

(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2017-519558

(P2017-519558A)

(43) 公表日 平成29年7月20日(2017.7.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14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 15 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年11月28日 (2016. 11. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/053949
 (87) 国際公開番号 WO2015/181731
 (87) 国際公開日 平成27年12月3日 (2015. 12. 3)
 (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 米国 (US)

(71) 出願人 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 アーエー 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) 【要約】

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生成し、それらに基づいて、空間的に中間にあるピクセル232、242、244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218、220による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いて他である。ある実施形態において、サンプリングは、並べられ間隔211をおかれた一対の音響ウィンドウから、同期された超音波フェイズドアレイデータ取得により、行われ、音響のウィンドウの各々は、イメージングされる中心領域244をはさんで反対側の方を向いている。特に、対は、領域をイメージングする際に単一の横方向に協働的に動的にスキャンするためにインタリーブして使用される。スキャンにおける取得は、領域にわたって延びる同期ライン222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個々の回転スキャンは、動く対象の複合スキャンを生成するために同期可能である。ラインは、送信ビームのフォーカスによって規定されることができる。進行は、狭義単

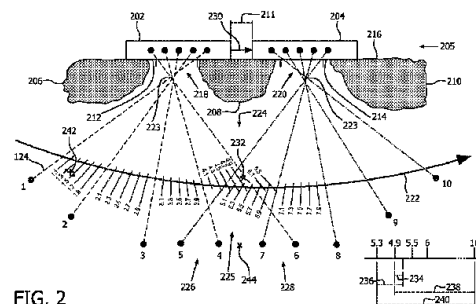


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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、スキャン変換回路と、

を有する超音波イメージング装置。

【請求項 2】

前記受信ビームフォーマ及び一对のイメージングプローブを有する画像取得回路を更に有し、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、一对の前記音響ウィンドウを通じた前記取得のために前記プローブを作動させる、請求項 1 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 3】

前記一对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 2 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 4】

前記取得は、1 のスキャンにおいて実施される、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、請求項 4 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 6】

一对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 4 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 7】

前記スキャンが、前記スキャンにおいてデータを取得する一对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 4 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 8】

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 7 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 9】

前記スキャン変換回路が、並べられ間隔をおいて配された一对の前記音響ウィンドウに関して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 10】

前記スキャン変換回路が、前記取得に基づいて、前記一对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して前記再構成を実施する、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 10 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 12】

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、前記一对の音響ウィンドウを通じた協働的なインタリーブ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 10 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 13】

前記進行が、前記方向において単調である、請求項 12 に記載の超音波イメージング装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

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 13 の装置。

【請求項 15】

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 12 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 16】

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 17】

10

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 16 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 18】

一对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、前記一对の音響ウィンドウにより、前記一对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。

【請求項 19】

20

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 20】

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 19 に記載の超音波イメージング装置。

【請求項 21】

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。

30

【請求項 22】

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 23】

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インタリーブして前記対を使用することを含み、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する、方法。

40

【請求項 24】

ビームフォーミングされたサンプルに基づくスキャン変換のためのプログラムを具体化したコンピュータ可読媒体であって、前記プログラムは、

個々の異なる音響ウィンドウを通じた取得から前記サンプルを導出するステップと、

前記サンプルの時間重み付けに部分的に基づいて、空間的に中間にあるピクセルを動的に再構成するステップと、

を実施するためにプロセッサによって実行可能な命令を有する、コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

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 】

【 0 0 0 2 】

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。

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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 】

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

ECG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、単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。

【 0 0 0 7 】

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。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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ブして使用される。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。

【 0 0 1 0 】

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 】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

【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。

【図 2】図 1 の装置を使用したスキャン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ン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ン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ン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】

【 0 0 1 2 】

10

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 1 0 0 を表す。装置 1 0 0 は、多重プローブ 1 0 4、1 0 8 を有する。

【 0 0 1 3 】

プローブ 1 0 4 の 1 つに関して、フォーカス 1 1 6 を有する送信ビーム（又は「送信」）1 1 2 が、説明の目的で図 1 に示されている。ビーム 1 1 2 は、図示される方向 1 2 0 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」）1 2 4 は、増大するイメージング深さから、送信方向 1 2 0 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 1 0 4 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 1 1 2 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 1 1 2 であり、その後、対応する受信 1 2 4 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 1 において、スキャン中、ビーム 1 1 2、1 2 4 は時計回りに回転する。

