

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6591454号
(P6591454)

(45) 発行日 令和1年10月16日(2019.10.16)

(24) 登録日 令和1年9月27日(2019.9.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 21 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-570011 (P2016-570011)
 (86) (22) 出願日 平成27年5月27日 (2015.5.27)
 (65) 公表番号 特表2017-519558 (P2017-519558A)
 (43) 公表日 平成29年7月20日 (2017.7.20)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2015/053949
 (87) 國際公開番号 WO2015/181731
 (87) 國際公開日 平成27年12月3日 (2015.12.3)
 審査請求日 平成30年5月7日 (2018.5.7)
 (31) 優先権主張番号 62/004,968
 (32) 優先日 平成26年5月30日 (2014.5.30)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73) 特許権者 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
オランダ国 5656 アーネー アイン
ドーフェン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhoven
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】多重音響ウィンドウからの同期されたフェイズドアレイデータの取得

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波イメージング装置であって、ビームフォーミングされたサンプルを生成するためにビームフォーミングを行う受信ビームフォーマを有する画像取得回路と、前記サンプルに基づいて、空間的に中間にあるピクセルを動的に再構成するように構成されるスキャン変換回路であって、前記サンプルが、個々の異なる音響ウィンドウを通じて取得から導出され、前記再構成が、前記サンプルの時間重み付けに基づく、スキャン変換回路と、を有し、前記画像取得回路が、一対のイメージングプローブを更に有し、前記超音波イメージング装置は、前記画像取得回路により、一対の前記音響ウィンドウを通じて前記取得を実施するよう前記プローブを作動させ、前記取得が、1のスキャンにおいて実施され、前記スキャンが、前記音響ウィンドウを通じて協働的にインタリーブして実施される、超音波イメージング装置。

【請求項 2】

前記一対のイメージングプローブのうち1つのプローブが、前記ビームフォーミングのためのフェイズドアレイを有する、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 3】

一対の前記音響ウィンドウを通じた前記取得が、2つの音響ウィンドウに関して、前記スキャンの中心領域において交互する、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

10

20

【請求項 4】

前記スキャンが、前記スキャンにおいてデータを取得する一対の前記音響ウィンドウの間を結ぶ方向に実施される、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 5】

前記再構成は、前記スキャンの単一の性能に基づいて3次元である、請求項4に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 6】

前記スキャン変換回路が、並べられ間隔をもつて配された一対の前記音響ウィンドウに関する前記再構成を実施する、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 7】

前記スキャン変換回路が、前記取得に基づいて、前記一対の音響ウィンドウに対して中央に配置されるイメージングの重複領域に関する前記再構成を実施する、請求項6に記載の超音波イメージング装置。

10

【請求項 8】

前記音響ウィンドウがそれぞれ、前記重複領域をはさんで反対側の方を向いている、請求項7に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 9】

前記重複領域内にあって、前記重複領域にわたって横方向に延びる部分をもつ同期ラインに対して、前記一対の音響ウィンドウを通じた協働的なインタリーピングによるスキャンにおいて前記部分に沿った前記取得は、前記同期ラインに沿って同じ方向に進行する、請求項7に記載の超音波イメージング装置。

20

【請求項 10】

前記進行が、前記方向において単調である、請求項9に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 11】

前記進行が、前記方向において狭義単調増加である、請求項10に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 12】

前記ビームフォーマを有する画像取得回路を更に有し、前記画像取得回路を通じて、個々のフォーカスを有する異なる方向にビームを発するように構成され、前記フォーカスが前記同期ラインに沿って配される、請求項9に記載の超音波イメージング装置。

30

【請求項 13】

前記取得が、個々の回転スキャンを通じて行われる、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 14】

複数の回転スキャンのうち1つの回転スキャンからの取得が、超音波インタフェース表面を有するトランスデューサを通じて行われ、前記回転スキャンの回転中心が、前記超音波インタフェース表面の前方に配される、請求項13に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 15】

一対の前記音響ウィンドウが、横方向に並べられ、前記超音波イメージング装置は、前記一対の音響ウィンドウにより、前記一対の音響ウィンドウが並べられる方向と同じ横方向における個々の同期された回転スキャンを通じて前記取得を行うように構成されている、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

