

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-518480
(P2004-518480A)

(43) 公表日 **平成16年6月24日(2004.6.24)**

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 8 2	4 C 0 9 6
G O 1 R 33/20	G O 1 R 33/20	
G O 1 R 33/28	A 6 1 B 5/05 3 8 3	
G O 1 R 33/54	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
	A 6 1 B 5/05 3 7 6	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 39 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2002-563016 (P2002-563016)
 (86) (22) 出願日 平成14年1月22日 (2002. 1. 22)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年7月31日 (2003. 7. 31)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/002045
 (87) 国際公開番号 W02002/063325
 (87) 国際公開日 平成14年8月15日 (2002. 8. 15)
 (31) 優先権主張番号 09/776, 964
 (32) 優先日 平成13年2月5日 (2001. 2. 5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (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

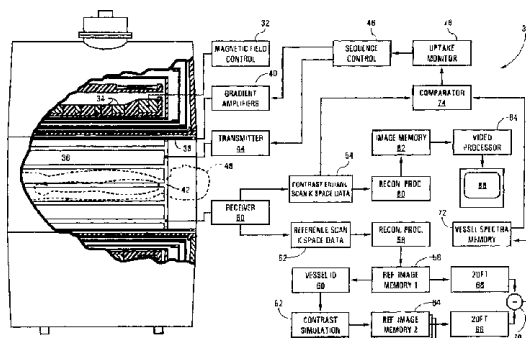
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コントラスト強調MRA及び動的造影剤取り込み調査のためのデータ収集中の自己適応トラッキング及び位相エンコード

(57) 【要約】

磁気共鳴撮像システム (30) 及び方法は、撮像されるべき領域におけるピーク造影剤濃度を検出又は予測するために信号強度を監視する。望ましい実施例では、造影剤がないときの及び造影剤の存在をシミュレートする参照画像 (58, 64) は k 空間信号強度と造影剤濃度の間の相関を与える。更に、又はその代わりに、k 空間信号強度はピーク又は平坦域について監視される。捕捉された k 空間データ (54) の監視された信号強度が撮像された領域中のピーク造影剤濃度を示す場合、シーケンス制御器 (46) は、ゼロ又は中央位相エンコードでの k 空間データが直ぐに捕捉されるよう位相エンコードを調整する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査領域に磁場を発生する手段と、
無線周波共鳴信号が発生されるよう検査領域中の双極子を共鳴状態にさせる無線周波パルス制御手段及び送信手段と、
検査領域を横切る互いに直交する方向に少なくとも位相及び読み出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスを行う傾斜磁場コイル及び傾斜磁場制御手段と、
無線周波磁気共鳴信号を受信及び復調する受信器と、
画像表現を再構成する画像処理システムとを有する、
磁気共鳴撮像システムであって、
造影剤がないときの関心領域の基準画像表現を格納するメモリと、
関心領域内にあり造影剤があるときに増加された画像強度を受ける関心サブ領域の空間的な位置を確認し、サブ領域が人工的に増加されている関心領域のシミュレートされた画像表現を発生し格納する第 1 の処理手段と、
基準画像とシミュレートされた画像の間の差に基づいて関心サブ領域に対する周波数領域スペクトルを計算し格納する第 2 の処理手段と、
撮像されるべき対象に造影剤が投与された後に受信された k 空間信号強度を監視することにより関心領域中のピーク造影剤濃度を検出する第 3 の処理手段と、
中央位相エンコードで k 空間データラインを収集するためにパルスシーケンスを動的に調整することによってピーク造影剤濃度の検出にตอบสนองする傾斜磁場制御手段と、
磁気共鳴信号から画像表現を発生する再構成処理手段とを含む撮像システム。

10

20

【請求項 2】

ピーク造影剤濃度は、
受信された k 空間信号強度を前記周波数領域スペクトルと比較すること、及び、
受信された k 空間信号強度の変化率を監視すること、
のうちのいずれか又は両方によって検出される、請求項 1 記載の撮像システム。

【請求項 3】

画像表現を人間に見える画像へ変換するディスプレイ手段を更に含む、請求項 1 又は 2 記載の撮像システム。

【請求項 4】

心電図センサを更に含む、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の撮像システム。

30

【請求項 5】

第 3 の処理手段は、
基準画像表現及びシミュレートされた画像表現の夫々を画像領域から周波数領域へフーリエ変換し、
周波数領域において、各シミュレートされた画像の夫々から基準画像を減算すること、
によって周波数領域スペクトルを計算する、請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の撮像システム。

【請求項 6】

基準画像表現は、飛行時間磁気共鳴血管造影技術及び位相コントラスト磁気共鳴血管造影技術のいずれかによって発生される、請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の撮像システム。

40

【請求項 7】

傾斜磁場制御手段は、ピーク造影剤濃度の検出の前の高周波数データライン及び中間周波数データラインから選択されるデータビューのみを発生する、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の撮像システム。

【請求項 8】

傾斜磁場制御手段は、ピーク造影剤濃度の検出の前の中間周波数データライン又は低周波数データラインのいずれか又は両方から選択されるデータビューのみを発生する、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の撮像システム。

50

【請求項 9】

造影剤がないときの関心領域の基準磁気共鳴画像を捕捉する段階と、
関心領域内にあり造影剤があるときに増加された画像強度を受ける関心サブ領域の画像強度の増加をシミュレートする段階と、
磁気共鳴 k 空間信号強度をサブ領域中の造影剤濃度と相関させる段階と、
対象に造影剤を投与する段階と、
関心領域についての k 空間データを捕捉する段階と、
造影剤濃度情報を導出するために k 空間データ信号強度を監視する段階と、
監視された k 空間データ信号強度からピーク造影剤濃度を検出する段階と、
ピーク造影剤濃度が検出された後に、ゼロの位相エンコードでの k 空間データが捕捉されるよう、直ぐに位相エンコードを調整する段階とを含む、
磁気共鳴撮像方法。 10

【請求項 10】

サブ領域は血管であり、更に造影剤は対象に注入される、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

k 空間データを画像表現へ変換する段階を更に含む、請求項 9 又は 10 記載の方法。

【請求項 12】

磁気共鳴 k 空間信号強度を造影剤濃度と相関させる段階は、
血管をセグメント化し、
複数の濃度で造影剤の存在による血管についての強度の変化をシミュレートし、
複数の濃度の夫々に対する血管についてのシミュレートされた周波数領域スペクトルを計算することを含む、請求項 9 乃至 11 のうちいずれか一項記載の方法。 20

【請求項 13】

周波数領域スペクトルは、
血管に対応する空間的な位置に人工的に増加された画素強度を有する画像を発生すること、
各基準画像及び前記発生された画像を画像領域から周波数領域へフーリエ変換すること、
及び、
周波数領域において、前記発生された画像の夫々から基準画像を差し引くことによって計算される、請求項 12 記載の方法。 30

【請求項 14】

k 空間信号強度を監視する段階は、
捕捉された k 空間データをシミュレートされた周波数領域スペクトルと比較する段階、及び、
時間の関数としての k 空間信号強度の変化率の変化を検出するために捕捉された k 空間データを以前に捕捉された k 空間データと比較する段階のいずれか又は両方を含む、請求項 9 乃至 13 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 15】

基準画像表現は、飛行時間磁気共鳴血管造影技術及び位相コントラスト磁気共鳴血管造影技術から選択される磁気共鳴血管造影技術によって発生される、請求項 9 乃至 14 のうちいずれか一項記載の方法。 40

【請求項 16】

関心領域からの k 空間データの捕捉中、監視された生理的な動きに従って前記データの捕捉を制御する段階を更に含む、請求項 9 乃至 15 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 17】

関心領域からの k 空間データの捕捉中、心周期に従って前記データの捕捉を制御する段階を更に含む、請求項 9 乃至 16 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 18】

基準画像は自動的にセグメント化される、請求項 9 乃至 17 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 19】

基準画像は手でセグメント化される、請求項 9 乃至 17 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 20】

前記 k 空間データの捕捉段階は、

ピーク造影剤濃度が検出される前にゼロ位相エンコードを含む中間周波数位相エンコード又は低周波数位相エンコードで k 空間データを捕捉する段階と、

ピーク造影剤濃度が検出される前に捕捉されたゼロ位相エンコードでの k 空間データをピーク造影剤濃度が検出された後に捕捉されたゼロ位相エンコードでの k 空間データで置き換える段階とを含む、請求項 9 乃至 19 のうちいずれか一項記載の方法。

10

【請求項 21】

前記 k 空間捕捉段階は、

ピーク造影剤濃度が検出される前の高周波数データライン及び中間周波数データラインのうちいずれか又は両方から選択されるデータビューのみを捕捉する段階を含む、請求項 9 乃至 19 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 22】

