左から右へ走査される。小さな円1, 2, 3, 4はビームを表し、そのビームは走査面86上に図示された矢印の先端で示されているようにアレイトランスデューサの左側から右側へ送受信される。走査面86の最後のビームが走査面の終端部86cで送受信されるので、ビーム送信方向は次の走査面87で反転する。この走査面87は続いて、小さな円1, 2, 3, 4で示されるビームで右から左に走査が開始される。走査面87は、その終端部87eで送受信される最後のビームで十分に走査されるまで走査される。走査面上に図示された矢印先端部で示されているように、アレイトランスデューサによるビーム走査の方向は再度反転し、次の走査面88が左から右へ走査され、続く走査面89は右から左へ走査される。

10

#### 【0021】

アレイトランスデューサが82の方向で掃引の端部に到達した場合、アレイトランスデューサは破線矢印92で図示されているように掃引方向を反転させる。破線で示された一連の走査線96...99はアレイトランスデューサが最初の場所に戻りつつ掃引するように走査される。走査面によって走査すべき体積が一連の傾いた走査面86...89、96...99で走査でき、当該走査面のジグザグパターンは体積をカバーすることがわかる。応用の種類によっては、この走査パターンはより完全な空間走査を与えることが可能で、ゆえに一連の平行で、十分に重なる図4dの走査面よりも良質な像を提供することが可能である。

#### 【0022】

20

本発明の別な特徴に従うと、像を形成するため、アレイトランスデューサの2つの連続する掃引の間に取得されるデータを使用することで、より詳細な3次元像が生成される。このことは図5を例に取ると、アレイトランスデューサの第1掃引(方向82)の面86...89のエコーデータ及びアレイトランスデューサの第2掃引(方向92)の面96...99のエコーデータが1つの像を生成するのに使用されることを意味する。アレイトランスデューサが方向82で第3掃引を完了させるとき、結果として、このアレイトランスデューサの第3掃引からのデータ及び第2掃引からのデータは次の3次元像を生成するために使用される。新たな像を生成するため、方向82における第1掃引の古いデータは引き続いて行われる掃引の新しいデータに置き換えられる。結果として、第3の3次元像は方向82における第3掃引のデータ及び方向92における第4掃引のデータによって生成される。このようにして、詳細な3次元像が比較

30

#### 【0023】

この走査データを受信及び処理するための受信器36(図1)の詳細は図6に図示されている。ビーム形成機120はトランスデューサ集合体30の要素からエコー信号を受信し、コヒーレントな受信ビームを形成する。コヒーレントなエコーデータは、使用されている画像化モードに従って、フィルタリング、調和分離、Bモード検出又は、ドップラー検出によってエコーデータを処理する信号プロセッサ122と結合する。受信ビームはFIFOフレームバッファ124に保存される。

#### 【0024】

3次元像を形成するのに必要なすべての走査面がFIFOフレームバッファ124に保存されるとき、エコーデータは3次元走査変換器と結合する。その動作の詳細については以下で論じる。走査変換されたデータはディスプレイ像メモリ126に保存される。このディスプレイ像メモリは一般的にはx, y, zの3次元フォーマットでデータを保存して良い。ディスプレイフレームを生成するのに必要なデータは体積レンダリング装置128と結合する。レンダリング装置は、既知のレンダリング技術(の如何なる方法)を用いて3次元像をレンダリングする。体積レンダリングされた像は3次元表示用ディスプレイ28と結合する。

40

#### 【0025】

図5に戻ると、走査面86-99によって取得されたデータは多数の特徴を示すことができる。たとえば、横方向(左右)における、1/4及び3/4の位置では、走査面は比

50

較的均一に分離（１／４及び３／４の矢印の下）しており、画像化される体積の比較的均一な空間サンプリングを提供する。しかし、横方向の端部及び中心部では、空間サンプリングは縦（掃引）方向で均一ではない。加えて、これら端部及び中心部のデータは、それぞれ異なる時間的特性を示す。それらの例が楕円１０２及び１０４で囲まれている。アレイトランスデューサが方向９２を移動する場合、楕円１０２の範囲内にあるビームからのすべてのエコーデータは走査面９６の終端部及び、反対方向の掃引の場合、走査面９７の先端部で取得される。よって、この領域での体積測定表示であれば、運動による像のノイズは深刻な問題にはならない。