40

【請求項 16】

前記時間重み付けが、前記サンプルの相対的な最新性に基づく、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 17】

前記サンプルが、個々の受信ビームから導出され、前記超音波イメージング装置が、前記最新性を計算する際に前記受信ビームに関連付けられたタイムスタンプを使用する、請求項16に記載の超音波イメージング装置。

50

【請求項 18】

前記超音波イメージング装置が、前記ピクセルのうち1のピクセルを再構成する際に前記サンプルの個々のものを時間重み付けするように構成され、前記時間重み付けは、前記サンプルの個々のものに特異的に関連付けられているタイムスタンプに基づく、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 19】

前記取得は、スキャンを通じて、前記音響ウィンドウを通じてインタリーブしながら同期ラインに関して進行し、前記同期ラインに沿って同じ方向に進む、請求項1に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 20】

並べられて間隔をおかれた音響ウィンドウの対からの同期された超音波フェイズドアレイデータ取得の方法であって、前記音響ウィンドウはそれぞれ、イメージングされる中心領域をはさんで反対側の方を向いており、前記方法は、

前記中心領域をイメージングする際に単一の横方向に動的に協働的にスキャンするために前記対をインタリーブして使用するステップであって、前記スキャンの前記取得が、前記中心領域にわたって延びる同期ラインに沿って、前記方向に単調に進行し、前記方向は前記対の間を結ぶ方向である、ステップと、

ビームフォーミングされたサンプルを生成するようビームフォーミングを行うステップと、

前記サンプルに基づいて、空間的に中間にあるピクセルを動的に再構成するように構成するステップであって、前記サンプルが、個々の異なる音響ウィンドウを通じた取得から導出され、前記再構成が、前記サンプルの時間重み付けに基づく、ステップと、
を有する、方法。

【請求項 21】

請求項20に記載の方法の各ステップをコンピュータに実行させるプログラムを記憶したコンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波スキャン変換に関し、特に、多重音響ウィンドウから取得される超音波のスキャン変換に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波フェイズドアレイデータが取得されると、スキャン変換が、極座標からデカルト座標にデータを変換するために実施される。こうして、輝度値が、表示可能な画像のピクセルに割り当てられることができる。一般に、この座標変換は、空間の関数として各サンプルを重み付けすることによって実施される。

【0003】

スキャン変換の例は、Leavitt他による米国特許第4,468,747号に記述されており、その開示全体が、参照によってここに盛り込まれる。

【0004】

Leavitt他の文献は、単一音響ウィンドウからのスキャン変換に関する。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

多重プローブを用いて又は多重音響ウィンドウを横切って実施される心エコー検査は、心臓のより大きい視野を提供することができる。しかしながら、この構成は、各々のビュー又はプローブから得られるビーム間の位置合わせ及び同期を必要とする。いくつかの技法が、多重データセットを組み合わせるために存在し、例えば、ECGゲーティングに基づく取得、リアルタイムのボリューム位置合わせ等がある。

10

20

30

40

50

【0006】

E C G ゲーティングに基づく取得及びリアルタイムのボリューム位置合わせである上述の技法は、单一音響ウィンドウからのデータ取得にはよく適している。

【0007】

必要とされるものは、特に心臓のような動く器官をイメージングする場合の動きアーチファクトを克服するためのマルチウィンドウ取得スキームである。特に心臓介入外科手術の最中に、例えば最大画像品質により、心臓の弁のような高い移動性をもつ対象をイメージングすることが重要である。画像品質の効果的な程度を達成するための重要なファクタの1つは、動きアーチファクトを軽減することである。ここに提案される技法は、可能な限り同期をとって、イメージングを実施することに方向付けられる。更に、不可避な心臓動きの効果を軽減するためのスキャン変換における方法が提案される。10

【課題を解決するための手段】**【0008】**

ここに提案されるものの見地において、超音波受信ビームフォーミングは、ビームフォーミングされたサンプルを生成し、それらに基づいて、空間的に中間にあるピクセルが動的に再構成される。サンプルは、個々の異なる音響ウィンドウを通じた取得から相応に導出される。再構成は、サンプルの時間的な重み付けに基づく。

