

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-220861  
(P2008-220861A)

(43) 公開日 平成20年9月25日(2008.9.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 8 2	4 C 0 9 6
<b>G O 1 R 33/48 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 8 3	
<b>G O 1 R 33/28 (2006.01)</b>	G O 1 N 24/08 5 1 O Y	
	G O 1 N 24/02 B	
	A 6 1 B 5/05 3 1 1	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2007-67430 (P2007-67430)  
(22) 出願日 平成19年3月15日 (2007.3.15)

(71) 出願人 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
 (74) 代理人 100094053  
 弁理士 佐藤 隆久  
 (72) 発明者 神田 健一  
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社  
 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法

(57) 【要約】

【課題】 T R I C K S法にて得られる画像の画像品質を向上させ、診断効率を向上させる。

【解決手段】 マスクスキャンM Sを実施する際には、撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスS A Tを送信した後に、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間T Rごとに順次収集する。ここでは、k空間において中心を介して対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、順次、繰り返し実施する。

【選択図】 図6

		k空間: 内										外	
セグメント領域	←	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	...	128
A1	SAT												
B1	SAT	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	...	256
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
C4	SAT	1793	1794	1795	1796	1797	1798	1799	1800	1801	1802	...	1920
D4	SAT	1921	1922	1923	1924	1925	1926	1927	1928	1929	1930	...	2048

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体にて流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、当該流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記流体に造影剤が注入された後に当該造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記マスクスキャンと前記イメージングスキャンとを実施するスキャン部を有し、

前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、前記撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、繰り返し実施する

磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 2】**

前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記k空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

前記スキャン部は、前記収集方向が前記k空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 4】**

前記スキャン部は、前記飽和パルスを送信後、さらに、前記磁気共鳴信号をマスクデータとして収集しない繰り返し時間を経た後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 1 から 3 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 5】**

前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心を通る軸を介して対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する、

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 6】**

前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心から周囲へ放射状に対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように前記スキャンを実施する、

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 7】**

前記スキャン部は、前記イメージングスキャンを実施する前に前記マスクスキャンを実施する、

請求項 1 から 6 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 8】**

被検体にて流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、当該流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記流体に造影剤が注入された後に、当該造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順

10

20

30

40

50

次生成する磁気共鳴イメージング方法であって、

前記マスクスキャンを実施する際には、前記撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、 $k$ 空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する

磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 9】

前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記  $k$  空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

10

請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 10】

前記収集方向が前記  $k$  空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 11】

前記スキャン部は、前記飽和パルスを送信後、さらに、前記磁気共鳴信号をマスクデータとして収集しない繰り返し時間を経た後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するように、前記マスクスキャンを実施する、

20

請求項 8 から 10 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 12】

前記マスクスキャンを実施する際には、 $k$ 空間において中心を通る軸を介して対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する、

請求項 8 から 10 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 13】

前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、 $k$ 空間において中心から周囲へ放射状に対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する、

30

請求項 8 から 12 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 14】

前記スキャン部は、前記イメージングスキャンを実施する前に前記マスクスキャンを実施する、

請求項 8 から 13 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 15】

被検体の撮影領域において生ずる磁気共鳴信号をマスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング装置であって、

40

前記マスクスキャンと前記イメージングスキャンとを実施するスキャン部

を有し、

前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、前記被検体にプリパレーションパルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、 $k$ 空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する

磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 16】

前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおい

50

て前記 k 空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 15 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 17】

前記スキャン部は、前記収集方向が前記 k 空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 16 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 18】

被検体の撮影領域において生ずる磁気共鳴信号をマスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS 法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング方法であって、

10

前記マスクスキャンを実施する際には、前記被検体にプリパレーションパルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k 空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する

磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 19】

前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記 k 空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

20

請求項 18 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

【請求項 20】

前記スキャン部は、前記収集方向が前記 k 空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する、

請求項 19 に記載の磁気共鳴イメージング方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置および磁気共鳴イメージング方法に関する。特に、被検体の撮影領域において生ずる磁気共鳴信号をマスクデータとして収集するマスクスキャンと、その撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS (Time Resolved Imaging for Contrast Kinetics) 法に対応するように実施することによって、その撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する、磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法である。

【背景技術】

40

【0002】

磁気共鳴イメージング装置は、医療用途、産業用途などのさまざまな分野において利用されている。

【0003】

磁気共鳴イメージング装置は、静磁場が形成される撮像空間を含み、被検体において撮影対象を含む撮影領域が、その撮像空間に収容される。これにより、その撮影領域におけるプロトン (proton) のスピンの方向が静磁場の方向に整列して、磁化ベクトルが得られる。その後、その静磁場が形成されている撮像空間において、被検体の撮影領域に RF パルスを送信し、核磁気共鳴 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) 現象を発生させることによって、そのスピンの磁化ベクトルをフリップさせる。

50

そして、そのフリップされたスピンの磁化ベクトルが元の静磁場の方向に戻る際に発生する磁気共鳴 (MR) 信号を収集する。たとえば、スピン・エコー (Spin Echo) 法やグラディエント・リコールド・エコー (Gradient Recalled Echo) 法などのパルスシーケンスに従って、被検体についてスキャンを実施する。そして、このスキャンの実施によって収集された磁気共鳴信号について、画像再構成処理を実施し、その撮影領域のスライス画像を生成する。

【0004】

この磁気共鳴イメージング装置においては、血管を流れる血液などの流体を描出するために、MRA (MR angiography) と呼ばれる血管撮影が実施されている。このMRAにおいては、タイム・オブ・フライト (TOF: Time of Flight) 効果や、位相コントラスト (PC: Phase Contrast) 効果などを利用して、イメージングを実施している。

10

【0005】

このMRAのイメージング法として、TRICKS法が提案されている (たとえば、特許文献1, 特許文献2, 非特許文献1)。この方法においては、簡便な操作にてイメージングを実施でき、さらに、高い時間分解能であるために、造影剤が流入した撮影領域について適切なタイミングでスライス画像を得ることができる。このTRICKS法は、特に、人体の下肢などの末梢血管のように、造影剤の到達時間にバラツキがあり、タイミングを合わせることが困難な部分を含む撮影領域について、短時間に連続的に撮影できるため、有用である。

20

【0006】

【特許文献1】特開平10-5191号公報

【特許文献2】特開2006-122301号公報

【非特許文献1】高原太郎、他、メジカルビュー社、2004.09、「MRI応用自在」

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

図17は、TRICKS法にてスライス画像を生成する様子を示す図である。図17においては、時間軸  $t$  を横軸に示している。図18は、TRICKS法にてスライス画像を生成する際に磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

30

【0008】

TRICKS法にてイメージングする際においては、図17に示すように、まず、マスクスキャンMSを実施する。

【0009】

ここでは、被検体にて血液などの流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、その流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集する。具体的には、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンSを、図18に示すように、 $k$  空間において中心に位置する低周波領域から周囲に位置する高周波領域に渡って、たとえば、4つに分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、繰り返し実施する。つまり、図18に示すように、 $k$  空間の中心から、第1セグメント領域A, 第2セグメント領域B, 第3セグメント領域C, 第4セグメント領域Dの4つのセグメントに分割し、図17に示すように、その第1セグメント領域A, 第2セグメント領域B, 第3セグメント領域C, 第4セグメント領域Dのそれぞれに対応するように、スキャンSを実施する。たとえば、ファスト・グラディエント・エコー (Fast Gradient Echo) 法に基づいて、スキャンSを実施する。

40

【0010】

つぎに、図17に示すように、イメージングスキャンISを実施する。

【0011】

ここでは、流体に造影剤を注入し、その造影剤が注入された流体が流入した撮影領域に

50

て生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集する。具体的には、図 18 に示すように、上記のマスクスキャン MS の場合と同様に、たとえば、第 1 セグメント領域 A ，第 2 セグメント領域 B ，第 3 セグメント領域 C ，第 4 セグメント領域 D の 4 つに分割されたセグメントのそれぞれに対応する磁気共鳴信号を、イメージングデータとして、繰り返し時間 TR ごとに、順次、収集する。このイメージングスキャン IS の実施においては、マスクスキャン MS の場合と異なり、図 17 に示すように、k 空間に中心に位置する第 1 セグメント領域 A に対応する磁気共鳴信号を収集する第 1 スキャン S 1 と、その他の第 2 セグメント領域 B ，第 3 セグメント領域 C ，第 4 セグメント領域 D に対応する磁気共鳴信号を収集する第 2 スキャン S 2 とを、互いに交互になるように繰り返し実施する。すなわち、図 17 に示すように、たとえば、第 1 セグメント領域 A ，第 2 セグメント領域 B ，第 1 セグメント領域 A ，第 3 セグメント領域 C ，第 1 セグメント領域 A ，第 4 セグメント領域 D ，第 1 セグメント領域 A のような順序にて、各領域に対応する磁気共鳴信号を収集するように、イメージングスキャン IS を実施する。

10

【 0 0 1 2 】

つぎに、マスクスキャン MS の実施にて収集されたマスクデータと、イメージングスキャン IS の実施にて収集されたイメージングデータとに基づいて、撮影領域の画像を時間軸 t に沿うように、順次、生成する。

【 0 0 1 3 】

ここでは、撮影領域において造影剤が流れる部分が高いコントラストとなる画像を生成する。たとえば、図 17 に示すように、マスクデータに基づいてマスク画像 MG を画像再構成し、イメージングデータに基づいてイメージング画像 IG を画像再構成した後に、そのイメージング画像 IG の画像データをマスク画像 MG の画像データで差分することによって、差分画像 SG を生成する。

20

【 0 0 1 4 】

具体的には、図 17 に示すように、マスクスキャン MS の実施において、第 1 セグメント領域 A ，第 2 セグメント領域 B ，第 3 セグメント領域 C ，第 4 セグメント領域 D に対応するように収集されたマスクデータを用いて、マスク画像 MG を画像再構成する。

【 0 0 1 5 】

そして、図 17 に示すように、イメージングスキャン IS の実施において、第 1 スキャン S 1 と第 2 スキャン S 2 とが実施された時相のそれぞれに対応するように、イメージング画像 IG を、時間軸 t に沿って、順次、画像再構成する。

