

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4581091号
(P4581091)

(45) 発行日 平成22年11月17日(2010.11.17)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 6 4

請求項の数 3 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2006-34978 (P2006-34978)	(73) 特許権者	504171134 国立大学法人 筑波大学
(22) 出願日	平成18年2月13日 (2006. 2. 13)		茨城県つくば市天王台一丁目1番1
(65) 公開番号	特開2007-209658 (P2007-209658A)	(74) 代理人	100067541 弁理士 岸田 正行
(43) 公開日	平成19年8月23日 (2007. 8. 23)	(74) 代理人	100087398 弁理士 水野 勝文
審査請求日	平成19年3月5日 (2007. 3. 5)	(74) 代理人	100103506 弁理士 高野 弘晋
		(72) 発明者	大竹 陽介 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立 大学法人筑波大学内
		(72) 発明者	巨瀬 勝美 茨城県つくば市天王台一丁目1番1 国立 大学法人筑波大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴撮像装置および撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

一様な静磁場内に配置された被写体に勾配磁場および撮像パルスシーケンスを印加して、収集した該被写体からのアナログ量の磁気共鳴信号を受信・検波し、デジタルデータに変換して、画像の再構成が行われる磁気共鳴撮像装置であって、

RFコイルで受信されたNMR信号を増幅する第1プリアンプと、

該第1プリアンプで増幅されたアナログ信号を2系統に分配する電力分配器と、

該電力分配器で分配された1の系統の信号に係る第2プリアンプ、第1位相敏感検波器、第1A/D変換器を順次配した第1信号系と、

前記分配器で分配された他の1の系統の信号に係る第2位相敏感検波器、第2A/D変換器を順次配した第2信号系と、

前記第1信号系と第2信号系を通して取得した、ゲインの異なる2つの同一の信号を合成し、画像を再構成するデータ処理部とを備え、

前記データ処理部は、前記第1信号系と第2信号系を通して取得したゲインの異なる2つの同一の信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第1信号系にて取得された信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第2信号系にて取得された信号に入れ替えて、前記2つの信号を合成して画像の再構成を行っており、

前記2つの信号の入替え位置は、前記第2信号系にて取得された信号の絶対値のピーク値を持つk空間の1軸の位置を求める手順1と、

前記第1信号系にて取得されたデータのうち、前記手順1と同じ軸のデータをグラフ表

10

20

示する手順 2 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の 0 点側から順に + 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P 1 を求める手順 3 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に - 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P 2 を求める手順 4 と、

前記手順 3 と手順 4 で求めた点 P 1 と P 2 の中点 P 3 を求める手順 5 と、

前記手順 1 から手順 5 を繰り返す、前記 P 3 を中心点とする楕円体の k_x 、 k_y 、 k_z の 3 軸のうち残りの 2 軸についても、データの入替え部位を求める手順 6 からなる手順を経て求められることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 2】

一様な静磁場内に配置された被写体に勾配磁場および撮像パルスシーケンスを印加して、収集した該被写体からのアナログ量の磁気共鳴信号を受信・検波し、デジタルデータに変換して、画像の再構成が行われる磁気共鳴撮像方法であって、

R F コイルで受信された N M R 信号を増幅する第 1 工程と、

該第 1 工程で増幅されたアナログ信号を 2 系統に分配する第 2 工程と、

該第 2 工程で分配された 1 の系統の信号を増幅し、位相敏感検波し、A / D 変換する第 3 工程と、

前記第 2 工程で分配された他の 1 の系統の信号を位相敏感検波し、A / D 変換する第 4 工程と、

前記第 3 工程と第 4 の工程で得られたゲインの異なる 2 つの同一の信号を取得し、該 2 つの信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第 3 工程で取得された信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第 4 工程で取得された信号に入れ替えて、前記 2 つの信号を合成して画像の再構成を行う第 5 の工程を有し、

前記第 5 工程における前記 2 つの信号の入替え位置は、前記第 4 工程にて取得された信号の絶対値のピーク値を持つ k 空間の 1 軸の位置を求める手順 1 と、

前記第 3 工程にて取得されたデータのうち、前記手順 1 と同じ軸のデータをグラフ表示する手順 2 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の 0 点側から順に + 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P 1 を求める手順 3 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に - 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P 2 を求める手順 4 と、

前記手順 3 と手順 4 で求めた点 P 1 と P 2 の中点 P 3 を求める手順 5 と、

前記手順 1 から手順 5 を繰り返す、前記 P 3 を中心点とする楕円体の k_x 、 k_y 、 k_z の 3 軸のうち残りの 2 軸についても、データの入替え部位を求める手順 6 からなる手順を経て求められることを特徴とする磁気共鳴撮像方法。

【請求項 3】

受信信号を第 1 の信号系および第 2 の信号系の 2 つの信号系に分配し、さらに合成する信号処理方法において、

前記受信信号から前記第 1 の信号系に分配された第 1 の信号を、増幅し、位相敏感検波し、A / D 変換する第 1 工程と、

前記受信信号から前記第 2 の信号系に分配された第 2 の信号を、前記第 1 の信号とは異なるゲインで増幅し、位相敏感検波し、A / D 変換する第 2 工程と、

前記第 1 工程および前記第 2 工程により得られたそれぞれゲインの異なる同一の信号である前記第 1 の信号および前記第 2 の信号を合成する第 3 工程とを備え、

前記第 3 工程は、前記第 1 の信号および前記第 2 の信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第 1 の信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第 2 の信号に入れ替えて、前記第 1 の信号および前記第 2 の信号を合成しており、

前記第 1 の信号と前記第 2 の信号との入替え位置は、前記第 2 の信号の絶対値のピーク値を持つ k 空間の 1 軸の位置を求める手順 1 と、

前記第 1 工程にて取得されたデータのうち、前記手順 1 と同じ軸のデータをグラフ表示

10

20

30

40

50

する手順 2 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の 0 点側から順に + 方向に検索して行き、
初めに飽和する点 P 1 を求める手順 3 と、

前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に - 方向に検索して行き、
初めに飽和する点 P 2 を求める手順 4 と、

前記手順 3 と手順 4 で求めた点 P 1 と P 2 の中点 P 3 を求める手順 5 と、

前記手順 1 から手順 5 を繰り返し、前記 P 3 を中心点とする楕円体の k_x 、 k_y 、 k_z の 3 軸のうちの残りの 2 軸についても、データの入替え部位を求める手順 6 とからなる手順を経て求められることを特徴とする信号処理方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、磁気共鳴撮像装置および撮像方法に関し、詳しくは広いダイナミックレンジを有し高い分解能を有する磁気共鳴撮像装置および撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、磁気共鳴撮像（以下「MRI 撮像」ともいう。）技術に関する進歩は目覚ましいものがあり、今や医療の研究や現場のみならず、材料分析などの分野においても必須となっている。

20

【0003】

図 17 は従来例に係る MRI 装置の全体の構成を示したものであり、以下にその動作を簡単に説明する。まず撮像に必要なパラメータとなる、繰返し時間 TR、エコー時間 TE、撮像視野等を入力デバイス 90 からコンピュータ 10 に入力する。コンピュータ 10 は、入力されたパラメータをパルス発生器 13 を駆動するためのデータ形式に変換して出力し、パルス発生器 13 を駆動する。

【0004】

パルス発生器 13 は MRI 撮像装置のパルスシーケンス、即ち RF パルスの波形と位置情報、勾配パルスの波形等を正確なタイミングで出力し、さらに NMR 信号を AD 変換するためのトリガ信号等を出力する。高周波のシンセサイザ 20 から定常的に出力されるラーモア周波数の高周波は、この RF パルスの波形によって変調器 33 で変調される。このとき同時にパルス発生器 13 から出力された位相情報により、高周波の位相も決定され、回転座標系における所定の位相の RF パルスが変調器から出力される。