高周波数位相エンコード及び中間周波数位相エンコードで複数のデータラインを発生する段階と、

各データラインの周波数スペクトルを関心領域中の造影剤ピークの存在を示す参照周波数スペクトルと比較する段階と、

比較に応じて、造影剤ピークの存在を決定し、中央に位相エンコードされたデータラインを発生する段階とを含む、磁気共鳴撮像方法。

20

【請求項 23】

関心領域を含む画像を発生し、

関心領域の少なくとも 1 つのサブ領域中の造影剤ピークの存在を数値的にシミュレートし、

発生された画像と数値的にシミュレートされた造影剤ピークとの間の周波数スペクトルの差を決定することによって、

参照周波数スペクトルを発生する段階を更に含む、請求項 22 記載の方法。

【請求項 24】

前記決定段階は、

発生された画像及び数値的にシミュレートされた造影剤ピークを有する画像の少なくとも対応する部分を周波数空間へ変換する段階と、

周波数空間中の 2 つの画像の周波数スペクトルを比較する段階とを含む、請求項 23 記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

[発明の背景]

本発明は、概して診断用の撮像の技術に関連する。本発明は特に、コントラスト強調 (contrast-enhanced) 磁気共鳴血管造影法 (MRA) 及び動的造影剤取り込み調査に適用される。本発明について主に磁気共鳴血管造影法を参照して図示及び説明するが、本発明は他の磁気共鳴撮像技術及び人体以外の対象にも適用されることが理解されよう。

40

【0002】

一般的に、MRI では、撮像又は検査されるべき対象が配置される検査領域中に略均一な時間的に一定の磁場 (B_0) が作られる。磁気共鳴無線周波 (RF) の励起及び操作により、それまでは主磁場と整列していた選択された磁気双極子は傾斜され磁気共鳴を励起する。共鳴は、一般的には対象の選択された領域から検出可能な磁気共鳴エコーを生じさせるよう操作される。撮像において、エコーは主磁場の中に作られた傾斜磁場を介して空間的にエンコードされる。MRI スキャナからの生データは一般的に k 空間として知られる

50

マトリックスに収集される。逆フーリエ変換、2次元フーリエ変換、3次元フーリエ変換又は他の公知の変換を用いることにより、k空間データから対象の画像表現が再構成される。

【0003】

脈管系は流れている血液、即ち動く実体、を含むため、脈管系を撮像するために多くの磁気共鳴血管造影(MRA)技術が開発されてきた。飛行時間(TOF)技術は、動いているスピンと静止しているスピンを区別するために、スピンの横方向の励起と結果として得られる磁気共鳴信号の捕捉との間の時間間隔に依存する。時間間隔中、磁気共鳴信号が捕捉されるべき領域に新しいスピンに入り、励起されたスピンは領域から出る。これと対照的に、静止しているスピンは、RF励起とデータ捕捉の間隔中は固定されたままであり、結果として、静止したスピンによって生成される磁気共鳴信号は動いているスピンによって生成されるものとは大きさにかなりの差がある。このような磁気共鳴信号から画像が再構成されると、動いているスピンに対応する画素は、静止しているスピンに対応する画素よりも、シーケンスに依存して明るくなるかはるかに暗くなる。このようにして、動く血液を運ぶ脈管系は、結果として得られる画像中の周辺の静止している組織又はゆっくりと動いている組織よりも明るく又は暗く見えるようにされる。

【0004】

位相コントラスト(PC)技術は、動いているスピンによって生ずる磁気共鳴信号の位相が静止しているスピン又はゆっくりと動いているスピンによって生ずる磁気共鳴信号の位相とは異なるという事実に依存する。位相コントラスト法は、結果として得られる磁気共鳴信号の位相をスピン速度の関数として変調させる傾斜磁場を磁気共鳴パルスシーケンス中に使用する。従って、磁気共鳴信号の位相は、再構成された画像中の画素のコントラスト即ち輝度を制御するために使用されうる。血液は比較的速く動くため、脈管系は結果として得られる画像中でより明るく又はより暗く現れる。

【0005】

上述のTOF技術及びPC技術は、不利な点や欠点があるため、MRAの診断上の可能性を高めるためにコントラスト強調MRA技術が開発されている。コントラスト強調MRAでは、スキャンの前に、ガドリニウムといった造影剤が患者に注入される。一般的には、画像コントラスト解像度を決定するk空間の中心線が、ピークの動脈強調中に、即ち関心となる脈管構造中で造影剤の濃度がピーク又は平坦域に達するときに捕捉されるよう、注意深く時間が選ばれる。同様に、動的取り込み調査では、体の1つ以上の特定の器官又は組織を目標とする造影剤が患者に投与され、造影剤が関心となる器官又は組織に取り込まれる速度を測定するために磁気共鳴スキナ中で関心領域が撮像される。

【0006】

現在、データの捕捉をMRA中のポーラスの到着と一致させるための時間を選ぶために2つの方法、即ち、中央位相エンコードとコントラスト動力学の時間分解撮像法(TRICKS: time-resolved imaging of contrast kinetics)が広く用いられている。中央位相エンコード法は、平坦域の投影中心において最も重要な低周波数エンコードデータを収集する。TRICKS法は、中央で位相エンコードされたデータが平坦域と共に発生される可能性を高めるために、k空間の中央領域をk空間の他の領域よりも頻繁にサンプリングする。

【0007】

中央位相エンコード法の主な欠点は、ポーラスの想定される到着特徴、即ちポーラスの到着の「最善の推測(best guess)」に基づくものであることである。中央位相エンコードが成功するか否かは、ポーラス検出の信頼性、即ちどの位相でトリガされるかに依存する。図1Aは、関心領域中のポーラス濃度を時間の関数として示すグラフであり、濃度曲線10のピーク又は平坦域を捕らえる中央位相エンコードデータ収集期間12を結果として与える正しいポーラス検出時間 t_D を示す。しかしながら、想定される到着特徴が実際の曲線10とは異なり、検出された時点 t_D が平坦域期間に十分に近くなければ、かなりの画像アーティファクトが生ずるか、最悪の場合には画像は臨床的に役に立たな

10

20

30

40

50

いものとなりうる。図 1 B は、実際の曲線 1 0 と想定される曲線 2 0 との間のこのような不一致の影響を示す。図示する例では、想定される曲線 2 0 は早い検出時間 t_D を生じさせ、結果として平坦域期間を捕らえない中央位相エンコード 2 2 を生じさせる。

【 0 0 0 8 】

T R I C K 法は、ポーラスの想定される到着特徴に依存しない。より高い周波数で k 空間の中心をサンプリングすることにより、平坦域期間を捕らえる確率は高くなる。しかしながら、この方法は、 k 空間の中心の「ブラインド」オーバーサンプリングと理解されえ、確実な正確さに欠ける。T R I C K S では捕捉をトリガするために時間を選択することは必要でなく、この方法が成功するか否かは、位相エンコードシーケンスの配置又はストラテジー（ k 空間のための異なる重み係数）と、平坦域期間が中央位相エンコードセグメント中に実際に捕捉されるかに主に依存する。T R I C K S の 1 つの欠点は、 k 空間の中央（コントラストが支配する）部分がより多くサンプリングされると、 k 空間の他の（空間解像度が支配する）部分はあまり多くサンプリングされず、従って高い及び中位の周波数空間情報が失われ、画像のぼけを潜在的に生じさせる。図 2 A は、高コントラスト解像度（C . P E）データ線が k 空間の中央に配置され、高周波数データ線（H . P E）が k 空間の周囲に配置される、理想化された k 空間セグメント化方法を示す。図 2 A 中、各セグメント H . P E（高周波數位相エンコード）、M . P E（中央周波數位相エンコード）、及び C . P E（中央又は低周波數位相エンコード）は、期間 $T_{i m a g i n g}$ 中に 1 回だけサンプリングされる。

10

【 0 0 0 9 】

図 2 B 及び図 2 C の T R I C K S 実施では、低周波数中央セグメント（C . P E）は他のセグメントよりも多くサンプリングされる。これは、中央位相エンコード中に平坦域を捕らえる可能性を高めるが、かならずしもそうする必要はない。図 2 B は、C . P E セグメントのうちの 1 つが平坦域期間を捕らえるのに成功した理想的な T R I C K S 実施を示す。しかしながら、図 2 C の T R I C K S 実施では、どの C . P E セグメントも平坦域を理想的に捕らえていない。

20

【 0 0 1 0 】

従って、本発明は、位相エンコードステップが時間で変化する情報に従って動的に調整され、上述の問題や他の問題を克服する新規な改善されたコントラスト強調 M R A 装置及び方法を提供することを目的とする。

30

【 0 0 1 1 】

[発明の概要]

本発明の 1 つの面によれば、磁気共鳴撮像システムは、検査領域に磁場を発生する手段と、無線周波共鳴信号が発生されるよう検査領域中の双極子を共鳴状態にさせる無線周波パルス制御手段及び送信手段と、検査領域を横切る互いに直交する方向に少なくとも位相及び読み出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスを行う傾斜磁場コイル及び傾斜磁場制御手段と、無線周波磁気共鳴信号を受信及び復調する受信器と、画像表現を再構成する画像処理システムとを有する。画像処理システムは、造影剤がないときの関心領域の基準画像表現を格納するメモリと、関心領域内にあり造影剤があるときに増加された画像強度を受け関心サブ領域の空間的な位置を確認し、サブ領域が人工的に増加されている関心領域のシミュレートされた画像表現を発生し格納する第 1 の処理手段とを含む。第 2 の処理手段は、基準画像とシミュレートされた画像の間の差に基づいて関心サブ領域に対する周波数領域スペクトルを計算し格納する。第 3 の処理手段は、撮像されるべき対象に造影剤が投与された後に受信された k 空間信号強度を監視することにより関心領域中のピーク造影剤濃度を検出する。傾斜磁場制御手段は、中央位相エンコードで k 空間データラインを収集するためにパルスシーケンスを動的に調整することによってピーク造影剤濃度の検出に応答し、再構成処理手段は磁気共鳴信号から画像表現を発生する。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の他の面によれば、磁気共鳴撮像方法は、造影剤がないときの関心領域の基準磁気共鳴画像を捕捉する段階と、関心領域内にあり造影剤があるときに増加された画像強度を