30

【 0 0 1 6 】

たとえば、第 1 時相 t 1 における第 1 スキャン S 1 の実施によって第 1 セグメント領域 A に対応する磁気共鳴信号を収集し、その磁気共鳴信号を用いて第 1 イメージング画像 IG 1 を生成する際には、その第 1 スキャン S 1 の実施前後において第 1 セグメント領域 A 以外の、第 2 セグメント領域 B ，第 3 セグメント領域 C ，第 4 セグメント領域 D のそれぞれに対応するように実施されたスキャンにて収集した磁気共鳴信号を用いる。また、たとえば、第 8 時相 t 8 における第 2 スキャン S 2 の実施によって第 2 セグメント領域 B に対応する磁気共鳴信号を収集し、その磁気共鳴信号を用いて第 8 イメージング画像 IG 8 を生成する際には、その第 2 スキャン S 2 の実施前後において、第 2 セグメント領域 B 以外の第 1 セグメント領域 A ，第 3 セグメント領域 C ，第 4 セグメント領域 D のそれぞれに対応するように実施されたスキャンによって収集した磁気共鳴信号を用いる。

40

【 0 0 1 7 】

そして、図 17 に示すように、このイメージングスキャン IS において第 1 スキャン S 1 の実施と第 2 スキャン S 2 の実施とのそれぞれに対応するように時間軸 t に沿って生成されたイメージング画像 IG のそれぞれの画像データから、マスク画像 MG の画像データを差分することによって、差分画像 SG を生成する。この差分画像 SG は、造影剤が流入した撮影領域のイメージング画像 IG に、造影剤が流入していない撮影領域のマスク画像 MG を差分しているので、造影剤が流入している部分が高いコントラストな画像として生成される。

50

## 【0018】

しかしながら、このTRICKS法においては、ファスト・グラディエント・エコー法によるマスクデータの収集時に、インフロー効果(in-flow effect)の影響によって、血液などの流体が流れる部分において、マスクデータとして収集される磁気共鳴信号が、高信号になる場合がある。このため、このようなマスクデータに基づいて生成されたマスク画像MGの画像データを、イメージング画像IGの画像データから差分した場合には、その差分画像SGにおいて造影剤が流入している部分が高いコントラストに生成されない場合がある。このため、画像品質が低下し、画像診断を効率的に実施することが困難な場合があった。

## 【0019】

したがって、本発明の目的は、画像品質を向上させ、画像診断を効率的に実施可能な、磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0020】

上記目的の達成のために本発明の磁気共鳴イメージング装置は、被検体にて流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、当該流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記流体に造影剤が注入された後に当該造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング装置であって、前記マスクスキャンと前記イメージングスキャンとを実施するスキャン部を有し、前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、前記撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、繰り返し実施する。

## 【0021】

好適には、前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記k空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

## 【0022】

好適には、前記スキャン部は、前記収集方向が前記k空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

## 【0023】

好適には、前記スキャン部は、前記飽和パルスを送信後、さらに、前記磁気共鳴信号をマスクデータとして収集しない繰り返し時間を経た後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するように、前記マスクスキャンを実施する。

## 【0024】

好適には、前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心を通る軸を介して対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する。

## 【0025】

好適には、前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心から周囲へ放射状に対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように前記スキャンを実施する。

## 【0026】

好適には、前記スキャン部は、前記イメージングスキャンを実施する前に前記マスクスキャンを実施する。

## 【0027】

上記目的の達成のために本発明の磁気共鳴イメージング方法は、被検体にて流体が流入

10

20

30

40

50

する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、当該流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記流体に造影剤が注入された後に、当該造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング方法であって、前記マスクスキャンを実施する際には、前記撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する。

【0028】

好適には、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記k空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

【0029】

好適には、前記収集方向が前記k空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

【0030】

好適には、前記スキャン部は、前記飽和パルスを送信後、さらに、前記磁気共鳴信号をマスクデータとして収集しない繰り返し時間を経た後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するように、前記マスクスキャンを実施する。

【0031】

好適には、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心を通る軸を介して対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する。

【0032】

好適には、前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、k空間において中心から周囲へ放射状に対称になるように複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、前記スキャンを実施する。

【0033】

好適には、前記スキャン部は、前記イメージングスキャンを実施する前に前記マスクスキャンを実施する。

【0034】

上記目的の達成のために本発明の磁気共鳴イメージング装置は、被検体の撮影領域において生ずる磁気共鳴信号をマスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、TRICKS法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング装置であって、前記マスクスキャンと前記イメージングスキャンとを実施するスキャン部を有し、前記スキャン部は、前記マスクスキャンを実施する際には、前記被検体にプリパレーションパルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する。

【0035】

好適には、前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記k空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

【0036】

好適には、前記スキャン部は、前記収集方向が前記k空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

好適には、被検体の撮影領域において生ずる磁気共鳴信号をマスクデータとして収集するマスクスキャンと、前記撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、T R I C K S法に対応するように実施することによって、前記撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する磁気共鳴イメージング方法であって、前記マスクスキャンを実施する際には、前記被検体にプリパレーションパルスを送信した後に、前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを、k空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する。

## 【 0 0 3 8 】

好適には、前記スキャン部は、前記セグメントのそれぞれについて前記磁気共鳴信号を前記マスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向が、前記複数のセグメントにおいて前記k空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

## 【 0 0 3 9 】

好適には、前記スキャン部は、前記収集方向が前記k空間の中心から周囲へ向かうように、前記マスクスキャンを実施する。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 4 0 】

本発明によれば、画像品質を向上させ、画像診断を効率的に実施可能な、磁気共鳴イメージング装置および磁気共鳴イメージング方法を提供することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 4 1 】

以下より、本発明にかかる実施形態の一例について図面を参照して説明する。

## 【 0 0 4 2 】

## &lt; 実施形態 1 &gt;

図1は、本発明にかかる実施形態1において、磁気共鳴イメージング装置1の構成の概略を示す構成図である。

## 【 0 0 4 3 】

## ( 装置構成 )

図1は、本発明にかかる実施形態1において、磁気共鳴イメージング装置1の構成を示す構成図である。

## 【 0 0 4 4 】

図1に示すように、磁気共鳴イメージング装置1は、スキャン部2と、操作コンソール部3とを有している。

## 【 0 0 4 5 】

ここで、スキャン部2は、図1に示すように、静磁場マグネット部12と、勾配コイル部13と、RFコイル部14と、クレードル15と、RF駆動部22と、勾配駆動部23と、データ収集部24とを有している。そして、操作コンソール部3は、図1に示すように、制御部30と、画像再構成部31と、操作部32と、表示部33と、記憶部34とを有する。

## 【 0 0 4 6 】

本実施形態においては、磁気共鳴イメージング装置1は、T R I C K S法に対応するように、被検体の撮影領域についてスキャンを実施することによって、その撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する。つまり、被検体S Uにて血液などの流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、その流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集するマスクスキャンと、その流体に造影剤が注入された後、その造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するイメージングスキャンとを、T R I C K S法に基づいて実施し、その撮影領域の画像を順次生成する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 7 】

スキャン部 2 について説明する。

## 【 0 0 4 8 】

スキャン部 2 は、図 1 に示すように、静磁場が形成され、被検体 S U において撮影対象を含む撮影領域が収容される撮像空間 B が形成されている。そして、スキャン部 2 は、操作コンソール部 3 からの制御信号に基づいて、その静磁場が形成される撮像空間 B に収容した被検体 S U の撮影領域に R F パルス照射し、その撮影領域から生ずる磁気共鳴信号を収集することによって、被検体 S U の撮影領域についてスキャンを実施する。

## 【 0 0 4 9 】

本実施形態においては、スキャン部 2 は、T R I C K S 法に対応するように、マスクスキャンとイメージングスキャンとを実施する。すなわち、スキャン部 2 は、マスクスキャンを実施することによって、被検体 S U において血液などの流体が流入する撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、その流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして収集する。また、スキャン部 2 は、被検体において流れる流体に造影剤が注入された後にイメージングスキャンを実施することによって、その造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集する。たとえば、スキャン部 2 は、イメージングスキャンを実施する前に、マスクスキャンを実施する。

## 【 0 0 5 0 】

詳細については、後述するが、スキャン部 2 は、マスクスキャンを実施する際には、撮影領域へ流入する流体を少なくとも含む領域に飽和パルスを送信後、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集するスキャンを実施する。すなわち、撮影領域へ流入する流体の存在する領域へ飽和パルスを送信する。ここでは、k 空間において複数に分割された各セグメントのそれぞれに対応するように、このスキャンを繰り返し実施する。たとえば、k 空間において中心を通る軸を介して対称になるように、複数に分割された各セグメントのそれぞれについて、このスキャンを実施する。ここでは、スキャン部 2 は、それらのセグメントのそれぞれについて磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間 T R ごとに順次収集する収集方向が、その複数のセグメントの間において、k 空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、このマスクスキャンを実施する。具体的には、スキャン部 2 は、その収集方向が k 空間の中心の側から周囲の側へ向かうように、このマスクスキャンを実施する。

## 【 0 0 5 1 】

スキャン部 2 の各構成要素について、順次、説明する。

## 【 0 0 5 2 】

静磁場マグネット部 1 2 は、たとえば、水平磁場型であって、被検体 S U が収容される撮像空間 B において載置される被検体 S U の体軸方向 ( z 方向 ) に沿うように、超伝導磁石 ( 図示なし ) が静磁場を形成する。なお、静磁場マグネット部 1 2 は、水平磁場型の他に、垂直磁場型であって、一对の永久磁石が対面する方向に沿って静磁場を形成する場合であってもよい。

## 【 0 0 5 3 】

勾配コイル部 1 3 は、静磁場が形成された撮像空間 B に勾配パルスを送信することによって勾配磁場を形成し、R F コイル部 1 4 が受信する磁気共鳴信号に空間的な位置情報を付加する。ここでは、勾配コイル部 1 3 は、静磁場方向に沿った z 方向と、x 方向と、y 方向との互いに直交する 3 軸方向に対応して勾配磁場を形成するように、3 系統からなる。これらは、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、周波数エンコード方向と位相エンコード方向とスライス選択方向として、それぞれに勾配パルスを送信することによって勾配磁場を形成する。具体的には、勾配コイル部 1 3 は、被検体 S U のスライス選択方向に勾配磁場を印加し、R F コイル部 1 4 が R F パルスを送信することによって励起させる被検体 S U のスライスを選択する。また、勾配コイル部 1 3 は、被検体 S U の位相エンコード方向に勾配磁場を印加し、R F パルスにより励起されたスライスからの磁気共鳴信号を位相エンコードする。そして、勾配コイル部 1 3 は、被検体 S U の周波数エンコード方向に