30

【0005】

そしてこの RF パルスは、パワアンプ 54 で増幅され RF コイル 42 に供給される。一方、パルス発生器 13 から出力された磁場勾配パルスの波形は、 x 、 y 、 z の 3 軸方向の磁場勾配コイルを駆動するための 3 つの電流増幅器 51、52、53 にそれぞれ入力される。

【0006】

そして被写体 R の核磁化のラーモア歳差運動は、RF コイル 42 で受信されて NMR (Nuclear Magnetic Resonance) 信号となり、プリアンプ 55 に入力され増幅された後、位相敏感検波器 31 において、シンセサイザ 20 から出力されたラーモア周波数の参照信号を用いて位相敏感検波される。

40

【0007】

このとき、互いに 90° 位相の異なる 2 つの参照信号を用いることにより、回転座標系における互いに直交した成分の核磁化の信号を検出することができ、その結果 2 種類の信号が得られ、ADC 11 によってデジタルデータに変換され、変換されたデジタルデータはコンピュータ 10 へ転送される。コンピュータ 10 では、パルスシーケンスが終了し、画像再構成に必要なデータが取得されると、画像再構成プログラムが起動されて再構成が行われ、取得された画像が画像ディスプレイ 80 に表示される。

50

【 0 0 0 8 】

以上がMRI撮像装置の一般的な動作である。しかし磁気共鳴撮像においてはNMR信号のSNR (Signal-to-Noise Ratio)、計測時間、コンピュータの記憶容量等の制限により画素数が制限され、より高い空間分解能を実現するために、被写体の単位体積当たりのSNRを向上させることが必要であり、巨大な画像マトリックスに対応したMRI撮像装置が必要となる。

【 0 0 0 9 】

これに対処するため、ゲイン差を変えて2回データを取得する方式 (Dual Scan法) がMRIの技術分野では広く採用されている。

【 0 0 1 0 】

また、下記非特許文献1にはNMR信号を数MHzから数10MHzの中間周波数に変換し、中間周波数の4倍の周波数でデジタルサンプリングするダイレクトサンプリング方式が示めされている。

【 0 0 1 1 】

また、下記特許文献1には、装置の大型化や製造コストを特別に増加させることなく、かつ収集データの全サンプリング点に対してダイナミックレンジを最適化することを目的とする装置が示されている。図18は、下記特許文献1に示された磁気共鳴装置の受信部の構成を示すブロック図であり、一様な静磁場中に配置された被写体から被写体からのアナログ量の磁気共鳴信号を受信する受信部RSに、前記磁気共鳴信号を受けてその磁気共鳴信号の振幅を、調整可能なゲインで格別に調整する2つの信号減衰器ATT1、ATT2と、この2つの信号減衰器により格別に調整された磁気共鳴信号をデジタル量の信号に格別に変換する2つのA/D変換器A/D1、A/D2と、前記磁気共鳴信号の信号値に応じて前記2つの信号減衰器のゲインを切り替える切替手段CCとを備え、収集データの全サンプリング点に対してダイナミックレンジの最適化を図ろうとするものが示されている。

【非特許文献1】R. Bein, J. Bishop, R.M. Henkelman. Dynamic Range Requirements for MRI. Conc. Magn. Reson. B26:28-35, 2005

【特許文献1】特開2005-270583号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 2 】

しかしながら、上記のゲイン差を変えて2回データを取得するDual Scan法は、2回撮像するため、装置の安定性上好ましいものではない。特にMRI撮像は、長時間に亘って撮像するため、1回目の撮像と2回目の撮像の条件が必ずしも一致するとは限らず、そのため信号合成は単純ではなく、画像にアーティファクトが出易く、撮像時間が長くなるという欠点がある。

【 0 0 1 3 】

また、NMR信号を中間周波数に変換し、直接サンプリングするダイレクトサンプリング方式は、非常に高度なハードウェア技術を必要とし、ダイナミックレンジも充分とはいえない。また、上記特許文献1に開示されたMRI撮像装置も、ダイナミックレンジが拡大されるもののまだ充分とはいえない。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

上記の課題を解決する第1の発明は、一様な静磁場内に配置された被写体に勾配磁場および撮像パルスシーケンスを印加して、収集した該被写体からのアナログ量の磁気共鳴信号を受信・検波し、デジタルデータに変換して、画像の再構成が行われる磁気共鳴撮像装置であって、RFコイルで受信されたNMR信号を増幅する第1プリアンプと、該第1プリアンプで増幅されたアナログ信号を2系統に分配する電力分配器と、該電力分配器で分配された1の系統の信号に係る第2プリアンプ、第1位相敏感検波器、第1A/D変換器を順次配した第1信号系と、前記分配器で分配された他の1の系統の信号に係る第2位相

10

20

30

40

50

敏感検波器、第2 A / D変換器を順次配した第2信号系と、前記第1信号系と第2信号系を通して取得した、ゲインの異なる2つの同一の信号を合成し、画像を再構成するデータ処理部とを備え、前記データ処理部は、前記第1信号系と第2信号系を通して取得したゲインの異なる2つの同一の信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第1信号系にて取得された信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第2信号系にて取得された信号に入れ替えて、前記2つの信号を合成して画像の再構成を行っており、前記2つの信号の入替え位置は、前記第2信号系にて取得された信号の絶対値のピーク値を持つk空間の1軸の位置を求める手順1と、前記第1信号系にて取得されたデータのうち、前記手順1と同じ軸のデータをグラフ表示する手順2と、前記手順2で表示したグラフにおいて、横軸の0点側から順に+方向に検索して行き、初めに飽和する点P1を求める手順3と、前記手順2で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に-方向に検索して行き、初めに飽和する点P2を求める手順4と、前記手順3と手順4で求めた点P1とP2の中点P3を求める手順5と、前記手順1から手順5を繰り返し、前記P3を中心点とする楕円体のkx、ky、kzの3軸のうちの残りの2軸についても、データの入替え部位を求める手順6からなる手順を経て求められることを特徴とする磁気共鳴撮像装置である。

10

【0015】

第2の発明は、一様な静磁場内に配置された被写体に勾配磁場および撮像パルスシーケンスを印加して、収集した該被写体からのアナログ量の磁気共鳴信号を受信・検波し、デジタルデータに変換して、画像の再構成が行われる磁気共鳴撮像方法であって、RFコイルで受信されたNMR信号を増幅する第1工程と、該第1工程で増幅されたアナログ信号を2系統に分配する第2工程と、該第2工程で分配された1の系統の信号を増幅し、位相敏感検波し、A / D変換する第3工程と、前記第2工程で分配された他の1の系統の信号を位相敏感検波し、A / D変換する第4工程と、前記第3工程と第4の工程で得られたゲインの異なる2つの同一の信号を取得し、該2つの信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第3工程で取得された信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第4工程で取得された信号に入れ替えて、前記2つの信号を合成して画像の再構成を行う第5の工程を有し、前記第5工程における前記2つの信号の入替え位置は、前記第4工程にて取得された信号の絶対値のピーク値を持つk空間の1軸の位置を求める手順1と、前記第3工程にて取得されたデータのうち、前記手順1と同じ軸のデータをグラフ表示する手順2と、前記手順2で表示したグラフにおいて、横軸の0点側から順に+方向に検索して行き、初めに飽和する点P1を求める手順3と、前記手順2で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に-方向に検索して行き、初めに飽和する点P2を求める手順4と、前記手順3と手順4で求めた点P1とP2の中点P3を求める手順5と、前記手順1から手順5を繰り返し、前記P3を中心点とする楕円体のkx、ky、kzの3軸のうちの残りの2軸についても、データの入替え部位を求める手順6からなる手順を経て求められることを特徴とする磁気共鳴撮像方法である。

