

(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2013-212381

(P2013-212381A)

(43) 公開日 平成25年10月17日(2013.10.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
<b>A 6 1 B 8/08 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 8 2	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 5/05 3 8 0	
	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L 外国語出願 (全 53 頁)

(21) 出願番号 特願2013-75837 (P2013-75837)  
 (22) 出願日 平成25年4月1日(2013.4.1)  
 (31) 優先権主張番号 13/436, 718  
 (32) 優先日 平成24年3月30日(2012.3.30)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 593063105  
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド  
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.  
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51  
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.

最終頁に続く

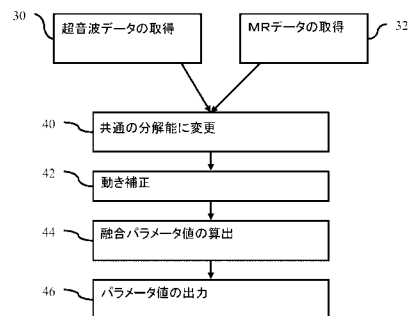
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合

(57) 【要約】

【課題】磁気共鳴および超音波パラメータの画像は、融合または結合される。

【解決手段】MRIおよび超音波イメージングを用いて、同じ種類のパラメータ画像を取得(30、32)する。融合データは、超音波およびMRIパラメータのデータを、両方の種類のデータが利用できるときに結合することによって形成(44)される。レートを犠牲にすることなく、融合データは、MRIデータが得られない間に形成(44)される。時間とともにパラメータ値を表している曲線は、各位置の利用できるMRIおよび超音波データに当てはめられ、MRIデータが利用できないときの融合データを生ずる。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合の方法であって、  
患者の領域を表している超音波パラメータデータを、第 1 のレートで取得 ( 3 0 ) し、  
前記超音波パラメータデータはパラメータの第 1 の値を具え、前記第 1 の値は検出された  
超音波データから導出され、

前記患者の前記領域を表している磁気共鳴パラメータデータを、前記第 1 のレートより  
遅い第 2 のレートで取得 ( 3 2 ) し、前記磁気共鳴パラメータデータは前記パラメータの  
第 2 の値を具え、前記第 2 の値は磁気共鳴データから導出され、

前記第 1 の値および前記第 2 の値から融合値を算出 ( 4 4 ) し、前記融合値は、前記患  
者の前記領域を前記第 2 のレートより速い第 3 のレートで表し、

前記融合値から、融合パラメータの画像を算出 ( 4 6 ) する、  
ことを特徴とする方法。

## 【請求項 2】

前記超音波パラメータデータおよび前記磁気共鳴パラメータデータを取得 ( 3 0 、 3 2 )  
することは、弾性、温度測定または灌流データを取得することを含み、

前記パラメータは、弾性特性、温度または灌流特性を具える、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記超音波パラメータデータを前記第 1 のレートで取得 ( 3 0 ) すること、および、前  
記磁気共鳴パラメータデータを前記第 2 のレートで取得 ( 3 2 ) することは、前記超音波  
パラメータデータを、前記磁気共鳴パラメータデータを取得することより高速のフレーム  
またはボリュームレートで取得すること含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記融合値を時間  $T_{high}$  で算出 ( 4 4 ) することは、時間  $T_{low}$  ( $T_{low} < T_{high}$ ) から時間  $T_{high}$  まで延在している移動ウィンドウを適用することを含み、

時間  $T_{low}$  は、2 番目から最後の MR パラメータデータが取得される時間である、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 5】

当てはめは、前記移動ウィンドウ内で前記第 1 の値および前記第 2 の値のエネルギー関  
数を最小化することを含み、

当てはめ曲線を用いて、時間  $T_{high}$  で前記融合値を生成する、  
請求項 4 に記載の方法。

## 【請求項 6】

算出 ( 4 4 ) することは、移動ウィンドウ内で前記第 1 の値および前記第 2 の値の重み  
付け最小二乗当てはめを実行することを含む、

請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 7】

算出 ( 4 4 ) することは、前記第 1 のレートで前記領域を表すために前記融合値を算出  
( 4 4 ) することを含み、

前記第 1 のレートと前記第 3 のレートとは等しい、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 8】

前記融合パラメータの画像を算出 ( 4 6 ) することは、前記融合パラメータの画像のシ  
ーケンスを前記第 3 のレートで表示することを含み、

前記融合パラメータの画像は、前記パラメータおよび前記領域を表す、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 9】

算出 ( 4 4 ) 前に、前記第 1 の値を内挿 ( 4 0 ) すること、前記第 2 の値を内挿 ( 4 0 )

10

20

30

40

50

）すること、あるいは、前記第 1 の値および前記第 2 の値を共通の分解能に内挿（40）  
 することをさらに含む、  
 請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

解剖を表す磁気共鳴および超音波データを使用して、前記第 1 の値、前記第 2 の値、あ  
 るいは、前記第 1 の値および前記第 2 の値の空間位置を動き補正（42）することをさら  
 に含む、  
 請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のために、プログラムプロセッサ（26）  
 によって実行可能な命令を表すデータを格納している非一時的コンピュータ可読の記憶媒  
 体であって、

前記記憶媒体は、超音波データおよび磁気共鳴データの両方から、画像のシーケンス用  
 のパラメータデータを算出（44）するための命令を含み、

前記パラメータデータのデータレートは、前記超音波データのレート以上であり、

前記記憶媒体は、前記画像の前記シーケンスを出力（46）するための命令を含み、

前記画像は、前記パラメータデータの関数である、

記憶媒体。

【請求項 12】

算出（44）することは、前記超音波データおよび前記磁気共鳴データの重み付け最小  
 二乗当てはめを、同一の関数にて実行することを含む、

請求項 11 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 13】

算出（44）することは、

第 1 の時間と第 2 の時間との間の移動ウィンドウ内で、前記超音波データおよび前記  
 磁気共鳴データに曲線を当てはめることと、

前記融合値を前記第 2 の時間に算出（44）することと、

を含む、

請求項 11 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 14】

当てはめは、前記移動ウィンドウ内で前記超音波データおよび前記磁気共鳴データのエ  
 ネルギー関数を最小化することを含む、

請求項 13 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 15】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のためのシステムであって、前記システム  
 は、

弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせの MR データのフレームまた  
 はボリュームの第 1 のシーケンスを提供するように構成された磁気共鳴（MR）システム  
 （14）と、

前記弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせの超音波データのフレ  
 ームまたはボリュームの第 2 のシーケンスを提供するように構成された超音波システム（1  
 6）と、

前記超音波データを前記 MR データと結合するように構成されたプロセッサ（26）と

、

を具えるシステム。

【請求項 16】

前記システムは、前記結合された超音波データおよび MR データの画像の弾性、温度測  
 定、灌流またはそれらの組み合わせを表示するように動作可能なディスプレイをさらに具  
 え、

前記画像の少なくともいくつかのピクセル値は、各々、前記超音波データおよび前記 M

10

20

30

40

50

Rデータの両方の関数である、  
請求項15に記載のシステム。

【請求項17】

前記第1のシーケンスは、前記第2のシーケンスより速いレートを有し、  
前記プロセッサ(26)は、前記MRデータおよび前記超音波データの両方を使用して  
融合データを算出する(46)ことによって結合するように構成されている、  
請求項15に記載のシステム。

【請求項18】

前記プロセッサ(26)は、異なる時間から前記MRデータおよび前記超音波データの  
重み付け最小二乗当てはめによって、前記融合データを算出するように構成されている、  
請求項17に記載のシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、マルチモダリティ・イメージングに関するものである。特に、磁気共鳴映像  
法(MRI)および超音波画像診断法(イメージング)が組み合わせられる。

【0002】

MRIおよび超音波イメージングは、解剖の画像を生成する。MRIは、明確かつ鮮明  
な画像(例えば、高い信号対雑音比)を生成するという利点を有し、閉塞による影響を受  
けにくい。しかしながら、解剖学的MRIのための取得時間は、超音波イメージングより  
遅い。超音波イメージングは、ボリュームのイメージングさえも高速でリアルタイムに提  
供することができる。両方のモダリティからのデータを結合するために、超音波取得のレ  
ートは遅くなり、その結果、時間分解能の損失につながる。異なるモダリティからの画  
像を結合することは、略同時かつ同一の解剖のものであっても、スペckルおよび他の相違  
のため困難である。

20

【0003】

MRIおよび超音波イメージングは、解剖以外の画像、例えばパラメータの画像を生成  
することができる。従来の解剖学的画像または流れ画像だけを使用することと比較して、  
パラメータの画像、例えば弾性、温度測定および灌流の画像は、付加的な診断情報を提供  
する。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

導入として、後述する好適実施形態は、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合の  
ための方法、システム、命令およびコンピュータ可読媒体を含む。MRIおよび超音波イ  
メージングを用いて、同一種類のパラメータ画像を取得する。融合データは、最新の超音  
波およびMRIデータを結合することによって形成される。融合データは、ライブで、ま  
たは、取得につれて形成可能である。画像レートを犠牲にすることなく、MRIデータが  
取得できない時間に、超音波データを用いて融合データを形成する。最新の超音波および  
MRIデータに対する曲線当てはめを用いて、融合データを高いデータレートで算出する  
。

40

【0005】

第1の態様において、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のための方法が提供  
される。患者の領域を表している超音波パラメータデータは、第1のレートで取得される  
。超音波パラメータデータは、パラメータの第1の値である。第1の値は、検出された超  
音波データから導出される。患者の領域を表している磁気共鳴パラメータデータは、第1  
のレートより遅い第2のレートで取得される。磁気共鳴パラメータデータは、パラメータ  
の第2の値である。第2の値は、磁気共鳴データから導出される。融合値は、第1および  
第2の値から算出される。融合値は、患者の領域を、第1のレート以上の第3のレートで  
表す。融合パラメータの画像は、融合値から生成される。

50

## 【 0 0 0 6 】

第2の態様において、非一時的コンピュータ可読の記憶媒体は、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のために、プログラムプロセッサによって実行可能な命令を表すデータを格納した。記憶媒体は、超音波データおよび磁気共鳴データから画像のシーケンスのためのパラメータデータを算出するための命令を含み、パラメータデータのデータレートは、超音波データのレート以上であり、記憶媒体は、画像のシーケンスを出力する(46)ための命令を含み、画像は、パラメータデータの関数である。

## 【 0 0 0 7 】

第3の態様において、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のためのシステムが提供される。磁気共鳴(MR)システムは、弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせのMRデータのフレームまたはボリュームの第1のシーケンスを提供するように構成されている。超音波システムは、弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせの超音波データのフレームまたはボリュームの第2のシーケンスを提供するように構成されている。プロセッサは、超音波データをMRデータと結合するように構成されている。

10

## 【 0 0 0 8 】

本発明は以下の特許請求の範囲によって定義されるものであり、明細書を、請求項に対する制限としてみなしてはならない。本発明のさらなる態様および利点は、好適実施形態と連動して後述され、特許請求の範囲に独立項あるいは従属項として記載される。

## 【 0 0 0 9 】

コンポーネントおよび図面は必ずしも一定の比率ではなく、その代わりに、本発明の原理を説明するために強調されている。さらに、同様の参照番号は、複数の図面にわたって対応する部品を示す。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のための方法の一実施形態のフローチャートである。

【 図 2 A 】 磁気共鳴、超音波および融合データのためのレートの例示である。

【 図 2 B 】 磁気共鳴、超音波および融合データのためのレートの例示である。

【 図 2 C 】 磁気共鳴、超音波および融合データのためのレートの例示である。

30

【 図 3 】 磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のシステムの一実施形態のブロック図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 1 】

高いフレームレートのパラメータ画像は、磁気共鳴(MR)および超音波データから生成される。低いフレームレートのMRデータおよび高いフレームレートの超音波データを結合することによって、両方のモードから結合されたパラメータの画像は、超音波取得以上のレートで表される。MRおよび超音波からのパラメータ画像の結合は、良好な信号対雑音比の画像を高いフレームレート/ボリュームレートで提供することができる。

## 【 0 0 1 2 】

図1は、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のための方法を示す。この方法は、図3のシステム10または他のシステムによって実施される。動作は、図示の順番あるいは他の順番で実行される。例えば、動作30および32は、交互に、連続して、あるいは、同時に実行される。連続実行のために、取得と、例えば心臓または呼吸のサイクルと、を同期させる付加的な動作を実行することができる。動作40~46は、動作30、32の取得とリアルタイムに実行され、例えば、取得または走査が生じている間、および/または、走査の数秒間に同一の検査セッションで実行される。

40

## 【 0 0 1 3 】

追加の動作や異なる動作を設けてもよいし、動作を減らしてもよい。例えば、分解能を変更する動作40および/または動き補正の動作42を設けなくてもよい。他の例では、

50

動作 4 6 は、設けられていない。他の例では、心臓、呼吸または他のサイクルと異なる時間であるが、同一類似の段階に取得される MR および超音波データを時間的に整列配置するための動作が設けられている。

【 0 0 1 4 】

動作 3 0、3 2 の取得は、超音波システムおよび MRI システムによって実行される。データは、リアルタイムに、または、走査中に得られる。あるいは、データは、前もって取得されており、データ転送またはメモリへのアクセスによって得られる。

【 0 0 1 5 】

動作 3 0 において、超音波パラメータデータが取得される。超音波データは、患者を 2 次元または 3 次元に音響的に走査することによって取得される。任意の種類、走査フォーマットまたは撮像モードを用いることができる。例えば、高調波イメージングが、添加造影剤の有無にかかわらず用いられる。他の例として、B モード、カラー・フロー・モード、スペクトル・ドップラー・モード、M モード、コントラストまたは他の撮像モードが用いられる。

10

【 0 0 1 6 】

解剖的情報またはフロー情報を表す超音波データは、走査によって患者から取得される。データは、患者の点、線、面積または体積を表す。超音波イメージングのために、超音波周波数の波形が送信され、エコーが受信される。音響エコーは電気信号に変換され、患者の領域内でのサンプル位置を表すようにビーム整形される。ビーム整形されたデータはフィルタ処理される、あるいは、調和振動数または基本振動数帯域の情報を分離するよう

20

【 0 0 1 7 】

ビーム整形データを検出し、例えば強度 (B モード) または速度 (フローモード) を決定する。同一位置からのエコー信号のシーケンスを用いて、速度、変化および / またはエネルギーを推定することができる。シーケンスを用いて、造影剤を検出することもできる。例えば、異なる位相および / または振幅を有する送信への反応を追加し、組織またはフローに対する情報を造影剤から分離する。造影剤検出を、灌流のために用いることができる。ビーム整形データからの他の検出技術を用いることができる。検出された超音波情報は、解剖的データである。例えば、B モードデータは組織構造を表す。他の例として、フローデータは血管に関する位置を示す。さらに他の例では、造影剤データは患者内の造影剤を示す。

30

【 0 0 1 8 】

検出値をフィルタ処理し、ディスプレイ・フォーマットに走査変換することができる。患者を表す超音波データは、超音波処理経路に沿った任意の点からのものであり、例えば、ビーム整形前のチャンネルデータ、検出前無線周波数または同相および求積データ、検出データ、または走査変換データである。

【 0 0 1 9 】

パラメータは、超音波データから導出可能である。パラメータの超音波データは、解剖の単なる検出反応よりもむしろ患者または走査領域の特性を表す。例えば、パラメータは、温度、弾性および灌流を含む。他のパラメータを用いることもできる。例えば、異なる位置の組織の種類は、スペックル特性、エコー強度、組織構造とのテンプレートマッチングまたは他の処理から決定される。