10

20

30

40

50

勾配磁場を印加し、RFパルスにより励起されたスライスからの磁気共鳴信号を周波数エンコードする。

【0054】

RFコイル部14は、図1に示すように、被検体SUを囲むように配置される。RFコイル部14は、静磁場マグネット部12によって静磁場が形成される撮像空間B内において、制御部30からの制御信号に基づいて、電磁波であるRFパルスを被検体SUに送信して高周波磁場を形成する。これにより、被検体SUの撮影領域におけるプロトンのスピンの磁化ベクトルをフリップする。そして、RFコイル部14は、その被検体SUの撮影領域においてフリップされた磁化ベクトルが元の磁化ベクトルへ戻る際に生ずる電磁波を、磁気共鳴信号として受信する。

10

【0055】

クレードル15は、被検体SUが載置される水平面を含むテーブルであって、制御部30からの制御信号に基づいて、撮像空間Bの内部と外部との間において移動する。

【0056】

RF駆動部22は、RFコイル部14を駆動させることによって、撮像空間B内にRFパルスを送信させて高周波磁場を形成する。RF駆動部22は、制御部30からの制御信号に基づいて、ゲート変調器を用いてRF発振器からの信号を所定のタイミングおよび所定の包絡線の信号に変調した後に、そのゲート変調器により変調された信号を、RF電力増幅器によって増幅してRFコイル部14に出力し、RFパルスを送信させる。

【0057】

20

勾配駆動部23は、制御部30からの制御信号に基づいて、勾配パルスを勾配コイル部13に印加させて、静磁場が形成されている撮像空間B内に勾配磁場を発生させる。勾配駆動部23は、3系統の勾配コイル部13に対応して3系統の駆動回路(図示なし)を有する。

【0058】

データ収集部24は、制御部30からの制御信号に基づいて、RFコイル部14が受信する磁気共鳴信号を収集する。ここでは、データ収集部24は、RFコイル部14が受信する磁気共鳴信号を、RF駆動部22のRF発振器の出力を参照信号として位相検波器が位相検波する。その後、A/D変換器を用いて、このアナログ信号である磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して出力する。

30

【0059】

操作コンソール部3について説明する。

【0060】

操作コンソール部3は、スキャン部2が被検体についてスキャンを実施するように制御し、そのスキャン部2が実施したスキャンによって得られた磁気共鳴信号に基づいて、その被検体について画像を生成すると共に、その生成した画像を表示する。

【0061】

操作コンソール部3を構成する各部について、順次、説明する。

【0062】

制御部30は、コンピュータと、コンピュータに所定のデータ処理を実行させるプログラムを記憶するメモリとを有しており、各部を制御する。ここでは、制御部30は、操作部32からの操作データが入力され、その操作部32から入力される操作データに基づいて、スキャン部2を制御する。すなわち、図1に示すように、RF駆動部22と勾配駆動部23とデータ収集部24とのそれぞれに制御信号を出力し、設定したスキャン条件に対応するように、各部の動作を制御する。そして、これと共に、データ処理部31と表示部33と記憶部34とへ、制御信号を出力し、制御を行う。

40

【0063】

画像再構成部31は、コンピュータと、そのコンピュータを用いて所定のデータ処理を実行するプログラムを記憶するメモリとを有しており、制御部30からの制御信号に基づいて、画像再構成処理を実行して、画像を再構成する。ここでは、スキャン部2が被検体

50

の撮影領域についてスキャンを実施することにより、 $k$ 空間に対応するように収集した磁気共鳴信号について、フーリエ変換処理を実施することによって、画像再構成処理を実施し、この撮影領域の画像を再構成する。そして、画像再構成部 31 は、その再構成した画像のデータを、表示部 33 に出力する。

【0064】

本実施形態においては、画像再構成部 31 は、TRICKS 法に対応するように、マスクスキャンとイメージングスキャンとが実施され、マスクデータとイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号に基づいて、撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する。

【0065】

操作部 32 は、キーボードやポインティングデバイスなどの操作デバイスによって構成されている。操作部 32 は、オペレータによって操作データが入力され、その操作データを制御部 30 に出力する。

【0066】

表示部 33 は、CRT などの表示デバイスによって構成されており、制御部 30 からの制御信号に基づいて、表示画面に画像を表示する。たとえば、表示部 33 は、オペレータによって操作部 32 に操作データが入力される入力項目についての画像を表示画面に複数表示する。また、表示部 33 は、画像再構成部 31 によって再構成された撮影領域の画像についてのデータを受け、表示画面に、その画像を表示する。

【0067】

記憶部 34 は、メモリなどの記憶デバイスによって構成されており、各種データを記憶している。記憶部 34 は、その記憶されたデータが必要に応じて制御部 30 によってアクセスされる。

【0068】

(動作)

以下より、上記の本実施形態の磁気共鳴イメージング装置 1 を用いて、被検体 S U を撮像する際の動作について説明する。

【0069】

図 2 は、本発明にかかる実施形態 1 において、被検体 S U を撮像する際の動作を示すフロー図である。図 3 は、本発明にかかる実施形態 1 において、TRICKS 法にて被検体の撮影領域についてスキャンを実施する様子を示す図である。図 3 においては、時間軸を横軸で示している。

【0070】

まず、図 2 に示すように、マスクスキャン M S の実施を行う (S 11)。

【0071】

ここでは、被検体 S U にて血液などの流体が流入する撮影領域において生ずる磁気共鳴信号を、その流体に造影剤が注入されていない状態にて、マスクデータとして、 $k$ 空間の各マトリクスについて収集するように、スキャン部 2 がマスクスキャン M S を実施する。

【0072】

具体的には、図 3 に示すように、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間 T R ごとに順次収集するスキャン S を、 $k$ 空間において複数のマトリクスを含むように区画されたセグメント領域 A 1, ..., A 4, B 1, ..., B 4, C 1, ..., C 4, D 1, ..., D 4 ごとに、マスクスキャン実施期間 M T において、順次、実施する。たとえば、図 3 に示すように、16 個のセグメント領域 A 1, ..., A 4, B 1, ..., B 4, C 1, ..., C 4, D 1, ..., D 4 になるように分割された  $k$ 空間の各セグメントのそれぞれに対応するように繰り返し実施する。

【0073】

図 4 は、本発明にかかる実施形態 1 において、マスクスキャン M S の実施にて、磁気共鳴信号を収集する  $k$ 空間を示す図である。

【0074】

10

20

30

40

50

図4に示すように、本実施形態においては、 $k$ 空間 $k_s$ を複数のセグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ になるように分割する。ここでは、その $k$ 空間 $k_s$ の中心を介して対称になるように、 $k$ 空間 $k_s$ を複数のセグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ へ分割する。このセグメント領域への分割数は、オペレータによって入力された指令に基づいて設定される。ここでは、後述する飽和パルスの飽和効果や撮影時間への影響を考慮して、オペレータによって指令が入力される。また、飽和パルスが事前に定めた間隔で印加されるように自動的に設定してもよい。たとえば、 $k_x$ 軸、 $k_y$ 軸、 $k_z$ 軸の3軸にて規定される3次元の $k$ 空間 $k_s$ において、図4に示すように、 $k_y$ 軸方向において2分割し、かつ、 $k_z$ 軸方向において8分割することによって、合計で16個のセグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ に分割する。つまり、 $k_y$ 軸方向において $k$ 空間 $k_s$ の中心を介して対称であり、かつ、 $k_z$ 軸方向において $k$ 空間 $k_s$ の中心を介して対称であるように、 $k_x - k_y$ 面と $k_x - k_z$ 面とによって $k$ 空間 $k_s$ を分割し、第1から第16のセグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ にする。具体的には、図4に示すように、 $k_y$ 軸方向と $k_z$ 軸方向とのそれぞれにて2等分した4つの領域 $A_n, B_n, C_n, D_n$ のそれぞれを、 $k_z$ 軸方向にて4等分することによって、16個のセグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ になるように、 $k$ 空間 $k_s$ を分割する。このように、本実施形態においては、セグメントは、 $k$ 空間の中心から周辺部にかけて、セグメント内の各点の分布が、いずれのセグメントにおいても同等になるように分割されている。

10

20

## 【0075】

そして、図3に示すように、この各セグメントのそれぞれに対応するように、スキャン $S$ を、セグメント領域単位にて、順次、実施する。たとえば、 $A_1, B_1, A_2, B_2, A_3, B_3, A_4, B_4, C_1, D_1, C_2, D_2, C_3, D_3, C_4, D_4$ のようにして、順次、各セグメントについてスキャン $S$ を実施する。

## 【0076】

ここでは、図4に示すように、各セグメント領域 $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$ のそれぞれにおいて、その各マトリクスに対応するように、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間 $T_R$ ごとに順次収集する収集方向 $D_R$ が、 $k$ 空間 $k_s$ の中心を介して対称であるセグメント領域の間にて互いに反対方向へ向かうように実施する。たとえば、図4に示すように、その収集方向 $D_R$ が $k$ 空間 $k_s$ の中心から、 $k_y$ 軸方向に沿って、周囲へ向かうように実施する。つまり、図4に示すように、セグメント領域 $A_1, A_2, A_3, A_4, C_1, C_2, C_3, C_4$ については、 $k_x - k_z$ 面を介して隣り合うセグメント領域 $B_1, B_2, B_3, B_4, D_1, D_2, D_3, D_4$ に対して、その収集方向 $D_R$ が、反対方向へ向かうように、スキャンを実施する。

30

## 【0077】

図5は、本発明にかかる実施形態1において、マスクスキャン $M_S$ を実施する際に各セグメントについてマスクデータを収集する時のパルスシーケンス図である。図5においては、RFパルス $RF$ と、スライス選択方向の勾配パルス $G_s$ と、そのスライス選択方向に直交する位相エンコード方向の勾配パルス $G_p$ と、スライス選択方向および位相エンコード方向に直交する周波数エンコード方向の勾配パルス $G_r$ とを示している。なお、ここでは、縦軸が強度を示し、横軸が時間を示している。

40

## 【0078】

また、図6は、本発明にかかる実施形態1において、マスクスキャン $M_S$ を実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