20

30

40

【0016】

第3の発明は、受信信号を第1の信号系および第2の信号系の2つの信号系に分配し、さらに合成する信号処理方法において、前記受信信号から前記第1の信号系に分配された第1の信号を、増幅し、位相敏感検波し、A / D変換する第1工程と、前記受信信号から前記第2の信号系に分配された第2の信号を、前記第1の信号とは異なるゲインで増幅し、位相敏感検波し、A / D変換する第2工程と、前記第1工程および前記第2工程により得られたそれぞれゲインの異なる同一の信号である前記第1の信号および前記第2の信号を合成する第3工程とを備え、前記第3工程は、前記第1の信号および前記第2の信号の位相差とゲイン差を補正した後に、前記第1の信号の飽和部分を中央部に含む楕円体を信号の入替え位置とし、前記第2の信号に入れ替えて、前記第1の信号および前記第2の信

50

号を合成しており、前記第 1 の信号と前記第 2 の信号との入替え位置は、前記第 2 の信号の絶対値のピーク値を持つ k 空間の 1 軸の位置を求める手順 1 と、前記第 1 工程にて取得されたデータのうち、前記手順 1 と同じ軸のデータをグラフ表示する手順 2 と、前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の 0 点側から順に + 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P_1 を求める手順 3 と、前記手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に - 方向に検索して行き、初めに飽和する点 P_2 を求める手順 4 と、前記手順 3 と手順 4 で求めた点 P_1 と P_2 の中点 P_3 を求める手順 5 と、前記手順 1 から手順 5 を繰り返し、前記 P_3 を中心点とする楕円体の k_x 、 k_y 、 k_z の 3 軸のうちの残りの 2 軸についても、データの入替え部位を求める手順 6 とからなる手順を経て求められることを特徴とする信号処理方法である。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、RF コイルで受信され NMR 信号を増幅した後に、2 系統に分配し、1 系統は増幅、位相検波、A/D 変換をし、他の 1 系統はそのまま位相検波、A/D 変換を行い、その後、それらのゲインの異なる 2 つの同一の信号を合成し、画像の再構成を行なう、磁気共鳴撮像装置および撮像方法であるから、ハードウェアも比較的単純で、安定性が高く、幅広いダイナミックレンジを持ち、高い分解能を有するという効果が得られる。さらにこの受信機（以下「並列受信機」ともいう。）の並列数を増やせば、それに伴ってダイナミックレンジをさらに広げることができる。またこの並列受信機は広く信号処理に

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図 1 は本発明の実施の形態に係る MRI 撮像装置のブロック図であり、図 17 に示した従来例に係る MRI 撮像装置のブロック図と同一部位については同一の符号を付して記載の明確化と、従来例との差異の明確化を図っている。

【0022】

図 1 において、10 は MRI 撮像装置を制御する工業用の PC（パーソナルコンピュータ）であり、2 台の ADC（A/D 変換器）11、12 と DSP 13 を内蔵し、さらにデータ処理部 14 を備え DSP（Digital Signal Processor）13 はパルスプログラマとして機能する。また PC 10 には入力デバイス 90 と画像ディスプレイ 80 が接続されている。

30

【0023】

51、52、53 は DSP 13 で生成された x 、 y 、 z の 3 軸の勾配磁場制御信号を増幅するアンプである。40 は MRI 撮像装置の架台であり、41 はその最外側に配置される超伝導磁石であり、43、44、45 は超伝導磁石 41 の内周側に配置される x 、 y 、 z の 3 軸方向の勾配コイルであり、42 は勾配コイルのさらにその内周側に配置される RF コイルである。

【0024】

30 は送受信機であり、変調器 33 を構成要素とする送信機と、2 台の位相敏感検波器 31、32 をそれぞれ構成要素とする 2 系統の受信機から構成されている。20 はシンセサイザであり変調器 33 に定常的にラーモア周波数の高周波を出力するとともに、位相敏感検波器 31、32 に対してラーモア周波数の参照信号を出力するものであり、従来例の MRI 装置に係るシンセサイザと同じ機能を有している。

40

【0025】

70 は切替え装置であり、切替え回路（後述）で構成されており、55 は切替え回路 70 を介して RF コイル 42 から送信される受信信号を増幅する第 1 プリアンプ、60 は DIV（電力分配器）である。

【0026】

50

このDIV60に送られた信号は、第2プリアンプ56で増幅され送受信機30内の第1位相敏感検波器31とPC10内の第1ADC11に接続されゲインの高められる第1信号系と、増幅することなくそのまま送受信機30内の第2位相敏感検波器32とPC10内の第2ADC12に接続される第2信号系に分配されている。そしてこの2つの信号系がPC10内のデータ処理部14に接続されている。

【0027】

次に、本実施の形態に係るMRI撮像装置の動作について説明する。PC10に接続されている入力デバイス90からDSP13にRFパルス、勾配磁場、信号取り込みのトリガ等のタイミングを示したテキストデータに基づくパルスシーケンスが入力されると、DSP13から、RFパルス波形およびx、y、zの3軸方向の勾配磁場制御信号が生成される。

10

【0028】

生成されたRFパルス波形は送受信機30の変調器33にて、高周波のプロトンのラーモア周波数パルス(RFパルス)に変調され、その後パワンプ54にて所定の電力に増幅され、超伝導磁石41の静磁場内に設置したRFコイル(送受信兼用)42に供給される。これにより、RFコイル42内に挿入された被写体の核スピンの励起されNMR信号が発生する。

【0029】

DSP13によって生成されたx、y、zの3軸方向の勾配磁場制御信号は、それぞれ勾配アンプ51、52、53にて電流増幅され、所定の電流が勾配磁場コイル43、44、45に供給され、これにより所定の強度の勾配磁場が発生し、NMR信号に位置情報が付加される。

20

【0030】

RFコイル42によって検出されたMRI信号、即ち勾配磁場コイル43、44、45によって位置情報を付加されたNMR信号は、第1プリアンプ55により増幅された後、DIV60により2系統に分配され、一方の信号は第2プリアンプ56により増幅され送受信機30内の第1位相敏感検波器31に入り、もう一方の信号はそのまま増幅されることなく送受信機30の別の第2位相敏感検波器32に入る。即ち第1位相敏感検波器31はNMR信号電圧の小さい信号(高空間周波数成分)を正確に増幅して取得し、もう1台の第2位相敏感検波器32はNMR信号電圧の大きい信号(低空間周波数成分)を正確にそのまま取得し、2位の位相敏感検波器31、32がゲインの異なる同一のMRI信号を同時に取得するという特徴を持つ。

30

【0031】

また、送受信機30内の第1位相敏感検波器31、第2位相敏感検波器32に入力された信号は、それぞれ互いに90°位相が異なる2つの参照信号が用いられ、それぞれの検波信号として出力される。本実施の形態においては、2つ1組の信号が入力されるため、2組の検波信号が検出される。これらの信号は、2つの第1ADC11、第2ADC12でそれぞれデジタル化され、PC10のメモリ(不図示)に保存される。

【0032】

そして、ゲインの異なる2組のデジタル化された同一のMRI信号は、PC10の信号処理部14で位相補正とゲイン補正が行われ、1つのフーリエ領域の画像信号に合成され、フーリエ変換により画像再構成が行われる。

40

【0033】

次に、本実施の形態における信号処理方法についてより詳細に説明する。図2は本実施の形態に係るMRI撮像装置の信号処理のフローチャートであり、以下第1から第8工程について順を追って説明する。

