

(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2014-33821  
(P2014-33821A)

(43) 公開日 平成26年2月24日 (2014. 2. 24)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2012-176807 (P2012-176807)	(71) 出願人	390029791
(22) 出願日	平成24年8月9日 (2012.8.9)		日立アロカメディカル株式会社
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	笠原 英司
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		Fターム (参考)	4C601 BB03 BB06 EE01 EE14 JC26
			JC32 KK22 LL04

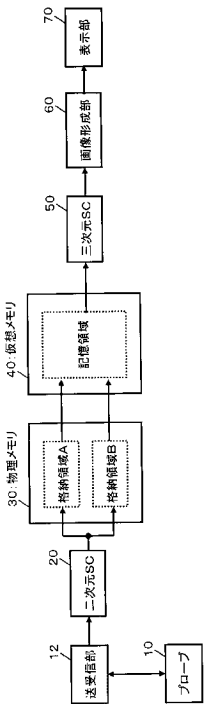
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置における改良されたメモリの構成を実現する。

【解決手段】三次元空間が複数の領域に分割され、物理メモリ30の二つの格納領域A、Bの各々には、1つの領域の断層画像データが記憶される。二つの格納領域A、Bを備えた物理メモリ30が、いわゆるピンポンバッファとして機能し、各領域ごとに複数の断層画像データが次々に仮想メモリ40に転送され、仮想メモリ40内に、1ボリューム分の全ての断層画像データが集められる。三次元スキャンコンバータ50は、複数の断層画像データの配列方向に関する座標変換処理を行う。そして、画像形成部60は、三次元スキャンコンバータ50において得られた三次元データに基づいて三次元超音波画像を形成する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御することにより三次元空間内から受信信号を得る送受信部と、  
複数領域に分割された前記三次元空間内の受信信号に基づいて各領域ごとに次々に得られる画像用データを各領域ごとに記憶する物理メモリと、  
物理メモリから各領域ごとに次々に転送される画像用データを複数領域に亘って集めて記憶する仮想記憶領域と、  
仮想記憶領域から得られる複数領域の画像用データに基づいて前記三次元空間の超音波画像を形成する画像形成部と、  
を有する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記物理メモリは、少なくとも二つの格納領域を備えた半導体メモリで構成され、一方の格納領域に一つの領域の画像用データが記憶される間に、他方の格納領域に既に記憶された他の領域の画像用データが仮想記憶領域へ転送される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記仮想記憶領域は、当該装置が備える少なくとも一つの記憶媒体から確保される記憶領域を利用して構成される仮想メモリである、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、三次元空間の超音波画像を形成する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波を送受することにより三次元空間内から得られる受信信号に基づいて、その三次元空間の超音波画像を形成する超音波診断装置が知られている（特許文献 1，2 参照）。

30

**【0003】**

例えば、診断対象となる三次元空間全体から得られる 1 ボリューム分のデータを記憶するメモリを用いて、そのメモリに記憶されたデータを利用して三次元空間の超音波画像を形成することができる。しかし、その場合には、1 ボリューム分のデータ量がメモリの容量により制約をうけてしまう。例えば、超音波画像の分解能を高めるために 1 ボリューム分のデータ量を増やそうとしても、メモリの容量を超えるデータ量の全部を一度に記憶することはできない。

**【先行技術文献】****【特許文献】**

40

**【0004】**

【特許文献 1】特開 2010 - 119531 号公報

【特許文献 2】特開 2009 - 22627 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

近年、胎児の頭部や乳腺領域などの診断においても三次元の超音波画像による観察が行われており、分解能をさらに向上させた超音波画像が必要とされる。そのため、メモリの容量に制約をうけない装置の構成が望ましい。

**【0006】**

50

本発明は、このような背景のもとに成されたものであり、その目的は、超音波診断装置における改良されたメモリの構成を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより三次元空間内から受信信号を得る送受信部と、複数領域に分割された前記三次元空間内の受信信号に基づいて各領域ごとに次々に得られる画像用データを各領域ごとに記憶する物理メモリと、物理メモリから各領域ごとに次々に転送される画像用データを複数領域に亘って集めて記憶する仮想記憶領域と、仮想記憶領域から得られる複数領域の画像用データに基づいて前記三次元空間の超音波画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

10

【0008】

上記構成において、物理メモリは、主に画像用データを記憶するために設けられた例えば半導体メモリ等である。これに対し、仮想記憶領域は、上記超音波診断装置が備える他の半導体メモリやハードディスクなどの記憶媒体から確保される記憶領域を利用して構成される仮想メモリである。