## 【0079】

図5に示すように、本実施形態においては、まず、撮影領域へ流入する流体を含む領域

50

に飽和パルスSAT (Spatial Saturation pulse)を送信する。たとえば、100°パルス、および、横磁化を消失させるスポイラパルスを、飽和パルスとして用いる。その後、たとえば、ファスト・グラディエント・エコー法に対応するパルスシーケンスGRにて、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する。具体的には、ファスト・グラディエント・エコー法に対応するパルスシーケンスGRにおいては、まず、撮影領域におけるスピンの磁化モーメントを、°のフリックアングルでフリックするように、°パルスを、スライス選択勾配パルスと共に送信し、撮影領域を選択的に励起する。つぎに、スライス選択方向および位相エンコード方向とのそれぞれにおいて、位相エンコードするための勾配パルスを送信する。つまり、ここでは、3次元の撮影領域について撮影するために、3次元のk空間に対応してマスクデータを収集するように、スライス選択方向において位相エンコードするための勾配パルスについても送信する。つぎに、周波数エンコード方向に勾配パルスを送信し、磁気共鳴信号をサンプリングする。その後、周波数エンコード方向に横磁化を消失させるスポイラパルスを、また、スライス選択方向および位相エンコード方向とのそれぞれにおいてリワインドするために勾配パルスを送信する。ここでは、この磁気共鳴信号のサンプリングを繰り返し時間TRごとに位相エンコードをステップ状に変えて実施する。このように、1回の飽和パルスSATの送信後、複数のマスクデータの収集を行う。

10

## 【0080】

たとえば、図6に示すように、セグメント領域A1について、128個のマスクデータを、k空間ksの中心の側から周囲の側になるように、順次、繰り返し時間TRごとに収集する。そして、同様に、他のセグメント領域のそれぞれについても、128個のマスクデータを、k空間ksの中心の側から周囲の側になるように、順次、収集する。

20

## 【0081】

つぎに、図2に示すように、イメージングスキャンISの実施を行う(S21)。

## 【0082】

ここでは、図3に示すように、マスクスキャン実施期間MTを経過後の一時停止期間PTに、被検体SUにおいて流れる流体に造影剤を注入する。その後、その造影剤を含む流体が流入した撮影領域にて生ずる磁気共鳴信号を、イメージングデータとして収集するように、スキャン部2がイメージングスキャンISをイメージングスキャン実施期間ITに実施する。

30

## 【0083】

具体的には、図3に示すように、たとえば、第1セグメント領域A，第2セグメント領域B，第3セグメント領域C，第4セグメント領域Dの4つに分割されたk空間の各セグメントのそれぞれに対応するように、磁気共鳴信号をイメージングデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する。

## 【0084】

図7は、本発明にかかる実施形態1において、イメージングスキャンISの実施において、磁気共鳴信号を収集するk空間を示す図である。

## 【0085】

図7に示すように、本実施形態においては、k空間ksを、その中心に位置する低周波領域から、その周囲に位置する高周波領域に渡って、複数のセグメントA，B，C，Dに分割する。たとえば、k空間において、kx軸方向に沿った、中心を含む中心領域に対応するように、第1セグメント領域Aを区画し、その第1セグメント領域Aから周囲に向かうように、第2セグメント領域B，第3セグメント領域C，第4セグメント領域Dを、ステップ状に区画する。ここでは、図7に示すように、k空間ksの中心を通るkx軸方向を軸にする円柱形状になるように、第1セグメント領域Aを区画する。そして、k空間ksの中心を通るkx軸方向を軸にする円筒形状で、その第1セグメント領域Aの周囲を覆うように、第2セグメント領域Bを区画する。そして、そして、k空間ksの中心を通るkx軸方向を軸にする円筒形状で、その第2セグメント領域Bの周囲を覆うように、第3セグメント領域Cを区画する。そして、k空間ksにおいて、その第3セグメント領域C

40

50

の周囲を、第 4 セグメント領域 D として区画する。

【 0 0 8 6 】

そして、この各セグメント領域 A , B , C , D のそれぞれについて、磁気共鳴信号を収集する。

【 0 0 8 7 】

ここでは、マスクスキャン M S の場合と異なり、図 3 に示すように、k 空間において中心を含むように位置する第 1 セグメント領域 A に対応する磁気共鳴信号を収集する第 1 スキャン S 1 と、その他の第 2 セグメント領域 B , 第 3 セグメント領域 C , 第 4 セグメント領域 D に対応する磁気共鳴信号を収集する第 2 スキャン S 2 とを、互いに交互になるように、繰り返し実施する。この第 2 スキャン S 2 については、k 空間において第 1 セグメント領域 A の周囲に分割された複数のセグメント領域である、第 2 セグメント領域 B と第 3 セグメント領域 C と第 4 セグメント領域 D とのそれぞれに対応する磁気共鳴信号を、複数の第 1 スキャン S 1 の実施を挟むように、セグメント領域単位にて順次収集する。つまり、第 2 スキャン S 2 の実施において第 2 セグメント領域 B に対応する磁気共鳴信号を収集した後には、第 1 スキャン S 1 の実施を介して、その第 2 セグメント領域 B と異なるセグメント領域である第 3 セグメント領域 C に対応する磁気共鳴信号を収集する。そして、第 2 スキャン S 2 の実施において第 3 セグメント領域 C に対応する磁気共鳴信号を収集した後には、第 1 スキャン S 1 の実施を介して、その第 2 セグメント領域および第 3 セグメント領域 B と異なるセグメント領域である第 4 セグメント領域 D に対応する磁気共鳴信号を収集する。

【 0 0 8 8 】

具体的には、図 3 に示すように、イメージングスキャン I S を実施する際には、第 1 セグメント領域 A , 第 2 セグメント領域 B , 第 1 セグメント領域 A , 第 3 セグメント領域 C , 第 1 セグメント領域 A , 第 4 セグメント領域 D , 第 1 セグメント領域 A , . . . のような順序にて、各セグメントに対応する磁気共鳴信号を収集する。このように、イメージングスキャン I S の実施においては、k 空間  $k_s$  において中心を含むように位置する第 1 セグメント領域 A に対応する磁気共鳴信号を、その周囲に位置する他の第 2 セグメント領域 B , 第 3 セグメント領域 C , 第 4 セグメント領域 D に対応する磁気共鳴信号よりも、多く収集する。

【 0 0 8 9 】

ただし、このイメージングスキャン I S を完了する際においては、図 3 に示すように、第 1 スキャン S 1 と第 2 スキャン S 2 とを交互に繰り返すことはせずに、先行技術と同様に、第 1 セグメント領域 A から周囲に向かうように、第 2 セグメント領域 B , 第 3 セグメント領域 C , 第 4 セグメント領域 D の順でスキャンを実施する。

【 0 0 9 0 】

また、ここでは、図 7 に示すように、第 1 セグメント領域 A , 第 2 セグメント領域 B , 第 3 セグメント領域 C , 第 4 セグメント領域 D において、磁気共鳴信号をイメージングデータとして繰り返し時間 T R ごとに順次収集する収集方向 D R が、k 空間の中心から周囲へ向うように実施する。

【 0 0 9 1 】

図 8 は、本発明にかかる実施形態 1 において、イメージングスキャン I S を実施する際に各セグメント領域についてイメージングデータを収集する時のパルスシーケンス図である。図 8 においては、R F パルス R F と、スライス選択方向の勾配パルス  $G_s$  と、そのスライス選択方向に直交する位相エンコード方向の勾配パルス  $G_p$  と、スライス選択方向および位相エンコード方向に直交する周波数エンコード方向の勾配パルス  $G_r$  とを示している。なお、ここでは、縦軸が強度を示し、横軸が時間を示している。

【 0 0 9 2 】

図 8 に示すように、本実施形態においては、マスクスキャン M S の場合 ( 図 5 参照 ) と異なって、撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルス S A T を送信しないが、マスクスキャン M S と同様に、ファスト・グラディエント・エコー法に対応するパルスシーケ

ンスにて、磁気共鳴信号をイメージングデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する。ここでは、マスクスキャンMSでの繰り返し時間TRと同じになるように、イメージングスキャンISでの繰り返し時間TRが設定されて、実施される。

【0093】

つぎに、図2に示すように、画像の生成を行う(S31)。

【0094】

ここでは、上記のように、TRICKS法に対応するようにマスクスキャンMSとイメージングスキャンISとが実施され、マスクデータとイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号に基づいて、その撮影領域の画像を時間軸に沿うように画像再構成部31が順次生成する。

【0095】

本実施形態においては、マスクデータに基づいてマスク画像を画像再構成し、イメージングデータに基づいてイメージング画像を画像再構成した後に、そのイメージング画像のデータをマスク画像のデータで差分することによって、差分画像を生成する。

【0096】

図9は、本発明にかかる実施形態1において、撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する動作を示すフロー図である。

【0097】

まず、図9に示すように、マスク画像MGを生成する(S311)。

【0098】

図10は、本発明にかかる実施形態1において、マスク画像MGを生成する様子を示す図である。

【0099】

ここでは、図10に示すように、マスクスキャンMSの実施において、16個のセグメント領域に対応するように収集されたマスクデータを用いて、マスク画像MGを画像再構成する。

【0100】

つぎに、図9に示すように、イメージング画像IGを生成する(S321)。

【0101】

図11は、本発明にかかる実施形態1において、イメージング画像IGを生成する様子を示す図である。

【0102】

本実施形態においては、図11に示すように、イメージング画像IGを、時間軸tに沿って、順次、画像再構成する。つまり、イメージングスキャンISとして第1スキャンS1と第2スキャンS2とが実施された、それぞれの時相に対応するように、イメージング画像IGを、時間軸tに沿って、順次、画像再構成する。

【0103】

具体的には、図11に示すように、イメージングスキャンISとして第1スキャンS1と第2スキャンS2とが、第1時相t1, ..., 第8時相t8, ..., 第12時相t12のように、順次、実施された際には、その第1時相t1, ..., 第8時相t8, ..., 第12時相t12, ...のそれぞれの時相について、第1イメージング画像IG1, ..., 第8イメージング画像IG8, ..., 第12イメージング画像IG12, ...を、順次、画像再構成する。

【0104】

たとえば、図11に示すように、第1イメージング画像IG1を生成する際においては、第1時相t1における第1スキャンS1の実施によって第1セグメント領域Aに対応するように収集された磁気共鳴信号と、その第1スキャンS1の実施前後において第1セグメント領域A以外の、第2セグメント領域B, 第3セグメント領域C, 第4セグメント領域Dのそれぞれに対応するように実施されたスキャンによって収集した磁気共鳴信号とのそれぞれを用いる。すなわち、所定の時相において実施されたスキャンにて収集したセグ