【0009】

関連する見地において、提案されるものは、並べられて間隔をおかれた音響ウィンドウであって、イメージングされるべき中心領域をはさんで反対側の方をそれぞれが向いている音響ウィンドウからの同期された超音波フェイズドアレイデータ取得の方法である。特に、対の音響ウィンドウは、領域をイメージングする際に、協働して単一の横方向に動的にスキャンするようにインタリープして使用される。スキャンにおける取得は、領域にわたって横方向に延びる同期ラインに沿って、その方向に単調に進行する。20

【0010】

多重音響ウィンドウに基づく新しい超音波取得同期技術の詳細が、添付の図面を用いて以下に詳しく示される。図面は、一定の縮尺で描かれていない。

【図面の簡単な説明】**【0011】**

【図1】本発明による多重音響ウィンドウに基づく超音波取得同期技術のためのイメージング装置を例示によって示す概略図。30

【図2】図1の装置を使用したスキャニング並びにスキャン変換時の空間的及び時間的重み付けを示す概念図。

【図3 A】本発明によるスキャニング及びピクセル再構成の例を示すフローチャート。

【図3 B】本発明によるスキャニング及びピクセル再構成の例を示すフローチャート。

【図3 C】本発明によるスキャニング及びピクセル再構成の例を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】**【0012】**

図1は、説明的及び非制限的な例によって、多重音響ウィンドウを通じた超音波取得及び取得の同期のために動作可能なイメージング装置100を表す。装置100は、多重プローブ104、108を有する。40

【0013】

プローブ104の1つに関して、フォーカス116を有する送信ビーム（又は「送信」）112が、説明の目的で図1に示されている。ビーム112は、図示される方向120に進む。受信時、画像サンプルの応答受信ビーム（又は「受信」又は「Aライン」）124は、増大するイメージング深さから、送信方向120と反対の方向に返ってくる超音波エコーを通じて漸進的に取得される。プローブ104はフェイズドアレイを有するので、スキャンの過程において、多くのビーム112が、ステアリング能力により、さまざまな異なる角度をもった方向に放出される。プロトコルは送信112であり、その後、対応する受信124がある。これは、その後、隣接する方向において繰り返される。特に、図150

において、スキャン中、ビーム 112、124 は時計回りに回転する。

【0014】

上述したことはすべて第 2 のプローブ 108 にも当てはまる。

【0015】

従って、2つのプローブのイメージングの幾つかは、視野ライン 126、128 の交差によって表現されるように重複する。更に、2つのプローブ 104、108 のスキャニングは同期される。1つには、第 2 のプローブ 108 のスキャニングの開始は、第 1 のプローブ 104 のスキャニングの開始に対して遅延される。更に、重複領域 132 において、2つのプローブ 104、108 のスキャニングは、ビームごとにインタリープする。2つのプローブ 104、108 の同期されたスキャニングは、集合的に、複合スキャン 134 10 になる。

【0016】

単に2つのプローブ 104、108 のみが図示されているが、任意の数の付加のプローブが横方向に加えられることができ、その都度、付加の類似の重複領域 132 をもたらす。

【0017】

更に、スキャニングは3次元(3D)である。このような代替実施形態において、図 1 の所与の方向における送信(ビーム)/受信(ビーム)の各々は、図 1 のシートに対し垂直なイメージングプレーンをもたらす。プラナー取得は、それ自体、重複領域 132 をもたらすスキャンと直交するスキャンでありうる。従って、プラナー取得は、2つのプローブ 104、108 に関してインタリープしながら 1つ1つ続いて行われる。従って、3D 再構成は、重複するスキャンの单ースイープに基づくことができる。 20

【0018】

イメージング装置 100 は、更に、イメージングを取得するためにプローブ 104、108 を動作させる画像取得回路 136 を有する。回路 136 は、送信ビーム 112 を形成する送信ビームフォーマ 140 及び受信ビーム 124 を形成する受信ビームフォーマ 144 を有する。

【0019】

イメージング装置 100 には更に、スキャン変換回路 148 及びディスプレイ 152 が含まれる。スキャン変換回路 148 は、画像サンプルを空間重み付けすることに加えて又はジオメトリに基づくことに加えて、画像サンプルを時間重み付けする。こうして、スキャン変換への入力は、経過時間 156 及び空間的な距離 160 である。空間的な距離は、2D スキャニングの場合には x、y、及び 3D スキャニングの場合は x、y、z によって示される。特に、2D ピクセル再構成は、サンプルを選択するための近接性の円を使用することができるが、3D の場合は、近接性の球である。 30