【0009】

上記超音波診断装置によれば、各領域ごとに次々に得られる画像用データが各領域ごとに物理メモリに記憶され、その物理メモリから各領域ごとに次々に画像用データが仮想記憶領域に転送されるため、全領域の画像用データを一度に物理メモリに記憶する必要がない。そのため、例えば、超音波画像の分解能を向上させるにあたり、物理メモリの容量による制約を低減または回避することができる。

20

【0010】

望ましい具体例において、前記物理メモリは、少なくとも二つの格納領域を備えた半導体メモリで構成され、一方の格納領域に一つの領域の画像用データが記憶される間に、他方の格納領域に既に記憶された他の領域の画像用データが仮想記憶領域へ転送される、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記仮想記憶領域は、当該装置が備える少なくとも一つの記憶媒体から確保される記憶領域を利用して構成される仮想メモリである、ことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明により、超音波診断装置における改良されたメモリの構成が実現される。例えば本発明の好適な態様によれば、超音波画像の分解能を向上させるにあたり、物理メモリの容量による制約を低減または回避することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】画像用データの記憶処理を説明するための図である。

40

【図3】本超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。プローブ10は、超音波を送受する超音波探触子であり、胎児の頭部や乳腺領域などの被検体を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する。プローブ10は、電子的走査により、または、電子的走査と機械的走査の組み合わせにより、三次元空間内で超音波ビームを立体的に走査する。

【0015】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子を送信制御して送信ビームを形

50

成し、送信ビームを三次元空間内で走査させる。また、送受信部 12 は、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理して受信ビームを形成し、三次元空間内の全域から受信信号を収集する。つまり、送受信部 12 は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。なお、三次元空間内の全域から受信信号を収集するにあたっては、超音波ビームを走査して二次元平面内の受信信号を得て、その二次元平面の位置を移動させつつ、三次元空間内に略等間隔（略等角度間隔）で配置される複数の二次元平面から受信信号が収集される。

【0016】

二次元スキャンコンバータ（二次元 SC）20 は、二次元平面内の受信信号に関する座標変換処理を行う。例えば、超音波ビームの深さ方向  $r$  と超音波ビームの走査角度  $\theta$  で二次元平面を表現する  $r$   $\theta$  座標系で収集された受信信号が、同じ二次元平面に対応した  $x$   $y$  直交座標系の断層画像データに変換される。二次元スキャンコンバータ 20 は、複数の二次元平面の各々について座標変換処理を行う。

10

【0017】

物理メモリ 30 は、画像用データを記憶するために設けられた例えば半導体メモリである。物理メモリ 30 は、二つの格納領域 A、B を備えており、二次元スキャンコンバータ 20 から得られる複数の断層画像データが格納領域 A または格納領域 B に記憶される。そして、複数の断層画像データは物理メモリ 30 から仮想メモリ 40 に転送される。

【0018】

仮想メモリ 40 は、本超音波診断装置が備える記憶媒体の少なくとも一部の記憶領域を利用して構成される。例えば、物理メモリ 30 以外の半導体メモリやハードディスクなどから確保される空き領域が仮想メモリ 40 として利用される。そして、物理メモリ 30 から次々に転送される断層画像データが仮想メモリ 40 の記憶領域に次々に記憶される。

20

【0019】

図 2 は、本超音波診断装置による画像用データの記憶処理を説明するための図である。図 2 には、二次元スキャンコンバータ 20 から物理メモリ 30 を経て仮想メモリ 40 にデータを記憶する様子が示されている。

【0020】

本超音波診断装置においては、診断対象となる三次元空間内に略等間隔（略等角度間隔）で配置される複数の二次元平面から受信信号が収集され、そして、二次元スキャンコンバータ 20 により、各二次元平面に対応した断層画像データに変換される。

30

【0021】

図 2 には、二次元スキャンコンバータ 20 において得られる三次元空間全域の 1 ボリューム分の複数の断層画像データ（B）が示されている。本超音波診断装置では、三次元空間が複数の領域に分割される。例えば、図 2 に示すように、1 ボリューム分の複数の断層画像データが領域 1 から領域 N までの N 個の領域に分割される。

【0022】

物理メモリ 30 の二つの格納領域 A、B の各々には、1 つの領域の断層画像データが記憶される。つまり、二次元スキャンコンバータ 20 において、領域 1 に属する各断層画像データが形成されると、形成された断層画像データが次々に物理メモリ 30 の格納領域 A に記憶される。なお、二次元スキャンコンバータ 20 において領域 1 の全ての断層画像データが形成されてから、それら全ての断層画像データが一度に物理メモリ 30 の格納領域 A に記憶されてもよい。

