

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 516797

(P2003 - 516797A)

(43)公表日 平成15年5月20日(2003.5.20)

(51)Int.Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 6
	8/00	5/05	4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/28			4 C 6 0 1
	33/32	G 0 1 N 24/02	Y
	33/54		520 Y

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 26数 ) 最終頁に続く

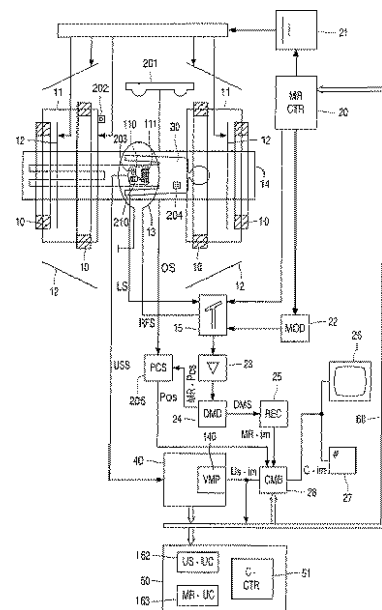
(21)出願番号	特願2001 - 544583(P2001 - 544583)	(71)出願人	コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ KONINKLIJKE PHILIP S ELECTRONICS N . V . オランダ国 5621 ペーアー アインドーフ フェン フルーネヴァウツウェッハ 1
(86)(22)出願日	平成12年12月7日(2000.12.7)	(72)発明者	ファン デン ブリンク , ヨーハン エス オランダ国,5656 アーアー アインドーフ ェン,プロフ・ホルストラーン 6
(85)翻訳文提出日	平成13年8月14日(2001.8.14)	(72)発明者	フィセル, フレデリク オランダ国,5656 アーアー アインドーフ ェン,プロフ・ホルストラーン 6
(86)国際出願番号	PCT/EP00/12443	(74)代理人	弁理士 伊東 忠彦
(87)国際公開番号	W001/043640		
(87)国際公開日	平成13年6月21日(2001.6.21)		
(31)優先権主張番号	99204329.9		
(32)優先日	平成11年12月15日(1999.12.15)		
(33)優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
(31)優先権主張番号	00202642.5		
(32)優先日	平成12年7月21日(2000.7.21)		
(33)優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波プローブを有する診断撮像システム

(57)【要約】

診断撮像システム、特に磁気共鳴撮像システムは、磁気共鳴信号を捕捉する受信アンテナと、超音波エコーを受信する超音波プローブとを有する。再構成ユニットは、磁気共鳴信号及び超音波エコーから診断画像を再構成するために配置される。特に、磁気共鳴画像及び超音波画像は、共通の基準フレームにおいて重ね合わされ、超音波画像中の幾何学的なひずみは磁気共鳴画像に基づいて補正される。異なる組織の種類が磁気共鳴画像において区別され、これら組織の種類における超音波音速度間の差に関して補正される。更に、磁気共鳴画像に含まれる情報は、超音波エコーにおいて組み合わせられて表示される。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 磁気共鳴信号を捕捉する受信アンテナと、  
超音波エコーを受信する超音波プローブと、  
上記磁気共鳴信号及び上記超音波エコーから診断画像を再構成する再構成ユニットとを有する、特に磁気共鳴撮像システムのような診断撮像システム。

【請求項2】 上記再構成ユニットは、  
上記磁気共鳴信号から磁気共鳴画像を再構成し、  
上記超音波エコーから予備超音波画像を再構成し、  
上記予備超音波画像及び上記磁気共鳴画像から上記診断画像を得るために配置される請求項1記載の診断撮像システム。

【請求項3】 上記再構成ユニットは、  
共通の座標系において上記磁気共鳴画像及び上記予備超音波画像を互いに関し  
て重ね合わせ、  
上記重ね合わされた磁気共鳴画像及び上記重ね合わされた超音波画像から上記  
診断画像を得るために配置される請求項2記載の診断撮像システム。

【請求項4】 上記再構成ユニットは、上記診断画像として補正された超音  
波画像を形成するよう、上記磁気共鳴画像に基づいて上記予備超音波画像を補正  
するために配置される請求項2記載の診断撮像システム。

【請求項5】 上記再構成ユニットは、  
上記磁気共鳴画像から局所の組織の種類を得、  
上記局所の組織の種類から局所の超音波音速度を得、  
上記局所の超音波音速度に基づいて上記所期超音波画像を補正するために配置  
される請求項4記載の診断撮像システム。

【請求項6】 上記再構成ユニットは、上記予備超音波画像及び上記磁気共  
鳴画像夫々からの解剖学上の目標を識別するために配置される請求項3又は4記  
載の診断撮像システム。

【請求項7】 上記再構成ユニットは、  
上記磁気共鳴信号から上記超音波プローブの位置を測定し、  
上記超音波プローブの上記測定された位置に基づいて上記磁気共鳴画像に対し

て上記予備超音波画像を重ね合わせるために配置される請求項 3 又は 4 記載の診断撮像システム。

【請求項 8】 上記超音波プローブは、MR 感受マーカー又はマイクロコイルを具備する請求項 7 記載の診断撮像システム。

【請求項 9】 磁気共鳴信号を捕捉し、  
超音波エコーを受信し、  
上記磁気共鳴信号及び上記超音波エコーから診断画像を再構成する命令を有するコンピュータプログラム。

【請求項 10】 上記受信アンテナに超音波を検出する超音波プローブが設けられ、

上記磁気共鳴信号に含まれる情報、及び、上記超音波に含まれる情報の組み合わせられた表示のために表示システムが設けられる請求項 1 記載の診断撮像システム、特に磁気共鳴撮像システム。

【請求項 11】 上記表示システムは、上記磁気共鳴信号から得られる輝度値及び上記超音波から得られる輝度値を有する画像を再現するために配置される請求項 10 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 12】 上記表示システムは、上記磁気共鳴信号からの画像情報及び上記超音波からの画像情報を交互に表示するために配置される請求項 10 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 13】 上記表示システムは、上記磁気共鳴信号から得られる画像情報及び上記超音波から得られる画像情報を重畳された形態で表示するために配置される請求項 10 記載の磁気共鳴撮像システム。

【請求項 14】 上記表示システムは、  
上記超音波から測定位置において物理量の値を捕捉し、  
上記磁気共鳴信号から磁気共鳴画像を再構成し、  
上記測定位置に対応する上記磁気共鳴画像の位置において、上記磁気共鳴画像中の物理量の捕捉された値を再現するために配置される請求項 10 記載の磁気共鳴撮像システム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