【0020】

経過時間 156 は、サンプルの最新性のインジケータである。時間重みが適用されるとき、より小さい経過時間 156 が、サンプルがより「古い」ものでないことを意味する。

【0021】

従って、サンプルは、加重平均計算において、より最新でないサンプルと比較して追加の時間重みを与えられることがある。例えば、時間重みは、相対的な最新性に基づき、例えば最新性に比例する。時間重みは、経過時間 156 に反比例して与えられることがある。代替として、経過時間 156 の差が、相対的な時間重みの尺度として使用されることができる。これらの計算及び例に関するより多くの詳細が以下により詳しく示される。 40

【0022】

図 2 は、スキャニング及びそれに続くスキャン変換の例を示す。個々のプローブ 104、108 の 2 つのフェイズドアレイトランスデューサ 202、204 は、並んで適当な位置 205 に保持されるとともに、患者胸部の領域を協働してイメージングするために使用される。閉塞層が、患者の肋骨 206、208、210 により構成される。プローブ 104、108 は、中心の肋骨 208 の周りをイメージングするように、間隔 211 をおいて 50

配置される。トランステューサ 202、204 は、個々の超音波インタフェース表面 212、214 を有する。音響ゲルの薄い介在層があるが、表面 212、214 は、患者の皮膚 216 と接触して押圧される。個々の送信（ビーム）と同様に、破線の及び一点鎖線によって示される受信ビームは、皮膚 216 を通過する。イメージングが行われる皮膚 216 の部分は、以下で音響ウィンドウと称される。図 2 に示されるように、各々のトランステューサ 202、204 における短い垂直線の対は、個々の音響ウィンドウ 218、220 の境界を規定する。本実施形態において、各送信（ビーム）のフォーカス 116 は、本明細書において、同期又は「シンク（sync）」ライン 222 と称される解剖学的構造上にある。しかしながら、更に一般的にいえば、同期ライン 222 は、複合スキャンの受信ビーム 124 が順に左から右に横切る任意のラインでありうる。ライン 222 の形状は制限されない。図 2 において、その形状は、フォーカス又は「焦点深度」116 によって規定される。図 2 において、それは更に、音響ウィンドウ 218、220 の視野の個々の二等分線が、同期ライン 222 の曲率半径を規定するように横切るようにして、構成される。
10

【0023】

第 1 のプローブ 104 について、第 1 の受信（ビーム）124 は、図 2 において「1」とマークされている。その後の 4 つの受信（ビーム）が、それぞれ「2」、「3」、「4」及び「6」とマークされている。

【0024】

第 2 のプローブ 108 について、5 つの受信ビーム 124 が、それぞれ「5」、「7」、「8」、「9」及び「10」とマークされている。
20

【0025】

各プローブ 104、108 は回転スキャンを実施し、2 つのスキャンが同期されて複合スキャンをもたらす。回転スキャンの回転中心 223 は、超音波インタフェース表面 212、214 の前方に配置される。3D スキャニングの場合、それは、回転のラインである。

【0026】

10 個のマーキングは、送信（ビーム）112 の出射シーケンスであり、又は同等に受信（ビーム）124 の順序に関する。

【0027】

上述した 10 本のビーム 124 は、横方向（左から右へ）に次々との同期ライン 222 を横切る。図 2 に示される方向における進行は、その方向において狭義単調増加である。より一般的にいえば、進行は、当該方向に単調に進む。
30

【0028】

実際のサンプリングにおいて、10 本よりも多くのビームがある。一般には、100 より多くのビームがある。

【0029】

付加の中間ビーム 124 が図 2 に示される。ビーム「1」と「2」の間に、例えばビーム 1.1、1.3、1.5、1.7 及び 1.9 がある。更に、第 1 のプローブ 104 に関して及び更なる例により、ビーム「6」と「7」の間に 2 つのビーム 6.1 及び 6.3 がある。
40