【0034】

第1工程：2組の信号取得

【0035】

前述の通り、PC10内のデータ処理部14によって2つの第1ADC11、第2AD

50

C 1 2 によってそれぞれデジタル化された 2 組の検波信号が取得される。

図 3 は本発明の実施の形態に係る M R I 撮像装置の取得信号の説明図であり、図 (A) は、第 1 信号系の第 1 A D C 1 1 から出力されるゲインを高めた信号が示されており、信号のピーク部分が飽和している。図 (B) は第 2 信号系の第 2 A D C 1 2 から出力されるゲインを高めない信号が示されており、信号のピーク部分においても飽和していない。

【 0 0 3 6 】

しかし、第 1 工程で取得された 2 つの信号はハードウェア部での配線長等の違いにより一般的に位相がずれているので、2 つの信号を比較し位相差を求め、その後 2 つの信号のゲイン差を求め、求めた位相差とゲイン差を補正して信号の合成を行う必要がある。

【 0 0 3 7 】

第 2 工程：信号合成位置の決定

【 0 0 3 8 】

信号合成位置は楕円体であり、 k_x 、 k_y 、 k_z の 3 軸方向の長さを以下の手順で求める。図 4 は本発明の実施の形態に係る M R I 撮像装置に係る取得信号の飽和点の求め方の説明図である。図 3、図 4 を参照して、

【 0 0 3 9 】

手順 1・・・第 2 信号系の第 2 A D C (低空間周波成分取得用) から取得された信号の絶対値のピーク値を持つ k 空間の 1 軸 (例えば k_x 軸) の位置を求める。

【 0 0 4 0 】

手順 2・・・第 1 信号系の第 1 A D C (高空間周波成分取得用) から取得されたデータのうちの 1 軸 (手順 1 と同じ軸) のデータをグラフ表示する (図 4)。

【 0 0 4 1 】

手順 3・・・手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の 0 点側から順に + 方向に検索して行き、初めに飽和する点 (P 1) を求める (図 4)。

【 0 0 4 2 】

手順 4・・・手順 3 と同様に、手順 2 で表示したグラフにおいて、横軸の右側の点から順に - 方向に検索して行き、初めに飽和する点 (P 2) を求める (図 4)。

【 0 0 4 3 】

手順 5・・・P 1、P 2 の中点 P 3 を求める (図 4)。P 2 - P 1 の範囲が第 1 A D C 1 1 で得られたデータと第 2 A D C 1 2 で得られたデータの入替え部位 (楕円体の 1 軸の長さ) となる。

【 0 0 4 4 】

手順 6・・・手順 1 から 5 を繰り返し、楕円体の残りの 2 軸 (例えば k_y 、 k_z 軸) についても、データの入替え部位を求める。なお手順 5 で求めた P 3 は残りの 2 軸について入替え部位を求める場合の中点となる。

【 0 0 4 5 】

第 3 工程：位相差の決定

【 0 0 4 6 】

信号を合成するためには、予め 2 組の信号の位相を一致させるために、まず位相差を求める。2 つの信号の位相差は複素割り算によって求めることができる。信号のある時点において第 1 A D C 1 1 の信号を $A+jB$ とし、第 2 A D C 1 2 の信号を $C+jD$ とした場合、位相差は、

【 数 1 】

$$\frac{A+jB}{C+jD} = \frac{AC+BD}{C^2+D^2} + j\frac{-AD+BC}{C^2+D^2}$$

$$= R + jI$$

10

20

30

40

50

【数 2】

$$\theta[\text{rad}] = \tan^{-1} \frac{I}{R}$$

で求めることができ、この結果を用いることにより 2 つの信号の位相を一致させる。

【0047】

また、実際の計測では、ノイズの影響を抑えるため、信号合成領域（楕円体）と、中心を共通としその楕円体の軸をいただきたく拡大（データ測定点数で 5 ~ 20 点程度）した楕円体との間のデータ点に関して、すべての点について位相差計算を行うのが好ましい。即ち領域内のすべての点で位相差を計算し、位相差のヒストグラムを求める。

10

【0048】

第 4 工程：ゲイン差の決定。

【0049】

ゲイン差を求める際にもノイズの影響を抑えるため、位相の計算時と同様に信号合成領域（楕円体）と、中心を共通としその楕円体の軸を少し拡大した楕円体との間のデータ点に関して、すべての点についてゲイン差のヒストグラムを求める。

【0050】

第 5 工程：位相・ゲイン補正

20

【0051】

第 3 程において求めた、ヒストグラムのピークとなる値を 2 つの信号の位相差として、第 2 ADC 1 2 から得られるすべての信号に対し位相差補正を行い、第 4 工程において求めた、ヒストグラムのピークとなる値を、2 つの信号間のゲイン差とし、第 1 ADC 1 1 から得られるすべての信号に対し補正を行う。

【0052】

第 6 工程：信号合成

【0053】

第 2 工程で求めたデータ入替え部位（楕円体の内部）で、補正済の第 1 ADC 1 1 のデータを第 2 ADC 1 2 のデータに入替える。これにより、第 1 ADC 1 1 で正確に得ることができなかった低空間周波数成分の信号を、第 2 ADC 1 2 で得られた低空間周波数成分の信号に入替えられ、1 組の画像信号データにすることにより低空間周波数成分と高空間周波数成分を持つデータを構築することができる。

30

【0054】

第 7 工程：逆フーリエ変換（IFT）による画像再構成

【0055】

第 6 工程で合成された信号を逆フーリエ変換して画像を取得する。

【0056】

第 8 工程：画像の補間・回転

【0057】

第 7 工程で取得した画像を劣化させないように、画素サイズを小さくするフーリエ補間法を使用する。

40

【0058】

図 5 はフーリエ拡大補間法の説明図であり、その順序を示している。

【0059】

初めに、第 7 工程で取得した画像（図 5（A））をフーリエ変換（FT）し、k 空間の画像（図 5（B））に変換する。これにより、画像のマトリクス数と同じ数だけの k 空間のデータが得られる。画像の拡大は k 空間で行う。拡大したい所定の大きさのマトリクスを用意し、このマトリクスのデータの中心に元画像から得られた k 空間のデータを挿入する。データが埋まらなかった領域には Zero Filling を採用し、すべて 0 を挿入する

50

(図5(C))。その後逆フーリエ変換(IFT)を行い、拡大画像を得る(図5(D))。

【0060】

この作業より、画像分解能を劣化させずに、画素サイズを小さくすることが可能となる。図5は元画像の画素数256×256を拡大画像の画素数512×512に変換したものを例示している。最後に画像の回転を行う。

(撮像シーケンス)

【0061】

画像シーケンスとして、図6に示したスピンエコー法と、図7に示した勾配エコー法を用いることができる。

10

【0062】

図6に示したスピンエコー(SE)法のパルスシーケンスは、RFコイル42(図1)によって、初めに90°パルスでFID(自由誘導減衰)を発生させ、その後リード勾配磁場(例えば、Z方向の勾配コイル)によって核磁化の位相差を広げ、続いてRFコイル42に180°パルスを加えずすべての核磁化を反転させ、続いてリード勾配磁場により再び位相を再収束させ、エコー信号を生成させる。

【0063】

この手法では、静磁場中の磁場の不均一性をキャンセルすることができ、TE(エコー時間)後に非常に大きな信号を得ることができる。図7に示した勾配エコー(GE)法のパルスシーケンスは、初めにRFコイルに(図1)によって、90°パルスでFID(自由誘導減衰)を発生させ、その後、リード勾配磁場(Z方向の勾配コイル)によって核磁化の位相差を広げる。