本発明は、診断撮像システム、特に超音波プローブを具備する磁気共鳴撮像システムに関わる。

**【0002】**

このような磁気共鳴撮像システムは、米国特許US 5 1 4 6 9 2 4から公知である。

**【0003】**

公知の磁気共鳴撮像システムは、超音波変換器に取り付けられる、磁気共鳴信号を受信する受信アンテナを有する。超音波変換器は、検査されるべき患者のような検査されるべき対象物中で超音波を発生する超音波源を含む。超音波変換器は、超音波プローブも含む。超音波プローブは、超音波エコー、即ち、検査されるべき対象物において反射される超音波を検出する。公知の磁気共鳴撮像システムの中央プロセッサは、検出された超音波から検査されるべき対象物の部分の超音波画像を得る。ユーザは、この超音波画像から検査されるべき解剖学的構造、特に関心のある器官の部分の位置を決定する。その後、超音波画像から検出された検査されるべき部分の位置に基づいて、検査されるべき部分の検査されるべき対象物において励起された（核）スピンのあり、この励起の際に磁気共鳴信号が生成され、検査されるべき部分の磁気共鳴画像が磁気共鳴信号から再構成される。公知の磁気共鳴システムは、磁気共鳴画像を生成するためにオーバハウザ効果を使用する。公知の磁気共鳴撮像システムは、その磁気共鳴画像が形成される対象物の部分の位置を決定するためだけに超音波画像を使用する。

**【0004】**

本発明は、より高い診断の質、特に、より高い診断情報コンテンツを有する診断画像を供給することに好適な診断システムを提供することを目的とする。

**【0005】**

上記目的は、本発明によると磁気共鳴信号及び超音波エコーから診断画像を再構成する再構成ユニットを有する診断撮像システムによって実現される。

**【0006】**

磁気共鳴信号は、静止磁場におかれる対象物中の（不明確な）スピンのRF励起によって生成される。励起されたスピンのラーマー周波数が空間位置依存となるよう一時の傾斜磁場も印加される。従って、磁気共鳴信号の周波数及び位相による磁気共鳴信号の空間エンコーディングが実現される。

#### 【0007】

診断画像は、磁気共鳴信号及び超音波エコーからの画像情報夫々を組み合わせる。例えば、診断画像は、磁気共鳴信号から得られるピクセルの一部分、及び、超音波エコーから得られるピクセルの別の部分を含む。磁気共鳴信号に含まれる情報は、高い空間解像度を有するが低い時間解像度を有する。他方で、超音波エコーに含まれる情報は、低い空間解像度を有するが高い時間解像度を有する。特に、磁気共鳴信号中の情報は、約50ミリ秒乃至約0.5秒の範囲にわたって時間平均され、超音波エコーに含まれる情報は約5乃至20ミリ秒の短い期間に属する。磁気共鳴信号中の情報は、0.5mm程に小さい細部が磁気共鳴画像中で忠実に表示される点で高い空間解像度を有してもよい。従って、診断画像は、高い空間解像度を有する画像情報を高い時間解像度を有する画像情報と組み合わせる。従って、診断画像は、特に検査されるべき患者中の急速に動く部分の高い時間解像度の画像情報を示す一方で、この急速に動く部分の解剖組織上の周囲は高い空間解像度で正確に表示される。例えば、患者の心臓の動く部分は、正確に空間的に高く解像された解剖組織上の背景に対して表示される。

#### 【0008】

別の例では、診断画像は、磁気共鳴信号からの解剖組織上の情報中に表示される再構成の超音波エコーからの機能上の情報を組み合わせる。例えば、診断画像において、超音波エコーから得られるカラー・ドップラー値は、磁気共鳴信号から得られるグレー値を置換してもよい。

#### 【0009】

本発明の上記及び他の面は、従属項に記載する好ましい実施例に関して詳しく述べられる。

#### 【0010】

好ましい実施例では、再構成ユニットは、磁気共鳴信号及び超音波エコー夫々

から磁気共鳴画像及び予備（preliminary）超音波画像を得るために配置される。診断画像は、磁気共鳴画像及び予備超音波画像から得られてもよい。本願中の「予備超音波画像」といった用語は、磁気共鳴画像に基づく補正又は磁気共鳴画像に対する重ね合わせがまだ実施例されるべき全ての超音波画像を指す。例えば、予備超音波画像の及び磁気共鳴画像の夫々の部分は、診断画像中に含まれる。他の例では、診断画像は、磁気共鳴画像及び予備超音波画像の少なくとも個々の部分が交互に表示されるように形成される。

#### 【0011】

更なる好ましい実施例では、磁気共鳴画像及び予備超音波画像は、共通の座標系で重ね合わされる。つまり、磁気共鳴画像中及び予備超音波画像中の夫々の位置間で、幾何学的な関係が確立される。この幾何学的な関係に基づき、磁気共鳴画像中及び超音波画像中の位置は、対象物における撮像された位置間の幾何学的な関係に対応して重ね合わされる。これは、予備超音波画像中及び磁気共鳴画像中の位置を共通の基準フレームに関係付けることによって実現されてもよい。このような共通の基準系は、例えば、診断撮像システムが設置される検査室に限定される。特に、位置検出システムが検査室に設けられる。位置検出システムは、検査されるべき患者に対する超音波プローブの位置を測定する。位置検出システムは、患者中の位置と磁気共鳴画像中の対応する位置との間の幾何学的な関係も決定する。位置検出システムは、患者及び超音波プローブの位置を測定する光学的又は音響的な位置検出システムを含んでもよい。超音波プローブの位置は、超音波エコーが受信される患者の領域、特にスライスを決定する。それにより、超音波プローブの位置の測定から、予備超音波画像において撮像された部分が確立される。

#### 【0012】

特に、光学的位置検出システムが使用されるとき、超音波プローブ及び患者は発光ダイオード（LED）又は赤外発光ダイオード（IRED）を具備する。放射線、特に、LED又はIREDからの光又は赤外線は、カメラユニットを手段として2つの以上の方向から検出される。カメラユニットは、LED又はIREDの組から画像を捕捉する。診断撮像システムは、LED又はIREDのカメラ

ユニットによって捕捉される画像から患者に対する超音波プローブの位置を引き出すためにプログラムされるコンピュータを有する。磁気共鳴撮像システムのガントリーがLED又はIREDを具備することも好ましく、カメラユニットは、MRガントリーの画像も更に捕捉し、特に、これら画像もMRガントリー上のLED又はIREDの画像の特色をなす。コンピュータは、検査されるべき患者に対するガントリーの位置を計算するためにも配置される。更に、コンピュータは、MRガントリーに対する患者の相対位置に基づき、且つ、スライス選択、フェーズエンコーディング、及び読み出し傾斜磁場のような印加される一時の傾斜磁場に基づいて、患者中の位置と、磁気共鳴画像中の対応する位置との間の幾何学的な関係を計算する。それにより、磁気共鳴画像中及び予備超音波画像中の対応する位置の間の幾何学的な関係を確立することが実現される。磁気共鳴画像及び予備超音波画像は、磁気共鳴画像及び予備超音波画像の間の幾何学的な関係に基づいて、共通の座標系において重ね合わされる。これに関して、いずれかの画像中の対応する位置は、夫々の共通の位置が患者に属する。磁気共鳴画像及び予備超音波画像が共通の座標系において重ね合わされると、磁気共鳴画像及び予備超音波画像から得られる診断画像は、磁気共鳴画像から及び予備超音波画像からの画像情報を正確な相互の幾何学的な関係で示す。つまり、例えば、予備超音波画像の及び磁気共鳴画像の個々の部分は、互いに対して正確な相対位置において診断画像中に含まれる。