【0030】

図 2 のビームの全ては、横方向（左から右へ）に次々と同期ライン 222 を横切る。

【0031】

例えば、ビーム 3.9 から始まって、ビーム 124 が同期ライン 222 を横切る順序は、以下の通りである：4、4.1、4.3、4.5、5、5.1、4.7、5.3、4.9、5.5、6、6.1、5.7、6.3、5.9 等。この順序は、同等に個々の送信（ビーム）112 の出射順序である。

【0032】

2 つのプローブ 104、108 のスキャニングが空間的に重複する中心領域 224 において、2 つのプローブのスキャニングは、中心領域にわたって横方向に延びる同期ライン
50

222の部分225に関して、時間的にインタリープする。これは、上述のスキャニング順序シーケンスのサブセット4.5、5.5.1、4.7、5.3、4.9、5.5、6.6.1、5.7、6.3、5.9から理解される。例として、2つのプローブ104、108がビームに関して対応するように列挙される場合、サブセットシーケンスは、4.5（プローブ1）、5（プローブ2）、5.1（プローブ2）、4.7（プローブ1）、5.3（プローブ2）、4.9（プローブ1）、5.5（プローブ2）、6（プローブ1）、6.1（プローブ1）、5.7（プローブ2）、6.3（プローブ1）、5.9（プローブ2）である。スキャニングシーケンスは、代替として、インタリーピングが、トグリングすなわちバイナリで、2つのプローブ104、108の間で交互するように、構成されることができる。超音波インタフェース表面212、214は、中心領域224をはさんで反対側226、228の方をそれぞれ向いている。複合スキャンは、2つの音響ウインドウ218、220の間で、横方向230に行われる。

【0033】

空間的に中間にあるピクセル232を再構成するために、少なくとも2つの隣り合ったサンプルが選択される。1つの技法は、距離に関して近接性閾値 T_p の範囲内にあるサンプルを選択することである。図2において、4つのサンプルは、4つの個々の受信ビーム5.3、4.9、5.5及び6から選択される。ピクセル232を再構成する際に使用されるサンプルの数を低減するために、閾値 T_p は、そのつど値を減少させて、反復的に適用することができる。

【0034】

図2に示されるピクセル232からの個々の距離234、236から明白であるように、受信ビーム4.9からのサンプルが、再構成（すなわちスキャン変換）において、受信ビーム5.3からのサンプルよりも重く空間的に重み付けされる。特に、第1の距離234は、第2の距離236より短い。

【0035】

ここでは説明の目的で、スキャン変換が、時間的に複合スキャンの終わりに実行されるものとしているが、スキャン変換は、より大きなフレームレートについてより頻繁に行われることもできる。

【0036】

ピクセル232についてのスキャン変換のとき、スキャン変換のために使用されるサンプルに関する経過時間156は、スキャン変換におけるそれらサンプルの相対的な関連性を示す。

【0037】

特に、ビーム4.9のサンプルに関する経過時間238は、ビーム5.3に関するサンプルの経過時間240より小さい。従って、時間的にも、ビーム4.9サンプルは、ビーム5.3サンプルより重く重み付けされる。

【0038】

しかしながら、相対的な空間的及び時間的重み付けは、所与のピクセルについてかなり異なることが容易に分かる。

【0039】

まず例として、ピクセル242は、受信ビーム1.5より受信ビーム1.3に近接しており、従って、受信ビーム1.3によってより重く空間重み付けされ、更に、その再構成のために、時間的に調和され、すなわち、受信ビーム1.5は、重みの適用（すなわちピクセル242の再構成又はスキャン変換）の際により最新のものであるので、受信ビーム1.5により大きい重みが与えられる。

【0040】

第2に、同期ライン222から離れるほど、時間重み付けが、より重要になる。こうして、例えば、ピクセル244の時間重み付けは、ビーム4.5とビーム5.5の経過時間の差を考慮する。同期ライン222は、これが相対的に大きい時間差であることを示す。

同期ライン222より浅いところでは、受信ビーム4及び5の交差部分のすぐ近くのピク

10

20

30

40

50

セルは更に、2つのビームが同期ラインを横切るところから分かるように、相対的に大きい時間差に基づいて計算される。事実、ピクセルを再構成するために選択される同期ライン222上のサンプルは、代替として、等しく時間重み付けされ、又は空間重み付けを施されるだけである。

