

(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2006-21043

(P2006-21043A)

(43) 公開日 平成18年1月26日(2006.1.26)

(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 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-194547 (P2005-194547)
(22) 出願日 平成17年7月4日(2005.7.4)
(31) 優先権主張番号 10/885,870
(32) 優先日 平成16年7月7日(2004.7.7)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC CO
MPANY
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタデイ、リバーロード、1 番
(74) 代理人 100093908
弁理士 松本 研一
(74) 代理人 100105588
弁理士 小倉 博
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(74) 代理人 100129779
弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波スキャナ間でやり取りさせるシステムおよび方法

(57) 【要約】

【課題】 連結超音波スキャナ(206)用のシステムおよび方法を提供する。

【解決手段】 システムは、ネットワークとして構成されている複数の超音波スキャナ(206)と、ただ1つの超音波プローブ(202)を複数の超音波スキャナ(206)に接続する少なくとも1つのコネクタ(104)とを含む。コネクタ(104)は、複数の超音波スキャナ(206)と、超音波プローブ(202)との間でやり取りさせるように構成されている。他の模範的な実施形態では、超音波プローブの動作を制御する方法が提供される。この方法は、複数の超音波スキャナを、やり取りさせて、ただ1つの超音波プローブを制御するように構成していることと、複数の超音波スキャナを用いて、超音波プローブの動作を制御することを含む。

【選択図】 図2

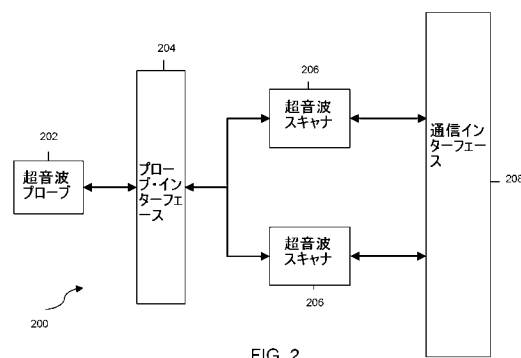


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ネットワークとして構成されている複数の超音波スキャナ(206)と、
ただ1つの超音波プローブ(202)を前記複数の超音波スキャナ(206)に接続する少なくとも1つのコネクタ(104)であって、前記複数の超音波スキャナ(206)と、前記超音波プローブ(202)との間でやり取りするように構成されているコネクタ(104)と、
を備える超音波システム(200)。

【請求項 2】

前記複数の超音波スキャナ(206)が、前記超音波プローブ(202)に関連して使用する複合型コンピューティング・リソースを提供するように構成されている請求項1に記載の超音波システム(200)。

【請求項 3】

前記少なくとも1つのコネクタ(104)が、前記複数の超音波スキャナ(206)を前記コネクタ(104)に接続するケーブル(304)をさらに備え、かつ、前記ケーブル(304)のそれぞれが、ほぼ同じ長さを持つ請求項1に記載の超音波システム(200)。

【請求項 4】

前記複数の超音波スキャナ(206)が、マスター・スレーブ配置にて構成されて、1つの超音波スキャナがマスターとして構成されており、また少なくとも1つの超音波スキャナがスレーブとして構成されている請求項1に記載の超音波システム(200)。

【請求項 5】

前記マスター超音波スキャナ(206)が、スキャン変換されたデータを前記スレーブ超音波スキャナから受け取り、また、前記マスター超音波スキャナ(206)が、前記受け取られたスキャン変換されたデータを処理して、画像を生成するように構成されている請求項4に記載の超音波システム(200)。

【請求項 6】

前記マスター超音波スキャナ(206)が、画像データを前記スレーブ超音波スキャナから受け取り、また、前記マスター超音波スキャナ(206)が、前記受け取られた画像データを処理して、画像を生成するように構成されている請求項4に記載の超音波システム(200)。

【請求項 7】

前記複数の超音波スキャナ(206)のそれぞれが、前記超音波プローブ(202)のスキャン部分の少なくとも一部を制御するように構成されている請求項1に記載の超音波システム(200)。

【請求項 8】

前記超音波プローブ(202)の前記スキャン部分のうち、前記複数の超音波スキャナ(206)のそれぞれにより制御される部分が異なる請求項7に記載の超音波システム(200)。

【請求項 9】

互いにやり取りするように構成されている複数の医用イメージング装置(106)と、
ただ1つの医用検査装置(102)を前記複数の医用イメージング装置(106)に接続するコネクタ(104)であって、前記複数の医用イメージング装置(106)と、前記医用検査装置(102)との間でやり取りするように構成されているコネクタ(104)と、
を備える医用イメージング・システム(100)。

【請求項 10】

超音波プローブ(202)の動作を制御する方法であって、
複数の超音波スキャナ(206)を、互いにやり取りするように構成して、ただ1つの超音波プローブを制御するステップと、

10

20

30

40

50

前記複数の超音波スキャナを用いて、前記超音波プローブの動作を制御するステップと、
を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に医用イメージング・システムに関し、詳細には、医用イメージング・システムにおいて、超音波スキャナ間でやり取りさせることに関する。