40

【0023】

二次元スキャンコンバータ 20 において、領域 1 に属する全ての断層画像データが形成され、続いて、領域 2 に属する各断層画像データが形成されると、領域 2 の各断層画像データは、次々に物理メモリ 30 の格納領域 B に記憶される。なお、二次元スキャンコンバータ 20 において領域 2 の全ての断層画像データが形成されてから、それら全ての断層画像データが一度に物理メモリ 30 の格納領域 B に記憶されてもよい。

【0024】

50

そして、物理メモリ 30 の格納領域 B に領域 2 の各断層画像データが記憶される間に、格納領域 A に既に記憶されている領域 1 の全ての断層画像データが、仮想メモリ 40 に転送される。

【0025】

さらに、二次元スキャンコンバータ 20 において、領域 2 に続いて、領域 3 に属する各断層画像データが形成されると、領域 3 の各断層画像データは、次々に物理メモリ 30 の格納領域 A に記憶される。例えば、格納領域 A に記憶されていた領域 1 の全ての断層画像データを消去してから、領域 3 の各断層画像データが格納領域 A に記憶される。もちろん領域 3 の各断層画像データが領域 1 の各断層画像データに上書き処理されてもよい。

【0026】

そして、物理メモリ 30 の格納領域 A に領域 3 の各断層画像データが記憶される間に、格納領域 B に既に記憶されている領域 2 の全ての断層画像データが、仮想メモリ 40 に転送される。さらに、二次元スキャンコンバータ 20 において形成される領域 4 の各断層画像データが、次々に物理メモリ 30 の格納領域 B に記憶される。

【0027】

このように、二つの格納領域 A, B を備えた物理メモリ 30 が、いわゆるピンポンバッファとして機能し、各領域ごとに複数の断層画像データが次々に仮想メモリ 40 に転送され、仮想メモリ 40 内に、1 ボリューム分の全ての断層画像データが集められる。なお、仮想メモリ 40 内において、1 ボリューム分の全ての断層画像データは、例えば互いに異なる記憶領域に分散して記憶されてもよい。もちろん、分散して記憶する場合には、本超音波診断装置が備える CPU 等により構成される制御部が、どのデータをどこに記憶したのかを把握して、データの記憶と読み出しを制御する。

【0028】

図 1 に戻り、三次元スキャンコンバータ (三次元 SC) 50 は、複数の断層画像データの配列方向に関する座標変換処理を行う。例えば、角度 方向に沿って三次元空間内に配列された複数の断層画像データが角度 方向から直線の z 方向に変換される。こうして、二次元スキャンコンバータ 20 と三次元スキャンコンバータ 50 における座標変換処理により、例えば、r 走査座標系で得られた複数の断層画像データが、x y z 直交座標系の三次元データに変換される。

【0029】

画像形成部 60 は、三次元スキャンコンバータ 50 において得られた三次元データに基づいて三次元超音波画像を形成する。画像形成部 60 は、三次元データに基づいて、例えば、ボリュームレンダリング処理を行うことにより、胎児や乳腺等の被検体を立体的に映し出した三次元超音波画像の画像データを形成する。そして、画像形成部 60 において形成された画像データに対応する三次元超音波画像が表示部 70 に表示される。

【0030】

なお、三次元スキャンコンバータ 50 における座標変換処理と、画像形成部 60 における画像形成処理は、仮想メモリ 40 に各領域の断層画像データが転送される度に実行されてもよい。もちろん、1 ボリューム分の全ての断層画像データが仮想メモリ 40 に記憶されてから、三次元スキャンコンバータ 50 における座標変換処理と、画像形成部 60 における画像形成処理が実行されてもよい。

【0031】

図 3 は、本超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。図 1 に示した構成 (部分) については図 1 の符号を利用し、図 3 のフローチャートに沿って本超音波診断装置の動作を説明する。

【0032】

まず、超音波の送受に先立って、例えば装置内全体の初期化処理において、メモリの設定が初期化される (S301)。次に、三次元画像を構成する断層画像データの 1 枚分のデータ容量が算出される (S302)。例えば、装置に予め設定されている又はユーザによって設定される分解能等の設定情報に基づいて、1 枚の断層画像データに必要とされる

10

20

30

40

50

データ容量が算出される。

【0033】

次に、物理メモリ30に格納される断層画像データの枚数が算出される(S303)。例えば、物理メモリ30の格納領域Aと格納領域Bが互いに同じ格納容量であり、一方の格納容量とS302で算出された1枚の断層画像データのデータ容量とに基づいて、一方の格納領域に一度に格納できる断層画像データの枚数が算出される。

【0034】

さらに、三次元空間を分割する領域の個数が算出される(S304)。例えば、装置に予め設定されている又はユーザによって設定される三次元空間全体の断層画像の枚数と、S303で算出された一方の格納領域に一度に格納できる枚数とに基づいて、三次元空間を分割する領域の個数が算出される。