【0041】

標準のスキャニングにおいて、2つの音響ウィンドウのスキャニングの間の時間差は、中心領域に動きアーチファクトをもたらす。

【0042】

しかしながら、ここに提案される技法によれば、スキャン変換において、時間重み付けと組み合わせて、個々の横方向に並べられた音響ウィンドウからのスキャニングをビームごとに同期することは、中心位置における動きアーチファクトを軽減する。ライブの動く画像のディスプレイ152上に結果として得られる描写は、相対的にアーチファクトがなく、より高い正確さのためにより最近取得された画像データを支持してバイアスされる。10

【0043】

図2に示される複合スキャンは、同期ライン222上のサンプリングに関して、2つの音響ウィンドウ218、220の間で同じ横方向230に狭義単調増加で進行する。受信ビームフォーミングに対する音響ウィンドウ218、220の時間的インターリービングは、上述されるように、2つのウィンドウの間のトグル交替でありうる。これは、2D複合スキャンの例に関して図3Aに示される。第1のプローブ104のスキャニングは、左から始まるように初期化される(ステップS302)。プローブ交替フラグがクリアされる(ステップS304)。2つのプローブ104、108のスキャニングの空間的な重なりが現在ない場合(ステップS306)、これが、現在、スキャンの第1の時間半分であるかどうかに関して、クエリが生成される(ステップS308)。それが第1の半分である場合(ステップS308)、第1のプローブ104が、ビーム112を送信し(ステップS310)、戻りビーム124を受信する(ステップS312)。ビームステアリングは、同期ライン222に関して右方向にシフトされ(ステップS314)、ステップS306に戻る。代わって、これが、現在、スキャンの第2の時間半分である場合(ステップS308)、第2のプローブ108が、ビーム112を送信し(ステップS316)、戻りビーム124を受信する(ステップS318)。別のビームが現在スキャンについて残っている場合(ステップS320)、ビームステアリングは、同期ライン222に関して右方向にシフトされ(ステップS314)、ステップS306に戻る。他方、現在、2つのプローブ104、108のスキャニングの空間的な重複がある場合(ステップS306)、プローブ交替フラグがクリアであるかどうかに関してクエリが生成される(ステップS322)。フラグがクリアである場合(ステップS322)、フラグがここで設定され(ステップS324)、処理はステップS316に分岐する。そうではなく、フラグがクリアでない場合(ステップS322)、フラグがクリアされ(ステップS326)、処理がステップS310に分岐する。スキャン中、他のビーム124がないポイントに達すると(ステップS320)、次のスキャンが行われるかどうかに関するクエリが生成される(ステップS328)。次のスキャンが行われる場合(ステップS328)、処理はルーチンの開始に、すなわちステップS302に戻る。そうではなく、行われるべき次のスキャンがない場合(ステップS328)、スキャニングはここで終了する。203040

【0044】

図3B及び図3Cは、スキャン変換における、空間重み付けに加える考慮として時間重み付けを記述する。

【0045】

図3Bを参照して、ピクセル再構成における時間重み付けの目的で、時間が各サンプルに関連付けができる。いずれの音響ウィンドウ218、220についても受信時に、受信ウィンドウがまだ満了していない間であって(ステップS330)、サンプルが受信されるとき(ステップS332)、取得のタイムスタンプが、サンプルとリンクされる(ステップS334)。戻りライトの持続時間が決定される(ステップS336)50

。特に、超音波は、毎秒 1540 メートルのスピードで身体の軟組織の中を進む。サンプルが取得されるフィールドポイントと、フィールドポイントからの戻りエコーが検知されるトランスデューサ素子との間に、知られている距離が存在する。受信ウィンドウ中の任意の時間における受信アーチャの任意の素子又はこのような素子の任意の組み合わせが、考えられることがある。更に、送信の時間、及びフィールドポイントに対するその指向性が、知られている。従って、タイムスタンプの時間と送信の時間との間の差が、サンプルまでの送信時間とエコー戻り時間に送信時間に分けられることができる。サンプルを取得する際の超音波反射のタイムスタンプを得るために、戻りのライトの持続時間が、取得のタイムスタンプから減算される（ステップ S 338）。反射タイムスタンプは、空間マトリクスの、フィールドポイントに対応するエントリに記録される（ステップ S 340）。代替として、説明を簡単にするため、マトリクスは、特に近位受信ライン 126あたりただ 1 つのサンプルがピクセル再構成のために選択される場合は送信の時間で充填されることができ、又はトランスデューサのサンプル取得の時間で充填されることができる。任意のイベントにおいて、マトリクスエントリを構成するタイムスタンプは、個々のフィールドポイントにおけるサンプルと特異的に関連付けられる。