#### 【００２６】

しかし、像の中心部では、それぞれ異なる時間的特性が存在する。楕円１０８内では、走査面データは、像の面がこの領域で交差しているように、近接した空間的に同一な状態である。しかし、像の面データは、第１の掃引（方向８２）の間に走査面８８のデータが得られ、一方で第２の掃引（方向９２）の間に走査面９７のデータが得られるので、像の面は時間的に比較的大きく分離されるような像の面から得られる。走査面８６のデータが方向８２の第１掃引の開始部で取得され、一方で走査面９９のデータは方向９２の第２掃引の終端部で取得されるので、楕円１０６の走査面データはもっと時間的にばらつきがある。運動による像のノイズの可能性は従って、この領域では非常に大きい。これらの運動による像のノイズから守るため、この領域でデータを結合させる場合には、より時間的な補間が使用される。しかし、第３掃引が始まり、楕円１０６内のデータが第２掃引の終端部で走査面９９からのデータ及び、第３掃引の第１走査面（８６）からのデータを有する場合、大きな時間的差異はもうこれ以上存在しない。この走査面データが結合する場合、運動による像のノイズは比較的小さくなるので時間的補間はほとんど必要なくなる。

#### 【００２７】

本発明のさらなる特徴に従って、これらの差異を考慮すると、３次元走査変換は、それぞれ異なる時空間的特性を有するデータの値を時空間的に重み付けすることによって実行される。

#### 【００２８】

これは、走査変換で実行される信号の結合の種類を考慮することで評価することが可能である。走査変換の１つの一般的なやり方は、特許文献７（図７Ａ参照）及び、特許文献８（図２参照）で説明されているような４点での補間である。これらの特許文献では、２次元像で走査変換を行ったときの技術を示している。一般に、４点補間は、決定されるべき像の点を有する４角形の角で取得された値を発見（locate）する。像の点は４つのデータ値と、決定される像の点からの空間的距離の関数である重み付けとを結合させることで生成される。この技術は、図７で図示されているように３次元の走査変換にも応用可能である。この例では、中心の像の点 $S_c$ が決定される。像の値 $S_c$ は像の点 $S_c$ で囲まれた体積の中心での８点の取得されたデータ値 $S_1 - S_8$ を考慮することで発見される。 $S_c$ の値は、像の点 $S_c$ からの距離の関数であるデータポイント $S_1 - S_8$ の値を組み合わせることで決定される。実際には、組み合わせるデータポイントの数は変化しても良い。計算される像の点近くでのデータ値のかたまり程度の大きさであっても良い。１６、３２及び６４のデータ点のかたまりが本発明の構築された実施例で使用され、それらの値より大きい値又は、小さな値であっても使用可能である。

#### 【００２９】

本発明の実施例で使用可能な時空間重み付けの簡単な例を図８に示す。ここでは、４点の取得されたデータの組み合わせで像の値が形成されている。この例では、データ値 $T_1$ 及び $T_2$ は、データ値 $T'_1$ 及び $T'_2$ のように、擬似的に空間的に同一である。このことは図中において、一方で円 $T_1$ と $T_2$ がほぼ重なり、他方で $T'_1$ と $T'_2$ がほぼ重なっていることで示されている。アレイトランスデューサの同一掃引の間に取得されたデータ値 $T_1$ 及び $T'_1$ は時間的にほぼ同一である。同様に、この例では、データ値 $T_2$ と $T'_2$ も時間的にほぼ同一である。実質的に空間的同一であるデータ値 $T_1$ と $T_2$ は同様に空間的同一であるデータ値 $T'_1$ と $T'_2$ で空間的にオフセットされる。走査面８６及び

10

20

30

40

50

走査面 99 で取得されるデータの各々はアレイトランスデューサのそれぞれの掃引の間  
取得されるので、たとえばデータ値が走査面 86 と走査面 99 との交差点で取得される場  
合で、2 つの走査面の取得されたデータ値が空間的に同一だが時間的に分離しているよう  
な場合に、これらの条件は発生しうる。

【0030】

これら 4 つのデータ値が楕円 106 内の領域での走査変換された像の値を決定するのに  
組み合わせられる場合、走査面 86 と走査面 99 との大きな時間的差異のため、時間的補  
間が発生しうる運動による像のノイズの減少を際だたせることが可能である。たとえば、  
時間的重み付けは 60 % であり、40 % の空間的重み付けと比較して、際だっている。こ  
れらのデータ点間の走査変換された値はよって以下のように表される。