20

【0064】

その後、反転したリード勾配磁場により再び位相を再収束させ、エコー信号を生成させる。この手法は180°パルスを用いていないのでTEを短縮することができ、単位時間あたりのSNRを高くすることができる。しかし核磁化を反転させていないので静磁場中の磁場の不均一性をキャンセルすることができないため、TE後には不均一性の影響を受けたまま、信号を観測することになるので、核磁化は完全に収束するとは限らない。

【実施例】

【0065】

次に実施例により、本発明について、より詳細に説明する。本実施例に用いたMRI撮像装置の各構成要素の諸元は次の通りである。

30

(超伝導磁石)

【0066】

JASTEC社製、静磁場強度9.4T、プロトン共鳴周波数400MHz、室温開口径89mm、室温シム開口径73mm、均一領域約20mmdsv

(勾配磁場コイル)

【0067】

x軸、y軸にはGolayコイル、z軸にはMaxwell pairコイルを用いた。コイルの細部諸元は表1の通りである。

40

【表1】

	勾配磁場発生効率[G/cm/A]	直流抵抗[Ω]	インダクタンス[μH]	導線φ	巻数	直径[mm]
X	1.5	0.61	128	0.6	10	46.8
Y	1.6	0.62	134	0.6	10	45.6
Z	2.4	0.21	12	1.0	12	37

(RFコイル)

【0068】

図8に示した蔵型コイルを使用し、図9示したRFプローブの同調・マッチング回路を

50

使用した。そして、表 2 に R F プローブの仕様を示した。

【表 2】

RF コイル半径[mm]	分割数	分割 C[pF]	QualityFactor(-6dB)
17	2	2.2	211

【 0 0 6 9 】

図 9 に示した R P プローブ回路は並列共振回路であり、チューニングキャパシタ (C_t) とマッチングキャパシタ (C_{m1} 、 C_{m2}) を変化させ 4 0 0 MHz にチューニングし、5 0 W にマッチングを行った。また 4 0 0 MHz でチューニングを実現するために、コイルをキャパシタで分割した。このようにキャパシタ (C) で分割することにより、シールドやサンプルとの浮遊容量を軽減し、さらに見かけの L を下げることができるため、同調周波数を高くできた。キャパシタには Voltronics 製の A 1 - 1 2 シリーズのトリマー (0.6 - 1.2 pF) と 1 1 シリーズのチップコンデンサを用いた。そして R F プローブは試験管に格納した。

10

(送受信切替え回路)

【 0 0 7 0 】

図 1 1 は、本発明の実施の形態に係る送受信切替え回路図である。この送受信切り替え回路 7 0 は、クロスダイオード 7 1 と 1/4 伝送線路 7 2 とで構成される回路であり、クロスダイオード 7 1 の特性を図 1 0 に、1/4 伝送線路 7 2 に使用したマイクロストリップラインの仕様を表 3 に示した。

20

【表 3】

ϵ_r	h[mm]	t[μ m]	Z[Ω]	W[mm]	ϵ_{re}	$\lambda/4$ [mm]
4.8	1.6	30	50	2.9	3.6	98

(被写体)

【 0 0 7 1 】

被写体には水ファントム (図 1 3 参照) を用いた。この水ファントムは、NMR 試験管の底にナイロン球を入れ、試験管の中に途中まで、硫酸銅水溶液を満たしたものである。

30

(スピンエコー法)

【 0 0 7 2 】

TR : 1 0 0 ms TE : 1 2 ms 信号積算 : 1

画素サイズ : 6 0 mm³ Matrix Size : 2 5 6 × 2 5 6 × 5 1 2

ゲイン差 : 0、1 0、2 0、3 0、4 0 dB

(勾配エコー法)

【 0 0 7 3 】

TR : 1 0 0 ms、TE : 5 ms FA (フリップ角) : 9 0 °、信号積算 : 1

画素サイズ : 6 0 mm³、Matrix Size : 2 5 6 × 2 5 6 × 5 1 2

ゲイン差 : 0、1 0、2 0、3 0、4 0 dB

40

【 0 0 7 4 】

まず、スピンエコー法による撮像結果を見る。信号強度変化を図 1 2 に、得られた 3 D 画像データの中心断面画像を図 1 3 に示し、またそれぞれの SNR を表 4 に示した。

【表 4】

	ゲイン比[dB]	Signal mean	Noise std.	SNR
A	0	-	-	-
B	10	17	6.3	2.7
C	20	41	6.7	6.1
D	30	121	9.0	13
E	40	414	21	20

【0075】

図12において、受信機単体の場合（即ち、第2プリアンプのゲイン0dBの場合）線形領域は凡そ-50dBまでの範囲であり、k空間の中心より 2000m^{-1} 位置で線形性は失われて、-55dBでノイズフロアに入っている。これより本実施例に係る受信機（DTRX4）単体のダイナミックレンジはおおよそ55dBであり取得したデータは、ほとんどがノイズである。図13（A）からも分かるように、ノイズがほとんどを占めるk空間のデータより再構成された画像のSNRは著しく低い。

【0076】

しかし、ゲイン差を加えてデータを取得すると、ノイズフロアは低下し、線形領域が広くなり、また画像のSNRも高くなっていく。+40dBのゲイン差を加えた場合、ダイナミックレンジは90dBまで広がる（図12）。

【0077】

また、k空間すべてのMRIデータを取得するために、90dB（3.3万倍）以上のダイナミックレンジを持つシステムを構成するには、RFコイルやプリアンプ等の見直しが必要となるが、受信機に関しては、受信機の並列数を増やせば、原理上ほぼ無限にダイナミックレンジを広げることができる。

【0078】

次に、勾配エコー法による撮像結果を見る。信号強度変化を図14に、得られた3D画像データの中心断面画像を図15示し、またそれぞれのSNRを表5に示した。

【表 5】

	ゲイン差[dB]	Signal mean	Noise std.	SNR
A	0	18	6.2	2.9
B	10	50	8.5	5.9
C	20	143	11	13
D	30	518	26	20
E	40	1505	67	22

【0079】

図14において、スピンエコー法と同様、受信機単体の場合（即ち、第2プリアンプゲイン0dBの場合）線形領域は凡そ-50dBであり、-55dBでノイズフロアに入る。しかしスピンエコー法と比べ線形性が保たれる領域が広く、その結果k空間の信号をスピンエコー法に比べ多く収集できるため、同じダイナミックレンジでも勾配エコー法の方がSNRの高い画像を取得できた。

【0080】

前述の通り、本実施例においては、スピンエコー法でも、勾配エコー法でも、RFコイ

10

20

30

40

50

ルで受信されNMR信号を増幅した後に、2系統に分配し、1系統は増幅、位相検波、A/D変換をし、他の1系統はそのまま位相検波、A/D変換を行い、その後、それらのゲインの異なる2つの同一の信号を合成し、画像の再構成を行うものであるから比較的簡単なハードウェアにして、安定性が高く、幅広いダイナミックレンジを持ち、高い分解能を持つ、鮮明なMRI撮像画像を得ることができた。

【0081】

なお、図12、図14に示したグラフのゲイン差を+20dBとしたSE法とGE法によるファントム撮像時の信号強度の変化を比較したグラフ(図16)からも分かるように、勾配エコー法の場合、信号の減衰がスピンエコー法に比べ緩やかである。これは勾配エコー法の場合、核磁化が静磁場の不均一性を受けエコータイムで完全に収束しないために起きるエコーのピークが鈍る現象によるものである。

10

【0082】

このため、勾配エコー法を用いた場合は、スピンエコー法に比べ信号変化の減衰が緩やかなため、k空間の信号の取得が比較的容易であり、限られたダイナミックレンジを有する受信機を用いて、大きなマトリックスサイズでデータを取得する場合は勾配エコー法の方が容易となる。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図1】本発明の実施の形態に係るMRI撮像装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態に係るMRI撮像装置の信号処理のフローチャートである。