40

【 0 0 2 0 】

温度パラメータは、他の情報の有無にかかわらず超音波データから導出される。温度測定を実行することによって、さまざまな位置の温度を決定することができる。任意の温度測定を用いることができる。例えば、組織は加熱されると膨張する。膨張を測定すると、温度を示すことができる。温度関連の測定値は、温度を直接的または間接的に示すことができる。例えば、導電率に関連したパラメータまたは含水量の測定 (例えば、組織種類の測定) は、温度に間接的に影響を与えうる。一実施形態では、組織変位、音速、後方散乱強度および受信信号の正規化された相関係数の 2 つ以上、例えば 4 つ全部が実行される。

50

血管壁の膨張のような他の測定も可能である。

【0021】

組織変位は、1次元、2次元または3次元のオフセットを決定することで測定される。絶対差の最小和または最高相関と関連した変位が決定される。現在の走査データは、参照データセット、例えば以前または初期の走査に対して並進、回転および/または拡大縮小される。最大または十分な類似性と関連したオフセットは、変位として決定される。Bモードまたはハーモニックモードデータを用いているが、他のデータを用いることもできる。1つの位置に対して算出された変位を用いて、検索を改善するまたは他の位置の領域を検索することができる。変位の他の測定を用いることもできる。

【0022】

音速は、加熱前と加熱中の比較から測定可能である。パルスが送信される。エコーが所定の位置から戻る時間を用いて、トランスデューサからその位置までの音速を決定することができる。任意の開口を用いて、例えば、異なる開口を有する同一の位置およびの別個の測定および平均を行うことができる。他の実施形態では、信号は相関している。例えば、ビーム整形後の同相信号および求積信号は、参照信号と相関している。参照信号と現在の信号との間の位相オフセットが決定される。送信波形の周波数（すなわち、超音波周波数）を用いて、位相差を音の時間または速度に換算する。音速の他の測定値を用いることもできる。

【0023】

後方散乱強度は、BモードまたはMモードである。エコー信号のエンベロープの強度またはエネルギーが決定される。

【0024】

受信信号の正規化された相関係数は、測定可能である。検出前のビーム整形データ、例えば同相データおよび求積データは、相互相関している。一実施形態では、1つまたは複数の参照サンプルが取得される。サンプル送信の間か後に、次のサンプルが取得される。位置ごとに、空間ウィンドウ、例えば深さにおける3つの波長は、相関用のデータを定める。ウィンドウは、長さ、面積または体積を定める。現在のデータは、ウィンドウ空間内で、参照データと相関している。正規化された相互相関は、ウィンドウ内のデータに対して実行される。新しいデータが取得されると、さらなる相互相関が実行される。

【0025】

音響パラメータ、物理パラメータあるいはパラメータの変化に関連した温度を測定することができる。温度測定のための他の測定値は、組織弾性、歪み、歪み速度、動き（例えば、変位またはカラーフロー測定）または反射パワー（例えば、後方散乱体断面）を含むことができる。

【0026】

一実施形態では、温度は、例えば米国特許出願番号第2011/0060221号（その開示が本願明細書に参照として取り込まれる）において開示されるように、直接的に測定されるよりはむしろモデルから推定される。上述した種類の情報の1つ以上を、モデルへの入力として用いることができる。実際のデータおよび/または派生情報は、モデルと組み合わせて用いられる解剖的パラメータである。超音波走査に加えて、臨床情報または他の情報は、温度を決定するために取得される。例えば、遺伝情報または組織関連の他のデータは、患者の記録から取り出すことができる。温度関連情報の決定に関与している任意の特徴を用いることができる。

【0027】

温度関連の測定値は、モデルに適用される。あるいは、値（すなわち、測定値またはデータ）は処理され、処理された値が入力される。例えば、値は、空間的および/または時間的にフィルタ処理される。他の例として、異なるタイプの値がその値から算出可能であり、例えば、その値から分散、導関数、正規化、他の関数を決定可能である。他の例では、現在値と参照値または以前の値との間の変化が決定される。時間ウィンドウの値の時間履歴を用いることができる。値は、モデルの特徴として入力される。

10

20

30

40

50

## 【0028】

モデルは、温度または温度分布（すなわち、複数の位置および/または時間における温度）を入力情報から出力する。派生温度は、任意の単位、例えば、華氏または摂氏とすることができる。温度の分解能は任意のレベルにすることができ、例えば、2度または他のレンジで温度を出力することができる。あるいは、温度関連の他の情報、例えば温度変化、量または指数値が出力される。

## 【0029】

任意のモデル、例えばニューラル・ネットワークまたは区分線形モデルを用いることができる。機械学習に代わるものとして、手でプログラムされたモデルを用いることができる。一実施形態では、熱分布モデルが用いられる。熱分布モデルは、熱伝導率、密度または異なる組織、流体または構造の他の挙動を構成する。熱分布モデルは、他の位置での温度を決定する。熱分布モデルは、他の時間または時間および位置の両方で温度を決定することができる。

10

## 【0030】

他のパラメータは、弾性である。任意の弾性イメージング、例えば歪みまたは歪み速度を用いることができる。歪みまたは弾性の特性を、パラメータとして用いることができる。音響エネルギー、サンパー、心臓の動きまたは他のソースは、弾性測定用の変位を生じさせる応力として提供可能である。

## 【0031】

歪みまたは弾性に対して、組織の変位は、時間の関数として決定される。変位は、組織データ、例えばBモード超音波データから測定可能である。相関、相互相関、絶対差の最小和または他の類似の測定を用いて、走査間の変位を決定する。変位は、1次元、2次元または3次元で決定される。一実施形態では、米国特許第5107837号、第5293870号、第5178147号、第6508768号または第6558324号（その開示が本願明細書に参照として取り込まれる）に開示された方法またはシステムの任意の1つ以上を用いて、歪み情報としてデータまたはイメージの弾性フレームを生成する。歪みまたは弾性を測定する他の方法を用いることができる。変位は、組織の速度および/または加速度を決定することにより測定可能である。

20

## 【0032】

1つ（例えば、速度）、2つ（Bモード相関）またはより多くの（例えば、平均変位）走査に基づいて、歪み場が決定される。歪み場は、複数の位置での歪みを表す。他の実施形態では、変位場または歪み速度場を用いることができる。他の測定値を用いて、歪みまたは変位、例えば速度を表すことができる。

30

## 【0033】

一実施形態では、横波は、縦波に加えて、または、縦波に代わるものとして検出される。励起は、空間位置で横波を生成するビームを形成する。ビームが十分に強い所で、横波は発生する。横波は、音響波放出方向に沿った縦波よりゆっくり組織内で伝播する。横波は、応力印加方向に垂直な方向を含むさまざまな方向に伝播する。横波の変位は、励起ビームに対応する位置でより大きい。横波が走査ラインを通過して伝播するにつれて、Bモード強度は変化する。モニタされた走査ラインに対して、横波から生ずる組織運動の時間側面を表すデータのシーケンスが提供される。例えば、複数の空間位置からのデータは（例えば、走査ラインに沿って）、時間の関数として相関している。深さまたは空間位置の各々に対して、複数の深さまたは空間位置の相関（例えば、プロフィールが算出される点に中心深さがある64の深さのカーネル）が実行される。2次元変位または空間における3次元変位を用いることができる。走査ラインまたはビームとは異なる方向に沿った1次元変位を用いることもできる。所定の時間における最高あるいは十分な相関を有する空間オフセットは、変位量を示す。変位は、異なる時間における所定の位置に対して決定される。所定位置のための時間的プロファイルは、横波または縦波の検出を示す。

40

## 【0034】

速度および/または弾性率または弾性の他の複素表現を用いることができる。剪断速度

50

および/または切断率は、圧力および吸収係数に少なくとも部分的に基づいて決定可能である。吸収係数は、治療されている組織に応じて、想定可能である（例えば、0.5、0.6、0.8または他の値）。加えられた圧力は、送信された励起および減衰の考慮から分かる。

【0035】

他のパラメータは、灌流である。濃度、レート、流入、流出または他の灌流特性は、超音波データから導出される。患者は、複数回走査される。一実施形態では、造影剤を検出するための走査は、造影剤の滅失のための走査と交互に行われる。

【0036】

灌流は、検出された造影剤から検出される。任意の造影剤検出走査モード（例えばハーモニックBモード）を用いることができる。一実施形態では、複数のパルス技術が用いられる。同一または隣接した送信走査ラインに沿う2つ以上の送信が行われる（fired）。例えば、2つのパルス、例えば2つの逆位相のパルスを用いて、偶数次高調波における反応を分離する。造影剤は、偶数次高調波において、組織より強い反応を有することができる。送信パルスに対する異なる位相および/または振幅に加えて、あるいは、その代わりとして、受信信号の異なる重み付けを用いることができる。他の例では、同一位置を表す3つ以上の受信信号を結合し、その位置における非線形の基本的な反応を決定する。対応する送信パルスは、異なる位相および振幅を有する。非線形の基本的な反応は、造影剤に対して組織より大きいので、良好な特性を提供する。再灌流は、複数のパルスの結合を使用して検出される。所定の走査時間における関心領域の組織内の造影剤は検出され、滅失を過ぎた時点の再灌流あるいはその領域に対する造影剤の他の導入を示す。

10

20

【0037】

造影剤が破壊された所で検出される灌流は、再灌流である。破壊的な音響エネルギーの送信後、造影剤の再灌流が検出される。再灌流は、任意の技術、例えば造影剤モードを使用して撮像される。原則として、造影剤濃度は、高い灌流レートを有する領域でより急速に増加する。灌流は、時間とともに検出される。

【0038】

灌流は、造影剤反応から導出される。組織に関連する所定の位置に対する灌流の量は、決定可能である。造影剤反応は、単独で灌流濃度を示すことができる。灌流の変化を用いることができる。所定の位置またはボクセルに対して、2回の造影剤反応の相違が決定可能である。データのための走査を、分離する時間で割り算した造影剤反応の量の相違は、灌流レートを示す。

30

【0039】

パラメータ情報は、所定の時間における患者の領域を表す。パラメータデータは、時間平均とすることができる。患者の領域は、2次元または3次元である。異なる値または同一の値は、異なる位置のために提供される。

【0040】

パラメータ取得は、異なる時間に繰り返される。領域の走査、走査からの超音波データの検出およびパラメータ値の導出は、繰り返される。繰り返しは、異なる時間に領域を表しているパラメータデータを提供する。

40

【0041】

任意の繰り返しレートをを用いることができる。例えば、領域を表すデータの1つのフレームまたはボリュームは、1秒ごとに取得される。他の例では、1秒につき、10以上のフレームまたはボリュームレートである。

【0042】

パラメータの超音波データの任意数のフレームまたはボリュームが取得される。例えば、例えば1、2および3番目の時間に、3セット以上のパラメータデータが取得される。図2は、7つの異なる時間（ $t_1 \sim t_7$ ）でのパラメータの超音波データ（U）の取得を示す。取得は、進行中とすることができる。パラメータデータ、例えば温度測定、弾性または灌流の時間シーケンスは、超音波スキャナから取得される。例えば、複数の温度マッ

50

ブが得られる。

【0043】

動作32において、磁気共鳴(MR)のパラメータデータが取得される。取得は、MRIシステムを使用し、それゆえ、超音波データの取得と同時に実行可能である。あるいは、MRパラメータデータは、超音波データの前後に、または超音波データと交互に取得される。MRIシステムおよび超音波システムは、互いに独立している。あるいは、トランスデューサがMRIシステムの患者ベッドに取り付けられている複合システムが提供される。制御、電子機器または処理は、共有されても分離されてもよい。

【0044】

MRパラメータデータは、MRデータから導出される。磁気共鳴のために、受信したMRデータは、射影強度を示す。断層撮影または他の処理を使用して、異なる位置からの反応強度が決定される。異なるパルス・シーケンスを用いて、走査領域で異なる分子および/または特性を検出することができる。

【0045】

MR解剖データを得ることができる。MR解剖データは、患者の解剖を表す。MR解剖データは、患者のボリュームを表し、例えば、 $N \times M \times O$ の配置のボクセルを表す。あるいは、MR解剖データは、複数の別々のスライス(例えば、3枚の平行したスライス)を表す。他の実施態様では、MR解剖データは、単一の平面を表す。

【0046】

1つ以上の送信機は、RF励起場を生じる。所望数の送信機が用いられ、対応する数の送信/受信スイッチを介して、RFコイルアレイにおける対応する数のコイルに接続される。コイル素子の複合RF磁場は、対象物内の関心領域の全体にわたって、定められたB1磁場を生成する。RF励起場に応答して対象物によって生じる信号は、コイルアレイによって受信され、受信チャンネルのセットの入力端に供給される。受信信号は、ラーモア周波数、または、その周辺にある。B1磁場が生成されないとき、送信/受信スイッチは、受信チャンネルの各々をそれぞれのコイル素子に接続する。対象物内の励起スピンによって生じる信号は、受信され、k空間および/または物体空間データとして個別に処理される。

【0047】

パラメータ、例えば温度、弾性または灌流特性を表すデータを取得する任意のMR手順を用いることができる。例えば、T1強調データまたはT2強調データが得られる。他の例として、拡散データが得られる。MR弾性率計測データのために、任意のMR弾性率計測プロセスを用いることができる。一実施形態では、力学的な波の伝播が測定される。力学的な波は、外圧によって、例えば、患者の皮膚に適用される周期的な圧力によって患者内で誘発される。例えば、パッド(すなわち、サンパー)は、患者の腹部に配置され、特定の低い周波数で振動する。周波数は、MRシステムによって関心領域を走査するレートと比較して低い。一実施形態では、音響エネルギーを用いて、患者内の焦点領域で力学的な波を生成する。力学的な波は、硬組織および軟組織とで異なるレートで移動する。

【0048】

力学的な波の伝播を測定するために、MR走査は、異なる時間で実行される。力学的な波に対する組織の反応が測定される。時間とともに力学的な波によって生じる組織の変位、移動の時間および距離は、組織内の力学的な波のレートを示す。プロセッサは、変位の特性に基づいて、組織の剛性を決定する。例えば、力学的な波のレートは、複数のサンプル位置の各々に対して算出される。速度自体が、弾性率計測法のデータとして用いられる。あるいは、ピークで正規化された変位または速度および/またはピークで正規化された変位から算出されたパラメータは、MR弾性率計測法のデータとして用いられる。例えば、剛性または歪みレート情報が、用いられる。

【0049】

一実施形態では、同期した振動増感傾斜磁場(motion-sensitizing gradient)を用いた位相差MR技術は、波伝播のパターンを測定する。結果データは、分析され、剛性また

10

20

30

40

50

は組織の他の機械的特性の定量的なMR弾性率計測法のデータを生成する。例えば、調和振動数が低い音響横波(10Hz~1.1kHz)は、外部の機械的応力源として用いられる。音響波によって、微小な周期的変位(マイクロメートルの10分の1のオーダー)が生じる。力学的な波(例えば、音響横波)によって、局所的な弾性率の算出は単純化される。なぜなら、局所的な弾性率は、局所的な静的応力分布の推定を必要とすることよりもむしろ、ローカル波長から直接計算されるためである。高感度のMRベースの方法は、組織内の力学的な波に関する情報を得るために走査する。振動増感傾斜磁場は、撮像対象物の内部で生成する音響力学的な波と同期して適用される。これらの振動増感傾斜磁場が存在する場合、スピンの周期的運動は、受信したMR信号に位相シフトを引き起こす。位相シフトは、変位振幅および周期的な振動増感傾斜磁場の数と比例している。小さい振幅同期運動は、機械励起の複数のサイクル上の位相シフトおよび振動増感傾斜磁場波形を蓄積することによって測定可能である。各ボクセルの測定された位相シフトから、各ボクセルの変位振幅は、再構築されたデータにおいて推定される。この変位マップは、対象物内で伝播する力学的な波を示す。周期的な振動増感傾斜磁場は、任意の所望の軸に沿って重畳可能であるので、歪みダイアディック(dyadic)の異なるコンポーネントは非侵襲的に推定可能である。剪断画像を、空間フィルタリングを使用して生成し、ローカル波長を算出することができる。ローカル波長、変位、歪みまたはそれから生ずる情報は、弾性率計測データとして使用される。