【背景技術】

【0002】

医用イメージング・システムは、より高画質の画像を提供するスキャンを実行するために、さらに大きな計算能力とメモリを必要としている。特に医用の超音波診断イメージングでは、イメージング処理は、さらに大きい計算処理能力を必要としている。イメージング処理は、超音波イメージングで必要となる画像処理を実行するために、さらに大きいCPU、メモリ、記憶容量を必要とする。画質を向上させるためには、処理されるべきデータ・サイズを大きくする必要がある。さらに、三次元(3D)画像および時変3D動画(4D画像として知られている)として表示される出力は、このようにさらに複雑な生データを処理するために、さらに多くの量の生データと追加処理能力も必要とする。

【0003】

画質の向上した画像を提供するために、プローブ、または他の医用検査装置は、さらに大きいサイズのデータを捕捉するように構成されなければならない。このようなプローブは、一般に、さらに多くのチャンネルを必要とするであろう。さらに良い画質を得るか、あるいはスキャンタイムを短くするために、これらのチャンネルを並行して処理することが多い。

【特許文献1】米国特許第6753873号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

画質を向上させるには、医用イメージング・スキャナの計算能力を高める必要がある。しかしながら、このためには、現行スキャナを改造したり、現行スキャナを取り替えたり、あるいは、現行スキャナの処理能力が、ただ1回の工程においてデータを処理するのが不充分であれば、段階的にスキャンを実行することが必要となろう。

【課題を解決するための手段】

【0005】

模範的な一実施形態では、ネットワークとして構成されている複数の超音波スキャナと、これらの複数の超音波スキャナに、ただ1つの超音波プローブを接続する少なくとも1つのコネクタとを含む超音波システムが提供される。このコネクタは、これらの複数の超音波スキャナと、超音波プローブとの間でやり取りさせるように構成されている。

【0006】

他の模範的な実施形態では、超音波プローブの動作を制御する方法が提供される。この方法は、複数の超音波スキャナを、やり取りさせて、ただ1つの超音波プローブを制御するように構成していることと、複数の超音波スキャナを用いて、超音波プローブの動作を制御することを含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

本発明の様々な実施形態は、医用イメージング装置を組み合わせるシステムおよび方法を提供する。これらの実施形態は、アプリケーションが高度の計算リソースを必要とするようなアプリケーションの流れにおいて、並行処理を利用している。複数のデータ・チャンネルが、トランスジューサ要素を介して、このシステムに流れ込み、かつ、これらの複数のデータ・チャンネルの様々な部分が、それぞれ異なるスキャナで処理される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

具体的に言えば、図 1 は、本発明の模範的な一実施形態による医用イメージング・システムのブロック図である。医用イメージング・システム 1 0 0 は、生入力データを収集する医用検査装置 1 0 2 を含む。このデータは、例えば、超音波プローブからのエコー、あるいは、心電計 (E C G) 向けデータなどのデータであることもある。医用検査装置 1 0 2 は、例えば、超音波プローブまたは脳波 (E E G) 針 (ニードル、 n e e d l e) など、どんな医用検査装置であってもよい。医用検査装置 1 0 2 は、コネクタ 1 0 4 を介して、複数の医用イメージング装置 1 0 6 に接続される。コネクタ 1 0 4 は、様々な実施形態において、1 つの医用検査装置 1 0 2 を、複数の医用イメージング装置 1 0 6 に接続するインターフェースを提供するように構成されている。コネクタ 1 0 4 はまた、様々な実施形態において、医用検査装置 1 0 2 からのデータを、様々な医用イメージング装置 1 0 6 の間で分けるように構成されることもある。複数の医用イメージング装置 (例えば、超音波スキャナ) は、同一タイプのものか、あるいは異なるタイプのものである場合もあり、同一の、または異なる処理特性、通信特性、制御特性を持っていることに留意されたい。

10

【 0 0 0 9 】

作動しているときは、捕捉されたデータが、コネクタ 1 0 4 を介して医用イメージング装置 1 0 6 に伝えられる。このデータを、医用イメージング装置 1 0 6 で処理して、画像を生成することがある。医用イメージング装置 1 0 6 は、連結配列において、例えば、医用イメージング装置 1 0 6 それぞれの処理能力および / または計算能力を組み合わせるように構成されている。それぞれの医用イメージング装置 1 0 6 は、医用イメージング装置 1 0 6 により受け取られた捕捉データの一部を、本明細書中にさらに詳しく述べられるように処理する。このデータは、例えば、医用イメージング装置 1 0 6 に記憶されたイメージング・アプリケーションまたはイメージング・アルゴリズムを用いて処理される。それにより、それぞれの医用イメージング装置 1 0 6 は、部分結果を生成することがある。これらの部分結果は、例えば、スキャン変換されたデータであることもあり、これらのデータが、通信インターフェース 1 0 8 を介して伝えられ、次に、反対方向に向けられるか、あるいは組み合わせられる。次に、これらの併合された、または組み合わせられた結果は、例えば、ディスプレイに提供されて、表示させるか、あるいは、要望通りに、または必要に応じて (例えば、画質を高める) 、さらに処理されることがある。