#### 【0013】

本発明による診断システムの好ましい実施例では、磁気共鳴画像は、予備超音波画像を補正し、補正された超音波画像として診断画像を形成するために使用される。診断画像は、補正された超音波画像及び磁気共鳴画像の一部を組み合わせることで形成されてもよい。特に、磁気共鳴画像は、予備超音波画像中の幾何学的なひずみを補正するために使用され得る。例えば、異なる組織の種類を関係付ける超音波画像中の部分は、磁気共鳴画像に基づいて区別される。例えば、このような異なる組織の種類に対する局所の超音波音速度は、磁気共鳴画像から得られ、予備超音波画像は超音波音速度間の差によるひずみに関して補正される。更に、組織の境界面は、磁気共鳴画像中及び補正された超音波画像中の組織の境界

面の表現が対応するよう、磁気共鳴画像中で位置を探され、これら組織の境界面からのUSエコーに関係付けられ得る。

【0014】

診断撮像システムの好ましいより簡単な実施例では、対応する解剖学上の目標が磁気共鳴画像中及び予備超音波画像中で識別される。磁気共鳴画像中、及び、相応じて予備超音波画像中の解剖学上の目標の夫々の位置から、予備超音波画像及び磁気共鳴画像中の対応する位置間の正確な幾何学的な関係が計算される。対応する解剖学上の目標に基づく幾何学的な関係に基づいて、予備超音波画像及び磁気共鳴画像は共通の座標系において重ね合わされる。これら重ね合わされた予備超音波画像及び重ね合わされた磁気共鳴画像から診断画像が形成される。

【0015】

本発明による診断画像の別の実施例では、超音波プローブの位置は磁気共鳴信号に基づいて測定される。特に、受信アンテナによって捕捉される磁気共鳴信号の少なくとも一部が超音波プローブに関連し又は超音波プローブから発生し、例えば、超音波プローブ又は超音波プローブに備えられた、相当の磁化率を有するマーカーも磁気共鳴画像中で撮像される。それにより、磁気共鳴信号に基づいて測定される超音波プローブの位置から、超音波プローブ従って予備超音波画像と磁気共鳴画像との間の幾何学的な関係が得られる。この幾何学的な関係に基づき、超音波画像及び磁気共鳴画像は、共通の座標系において重ね合わされ得、重ね合わされた予備超音波画像及び重ね合わされた磁気共鳴画像に基づいて診断画像が形成される。

【0016】

別の実施例では、超音波プローブは、マイクロコイルを具備する。磁気共鳴信号が生成される一方でマイクロコイルはその近隣から磁気共鳴信号の一部を捕捉する。それにより、マイクロコイルによって捕捉される磁気共鳴信号は、超音波プローブの位置を表示する。マイクロコイルは、磁気共鳴信号に応答して電気（誘導）信号を生成する。これら電気信号は、患者に対する、且つ、MRガントリーに対する超音波プローブの位置を表示する。マイクロコイルからのこれら電気信号は、超音波プローブによって捕捉される超音波エコーから引き出される予備



超音波画像と磁気共鳴画像との間の幾何学的な関係を決定するために有利に使用される。

【0017】

診断撮像システムの機能は、実際には、本発明に係る技術的效果を生むことを診断撮像システムに可能にさせる様々な命令を含むコンピュータプログラムの制御下で実施される。このようなコンピュータプログラムは、例えば、ワーキングメモリにロードされ、又は、診断撮像システムの、例えば、制御ユニット及び/又は再構成ユニット或いは組み合わせユニットのプロセッサにアクセス可能である。コンピュータプログラムは、CD-ROMディスクのようなデータ担体上で利用でき、又は、コンピュータプログラムはワールドワイドウェブのようなネットワークからダウンロードされてもよい。

【0018】

本発明は、現在の瞬間又は非常に短い期間に関連する情報の捕捉を可能にする磁気共鳴撮像システムを提供することを別の目的とする。

【0019】

この更なる目的は、磁気共鳴信号中に含まれる情報及び超音波に含まれる情報の組み合わせられた表示のための表示システムが設けられる、本発明による磁気共鳴撮像システムを用いて達成される。

【0020】

表示システムは、とりわけ信号処理ユニット及びモニタを含む。LCD（液晶）モニタは、磁気共鳴信号を生成し受信するに必要な磁気（一時の）傾斜磁場にさほど感応でないため、磁気共鳴撮像システムと組み合わせて使用することに好適である。LCDモニタは、LCDモニタを制御する電子信号が磁気共鳴信号の捕捉を妨害することを防止し、磁気共鳴信号がLCDモニタの制御を妨害することを防止するために磁気共鳴撮像システムから電磁的に遮蔽されていることが好ましい。信号処理ユニットは、磁気共鳴信号から磁気共鳴画像を再構成し、検出された超音波に基づいて超音波画像を形成するために配置される。検出された超音波は、検査されるべき対象物において超音波エコーとして特に反射される。磁気共鳴信号は、受信コイルのような受信アンテナを用いて検出され、信号処理ユ

ニットに供給される。超音波は、超音波プローブによって検出される。超音波プローブは、検出された超音波に応答してUS検出信号を生成する。US検出信号は、超音波に含まれる情報を表示し、例えば、US検出信号の信号レベルは超音波の強さに対応する。US検出信号は信号処理ユニットにも供給される。磁気共鳴画像及び超音波画像は、夫々信号処理ユニット中の画像信号、例えば、電子ビデオ信号によって表示される。これら画像信号は、磁気共鳴信号中及び超音波中に含まれる画像情報が視覚化されるようモニタに供給される。