10

20

30

40

50

メント以外のセグメントに対応する磁気共鳴信号については、他の時相において実施されたスキャンにて収集した磁気共鳴信号から補間する。このとき、図 1 1 に示すように、その第 1 時相  $t_1$  における第 1 スキャン  $S_1$  の実施前に、イメージングスキャン  $I_S$  における別の第 1 スキャン  $S_1$  や第 2 スキャン  $S_2$  でのスキャン  $S$  が実施されておらず、マスクスキャン  $M_S$  におけるスキャン  $S$  の実施がされている場合には、図 1 1 において点線で示すようにマスクデータが収集される  $k$  空間  $k_s$  において、図 7 に示すようにイメージングデータが収集される  $k$  空間  $k_s$  にて第 2 セグメント領域  $B$ 、第 3 セグメント領域  $C$ 、第 4 セグメント領域  $D$  のそれぞれに対応する部分のマスクデータを用いる。

【 0 1 0 5 】

すなわち、図 1 1 に示すように、第 1 セグメント領域  $A$  については、第 1 時相  $t_1$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号を用いる。第 2 セグメント領域  $B$  については、マスクスキャン  $M_S$  において、この第 2 セグメント領域  $B$  に対応するようにマスクデータとして収集した磁気共鳴信号と、イメージングスキャン  $I_S$  において第 2 時相  $t_2$  にてイメージングデータ収集した磁気共鳴信号とを用いる。ここでは、たとえば、両者の平均値を用いる。同様に、第 3 セグメント領域  $C$  については、マスクスキャン  $M_S$  において、この第 3 セグメント領域  $C$  に対応するようにマスクデータとして収集した磁気共鳴信号と、イメージングスキャン  $I_S$  において第 4 時相  $t_4$  にてイメージングデータ収集した磁気共鳴信号とを用いる。また、同様に、第 4 セグメント領域  $D$  については、マスクスキャン  $M_S$  において、この第 4 セグメント領域  $D$  に対応するようにマスクデータとして収集した磁気共鳴信号と、イメージングスキャン  $I_S$  において第 6 時相  $t_6$  にてイメージングデータ収集した磁気共鳴信号とを用いる。

【 0 1 0 6 】

そして、たとえば、図 1 1 に示すように、第 8 イメージング画像  $I_G 8$  を生成する際には、第 8 時相  $t_8$  における第 2 スキャン  $S_2$  の実施によって第 2 セグメント領域  $B$  に対応するように収集された磁気共鳴信号と、その第 2 スキャン  $S_2$  の実施前後において第 2 セグメント領域  $B$  以外である、第 1 セグメント領域  $A$ 、第 3 セグメント領域  $C$ 、第 4 セグメント領域  $D$  のそれぞれに対応するように実施されたスキャンによって収集した磁気共鳴信号とのそれぞれを用いる。

【 0 1 0 7 】

すなわち、図 1 1 に示すように、第 2 セグメント領域  $B$  については、第 8 時相  $t_8$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号を用いる。そして、上記と同様に、第 1 セグメント領域  $A$  については、第 7 時相  $t_7$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号と、第 9 時相  $t_9$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号とのそれぞれを用いる。第 3 セグメント領域  $C$  については、第 4 時相  $t_4$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号と、第 10 時相  $t_{10}$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号とのそれぞれを用いる。第 4 セグメント領域  $D$  については、第 6 時相  $t_6$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号と、第 12 時相  $t_{12}$  にイメージングデータとして収集された磁気共鳴信号とのそれぞれを用いる。

【 0 1 0 8 】

つぎに、図 9 に示すように、差分画像  $S_G$  を生成する ( $S_3 3 1$ )。

【 0 1 0 9 】

図 1 2 は、本発明にかかる実施形態 1 において、差分画像  $S_G$  を生成する様子を示す図である。

【 0 1 1 0 】

ここでは、図 1 2 に示すように、上記のように、時間軸  $t$  に沿って生成されたイメージング画像  $I_G$  のそれぞれの画像データから、マスク画像  $M_G$  の画像データを差分することによって、差分画像  $S_G$  を生成する。

【 0 1 1 1 】

たとえば、第 1 時相  $t_1$  に対応するように生成された第 1 イメージング画像  $I_G 1$  の画像データから、マスク画像  $M_G$  の画像データを差分することによって、第 1 差分画像  $S_G$

10

20

30

40

50

1 を生成する。同様に、各時相  $t_2, \dots, t_8, \dots$  に対応するように、順次、第 2 差分画像  $SG_2, \dots$ 、第 8 差分画像  $SG_8, \dots$  を生成する

【0112】

この差分画像  $SG$  は、前述したように、造影剤が流入した撮影領域のイメージング画像  $IG$  に、造影剤が流入していない撮影領域のマスク画像  $MG$  を差分しているので、造影剤が流入している部分が高いコントラストな画像として生成される。

【0113】

以上のように、本実施形態においてマスクスキャン  $MS$  を実施する際には、撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルス  $SAT$  を送信した後に、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間  $TR$  ごとに順次収集するスキャンを、 $k$  空間において複数に分割された各セグメント領域  $A_1, \dots, A_4, B_1, \dots, B_4, C_1, \dots, C_4, D_1, \dots, D_4$  のそれぞれに対応するように、ファスト・グラディエント・エコー法によって、順次、繰り返し実施する。このため、マスクデータの収集時に、インフロー効果の影響によって、血液などの流体が流れる血管部分からマスクデータとして収集される磁気共鳴信号が高信号になることを、飽和パルスの送信によって抑制できる。よって、このマスクデータに基づいて生成されたマスク画像  $MG$  の画像データをイメージング画像  $IG$  の画像データから差分した場合には、その差分画像  $SG$  において造影剤が流入している部分が高いコントラストで生成される。また、従来ではインフロー効果によってマスク画像において高信号となっていた血管部分が、差分画像  $SG$  において確認できるため、造影剤の有無に関わらず、血管の位置を認識しやすくなる。また、繰り返し時間  $TR$  ごとに、飽和パルス  $SAT$  を送信すると、結果として、全体のスキャン時間が増大するが、本実施形態においては、飽和パルス  $SAT$  の送信後、複数の繰り返し時間  $TR$  のそれぞれにて、マスクデータを収集しているので、スキャン時間が増大することを抑制できる。

【0114】

さらに、本実施形態においては、イメージングスキャン  $IS$  にてイメージングデータを収集する  $k$  空間と、マスクスキャン  $MS$  にてマスクデータを収集する  $k$  空間とにおいて、互いに異なるようにセグメントを分割しており、このマスクスキャン  $MS$  にてマスクデータを収集する  $k$  空間については、その中心を介して対称になるように複数のセグメントに分割している。

【0115】

このため、マスクスキャン  $MS$  における飽和パルス  $SAT$  の印加を、イメージングスキャン  $IS$  におけるデータ取得方法には囚われずに実施可能であるために、マスクスキャン  $MS$  における飽和パルスの印加方法を自由に設定できる。

【0116】

また、本実施形態は、マスクスキャン  $MS$  の実施において、各セグメントのそれぞれについて磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間ごとに順次収集する収集方向  $DR$  が、 $k$  空間の中心を介して互いに反対方向へ向かうように、このマスクスキャン  $MS$  を実施している。

【0117】

このため、飽和パルス  $SAT$  の影響が、その  $k$  空間の全体において、なだらかになる。具体的には、飽和パルス  $SAT$  を印加した影響で、その後取得する信号強度が変化する。この変化は、飽和パルス  $SAT$  の印加直後に大きく、その後、安定した信号強度に収束する。全セグメントにおいて飽和パルス  $SAT$  の印加後に、 $k$  空間の中心から周辺部へ向かう方向にデータ取得が行われるため、いずれのセグメントにおいても、飽和パルス  $SAT$  による信号の変化は、 $k$  空間中心で大きく、外側で小さくなる。セグメントの配置は、 $k$  空間の中心を介して対称になるように配置されているため、 $k$  空間全体での信号変化の大きさは、 $k$  空間中心から外側に向かってなだらかに変化する。そのため、セグメントを検討せずに飽和パルスを印加し、それに伴う信号の変化が  $k$  空間全体に分散している場合と比べて、信号が全体にわたってなだらかに変化しているため、信号の変化に伴う画質の劣化を最小限に抑制できる効果を生ずる。

10

20

30

40

50

## 【0118】

また、本実施形態においては、飽和パルスSATの飽和効果が高められる。具体的には、飽和パルスSATの飽和効果は印加直後が強く、その後、弱まって行く。本実施形態においては、全セグメントにおいて飽和パルスSATの印加後に、k空間の中心から周辺部へ向かう方向にデータ取得が行われるため、いずれのセグメントにおいても飽和パルスSATの飽和効果は、k空間の中心で強く、外側で弱くなる。セグメントの配置は、k空間の中心を介して対称になるように配置されているため、飽和パルスSATの印加直後に取得したデータがk空間全体に分散されている場合と比べて、コントラストを決めるk空間中心部で飽和パルスSATの飽和効果が均一に強くなり、マスク画像における飽和パルスSATの効果を高められる効果を生ずる。

10

## 【0119】

したがって、本実施形態は、画像品質を向上でき、画像診断を効率的に実施することが容易にできる。

## 【0120】

<実施形態2>

以下より、本発明にかかる実施形態2について説明する。

## 【0121】

本実施形態は、マスクスキャンMSの実施において、k空間ksにて磁気共鳴信号を収集する際のセグメントの分割方法が、実施形態1と異なる。この点を除き、実施形態1と同様である。このため、重複する個所については、説明を省略する。

20

## 【0122】

図13は、本発明にかかる実施形態2において、マスクスキャンMSの実施にて、磁気共鳴信号を収集するk空間を示す図である。

## 【0123】

図13に示すように、本実施形態においては、kx軸，ky軸，kz軸の3軸にて規定される3次元のk空間ksにおいて、kz軸方向にて2分割し、かつ、ky方向にて256分割することによって、512個のセグメント領域A1，・・・A128，B1，・・・，B128，C1，・・・，C128，D1，・・・，D128に分割する。すなわち、図13に示すように、ky軸方向とkz軸方向とのそれぞれにて2等分した4つの領域An，Bn，Cn，Dnのそれぞれを、ky軸方向にて128等分することによって、512個のセグメント領域A1，・・・A128，B1，・・・，B128，C1，・・・，C128，D1，・・・，D128になるように、k空間ksを分割する。そして、そのセグメント領域A1，・・・A128，B1，・・・B128，C1，・・・，C128，D1，・・・，D128において、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する収集方向DRが、k空間ksの中心を介して互いに反対方向へ向かうように実施する。ここでは、図13に示すように、その収集方向DRがk空間ksの中心から、kz方向に沿って、周囲へ向かうように実施する。つまり、図13に示すように、セグメント領域A1，・・・A128，B1，・・・B128，については、kx-ky面を介して互いに隣り合うセグメント領域C1，・・・，C128，D1，・・・，D128とに対して、その収集方向DRが、互いに反対方向へ向かうように、スキャンを実施する。たとえば、A1，C1，A2，C2，・・・，B127，D127，B128，D128のようにして、順次、各セグメントについてスキャンSを実施する。