20

【図3】本発明の実施の形態に係るMRI撮像装置の取得信号の説明図である。

【図4】本発明の実施の形態に係るMRI撮像装置に係る取得信号の飽和点の求め方の説明図である。

【図5】本発明の実施の形態に係るフーリエ拡大補間法の説明図である。

【図6】本発明の実施の形態に係るスピンエコー法のパルスシーケンスの説明図である。

【図7】本発明の実施の形態に係る勾配エコー法のパルスシーケンスの説明図である。

【図8】本発明の実施の形態に係るRFコイルの模式図である。

【図9】本発明の実施の形態に係るRFプローブの同調・マッチング回路図である。

【図10】本発明の実施の形態に係るダイオードの特性図である。

【図11】本発明の実施の形態に係る送受信切り替え回路図である。

30

【図12】本発明の実施の形態に係るSE法によるゲイン差を変えてファントム撮像時の信号強度変化を示すグラフである。

【図13】本発明の実施の形態に係るSE法によるゲイン差を変えた時のファントム中心断層画像撮像ある。

【図14】本発明の実施の形態に係るGE法によるゲイン差を変えてファントム撮像時の信号強度を示すグラフである。

【図15】本発明の実施の形態に係るGE法によるゲイン差を変えた時のファントム中心断層画像撮像ある。

【図16】本発明の実施の形態に係るSE法とGE法によるファントム撮像時の信号強度変化を示すグラフである。

40

【図17】従来例に係るMRI撮像装置のブロック図である。

【図18】従来例に係るMRI撮像装置の受信部の構成を示すブロック図である

【符号の説明】

【0084】

100・・・MRI撮像装置

10・・・PC(コンピュータ)

11・・・第1ADC(またはADC)

12・・・第2ADC

13・・・DSP

14・・・データ処理部

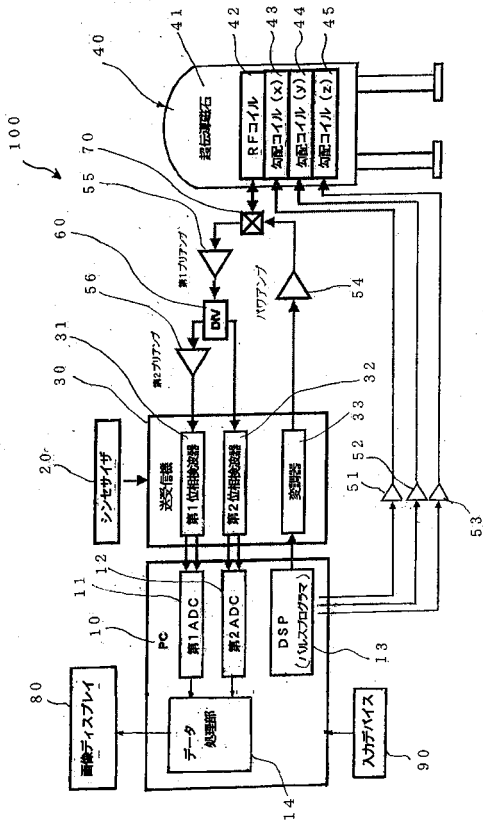
50

- 20・・・シンセサイザ
- 30・・・送受信機
 - 31・・・第1位相変換器
 - 32・・・第2位相変換器
 - 33・・・変調器
- 40・・・架台
 - 41・・・超伝導磁石
 - 42・・・RFコイル
 - 43・・・勾配コイル(x方向)
 - 44・・・勾配コイル(y方向)
 - 45・・・勾配コイル(z方向)
- 50・・・アンプ
 - 51・・・勾配アンプ(x方向)
 - 52・・・勾配アンプ(y方向)
 - 53・・・勾配アンプ(z方向)
 - 54・・・パワーアンプ
 - 55・・・第1プリアンプ(またはプリアンプ)
 - 56・・・第2プリアンプ
- 60・・・DIV(電力分配器)
- 70・・・切替装置(切替え回路)
 - 71・・・クロスダイオード
 - 72・・・1/4伝送線路
- 80・・・画像ディスプレイ
- 90・・・入力デバイス
- R・・・被写体