#### 【0021】

本発明に従って、表示システムは、磁気共鳴画像及び超音波画像を組み合わされた形態でモニタ上に表示する。超音波画像は、瞬間の情報、又は、非常に短い期間、即ち、磁気共鳴画像のための磁気共鳴信号の捕捉に典型的に要求される時間よりも短い期間に関係する情報を少なくとも主に含み、これら短い期間は、約5乃至20ミリ秒の持続時間を特に有する。磁気共鳴画像の形成中に平均化が効率的に行われる期間は、磁気共鳴画像の空間解像度及びk空間をサンプル処理するために使用される正確な捕捉戦略に依存する。実際には、磁気共鳴画像中の情報が平均化される期間は、約50ミリ秒から十分の数秒になることが分かる。超音波画像及び磁気共鳴画像の組み合わせられた表示は、検査されるべき対象物、例えば、検査されるべき患者中の瞬間のイベントに関する情報を、時間平均されたが空間的に好適に解像された情報と共に提供する。これは、一般的に、磁気共鳴画像が超音波画像の空間解像度よりも高い空間解像度を有するからである。組み合わせられた表示により、磁気共鳴画像からの高い空間解像度の情報は、超音波画像からの高い時間解像度の情報と組み合わせられ得る。磁気共鳴画像は、所与の程度まで時間に関して平均化された情報を含む。超音波画像及び磁気共鳴画像の組み合わせられた表示により、検査されるべき対象物、例えば、検査されるべき患者中の瞬間のイベントに関する情報が時間平均された情報と共に利用できるようになる。

#### 【0022】

超音波画像は、例えば、検査されるべき対象物中で行われる物理的な処理に関する機能上の情報を主に含む。例えば、液体、例えば、検査されるべき患者の血

管を通る血液の流れを定量化する量に関わる。本発明による磁気共鳴撮像システムは、例えば、磁気共鳴画像中の超音波画像に含まれるこのような機能上の情報の再現を可能にする。磁気共鳴画像は、検査されるべき患者の解剖学的構造を高い空間解像度で好ましくは再現する。放射線技師は、従って、機能上の情報の良い量的画像、及び、機能上の情報を発生する領域の好適な空間的に解像された画像を提供する。

#### 【0023】

磁気共鳴画像及び超音波画像の組み合わせられた表示は、様々な方法で実現され得る。例えば、磁気共鳴画像からの部分的な輝度値、及び、超音波画像からの部分的な輝度値を含む合成画像が形成される。磁気共鳴画像及び超音波画像を交互にすることも代替的に可能である。例えば、磁気共鳴画像及び超音波画像は、約  $20 \text{ fps}$  (1秒当たりのフレーム) のレートで交互にされる。更に、超音波画像を磁気共鳴画像上に「オーバーレイ」として重畳することも可能である。

#### 【0024】

例えば、磁気共鳴画像中のグレー値は、超音波画像からのカラードプラー値によって置換される。

#### 【0025】

磁気共鳴画像、並びに、超音波画像は、物理量の値の分布を表示し得る。例えば、物理量は、灌流又は生理的に重要な流体の流れに関わる。例えば、脳脊髄液 (CSF) 又は動脈性の或いは静脈性の血液に関わる。本発明によると、磁気共鳴画像及び超音波画像によって表示される物理量から得られる物理量の空間分布は、合成画像において再現され得る。例えば、合成画像は、ピークの流れ値と局所の平均流れ値との比の空間分布を再現し得る。

#### 【0026】

再構成ユニットは、磁気共鳴画像及び超音波画像を共通の基準系において重ね合わせるために好ましくは配置される。例えば、これは、磁気共鳴画像及び超音波画像において対応する解剖学上の細部の識別によって実現され得る。更に、磁気共鳴撮像システムを手段として超音波プローブの位置を測定することも可能であり、このために、超音波プローブは、RF励起を感受する識別部材を1つ以上具

備することが好ましい。例えば、マイクロコイルは、好適な識別部材である。R F励起により、マイクロコイルは、マイクロコイル、従って、超音波プローブの位置を表示する磁気共鳴信号を受信する。磁気共鳴画像及び超音波画像は、超音波プローブの測定された位置に基づいて共通の基準系において重ね合わされる。一時の（例えば、読み出し及びフェーズエンコーディング）傾斜磁場に基づき、磁気共鳴撮像システムは、超音波プローブの位置、並びに、磁気共鳴画像における撮像された対象物の一部の位置を決定する。

#### 【0027】

有利には、本発明によると、（予備）超音波画像の補正と、（予備）超音波画像の重ね合わせも磁気共鳴画像の非常に空間的に解像された情報、及び、（予備）超音波画像中の非常に時間的に解像された画像情報を補正及び／又は相互に重ね合わせるために使用されてもよいことに注意する。

#### 【0028】

上記及び他の面は、以下に説明する実施例及び添付の図面に関して例によってより詳細に述べる。

#### 【0029】

図1は、本発明が使用される診断撮像システムを概略的に示す図である。磁気共鳴撮像システムには安定した均一な磁場を生成する主コイル10の組が設けられる。主コイルは、例えば、磁場が広がっているトンネル形状の検査空間を囲うように構成される。検査されるべき患者は、このトンネル形状の検査空間の中に移動される。磁気共鳴撮像システムは、幾つかの傾斜磁場コイル11及び12を含み、それにより、特に、別々の方向における一時の傾斜磁場の形態にある、空間的变化を有する磁場が、均一な磁場の上に重畳される。傾斜磁場コイル11及び12は、制御可能な電源ユニット21に接続される。傾斜磁場コイル11及び12は、電源ユニット21を手段として電流が印加されることで活性化される。傾斜磁場の強さ、方向、及び持続時間は、電源ユニットの制御によって制御可能である。

#### 【0030】

磁気共鳴撮像システムは、R F励起パルスを生成し、磁気共鳴信号を捕捉する

夫々のために送信及び受信コイル13並びに15を有する。送信コイル13は、本体コイル13として好ましくは構成され、この本体コイルは、体積コイルとも称され、検査されるべき対象物の（一部）を囲うことを可能にする。MR制御ユニット20は、傾斜磁場及びRF励起パルスを印加し、磁気共鳴信号を捕捉するあめに電源ユニットと送信及び受信コイルとを制御する。本体コイルは、通常、磁気共鳴撮像システム中に配置される患者30が本体コイル13内におかれるように磁気共鳴撮像システム中に配置される。本体コイル13は、RF励起パルス及びRFリフォーカシングパルスを送信する送信アンテナとして機能する。本体コイル13は、送信されたRFパルスの空間的に均一な強度分布を伴うことが好ましい。同じコイル又はアンテナが送信コイル及び受信コイルとして交互に通常使用される。更に、送信及び受信コイルは、通常コイルのように成形されるが、送信及び受信コイルがRF電磁信号のために送信及び受信アンテナとして機能する他の幾何学的形状も実行可能である。送信及び受信コイル13は、電子送信及び受信回路15に接続される。