20

【 0 0 1 0 】

制御信号などの情報だけでなく、部分結果も伝えるために、医用イメージング装置 1 0 6 は、通信インターフェース 1 0 8 を介して、やり取りする。本発明の一実施形態では、通信インターフェース 1 0 8 は、有線ネットワークまたは無線ネットワークであるかもしれない通信ネットワーク (例えば、イーサネット (イーサネットは商標。以下同様) またはファイバ・チャネル・ネットワークなど) の一部である。この通信ネットワークは、図 4 に関連して、さらに詳しく説明する。他の様々なネットワークは、例えば、医用イメージング装置 1 0 6 の通信要件に基づいて、実現されることがある。

30

【 0 0 1 1 】

図 2 は、本発明の模範的な実施形態による超音波システム 2 0 0 のブロック図である。超音波システム 2 0 0 は、入力データを捕捉するシステム・プローブ 2 0 2 を含む。例えば、プローブ 2 0 2 は、所定の周波数レンジ内で、人体からのエコーを受け取るように構成されている超音波プローブであることもある。高さフォーカシング (e l e v a t i o n a l f o c u s i n g) 、画質、または他の要件では、例えば 5 1 2 チャンネル型プローブなどの大容量プローブが利用されることがある。プローブ 2 0 2 のすべてのチャンネルを、同時に処理する必要がある場合があり、したがって、超音波システム 2 0 0 に対して、5 1 2 の入力部が必要となる。プローブ 2 0 2 は、例えば 1 2 8 、 2 5 6 、 5 1 2 、 1 0 2 4 、 2 0 4 8 などの任意のチャンネル数を持つ場合がある。さらに、プローブ 2 0 2 は、例えば、リニア形プローブ、2 D マトリックス形プローブ、または曲線アレイ形プローブなどの任意タイプのプローブであることもある。

40

【 0 0 1 2 】

50

作動しているときは、プローブ 202 は、超音波信号を送って、それらのエコーを受け取る。超音波スキャナ 206 向けデータを得るために、複数のビームが同時に送られ、かつ受け取られる。同時に送られるビームの使用は、MLT (Multi Line Transmit) として知られている。同時に送られるビームの所要の間隔が、空間的に、あるいは符号の使用により、維持される。このような間隔に符号を使用することは、周知の通り、「Coded Excitation」法と呼ばれている。ビームを送るために生成された excitation 信号が、符号といっしょに提供される。この符号を送波器で使用して、送波器に伝えられる信号を識別する。送波器は、他のどんな信号も無視し、上記の信号しか受け入れない。本発明の他の実施形態により、収集された入力データは、MLA (Multi Line Acquisition) を用いて受け取られる。

10

【0013】

捕捉されたデータ、例えばエコーは、収集された入力データを形成する。この収集された入力データは、プローブ・インターフェースを介して、超音波スキャナ 206 に伝えられる。このプローブ・インターフェースは、様々な実施形態において、コネクタ 204 として構成されている。コネクタ 204 は、超音波プローブ 202 から受け取られた信号を分割して、その分割された信号の一部を、超音波スキャナ 206 のそれぞれに提供する。コネクタ 204 は、図 3 に関連して、さらに詳しく説明する。

【0014】

本発明の模範的な一実施形態により、超音波スキャナ 206 のそれぞれは、例えば 128 チャンネル、256 チャンネル、または 512 チャンネルなどのデータ処理用の複数のチャンネルをサポートしている。それぞれの超音波スキャナ 206 には、このデータの一部だけを提供して、超音波スキャナ 206 に、このデータの該当部分だけを処理させるようにしている。

20

【0015】

超音波スキャナ 206 は、イメージング・システム 200 に接続され、また、通信インターフェース 208 を介して互いに接続される。通信インターフェース 208 は、例えば、生データ、処理されたデータ、結果、制御信号などの情報の伝送を可能にする。本発明の一実施形態では、通信インターフェース 208 は、2 つ以上の通信ネットワークを含む。これらの通信ネットワークは、高速または低速の有線ネットワークまたは無線ネットワークであってもよい。さらに、超音波スキャナ 206 が 2 つだけ図示されているが、追加の超音波スキャナ 206 を相互接続してもよい。