【 0046 】

ピクセル再構成が、図 3 C に示されている。現在時間が記録される（ステップ S 342）。再構成される現在ピクセル 232 が選択される（ステップ S 344）。ピクセル 232 から予め決められた近接性 T_p の範囲内にあるサンプルが選択される（ステップ S 346）。各受信ビーム 124 からの 1 又は複数のサンプルが、選択される資格を得ることができる。処理が、選ばれたサンプルのうち第 1 のものに向けられる（ステップ S 348）。現在サンプル、すなわちそのフィールドポイント位置についてのマトリクスエントリが、ステップ S 342 において記録された現在時間から減算される（ステップ S 350）。減算は、経過時間 156 を与える。再構成される現在ピクセルについてより多くの選ばれたサンプルが存在する場合（ステップ S 352）、処理は次のサンプルに向けられ（ステップ S 354）、次のサンプルは、減算ステップ S 350 に分岐して戻るとき、現在サンプルとして役立つ。そうではなく、残っている選ばれたサンプルがない場合（ステップ S 352）、現在ピクセル 232 は、空間的及び時間的に重み付けされる（ステップ S 356）。空間重み $w_{s1}, w_{s2}, \dots, w_{sn}$ は各々、レンジ [0, 1] 内にあり、合計すると 1 になる。同様に、時間重み $w_{t1}, w_{t2}, \dots, w_{tn}$ は各々、レンジ [0, 1] 内にあり、合計すると 1 になる。少なくとも 2 つの空間重み及び少なくとも 2 つの時間重みがある。それらは、全体の重み $w_{oi} = (w_{si} + w_{ti})/2$, $i=1, \dots, n$ を生成するために平均することができる。全体の重みは、個々の中間のピクセルを再構成するための任意のスキャン変換における場合のようにサンプルに適用される。2 つの選ばれたサンプルのうち最も簡単な例において、それらの間の中間にあるピクセルに関して、重みは、適用される重みから得られる加重平均である輝度を有するピクセルを再構成するために、個々のサンプル輝度値に適用される。

【 0047 】

ある実施形態において、超音波受信ビームフォーミングは、ビームフォーミングされたサンプルを与え、それに基づいて、空間的に中間にあるピクセルが動的に再構成される。サンプルは、個々の異なる音響ウィンドウを通じて取得から同様に導出される。再構成は更に、サンプルの時間重み付けに基づく。ある実施形態において、サンプリングは、並べられて間隔をおかれた音響ウィンドウの対から、同期された超音波フェイズドアレイデータ取得を通じて行われ、個々の音響ウィンドウはそれぞれが、イメージングされる中心領域をはさんで反対側の方を向いている。特に、対の音響ウィンドウは、領域をイメージングする際、協働して单一の横方向において動的にスキャンするように、インタリーブされて使用される。スキャンの取得は、領域にわたって横方向に延びる同期ラインに沿って、その方向に単調に進行する。ウィンドウ対からのそれぞれの回転スキャンは、動く対象の複合スキャンを与えるように同期可能である。ラインは、送信のフォーカスによって規定されることがある。進行は、狭義単調増加でありうる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 8 】

提案された技術の臨床的なアプリケーションは、心臓、腎臓、肝臓をイメージングすることを含み、他の産科／婦人科及び新生児科プロシージャにおけるイメージングを含む。本発明の手順は、医学的診断を人間又は動物の被検体に提供する際に有利に適用されることができるが、本発明の範囲はそれに限定されない。より概略的には、ここに開示される技法は、生体内又は生体外の、動く構造の改善された広視野イメージングに向けられる。

【 0 0 4 9 】

本発明は、図面及び上述の説明において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び説明は、制限的ではなく、説明的又は例示的なものであると考えられることができる。本発明は、開示された実施形態に制限されない。