50

受ける関心サブ領域の画像強度の増加をシミュレートする段階とを含む。磁気共鳴 k 空間信号強度はサブ領域中の造影剤濃度と相関され、対象に造影剤が投与される。関心領域についての k 空間データが捕捉されると、造影剤濃度情報を導出するために k 空間データ信号強度が監視される。監視された k 空間データ信号強度からピーク造影剤濃度が検出されると、ゼロの位相エンコードで k 空間データの低周波数部分が捕捉されるよう位相エンコードが調整される。

【0013】

本発明の他の面によれば、磁気共鳴撮像方法は、高周波數位相エンコード及び中間周波數位相エンコードで複数のデータラインを発生する段階と、各データラインの周波数スペクトルを関心領域中の造影剤ピークの存在を示す参照周波数スペクトルと比較する段階とを含む。造影剤ピーク濃度の存在を検出したのに応じて、中央に位相エンコードされたデータラインが発生される。

10

【0014】

本発明の1つの利点は、血管中を進むポールの時間変化注入効果を捕らえるため、例えばナビゲータエコーを用いる場合のように余分に時間がかかることなくデータ収集中の位相エンコード段階を適当的に一致させることである。

【0015】

他の利点は、ポール特徴の推測又は経験的な推定に依存することもポール検出時点の正確さに依存することもないということである。

【0016】

本発明の他の利点は、アンダーサンプリングとその結果としての高周波数情報及び中間周波数情報の損失に依存しないためデータが効率的に収集されることである。

20

【0017】

本発明の他の利点は、ポール濃度の変化の追跡及び予測を可能とすることである。

【0018】

本発明の他の利点は、信号クリッピング等の対象の動的な変化に関連するアーティファクトを防止することである。

【0019】

本発明の更なる利点及び利益は、望ましい実施例の以下の詳細な説明を読み理解することによって当業者によって明らかとなる。

30

【0020】

[望ましい実施例の詳細な説明]

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の配置の形、並びに、段階の配置を取りうる。図面は望ましい実施例を図示するためだけのものであって、本発明を制限するものと考えられてはならない。

【0021】

図3を参照するに、磁気共鳴撮像システム30は、検査領域36を通過して略均一な時間的に一定な磁場 B_0 を形成する超伝導性磁石、永久磁石、又は抵抗磁石34を制御する主磁場制御部32を含む。図3ではポアタイプ磁石系が示されているが、本発明は例えばオープン磁石系を用いる他の公知の種類MRIスキャナに同様に適用可能である。一連の傾斜コイル38は傾斜増幅器40と共に、検査領域36に亘って傾斜磁場を発生する。傾斜増幅器は、一般的に、スラブ又はスライス選択、位相エンコード、及び読み出し又は周波数エンコードのためのx軸、y軸及びz軸に沿った対応する傾斜磁場パルスを生じさせる電流パルスを発生する。無線周波コイル42及び無線周波送信器44は、検査領域36の選択された部分において飽和し、磁気共鳴を励起し、磁化を反転させ、共鳴をリフォーカスし、又は磁気共鳴を操作するRFパルスを発生する。シーケンス制御プロセッサ46は、例えば2次元技術、3次元技術、動的な方法、ゲーテッド捕捉、単一又は多数エコー捕捉等を含む多数の従来のスキャンシーケンスのいずれでもよい適当なRF及び傾斜パルスシーケンスを発生するために制御パルス増幅器40及び送信器44を制御する。シーケンスは、一般的には、例えばシーケンス制御器46のシーケンス制御メモリに格納されたユー

40

50

が選択可能な予めプログラムされた複数の撮像シーケンスのうちの1つである。

【0022】

幾つかの実施例では、心電図ゲーティングが用いられる。任意の心電図(ECG)センサ(図示せず)は、対象48に取り付けられ、患者の電気 ECG 信号を ECG ゲートパルス発生器へ出力し、 ECG ゲートパルス発生器はシーケンス制御器46への ECG ゲーティング信号としてのゲートパルスを出力する。ゲートパルスは、 ECG 信号の R 波のピーク値と同期する非常に小さいパルス幅を有する。ゲートパルスは、例えば当業者によって理解されるように R 波に対する開始時間及び他のシーケンススキャンパラメータを制御することにより ECG ゲーテッドスキャンを生じさせるために ECG ゲーティング信号として用いられる。

10

【0023】

無線周波コイル42、或いは表面コイルアレイ(図示せず)は、結果として得られる共鳴信号を復調するために受信器32に接続される。信号は受信器32によって増幅及び復調され、k空間データメモリへサンプリングされる。第1のk空間データメモリ52は、造影剤がない場合には撮像される領域のための参照スキャンデータを受信し、第2のk空間データメモリ54はコントラスト強調データ、即ち造影剤が対象に注入された後に捕捉されるデータ、を受信する。参照スキャンデータは、造影剤の注入の前に捕捉される。この事前情報は、造影剤濃度が平坦域に達したときにk空間の中央領域を捕捉するため、また必要であれば再捕捉するために、本発明により位相エンコードを動的に調整するために使用される。

20

【0024】

第1の再構成プロセッサ56は、第1の参照画像メモリ58中に格納された第1の参照画像画像表現を形成するために参照スキャンデータ52を再構成する。第1の参照又は基準画像は、血管に関する空間的な情報を含む関心領域の、又は薬物又は薬剤が取り込まれる他の領域の任意のコントラスト強調されていない磁気共鳴画像でありうる。第1の参照画像は、望ましくは、飛行時間技術又は位相コントラスト技術で捕捉された最大強度投影画像といった血管造影画像である。参照画像は、望ましくはコントラスト強調された捕捉の直前に捕捉されたものであり、一般的には造影剤の注入の前に撮影されたマスク画像や位置確認用の画像等の種類の任意の造影剤投与前画像でありうる。以前に捕捉され格納された画像を使用することも考えられる。

30

【0025】

セグメント化プロセッサ60は、血管の空間的情報のみを含むか又は他の方法で血管の画素を識別するセグメント化された画像を発生するために関心となる血管を分離させる。画像セグメント化は、予めプログラムされた制御下で自動的に実行されえ、又は、例えばディスプレイ86といったディスプレイ上で参照画像を見つつ画面上のポインティングデバイスを操作することにより操作者によって手動で行われうる。コントラストシミュレーションプロセッサ62は、造影剤が存在したならば予想される強度を近似又は推定するためにセグメント化された画素の強度を人工的に増加させる。血管のためのシミュレートされた強度は、一般的に造影剤取り込み曲線に沿って及び/又は確立した理論によって見つけられる強度に基づくものでありうる。もちろん、利用可能であるならば、例えば患者に特定の又は血管に特定の血流速度情報といった以前に捕捉されたタイミング情報もまた、シミュレートされた強度を発生するために使用されうる。第1の参照画像のセグメント化された領域は、造影剤の存在をシミュレートしメモリ64に格納される第2の参照画像を発生するために、シミュレートされた画素強度で置き換えられる。望ましくは2つ以上の、更に望ましくは3つ以上のシミュレートされた参照画像は、多数の時点で投影された強度を発生するために造影剤取り込み曲線に沿って多数の時点を用いて発生される。

40

【0026】

第1のフーリエ変換プロセッサ66は、メモリ64中に格納された各シミュレートされた参照画像に対してフーリエ変換を行い、第2のフーリエ変換プロセッサ68はメモリ58に格納された参照画像を画像領域から周波数領域へ変換する。図示の簡単化のため2つの

50

フーリエ変換プロセッサを示すが、単一のプロセッサが使用されることが認識されるべきである。フーリエ空間では、参照画像58は、数値的に増加された強度を有する各シミュレートされた画像から減算プロセッサ70によって減算され、造影剤を含む血管のスペクトルが発生され、これはメモリ72に格納される。空間的に分解された情報は処理中に変化しないため、符号化された時間領域信号の唯一の変化は強度の変化である。即ち、所与の空間情報即ち血管の位置があるとき、ボラスの到着により変化する大きさ以外はスペクトルパターンは変化しない。このようにして、周波数領域の血管スペクトルは、造影剤の取り込み又は到着の動力学をシミュレートする。図4は、造影剤取り込み曲線に沿った3つの時点について画素強度を画素数に対して示す画像領域のグラフと、それらの対応する周波数領域の変換を示す図である。このようにして、投影されたk空間信号強度は、取り込み曲線に沿った点のために投影されうる。