10

【0031】

【数 1】

$$T_I = 0.6 \left( \frac{T_2 + T_2'}{2} \right) + 0.4 \left( \frac{T_1 + T_1'}{2} \right)$$

これらのデータ値が楕円 108 の領域から得られる場合、時間的補間が必要ない、走査面  
88 と走査面 97 とが近い時間で取得され、空間的な像のノイズの可能性が低い場合、空  
間的重み付けは時間的重み付けよりも大きな効果を示しうる。再び、例として 60 % 及び  
40 % の重み付けを用いると、走査変換の式は以下のように表される。

20

【0032】

【数 2】

$$T_I = 0.6 \left( \frac{T_1 + T_2}{2} \right) + 0.4 \left( \frac{T_1' + T_2'}{2} \right)$$

30

組み合わせられたデータの時空間的特性を考慮するために走査変換の重み付けを変化させ  
ることで、2 回以上の掃引のフレームの組み合わせから生じる高い空間的線密度が比較的  
低い像のノイズの時間的分解能で提供されることが可能である。

【0033】

走査される体積の同じジグザグの被覆は、図 5 で図示されているようにフレーム毎にビ  
ームの走査方向を反転させる、又は図 4 c で図示されているように両方の掃引で同じビ  
ーム走査方向を保持することで実現可能である。いずれの場合も、時間的な像のノイズの少  
ない高画質像を生成するのに、上述の選択的空間的及び時間的重み付けを使用可能である

40

。 【図面の簡単な説明】

【0034】

【図 1】本発明の原理に従って構築された超音波診断画像化システムをブロック図形式で  
図示している。

【図 2】3 次元走査のためのアレイトランスデューサの機械的振動を図示している。

【図 3】3 次元走査のためのアレイトランスデューサを機械的に振動させる機構を図示し  
ている。

【図 4 a】本発明の 3 次元画像化プローブによる、それぞれ異なるビーム走査方向から生  
じる走査面を図示している。

50

【図 4 b】本発明の 3 次元画像化プローブによる、それぞれ異なるビーム走査方向から生じる走査面を図示している。

【図 4 c】本発明の 3 次元画像化プローブによる、それぞれ異なるビーム走査方向から生じる走査面を図示している。

【図 4 d】本発明の 3 次元画像化プローブによる、それぞれ異なるビーム走査方向から生じる走査面を図示している。

【図 5】連続する走査面を有するビーム走査方向の反転による体積測定領域の走査を図示している。

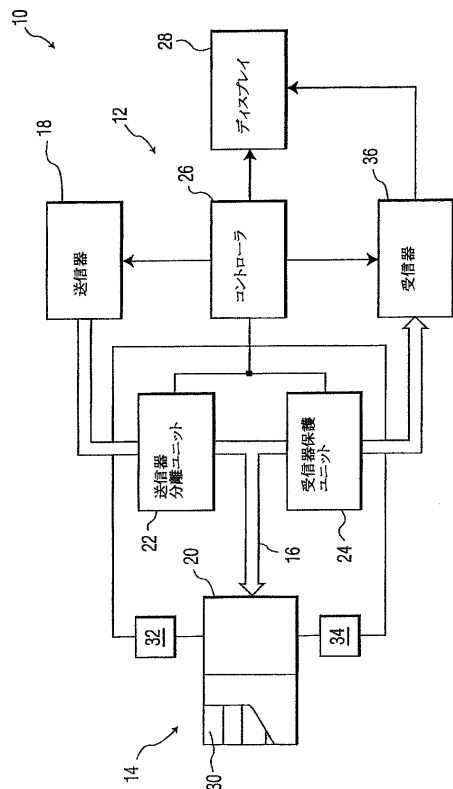
【図 6】3 次元画像化のための走査変換を有する 3 次元画像化システムの受信器を図示している。