10

#### 【0050】

他のMRパラメータデータは、温度である。任意のMR温度測定技術を用いることができる。例えば、T1強調イメージングにおいて、組織のT1長手方向緩和時間の変化を用いて、温度変化を撮像することができる。T1は、高周波パルスの後、組織が(再)磁化されるのに必要な時間を示す。T1は、共鳴しているプロトンと他の核との間の熱相互作用によって決定される。周波数でシフトする水分子のプロトン共鳴周波数(PRF)によって、周波数の変化を検出できる。水素電子は核を磁場から保護し、核によって見られる磁場を、したがって共振周波数を効果的に低下させる。結合電子において、この効果は減少する。温度の上昇につれて、より多くの結合は、伸ばされ、破壊され、あるいは、曲げられる。その結果、温度の上昇につれて、周波数は減少する。

20

#### 【0051】

さらに他のパラメータは、灌流である。任意の方法を用いて、MRIを使用している拡散を決定することができる。例えば、T2\*緩和時間上のガドリニウムの効果が用いられる。造影剤は、磁場の均一性を局所的に破壊する。その結果、イメージング・ボクセル内の水素核は、異なるローカル磁場を見て、異なる周波数で共鳴する。これは、ひいては、それらの信号の干渉性の損失につながる。それらの信号は、キャンセルし始める。画像において、存在するガドリニウム造影剤の量に応じて、ボクセル(T2\*短縮)からの信号が減少する。

30

#### 【0052】

灌流パラメータは、検出された造影剤から算出される。造影剤の濃度を用いて、灌流を表すことができる。造影剤の変化、流入、流出または他の灌流特性を算出することができる。

40

#### 【0053】

MRパラメータは、患者の領域の異なる位置に対する値である。領域は、超音波パラメータデータに関する2次元または3次元の同一位置である。あるいは、MRによってパラメータデータによって表される領域は、パラメータの超音波データによって表される領域に重複するが、同一ではない。超音波またはMRパラメータデータは、例えば、データ・レジストレーション、基準ベースの変換または位置センサを使用して同一座標系に変換可能である。

#### 【0054】

エリアまたはボリュームのためのMRパラメータデータは、所定時間の間取得される。取得は、期間と関連しうる。この期間は、1回の取得とみなされる。所定時間の間のデー

50

タは、瞬間的な測定値または時間的平均を表すことができる。例えばデータの移動ウィンドウ内で、ある時間での領域を表しているパラメータデータは、他の時間の間のデータを算出するために用いられるデータから算出可能である。

**【 0 0 5 5 】**

MRパラメータデータは、複数回取得される。任意の取得レートを用いることができる。MRパラメータデータのためのレートは、超音波パラメータデータのためのレートより遅い。超音波画像シーケンスは、MRI画像シーケンスと比較してフレームまたはボリュームレートが高い。図2の例では、MRパラメータデータ(M)の1つのフレームまたはボリュームは、超音波パラメータデータ(U)の3つのフレームまたはボリュームごとに取得されている。MRパラメータデータ(M)は、3回ごとに取得され、他の時は取得されない(例えば、時間2および3( $t_2$ および $t_3$ )には取得されない)。レートの他の違いを提供することもできる。

10

**【 0 0 5 6 】**

時間軸、例えば期間を表している各時間は、一般化可能である。MRパラメータデータおよび超音波パラメータデータが同一の時間を表さないが、両方は、ある範囲の時間での患者領域を表すことができる。任意のサイズ範囲、例えば2、1、0.1、0.01または0.5秒を用いることができる。

**【 0 0 5 7 】**

データの各フレームまたはボリュームのための時間は、トリガイイベント(例えば、造影剤滅失)またはサイクルと関連しうる。例えば、1つのフレームまたはボリュームの超音波パラメータデータは、心臓サイクルのR波で患者を表すことができ、午後1時23分45秒に取得される。1フレームのMRパラメータデータは、R波で患者を表すことができるが、午後5時43分21秒に取得されてもよい。データが心臓サイクルに対して同一の時間を表すので、両方とも時間 $t_1$ に割り当て可能である。あるいは、両方のタイプのデータは、同一類似の(例えば、同一の期間内)絶対時間に取得可能である。各フレームまたはボリュームの取得時のタイムスタンプを用いて、時間領域において、MRパラメータデータを超音波パラメータデータに調整する。

20

**【 0 0 5 8 】**

動作40において、MRおよび超音波パラメータデータは、共通の分解能に変更される。MRおよび超音波パラメータデータのための空間的分解能は、異なりうる。例えば、異なるタイプのデータによって表される、患者の領域内の位置の空間分布は、異なる。内挿、外挿、フィルタリング、デシメーション、ダウンサンプリング、アップサンプリングまたは他の変換が提供される。MRパラメータデータは超音波パラメータデータの分解能またはサンプル・グリッドに変換され、または、逆も同様である。両方のデータタイプを、サンプル・グリッドの第3の分解能に変換することもできる。

30

**【 0 0 5 9 】**

動作42において、MRおよび/または超音波データのシーケンスは、動き補正される。補正は、時間とともにデータによって表される位置を調整する。動きが走査に関連して位置をシフトさせる場合、位置は動き補償によって調整可能である。

**【 0 0 6 0 】**

動き推定アルゴリズムを用いて、動き補償した超音波パラメータデータを作成する。同一の動きパラメータは、MRパラメータデータに適用される。関連した時間の超音波に対して見出される動きオフセット(例えば、回転、並進および/または縮尺)は、MRパラメータデータに適用される。あるいは、動き推定がMRパラメータデータに適用され、同一の動きパラメータは、時間的内挿後、超音波パラメータデータに適用される。さらに他の実施形態では、MRパラメータデータおよび超音波パラメータデータは、個別に動き補償される。

40

**【 0 0 6 1 】**

動き補正は、パラメータデータに適用される。補正を決定する動きの推定は、解剖データを使用する。パラメータデータを導出するために用いられる解剖データまたはパラメー

50

タデータのための走査の間取得される解剖データは、動き補償のために使われる。動き推定は、解剖特性を用いてより正確に動作可能である。あるいは、動き推定は、パラメータデータを用いてまたはパラメータデータおよび解剖データの両方を用いて実行される。

【0062】

任意のレジストレーションを、動き補償のために用いることができる。レジストレーションは、リジッドあるいはノンリジッドである。ローカル相互相関(LCC)コスト関数、絶対差の最小和または類似性の他の計測が、動き推定のために用いられる。シーケンスのフレームまたはボリュームは、異なる可能な動きと比較される。異なる並進および/または回転は、試験される。各試験に対して、類似性のレベルは算出される。最も大きなレベルの類似性を有する並進および回転の組み合わせは、データのフレームまたはボリューム間の動きを示す。任意の検索パターン、例えば数の最適化、粗密検索(course-to-fine searching)、サブセット・ベースの検索またはデシメーションデータを使用することができる。並進および回転に加えてスケーリングを用いることができる。

10

【0063】

1つの基準に対するフレームおよびボリュームの全ての間で動き推定が実行される。あるいは、レジストレーションは、時間的に隣接するフレームまたはボリューム間のシーケンスに沿って実行される。

【0064】

レジストレーションは、2次元または3次元に沿う。並進および回転自由度の任意の組み合わせ、例えば6度(3回転軸および3並進軸)を使用することができる。スケーリングまたはノンリジッド変換を用いることもできる。

20

【0065】

相関は、セットの全データまたはサブサンプルデータに基づくものとするすることができる。相関は、データ用、または、特徴用とすることができる。例えば、複数の特徴は、ユーザによって識別される、または、プロセッサによって自動的に識別される。特徴は、フレームまたはボリューム間で相関している。特徴は、組織境界線、組織領域、骨領域、流体領域、空気領域、それらの組み合わせまたは他の特徴とすることができる。環境データの有無にかかわらず特徴を表しているデータは、相関のために使われる。特徴は、あるセット(例えば、超音波)において、他のセットのデータの全てと整合するように確認され、または、あるセットの特徴は、他のセットの特徴と整合することができる。

30

【0066】

一回、シーケンスのための並進および回転は、決定される。フレームまたはボリュームは、融合パラメータ値を算出するために、それに応じてシフトされる。融合パラメータ値は、シフトされたフレームまたはボリュームから決定可能である。あるいは、動きを用いて、融合パラメータ値を算出するための異なるフレームまたはボリュームからデータを選択する。

【0067】

動作44において、融合パラメータ値は、MRおよび超音波パラメータデータから算出される。超音波およびMRからのパラメータ値は結合され、融合値を形成する。パラメータ用の値は結合され、例えばMRおよび超音波からの温度を結合する。

40

【0068】

任意のタイプの結合(例えば重み付け結合)を用いることができる。重み付けによって、あるタイプのデータを他より強調することができ、例えば、超音波よりMRパラメータを重み付けして、信号対雑音比を上昇させる。

【0069】

結合は、所定の位置に対するパラメータ値である。例えば、MRおよび超音波パラメータデータは、 $200 \times 200$ ピクセル領域に対して提供される。所定の動き補償された位置(x、y(例えば、 $x = 50$ 、 $y = 123$ ))に対して、シーケンスからのその位置のためのパラメータ値が結合される。MRおよび超音波の両方ための時間上の位置x、yのパラメータ値を用いて、その位置のための融合パラメータ値を決定する。空間的平均化ま

50

たはフィルタリングを、結合前に用いることができる。融合値の算出は、異なる位置に対して、その位置に適切なパラメータデータを使用して繰り返される。

【0070】

異なる時間の間のパラメータの値が結合される。融合パラメータデータは、あるレートでの時間的サンプリングを表す。レートは、MRまたは超音波取得のレートと同一あるいは相違している。融合画像のデータレートは、超音波取得レートより高くてもよい。超音波データ（図2a）またはMRデータ（図2b）の一方が利用できる時、構成されるべき融合画像が存在する場合、融合画像生成は、時間軸に沿った移動ウィンドウ内部で現在および以前のMRおよび超音波データを用いたフィルタリングプロセスとみなされうる。MRデータおよび超音波データの両方が利用できない時（図2c）、構成されるべき融合画像が存在する場合、融合画像生成は、移動ウィンドウ内部で以前のMRおよび超音波データを用いた外挿プロセスとみなされうる。

10

【0071】

融合パラメータ画像を生成するためのフィルタリングまたは外挿プロセスは、移動ウィンドウにおいて区分的重み付き最小二乗二次曲線当てはめ（フィッティング）によって実行される。移動ウィンドウのサイズ（時間期間）は、少なくとも2つの最新のMRパラメータデータ・ポイントをカバーするのに十分長いように選択される。図2a、2b、2cは、融合データを生成するための時間のポイントにおける移動ウィンドウの例である。他の実施形態では、移動ウィンドウは、例えば最新の3つ以上のMRパラメータデータ・ポイントをカバーするのに十分長いサイズを有する。

20

【0072】

一実施形態では、MRおよび超音波パラメータ値の重み付け最小二乗当てはめが実行される。他の当てはめ関数を用いることもできる。超音波およびMRの両方からのパラメータ値を同一関数で用いて、近似曲線（fitted curve）を決定する。任意の曲線、例えば区分的二次関数または高度多項式に当てはめ（近似）可能である。

【0073】

区分的二次関数に当てはめるために、エネルギー関数は最小化される。エネルギー関数は、移動ウィンドウからの超音波およびMRパラメータ値を含む。図2aの例では、時間 $t_4$ における融合画像値を計算するために、移動ウィンドウは形成され、エネルギー関数は、時間 $t_1$ から $t_4$ までパラメータ値を含む。融合画像値 $f(t_4)$ は、パラメータ値を使用して重み付け最小二乗当てはめ曲線（fitting curve）によって、任意のポイント（ $x$ 、 $y$ ）で得られる。二次曲線 $f(t) = at^2 + bt + c$ を考慮する。値 $a$ 、 $b$ 、 $c$ は、以下のエネルギー関数を最小化することによって得られる。

30

【数1】

$$E_1 = w_U \sum_{i=1}^4 [U_{t_i} - f(t_i)]^2 + w_M \sum_{j=1}^2 [M_{\tau_j} - f(\tau_j)]^2$$

超音波パラメータデータ

MRパラメータデータ

40

ここで、 $U_{t_i}$ は時間 $t_i$ でポイント（ $x$ 、 $y$ ）における超音波パラメータ値であり、 $M_j$ は、時間 $t_j$ でポイント（ $x$ 、 $y$ ）におけるMRパラメータ値であり、 $w_U$ および $w_M$ は、それぞれ、超音波およびMRパラメータ値のための重み付け係数である。最小化によって、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ が推定され、時間 $t_4$ における融合パラメータ値 $f$ は計算可能である。

【0074】

重み付けは、要望に応じて割り当てられる。例えば、重み付けは等しい。他の例では、MRパラメータ値のための重み付けの方が大きい。任意の相対的な重み付けを用いることができる。重み付けは、特定のタイプのデータからの近似曲線に対する相対的な貢献を設定する。

50

## 【 0 0 7 5 】

移動ウィンドウの当てはめ曲線 (fit curve) を使用して、融合パラメータ値を計算することができる。移動ウィンドウは複数の位置または時間にて更新され、当てはめ曲線も同様である。融合パラメータ値は、所望の出力データレートによって必要に応じて全ての位置または時間に対して提供される。

## 【 0 0 7 6 】

動作 4 6 において、画像のシーケンスが出力される。各画像は、融合パラメータデータの関数である。シーケンスにおける各画像の各位置の値は、それぞれの当てはめ曲線によって提供される。位置は、2次元または3次元に分布している。画像は、異なる時間における患者の領域のパラメータを表す。任意のカラー変調またはグレースケール変調またはパラメータ画像のイメージングの表示技術を用いることができる。例えば、各ピクセルは、位置を表す。ピクセル強度および/または色は、その時間および位置に対する融合パラメータ値によって変調される。

10

## 【 0 0 7 7 】

画像は、表示用に出力され、例えばディスプレイに出力される。あるいは、画像は、データベースに出力され、例えば後の検索のために出力される。

## 【 0 0 7 8 】

重み付け最小二乗曲線を用いて、高いフレームレートの融合パラメータ画像を生成する。融合画像のシーケンスは、超音波取得と関連したレートまたは他のレート、例えば、1秒につき20以上のフレームまたはボリュームのリアルタイムレートで表示可能である。このレートは、MR取得レートより大きくすることができる。

20

## 【 0 0 7 9 】

別々のモダリティ用の別々の画像が提供可能である。融合パラメータ画像は、グレースケールの解剖画像上の色としてオーバーレイ可能である。グラフィック・オーバーレイまたは融合パラメータ画像の他の情報は、ユーザに提示可能である。画像は、ボリューム・データからのレンダリング、または、平面の平面表現である。平面は、走査平面とすることもできるし、走査されたボリュームから抽出された平面とすることもできる。