10

【0027】

再び図3を参照するに、投影された血管のスペクトルが捕捉された後、患者に造影剤が注入され、シーケンスコントローラ46によって撮像シーケンスが開始される。データ捕捉は造影剤の到着又は薬物取り込みの始まりを決定する従来技術のうちの1つに基づいて開始される。データラインは、任意の予め選択された又は従来位相エンコード法を用いてメモリ54中へ集められる。比較器又は他の処理ロジック74は、収集されたk空間信号強度をメモリ72中に格納された様々な周波数スペクトルと比較する。プロセッサ76は、周波数スペクトルに基づいてボラス濃度情報を導出するか、他の方法で取り込み曲線に沿った進行を監視する。造影剤の平坦域は次の2つの方法、即ち、(1)シミュレートされたスペクトルと捕捉されたk空間データとの比較に基づいて、捕捉された信号の強度が取り込み曲線の予想されるピークを示すシミュレートされたスペクトルと一致するか、及び(2)スペクトルの強度の変化の速度が平坦域に達していることを示しているか、のうちの1つを用いて検出される。平坦域に達していることを検出すると、シーケンスコントローラはシーケンスを中央位相エンコードビューへジャンプさせこれを収集させるよう調整する。典型的な実施例では、ピーク信号がパルスサイクルTR(n)で検出されると、位相エンコードは、ゼロ位相エンコード(k=0)が例えばTR(n+1)又はTR(n+2)といった幾つかのパルスサイクル中で捕捉されるよう調整される。中央位相エンコードビューの収集の後、シーケンスは全ての残るデータラインを収集するために戻る。元のシーケンスに基づいて、平坦域が検出される前に全ての中央位相エンコードビューが収集されると、シーケンスコントローラは平坦域期間が検出された後にこれらのビューを再捕捉するためにシーケンスを動的に調整する。このようにして、取り込み曲線の中心平坦域は中央位相エンコードビューと動的に相関される。

20

30

【0028】

望ましい実施例では、高周波數位相エンコード及び中間周波數位相エンコードでデータラインがまず収集されるシーケンスが用いられる。捕捉は、次に中央位相エンコードビューを収集するために平坦域期間が検出されるときに動的に調整され、その後シーケンスは高周波數位相エンコードデータライン及び中間周波數位相エンコードデータラインを収集するために戻る。

【0029】

メモリ54からのk空間データに対して作用する再構成プロセッサ80は、画像メモリ82に格納される画像表現を発生するために2次元フーリエ変換又は他の適切な再構成アルゴリズムを実施する。再構成プロセッサ80は、例えば3次元撮像技術を用いて捕捉された又は多数の連続するスライス又はスラブから構築された体積画像データから2次元画像表現を発生するための最大強度投影アルゴリズムといった投影アルゴリズムを含みうる。再構成プロセッサ80は、血管造影に適した機能を与える更なるモジュールを任意に含んでもよく、スライス選択、角度選択、再クロップ、背景抑制、補間、再構成グリッド再配置等のためのプロセッサ又はプログラムモジュールを含む。概念的に単純化するため、2つのプロセッサとして示されているが、プロセッサ56及び80は共通のハードウェアを共用しうるということが認識されるべきである。格納された画像表現は、人間にとって可視のデ

40

50

ディスプレイ 86 上に表示するために画像データを準備又はフォーマットするビデオプロセッサ 84 によってアクセスされる。

【図面の簡単な説明】

【図 1 A】

中央位相エンコードの捕捉のための理想化されたタイミングウィンドウを示す時間に対するポーラス濃度のグラフである。

【図 1 B】

想定されるポーラス到着特徴と実際のポーラス到着特徴の間の差による早期検出の効果を示す時間に対するポーラス濃度のグラフである。

【図 2 A】

最適コントラスト及び空間解像度のための k 空間のセグメント化を用いる理想化された順次捕捉を示す図である。

【図 2 B】

成功した TRICK の実施を示す図である。

【図 2 C】

成功しなかった TRICK の実施を示す図である。

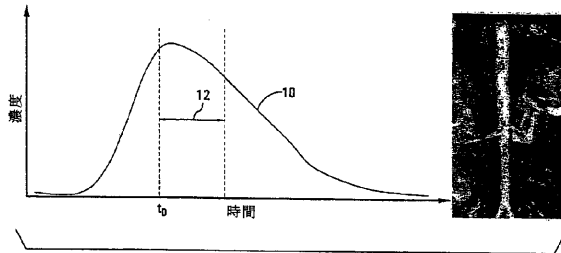
【図 3】

本発明の面による時間的に分解された強度の追跡を含む磁気共鳴撮像スキャナを図式的に示す図である。

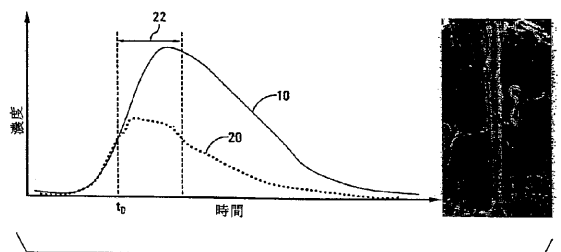
【図 4】

画像領域中で選択された空間的な位置の画素強度を人工的に増加させ、その結果を周波数領域へ戻すよう変換することにより、コントラスト到着動力学をシミュレートする方法を示す図である。

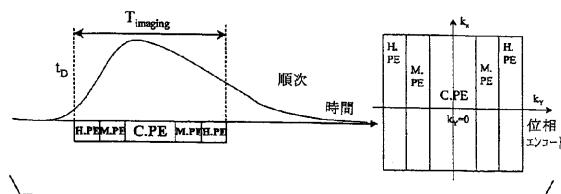
【図 1 A】



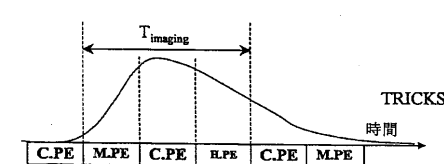
【図 1 B】



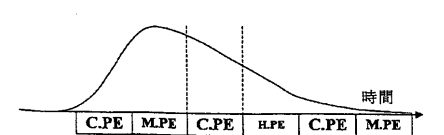
【図 2 A】



【図 2 B】



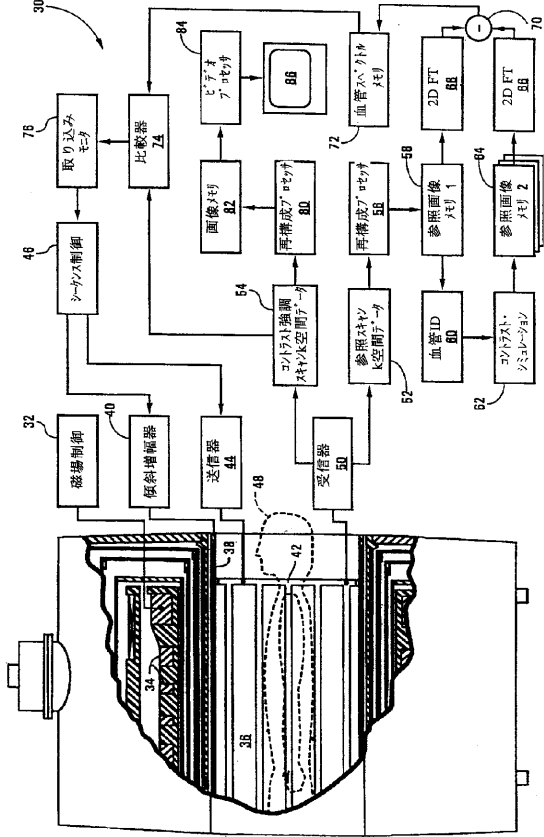
【図 2 C】



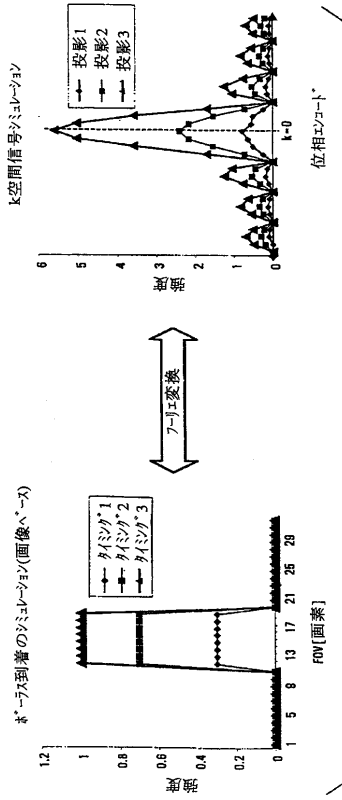
10

20

【図3】



【図4】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



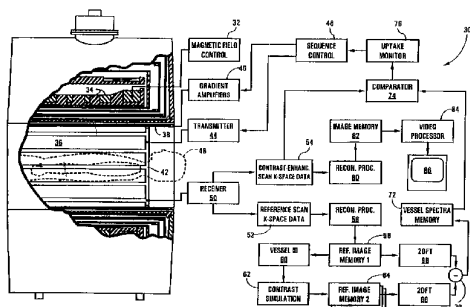
(43) International Publication Date
15 August 2002 (15.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/063325 A2

- (51) International Patent Classification: G01R 33/20 Apartment #534, 24700 Chardon Road, Willoughby Hills, OH 44092 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/02045
- (22) International Filing Date: 22 January 2002 (22.01.2002) (74) Agents: LUNDIN, Thomas, M. et al.; Philips Medical Systems (Cleveland) Inc., 595 Miner Road, Cleveland, OH 44143 (US).
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English (81) Designated State (national): JP.
- (30) Priority Data: 09/776,964 5 February 2001 (05.02.2001) US (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL). Published: without international search report and to be republished upon receipt of that report
- (72) Inventors: LIU, Kecheng; 32701 S. Roundhead Drive, Solon, OH 44139 (US). SURI, Jasjit, S.; 655 Dewitt Drive, Highland Heights, OH 44143 (US). CULL, Thomas, S.; For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: SELF-ADAPTIVE TRACKING AND PHASE ENCODING DURING DATA COLLECTION FOR CONTRAST-ENHANCED MRA AND DYNAMIC AGENT UPTAKE STUDIES



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging system (30) and method monitors signal intensity to detect or predict a peak contrast agent concentration in a region to be imaged. In a preferred embodiment, reference images (58, 64) without a contrast agent and simulating the presence of a contrast agent provide a correlation between k-space signal intensity and contrast agent concentration. Additionally or alternatively, the k-space signal intensity is monitored for a peak or plateau. When the monitored signal intensity of the acquired k-space data (54) indicates a peak contrast agent concentration in the imaged region, a sequence controller (46) automatically adjusts the phase encoding so that k-space data with zero or central phase encoding is immediately acquired.