20

【 0 0 1 4 】

上述したことはすべて第 2 のプローブ 1 0 8 にも当てはまる。

【 0 0 1 5 】

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 1 2 6、1 2 8 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 1 0 4、1 0 8 のスキャンニングは同期される。1 つには、第 2 のプローブ 1 0 8 のスキャンニングの開始は、第 1 のプローブ 1 0 4 のスキャンニングの開始に対して遅延される。更に、重複領域 1 3 2 において、2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 のスキャンニングは、ビームごとにインタリーブする。2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 の同期されたスキャンニングは、集合的に、複合スキャン 1 3 4 になる。

30

【 0 0 1 6 】

単に 2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 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 1 3 2 をもたらす。

【 0 0 1 7 】

更に、スキャンニングは 3 次元（3 D）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 1 3 2 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 1 0 4、1 0 8 に関してインタリーブしながら 1 つ 1 つ続いて行われる。従って、3 D 再構成は、重複するスキャンの単一スイープに基づくことができる。

40

【 0 0 1 8 】

イメージング装置 1 0 0 は、更に、イメージングを取得するためにプローブ 1 0 4、1 0 8 を動作させる画像取得回路 1 3 6 を有する。回路 1 3 6 は、送信ビーム 1 1 2 を形成する送信ビームフォーマ 1 4 0 及び受信ビーム 1 2 4 を形成する受信ビームフォーマ 1 4 4 を有する。

【 0 0 1 9 】

50

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 Δx 、 Δy 、及び 3D スキャニングの場合には Δx 、 Δy 、 Δz 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。

【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できる。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できる。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。

【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 をおいて配置される。トランスデューサ 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、各々のトランスデューサ 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、更に一般的に言えば、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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

上述した 1 0 本のビーム 1 2 4 は、横方向（左から右へ）に次々との同期ライン 2 2 2 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。より一般的に言えば、進行は、当該方向に単調に進む。

【 0 0 2 8 】

実際のサンプリングにおいて、1 0 本よりも多くのビームがある。一般には、1 0 0 より多くのビームがある。

【 0 0 2 9 】

付加の中間ビーム 1 2 4 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 1 0 4 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。

10

【 0 0 3 0 】

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 2 2 2 を横切る。

【 0 0 3 1 】

例えば、ビーム 3 . 9 から始まって、ビーム 1 2 4 が同期ライン 2 2 2 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）1 1 2 の出射順序である。

【 0 0 3 2 】

20

2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 のスキヤニングが空間的に重複する中心領域 2 2 4 において、2 つのプローブのスキヤニングは、中心領域にわたって横方向に延びる同期ライン 2 2 2 の部分 2 2 5 に関して、時間的にインタリーブする。これは、上述のスキヤ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 1 0 4、1 0 8 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。スキヤニングシーケンスは、代替として、インタリーブングが、トゲリングすなわちバイナリで、2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 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 2 1 2、2 1 4 は、中心領域 2 2 4 をはさんで反対側 2 2 6、2 2 8 の方をそれぞれ向いている。複合スキャンは、2 つの音響ウィンドウ 2 1 8、2 2 0 の間で、横方向 2 3 0 に行われる。

30

【 0 0 3 3 】

空間的に中間にあるピクセル 2 3 2 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 2 3 2 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、反復的に適用されることができる。

40

【 0 0 3 4 】

図 2 に示されるピクセル 2 3 2 からの個々の距離 2 3 4、2 3 6 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 2 3 4 は、第 2 の距離 2 3 6 より短い。

【 0 0 3 5 】

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。

50

【 0 0 3 6 】

ピクセル 2 3 2 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 1 5 6 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。

【 0 0 3 7 】

特に、ビーム 4 . 9 のサンプルに関する経過時間 2 3 8 は、ビーム 5 . 3 に関するサンプルの経過時間 2 4 0 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。

【 0 0 3 8 】

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。

10

【 0 0 3 9 】

まず例として、ピクセル 2 4 2 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 2 4 2 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。

【 0 0 4 0 】

第 2 に、同期ライン 2 2 2 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 2 4 4 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 2 2 2 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 2 2 2 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 2 2 2 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。

20

【 0 0 4 1 】

標準のスキャンングにおいて、2 つの音響ウィンドウのスキャン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。

【 0 0 4 2 】

30

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、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ン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 1 5 2 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。