## 【 0 0 8 0 】

図 3 は、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のためのシステム 10 を示す。システム 10 は、メモリ 12、MRシステム 14、超音波システム 16、トランスデューサ 18、プロセッサ 26 およびディスプレイ 28 を含む。追加のコンポーネントまたは異なるコンポーネントを設けることもできるし、コンポーネントを減らすこともできる。例えば、医学画像ネットワークあるいはデータ保管システムとネットワーク接続するために、ネットワークまたはネットワーク接続が設けられる。他の例として、個別のトランスデューサ 18 を用いて、MR弾性率計測データおよび超音波データを取得する。他の例では、ユーザ・インタフェースが、設けられている。超音波およびMRパラメータデータが転送によって、または、ストレージから取得されるようにいくつかの実施形態では、MRシステム 14、トランスデューサ 18 および超音波システム 16 は、設けられていない。

30

## 【 0 0 8 1 】

プロセッサ 26 およびディスプレイ 28 は、医療画像処理システム、例えば診断または超音波治療システム 16、MRシステム 14 または他のシステムの一部である。あるいは、プロセッサ 26 およびディスプレイ 28 は、アーカイブの一部および/または例えば医療記録データベース・ワークステーションまたはサーバに関連した画像処理システムの一部である。他の実施態様では、プロセッサ 26 およびディスプレイ 28 は、パーソナル・コンピュータ、例えばデスクトップまたはラップトップ、ワークステーション、サーバ、ネットワークまたはそれらの組み合わせである。

40

## 【 0 0 8 2 】

ディスプレイ 28 は、LCD、プロジェクタ、プラズマ・ディスプレイ、CRT、プリンタまたは視覚情報出力のための既に周知であるか将来開発される他の装置である。ディスプレイ 28 は、プロセッサ 26、メモリ 12、MRシステム 14 または超音波シス

50

テム 16 から画像、グラフィックスまたは他の情報を受信する。

【0083】

患者の弾性、温度測定、灌流、それらの組み合わせまたは他のパラメータを表している 1 つ以上の画像が表示される。画像のパラメータ値の少なくともいくつかは、MR および超音波パラメータ値の両方に少なくとも部分的に基づいて決定される。例えば、融合パラメータ値の 3 次元データセットからレンダリングされる画像は、リアルタイム超音波走査からの画像および / または MR 解剖走査からの画像に隣接して提供される。融合していない超音波または MR パラメータ画像を表示することもできる。患者の平面領域を示している 2 次元画像は、表示可能である。任意のタイプのデータを画像生成のために組み合わせたり、実質的に同時に個別に表示することができる。

10

【0084】

磁気共鳴 (MR) システム 14 は、RF キャビン内、例えばファラデー箱によって分離される部屋内に、超電導磁石、傾斜磁場コイルおよび本体コイルを含む。管状の、すなわち、横方向に開放された検査対象ポアは、視野を包囲する。より開放された構成を提供することもできる。患者ベッド (例えば、患者ガーンーまたはテーブル) は、検査対象、例えば患者を、1 つ以上のローカル・コイルの有無にかかわらず支持する。患者ベッドは、患者の画像を生成するために、検査対象ポア内に移動可能である。受信信号は、例えば、ローカライゼーションのための同軸ケーブルまたは無線リンク (例えば、アンテナを介して) を介してローカル・コイル装置によって MR 受信機に送信可能である。

20

【0085】

MR システムの他の部分は、同一ハウジング内に、同一室内に (例えば、無線周波数キャビン内に)、同一施設内に、あるいは、遠隔で接続されて提供される。MR システムの他の部分は、ローカル・コイル、冷却装置、パルス生成システム、画像処理システムおよびユーザインタフェースシステムを含むことができる。既に周知であるか将来開発される任意の MR 画像処理システムを用いることができる。MR システム 14 の複数のコンポーネントの位置は、RF キャビンの中か外に存在し、例えば、画像処理コンポーネント、断層撮影コンポーネント、発電コンポーネントおよびユーザ・インタフェース・コンポーネントは、RF キャビンの外に存在する。パワーケーブル、冷却線および通信ケーブルは、RF キャビン内のパルス生成、磁気制御および検出システムを、RF キャビン外のコンポーネントに、フィルタ板を介して接続する。

30

【0086】

MR システム 14 は、ソフトウェア、ハードウェアまたはその両方ともによって構成され、患者内の平面またはボリュームを表すデータを取得する。患者を検査するために、複数の磁場は、時間的かつ空間的に互いに連携し、患者へ適用される。超電導磁石 30 は、0.2 テスラから 3 テスラかそれ以上の範囲の強い主静磁場  $B_0$  を生成する。主磁場  $B_0$  は、視野においてほぼ均一である。

【0087】

患者の原子核の核スピンは、磁気高周波励振パルスによって発生し、磁気高周波励振パルスは、無線周波アンテナ、例えば全身コイルおよび / またはローカル・コイルを介して送信される。高周波励振パルスは、例えば、パルス列制御装置によって制御されるパルス発生装置によって発生する。高周波増幅器を用いて増幅された後、高周波励振パルスは、本体コイルおよび / またはローカル・コイルに送信される。本体コイルは、1 つの部分であるかまたは複数のコイルを含む。信号は所定の周波数帯である。例えば、3 テスラ・システム用の MR 周波数は、約  $123 \text{ MHz} \pm 500 \text{ kHz}$  である。異なる中心周波数または帯域幅を用いることができる。

40

【0088】

傾斜磁場コイルは、測定の間、傾斜磁場を放散し、選択的な層励起を生じ、測定信号を空間的にコード化する。傾斜磁場コイルは、傾斜磁場コイル制御装置によって制御され、この傾斜磁場コイル制御装置は、パルス発生装置のように、パルス列制御装置に接続されている。

50

## 【0089】

励起した核スピンによって放射される信号は、ローカル・コイルおよび/または本体コイルによって受信される。MR断層撮影手順では、高い信号対雑音比(SNR)を有する画像は、ローカル・コイル装置(例えば、ループ、ローカル・コイル)を使用して記録可能である。ローカル・コイル装置(例えば、アンテナシステム)は、患者の上部(前方)、下部(後方)あるいは内部の検査対象の極近傍に配置されている。受信信号は、関連する高周波前置増幅器によって増幅され、アナログ形式あるいはデジタル形式で送信され、さらに処理され、MR受信機によってデジタル化される。

## 【0090】

記録された測定データは、デジタル化された形で複素数値としてk空間行列に保存される。1次元または多次元フーリエ変換は、対象または患者空間を、k空間行列データから再構築する。

10

## 【0091】

MRシステム14は、異なるタイプのデータを取得するように構成可能である。例えば、MRデータは、患者の解剖学を表す。MRデータは、磁場および高周波パルスに対する組織の反応を表す。任意の組織、例えば軟組織、骨または血液を表すことができる。

## 【0092】

MRシステム14は、専門の機能的または解剖的な情報を取得するように構成可能である。例えば、T1強調、拡散またはT2強調MRデータが取得される。一実施形態では、MRシステム14は、弾性率計測法、温度測定、灌流または他のパラメータの情報を得るために設定される。MR弾性率計測法のために、トランスデューサ18は、患者内の1つ以上の位置に集中する音響放射力を適用することができる。トランスデューサ18の要素からの音響エネルギーの位相和(phased summation)に応答して、音響エネルギーは、縦波および/または横波を焦点領域から伝播させる。MR走査を用いて、変位を測定する。変位振幅は、組織の弾性特性を示すことができる。他のMR弾性率計測法技術を用いることもできる。

20

## 【0093】

MRシステム14は、時間とともに患者を走査する。MRデータのフレームまたはボリュームのシーケンスが取得される。MRデータを用いて、エリアまたはボリュームにおける複数の位置のためのパラメータ値を導出する。これらのMRパラメータ値は、超音波システム16を使用して取得されたパラメータと比較して、より良好な信号対雑音比および低速なボリュームまたはフレームレートと関連しうるものである。

30

## 【0094】

超音波システム16は、既に周知であるか将来開発される任意の超音波イメージング・システムである。例えば、超音波システム16は、音響エネルギーと電気エネルギーとの間で変換を行うトランスデューサ18を含む。送信ビームフォーマは、トランスデューサ18の異なる要素用の信号を相対的に遅延し、アポダイズする。Bモード、ドップラーまたは他の検出を、ビーム整形された信号に実行する。走査変換器、メモリ、3次元イメージング・プロセッサおよび/または他のコンポーネントを設けることができる。

40

## 【0095】

トランスデューサ18は、圧電性あるいは容量性の膜要素の1次元、2次元、あるいは多次元アレイとすることができる。一実施形態では、トランスデューサ18は、患者に対して、患者の外で位置決めするためのハンドヘルドあるいはマシンヘルドのトランスデューサである。他の実施形態では、トランスデューサ18は、患者内で使用されるプローブ、例えば経食道プローブの一部である。例えば、トランスデューサ18は、インターベンションまたは異なる目的のために使用されるカテーテル内の、または、カテーテル上の要素の1次元アレイである。また他の実施形態では、トランスデューサは、MRシステムの患者ベッドに配置されるか、または、MRボア内で走査のために患者に使用するロボットに配置される

50

## 【0096】

超音波データは、極座標で出力され、デカルト座標フォーマットに走査変換される。音響エネルギーを用いて、平面および/またはボリュームを走査する。例えば、ボリュームは、複数の隣接する平面を順次走査することによって走査される。任意のフォーマットまたは走査技術を用いることができる。走査されたボリュームは、患者ボリュームの全てと交差または含むことができる。例えば、胸部は、1つ以上の2次元の平面に沿って超音波によって走査される。

【0097】

超音波システム16は、パラメータ値を導出するように構成される。例えば、温度、灌流、弾性または他のパラメータ特性が算出される。パラメータ値は、検出データ、例えば検出組織、流れおよび/または造影剤から決定される。パラメータ値は、フレームまたはボリュームのシーケンス各々に対して導出される。フレームまたはボリュームは、MRパラメータのフレームまたはボリュームのレートより大きいシーケンスのレートを有する。

10

【0098】

メモリ12は、グラフィックス・プロセッシング・メモリ、ビデオランダムアクセスメモリ、ランダム・アクセス・メモリ、システム・メモリ、ランダム・アクセス・メモリ、キャッシュメモリ、ハードドライブ、光媒体、磁気媒体、フラッシュドライブ、バッファ、データベース、その組み合わせ、またはデータまたはビデオ情報を格納するための既に周知であるか将来開発される他のメモリデバイスである。メモリ12は、画像処理システムの一部、プロセッサ26と関連したコンピュータの一部、データベースの一部、他のシステムの一部または独立した装置である。

20

【0099】

メモリ12は、3次元の患者ボリュームまたは2次元の患者平面を表しているデータセット(例えば、フレームまたはボリューム)を保存する。患者ボリュームまたは平面は、患者の領域であり、例えば、胸部、腹部、脚部、頭部、腕部またはそれらの組み合わせの範囲内の領域である。患者ボリュームは、MRシステム14および超音波システム16によって走査される領域である。

【0100】

任意の種類 of データ、例えば、医学画像データ(例えば、超音波およびMRパラメータおよび超音波解剖データ)を格納することができる。データは、時間とともに、例えば治療もしくは他の手順の前または途中の患者を表す。

30

【0101】

格納データは、内挿されるか、または、均一に間隔を置かれた2次元または3次元グリッドに変換されるか、走査フォーマットである。異なるモダリティのためのデータは、同一のグリッドまたはフォーマットに変換可能である。異なる時間からのデータは、動きのアカウント(account of motion)に変更可能である。

【0102】

メモリ12または他のメモリは、磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のために、プログラムプロセッサ26によって実行可能な命令を表すデータを格納している非一時的コンピュータ可読の記憶媒体である。本明細書に記載のプロセス、方法および/または技術を実施するための命令は、コンピュータ可読の記憶媒体またはメモリ、例えば、キャッシュ、バッファ、RAM、取り外し可能媒体、ハードディスクドライブまたは他のコンピュータ可読の記憶媒体に設けられている。コンピュータ可読の記憶媒体は、様々な種類の揮発性および不揮発性記憶媒体を含む。図面に示されているかまたは本明細書に記載されている機能、動作またはタスクは、コンピュータ可読の記憶媒体に保存された1つ以上の命令セットに回答して実行される。機能、動作またはタスクは、命令セット、記憶媒体、プロセッサまたはプロセッシングストラテジの特定の種類とは無関係であり、ソフトウェア、ハードウェア、集積回路、ファームウェア、マイクロコードなどによって単独で、または、協同で実行可能である。同様に、プロセッシングストラテジは、マルチプロセッシング、マルチタスキング、並列処理などを含むことができる。

40

【0103】

50

一実施形態では、命令は、ローカルシステムまたは遠隔システムによって読み出される取り外し可能媒体装置に保存される。他の実施形態では、命令は、コンピュータ・ネットワークまたは電話線による転送のための遠隔位置に保存される。さらに他の実施形態では、命令は、所定のコンピュータ、CPU、GPUまたはシステム内に保存される。

【0104】

プロセッサ26は、一般のプロセッサ、中央演算処理装置、制御処理装置、グラフィクスプロセッサ、デジタル信号プロセッサ、3次元レンダリングプロセッサ、画像プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル回路、アナログ回路、それらの組み合わせ、または複数のモダリティからのパラメータ情報を融合するための既に周知であるか将来開発される他の装置である。プロセッサ26は、単一のデバイス、または、シリアルに、パラレルに、あるいは別個に動作する複数の装置である。プロセッサ26は、コンピュータ、例えばラップトップまたはデスクトップ・コンピュータのメインプロセッサとすることもできるし、MRまたは超音波システム14、16のようなより大きいシステムのタスクを処理するためのプロセッサとすることもできる。プロセッサ26は、ソフトウェアおよび/またはハードウェアによって構成されている。

10

【0105】

プロセッサ26は、超音波およびMRパラメータの情報を結合するように構成されている。プロセッサ26は、MRおよび超音波システム14、16からパラメータの情報を受信する。あるいは、プロセッサ26は、MRおよび超音波データを受信し、超音波パラメータデータおよびMRパラメータデータを生成する。プロセッサ26は、結合前にパラメータデータにフィルタ処理あるいは他の処理を実行することができる。例えば、プロセッサ26は、データを同一のフォーマットまたは分解能に変換する。他の例では、プロセッサ26は、データのシーケンスにより動きを補正する。プロセッサ26はシーケンスを組み立てることができ、例えばMRシーケンスに対して超音波シーケンスの時間的配列を決定することができる。

20

【0106】

プロセッサ26は、超音波パラメータデータをMRパラメータデータと結合するように構成されている。異なる走査または取得レートのため、融合パラメータデータは、超音波データと一致しているレートとすることができる。一実施形態では、プロセッサは、異なる時間からMRおよび超音波データの重み付け最小二乗当てはめを使用して、フィルタ処理または外挿を行う。他のフィルタリングおよび外挿を用いることもできる。

30

【0107】

プロセッサ26は、結合パラメータデータを出力する。例えば、平面またはボリュームの複数の位置を表している温度、弾性または灌流データが出力される。データのための値は、両方の画像モダリティに基づく。超音波データは時間的情報に寄与し、MR単独より高いレートでのパラメータ画像を可能にする。MRデータは信号対雑音比に寄与し、超音波単独より多くの信号を有するパラメータの画像を可能にする。

【0108】

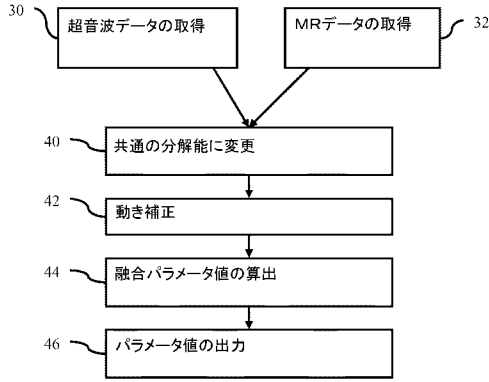
出力は、表示用に変換する前のデータ、または、表示用に変換された画像データである。例えば、データは、ディスプレイ上のピクセルのためのRGBデータである。他の例として、データは、レンダリング前のボリュームを表すか、または、ボリュームの2次元レンダリングを表す。