#### 【0031】

しかしながら、別個の受信コイルを使用することも代わりに可能であることに注意する。例えば、表面コイルが受信コイルとして使用され得る。このような表面コイル、比較的小さい体積で高い感度を有する。表面コイルのような送信コイルは、復調器24に接続され、受信される磁気共鳴信号(RFS)は復調器24によって復調される。復調された磁気共鳴信号(DMS)は、再構成ユニットに供給される。受信コイルは、前置増幅器23に接続される。前置増幅器23は、受信コイルによって受信されるRF共鳴信号(RFS)を増幅し、増幅されたRF共鳴信号が復調器24に供給される。復調器24は、増幅されたRF共鳴信号を復調する。復調された共鳴信号は、撮像されるべき対象物の部分における局所のスピン密度に関する実際の情報を含む。更に、送信及び受信回路15は、変調器22に接続される。変調器22と、送信及び受信回路15とは、RF励起及びリフォーカシングパルスを送信するよう送信コイル13を活性化する。

#### 【0032】

再構成ユニット25は、検査されるべき対象物の撮像された部分の画像情報を

表示する 1 つ以上の画像信号を復調された磁気共鳴信号 ( D M S ) から引き出す。実際には、再構成ユニット 2 5 は、復調された磁気共鳴信号から撮像されるべき対象物の部分の画像情報を表示する画像信号を引き出すようプログラムされたデジタル画像処理ユニット 2 5 として構成されることが好ましい。再構成ユニット 2 5 の出力上の M R 画像信号 ( M R - i m ) は、検出された超音波に基づいて受信された画像情報と組み合わせるために組み合わせユニット 2 8 に供給される。

#### 【 0 0 3 3 】

更に、再構成ユニット 2 5 は、磁気共鳴画像に基づいて予備超音波画像の補正のためにプログラムされる。特に、再構成ユニット 2 5 は、異なる組織の種類に属する領域を分離するためにセグメント化アルゴリズムが設けられる。夫々の組織の種類の超音波音速度の適当な値を磁気共鳴画像中の個々のボクセル又はピクセルに割り当てるルックアップテーブルが設けられる。このルックアップテーブルは、例えば、再構成ユニット 2 5 又は組み合わせユニット 2 8 で証明される。再構成ユニット 2 5 は、超音波画像中のひずみを減少又は回避するために磁気共鳴画像から得られる局所の超音波音速度を考慮するよう配置される。再構成ユニット 2 5 は、磁気共鳴画像から組織の境界面を抽出し、これら組織の境界面に U S 信号を関連付けるために更にプログラムされる。

#### 【 0 0 3 4 】

診断撮像システムは、超音波変換器 1 1 0 の位置、検査されるべき患者 3 0、及び、磁気共鳴信号が得られる患者の一部分の位置を検出するために配置される位置検出システムを更に有する。位置検出システムは、カメラユニット 2 0 1、及び、 L E D 或いは I R E D の形態にある幾つかのマーカーを含む。 L E D 又は I R E D 2 0 2 は、磁気共鳴撮像システムのガントリー上におかれ、更なる L E D 又は I R E D 2 0 3 は超音波変換器 1 1 0 上におかれ、 L E D 又は I R E D 2 0 4 は撮像されるべき領域上又はその領域の近傍において検査されるべき患者の上におかれる。カメラユニットは、これら L E D 又は I R E D を様々な方向から検出する。位置検出システムは、位置計算システム 2 0 5 も有する。カメラユニット 2 0 1 は、観測信号 ( O S ) を位置計算システム 2 0 5 に供給する。観測信

号( OS )は、異なる方向からのマーカー202、203、及び、204の観測を表示する。位置計算ユニットは、観測信号からの様々なマーカーの位置を計算し、( 予備 ) 超音波画像及び磁気共鳴画像において撮像された検査されるべき患者の位置を表示する位置信号( POS )を生成する。

#### 【0035】

超音波変換器は、1つ又は幾つかのマイクロコイル210を具備する。これらマイクロコイルにおいて、電気誘導信号( LS )がRF励起又は傾斜磁場パルスに応答して生成される。これら電気誘導信号は、一時の読み出し傾斜磁場及びフェーズエンコーディング傾斜磁場により位置エンコードされ、マイクロコイル210の位置を表示する。電気誘導信号は、磁気共鳴信号と同様に処理され、復調器24が超音波変換器の位置を位置計算システム205に表示するMR位置信号( mr - POS )を引き出す。従って、位置計算システム205は、( 予備 ) 超音波画像において撮像された検査されるべき患者の一部分の位置をMR位置信号( mr - POS )から計算することが可能となる。位置計算システム205は、MR位置信号( mr - POS )からマイクロコイル210の位置を計算し、マイクロコイル210の位置を表示する位置信号( POS )を供給する。位置計算システム205からの位置信号( POS )は、全ての画像情報が共通の基準フレームにおいて重ね合わされるよう、磁気共鳴画像及び( 予備 ) 超音波画像からの画像情報を夫々の相対位置に従って組み合わせよう組み合わせユニット28を制御するために組み合わせユニット28に供給される。

#### 【0036】

組み合わせユニット28は、磁気共鳴画像中の区別された組織の種類及び/又は組織の境界面に基づいて予備超音波画像を補正するために更に配置される。組み合わせユニットは、補正された画像信号( C - im )の形態で補正された超音波画像を生成する。補正された超音波画像は、例えば、様々な種類の組織における超音波の速度間の差による幾何学的なひずみに関して補正される。

#### 【0037】

超音波変換器110は、送信及び受信コイル13中に又はその上に取り付けられる。超音波変換器110は、超音波プローブ111を具備する。超音波プローブ

ブ111は超音波エコーに应答してUS検出信号(US S)を生成し、超音波エコーは超音波プローブによって受信され、超音波変換器が検査されるべき患者において超音波を発生するとき検査されるべき患者中で生成される。US検出信号は、USプロセッサ40に供給される。このようなUSプロセッサ40は、本質的に、米国特許第5,795,297号から公知であり、図2を参照して詳細に説明する。USプロセッサは、US検出信号に基づきビデオプロセッサ140を使用してUS画像信号(US - im)を形成し、この画像信号は組み合わせユニット28に供給される。再構成ユニット25は、MR画像信号(MR - im)も組み合わせユニット28に供給する。組み合わせユニットは、MR画像信号及びUS画像信号(US - im)から組み合わされた画像信号(C - im)を得る。例えば、US画像信号の信号レベルの一部及びMR画像信号の信号レベルの一部が組み合わされた画像信号で使用される。或いは、例えば、US画像信号中に含まれる画像情報をMR画像信号の画像情報上にオーバーレイとして重畳されることが可能である。特に簡単な実施例では、組み合わされた画像は、モニタ26上で互いに対して隣接して又は連続的に表示される超音波画像及び磁気共鳴画像に関わる。例えば、本実施例では、組み合わされた画像信号は、US画像信号によって表示されるような血管系を通る血液の瞬間流速のような機能上の情報を上記血管系及びその周囲の解剖組織上の情報の背景に対して再現する。この解剖組織上の情報は、例えば、0.5mm乃至2mmの大きさのオーダの小さい細部に至るまで忠実に再現する。この解剖組織上の情報は、MR画像信号によって表示される。