30

40

## 【0124】

そして、このようにマスクスキャンMSを実施することによって収集したマスクデータを用いて、実施形態1と同様にして、差分画像SGを生成する。

## 【0125】

以上のように、本実施形態は、実施形態1と同様に、マスクスキャンMSを実施するために、画像品質を向上でき、画像診断を効率的に実施することが容易にできる。

## 【0126】

<実施形態3>

50

以下より、本発明にかかる実施形態 3 について説明する。

【0127】

本実施形態は、マスクスキャンMSの実施において、 $k$ 空間 $k_s$ にて磁気共鳴信号を収集する際のセグメント分割方法が、実施形態 1 と異なる。この点を除き、実施形態 1 と同様である。このため、重複する個所については、説明を省略する。

【0128】

図 14 は、本発明にかかる実施形態 3 において、マスクスキャンMSの実施にて、磁気共鳴信号を収集する $k$ 空間を示す図である。

【0129】

図 14 に示すように、本実施形態においては、 $k_x$ 軸、 $k_y$ 軸、 $k_z$ 軸の 3 軸にて規定される 3 次元の $k$ 空間 $k_s$ において、 $k_y$ 軸と $k_z$ 軸とによって規定される $k_z - k_y$ 面の中心を介して対称なセグメントになるように $k$ 空間 $k_s$ を分割する。そして、その $k$ 空間 $k_s$ が分割された各セグメントにおいて、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する収集方向DRが、その中心を介して互いに反対方向へ向かうようにマスクスキャンMSを実施する。ここでは、図 14 に示すように、その収集方向DRが $k$ 空間 $k_s$ の中心から、その周囲へ向かうように、このマスクスキャンMSを実施する。

10

【0130】

そして、このようにマスクスキャンMSを実施することによって収集したマスクデータを用いて、実施形態 1 と同様にして、差分画像SGを生成する。

20

【0131】

以上のように、本実施形態は、実施形態 1 と同様に、マスクスキャンMSを実施するために、画像品質を向上でき、画像診断を効率的に実施することが容易にできる。

【0132】

<実施形態 4 >

以下より、本発明にかかる実施形態 4 について説明する。

【0133】

本実施形態は、マスクスキャンMSの実施において、 $k$ 空間 $k_s$ にて磁気共鳴信号を収集する際の収集方法が、実施形態 1 と異なる。この点を除き、実施形態 1 と同様である。このため、重複する個所については、説明を省略する。

30

【0134】

図 15 は、本発明にかかる実施形態 4 において、マスクスキャンMSを実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

【0135】

図 15 に示すように、本実施形態においてマスクスキャンMSを実施する際には、実施形態 1 と同様に、 $k$ 空間 $k_s$ にてセグメント領域A1に対応する磁気共鳴信号を収集するように、スキャンを実施する。ここでは、撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルスSATを送信する。その後、たとえば、ファスト・グラディエント・エコー法に対応するパルスシーケンスGRを、繰り返し時間TRごとに順次実施する。本実施形態においては、実施形態 1 と異なり、飽和パルスSATを送信後から所定数の繰り返し時間TRにおいては、マスクデータを収集しない。すなわち、いわゆる、ダミー・アキュイジション(Dummy acquisition)を、所定回数行う。そして、この後、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間TRごとに順次収集する。

40

【0136】

この後、他のセグメント領域A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D1, D2, D3, D4のそれぞれについても、同様に、スキャンを実施し、マスクデータを収集する。

【0137】

そして、このようにマスクスキャンMSを実施することによって収集したマスクデータ

50

を用いて、実施形態 1 と同様にして、差分画像 S G を生成する。

【 0 1 3 8 】

以上のように、本実施形態は、実施形態 1 と同様に、マスクスキャン M S を実施するために、画像品質を向上でき、画像診断を効率的に実施することが容易にできる。さらに、本実施形態においてマスクスキャン M S を実施する際には、実施形態 1 と異なり、飽和パルス S A T を送信後、磁気共鳴信号をマスクデータとして収集しない繰り返し時間 T R を経た後に、磁気共鳴信号をマスクデータとして繰り返し時間 T R ごとに順次収集する。飽和パルス S A T を印加することによって信号が乱れるが、この信号を k 空間  $k_s$  の中心で取得すると画質が劣化する。これに対し、本実施形態は、ダミー・アキュイジションを実施し、信号を安定化させた後に、マスクデータを収集するために、画像品質をさらに向上させることができる。

10

【 0 1 3 9 】

< 実施形態 5 >

以下より、本発明にかかる実施形態 5 について説明する。

【 0 1 4 0 】

本実施形態は、マスクスキャン M S の実施において、k 空間  $k_s$  にて磁気共鳴信号を収集する際の収集方法が、実施形態 4 と異なる。この点を除き、実施形態 1 と同様である。このため、重複する箇所については、説明を省略する。

【 0 1 4 1 】

図 1 6 は、本発明にかかる実施形態 5 において、マスクスキャン M S を実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

20

【 0 1 4 2 】

図 1 6 に示すように、本実施形態においてマスクスキャン M S を実施する際には、撮影領域へ流入する流体を含む領域に飽和パルス S A T を送信する。その後、たとえば、ファスト・グラディエント・エコー法に対応するパルスシーケンス G R を、繰り返し時間 T R ごとに順次実施する。ここでは、飽和パルス S A T を送信後から所定数の繰り返し時間 T R においては、マスクデータを収集しない、ダミー・アキュイジション ( D a m m y a c q u i s i o n ) を、所定回数行う。

【 0 1 4 3 】

この後、k 空間  $k_s$  にてセグメント領域 A 1 に対応する磁気共鳴信号を、マスクデータとして繰り返し時間 T R ごとに順次収集する。ここでは、k 空間  $k_s$  にて中心側の 1 番目から、その周囲の 1 2 5 番目まで並ぶ複数のマトリクスに対応するように、磁気共鳴信号をマスクデータとして、順次、収集する。そして、この後、飽和パルス S A T を送信する。そして、k 空間  $k_s$  にて中心側の 1 2 6 番目から、その周囲の 1 2 8 番目まで並ぶ複数のマトリクスに対応するように、磁気共鳴信号をマスクデータとして、順次、収集する。

30

【 0 1 4 4 】

この後、他のセグメント領域 A 2 , A 3 , A 4 , B 1 , B 2 , B 3 , B 4 , C 1 , C 2 , C 3 , C 4 , D 1 , D 2 , D 3 , D 4 のそれぞれについても、この第 1 セグメント領域 A a と同様に、順次、スキャンを実施し、マスクデータを収集する。

40

【 0 1 4 5 】

そして、このようにマスクスキャン M S を実施することによって収集したマスクデータを用いて、実施形態 1 と同様にして、差分画像 S G を生成する。

【 0 1 4 6 】

以上のように、本実施形態においてマスクスキャン M S を実施する際には、実施形態 4 と異なり、セグメントを構成する複数のマトリクスのそれぞれについて、マスクデータを順次収集する前に飽和パルス S A T を送信せずに、セグメントを構成する複数のマトリクスのそれぞれについて、マスクデータを順次収集する間に、飽和パルス S A T を送信している。すなわち、本実施形態においては、セグメントの途中で飽和パルス S A T を送信している。

50

## 【 0 1 4 7 】

飽和パルス S A T を印加することで信号が乱れるが、この信号を k 空間  $k_s$  の中心で取得すると画質が劣化する。実施形態 4 では、セグメントの最初に飽和パルス S A T の印加およびダミー・アクイジションの実施を行い、k 空間中心における信号を安定化させたが、ダミー・アクイジションの増加に伴い、撮像時間も増加する。本実施形態のように、k 空間の中心側のマスクデータを収集するまでの間に、ダミー・アクイジション、または、その外側の領域に対応するマスクデータを収集する過程を経ることによって、飽和パルス S A T を印加してから k 空間の中心を取得するまでに実施形態 4 と同数のアクイジションを行うのに加えて、全体で実施するダミー・アクイジションの数は減少されるので、k 空間  $k_s$  の中心について安定した信号を取得し、さらに、撮影時間が延長することを抑制することができる。尚、飽和パルス S A T を印加した直後に取得する信号を安定化させるため、図 16 の全セグメントにおいて印加される飽和パルス S A T の後にダミーパルスを印加してもよい。

10

## 【 0 1 4 8 】

なお、上記の実施形態の磁気共鳴イメージング装置 1 は、本発明の磁気共鳴イメージング装置に相当する。また、上記の実施形態のスキャン部 2 は、本発明のスキャン部に相当する。

## 【 0 1 4 9 】

また、本発明の実施に際しては、上記した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形例を採用することができる。

20

## 【 0 1 5 0 】

たとえば、2次元領域についてイメージングを実施する際に、適用してもよい。

## 【 0 1 5 1 】

また、マスクスキャン M S と、イメージングスキャン I S とにおいて磁気共鳴信号を収集する k 空間を、異なる方法で複数のセグメントに分割しているが、その分割数は、それぞれ任意である。

## 【 0 1 5 2 】

また、マスク画像 M G とイメージング画像 I G とを生成後に、そのマスク画像 M G とイメージング画像 I G との間にて差分処理を実施することによって、差分画像 S G を生成する場合について、説明したが、これに限定されない。たとえば、マスクスキャンの実施にて収集したマスクデータと、イメージングスキャン I S の実施にて収集したイメージングデータと間において差分処理を実施し、差分データを算出後、その差分データについて画像再構成処理することによって、差分画像 S G を生成するように構成してもよい。

30

## 【 0 1 5 3 】

また、たとえば、飽和パルスを送信する場合について説明したが、飽和パルスに代わって、他のプリパレーションパルスを送信する場合に適用してもよい。

## 【 0 1 5 4 】

また、飽和パルスについては、選択的にスライス領域へ印加してもよく、あるいは、非選択的に印加してもよい。選択的に印加する場合は、撮影領域外に印加してもよく、あるいは、撮影領域内に一部または全部重なるように印加してもよい。

40

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 1 5 5 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明にかかる実施形態において、磁気共鳴イメージング装置 1 の構成を示す構成図である。