30

【0016】

作動しているときは、これらの複数のスキャナ 206 のうちの 1 つが選択されて、「マスター」スキャナとして構成されている。一実施形態では、このただ 1 つのマスター・スキャナのユーザ・コントロールは、操作可能であって、ユーザが利用できる。さらに、データの処理から得られた画像はまた、この実施形態において、このマスター・スキャナに関連するディスプレイ上でのみ表示される。他のスキャナ 206 は、「スレーブ」として構成されている。本発明の様々な実施形態では、異なる組合せおよび異なる数のスキャナ 206 が提供される場合がある。このような場合、ただ 1 つのスキャナがマスター・スキャナとして構成されており、残りのスキャナは、マスター・スキャナ 206 で制御されるスレーブ・スキャナとして構成されている。本発明の一実施形態により、マスター・スキャナ 206 は、利用されるプローブ 202 上に設けられて、かつアクセスされるチャンネルの数に基づいて、データを処理するのに必要なスキャナの数を決定制し、かつ / または、必要とされるスキャナ 206 だけと接続し / やり取りする。

40

【0017】

それぞれのスキャナ 206 のバックエンド・プロセッサ (例えば、コンピュータ) 上にあるソフトウェアにより、スキャナ 206 は、周知のように、マスターとして、あるいはスレーブとして構成できる。スキャナ 206 のプロセッサを構成することにより、スキャナ 206 を構成して、必要なマスター・スレーブ・モードを形成できる。マスター・スキャナ 206 は、例えば、スレーブ・スキャナ 206 の IP アドレスなど、スレーブ・スキ

50

ャナ 206 のそれぞれに関する情報を受け取ることになる。マスター・スキャナ 206 はさらに、例えば、スキャナ 206 の中にマスター・スキャナ 206 が 2 つあるといった矛盾がないことも保証している。このような矛盾は、ユーザ構成に基づいて、解決されることがある。

【0018】

それぞれのスキャナ 206 (マスター・スキャナ 206 を含む) は、プローブ 202 上で利用できるチャネルの一部だけを動作させ、制御する。したがって、それぞれのスキャナ 206 は、その収集された入力データの一部だけを、スキャナ 206 が制御しているチャネルから、受け取る。例えば、超音波プローブ 202 が 512 チャネル型プローブであり、かつスキャナ 206 が 2 つある場合には、マスター・スキャナ 206 がプローブ 202 のチャネル 1 ~ 256 を制御し、またスレーブ・スキャナ 206 がプローブ 202 のチャネル 257 ~ 512 を制御するか、あるいは、その逆が行われる。

10

【0019】

一実施形態では、データのフロントエンドの信号伝送・処理は、すべてのスキャナ 206 によって、並行して行われる。したがって、ビームパラメータの計算、スキャン順序付け、送波、受波、アナログ/ディジタル変換とビームフォーミング EQ フィルタリング、ビットマップ (BMP) 処理、およびスキャン制御バス機能などのそれぞれのスキャナ 206 の機能は、プローブ 202 を制御するのに利用できる。それぞれのスキャナ 206 は、スキャナが捕捉するか、または受け取るデータに基づいて、部分結果を生成する。例えば、結果として、それぞれのスキャナ 206 から、処理またはスキャン変換された B - M モードのベクトル・データまたは IQ (カラー・ドップラー用) は、その部分結果を表わす。複合型スキャンでは、すべての部分結果は併合されるか、または組み合わせられて、例えば、集合体画像 (例えば、高画質の画像) を得る。本発明の様々な実施形態では、マスター・スキャナ 206 は、これらの部分結果を併合するか、あるいは組み合わせ、1 つの完全な画像を形成する。しかしながら、これらの部分結果は、他の場所、例えば、スレーブ・スキャナ 206、または専用処理機にて、併合される場合もある。

20

【0020】

図 3 は、本発明の模範的な一実施形態により、コネクタ 204 として構成されているプローブ・インターフェースを示すブロック図である。コネクタ 204 は、512 チャネルを持つ超音波プローブ 202 など、複数の出力チャネルを持つ 1 つのプローブ 202 を、それよりも少ないチャネルをそれぞれが持つ 2 つ以上のスキャナ 206、例えば、それぞれが 256 チャネルを持つ 2 つの超音波スキャナ 206 に接続する。それゆえ、コネクタ 204 は、512 チャネルを、2 組の 256 チャネルに分ける。しかしながら、コネクタ 204 は、これらのチャネルを、異なるサイズの組のチャネル (例えば、4 組の 128 チャネル) に分割するように構成される場合があることに留意されたい。

30

【0021】

例えば、それぞれの超音波スキャナ 206 は、256 チャネルのメス・コネクタを含むが、ただし、超音波プローブ 202 は、512 チャネルのオス・コネクタを持つことがある。次に、コネクタ 204 は、512 チャネルの 1 つのメス・コネクタと、256 チャネルの 2 つのオス・コネクタを持つように構成されていて、コネクタ 204 のコネクタが、プローブ 202 のコネクタと、スキャナ 206 のコネクタにそれぞれ嵌まるようにしている。