#### 【0038】

磁気共鳴撮像システム及び超音波システムは、中央制御ユニット50によって制御される。中央制御ユニットは、USコンソール162を含み、このUSコンソールを介してユーザ、例えば、放射線技師は超音波画像の捕捉のためのパラメータを入力し得る。中央制御ユニット50は、MRコンソール163も含み、このMRコンソールを介してユーザは磁気共鳴画像の捕捉のためのパラメータを入力し得る。中央制御ユニットは、超音波システム及び磁気共鳴撮像システムを制御する中央制御装置51も含む。このために、中央制御装置51は、データバス



60を介してMR制御ユニット20及びUSプロセッサ40に結合される。

【0039】

組み合わされた画像信号(C-im)は、モニタ上での超音波画像及び磁気共鳴画像の組み合わされた表示のためにモニタ26に供給される。

【0040】

組み合わされた画像信号をバッファユニット27に記憶する一方で更なる処理を待機することも可能である。

【0041】

図2は、超音波プローブが図1に示す磁気共鳴撮像システムの受信コイルに含まれる超音波システムを概略的に示す図である。超音波プローブ111からのUS検出信号(Us s)は、幾つかの電子回路を有する超音波システムによって処理される。超音波プローブによって検出される、検査されるべき患者からの超音波エコーは、直接的に処理され、超音波エコー中の情報はモニタ26上で視覚化される。US検出信号のアナログ処理の場合、超音波を手段とする検査されるべき患者の走査、及び、US検出信号の処理は、同時に実行され、それにより(アナログ)US検出信号は超音波エコーが超音波プローブによって検出されると直ぐに直接的且つ連続的に処理される。

【0042】

図2は、超音波システムのモジュールのアーキテクチャを特に示す図である。超音波プローブ111、例えば、リニアタイプ又はフェーズドアレイタイプの超音波プローブのような超音波プローブは、超音波の励起及び超音波エコーの受信を制御するビーム形状のモジュール120に接続される。超音波プローブは、多数のプローブ要素を具備する。検査されるべき患者から発生する各超音波エコーは、様々な瞬間において個々のプローブ要素に到達する。ビーム形状のモジュールは、受信した超音波エコーからの光線(又は走査線)を表示するUS検出信号(Us s)を成形する。このために、ビーム形状のモジュールは、個々のプローブ要素からの検出信号を遅延させ、それにより、US検出信号の信号レベルは検査される患者内で略同じ位置に常に関連するプローブ要素からの検出信号から成り、例えば、検出信号は、US変換器から検査されるべき患者の中に延在する線

(いわゆるA線)の方向に一定不変に取られる。(RF)US検出信号(Us s)は、信号増幅及び帯域通過フィルタ処理を実施するポスト処理モジュール122に供給される。処理されたUS検出信号(p - Us s)は、第1のデータバス114を介してエコー検出モジュール、ドップラーモジュール126、及びカラーフローモジュール128の入力に供給される。エコー検出モジュールは、超音波エコーから二次元(2D又はBモード或いはグレー値)の超音波画像を得る。Bモードでは、超音波画像は複数の連続して捕捉されるA線から成る。ドップラーモジュール126は、処理されたUS検出信号からドップラー信号の推定値、及び、拡声器152に供給される変調されたオーディオ信号を得る。超音波エコーのドップラーシフトは、拡声器を介して音として再現され、音のピッチはドップラーシフトに対応する。更に、カラーフローモジュール128によって処理されるUS検出信号(p - Us s)は、カラーフロードップラー画像表現に対するカラー成分を形成するために使用される。カラーフローモジュールは、超音波エコーのドップラーシフトの分布の二次元表示を形成し、この表示は、例えば、カラー配分の形態で表示される。それにより、ドップラーシフトが異なる色に基づいてエンコードされるカラー画像が形成され、検査されるべき患者における速度配分を表示する。

#### 【0043】

エコー検出モジュール124、ドップラーモジュール126、及びカラーフローモジュール128の信号出力は、第2のデータバス116を介して幾つかの撮像モジュールに接続される。エコー検出モジュール124の2D信号は、走査変換モジュール130によって所望の画像フォーマットに変換され、Mモードモジュール132によってMモード表示に変換される。Mモード(動きモード)では、超音波エコーは予め選択されたA線から繰り返し捕捉される。このA線の連続する画像は、連続的且つ隣接して再現され、それにより関連するA線中を移動する対象物が動きで再現される。Mモードは、ドップラーモジュール126によって生成される信号のスペクトル表示を形成するためにも使用され、しかしながら、この目的のために特別に設計される別個のスペクトル表示モジュールが使用されてもよい。カラーフローモジュール及びエコー検出モジュールによって生成さ

れる信号も走査変換モジュール130に供給され得、これら信号は所望のフォーマットのカラーフロー画像を形成するために組み合わされる。超音波システムは、一連の超音波画像が記憶される

【外1】

## Cineloop®

メモリも含む。後の段において、記憶された画像は、元の画像レート又は減速された方法で再び再現され得る。本発明による磁気共鳴撮像システム中の

【外2】

## Cineloop®

メモリは、後の段において再生するために、一連の磁気共鳴画像及び/又は磁気共鳴画像からの及び超音波画像からの画像情報を含む一連の組み合わされた画像を記憶するために好ましくは配置される。

【0044】

走査変換器130、Mモードモジュール132、又は、

【外3】

## Cineloop®

によって生成される信号は、第3のデータバス118を介してビデオプロセッサモジュール140に供給される。ビデオプロセッサモジュール140の信号出力は、磁気共鳴撮像システムの組み合わせユニット28に接続される。ビデオプロセッサ140は、電子ビデオ信号を供給し、この電子ビデオ信号は、組み合わせユニット28によってMR画像信号(MR-im)と組み合わされる。ビデオプロセッサ140からの電子ビデオ信号は、超音波システムの様々なモジュールに

よって形成される画像を表示する。ビデオプロセッサ140は、超音波画像に英数字又はグラフィック情報を加算するためにも使用され得る。これに関する例として、検査されるべき患者の名前、ユーザ、つまり、放射線技師によって超音波画像に記載されるスケール表示又は測定結果がある。グラフィック情報は、第3のデータバス118を介してビデオプロセッサ140に接続されるグラフィックモジュール142によって供給される。