【 0 0 4 3 】

図 2 に示される複合スキャンは、同期ライン 2 2 2 上のサンプリングに関して、2 つの音響ウィンドウ 2 1 8、2 2 0 の間で同じ横方向 2 3 0 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 2 1 8、2 2 0 の時間的インターリーピングは、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、2 D 複合スキャンの例に関して図 3 A に示される。第 1 のプローブ 1 0 4 のスキャンングは、左から始まるように初期化される（ステップ S 3 0 2）。プローブ交替フラグがクリアされる（ステップ S 3 0 4）。2 つのプローブ 1 0 4、1 0 8 のスキャンングの空間的な重なりが現在ない場合（ステップ S 3 0 6）、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 S 3 0 8）。それが第 1 の半分である場合（ステップ S 3 0 8）、第 1 のプローブ 1 0 4 が、ビーム 1 1 2 を送信し（ステップ S 3 1 0）、戻りビーム 1 2 4 を受信する（ステップ S 3 1 2）。ビームステアリングは、同期ライン 2 2 2 に関して右方向にシフトされ（ステップ S 3 1 4）、ステップ S 3 0 6 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 S 3 0 8）、第 2 のプローブ 1 0 8 が、ビーム 1 1 2 を送信し（ステップ S 3 1 6）、戻り

40

50

ビーム 1 2 4 を受信する (ステップ S 3 1 8)。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 S 3 2 0)、ビームステアリングは、同期ライン 2 2 2 に関して右方向にシフトされ (ステップ S 3 1 4)、ステップ S 3 0 6 に戻る。他方、現在、2 つのプロープ 1 0 4、1 0 8 のスキャンニングの空間的な重複がある場合 (ステップ S 3 0 6)、プロープ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 S 3 2 2)。フラグがクリアである場合 (ステップ S 3 2 2)、フラグがここで設定され (ステップ S 3 2 4)、処理はステップ S 3 1 6 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 S 3 2 2)、フラグがクリアされ (ステップ S 3 2 6)、処理はステップ S 3 1 0 に分岐する。スキャン中、他のビーム 1 2 4 がないポイントに達すると (ステップ S 3 2 0)、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 S 3 2 8)。次のスキャンが行われる場合 (ステップ S 3 2 8)、処理はルーチンの開始に、すなわちステップ S 3 0 2 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 S 3 2 8)、スキャンニングはここで終了する。

10

【0044】

図 3 B 及び図 3 C 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 3 B 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られることができる。いずれの音響ウィンドウ 2 1 8、2 2 0 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 S 3 3 0)、サンプルが受信されるとき (ステップ S 3 3 2)、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 S 3 3 4)。戻りフライトの持続時間が決定される (ステップ S 3 3 6)。特に、超音波は、毎秒 1 5 4 0 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パ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、考えられることができる。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、戻りのフ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 3 3 8)。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 3 4 0)。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 1 2 6 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。

20

30

【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 3 4 2)。再構成される現在ピクセル 2 3 2 が選択される (ステップ S 3 4 4)。ピクセル 2 3 2 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 3 4 6)。各受信ビーム 1 2 4 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 3 4 8)。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 3 4 2 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 3 5 0)。減算は、経過時間 1 5 6 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 3 5 2)、処理は次のサンプルに向けられ (ステップ S 3 5 4)、次のサンプルは、減算ステップ S 3 5 0 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 3 5 2)、現在ピクセル 2 3 2 は、空間的及び時間的に重み付けされる (ステップ S 3 5

40

50

6)。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されることができる。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】

10

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た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、協働して単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できる。進行は、狭義単調増加でありうる。

20

【0048】

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。

【0049】

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。

30

【0050】

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、上述のスキャンングプロトコルに従うことができる。

【0051】

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されることができる。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。

40

【0052】

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、記憶されることができる。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。

【0053】

単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

50

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単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