40

【0022】

ケーブル 302 とケーブル 304 (例えば、撓みケーブル) は、超音波プローブ 202 を超音波スキャナ 206 に接続するために提供される。ケーブル 304 は、コネクタ 204 の 2 つの脚部 (leg) を形成しており、一実施形態において、その長さが等しい。ケーブル 304 の長さが等しいことから、これら 2 つの脚部に沿って送られるだけでなく、受け取られるもするそれぞれの超音波パルスの伝搬距離が等しくなる。ケーブル 304 は、超音波スキャナ 206 上のコネクタ・ポートに到達するような長さに合わせて形成されている。ケーブル 302 とケーブル 304 は、複数の電線またはケーブルを含む場合があ

50

ることに留意されたい。本発明の模範的な一実施形態により、これらのケーブルの数は、「CMUT (Capacitive Micromachined Ultrasound Technology)」（CMUT技術）を用いて減らされる。

【0023】

本発明の模範的な一実施形態では、発光ダイオード（LED）などのインジケータを備えて、電気機械式接続の状態を表示することがある。これらのLEDを駆動するための給電は、超音波スキャナ206の1つから得られる。この給電は、ケーブル・バンドル中の専用線を通じて、提供されることもある。

【0024】

入力データは、コネクタ204を介して、ケーブル302とケーブル304によって、スキャナ206に提供される。しかしながら、以下に述べられるように、部分結果をやり取りするために、他の通信手段が提供されることもある。さらに、スレーブ・スキャナ206は、以下に述べられるように、マスター・スキャナ206のユーザ・コントロールを通じて、ユーザ向けユーザ・コマンド入力も受け取る。

【0025】

図4は、本発明の模範的な一実施形態による通信インターフェースのブロック図である。超音波プローブ202（図2に示される）に接続された（例えば、連結通信において）スキャナ206は、互いにやり取りするように構成されている。2つのタイプの通信ネットワークが提供される。一方は、通信時間が重要ではない通信ネットワークであり、また、他方は、通信時間が重要である（例えば、超音波プローブ202の要素の並行制御の同期動作のために）高速通信ネットワークである。

【0026】

作動しているときに、いかなるユーザも、例えばゲインなどのコントロールを変更することができる。一実施形態では、このような変更は、マスター・スキャナ206のユーザ・コントロールを介して入力される（例えば、GUI）。このユーザ入力（例えば、変更）は、スレーブ・スキャナ206に伝えられる。スレーブ・スキャナ206に伝えられる上記のユーザ・コマンドは、一般に、時間について重要でなく、ゆえに、高速通信リンクを介して伝えられることはない。さらに、超音波ビームフォーミング・パラメータおよび幾何形状に関するプローブ・セットアップなどのセットアップ・データを超音波システムにプレロードできるか、あるいは、これらのパラメータを、それぞれのユニットを用いて、リアルタイムで計算できるので、このようなリンクは、小さい帯域幅を持つことができる。この通信は、一般に、例えばTCP/IP (Transmission Control Protocol / Internet Protocol) を用いて、イーサネット・リンクを介するように設計されている。スキャナ206は、例えば病院ネットワークなどのサイト・ネットワークの一部であることもある。次に、スキャナ206のネットワークは、このサイト・ネットワークのインフラ上で、バーチャル・サブグループとして構成されることがある。本発明の様々な実施形態により、イーサネット・インフラ402は、このようなやりとりを提供する。例えば、プローブまたはモード設定の変更、アプリケーションの変更、一般に、他のリアルタイムのユーザ処置または入力などの制御信号は、イーサネット・インフラ402を用いて、スレーブ・スキャナに伝えられる。このイーサネット・リンクはまた、データ・トラフィックをやり取りして、スキャナ206の状態を維持する。スキャナ206の状態はまた、絶えず監視され、また、アラームは、イーサネット・インフラ402を用いてチェックされる。チェックされるアラームは、例えば、スキャナ206の電源オフ、電源リセット、ビームフォーマ・フロントエンドのリセット、温度障害状態、通信リンクのダウン、コネクタ障害などのアラームであることもある。

スキャナ206は、コネクション404を通じて、イーサネット・インフラ402に接続される。コネクション404は、例えば有線または無線であることもある。例えば、コネクション404は、ケーブルが使えない場所で、壁を通して、あるいは遠距離にわたって、やり取りするために、無線であってもよい。本発明の様々な実施形態により、二次ネットワーク・ケーブル406が、例えば、NIC (Network Interface

10

20

30

40

50

C a r d) カードおよびハブを介して、スキャナ 2 0 6 のそれぞれに接続される。例えば、二次ネットワーク・ケーブル 4 0 6 は、カテゴリ 5 (I S O (国際標準化機構) 規格による) のケーブル (C A T - 5 ケーブル) であることもある。