40

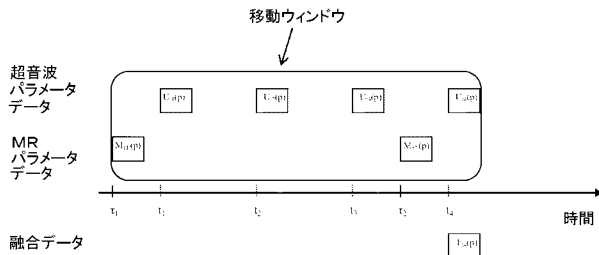
【0109】

各種実施形態を参照して本発明を説明してきたが、本発明の範囲内において、多数の変更および修正が可能であることを理解されたい。それゆえ、上述した詳細な説明が、制限するためではなく説明のためであり、本発明の趣旨および範囲を定めるのは、すべての等価物を含む以下の特許請求の範囲であることを理解されたい。

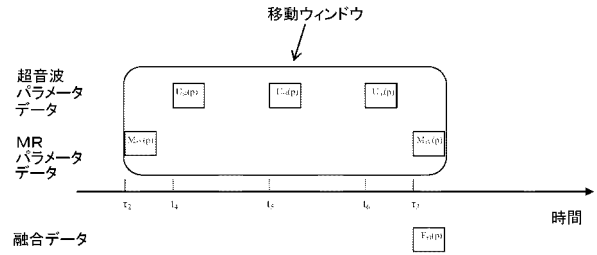
【 図 1 】



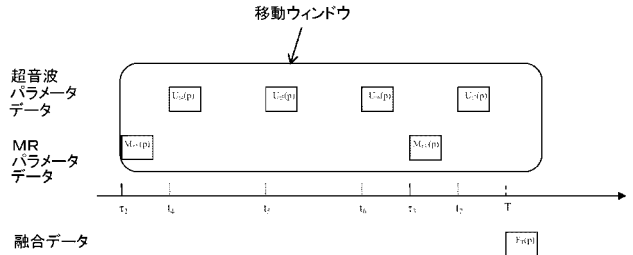
【 図 2 A 】



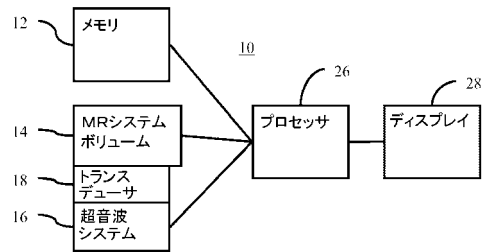
【 図 2 B 】



【 図 2 C 】



【 図 3 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年7月1日 (2013.7.1)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合の方法であって、

患者の領域を表している超音波パラメータデータを、第1のレートで取得(30)し、前記超音波パラメータデータはパラメータの第1の値を具え、前記第1の値は検出された超音波データから導出され、

前記患者の前記領域を表している磁気共鳴パラメータデータを、前記第1のレートより遅い第2のレートで取得(32)し、前記磁気共鳴パラメータデータは前記パラメータの第2の値を具え、前記第2の値は磁気共鳴データから導出され、

前記第1の値および前記第2の値から融合値を算出(44)し、前記融合値は、前記患者の前記領域を前記第1のレート以上の第3のレートで表し、

前記融合値から、融合パラメータの画像を算出(46)する、ことを特徴とする方法。

【 請求項 2 】

前記超音波パラメータデータおよび前記磁気共鳴パラメータデータを取得(30、32)することは、弾性、温度測定または灌流データを取得することを含み、

前記パラメータは、弾性特性、温度または灌流特性を具える、請求項1に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記超音波パラメータデータを前記第 1 のレートで取得 ( 3 0 ) すること、および、前記磁気共鳴パラメータデータを前記第 2 のレートで取得 ( 3 2 ) することは、前記超音波パラメータデータを、前記磁気共鳴パラメータデータを取得することより高速のフレームまたはボリュームレートで取得すること含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

第 1 の時間から第 2 の時間まで延在している移動ウィンドウ内で、前記超音波パラメータデータおよび前記磁気共鳴パラメータデータに曲線を当てはめることと、  
前記融合値を前記第 2 の時間に算出することと、  
を含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 5】

前記当てはめは、前記移動ウィンドウ内で前記第 1 の値および前記第 2 の値のエネルギー関数を最小化することを含み、  
当てはめ曲線を用いて、前記第 2 の時間で前記融合値を生成する、  
請求項 4 に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記融合値を算出 ( 4 4 ) することは、移動ウィンドウ内で前記第 1 の値および前記第 2 の値の重み付け最小二乗当てはめを実行することを含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 7】

前記融合値を算出 ( 4 4 ) することは、前記第 1 のレートで前記領域を表すために前記融合値を算出 ( 4 4 ) することを含み、  
前記第 1 のレートと前記第 3 のレートとは等しい、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 8】

前記融合パラメータの画像を算出 ( 4 6 ) することは、前記融合パラメータの画像のシーケンスを前記第 3 のレートで表示することを含み、  
前記融合パラメータの画像は、前記パラメータおよび前記領域を表す、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記融合値の算出 ( 4 4 ) 前に、前記第 1 の値を内挿 ( 4 0 ) すること、前記第 2 の値を内挿 ( 4 0 ) すること、あるいは、前記第 1 の値および前記第 2 の値を共通の分解能に内挿 ( 4 0 ) することをさらに含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 10】

解剖を表す磁気共鳴および超音波データを使用して、前記第 1 の値、前記第 2 の値、あるいは、前記第 1 の値および前記第 2 の値の空間位置を動き補正 ( 4 2 ) することをさらに含む、  
請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 11】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のために、プログラムプロセッサ ( 2 6 ) によって実行可能な命令を表すデータを格納している非一時的コンピュータ可読の記憶媒体であって、

前記記憶媒体は、超音波データおよび磁気共鳴データの両方を結合して得られた融合値から、画像のシーケンス用の融合パラメータデータを算出 ( 4 4 ) するための命令を含み

、  
前記パラメータデータのデータレートは、前記超音波データのレート以上であり、  
前記記憶媒体は、前記画像の前記シーケンスを出力 ( 4 6 ) するための命令を含み、

前記画像は、前記パラメータデータの関数である、  
記憶媒体。

【請求項 1 2】

算出(44)することは、前記超音波データおよび前記磁気共鳴データの重み付け最小二乗当てはめを、同一の関数にて実行することを含む、  
請求項 1 1 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 1 3】

算出(44)することは、  
第 1 の時間と第 2 の時間との間の移動ウィンドウ内で、前記超音波データおよび前記磁気共鳴データに曲線を当てはめることと、  
前記融合値を前記第 2 の時間に算出(44)することと、  
を含む、  
請求項 1 1 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 1 4】

当てはめは、前記移動ウィンドウ内で前記超音波データおよび前記磁気共鳴データのエネルギー関数を最小化することを含む、  
請求項 1 3 に記載の非一時的コンピュータ可読の記憶媒体。

【請求項 1 5】

磁気共鳴および超音波パラメータの画像融合のためのシステムであって、前記システムは、  
弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせの磁気共鳴データのフレームまたはボリュームの第 1 のシーケンスを提供するように構成された磁気共鳴システム(14)と、  
前記弾性特性、温度特性、灌流特性またはそれらの組み合わせの超音波データのフレームまたはボリュームの第 2 のシーケンスを提供するように構成された超音波システム(16)と、  
前記超音波データを前記磁気共鳴データと結合するように構成されたプロセッサ(26)と、  
を具えるシステム。

【請求項 1 6】

前記システムは、前記結合された超音波データおよび磁気共鳴データの画像の弾性、温度測定、灌流またはそれらの組み合わせを表示するように動作可能なディスプレイをさらに具え、

前記画像の少なくともいくつかのピクセル値は、各々、前記超音波データおよび前記磁気共鳴データの両方の関数である、  
請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記第 1 のシーケンスは、前記第 2 のシーケンスより速いレートを有し、  
前記プロセッサ(26)は、前記磁気共鳴データおよび前記超音波データの両方を結合することによって融合データを算出する(46)ように構成されている、  
請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記プロセッサ(26)は、異なる時間から前記磁気共鳴データおよび前記超音波データの重み付け最小二乗当てはめによって、前記融合データを算出するように構成されている、  
請求項 1 7 に記載のシステム。

## フロントページの続き

- (71)出願人 390039413  
 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト  
 Siemens Aktiengesellschaft  
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2  
 Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
- (74)代理人 100114890  
 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (74)代理人 100099483  
 弁理士 久野 琢也
- (72)発明者 チー・イン リー  
 アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ ノースイースト テンス プレイス 23450
- (72)発明者 リーシャン ファン  
 アメリカ合衆国 ワシントン サマミッシュ トゥハンドレッドアンドセブンティサード プレイ  
 ス サウスイースト 1204
- (72)発明者 キャロライン マレケ  
 アメリカ合衆国 ワシントン ベルヴュー ワンハンドレッドアンドエイス アヴェニュー ノー  
 スイースト 900 ナンバー 307
- (72)発明者 ケヴィン マイケル シーキンズ  
 アメリカ合衆国 ワシントン ヤーローポイント ポインツドライブ ノースイースト 8808
- (72)発明者 パトリック グロス  
 ドイツ連邦共和国 ブッケンホーフ ハラーシュトラッセ 36
- F ターム(参考) 4C096 AA03 AA04 AA11 AA17 AA18 AA20 BA15 BA18 BA36 CA02  
 CC09 DA15 DC14 DC15 DC16 DC33 DC36 DD04 DD05 DE06  
 4C601 BB02 BB03 DD19 DD22 DE10 JC21 JC23 KK02 KK09 KK10  
 KK24 LL33 LL38

## 【 外国語明細書 】

**Title of Invention**

MAGNETIC RESONANCE AND ULTRASOUND PARAMETRIC IMAGE FUSION

**Detailed Explanation of the Invention**  
BACKGROUND

The present embodiments relate to multi-modality imaging. In particular, magnetic resonance imaging (MRI) and ultrasound imaging are combined.

Both MRI and ultrasound imaging generate images of anatomy. MRI has the benefits of generating clear and crisp images (e.g., higher signal-to-noise ratio) and is less affected by occlusion. However, the acquisition time for even anatomical MRI is slower than ultrasound imaging. Ultrasound imaging may provide real time imaging, even of a volume, at a higher rate. To combine data from both modalities, the rate of the ultrasound acquisition may be slowed, resulting in loss of temporal resolution. Combining images, even of the same anatomy at generally the same time, from the different modalities may be difficult due to speckle and other differences.

Both MRI and ultrasound imaging are capable of generating images other than anatomy, such as parametric images. Parametric images, such as elasticity, thermometry and perfusion images, provide additional diagnostic information compared to using only the traditional anatomical or flow images.

**BRIEF SUMMARY**

By way of introduction, the preferred embodiments described below include methods, systems, instructions, and computer readable media for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. MRI and ultrasound imaging are used to acquire the same type of parametric images. Fused data is created by combining the most recent ultrasound and MRI data. The fused data may be created live or as acquired. Rather than sacrificing image rate, the ultrasound data is used to create fused data at times for which MRI data is not acquired. Curve fitting to the most recent ultrasound and MRI data is used to compute the fused data at high data rate.

In a first aspect, a method is provided for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. Ultrasound parametric data representing

a region of a patient is acquired at a first rate. The ultrasound parameter data are the first values of a parameter. The first values are derived from detected ultrasound data. Magnetic resonance parametric data representing the region of the patient are acquired at a second rate less than the first rate. The magnetic resonance parameter data is second values of the parameter. The second values are derived from magnetic resonance data. Fused values are calculated from the first and second values. The fused values represent the region of the patient at a third rate greater than or equal to the first rate. Fused parametric images are generated from the fused values.

In a second aspect, a non-transitory computer readable storage medium has stored therein data representing instructions executable by a programmed processor for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. The storage medium includes instructions for computing parametric data for a sequence of images from both ultrasound data and magnetic resonance data, the parametric data at data rate equal to or higher than a rate of the ultrasound data, and outputting the sequence of the images, the images being a function of the parametric data.

In a third aspect, a system is provided for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. A magnetic resonance (MR) system is configured to provide a first sequence of frames or volumes of MR data of an elastic characteristic, temperature characteristic, perfusion characteristic, or combinations thereof. An ultrasound system is configured to provide a second sequence of frames or volumes of ultrasound data of the elastic characteristic, temperature characteristic, perfusion characteristic, or combinations thereof. A processor is configured to combine the ultrasound data with the MR data.

The present invention is defined by the following claims, and nothing in this section should be taken as a limitation on those claims. Further aspects and advantages of the invention are discussed below in conjunction with the preferred embodiments and may be later claimed independently or in combination.

The components and the figures are not necessarily to scale, emphasis instead being placed upon illustrating the principles of the invention. Moreover, in the figures, like reference numerals designate corresponding parts throughout the different views.

### **Brief Explanation of the Drawings**

Figure 1 is a flow chart diagram of one embodiment of a method for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion;

Figures 2A-C are illustrations of example rates for magnetic resonance, ultrasound, and fused data; and

Figure 3 is a block diagram of one embodiment of a system for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion.

### **DETAILED DESCRIPTION OF THE DRAWINGS AND PRESENTLY PREFERRED EMBODIMENTS**

High frame rate parametric images are generated from both magnetic resonance (MR) and ultrasound data. By combining low frame rate MR and high frame rate ultrasound data, parametric images combined from both modes are presented at a rate equal to or greater than the ultrasound acquisition. The combination of parametric images from MR and Ultrasound may provide good signal-to-noise images with high frame rate/volume rate.

Figure 1 shows a method for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. The method is implemented by the system 10 of Figure 3 or another system. The acts are performed in the order shown or other orders. For example, acts 30 and 32 are performed in an interleaved manner, sequentially, or at a same time. For sequential performance, an additional act of synchronizing the acquisitions with a cycle, such as heart or breathing cycle, may be performed. Acts 40-46 are performed in real-time with the acquisitions of acts 30 and 32, such as being performed in a same examination session, while acquisition or scanning is occurring, and/or within seconds of having scanned.

Additional, different, or fewer acts may be provided. For example, the change resolution act 40 and/or the correction for motion act 42 are not provided. As another example, act 46 is not provided. In another example, an act for temporally aligning MR and ultrasound data acquired at different

times but a same or similar phase of a heart, breathing, or other cycle is provided.

The acquisitions of acts 30 and 32 are performed by ultrasound and MRI systems. The data is obtained in real-time or during the scans. Alternatively, the data was previously acquired and is obtained by data transfer or access to memory.

In act 30, ultrasound parametric data is acquired. Ultrasound data is acquired by acoustically scanning the patient in two or three dimensions. Any type of scan, scan format, or imaging mode may be used. For example, harmonic imaging is used with or without added contrast agents. As another example, B-mode, color flow mode, spectral Doppler mode, M-mode, contrast, or other imaging mode is used.

Ultrasound data representing anatomical or flow information is acquired from the patient by scanning. The data represents a point, a line, an area, or a volume of the patient. For ultrasound imaging, waveforms at ultrasound frequencies are transmitted, and echoes are received. The acoustic echoes are converted into electrical signals and beamformed to represent sampled locations within a region of the patient. The beamformed data may be filtered or otherwise processed, such as isolating information a harmonic or fundamental frequency band. Echoes at one or more harmonics of the transmitted waveforms may be processed.