【 図 1 】

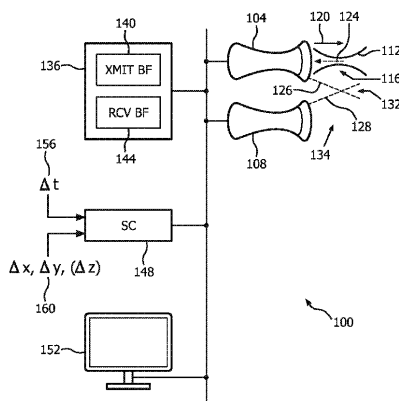


FIG. 1

【 図 2 】

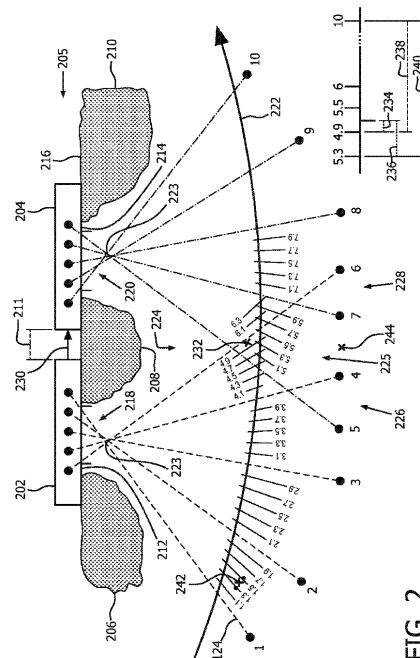


FIG. 2

【 図 3 A 】

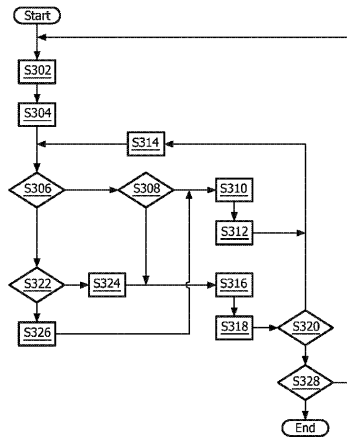


FIG. 3A

【 図 3 B 】

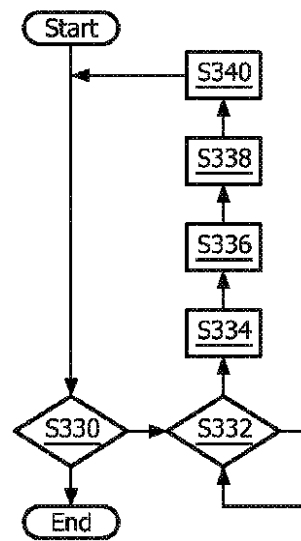


FIG. 3B

【 図 3 C 】

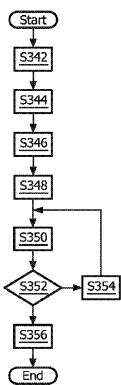


FIG. 3C

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2015/053949

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01S7/52 G01S15/89 A61B8/08 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01S 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 practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/124887 A1 (LI XIANG-NING [US]) 9 June 2005 (2005-06-09) abstract; figures 1, 6 paragraphs [0003], [0017], [0021] paragraphs [0033], [0034], [0037] paragraph [0039] - paragraph [0042] -----	1-11, 16-21, 24 12-15, 22, 23
A	US 2012/095347 A1 (ADAM SHARON L [US] ET AL) 19 April 2012 (2012-04-19) abstract; figures 7 - 7B paragraphs [0056], [0099] -----	1-24
A	US 5 640 959 A (HARA YASUSHI [JP] ET AL) 24 June 1997 (1997-06-24) abstract; figures 1 - 3 column 5, line 39 - column 6, line 2 column 11, line 46 - column 12, line 30 -----	16-18
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family 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 application or patent 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 14 September 2015		Date of mailing of the international search report 23/09/2015
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Knoll, Bernhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2015/053949

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005124887 A1	09-06-2005	NONE	
US 2012095347 A1	19-04-2012	TW 201231019 A US 2012095347 A1 WO 2012051305 A2	01-08-2012 19-04-2012 19-04-2012
US 5640959 A	24-06-1997	DE 19500248 A1 JP 3059042 B2 JP H07231892 A US 5640959 A	21-09-1995 04-07-2000 05-09-1995 24-06-1997

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ラデュレスキュ エミール ジョージ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン 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 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン 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 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB07 BB23 EE05 GB03 GB12 HH21 JB48 JB55

【要約の続き】
調増加でありうる。

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2017519558A5	公开(公告)日	2018-06-14
申请号	JP2016570011	申请日	2015-05-27
[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NV哥德堡		
[标]发明人	ラデュレスキュエミールジョージ コルコンダサングハミスラ ロバートジャンリュック		
发明人	ラデュレスキュ エミール ジョージ コルコンダ サングハミスラ ロバート ジャン-リュック		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/EE05 4C601/GB03 4C601/GB12 4C601/HH21 4C601/JB48 4C601/JB55		
优先权	62/004968 2014-05-30 US		
其他公开文献	JP6591454B2 JP2017519558A		

摘要(译)

在一实施例中，超声接收波束成形产生波束成形的样本，在该样本上动态地重建空间中间像素232、242、244。类似地从每个不同的声学窗口218、220的采集中获取样本。重建还基于样本的时间加权。在一个实施例中，通过从间隔开且间隔开的一对声窗211的同步超声相控阵数据采集来执行采样，每个声窗覆盖要成像的中心区域244。它被夹在中间并且面向另一侧。特别地，当对区域成像时，这些对被交错以在单个横向方向上协作地动态扫描。扫描中的采集沿着在整个区域上延伸的同步线222在该方向上单调进行。可以同步来自窗口对的各个旋转扫描，以生成运动对象的复合扫描。该线可以通过透射光束的焦点来定义。从狭义上讲，进步可能会单调增加。