#### 【0045】

超音波システムのモジュールは、磁気共鳴撮像システムの中央制御ユニット50中に收容されるシステム制御器160によって制御される。システム制御器は、USコンソール162と境界面を提供し、このUSコンソールを介してユーザは超音波システムを動作する。ユーザ、つまり、放射線技師は、所与の超音波プローブ及び所与の撮像手順を選択するためにUSコンソールを特に使用する。ユーザによるUSコンソールの動作に応答して、システム制御器162は、超音波プローブの必要なデータをロードし、超音波プローブを活性化し、且つ、ユーザによって選択された撮像手順に従ってUS検出信号(Uss)中の情報を処理するよう他のモジュールを設定するためにビーム形状のモジュール121に対してコマンドを与える。異なるモジュールの初期化後、システム制御器160は、ユーザがUSコンソール162を介して新しい選択を入力するまで不活性のままである。超音波システムの各個々のモジュールは、関連性のあるモジュールの機能を制御し実行する夫々のマイクロプロセッサを含む。個々のモジュールは、例えば、1つ以上のPCB(印刷回路板)を用いて構成される。

#### 【図面の簡単な説明】

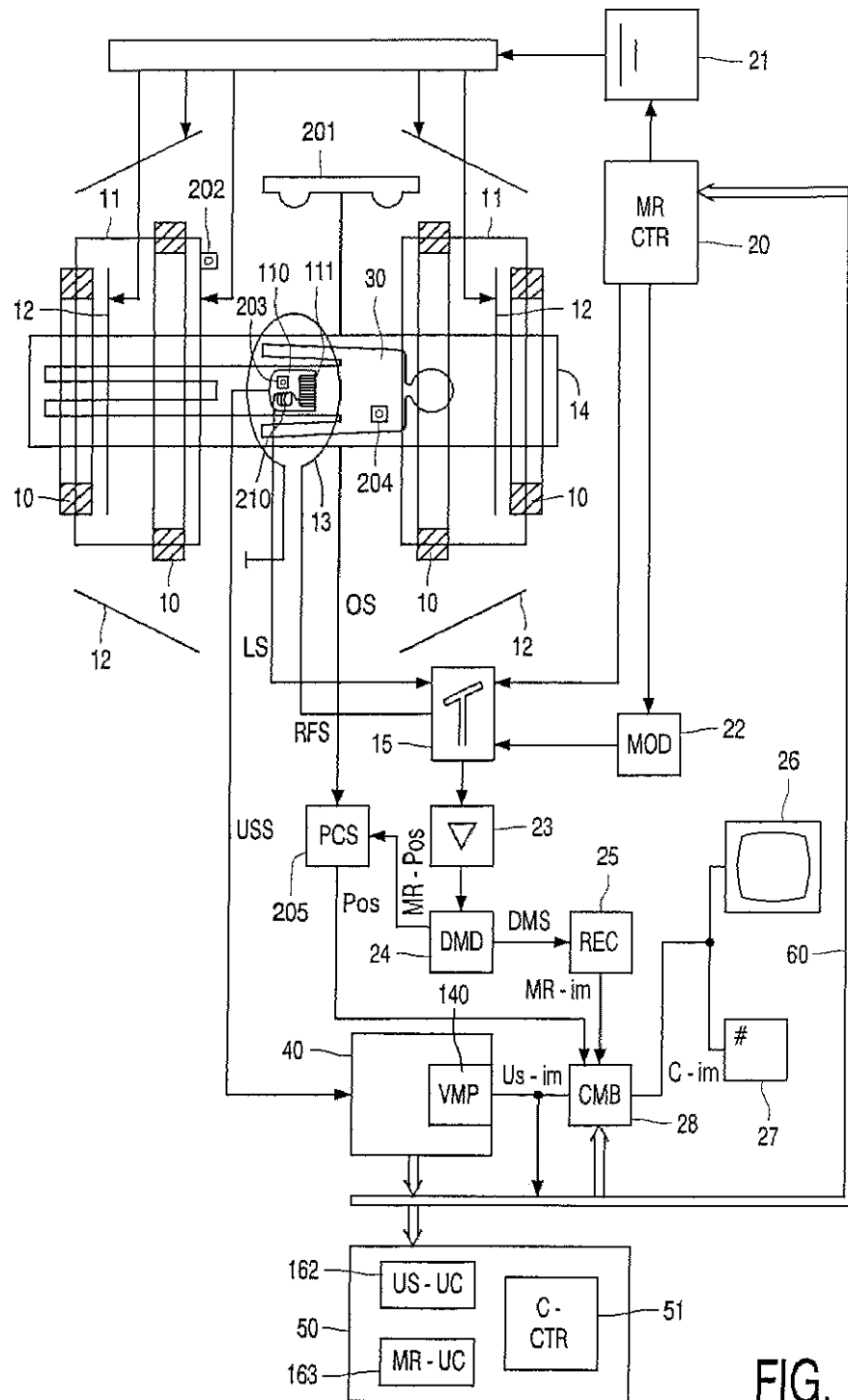
##### 【図1】

本発明は使用される磁気共鳴撮像システムを概略的に示す図である。

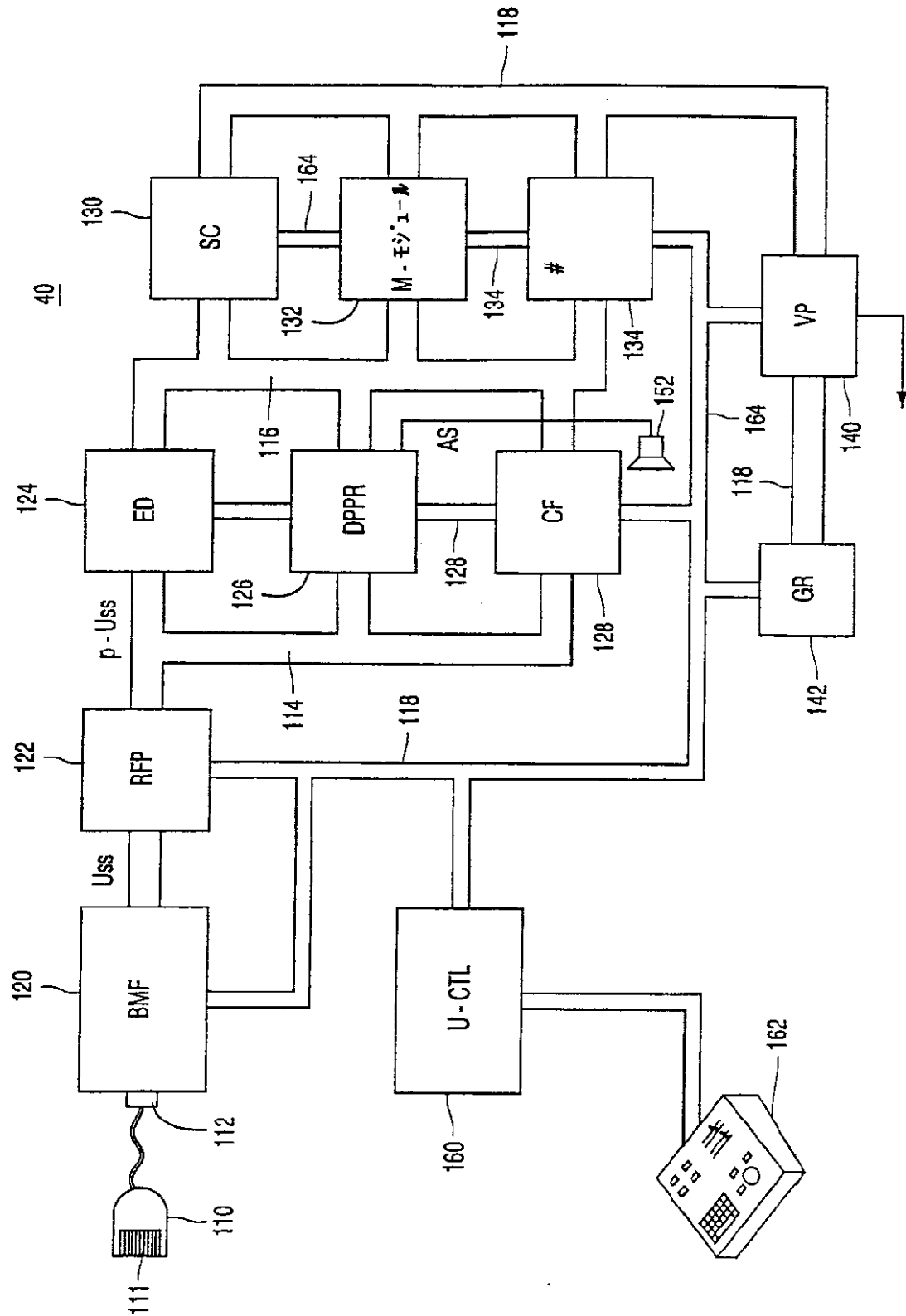
##### 【図2】

図1の磁気共鳴撮像システムの受信コイルに超音波プローブが含まれる超音波システムを概略的に示す図である。

【図1】



【図2】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/EP 00/12443
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 A61B5/055 A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) WPI Data, EP0-Internal, PAJ, INSPEC, COMPENDEX		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 1997, no. 05, 30 May 1997 (1997-05-30) & JP 09 024034 A (TOSHIBA CORP), 28 January 1997 (1997-01-28)	1-3
A	abstract	4-8, 10
X	US 4 543 959 A (SEPPONEN RAIMO) 1 October 1985 (1985-10-01) column 4, line 19 - line 34	1, 2, 10
A	column 5, line 22 - line 41	3-8, 11-14
	---	
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 May 2001		Date of mailing of the international search report 18/06/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5518 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3010		Authorized officer Knüpling, M

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Intern. Application No  
 PCT/EP 00/12443

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 633 951 A (MOSHFEghi MEHRAN) 27 May 1997 (1997-05-27) column 1, line 19 - line 27 column 4, line 9 - line 27	1-3
A	column 4, line 57 - column 5, line 20	4-8, 10-14
X	----- PAGOULATOS N ET AL: "Fast calibration for 3D ultrasound imaging and multimodality image registration" PROCEEDINGS OF THE FIRST JOINT BMES/EMBS CONFERENCE SERVING HUMANITY, ADVANCING TECHNOLOGY OCT. 13-16, '99, ATLANTA, GA, USA, page 1065 vol.2 XP002167518 1999, Piscataway, NJ, USA, IEEE, USA ISBN: 0-7803-5674-8	1-3
A	section "Introduction" -----	4-8,10



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP 00/12443