【 0 0 2 7 】

ユーザ・コマンドの伝送は、帯域幅集約型のもではなく、したがって、イーサネット・インフラ 4 0 2 上で、かつネットワーク・ケーブル 4 0 6 を介して伝えられる。結果データの伝送は、さらに多くの時間がかかり、かつ帯域幅集約型のものである。例えば、1 0 2 4 フレームで、かつ 5 1 2 ポイント / フレームでは、B モードのフレームに対して、約 2 M B のデータが生成される。6 0 フレーム / 秒 (f p s) では、約 1 2 0 M B / s のデータが生成される。したがって、それぞれのスレーブ・スキャナ 2 0 6 から、約 6 0 M B / s の転送速度が必要とされることがある。マスター・スキャナ 2 0 6 と、必要とされる転送速度 (例えば、少なくとも 6 0 M B / s) で転送できるそれぞれのスレーブ・スキャナ 2 0 6 との間に、標準またはメーカー独自仕様 (プロプライエタリ) のインターフェース 4 0 8 が提供される。

【 0 0 2 8 】

メーカー独自仕様または標準のインターフェース 4 0 8 は、一実施形態において、データ集合体リンクとして構成されている高速シリアル・リンクを含む。メーカー独自仕様または標準の高速シリアル・リンクは、少なくとも 6 0 M B / s の代表的なデータ転送速度を持つ同期高速リンクである。これらのリンクは、スキャナ 2 0 6 間を接続するために、機械的にたわみ、かつ展開できるケーブルとして提供される場合もある。

【 0 0 2 9 】

一実施形態では、メーカー独自仕様または標準のインターフェース 4 0 8 は、G i g E (ギガビット・イーサネット) である。マスター・スレーブ構成を維持するのに使用される G i g E リンクは、部分結果をマスター・スキャナ 2 0 6 に伝えるためにも使用される。G i g E は、例えば、スキャナのバックエンド上に電気光学式トランシーバを持つ光ファイバを使って、物理的に実現されることがある。G i g E は、7 0 M B / s までの全二重データ・レートを提供する。それよりも低いフレーム・レートでは、スキャナ 2 0 6 を、イーサネット・インフラ 4 0 2 などのサイト通信インフラに接続するのに用いられるイーサネット・コネクション 4 0 4 を使用する。それぞれのスキャナ 2 0 6 上に別の N I C カードを用いて、専用の二次 G i g E コネクションも提供される場合がある。T C P / I P 処理を可能にするために、それぞれのスキャナ 2 0 6 は、専用の C P U カードを含む T O E (T C P O f f l o a d E n g i n e) を使用して、T C P パケットをパックしてリフォームする (編成し直す) ことがある。R e m o t e D i r e c t M e m o r y A c c e s s を用いて、データを、それぞれの側の D M A (D i r e c t M e m o r y A c c e s s) フレーム・バッファから読み出して、それを、じかにスレーブ側のデュアル・ポート・メモリに入れる。

【 0 0 3 0 】

データがマスター・バックエンド・プロセッサに伝えられると、このデータを処理して、最終集合画像 (例えば、高解像度 / 高画質の画像) を形成する。マスター・スキャナ 2 0 6 のバックエンド・プロセッサは、大容量のプロセッサであることもある。本発明の様々な実施形態により、マスター・プロセッサ・バックエンドにデュアル C P U アーキテクチャを使用している。このバックエンドでは、スレーブ・スキャナ 2 0 6 (および、マスター・スキャナ 2 0 6) のそれぞれからスキャン変換されたデータを処理する。このような処理は、このデータの外挿と、これを処理してピクセル空間を形成することを含む場合もある。このピクセル空間は、最終画像を表現できる空間である。次に、この画像を、マスター・スキャナ 2 0 6 のディスプレイ上に表示することがある。本発明の他の様々な実施形態では、マスター・スキャナ 2 0 6 のバックエンドに、ただ 1 つの大容量 C P U を使用することがある。

【 0 0 3 1 】

様々な実施形態では、最終表示画像は、個々の部分結果を併合し、処理することで生成

10

20

30

40

50

される。これらの部分結果を併合している間、2つの部分結果間の境界は不連続であることもある。2つの部分結果が、異なるスキャナのエッジ・ベクトルからもたらされた結果として、このような不連続が発生することがある。

【0032】

図5と図6は、部分結果を組み合わせるための処理を例示したブロック図である。本発明の様々な実施形態により、図5に示されるように、プローブ202（図2に示される）のいくつかの中心チャンネルは、2つ以上のスキャナ206（図2に示される）により、共用されて、制御されることがある。図示されるように、一方のスキャナ206は、チャンネル1～256を制御し、また、他方のスキャナ206は、チャンネル250～506を制御する。しかしながら、それぞれのチャンネルは、いつでも、ただ1つのスキャナ206により制御されるべきである。コネクタ204（図2に示される）は、所与の時間に、ただ1つのスキャナ206で、それぞれのチャンネルを確実に制御できるようにするハードウェア保護を含む場合がある。他の実施形態では、この重なり合ったチャンネル・データは、それらの共用されたチャンネルに対応する領域にわたって平均を取ることで、併合されることがある。本発明の他の実施形態では、小さな重なり領域に沿って、図6に示される遷移重みグラフ（transition weighting profile）を使用して、このデータを併合することがある。この重なり領域は、2つの部分結果の境界に対応する。