10

【0035】

そして、三次元空間に対する超音波の送受が開始されて受信信号が収集され(S305)、受信信号に基づいて得られる画像用データが図2を利用して詳述した処理により仮想メモリ40に記憶される(S306)。つまり、S303で算出された枚数(例えば5枚)の断層画像データで1つの領域が構成され、各領域ごとに物理メモリ30の格納領域Aと格納領域Bに交互に断層画像データの記憶と転送が繰り返され、S304で算出される1ボリューム分の個数の領域の断層画像データが仮想メモリ40に転送される。

【0036】

さらに、仮想メモリ40に記憶された複数の断層画像データに対して、三次元スキャンコンバータ50において座標変換処理が行われ(S307)、画像形成部60において三次元画像が形成されて表示部70に表示される(S308)。

20

【0037】

本超音波診断装置によれば、1ボリューム分の全ての画像用データを一度に物理メモリ30に記憶する必要がないため、比較的低い容量で安価な物理メモリ30を利用して、比較的高い分解能の三次元画像を形成することが可能になる。これにより、例えば、乳腺領域における微小石灰化などの診断において、従来では観察が困難であった微小疾患などを検出することが可能になる。

【0038】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

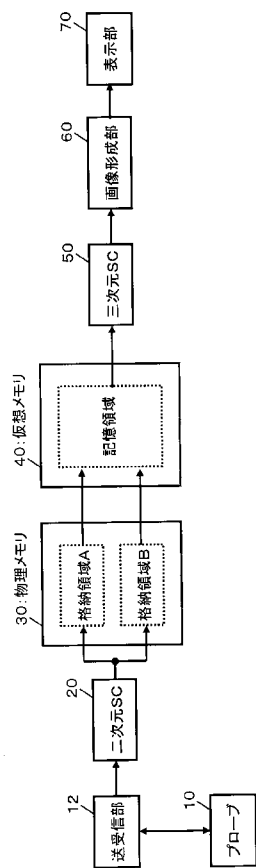
30

【符号の説明】

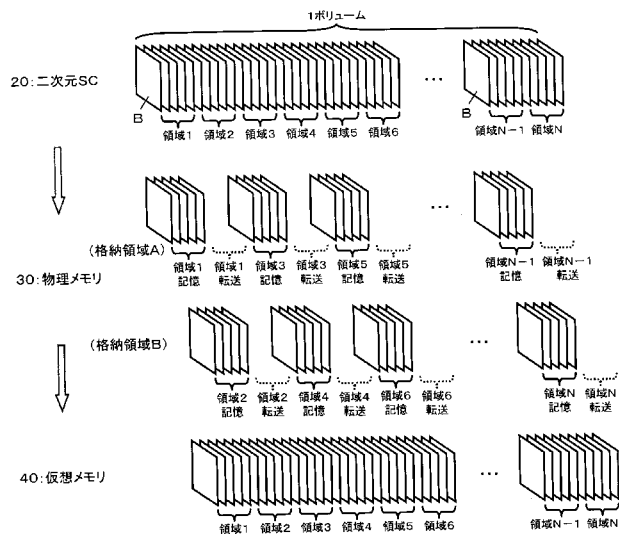
【0039】

10 プローブ、12 送受信部、30 物理メモリ、40 仮想メモリ、60 画像形成部。

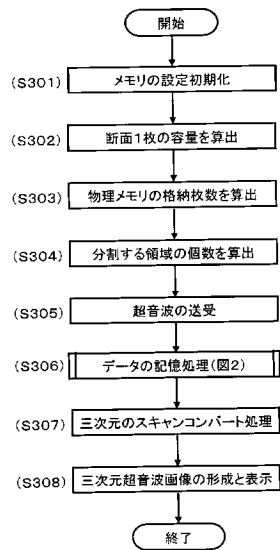
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014033821A</a>	公开(公告)日	2014-02-24
申请号	JP2012176807	申请日	2012-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE14 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/KK22 4C601/LL04		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：在超声诊断设备中实现改进的存储器配置。将三维空间划分为多个区域，并且将一个区域的断层图像数据存储在物理存储器的两个存储区域A和B中的每一个中。具有两个存储区域A和B的物理存储器30用作所谓的乒乓缓冲器，并且多个断层图像数据针对每个区域顺序地传送到虚拟存储器40，并且一个虚拟卷图3的所有断层图像数据都包括在内。三维扫描转换器50对多个断层图像数据的排列方向执行坐标转换处理。然后，图像形成单元60基于在三维扫描转换器50中获得的三维数据形成三维超声图像。点域1