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
JP 09024034 A	28-01-1997	NONE	
US 4543959 A	01-10-1985	FI 64282 B DE 3220490 A FR 2507321 A GB 2101320 A, B IT 1151266 B JP 2051602 B JP 58004543 A	29-07-1983 30-12-1982 10-12-1982 12-01-1983 17-12-1986 08-11-1990 11-01-1983
US 5633951 A	27-05-1997	EP 0602730 A JP 6223159 A	22-06-1994 12-08-1994

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I G 0 1 N 24/02	テ-マコ-ト' (参考) 5 3 0 Y
--------------------------	------	----------------------	-------------------------

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP

(72)発明者 フィセル, フレデリク  
オランダ国, 5656 アーアー アインドー  
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 クーン, ミカエル ハー  
オランダ国, 5656 アーアー アインドー  
フェン, プロフ・ホルストラーン 6

F ターム(参考) 4C096 AA18 AB41 AD03 AD15 AD19  
AD25 BB40 CC12 CC40 DC21  
DC31 DC40 DD01 DD20 FC20  
4C301 CC02 CC04 DD02 EE09 EE11  
GA01 GD02 GD04 GD20 JB19  
JC14 KK12 KK22 LL03  
4C601 BB01 DE01 EE06 EE09 GA01  
GA17 GA18 GA21 JB51 JC15  
JC20 JC21 KK12 KK13 KK18  
KK19 KK23 KK24 LL01 LL02  
LL04

专利名称(译)	具有超声探头的诊断成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003516797A</a>	公开(公告)日	2003-05-20
申请号	JP2001544583	申请日	2000-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ファンデンブリंकヨーハンエス フィセルフレデリク クーンミカエルハー		
发明人	ファン デン ブリンク,ヨーハン エス フィセル,フレデリク クーン,ミカエル ハー		
IPC分类号	G01R33/28 A61B5/055 A61B8/00 G01R33/32 G01R33/54		
CPC分类号	G01R33/4814 A61B8/00 A61B8/5238 Y10S128/922		
FI分类号	A61B8/00 A61B5/05.390 A61B5/05.380 G01N24/02.Y G01N24/02.520.Y G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD03 4C096/AD15 4C096/AD19 4C096/AD25 4C096/BB40 4C096/CC12 4C096/CC40 4C096/DC21 4C096/DC31 4C096/DC40 4C096/DD01 4C096/DD20 4C096/FC20 4C301/CC02 4C301/CC04 4C301/DD02 4C301/EE09 4C301/EE11 4C301/GA01 4C301/GD02 4C301/GD04 4C301/GD20 4C301/JB19 4C301/JC14 4C301/KK12 4C301/KK22 4C301/LL03 4C601/BB01 4C601/DE01 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/GA01 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JB51 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	1999204329 1999-12-15 EP 2000202642 2000-07-21 EP		
其他公开文献	JP4955172B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

诊断成像系统，特别是磁共振成像系统，具有用于捕获磁共振信号的接收天线和用于接收超声回波的超声探头。重建单元被布置为从磁共振信号和超声回波重建诊断图像。特别地，磁共振图像和超声图像叠加在共同的参考系上，并且基于磁共振图像校正超声图像中的几何变形。在磁共振图像中区分不同的组织类型，并针对这些组织类型中超声波速度之间的差异进行校正。此外，包含在磁共振图像中的信息可以被组合并显示在超声回波中。