The beamformed data may be detected, such as determining intensity (B-mode) or velocity (flow mode). A sequence of echo signals from a same location may be used to estimate velocity, variance, and/or energy. A sequence may also be used for detecting contrast agents. For example, the response to transmissions with different phases and/or amplitudes is added to isolate information from contrast agents as opposed to tissue or flow. Contrast agent detection may be used for perfusion. Other detection techniques from the beamformed data may be used. The detected ultrasound information is anatomical data. For example, B-mode data represents tissue structures. As another example, flow data indicates locations associated with a vessel. In yet another example, contrast agent data indicates contrast agents within the patient.

The detected values may be filtered and/or scan converted to a display format. The ultrasound data representing the patient is from any point along the ultrasound processing path, such as channel data prior to beamformation, radio frequency or in-phase and quadrature data prior to detection, detected data, or scan converted data.

Parameters may be derived from the ultrasound data. Parametric ultrasound data represents a characteristic of the patient or scan region rather than being a mere detected response of anatomy. Example parameters include temperature, elasticity, and perfusion. Other parameters may be used. For example, the types of tissue at different locations are determined from a speckle characteristic, echo intensity, template matching with tissue structure, or other processing.

The temperature parameter is derived from the ultrasound data with or without other information. By performing thermometry, the temperature of various locations may be determined. Any temperature-related or thermometry measurement may be used. For example, tissue expands when heated. Measuring the expansion may indicate temperature. Temperature related measurements may directly or indirectly indicate a temperature. For example, a measure of a parameter related to conductivity or water content (e.g., a measurement of the type of tissue) may indirectly impact the temperature. In one embodiment, two or more, such as all four, of tissue displacement, speed of sound, backscatter intensity, and a normalized correlation coefficient of received signals are performed. Other measurements are possible, such as expansion of vessel walls.

Tissue displacement is measured by determining an offset in one, two, or three-dimensions. A displacement associated with a minimum sum of absolute differences or highest correlation is determined. The current scan data is translated, rotated, and/or scaled relative to a reference dataset, such as a previous or initial scan. The offset associated with a greatest or sufficient similarity is determined as the displacement. B-mode or harmonic mode data is used, but other data may be used. The displacement calculated for one location may be used to refine the search or search region in another location. Other measures of displacement may be used.

The speed of sound may be measured by comparison from prior to heating with during heating. A pulse is transmitted. The time for the echo to return from a given location may be used to determine the speed of sound from the transducer to the location and back. Any aperture may be used, such as separately measuring for the same locations with different apertures and averaging. In another embodiment, signals are correlated. For example, in-phase and quadrature signals after beamformation are correlated with reference signals. A phase offset between the reference and current signals is determined. The frequency of the transmitted waveform (i.e., ultrasound frequency) is used to convert the phase difference to a time or speed of sound. Other measurements of the speed of sound may be used.

The backscatter intensity is B-mode or M-mode. The intensity or energy of the envelope of the echo signal is determined.

The normalized correlation coefficient of received signals may be measured. Beamformed data prior to detection, such as in-phase and quadrature data, is cross-correlated. In one embodiment, a reference sample or samples are acquired. During or after transmission of the sample, subsequent samples are acquired. For each location, a spatial window, such as three wavelengths in depth, defines the data for correlation. The window defines a length, area or volume. The current data is correlated with the reference data within the window space. The normalized cross-correlation is performed for the data in the window. As new data is acquired, further cross-correlation is performed.

Any temperature associated acoustic and physical parameters or changes in the parameters may be measured. Other measurements for thermometry may include tissue elasticity, strain, strain rate, motion (e.g., displacement or color flow measurement), or reflected power (e.g., backscatter cross-section).

In one embodiment, the temperature is estimated from a model rather than directly measured, such as disclosed in U.S. Patent Application No. 2011/0060221, the disclosure of which is incorporated herein by reference. One or more of the types of information discussed above may be used as inputs to the model. The actual data and/or derived information are anatomical parameters to be used in combination with the model. In addition

to the ultrasound scanning, clinical or other information may be acquired for determining the temperature. For example, genetic information or other tissue related data may be mined from a patient record. Any feature contributing to determination of temperature related information may be used.

The temperature related measurements are applied to the model. Alternatively, the values (i.e., measurements and/or data) are processed and the processed values are input. For example, the values are filtered spatially and/or temporally. As another example, a different type of value may be calculated from the values, such as determining a variance, a derivative, normalized, or other function from the values. In another example, the change between the current values and reference or previous values is determined. A time-history of the values over a window of time may be used. The values are input as features of the model.

The model outputs a temperature or temperature distribution (i.e., temperature at different locations and/or times) from the input information. The derived temperature may be in any unit, such as degrees Fahrenheit or Celsius. The resolution of the temperature may be at any level, such as outputting temperature as being in one of multiple two or other degree ranges. Alternatively, other temperature related information is output, such as a change in temperature, a dose, or an index value.

Any model may be used, such as a neural network or a piecewise linear model. As an alternative to machine learning, manually programmed models may be used. In one embodiment, a thermal distribution model is used. The thermal distribution model accounts for the thermal conductivity, density, or other behavior of different tissues, fluids, or structures. The thermal distribution model determines the temperature at other locations. The thermal distribution model may determine the temperature at other times or both time and location.

Another parameter is elasticity. Any elasticity imaging may be used, such as strain or strain rate. Characteristics of the strain or elasticity may be used as the parameter. Acoustic energy, a thumper, cardiac motion, or other sources may be provided as a stress to cause displacement for measuring elasticity.

For strain or elasticity, the displacement of tissue is determined as a function of time. The displacement may be measured from tissue data, such as B-mode ultrasound data. Correlation, cross-correlation, minimum sum of absolute differences or other similarity measure is used to determine the displacement between scans. The displacements are determined along one, two, or three dimensions. In one embodiment, any one or more of the methods or systems disclosed in U.S. Patent Nos. 5,107,837; 5,293,870; 5,178,147; 6,508,768 or 6,558,324, the disclosures of which are incorporated herein by reference, are used to generate elasticity frames of data or images as the strain information. Other methods of measuring strain or elasticity may be used. The displacement may be measured by determining tissue velocity and/or acceleration.

Based on one (e.g., velocity), two (B-mode correlation), or more (e.g., average displacement) scans, a strain field is determined. The strain field represents strain at the different locations. A displacement field or a strain rate field may be used in other embodiments. Other measurements may be used to represent strain or displacement, such as velocity.

In one embodiment, shear waves are detected in addition to or as an alternative to longitudinal waves. The excitation forms a beam, which generates a shear wave at spatial locations. Where the beam is sufficiently strong, a shear wave is generated. The shear wave propagates through tissue more slowly than the longitudinal wave along the acoustic wave emission direction. The shear wave propagates various directions, including a direction perpendicular to the direction of the applied stress. The displacement of the shear waves is greater at locations corresponding to the excitation beam. As the shear wave propagates through the scan lines, the B-mode intensity may vary. For the monitored scan lines, a sequence of data is provided representing a time profile of tissue motion resulting from the shear wave. For example, data from a plurality of spatial locations (e.g., along the scan lines) is correlated as a function of time. For each depth or spatial location, a correlation over a plurality of depths or spatial locations (e.g., kernel of 64 depths with the center depth being the point for which the profile is calculated) is performed. Two or three-dimensional displacement in space may be used. One-dimensional displacement along a direction

different than the scan lines or beams may be used. The spatial offset with the highest or sufficient correlation at a given time indicates the amount of displacement. Displacements are determined for a given location at different times. The temporal profile for a given location indicates detection of the shear or longitudinal wave.

Velocity and/or modulus or other complex representation of elasticity may be used. The shear velocity and/or modulus may be determined, at least in part, based on the pressure and an absorption coefficient. The absorption coefficient may be assumed (e.g., 0.5, 0.6, 0.8 or other value) depending on the tissue being treated. The pressure applied is known from the transmitted excitation and consideration of attenuation.

Another parameter is perfusion. The concentration, rate, in-flow, out-flow, or other perfusion characteristic is derived from ultrasound data. The patient is scanned a plurality of times. In one embodiment, the scanning for detecting contrast agents is interleaved with scanning for destruction of contrast agents.

Perfusion is detected from the detected contrast agents. Any contrast agent detection scan mode may be used, such as harmonic B-mode. In one embodiment, multiple pulse techniques are used. Two or more transmissions along the same or adjacent transmit scan lines are fired. For example, two pulses, such as two opposite phase pulses, are used to isolate response at even harmonics. Contrast agents may have a stronger response than tissue at even harmonics. In addition or alternative to different phases and/or amplitudes for transmitted pulses, different weights of the receive signals may be used. In another example, three or more receive signals representing a same location are combined to determine the nonlinear fundamental response at the location. The corresponding transmit pulses have different phases and amplitudes. Nonlinear fundamental response is greater for contrast agents than tissue, so provides good specificity. The reperfusion is detected using combinations of multiple pulses. The contrast agents in the tissue of the region of interest at a given scan time are detected, indicating reperfusion at that time past the destruction or other introduction of contrast agents to the region.

Where contrast agents were destroyed, the perfusion detection is reperfusion. After transmission of the destructive acoustic energy, reperfusion of contrast agents is detected. The reperfusion is imaged using any technique, such as a contrast agent mode. In principle, the contrast agent concentration increases more rapidly in regions with high perfusion rates. The perfusion is detected over time.

The perfusion is derived from the contrast agent response. The amount of perfusion for a given location relative to the tissue may be determined. The contrast agent response alone may indicate perfusion concentration. Change in perfusion may be used. For a given location or voxel, the difference in contrast agent response between two times may be determined. The difference in amount of contrast agent response divided by the time separating the scans for the data indicates a perfusion rate.

The parametric information represents a region of the patient at a given time. The parametric data may be a temporal average. The region of the patient is two or three dimensional. Different or the same values are provided for different locations.

The parameter acquisition is repeated at different times. The scanning of the region, detection of ultrasound data from the scanning, and derivation of parameter values are repeated. The repetition provides parametric data representing the region at different times.

Any rate of repetition may be used. For example, one frame or volume of data representing the region is acquired each second. As another example, the rate is ten or more frames or volumes a second.

Any number of frames or volumes of the parametric ultrasound data are acquired. For example, three or more sets of parametric data are acquired, such as at first, second and third times. Figure 2 shows acquisition of parametric ultrasound data (U) at seven different times. The acquisition may be ongoing. A time sequence of parametric data, such as thermometry, elasticity or perfusion, is acquired from the ultrasound scanner. For example, a plurality of temperature maps is obtained.

In act 32, magnetic resonance (MR) parametric data is acquired. The acquisition uses a MRI system, so may be performed at a same time as the acquisition of ultrasound data. Alternatively, the MR parametric data is

acquired before, after, or interleaved with the ultrasound data. The MRI system and the ultrasound system are independent of each other. Alternatively, a combined system is provided, such as a transducer being mounted to a patient bed of the MRI system. Control, electronics, or processing may be shared or separate.

The MR parametric data is derived from MR data. For magnetic resonance, the received MR data indicates projection intensities. Using tomography or other processing, the intensity of response from different locations is determined. Different pulse sequences may be used to detect different molecules and/or characteristics at the scan region.

MR anatomy data may be obtained. The MR anatomy data represents anatomy of the patient. The MR anatomy data represents a volume of the patient, such as representing voxels in an  $N \times M \times O$  arrangement. Alternatively, the MR anatomy data represents a plurality of separate slices (e.g., three parallel slices). In other embodiments, the MR anatomy data represents a single plane.

One or more transmitters produce an RF excitation field. A desired number of the transmitters are employed and connected through a corresponding number of transmit/receive switches to a corresponding number of coils in an RF coil array. The combined RF fields of the coil elements produce a prescribed  $B_1$  field throughout the region of interest in the subject. The signal produced by the subject in response to the RF excitation field is picked up by the coil array and applied to the inputs of the set of receive channels. The received signal is at or around the Larmor frequency. When the  $B_1$  field is not being produced, the transmit/receive switches connect each of the receive channels to the respective coil elements. Signals produced by the excited spins in the subject are picked up and separately processed as k-space and/or object space data.

Any MR procedure for acquiring data representing the parameter, such as temperature, elasticity, or perfusion characteristics, may be used. For example, T1-weighted or T2-weighted data is obtained. As another example, diffusion data is obtained. For MR elastography data, any MR elastography process may be used. In one embodiment, the propagation of a mechanical wave is measured. The mechanical wave is induced in the

patient by external pressure, such as cyclical pressure applied to the skin of the patient. For example, a pad (i.e., thumper) is placed on the abdomen of the patient and vibrates at a specific, low frequency. The frequency is low compared to the rate of scanning the region of interest by the MR system. In one embodiment, acoustic energy is used to generate the mechanical wave at a focal region within the patient. The mechanical wave moves through stiff and supple tissue at different rates.

To measure the propagation of the mechanical wave, MR scans are performed at different times. The reaction of the tissue to the mechanical wave is measured. The displacement of the tissue caused by the mechanical wave over time, time of travel, and distance indicate a velocity of the mechanical wave through the tissue. A processor determines the stiffness of the tissue based on the characteristic of the displacement. For example, the velocity of the mechanical wave is calculated for each of a plurality of sample locations. The velocity itself is used as the elastography data. Alternatively, peak normalized displacement or a parameter calculated from the velocity and/or peak normalized displacement is used as the MR elastography data. For example, stiffness or strain rate information is used.

In one embodiment, a phase-contrast MR technique using synchronous motion-sensitizing gradients measures the pattern of wave propagation. The resulting data is analyzed to generate quantitative MR elastography data of the stiffness or other mechanical properties of tissue. For example, harmonic low frequency transverse acoustic waves (10 Hz - 1.1 kHz) are used as the source of external mechanical stress. The acoustic waves cause tiny cyclic displacements (on the order of tenths of microns). With mechanical waves (e.g., acoustic shear waves), the calculation of regional elastic modulus is simplified, because regional elastic modulus is computed directly from the local wavelength, rather than requiring estimation of the regional static stress distribution. A sensitive MR-based method scans to acquire information about the mechanical waves in tissue. An oscillating, motion sensitizing field gradient is applied synchronously with acoustic mechanical waves that are generated inside the imaged object. The cyclic motion of the spins in the presence of these motion-sensitizing gradients causes a measurable phase shift in the received MR signal. The phase shift

is proportional to the displacement amplitude and the number of the cyclic motion-sensitizing gradients. Small amplitude synchronous motion may be measured by accumulating phase shifts over multiple cycles of mechanical excitation and the motion-sensitizing gradient waveform. From the measured phase shift in each voxel, the amplitude of displacement of each voxel is estimated in the reconstructed data. This displacement map shows the mechanical waves propagating within the object. The cyclic motion-sensitizing gradients may be superimposed along any desired axis, and therefore different components of the strain dyadic may be estimated non-invasively. Shear modulus images may be generated using spatial filtering to calculate local wavelength. The local wavelength, displacement, strain, or information derived there from is used as the elastography data.

Another MR parametric data parameter is temperature. Any MR thermometry technique may be used. For example, in T1-weighted imaging, the change in T1 longitudinal relaxation time of tissue can be used to image temperature changes. The T1 indicates the time required for tissue to become (re)-magnetized following a radio-frequency pulse. It is determined by thermal interactions between resonating protons and other nuclei. The proton resonance frequency (PRF) of water molecules shift with frequency, allows a change in frequency to be detected. The hydrogen electrons shield the nucleus from the magnetic field, effectively lowering the field seen by the nucleus and therefore the resonance frequency. In bonded electrons, this effect is reduced. With an increase in temperature, more bonds are stretched, broken or bent. This leads to a decreasing frequency with an increase in temperature.