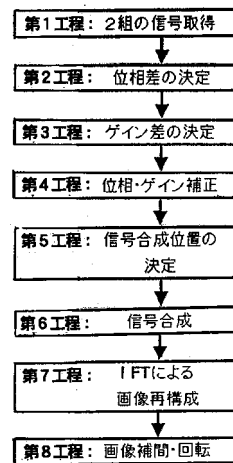
10

20

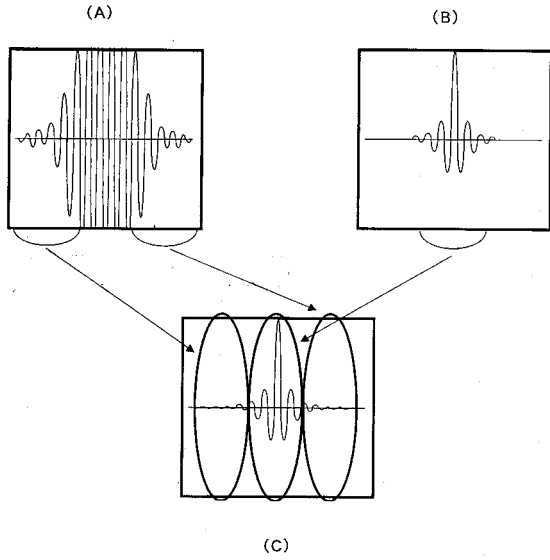
【図1】



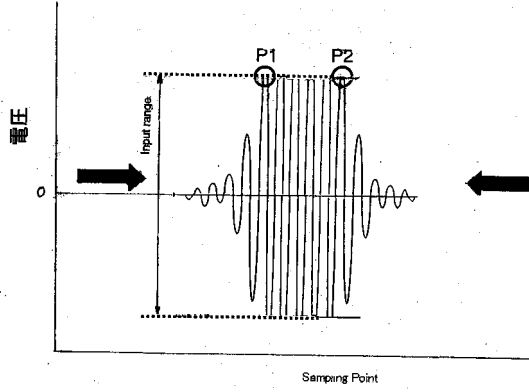
【図2】



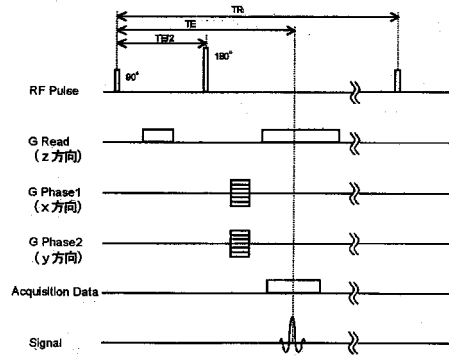
【 図 3 】



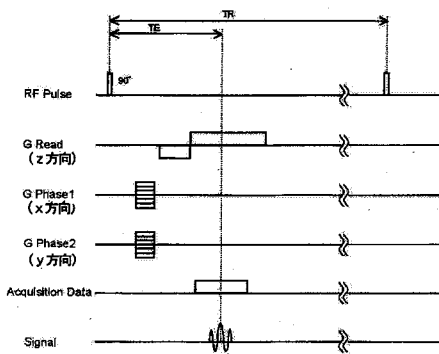
【 図 4 】



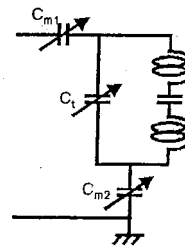
【 図 6 】



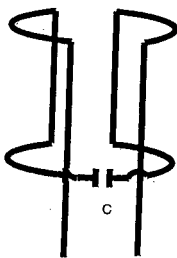
【 図 7 】



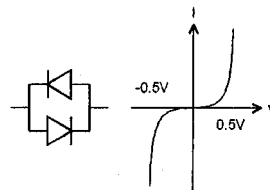
【 図 9 】



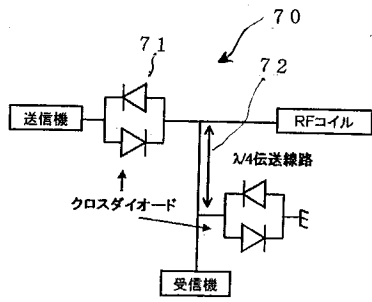
【 図 8 】



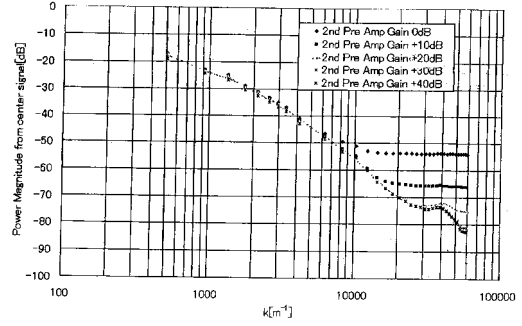
【 図 10 】



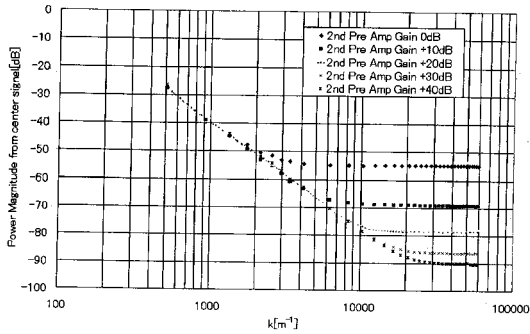