10

【 0 0 5 0 】

例えば、横方向に隣り合う音響ウィンドウのアレイは2次元であり、この場合、ペアで隣り合う、あるいは斜めに隣り合うウィンドウが、上述のスキャニングプロトコルに従うことができる。

【 0 0 5 1 】

開示される実施形態に対する他の変更は、当業者によって、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に理解され達成ができる。請求項において、「含む、有する（comprising）」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外しない。請求項における任意の参照符号は、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

20

【 0 0 5 2 】

コンピュータプログラムは、例えば光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切なコンピュータ可読媒体に、瞬間的に、一時的に又はより長い期間、記憶することができる。このような媒体は、一過性の伝播信号でないという意味においてのみ非一過性であるが、例えばレジスタメモリ、プロセッサキャッシュ及びRAMのようなコンピュータ可読媒体の他の形式を有する。

【 0 0 5 3 】

单一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという單なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることがないことを示さない。

30

【図1】

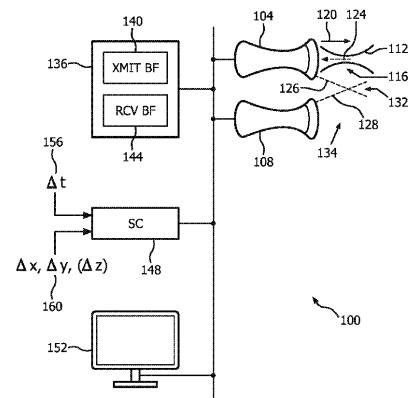


FIG. 1

【図2】

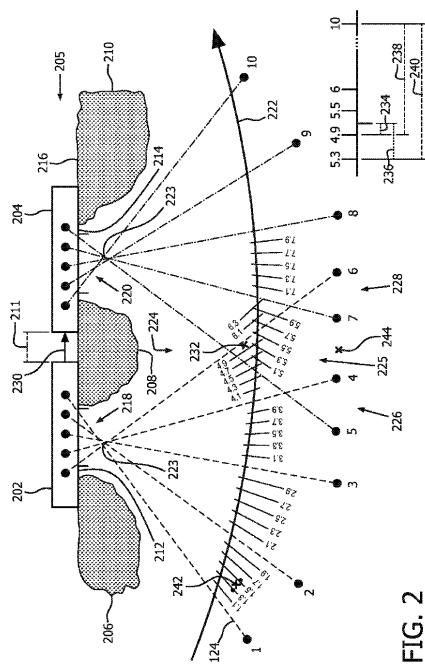


FIG. 2

【図3A】

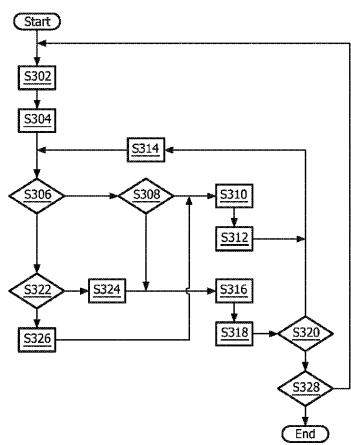


FIG. 3A

【図3B】

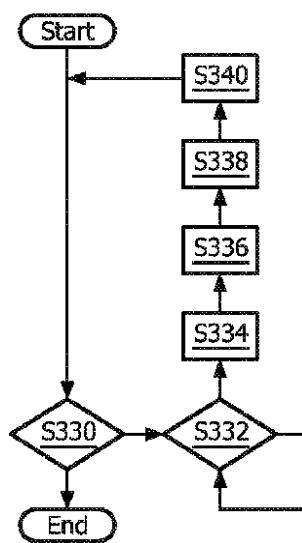


FIG. 3B

【図 3 C】

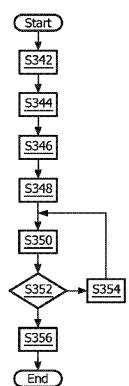


FIG. 3C

フロントページの続き

(72)発明者 ラデュレスキュ エミール ジョージ
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 コルコンダ サングハミスラ
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ロバート ジャン リュック
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 国際公開第2014/021105 (WO, A1)
特開2010-029281 (JP, A)
米国特許出願公開第2004/0006266 (US, A1)
特表2013-526390 (JP, A)
特開昭57-006647 (JP, A)
特開昭56-152637 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15