Yet another parameter is perfusion. Any method may be used to determine diffusion using MRI. For example, the effect of gadolinium on the T2\* relaxation time is used. The contrast agent locally destroys the magnetic field homogeneity. As a result, hydrogen nuclei within an imaging voxel will see different local magnetic fields and resonate at different frequencies. This in turn results in a loss of coherence of their signals. Their signals start to cancel. In an image, a reduction of the signal from a voxel (T2\* shortening) depending on the amount of gadolinium contrast agent present results.

The perfusion parameter is calculated from the detected contrast agents. The concentration of the contrast agents may be used to represent perfusion. The change in contrast agents, in-flow, out-flow or other perfusion characteristic may be calculated.

The MR parameters are values for different locations of the region of the patient. The region is of the same two or three-dimensional locations as for the ultrasound parametric data. Alternatively, the region represented by the MR parametric data overlaps with but is not identical to the region represented by the parametric ultrasound data. The ultrasound and/or MR parametric data may be converted to a same coordinate system, such as using data registration, fiducial-based transformation, or position sensors.

The MR parametric data for an area or volume is acquired for a given time. The acquisition may be associated with a period. This period is treated as acquisition at a time. The data for a given time may represent instantaneous measurement or a temporal average. Parametric data representing the region at one time may be calculated from data also used to calculate the data for another time, such as in a moving window of data.

The MR parametric data is acquired multiple times. Any rate of acquisition may be used. The rate for the MR parametric data is less than the rate for the ultrasound parametric data. The ultrasound image sequence is at a higher frame or volume rate compared to the MRI image sequence. In the example of Figure 2, one frame or volume of MR parametric data (M) is acquired for every three frames or volumes of ultrasound parametric data (U). The MR parametric data (M) is acquired every third time and not acquired at other times (e.g., not acquired at times two and three ( $t_2$  and  $t_3$ )). Other differences in rate may be provided.

The time axis may be generalized, such as each time representing a period. While the MR parametric data and the ultrasound parametric data do not represent the identical time, both may represent the patient region in a range of time. Any size range may be used, such as 2, 1, 0.1, 0.01, or 0.5 seconds.

The times for each frame or volume of data may be relative to a trigger event (e.g., contrast agent destruction) or cycle. For example, the ultrasound parametric data of one frame or volume may represent the patient

at an R-wave of the heart cycle and be acquired at 1:23:45 pm. The MR parametric data of one frame may represent the patient at the R-wave also, but be acquired at 5:43:21 pm. Both may be assigned time  $t_1$  as the data represents the same time relative to the heart cycle. Alternatively, both types of data may be acquired at the same or similar (e.g., with a same period) absolute time. A timestamp of acquisition for each frame or volume is used to align the MR parametric data with the ultrasound parametric data in the time domain.

In act 40, the MR and ultrasound parametric data are changed to a common resolution. The spatial resolution for the MR and ultrasound parametric data may be different. For example, the spatial distribution of locations within the region of the patient represented by the different types of data is different. Interpolation, extrapolation, filtering, decimation, down-sampling, up-sampling, or other conversion is provided. The MR parametric data is converted to the resolution or sample grid of the ultrasound parametric data, or vice versa. Both types of data may be converted to a third resolution of sample grid.

In act 42, the sequences of MR and/or ultrasound data are corrected for motion. The correction aligns locations represented by data over time. Where motion causes a location to shift relative to the scanning, the locations may be aligned by motion compensation.

A motion estimation algorithm is used to generate motion compensated ultrasound parametric data. The same motion parameter is applied to the MR parametric data. The motion offset (e.g., rotation, translation, and/or scale) found for ultrasound for the relevant time is applied to the MR parametric data. Alternatively, the motion estimation is applied to the MR parametric data and the same motion parameters, after temporal interpolation, are applied to the ultrasound parametric data. In yet other embodiments, the MR parametric data and ultrasound parametric data are separately motion compensated.

The motion correction is applied to the parametric data. The estimation of motion to determine the correction uses anatomy data. The anatomy data used to derive the parametric data or anatomy data acquired during the scanning for the parametric data is used for motion compensation.

Motion estimation may operate more accurately with anatomy features. Alternatively, the motion estimation is performed with the parametric data or both parametric and anatomy data.

Any registration may be used for motion compensation. The registration is rigid or non-rigid. Local cross-correlation (LCC) cost function, minimum sum of absolute differences, or other measure of similarity is used for motion estimation. The frames or volumes of the sequence are compared for different possible motion. Different translations and/or rotations are tested. For each test, a level of similarity is calculated. The translation and rotation combination with the greatest level of similarity indicates the motion between the frames or volumes of data. Any search pattern may be used, such as numerical optimization, course-to-fine searching, subset based searching, or use of decimated data. Scaling may be used in addition to translation and rotation.

Motion is estimated between all of the frames and volumes relative to one, a reference. Alternatively, the registration is performed along the sequence between temporally adjacent frames or volumes.

The registration is along two or three-dimensions. Any combination of translation and rotation degrees of freedom may be used, such as 6 degrees (3 axes of rotation and 3 axes of translation). Scaling or non-rigid transforms may be used.

The correlation may be based on all of the data in the sets or sub-sampled data. The correlation may be for data or for features. For example, a plurality of features is identified by the user or automatically by a processor. The features are correlated between frames or volumes. The features may be tissue boundaries, tissue regions, bone region, fluid region, air region, combinations thereof, or other feature. The data representing the features with or without surrounding data is used for the correlation. The features may be identified in one set (e.g., ultrasound) for matching with all of the data in another set, or features of one set may be matched to features of another set.

Once the translations and rotations for the sequence are determined. The frames or volumes are shifted accordingly for calculating the fused, parametric values. The fused, parametric values may be determined from the shifted frames or volumes. Alternatively, the motion is used for

selecting data from the different frames or volumes for calculating the fused, parametric values.

In act 44, fused, parametric values are calculated from the MR and ultrasound parameter data. Parametric values from ultrasound and MR are combined to form fused values. The values for the parameter are combined, such as combining temperatures from MR and ultrasound.

Any type of combination may be used, such as a weighted combination. Weighting allows more emphasis on one type of data than another, such as weighting MR parameters more heavily than ultrasound to increase signal-to-noise ratio.

The combination is of parameter values for a given location. For example, MR and ultrasound parameter data are provided for a 200x200 pixel field. For a given motion compensated location (x, y (e.g., x=50, y=123)), the parameter values for that location from the sequence are combined. The parameter values at location x, y over time for both MR and ultrasound are used to determine the fused, parametric values for that location. Spatial averaging or filtering may be used prior to the combination. The calculation of the fused values is repeated for different locations using the parametric data appropriate for that location.

The combination is of parametric values for different times. The fused, parametric data represents temporal sampling at a rate. The rate is the same or different from the rate of MR or ultrasound acquisition. The fused image data rate may be even higher than the ultrasound acquisition rate. If the fused image to be constructed is at a time which either Ultrasound data (Fig. 2a) or MR data is available (Fig. 2b), the fused image generation can be considered as a filtering process using the current and prior MR and ultrasound data inside the moving window along the time axis. If the fused image to be constructed is at a time which neither MR data nor ultrasound data (Fig. 2c) is available, the fused image generation can be considered as an extrapolation process using the prior MR and ultrasound data inside the moving window.

The filtering or extrapolation process for generating fused parametric images are performed by piecewise weighted least square quadratic curve fitting in a moving window. The size (time duration) of the

moving window is chosen to be long enough to cover at least the two most recent MR parametric data points. Figures 2a, 2b and 2c are examples of the moving windows at points of time for generating the fused data. In another embodiment, the moving window with size is longer, such as long enough to cover the most recent three or more MR parametric data points.

In one embodiment, a weighted least square fitting of the MR and ultrasound parametric values is performed. Other fitting functions may be used. The parameter values from both ultrasound and MR are used in a same function to determine the fitted curve. Any curve may be fit, such as a piecewise quadratic function or high degree polynomial.

To fit the piecewise quadratic function, an energy function is minimized. The energy function includes the ultrasound and MR parametric values from a moving window. For the example in Figure 2a, to compute the fused image value at time  $t_4$ , the moving window is formed and the energy function includes the parametric values from times  $\tau_1$  to  $t_4$ . The fusion image value  $f(t_4)$  at any point  $(x, y)$  is obtained by a weighted least square fitting curve using the parametric values. Consider quadratic curve  $f(t)=at^2+bt+c$ . Values  $a$ ,  $b$ , and  $c$  may be obtained by minimizing the following energy function:

$$E_1 = w_U \sum_{i=1}^4 [U_{t_i} - f(t_i)]^2 + w_M \sum_{j=1}^2 [M_{\tau_j} - f(\tau_j)]^2$$

Ultrasound parametric Data

MR parametric Data

where  $U_{t_i}$  is the ultrasound parametric value of point  $(x, y)$  at time  $t_i$ ,  $M_{\tau_j}$  is the MR parametric value of the point  $(x, y)$  at time  $\tau_j$ , and  $w_U$  and  $w_M$  are weighting coefficients for the ultrasound and MR parametric values, respectively. By minimization,  $a$ ,  $b$  and  $c$  may be estimated and the fused, parametric value,  $f$ , at time  $t_4$  may be computed.

The weights are assigned as desired. For example, the weights are equal. As another example, the weights for the MR parameter values are greater. Any relative weighting may be used. The weights set the relative contribution to the fitted curve from the particular type of data.

Using the fit curve in a moving window, a fused, parametric value may be computed. The moving window is updated at different locations or

times and so is the fitting curve. Fused, parametric values are provided for all of the locations or times as required by the desired output data rate.

In act 46, a sequence of the images is output. Each image is a function of the fused, parametric data. The values for each location of each image in the sequence are provided by the respective fit curve. The locations are distributed in two or three-dimensions. The images represent the parameter for the region of the patient at different times. Any color or grayscale modulation or display technique for parametric imaging may be used. For example, each pixel represents a location. The pixel intensity and/or color are modulated by the fused, parametric value for that time and location.

The images are output for display, such as outputting to a display. Alternatively, the images are output to a database, such as outputting for later retrieval.

The weighted least square curve is used to generate high frame rate fused, parametric images. The sequence of fused images may be displayed at the rate associated with ultrasound acquisition or another rate, such as a real-time rate of twenty or more frames or volumes a second. The rate may be greater than the MR acquisition rate.

Separate images for the separate modalities may also be provided. The fused, parametric image may be overlaid as a color on a grayscale anatomy image. Graphical overlays or other information on or in the fused, parametric images may be presented to the user. The images are renderings from volume data or are planar representations of a plane. The plane may be a scan plane or may be a plane extracted from a scanned volume.

Figure 3 shows a system 10 for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. The system 10 includes a memory 12, an MR system 14, an ultrasound system 16, a transducer 18, a processor 26, and a display 28. Additional, different, or fewer components may be provided. For example, a network or network connection is provided, such as for networking with a medical imaging network or data archival system. As another example, separate transducers 18 are used for acquiring MR elastography data and ultrasound data. In another example, a user interface is provided. The MR system 14, transducer 18, and ultrasound system 16

may not be provided in some embodiments, such as where the ultrasound and MR parametric data is acquired by transfer or from storage.

The processor 26 and display 28 are part of a medical imaging system, such as the diagnostic or therapy ultrasound system 16, MR system 14, or other system. Alternatively, the processor 26 and display 28 are part of an archival and/or image processing system, such as associated with a medical records database workstation or server. In other embodiments, the processor 26 and display 28 are a personal computer, such as desktop or laptop, a workstation, a server, a network, or combinations thereof.

The display 28 is a monitor, LCD, projector, plasma display, CRT, printer, or other now known or later developed device for outputting visual information. The display 28 receives images, graphics, or other information from the processor 26, memory 12, MR system 14, or ultrasound system 16.

One or more images representing elasticity, thermometry, perfusion, combination thereof, or other parameters of a patient are displayed. At least some of the values for the parameters of the image are determined, at least in part, from both MR and ultrasound parameter values. For example, an image rendered from a three-dimensional data set of fused, parametric values is provided adjacent to an image from real-time ultrasound scanning and/or an image from MR anatomy scanning. Ultrasound or MR parametric images without fusion may also be displayed. Two-dimensional images presenting a planar region of the patient may be displayed. Any of the types of data may be combined to form an image or displayed separately at a substantially same time.

The magnetic resonance (MR) system 14 includes a cryomagnet, gradient coil, and body coil in an RF cabin, such as a room isolated by a Faraday cage. A tubular or laterally open examination subject bore encloses a field of view. A more open arrangement may be provided. A patient bed (e.g., a patient gurney or table) supports an examination subject, such as a patient with or without one or more local coils. The patient bed may be moved into the examination subject bore in order to generate images of the patient. Received signals may be transmitted by the local coil arrangement to the MR receiver via, for example, coaxial cable or radio link (e.g., via antennas) for localization.

Other parts of the MR system are provided within a same housing, within a same room (e.g., within the radio frequency cabin), within a same facility, or connected remotely. The other parts of the MR system may include local coils, cooling systems, pulse generation systems, image processing systems, and user interface systems. Any now known or later developed MR imaging system may be used. The location of the different components of the MR system 14 is within or outside the RF cabin, such as the image processing, tomography, power generation, and user interface components being outside the RF cabin. Power cables, cooling lines, and communication cables connect the pulse generation, magnet control, and detection systems within the RF cabin with the components outside the RF cabin through a filter plate.

The MR system 14 is configured by software, hardware, or both to acquire data representing a plane or volume in the patient. In order to examine the patient, different magnetic fields are temporally and spatially coordinated with one another for application to the patient. The cyromagnet generates a strong static main magnetic field  $B_0$  in the range of, for example, 0.2 Tesla to 3 Tesla or more. The main magnetic field  $B_0$  is approximately homogeneous in the field of view.

The nuclear spins of atomic nuclei of the patient are excited via magnetic radio-frequency excitation pulses that are transmitted via a radio-frequency antenna, such as a whole body coil and/or a local coil. Radio-frequency excitation pulses are generated, for example, by a pulse generation unit controlled by a pulse sequence control unit. After being amplified using a radio-frequency amplifier, the radio-frequency excitation pulses are routed to the body coil and/or local coils. The body coil is a single-part or includes multiple coils. The signals are at a given frequency band. For example, the MR frequency for a 3 Tesla system is about 123 MHz +/- 500 KHz. Different center frequencies and/or bandwidths may be used.

The gradient coils radiate magnetic gradient fields in the course of a measurement in order to produce selective layer excitation and for spatial encoding of the measurement signal. The gradient coils are controlled by a gradient coil control unit that, like the pulse generation unit, is connected to the pulse sequence control unit.

The signals emitted by the excited nuclear spins are received by the local coil and/or body coil. In some MR tomography procedures, images having a high signal-to-noise ratio (SNR) may be recorded using local coil arrangements (e.g., loops, local coils). The local coil arrangements (e.g., antenna systems) are disposed in the immediate vicinity of the examination subject on (anterior), under (posterior), or in the patient. The received signals are amplified by associated radio-frequency preamplifiers, transmitted in analog or digitized form, and processed further and digitized by the MR receiver.

The recorded measured data is stored in digitized form as complex numeric values in a k-space matrix. A one or multidimensional Fourier transform reconstructs the object or patient space from the k-space matrix data.

The MR system 14 may be configured to acquire different types of data. For example, the MR data represents the anatomy of the patient. The MR data represents the response to the magnetic fields and radio-frequency pulses of tissue. Any tissue may be represented, such as soft tissue, bone, or blood.