WO 02/063325 A2

WO 02/063325

PCT/US02/02045

SELF-ADAPTIVE TRACKING AND PHASE ENCODING
DURING DATA COLLECTION FOR CONTRAST-ENHANCED
MRA AND DYNAMIC AGENT UPTAKE STUDIES

5 BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention relates generally to the art of diagnostic imaging. It finds particular application to contrast-enhanced magnetic resonance angiography (MRA) and dynamic agent uptake studies. Although the present invention is illustrated and described herein primarily with reference to magnetic resonance angiography, it will be appreciated that the present invention is also amenable to other magnetic resonance imaging techniques and to subjects other than the human body.

10 Commonly, in MRI, a substantially uniform temporally constant main magnetic field (B_0) is set up in an examination region in which a subject being imaged or examined is placed. Via magnetic resonance radio frequency (RF) excitation and manipulations, selected magnetic dipoles in the subject which are otherwise aligned with the main magnetic field are tipped to excite magnetic resonance. The resonance is typically manipulated to induce detectable magnetic resonance echoes from a selected region of the subject. In imaging, the echoes are spatially encoded via magnetic gradients set up in the main magnetic field. The raw data from the MRI scanner is collected into a matrix, commonly known as k-space. By employing inverse Fourier, two-dimensional Fourier, three-dimensional Fourier, or other known transformations, an image representation of the subject is reconstructed from the k-space data.

15 Because the vascular system contains flowing blood, a moving entity, a number of magnetic resonance angiography (MRA) techniques have been developed for imaging the vascular system. Time-of-flight (TOF) techniques rely on the time interval between the transverse excitation of spins and the acquisition of the resulting magnetic resonance signal to distinguish between moving and stationary spins. During the time interval, fresh spins move into the region from which the magnetic resonance signal is acquired and excited spins move out of the region. In contrast, the stationary spins remain

WO 02/063325

PCT/US02/02045

fixed during the interval between RF excitation and data acquisition, with the result that the magnetic resonance signal produced by stationary spins is substantially different in magnitude from that produced by moving spins. When an image is reconstructed from such magnetic resonance signals, the image pixels which correspond to moving spins are either much brighter or much darker than image pixels corresponding to stationary spins, depending on the sequence. In this manner, the vascular system that transports moving blood is made to appear brighter or darker than the surrounding stationary or slowly moving tissues in the resultant image.

Phase contrast (PC) techniques rely on the fact that the phase of the magnetic resonance signal produced by moving spins is different from the phase of magnetic resonance signals produced by stationary or slowly moving spins. Phase contrast methods employ magnetic field gradients during the magnetic resonance pulse sequence which cause the phase of the resulting magnetic resonance signals to be modulated as a function of spin velocity. The phase of the magnetic resonance signals can, therefore, be used to control the contrast, or brightness, of the pixels in the reconstructed image. Since blood moves relatively fast, the vascular system is made to appear brighter or darker in the resulting image.

Because the above-described TOF and PC techniques are subject to drawbacks or shortcomings, contrast-enhanced MRA techniques have been developed to enhance the diagnostic capability of MRA. In contrast-enhanced MRA, a contrast agent such as gadolinium is injected into the patient prior to the scan. Typically, the injection is carefully timed so that the central lines of k-space, which govern image contrast resolution, are acquired during peak arterial enhancement, i.e., when the contrast agent concentration reaches a peak or plateau in the vasculature of interest. Similarly, in a dynamic uptake study, an agent which targets one or more specific organs or tissues of the body is administered to the patient and a region of interest is imaged in a magnetic resonance scanner to gauge the rate at which the agent is taken into the organ or tissue of interest.

WO 02/063325

PCT/US02/02045

Currently, two methods are widely used for timing the data acquisition to coincide with bolus arrival in MRA, namely, central phase encoding and time-resolved imaging of contrast kinetics (TRICKS). The centric phase encoding method collects the most important low-frequency encoded data at the projected center of the plateau. The TRICKS method samples the central region of k-space more frequently than the other regions of k-space to increase the odds that the centrally phase encoded data will be generated with the plateau.

The major drawback of the central phase encoding method is that it is based on assumed arrival characteristics of the bolus, i.e., the "best guess" of bolus arrival. The success of centric phase encoding also depends on the reliability of bolus detection, i.e., at which phase it is triggered. FIGURE 1A is a graph of bolus concentration in the region of interest as a function of time, and shows the correct bolus detection time t_b resulting in a central phase encoding data collection window 12 which captures the peak or plateau period of the concentration curve 10. However, if the assumed arrival characteristics differ from the real curve 10 such that the detected time point t_b is not sufficiently close to the plateau period, significant image artifacts may result or, in the worst case, the images may be clinically useless. FIGURE 1B shows the effect of such a disparity between the real curve 10 and an assumed curve 20. In the example shown, the assumed curve 20 results in an early detection time t_b , resulting in centric phase encoding 22 which does not capture the plateau period.

The TRICKS method does not rely on assumed arrival characteristics of the bolus. By sampling the center of k-space at a higher frequency, the probability of catching the plateau period increases. However, this method can be understood as "blind" oversampling of the center of k-space and thus, lacks assured accuracy. No timing for triggering the acquisition is necessary for TRICKS, and the success of this method depends mainly on the arrangement or strategy of phase encoding sequences (different weighting factors for k-space)

WO 02/063325

PCT/US02/02045

and whether the plateau period is actually captured during a central phase encoding segment. One drawback of TRICKS is that while the central (contrast governing) portion of k-space is sampled more, the other (spatial resolution governing) portions of k-space are sampled less, thus resulting in a loss of high and middle frequency spatial information and potentially causing blurring of the image. FIGURE 2A illustrates an idealized k-space segmentation strategy wherein the high contrast resolution (C.PE) data lines are centrally located in k-space and the high frequency data lines (H.PE) are located at the periphery of k-space. In FIGURE 2A, each segment H.PE (high frequency phase encoding), M.PE (middle frequency phase encoding), and C.PE (centric or low frequency phase encoding) is sampled only once during a time window of T_{imaging} .

In the TRICKS implementations of FIGURES 2B and 2C, the low frequency central segment (C.PE) is sampled more than the other segments. While, this increases the likelihood capturing the plateau during central phase encoding, it does not necessarily do so. FIGURE 2B shown an ideal TRICKS implementation wherein one of the C.PE segments has successfully captured the plateau period. In the TRICKS implementation of FIGURE 2C, however, no C.PE segment captures the plateau ideally.

Accordingly, the present invention contemplates a new and improved contrast-enhanced MRA apparatus and method wherein phase encoding steps are dynamically adjusted according to time varying information and which overcome the above-referenced problems and others.

SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with one aspect of the present invention, a magnetic resonance imaging system includes means for generating a magnetic field in an examination region, a radio frequency pulse control means and transmitter means for inducing dipoles in the examination region to resonance such that radio frequency resonance signals are generated, gradient magnetic field coils and a gradient magnetic field control means for performing a pulse sequence including at least phase

WO 02/063325

PCT/US02/02045

and read magnetic field gradient pulses in orthogonal directions across the examination region, a receiver for receiving and demodulating the radio frequency magnetic resonance signals, and an image processing system for reconstructing image representations. The image processing system includes a memory for storing a baseline image representation of a region of interest in the absence of a contrast agent and a first processing means for identifying the spatial location of a subregion of interest within the region of interest and for generating and storing simulated image representations of the region of interest in which the signal intensity is numerically simulated. A second processing means calculates and stores frequency domain spectra for the subregion of interest based on differences between the baseline image and the simulated images. A third processing means detects peak contrast agent concentration in the region of interest by monitoring k-space signal intensity received after a contrast agent is administered to a subject to be imaged. The gradient magnetic field control means responds to detection of the peak contrast agent concentration by dynamically adjusting the pulse sequence to collect k-space data lines with central phase encoding, and a reconstruction processing means generates image representations from the magnetic resonance signals.