【図 7】周囲にある取得されたデータ値から 3 次元像の値への走査変換を図示している。

【図 8】像ディスプレイ値を生成するため、データの時空間的特性を考慮した 3 次元エコーデータの走査変換を図示している。

10

【図 1】



【図 2】

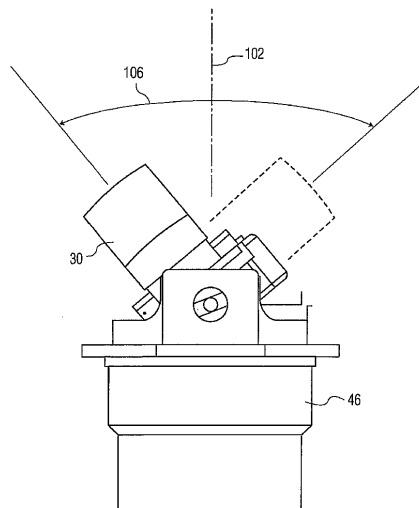


FIG. 2

【図 3】

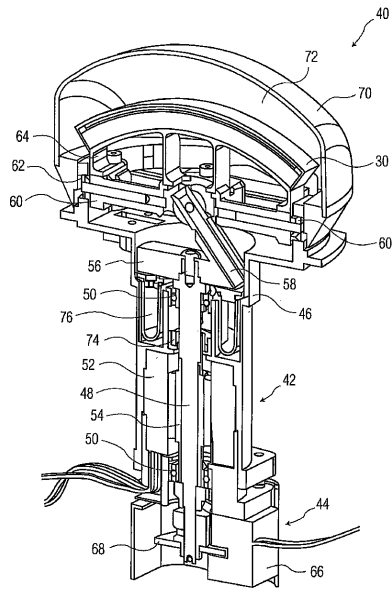


FIG. 3

【図 4 A】

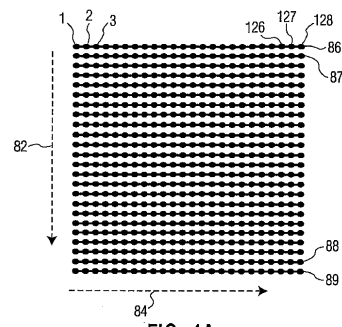


FIG. 4A

【図 4 B】

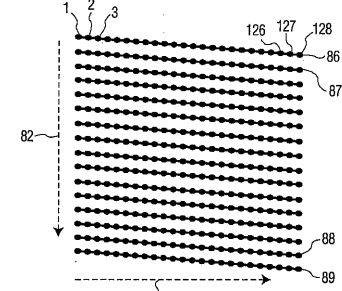


FIG. 4B

【図 4 C】

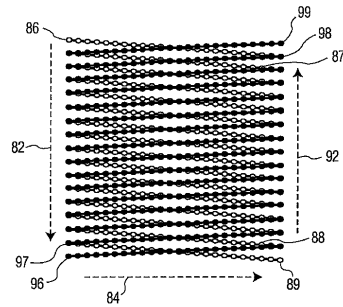


FIG. 4C

【図 4 D】

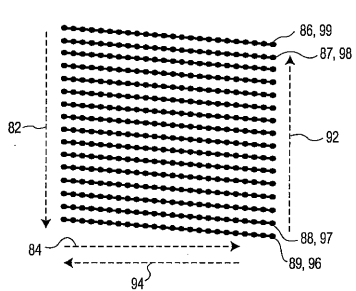


FIG. 4D

【図 5】

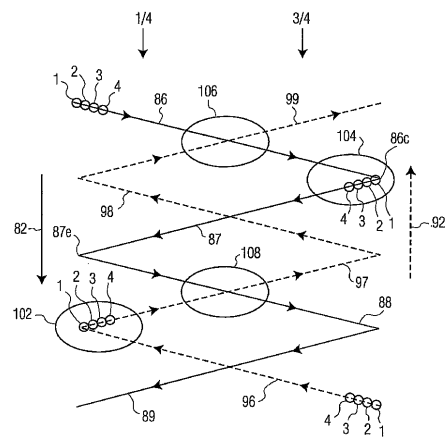
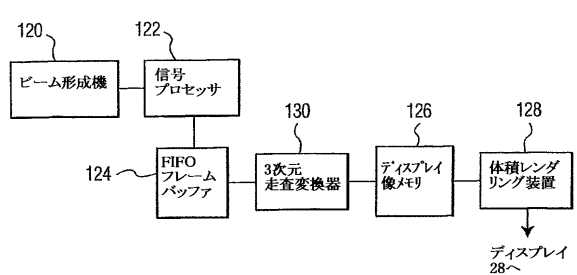