The MR system 14 may be configured for acquiring specialized functional or anatomic information. For example, T1-weighted, diffusion, or T2-weighted MR data is acquired. In one embodiment, the MR system 14 is configured for acquiring elastography, thermometry, perfusion, or other parametric information. For MR elastography, the transducer 18 may apply acoustic radiation force focused at one or more locations in the patient. In response to phased summation of the acoustic energy from the elements of the transducer 18, the acoustic energy causes a longitudinal and/or shear wave to propagate from the focal region. The MR scan is used to measure displacement. The displacement amplitude may indicate an elastic characteristic of the tissue. Other MR elastography techniques may be used.

The MR system 14 scans the patient over time. A sequence of frames or volumes of MR data is acquired. The MR data is used to derive the parametric values for different locations in the area or volume. These MR parametric values may be associated with better signal-to-noise ratio, but less

rapid volume or frame rate than the same parameter acquired using the ultrasound system 16.

The ultrasound system 16 is any now known or later developed ultrasound imaging system. For example, the ultrasound system 16 includes the transducer 18 for converting between acoustic and electrical energies. Transmit and receive beamformers relatively delay and apodize signals for different elements of the transducer 18. B-mode, Doppler, or other detection is performed on the beamformed signals. A scan converter, memory, three-dimensional imaging processor, and/or other components may be provided.

The transducer 18 is a one-, two-, or multi-dimensional array of piezoelectric or capacitive membrane elements. In one embodiment, the transducer 18 is a handheld or machine held transducer for positioning against and outside of the patient. In another embodiment, the transducer 18 is part of a probe for use within the patient, such as a transesophageal probe. For example, the transducer 18 is a one-dimensional array of elements within or on a catheter used for intervention or a different purpose. In yet another embodiment, the transducer is positioned in a patient bed of the MR system or by a robot for use on the patient while in the MR bore for scanning.

The ultrasound data is output in a polar coordinate or scan converted Cartesian coordinate format. Acoustic energy is used to scan a plane and/or volume. For example, a volume is scanned by sequentially scanning a plurality of adjacent planes. Any format or scan technique may be used. The scanned volume may intersect or include all of the patient volume. For example, the breast is scanned with ultrasound along one or more two-dimensional planes.

The ultrasound system 16 is configured to derive parametric values. For example, temperature, perfusion, elasticity, or other parameter characteristics are calculated. The parameter values are determined from detected data, such as detected tissue, flow, and/or contrast agents. The parameter values are derived for each of a sequence of frames or volumes. The frames or volumes have a rate in the sequence greater than the rate of MR parametric frames or volumes.

The memory 12 is a graphics processing memory, a video random access memory, a random access memory, system memory, random

access memory, cache memory, hard drive, optical media, magnetic media, flash drive, buffer, database, combinations thereof, or other now known or later developed memory device for storing data or video information. The memory 12 is part of an imaging system, part of a computer associated with the processor 26, part of a database, part of another system, or a standalone device.

The memory 12 stores datasets (e.g., frames or volumes) each representing a three-dimensional patient volume or a two-dimensional patient plane. The patient volume or plane is a region of the patient, such as a region within the chest, abdomen, leg, head, arm, or combinations thereof. The patient volume is a region scanned by the MR system 14 and the ultrasound system 16.

Any type of data may be stored, such as medical image data (e.g., ultrasound and MR parametric and ultrasound anatomy data). The data represents the patient over time, such as prior to or during treatment or other procedure.

The stored data is interpolated or converted to an evenly spaced two or three-dimensional grid or is in a scan format. The data for different modalities may be transformed to be on a same grid or format. The data from different times may be altered to account of motion.

The memory 12 or other memory is a non-transitory computer readable storage medium storing data representing instructions executable by the programmed processor 26 for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion. The instructions for implementing the processes, methods and/or techniques discussed herein are provided on computer-readable storage media or memories, such as a cache, buffer, RAM, removable media, hard drive or other computer readable storage media. Computer readable storage media include various types of volatile and nonvolatile storage media. The functions, acts or tasks illustrated in the figures or described herein are executed in response to one or more sets of instructions stored in or on computer readable storage media. The functions, acts or tasks are independent of the particular type of instructions set, storage media, processor or processing strategy and may be performed by software, hardware, integrated circuits, firmware, micro code and the like, operating

alone, or in combination. Likewise, processing strategies may include multiprocessing, multitasking, parallel processing, and the like.

In one embodiment, the instructions are stored on a removable media device for reading by local or remote systems. In other embodiments, the instructions are stored in a remote location for transfer through a computer network or over telephone lines. In yet other embodiments, the instructions are stored within a given computer, CPU, GPU, or system.

The processor 26 is a general processor, central processing unit, control processor, graphics processor, digital signal processor, three-dimensional rendering processor, image processor, application specific integrated circuit, field programmable gate array, digital circuit, analog circuit, combinations thereof, or other now known or later developed device for fusing parametric information from multiple modalities. The processor 26 is a single device or multiple devices operating in serial, parallel, or separately. The processor 26 may be a main processor of a computer, such as a laptop or desktop computer, or may be a processor for handling tasks in a larger system, such as the MR or ultrasound systems 14, 16. The processor 26 is configured by software and/or hardware.

The processor 26 is configured to combine ultrasound and MR parametric information. The processor 26 receives the parametric information from the MR and ultrasound systems 14, 16. Alternatively, the processor 26 receives MR and ultrasound data and generates the ultrasound parametric data and the MR parametric data. The processor 26 may filter or otherwise process the parametric data prior to combination. For example, the processor 26 converts the data to a same format or resolution. As another example, the processor 26 corrects for motion through the sequences of data. The processor 26 may assemble the sequences, such as determining a temporal alignment of the ultrasound sequence relative to the MR sequence.

The processor 26 is configured to combine the ultrasound parametric data with the MR parametric data. Due to different scan or acquisition rates, the fused parametric data may be generated to a rate corresponding with the ultrasound data. In one embodiment, the processor uses a weighted least square fitting of the MR and ultrasound data from

different times to filter or to extrapolate. Other filtering and extrapolation can be used.

The processor 26 outputs the combined parametric data. For example, temperature, elasticity, or perfusion data representing a plurality of locations in a plane or volume is output. The values for the data are based on both imaging modalities. The ultrasound data contributes temporal information, allowing for parametric images at a higher rate than MR alone. The MR data contributes signal-to-noise ratio, allowing for parametric images with more signal than ultrasound alone.

The output is data prior to conversion for display or is image data converted for display. For example, the data is RGB data for pixels on a display. As another example, the data represents a volume prior to rendering or represents a two-dimensional rendering of the volume.

While the invention has been described above by reference to various embodiments, it should be understood that many changes and modifications can be made without departing from the scope of the invention. It is therefore intended that the foregoing detailed description be regarded as illustrative rather than limiting, and that it be understood that it is the following claims, including all equivalents, that are intended to define the spirit and scope of this invention.

## Claims

1. A method for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion, the method comprising:
  - acquiring (30) ultrasound parametric data representing a region of a patient at a first rate, the ultrasound parameter data comprising first values of a parameter, the first values derived from detected ultrasound data;
  - acquiring (32) magnetic resonance parametric data representing the region of the patient at a second rate less than the first rate, the magnetic resonance parameter data comprising second values of the parameter, the second values derived from magnetic resonance data;
  - calculating (44) fused values from the first and second values, the fused values representing the region of the patient at a third rate greater than the second rate; and
  - calculating (46) fused, parametric images from the fused values.
2. The method of claim 1 wherein acquiring (30, 32) the ultrasound parametric data and the magnetic resonance parametric data comprises acquiring elasticity, thermometry, or perfusion data, the parameter comprising an elasticity characteristic, a temperature, or a perfusion characteristic.
3. The method of claim 1 wherein acquiring (30) the ultrasound parametric data at the first rate and acquiring (32) the magnetic resonance parametric data at the second rate comprise acquiring the ultrasound parametric data at a frame or volume rate faster than the acquiring of the magnetic resonance parametric data.
4. The method of claim 1 wherein calculating (44) the fused value at time  $T_{\text{high}}$  comprises applying a moving window extending from time  $T_{\text{low}}$  ( $T_{\text{low}} < T_{\text{high}}$ ) to time  $T_{\text{high}}$  where  $T_{\text{low}}$  is a time a second to last MR parametric data was acquired.

5. The methods of claim 4 wherein fitting comprises minimizing an energy function of the first values and the second values in the moving window, the fitting curve is used to generate the fused value at  $T_{\text{high}}$ .

6. The method of claim 1 wherein calculating (44) comprises performing a weighted least square fitting of the first and second values in a moving window.

7. The method of claim 1 wherein calculating (44) comprises calculating (44) the fused values to represent the region at the first rate, the first and third rates being equal.

8. The method of claim 1 wherein calculating (46) the fused, parametric images comprises displaying a sequence of the fused, parametric images at the third rate, the fused, parametric images being of the parameter and of the region.

9. The method of claim 1 further comprising:  
interpolating (40) the first, second, or first and second values to a common resolution prior to calculating (44).

10. The method of claim 1 further comprising:  
correcting (42) spatial locations of the first, second, or first and second values for motion using magnetic resonance and ultrasound data representing anatomy.

11. In a non-transitory computer readable storage medium having stored therein data representing instructions executable by a programmed processor (26) for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion, the storage medium comprising instructions for:

computing (44) parametric data for a sequence of images from both ultrasound data and magnetic resonance data, the parametric data at data rate equal to or higher than a rate of the ultrasound data; and

outputting (46) the sequence of the images, the images being a function of the parametric data.

12. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein computing (44) comprises performing a weighted least square fitting of the ultrasound and magnetic resonance data in a same function.

13. The non-transitory computer readable storage medium of claim 11 wherein computing (44) comprises fitting a curve to the ultrasound data and the magnetic resonance data in a moving window between first and second times; and computing (44) the fused value at the second time.

14. The non-transitory computer readable storage medium of claim 13 wherein fitting comprises minimizing an energy function of the ultrasound data and the magnetic resonance data in the moving window .

15. A system for magnetic resonance and ultrasound parametric image fusion, the system comprising:

a magnetic resonance (MR) system (14) configured to provide a first sequence of frames or volumes of MR data of an elastic characteristic, temperature characteristic, perfusion characteristic, or combinations thereof;

an ultrasound system (16) configured to provide a second sequence of frames or volumes of ultrasound data of the elastic characteristic, temperature characteristic, perfusion characteristic, or combinations thereof; and

a processor (26) configured to combine the ultrasound data with the MR data.

16. The system of claim 15 further comprising a display operable to display an elasticity, thermometry, perfusion or combination thereof image of the combined ultrasound and MR data, at least some pixel values of the image each being a function of both the ultrasound and the MR data.

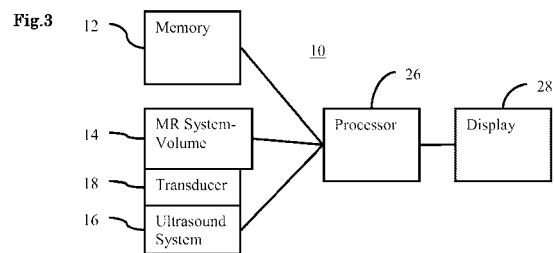
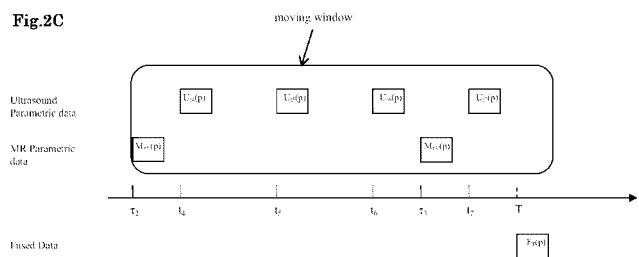
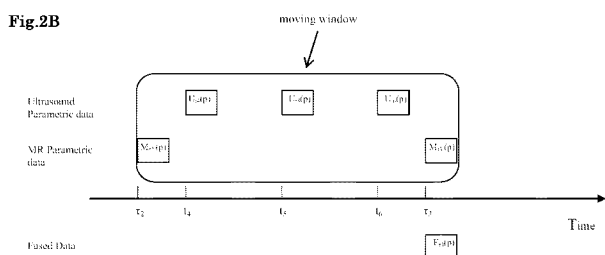
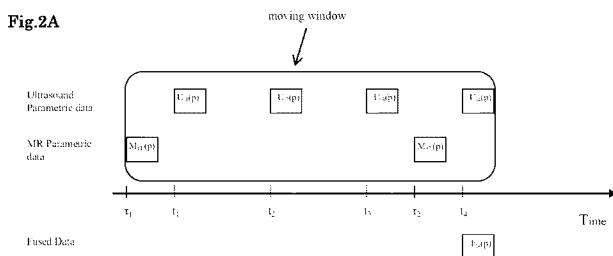
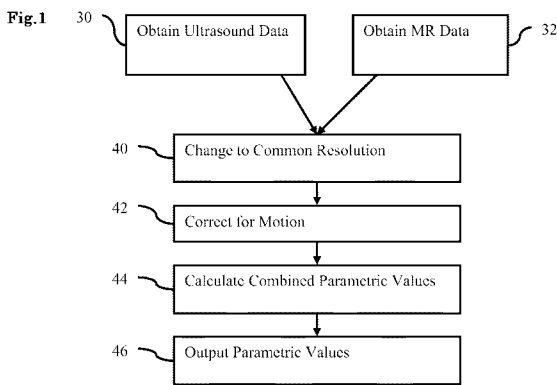
17. The system of claim 15 wherein the first sequence has a higher rate than the second sequence, and wherein the processor (26) is configured to

combine by calculating (46) fused data using both of the MR data and ultrasound data.

18. The system of claim 17 wherein the processor (26) is configured to compute the fused data by a weighted least square fitting of the MR and ultrasound data from different times.

**ABSTRACT**

Magnetic resonance and ultrasound parametric images are fused or combined. MRI and ultrasound imaging are used to acquire (30, 32) the same type of parametric images. Fused data is created (44) by combining ultrasound and MRI parametric data at times for which both types of data are available. Rather than sacrificing rate, fused data is created (44) for times for which MRI data is not acquired. A curve representing the values of the parameter over time is fit to the available MRI and ultrasound data of each location, resulting in fused data at times for which MRI data is not available.



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013212381A5</a>	公开(公告)日	2016-06-02
申请号	JP2013075837	申请日	2013-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司 西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司 西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	チーインリー リーシアンファン キャロラインマレケ ケヴィンマイケルシーキンズ パトリックグロス		
发明人	チーインリー リーシアンファン キャロラインマレケ ケヴィンマイケルシーキンズ パトリックグロス		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/055 A61B5/0035 A61B5/7207 A61B5/7425 A61B8/0891 A61B8/4416 A61B8/485 A61B8/5261 G01R33/4804 G01R33/4814 G01R33/5608 G01R33/56358 G01R33/56366		
FI分类号	A61B5/05.390 A61B5/05.382 A61B5/05.380 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C096/AA03 4C096/AA04 4C096/AA11 4C096/AA17 4C096/AA18 4C096/AA20 4C096/BA15 4C096/BA18 4C096/BA36 4C096/CA02 4C096/CC09 4C096/DA15 4C096/DC14 4C096/DC15 4C096/DC16 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD04 4C096/DD05 4C096/DE06 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD22 4C601/DE10 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK24 4C601/LL33 4C601/LL38		
优先权	13/436718 2012-03-30 US		
其他公开文献	JP6147059B2 JP2013212381A		

#### 摘要(译)

磁共振和超声参数图像被融合或组合。MRI和超声成像用于获取相同类型的参数图像。通过在两种类型的数据可用的时间组合超声和MRI参数数据来创建融合数据。不是牺牲速率，而是为未获取MRI数据的时间创建融合数据。表示参数随时间的值的曲线适合于每个位置的可用MRI和超声数据，导致在MRI数据不可用的时间的融合数据。