In accordance with another aspect of the present invention, a method of magnetic resonance imaging includes acquiring a baseline magnetic resonance image of a region of interest in the absence of a contrast agent and simulating an increase in image intensity of a subregion of interest within the region of interest which is subject to increased image intensity in the presence of a contrast agent. The magnetic resonance k-space signal intensity is correlated with contrast agent concentration in the subregion and a contrast agent is administered to the subject. As k-space data for the region of interest is acquired, the signal intensity is monitored to derive contrast agent concentration information. When the peak contrast agent concentration is detected from the monitored k-space data signal intensity, the phase encoding is adjusted so

WO 02/063325

PCT/US02/02045

that low frequency part of k-space data with zero phase encoding is acquired.

In accordance with yet another aspect of the present invention, a method of magnetic resonance imaging includes
5 generating a plurality of data lines high and middle frequency phase encoding and comparing a frequency spectrum of each data line with a reference frequency spectrum indicative of a contrast agent concentration peak in a region of interest. In
10 response to detecting the presence of the contrast agent peak concentration, centrally phase encoded data lines are generated.

One advantage of the present invention is that it captures the time-variant infusion effect of the bolus traveling in blood vessels so that it adaptively matches the
15 phase encoding steps during data collection without extra time penalties, such as using navigator echoes.

Another advantage is that it does not depend on a guess or empirical assumption of the bolus arrival characteristics, nor does it depend on the accuracy of the
20 bolus detection time point.

Another advantage of the present invention is the efficient collection of data since it does not depend on undersampling and consequent loss of high and middle frequency information.

25 Another advantage of the present invention is that it allows the tracking and prediction of bolus concentration changes.

Another advantage of the present invention is that it avoids artifacts related to the dynamic changes of subjects,
30 such as signal clipping and others.

Still further advantages and benefits of the present invention will become apparent to those of ordinary skill in the art upon reading and understanding the following detailed description of the preferred embodiments.

35

WO 02/063325

PCT/US02/02045

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The invention may take form in various components and arrangements of components, and in various steps and arrangements of steps. The drawings are only for purposes of illustrating preferred embodiments and are not to be construed as limiting the invention.

FIGURES 1A and 1B are graphs of bolus concentration vs. time. FIGURE 1A illustrates an idealized timing window for acquisition of the central phase encoding and FIGURE 1B illustrates the effect of early detection due to a discrepancy between assumed and actual bolus arrival characteristics.

FIGURE 2A illustrates an idealized sequential acquisition employing segmentation of k-space for optimal contrast and spatial resolution.

FIGURES 2B and 2C illustrate successful and unsuccessful TRICKS implementations, respectively.

FIGURE 3 is a diagrammatic illustration of a magnetic resonance imaging scanner including temporally resolved intensity tracing in accordance with aspects of the present invention.

FIGURE 4 illustrates a method of simulating contrast arrival kinetics by artificially increasing the pixel intensity of a selected spatial location in the image domain and transforming the results back into the frequency domain.

DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

With reference to FIGURE 3, a magnetic resonance imaging system 30 includes a main magnetic field control 32 which controls superconducting, permanent, or resistive magnets 34 which create a substantially uniform, temporally constant magnetic field B_0 through an examination region 36. Although a bore-type magnet system is illustrated in FIGURE 3, the present invention is equally applicable to other known types of MRI scanners, such as those using an open magnet system. A series of gradient coils 38 in conjunction with gradient amplifiers 40 generate magnetic field gradients across the examination region 36. Gradient amplifiers typically generate

WO 02/063325

PCT/US02/02045

current pulses which result in corresponding gradient magnetic field pulses along the x-, y-, and z-axis for slab or slice selection, phase encoding, and read out or frequency encoding. Radio frequency coils 42 and a radio frequency transmitter 44
5 generate RF pulses that saturate, excite magnetic resonance, invert magnetization, refocus resonance, or manipulate magnetic resonance in selected portions of the examination region 36. A sequence control processor 46 controls the gradient pulse amplifiers 40 and the transmitter 44 to generate appropriate RF
10 and gradient pulse sequences which may be any of a number of conventional scanning sequences, including, for example, two-dimensional techniques, three-dimensional techniques, dynamic methods, gated acquisitions, single or multi-echo acquisitions, and so forth. The sequence will generally be one of a
15 plurality of user-selectable preprogrammed imaging sequences, e.g., stored in a sequence control memory of the sequence controller 46.

In certain embodiments, electrocardiographic gating is employed. An optional electrocardiograph (ECG) sensor (not shown) is attached to a subject 48 and outputs an electric ECG
20 signal of the patient to an ECG gate pulse generator which, in turn, outputs a gate pulse as an ECG gating signal to the sequence controller 46. The gate pulses have a very small pulse width synchronous with the peak values of R-waves of the
25 ECG signal. The gate pulses are utilized by the sequence controller 46 as an ECG gating signal to produce an ECG gated scan, e.g., by controlling the start timing and other sequence scanning parameters relative to the R-wave, as would be understood by those skilled in the art.

The radio frequency coil 42, or alternately, a surface coil array (not shown), is connected with a receiver 32 for demodulating the resultant resonance signals. The signals are amplified and demodulated by the receiver 32 and sampled
30 into a k-space data memory. A first k-space data memory 52 receives reference scan data for the imaged region in the
35

WO 02/063325

PCT/US02/02045

absence of a contrast agent and a second k-space data memory 54 receives contrast-enhanced data, i.e., acquired after a contrast agent is injected into the subject. The reference scan data is acquired prior to injection of the contrast agent.

5 This prior information is then used to dynamically adjust the phase encoding in accordance with this teaching so as to acquire or, if necessary, reacquire, the central region of k-space when the contrast agent concentration reaches a plateau.

A first reconstruction processor 56 reconstructs the

10 reference scan data 52 to form a first reference image representation stored in a first reference image memory 58. The first reference or baseline image may be any non-contrast enhanced magnetic resonance image of the region of interest which contains spatial information concerning the blood vessel

15 or other region in which the drug or agent will be taken up. The first reference image is preferably an angiographic image, such as a maximum intensity projection image acquired with a time-of-flight or phase contrast technique. The reference image is preferably acquired immediately prior to the contrast-enhanced acquisition, and may be any precontrast image of a

20 type which is typically taken before injection of the contrast agent, such as a mask image, an image used for position verification, and the like. The use of previously acquired and stored images is also contemplated.

25 A segmentation processor 60 isolates the vessel of interest, e.g., to generate a segmented image containing only spatial information of the vessel or otherwise identifying the pixels of the vessel. Image segmentation can be performed automatically under preprogrammed control, or can be performed

30 manually by an operator, for example, by manipulating an on-screen pointing device while viewing the reference image on a display such as a display 86. A contrast simulation processor 62 artificially increases the intensity of the segmented pixels so as to approximate or estimate the intensity that would be

35 expected if the contrast agent were present. The simulated intensities for the vessel can be based on intensities commonly

WO 02/063325

PCT/US02/02045

found along the contrast agent uptake curve and/or an established theory. Of course, previously acquired timing information, if available, such as patient-specific or vessel-specific blood flow rate information, can also be used for generating the simulated intensities. The segmented region of the first reference image is then replaced with the simulated pixel intensities to generate a second reference image, which simulates the presence of the contrast agent, and which is stored in memory 64. Preferably two or more, and more preferably three or more, simulated reference images are generated using multiple time points along the contrast agent uptake curve to generate projected intensities at multiple times.

A first Fourier transform processor 66 performs a Fourier transform on each of the simulated reference images stored in memory 64 and a second Fourier transform processor 68 Fourier transforms the reference image stored in the memory 58 from the image domain to the frequency domain. Although two Fourier transform processors are shown for simplicity of illustration, it is to be appreciated that a single processor can be used. In Fourier space, the reference image 58 is subtracted from each of the simulated images with the numerically increased intensity by a subtraction processor 70 to generate spectra of the vessel with the contrast agent, which are stored in a memory 72. Since the spatially resolved information will not change during the process, the unique changes of the encoded time-domain signal are intensity variations. That is to say, with given spatial information, i.e., the location of the blood vessel, the spectral pattern does not change except for the amplitude, which varies with the bolus arrival. In this manner, the frequency domain vessel spectra simulate the contrast agent uptake or arrival kinetics. An image domain plot of pixel intensity vs. pixel number for three time points along the contrast agent uptake curve and their corresponding frequency domain transforms are shown in

WO 02/063325

PCT/US02/02045

FIGURE 4. In this manner, projected k-space signal intensities can be projected for the points along the uptake curve.

Referring again to FIGURE 3, after the projected vessel spectra are acquired, the patient is injected with a contrast agent and an imaging sequence is commenced by the sequence controller 46. The data acquisition can be commenced based on one of the prior art techniques for determining the beginning of contrast agent arrival or drug uptake. Data lines are collected into memory 54 using some preselected or conventional phase encoding strategy. A comparator or other processing logic 74 compares the collected k-space signal intensity with the various frequency spectra stored in the memory 72. A processor 76 derives bolus concentration information based on the frequency spectra or otherwise monitors the progress along the uptake curve. The contrast agent plateau is detected in one of two ways: (1) if, based on the comparison of the simulated spectra and the acquired k-space data, the intensity of the acquired signal matches the simulated spectrum indicative of the expected peak of the uptake curve; and (2) if the rate of change of the intensity of the spectrum indicates that the plateau has been reached. Upon detecting that the plateau has been reached, the sequence controller immediately adjusts the sequence to jump to and start collecting the central phase encode views. In an exemplary embodiment, if the peak signal is detected at pulse cycle $TR(n)$, the phase encoding is adjusted so that zero phase encoding ($k = 0$) is acquired within several pulse cycles, such as $TR(n + 1)$ or $TR(n + 2)$. After collection of the central phase encode views, the sequence returns to collect any remaining data lines. If, based on the original sequence, any central phase encode views are collected before the plateau is detected, the sequence controller dynamically adjusts the sequence to reacquire these views after the plateau period is detected. In this manner, the center plateau of the uptake curve is dynamically correlated with the central phase encode views.