【0033】

本発明の一実施形態により、中央バックエンド・プロセッサを持つ医用超音波イメージング・システムが提供される。図7は、中央バックエンド・プロセッサを持つ医用超音波イメージング・システムを示すブロック図である。

【0034】

医用超音波イメージング・システム600は、例えば、キーボードやコントロールなどのユーザ入力を持つ大容量の専用コンピュータまたはサーバー・スタンドアロン・バックエンド・プロセッサ602を含む。スタンドアロン・バックエンド・プロセッサ602は、送受波ボードなどのフロントエンド構成要素を持っていない。スタンドアロン・バックエンド・プロセッサ602は、2つの標準連結スキャナ604を制御するマスター・スキャナとして構成されることがある。このバックエンド・リソースは、グリッド・コンピューティング（grid computing）を用いて実施されることがある。

【0035】

スキャナ604は、スレーブ・モードにある。本発明の様々な実施形態では、3つ以上のスキャナ604が提供されて、スレーブ・モードで構成されることがある。これらのスキャナ604は、スタンドアロン・バックエンド・プロセッサ602に連結される。スキャナ604は、標準のスキャナよりも少ないハードウェアを含むことがある。例えば、モニタやキーボードなどのハードウェアは、スキャナ604の一部として提供されることはない。

【0036】

本明細書中に述べられる実施形態の様々な構成要素および動作は、要望通りに、または必要に応じて変更される場合があることに留意されたい。例えば、メーカー独自仕様または標準のインターフェース408（図4に示される）は、10ギガビット・イーサネット（Xaui）であることもある。10ギガビット・イーサネットは、光ファイバの物理リンク上でやり取りされる4つの3.125GB/sシリアル・データストリームを持っている。10ギガビット・イーサネットは、120MBの全バックエンドIQデータなどの大量のデータをやり取りすることがある。例えば、3つ以上のスキャナ206（図2に示される）を互いに連結しているときに、10ギガビット・イーサネットを使用することがある。

【0037】

さらに、例えば、外挿などの処理の一部は、それぞれの連結スキャナ206により実行されることがある。よって、スキャン変換されたデータを、部分結果として、マスター・スキャナ206のバックエンド、またはバックエンド・プロセッサ602に転送するので

10

20

30

40

50

はなく、部分画像部分（例えば、処理されたデータ）を、バックエンド・プロセッサ 602 としてマスター・スキャナ 206 のバックエンドに転送することがある。例えば、12 ビットのコントラスト深度にて、 1024×768 のピクセル解像度のディスプレイを持つスキャナ 206 が 2 つある場合には、1 フレームにつき、約 1.5 MB の非圧縮データを転送する必要がある。これは、前述のスキャン変換されたデータの約 2 MB/s というレートに匹敵する。転送されるデータは、ハードウェアまたはソフトウェアの無損失圧縮を用いて圧縮されることがある。

【0038】

本発明の様々な実施形態を使用して、ノートブック型/ラップトップ型のイメージング装置を連結することで、システム全体のスペース要件を減らすことがある。

10

【0039】

本発明の様々な実施形態は、例えば、さらに安価で、かつ処理能力のさらに低い複数のプラットフォームを使用して、複雑な画像処理を実行する医用イメージング・システムを提供する。変更は、例えば、データ転送スキャナをスキャナ高速 I/O インターフェースに変更することなど、ハードウェア変更のように、要望通りに、または必要に応じて、スキャナ 206 に対して行われる場合がある。

【0040】

本発明の実施形態の技術的な効果は、生データを分割して、それを、それぞれの連結スキャナにおいて、並行して処理することで、医用イメージング・システムで生データを処理する（例えば、リアルタイムのデータまたは後処理されるデータとして処理する）速度

20

【0041】

本発明のいくつかの実施形態の他の技術的な効果は、スキャナの柔軟性が高められることである。計算リソースを増やせば、例えば、EQ プロセッサ、B モード・プロセッサ、カラー・プロセッサ、ドップラー・プロセッサなどのスキャナの処理アルゴリズムが、ハードウェアではなくて、ソフトウェアで実現されることがある。これは、処理アルゴリズムのすぐ適応できる改良だけでなく、ルールベースの、学習され、かつ決定論的な再構成などのさらに容易な再構成も可能にする。このような目的で、専用のバックエンド・プロセッサが用いられる。これらの処理アルゴリズムは、このプロセッサにおいて、ソフトウェアで実現され、それにより、再構成および改良が容易に行われる。

30

【0042】

本発明は、様々な具体的な実施形態の点から述べられてきたが、当業者であれば、本発明は、併記の特許請求の範囲の精神および範囲に入る変更を加えて実施できることが理解されよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図 1】本発明の模範的な一実施形態による医用イメージング・システムのブロック図である。