【 図 2 】 図 2 は、本発明にかかる実施形態 1 において、被検体 S U を撮像する際の動作を示すフロー図である。

【 図 3 】 図 3 は、本発明にかかる実施形態 1 において、T R I C K S 法にて被検体の撮影領域についてスキャンを実施する様子を示す図である。図 3 においては、時間軸を横軸で示している。

【 図 4 】 図 4 は、本発明にかかる実施形態 1 において、マスクスキャン M S の実施にて、

50

磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

【図 5】図 5 は、本発明にかかる実施形態 1 において、マスクスキャン  $MS$  を実施する際に各セグメントについてマスクデータを収集する時のパルスシーケンス図である。

【図 6】図 6 は、本発明にかかる実施形態 1 において、マスクスキャン  $MS$  を実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

【図 7】図 7 は、本発明にかかる実施形態 1 において、イメージングスキャン  $IS$  の実施において、磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明にかかる実施形態 1 において、イメージングスキャン  $IS$  を実施する際に各セグメント領域についてイメージングデータを収集する時のパルスシーケンス図である。

【図 9】図 9 は、本発明にかかる実施形態 1 において、撮影領域の画像を時間軸に沿うように順次生成する動作を示すフロー図である。

【図 10】図 10 は、本発明にかかる実施形態 1 において、マスク画像  $MG$  を生成する様子を示す図である。

【図 11】図 11 は、本発明にかかる実施形態 1 において、イメージング画像  $IG$  を生成する様子を示す図である。

【図 12】図 12 は、本発明にかかる実施形態 1 において、差分画像  $SG$  を生成する様子を示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明にかかる実施形態 2 において、マスクスキャン  $MS$  の実施にて、磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明にかかる実施形態 3 において、マスクスキャン  $MS$  の実施にて、磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

【図 15】図 15 は、本発明にかかる実施形態 4 において、マスクスキャン  $MS$  を実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明にかかる実施形態 5 において、マスクスキャン  $MS$  を実施する際に、各セグメントを構成するマトリクスについて、マスクデータを収集する時の順序を示す図である。

【図 17】図 17 は、TRICKS 法にてスライス画像を生成する様子を示す図である。図 17 においては、時間軸  $t$  を横軸に示している。

【図 18】図 18 は、TRICKS 法にてスライス画像を生成する際に磁気共鳴信号を収集する  $k$  空間を示す図である。

【符号の説明】

【0156】

1：磁気共鳴イメージング装置（磁気共鳴イメージング装置）

2：スキャン部（スキャン部）、

3：操作コンソール部、

12：静磁場マグネット部、

13：勾配コイル部、

14：RFコイル部、

15：クレードル、

22：RF駆動部、

23：勾配駆動部、

24：データ収集部、

30：制御部、

31：画像再構成部、

32：操作部、

33：表示部、

34：記憶部、

10

20

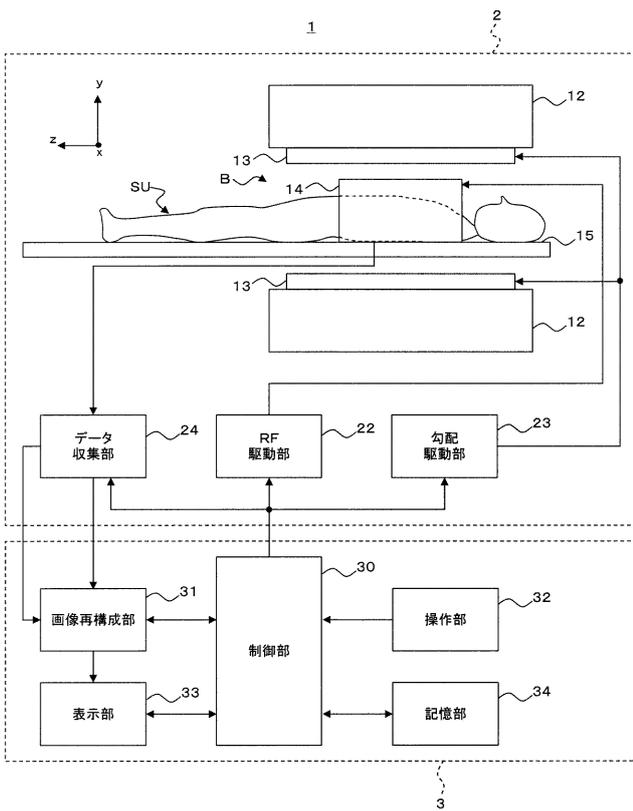
30

40

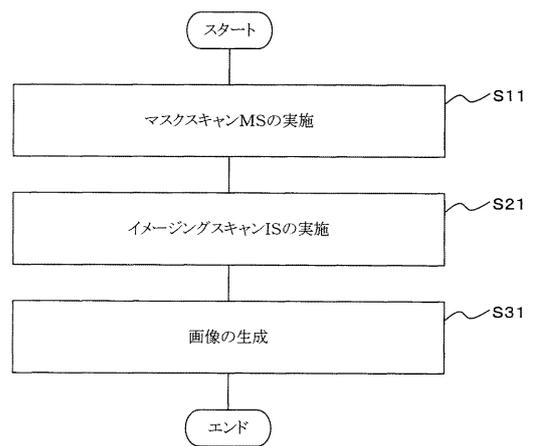
50

B : 撮像空間

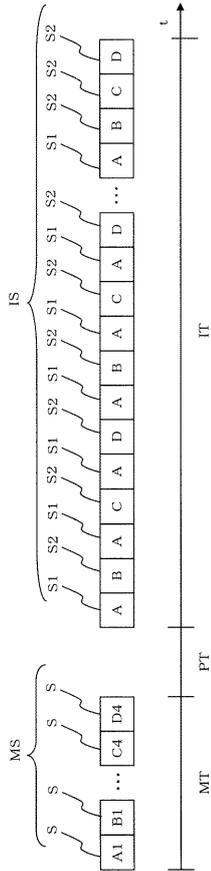
【 図 1 】



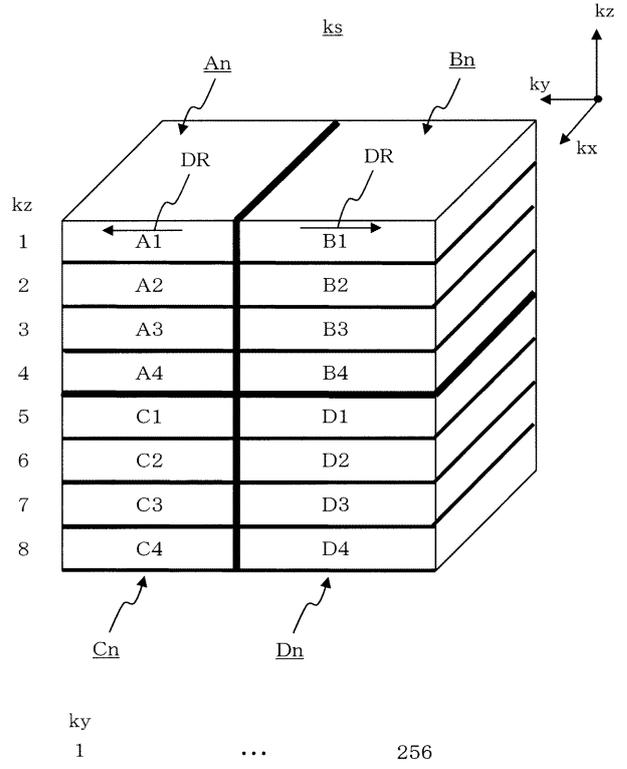
【 図 2 】



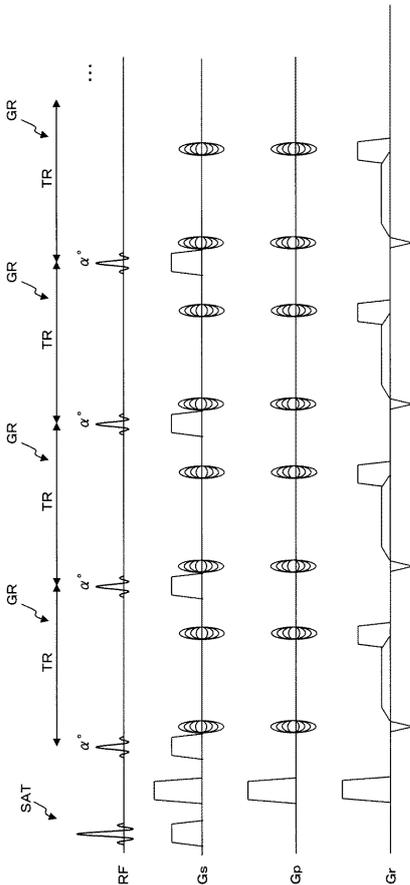
【 図 3 】



【 図 4 】



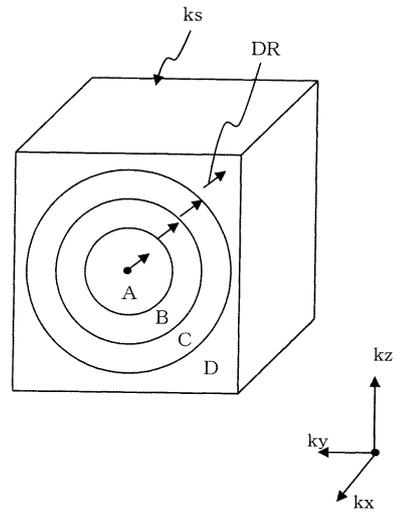
【 図 5 】



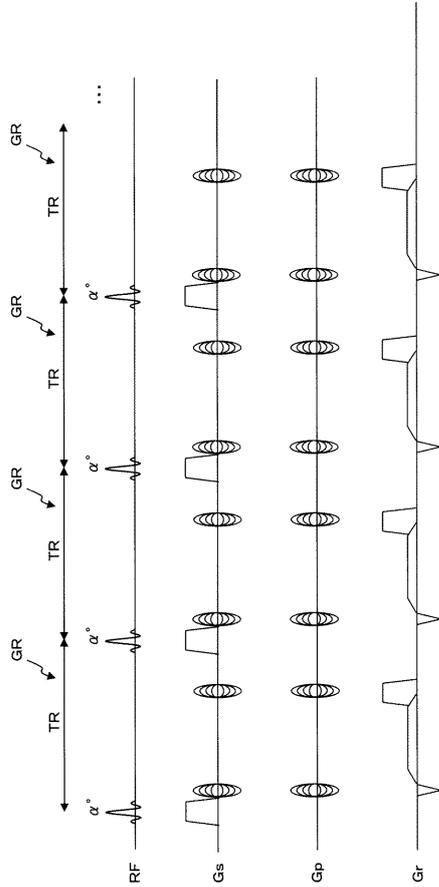
【 図 6 】

	k空間:内										外		
セグメント領域	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	...	128	
A1	SAT	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	...	128
B1	SAT	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	...	256
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
C4	SAT	1793	1794	1795	1796	1797	1798	1799	1800	1801	1802	...	1920
D4	SAT	1921	1922	1923	1924	1925	1926	1927	1928	1929	1930	...	2048