WO 02/063325

PCT/US02/02045

In a preferred embodiment, a sequence is employed in which data lines with high and medium frequency phase encodings are collected first. The acquisition is then dynamically adjusted when the plateau period is detected to collect the central phase encode views, after which the sequence returns to collecting the high and mid frequency phase encode data lines.

A reconstruction processor 80, acting on the k-space data from the memory 54, implements a two-dimensional Fourier transform or other appropriate reconstruction algorithm to generate an image representation stored in image memory 82. The reconstruction processor 80 may further include a projection algorithm such as a maximum intensity projection algorithm for generating a two-dimensional image representation from volume image data, e.g., acquired using a three-dimensional imaging technique or built up from multiple contiguous slices or slabs. The reconstruction processor 80 may optionally include additional modules providing functions appropriate to angiography, including processors or program modules for slice selection, angle selection, recrop, background suppression, interpolation, reconstruction grid repositioning, and the like. Although shown as two processors for conceptual simplicity, it is to be appreciated that processors 56 and 80 can share common hardware. The stored image representation is accessed by a video processor 84 that prepares or formats the image data for display on a human-viewable display 86.

WO 02/063325

PCT/US02/02045

Having thus described the preferred embodiments, the invention is now claimed to be:

1. A magnetic resonance imaging system (30) having
5 means (32, 34) for generating a magnetic field in an
examination region (36), a radio frequency pulse control means
(46) and transmitter means (48) for inducing dipoles in the
examination region (36) to resonance such that radio frequency
resonance signals are generated, gradient magnetic field coils
10 (38) and a gradient magnetic field control means (46) for
performing a pulse sequence including at least phase and read
magnetic field gradient pulses in orthogonal directions across
the examination region (36), a receiver (50) for receiving and
demodulating the radio frequency magnetic resonance signals,
15 and an image processing system for reconstructing image
representations, the image processing system including:
 - a memory (58) for storing a baseline image
representation of a region of interest in the absence of a
contrast agent;
20 a first processing means (60, 62) for identifying the
spatial location of a subregion of interest within the region
of interest, the subregion of interest being subject to
increased image intensity in the presence of a contrast agent
and for generating and storing simulated image representations
25 (64) of the region of interest in which the subregion is
artificially increased;
 - a second processing means (66, 68, 70) for
calculating and storing frequency domain spectra (72) for the
subregion of interest based on differences between the baseline
30 image (58) and the simulated images (64);
 - a third processing means (74, 76) for detecting peak
contrast agent concentration in the region of interest by
monitoring k-space signal intensity received after a contrast
agent is administered to a subject (48) to be imaged;

WO 02/063325

PCT/US02/02045

the gradient magnetic field control means (46) responding to detection of the peak contrast agent concentration by dynamically adjusting the pulse sequence to collect k-space data lines (54) with central phase encoding;

5 and

a reconstruction processing means (80) for generating image representations (82) from the magnetic resonance signals.

2. The imaging system according to claim 1, wherein the peak contrast agent concentration is detected by one or both of:

comparing a received k-space signal intensity with said frequency domain spectra; and

15 monitoring a rate of change in received k-space signal intensity.

3. The imaging system according to either one of claims 1 and 2, further including:

20 a display means (84, 86) for converting the image representations into a human-viewable images.

4. The imaging system according to any one of claims 1-3, further comprising an electrocardiographic sensor.

25 5. The imaging system according to any one of claims 1-4, wherein the third processing means (66, 68, 70) calculates the frequency domain spectra (72) by:

Fourier transforming each of the baseline image representation (58) and the simulated image representations

30 (64) from the image domain to the frequency domain; and

in the frequency domain, subtracting the baseline image from each of the simulated images.

6. The imaging system according to any one of claims 1-5, wherein the baseline image representation (58) is generated with one of a time-of-flight magnetic resonance

WO 02/063325

PCT/US02/02045

angiographic technique and a phase contrast magnetic resonance angiographic technique.

7. The imaging system according to any one of
5 claims 1-6, further including:

the gradient magnetic field control means (46)
generates only data views selected from high and middle
frequency data lines prior to detection of the peak contrast
agent concentration.

10

8. The imaging system according to any one of
claims 1-6, further including:

the gradient magnetic field control means (46)
generates only data views selected from one or both of middle
15 frequency data lines or low frequency data lines prior to
detection of the peak contrast agent concentration.

9. A method of magnetic resonance imaging,
comprising:

20 acquiring a baseline magnetic resonance image (58) of
a region of interest in the absence of a contrast agent;

simulating (62) an increase in image intensity of a
subregion of interest within the region of interest, the
subregion being subject to increased image intensity in the
25 presence of a contrast agent;

correlating magnetic resonance k-space signal
intensity with contrast agent concentration in the subregion;
administering a contrast agent to the subject;
acquiring k-space data (54) for the region of
30 interest;

monitoring (76) the k-space data signal intensity to
derive contrast agent concentration information;

detecting a peak contrast agent concentration from
the monitored k-space data signal intensity; and

35 after the peak contrast agent concentration is
detected, immediately adjusting the phase encoding so that k-
space data with zero phase encoding is acquired.

WO 02/063325

PCT/US02/02045

10. The method according to claim 9, wherein the subregion is a blood vessel and further wherein the contrast agent is injected into the subject.
- 5 11. The method according to either one of claims 9 and 10, further including:
 converting (80) the k-space data (54) into an image representation (82).
- 10 12. The method according to any one of claims 9-11, wherein the step of correlating magnetic resonance k-space signal intensity with contrast agent concentration includes:
 segmenting (60) the blood vessel;
 simulating (62) intensity changes for the vessel due
15 to the presence of a contrast agent at a plurality of concentrations; and
 computing a simulated frequency domain spectrum (72) for the vessel for each of the plurality of concentrations.
- 20 13. The method according to claim 12, wherein the frequency domain spectra are calculated by:
 generating images (64) having artificially increased pixel intensities at spatial locations corresponding to the vessel;
25 Fourier transforming (68, 66) each of the baseline image (58) and said generated images (64) from the image domain to the frequency domain; and
 in the frequency domain, subtracting (70) the baseline image (58) from each of said generated images (64).
- 30 14. The method according to any one of claims 9-13, wherein the step of monitoring (76) the k-space signal intensity includes one or both of:
 comparing (74) the acquired k-space data (54) with
35 the simulated frequency domain spectra (72); and

WO 02/063325

PCT/US02/02045

comparing (74) the acquired k-space data (54) with previously acquired k-space data to detect a change in the rate of change of k-space signal intensity as a function of time.

5 15. The method according to any one of claims 9-14, wherein the baseline image representation (58) is generated with a magnetic resonance angiographic technique selected from a time-of-flight magnetic resonance angiographic technique and a phase contrast magnetic resonance angiographic technique.

10 16. The method according to any one of claims 9-15, further including:
 during the acquisition of the k-space data (54) from the region of interest, controlling said acquisition of data in
15 accordance with a monitored physiological movement.

 17. The method according to any one of claims 9-16, further including:
 during the acquisition of the k-space data (54) from
20 the region of interest, controlling said acquisition of data in accordance with a cardiac cycle.

 18. The method according to any one of claims 9-17, wherein the baseline image (58) is segmented automatically.

25 19. The method according to any one of claims 9-17, wherein the baseline image (58) is segmented manually.

 20. The method according to any one of claims 9-19, wherein said acquiring k-space data (54) includes:

 acquiring k-space data with middle or low frequency phase encoding, including zero phase encoding, before the peak contrast agent concentration is detected; and
 replacing the k-space data with zero phase encoding
35 acquired before the peak contrast agent concentration is detected with said k-space data with zero phase encoding

WO 02/063325

PCT/US02/02045

acquired after the peak contrast agent concentration is detected.

21. The method according to any one of claims 9-19,
5 wherein said acquiring k-space data (54) includes:

acquiring only data views selected from one or both
of high frequency data lines and middle frequency data lines
before the peak contrast agent concentration is detected.

22. A method of magnetic resonance imaging,
10 comprising:

generating a plurality of data lines with high and
middle frequency phase encoding;

15 comparing a frequency spectrum of each data line with
a reference frequency spectrum indicative of a presence of
contrast agent peak in a region of interest; and

in response to the comparing determining the presence
of the contrast agent peak, generating centrally phase-encoded
data lines.

20 23. The method of claim 22, further including
generating the reference frequency spectrum by:

25 generating an image including the region of interest;
numerically simulating the presence of the contrast
agent peak in at least one subregion of the region of interest;
and

determining a frequency spectrum difference between
the generated image and the image with the numerically
simulated contrast agent peak.