【図11】



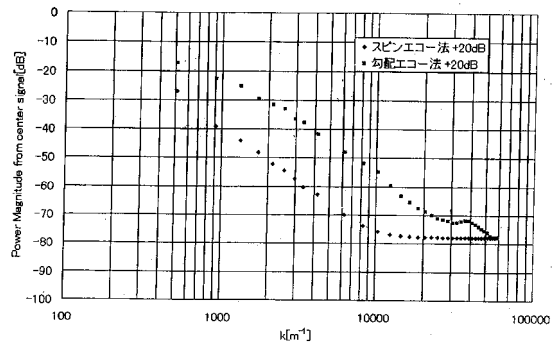
【図14】



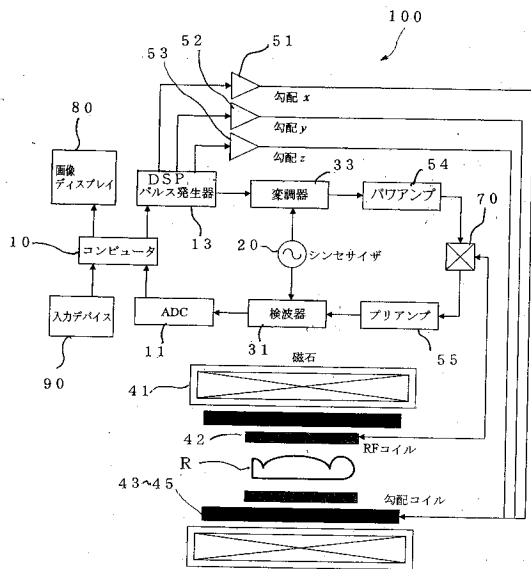
【図12】



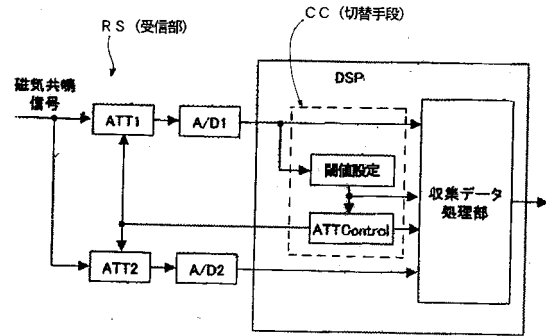
【図16】



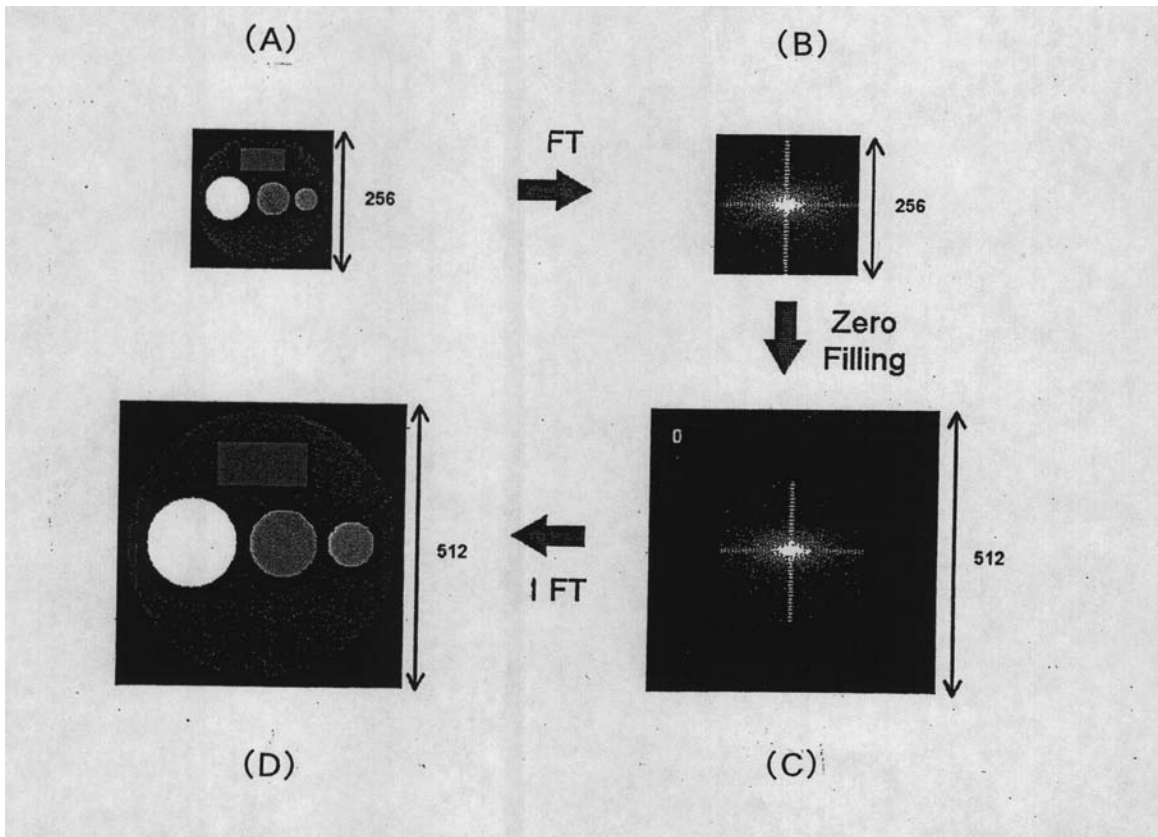
【図17】



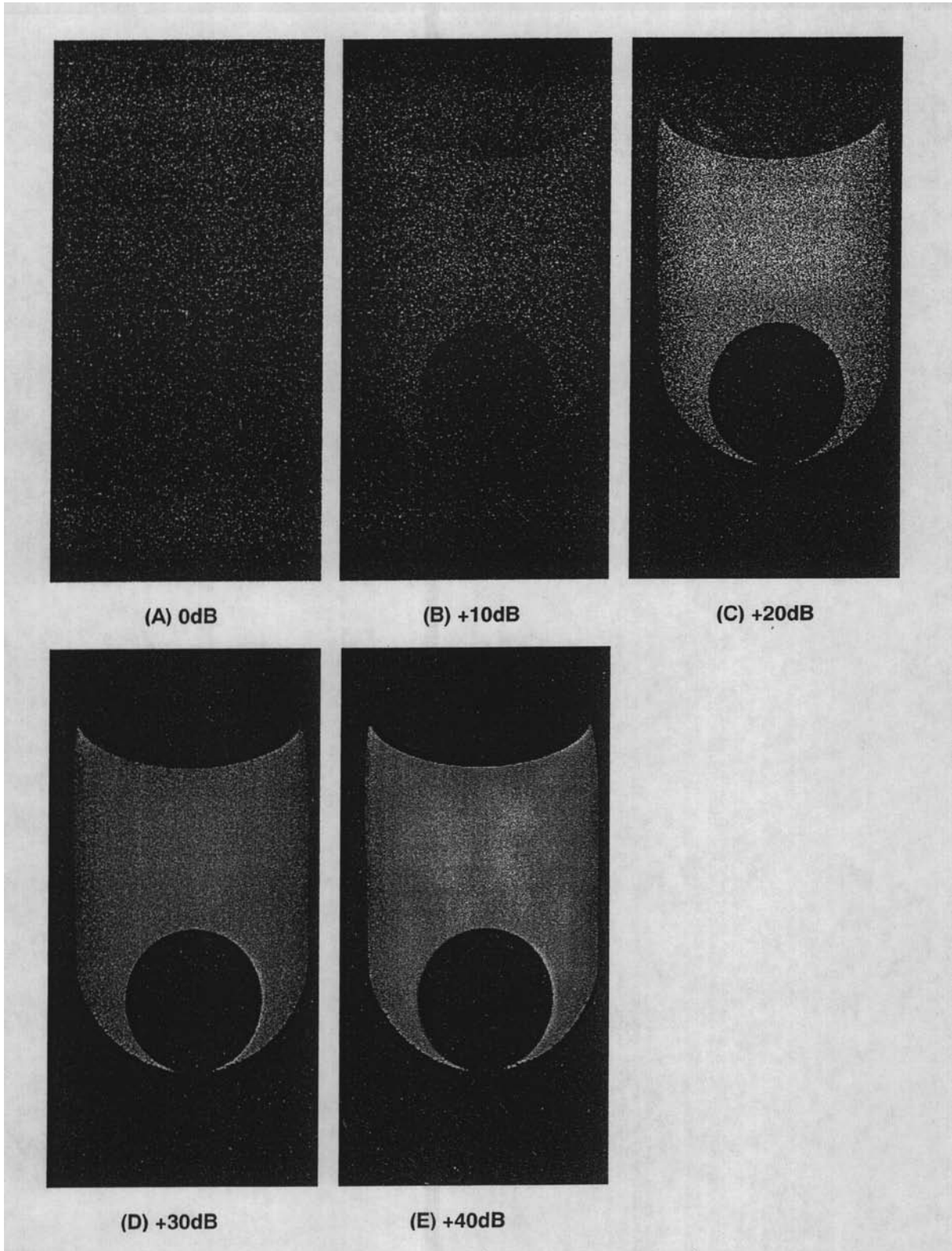
【図18】



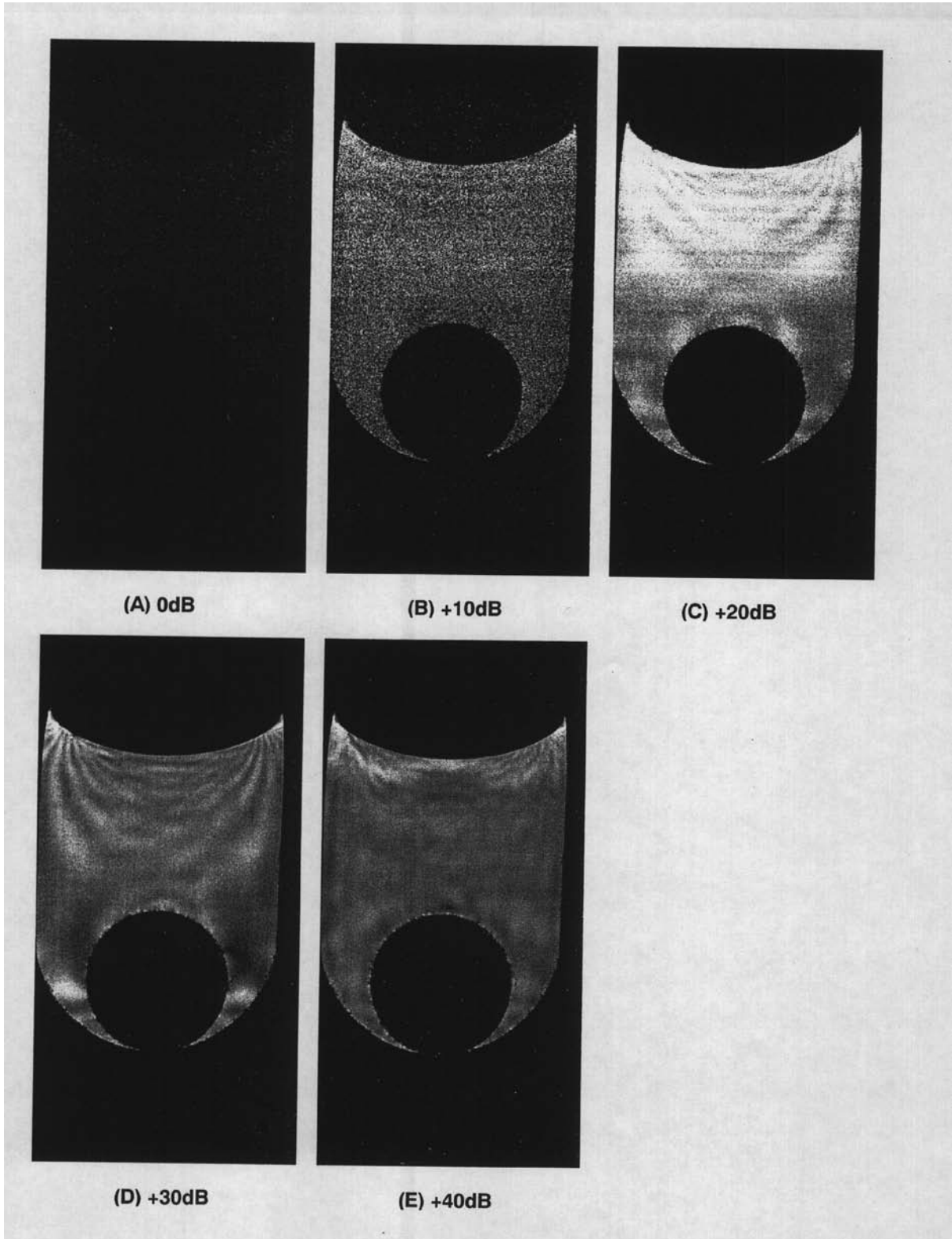
【 5 】



【 図 13 】



【 図 15 】



フロントページの続き

(72)発明者 拝師 智之
茨城県つくば市高野169番地1

審査官 島田 保

(56)参考文献 特開2002-119492(JP,A)
特開平05-317285(JP,A)
特開2005-270583(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
Wiley InterScience