40

【図 2】本発明の模範的な一実施形態による超音波システムのブロック図である。

【図 3】本発明の模範的な一実施形態によるコネクタを示すブロック図である。

【図 4】本発明の模範的な一実施形態による通信インターフェースのブロック図である。

【図 5】本発明の模範的な一実施形態により、部分結果を組み合わせる処理を示す図である。

【図 6】本発明の模範的な一実施形態により、部分結果を組み合わせる処理を示す図である。

【図 7】本発明の模範的な一実施形態による中央バックエンド・プロセッサを持つ医用超音波イメージング・システムのブロック図である。

50

【符号の説明】

【0044】

- 100 医用イメージング・システム
- 102 医用検査装置
- 104 コネクタ
- 106 医用イメージング装置
- 200 超音波システム
- 202 超音波プローブ
- 206 超音波スキャナ
- 304 ケーブル

10

【図1】

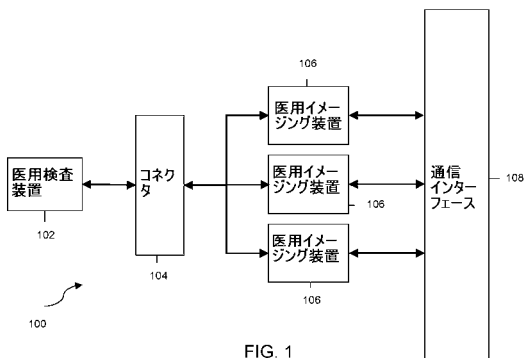


FIG. 1

【図2】

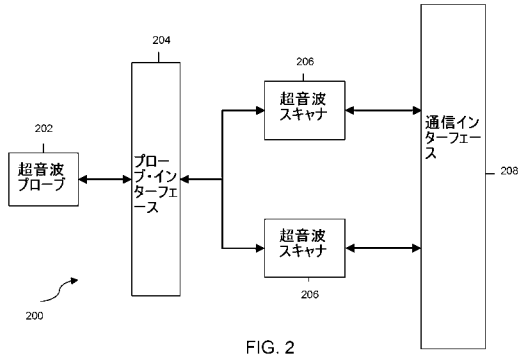


FIG. 2

【図3】

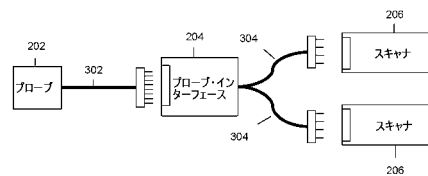


FIG. 3

【図4】

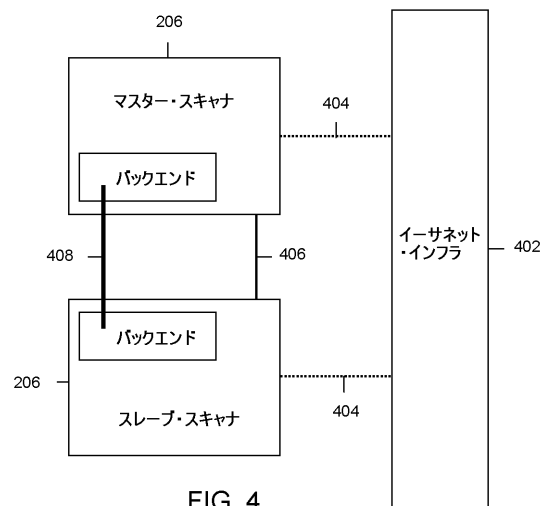


FIG. 4

【図 5】

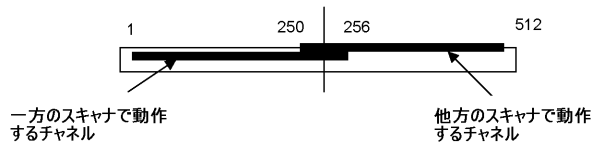


FIG. 5

【図 6】

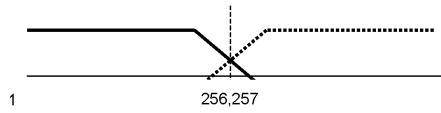


FIG. 6

【図 7】

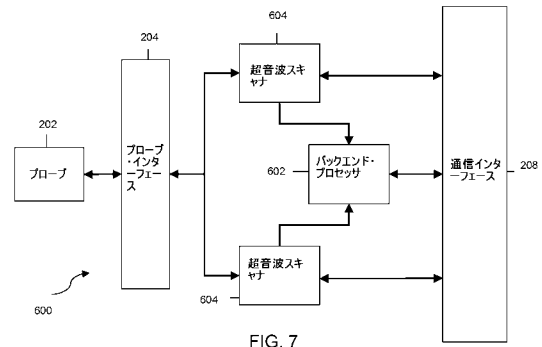


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者 ブラカシュ・パライル・マシュー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ムクウォナゴ、ルックアウト・レーン、エス 8 7・ダブリュ
2 8 1 8 6 番

(72)発明者 サストリー・ヴィ・エス・チルクリ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ホワイトフィッシュ・ベイ、イースト・フェアモント・アベ
ニュー、1 1 1 番

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 EE07 EE09 HH14 HH21 LL21 LL40