30 24. The method of claim 23, wherein the determining
step includes:

transforming at least corresponding portions of the
generated image and the image with the numerically simulated
contrast agent peak into frequency space; and

35 comparing the frequency spectra of the two images in
frequency space.

WO 02/063325

PCT/US02/02045

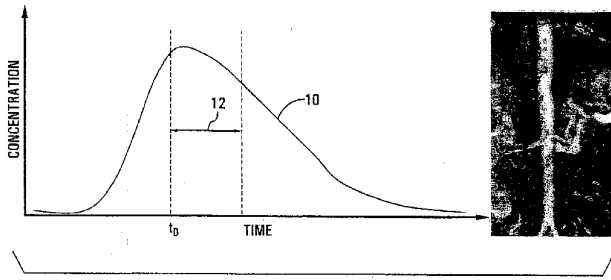


FIG. 1A

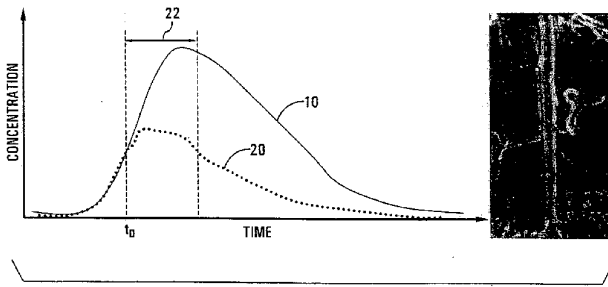


FIG. 1B

WO 02/063325

PCT/US02/02045

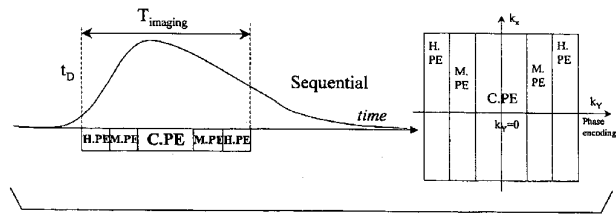


FIG. 2A

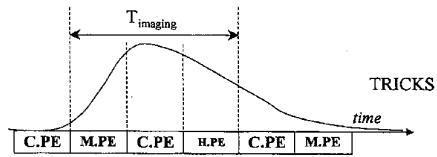


FIG. 2B

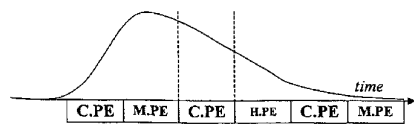


FIG. 2C

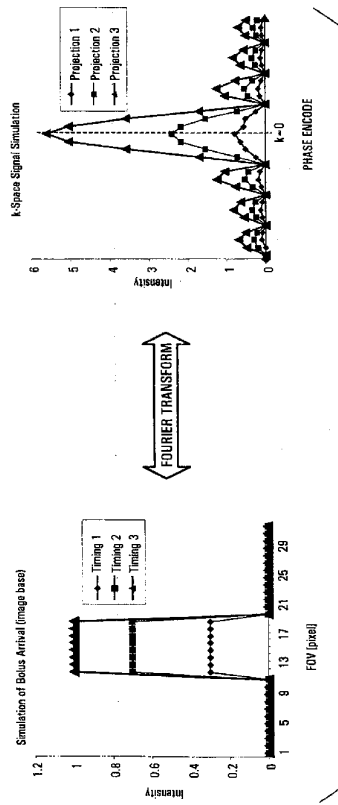


FIG. 4

【 国際公開パンフレット (コレクティブバージョン) 】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
15 August 2002 (15.08.2002)

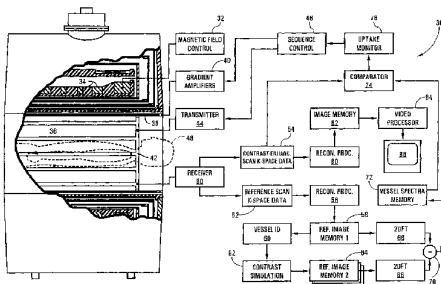
PCT

(10) International Publication Number
WO 02/063325 A3

- (51) International Patent Classification: G01R 33/563
- (21) International Application Number: PCT/US02/02045
- (22) International Filing Date: 22 January 2002 (22.01.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/776,964 5 February 2001 (05.02.2001) US
- (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
- (74) Agents: LUNDIN, Thomas, M. et al.; Philips Medical Systems (Cleveland) Inc., 595 Miner Road, Cleveland, OH 44143 (US).
- (81) Designated State (national): JP.
- (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published: with international search report — before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- (88) Date of publication of the international search report: 14 November 2002
- (72) Inventors: LIU, Kecheng; 32701 S. Roundhead Drive, Solon, OH 44139 (US); SURI, Jasjit, S.; 655 Dewitt Drive, Highland Heights, OH 44143 (US); CULL, Thomas, S.; Apartment #534, 24700 Chardon Road, Willoughby Hills, OH 44092 (US).

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: SELF-ADAPTIVE TRACKING AND PHASE ENCODING DURING DATA COLLECTION FOR CONTRAST-ENHANCED MRA



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging system (30) and method monitors signal intensity to detect or predict a peak contrast agent concentration in a region to be imaged. Reference images (58, 64) without a contrast agent and simulating the presence of a contrast agent provide a correlation between k-space signal intensity and contrast agent concentration. A peak contrast agent concentration is detected by comparing a received k-space signal intensity with frequency domain spectra calculated on the basis of the reference images (58, 64). When the monitored signal intensity of the acquired k-space data (54) indicates a peak contrast agent concentration in the imaged region, a sequence controller (46) automatically adjusts the phase encoding so that k-space data with zero or central phase encoding is immediately acquired.

WO 02/063325 A3

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Intern. Application No. PCT/US 02/02045		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 601R33/563				
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC				
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B 601R				
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)				
EPO-Internal, INSPEC, MEDLINE, BIOSIS, WPI Data				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT				
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.		
A	WO 97 24064 A (PRINCE MARTIN R) 10 July 1997 (1997-07-10) page 57, paragraph 2 -page 61, paragraph 2 ---	1-24		
A	CARROLL T J ET AL: "Method for rapidly determining and reconstructing the peak arterial frame from a time-resolved CE-MRA exam" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, NOV. 2000, WILEY, USA, vol. 44, no. 5, pages 817-820, XP002212883 ISSN: 0740-3194 * see the whole document * --- -/-	1-24		
<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: <table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> *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 claims 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 </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> *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 comparative 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 *Z* document member of the same patent family </td> </tr> </table>			*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 claims 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 comparative 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 *Z* document member of the same patent family
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 claims 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 comparative 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 *Z* document member of the same patent family			
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report		
10 September 2002		25/09/2002		
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patenlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 540-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 540-3016		Authorized officer Skalla, J		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Interr. Application No. PCT/US 02/02045
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>FOO T K F ET AL: "AUTOMATED DETECTION OF BOLUS ARRIVAL AND INITIATION OF DATA ACQUISITION IN FAST, THREE-DIMENSIONAL, GADOLINIUM-ENHANCED MR ANGIOGRAPHY" RADIOLOGY, OAK BROOK, IL, US, vol. 203, no. 1, 1 April 1997 (1997-04-01), pages 275-280, XP002037188 ISSN: 0033-8419 * see the whole document *</p>	1-24
A	<p>MISTRETTA C A ET AL: "3D time-resolved contrast-enhanced MR DSA: advantages and tradeoffs" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, OCT. 1998, WILLIAMS & WILKINS, USA, vol. 40, no. 4, pages 571-581, XP002212794 ISSN: 0740-3194 * see the whole document *</p>	1-24
A	<p>STRECKER R ET AL: "Fast functional MRA using time-resolved projection MR angiography with correlation analysis" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, FEB. 2000, WILEY, USA, vol. 43, no. 2, pages 303-309, XP002212795 ISSN: 0740-3194 page 304, column 2 -page 305, column 1</p>	1,9,22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter Application No
PCT/US 02/02045

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9724064	A	10-07-1997	
		US 5590654 A	07-01-1997
		AU 1429297 A	28-07-1997
		DE 69607327 D1	27-04-2000
		DE 69607327 T2	09-11-2000
		EP 0812151 A1	17-12-1997
		EP 0967491 A2	29-12-1999
		WO 9724064 A1	10-07-1997
		US 6240311 B1	29-05-2001
		US 5792056 A	11-08-1998
		US 2001034483 A1	25-10-2001

フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
	G 0 1 N 24/02	B
	G 0 1 N 24/02	Y
	G 0 1 N 24/02	5 3 0 Y

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 リウ, ケチョン

アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 3 9 ソローン エス・ラウンドヘッド・ドライヴ 3 2 7
0 1

(72)発明者 スリ, ジャスジット エス

アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 ハイランド・ハイツ デウィット・ドライヴ 6 5 5

(72)発明者 カル, トマス エス

アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 0 9 2 ウィラビー・ヒルズ チャードン・ロード 2 4 7 0
0 アpartment 5 3 4号

F ターム(参考) 4C096 AA10 AA11 AB04 AB08 AD12 AD14 AD25 BA37 BA38 DA18

DB08 DC11 DC21 DC28 DC33 FC14