FIG. 5

【図 6】



【 図 7 】

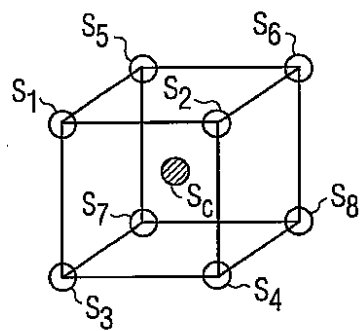


FIG. 7

【 図 8 】

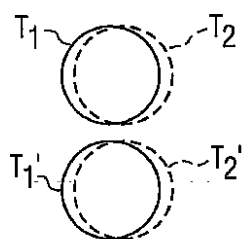


FIG. 8

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. Application No.  
PCT/JP2004/052315

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G10K11/35		
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 G10K		
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) EPO-Internal, WPI Data		
<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	US 5 460 179 A (OKUNUKI ET AL) 24 October 1995 (1995-10-24) cited in the application column 1, line 10 - line 15 column 1, line 55 - column 2, line 32 column 4, line 45 - line 57 column 5, line 56 - line 67; claims 1,20	1,2,8,9
A	US 5 159 931 A (PINI ET AL) 3 November 1992 (1992-11-03) column 6, line 8 - line 46; claim 1	1,8,13
A	US 5 671 746 A (DRESCHER ET AL) 30 September 1997 (1997-09-30) column 1, line 25 - column 2, line 22 ----- -/-	1,8,13
<input checked="" 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  21 February 2005		Date of mailing of the international search report  03/03/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Lorne, B

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/B2004/052315

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 165 414 A (LARSON, III ET AL) 24 November 1992 (1992-11-24) column 2, line 6 - line 37 column 2, line 55 - line 62; claim 1	1,8,13
A	US 2003/097067 A1 (POLAND MCKEE DUNN ET AL) 22 May 2003 (2003-05-22) paragraphs '0003!, '0006!, '0009!, '0025!, '0027!	1,8,13



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Int. Application No.  
 PCT/JP2004/052315

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
US 5460179	A	24-10-1995	JP	2035672 C	28-03-1996
			JP	6038962 A	15-02-1994
			JP	7073576 B	09-08-1995
			CA	2097018 A1	28-11-1993
			DE	69314228 D1	06-11-1997
			DE	69314228 T2	19-02-1998
			EP	0571992 A2	01-12-1993
US 5159931	A	03-11-1992	NONE		
US 5671746	A	30-09-1997	NONE		
US 5165414	A	24-11-1992	NONE		
US 2003097067	A1	22-05-2003	US	2003023166 A1	30-01-2003
			US	6443896 B1	03-09-2002
			JP	2004130134 A	30-04-2004
			WO	2004021039 A1	11-03-2004
			WO	2004021040 A1	11-03-2004
			WO	2004021043 A1	11-03-2004
			WO	2004021041 A1	11-03-2004
			US	2003060710 A1	27-03-2003
			US	2003195421 A1	16-10-2003
			US	2003195422 A1	16-10-2003
			US	2003208124 A1	06-11-2003
			WO	0214888 A2	21-02-2002
			EP	1311869 A2	21-05-2003
			JP	2004506458 T	04-03-2004

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, 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, IS, IT, LU, MC, NL, PL, 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, NA, 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

(72)発明者 エリントン, ベッキー

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 クッチー, ブレンダ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 デットマー, ポール

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ポセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 BB16 EE04 GB04 HH16

专利名称(译)	利用机械探针进行三维超声成像的光束扫描反演		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007512068A</a>	公开(公告)日	2007-05-17
申请号	JP2006540683	申请日	2004-11-04
[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	エリントンベッキー クッチーブレンダ デットマーポール		
发明人	エリントン,ベッキー クッチー,ブレンダ デットマー,ポール		
IPC分类号	A61B8/00 G10K11/35		
CPC分类号	G10K11/352 A61B8/4483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH16		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/524405 2003-11-21 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

用于三维扫描的超声探头具有一维阵列换能器，其机械地来回扫描。由于阵列的换能器在一个维度上扫描，因此阵列扫描从左到右扫描的图像平面处的体积区域。阵列的换能器沿相反方向扫描，使得光束扫描方向反转，从而在从右到左扫描的图像平面中扫描体积区域。光束扫描方向的反转导致扫描平面基本上对准，导致与扫描相关的图像噪声的减少。