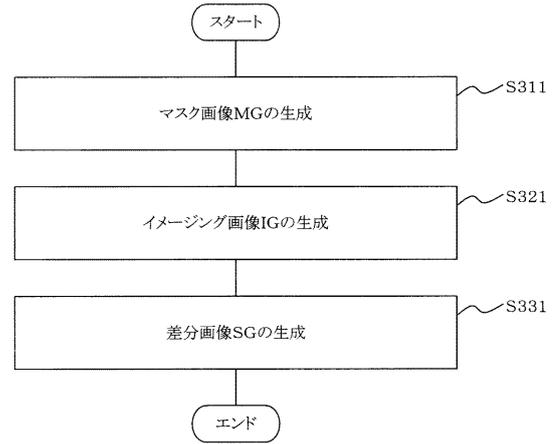
【 図 7 】



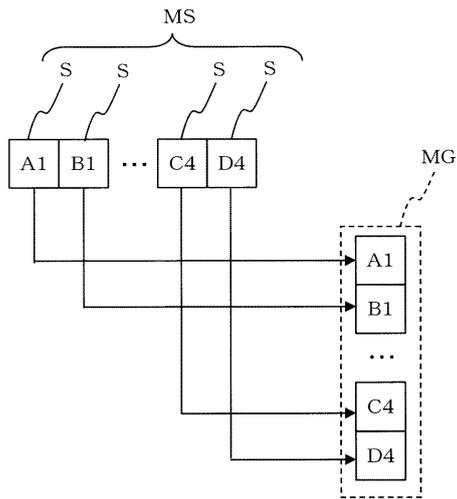
【図 8】



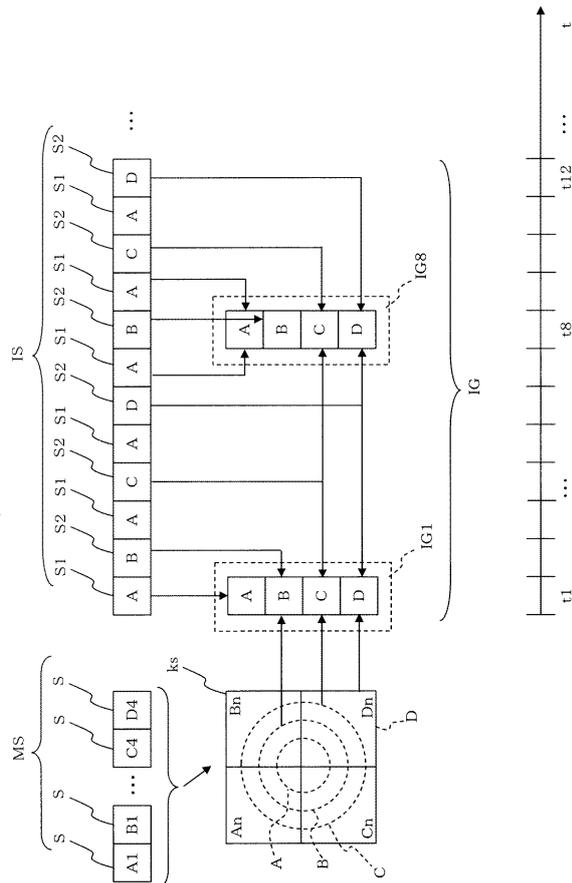
【図 9】



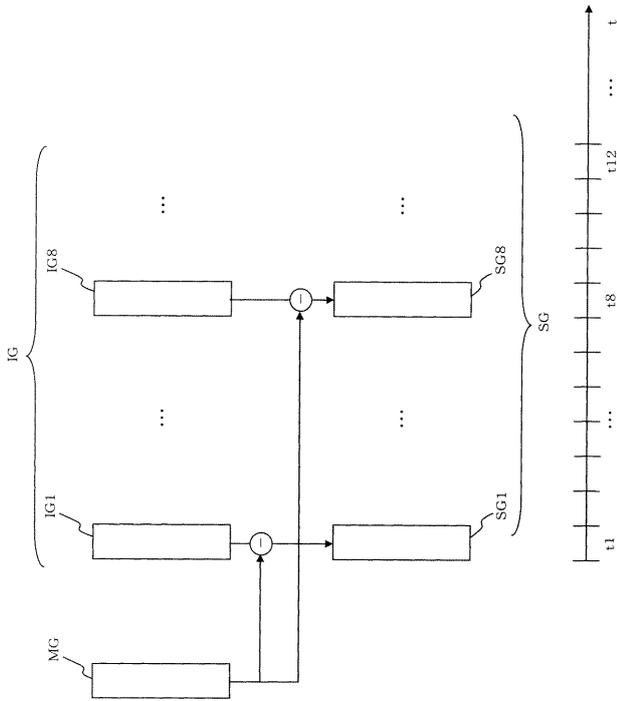
【図 10】



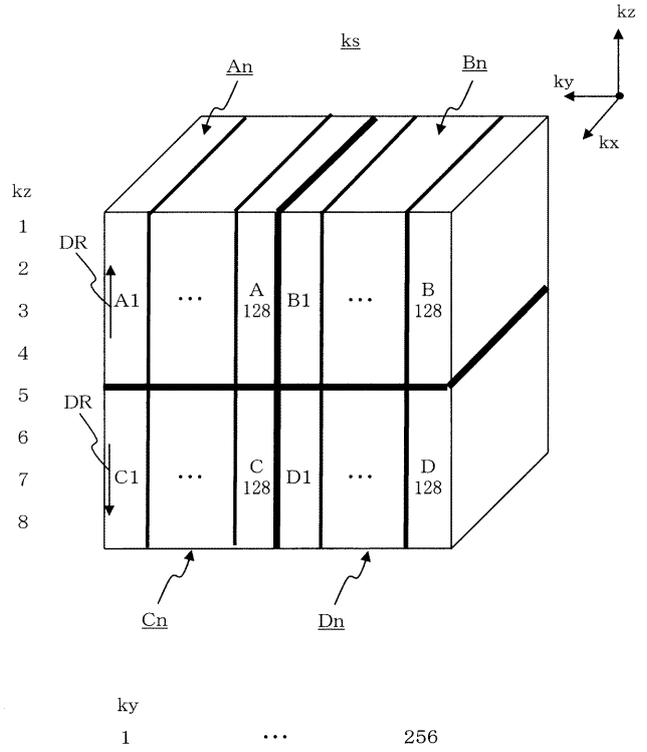
【図 11】



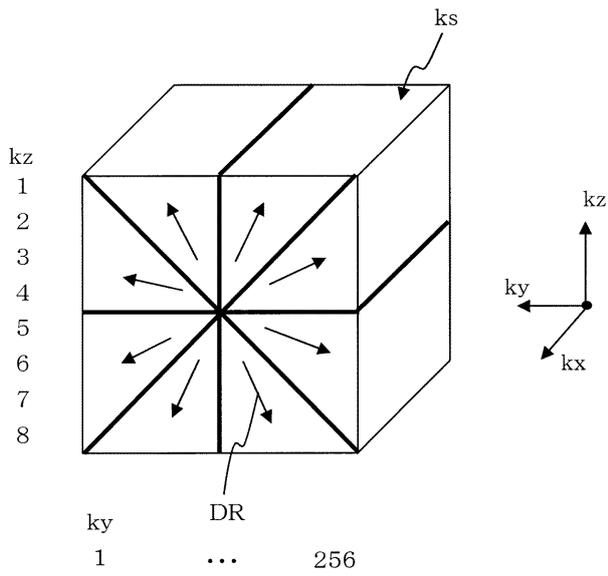
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



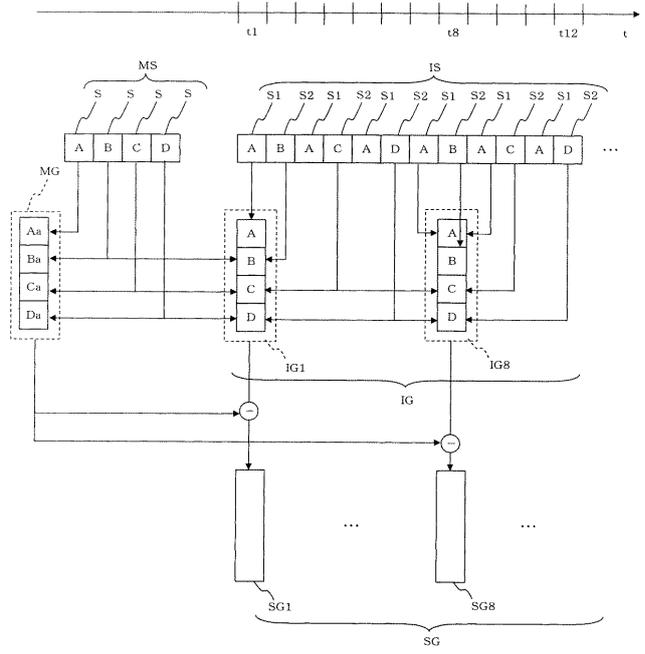
【 図 1 5 】

k空間:内										外																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
k空間:内										外																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																														
A1	SAT	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255	256																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																						
B1	SAT	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255	256																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																						
C4	SAT	1794	1795	1796	1797	1798	1799	1800	1801	1802	1803	1804	1805	1806	1807	1808	1809	1810	1811	1812	1813	1814	1815	1816	1817	1818	1819	1820	1821	1822	1823	1824	1825	1826	1827	1828	1829	1830	1831	1832	1833	1834	1835	1836	1837	1838	1839	1840	1841	1842	1843	1844	1845	1846	1847	1848	1849	1850	1851	1852	1853	1854	1855	1856	1857	1858	1859	1860	1861	1862	1863	1864	1865	1866	1867	1868	1869	1870	1871	1872	1873	1874	1875	1876	1877	1878	1879	1880	1881	1882	1883	1884	1885	1886	1887	1888	1889	1890	1891	1892	1893	1894	1895	1896	1897	1898	1899	1900	1901	1902	1903	1904	1905	1906	1907	1908	1909	1910	1911	1912	1913	1914	1915	1916	1917	1918	1919	1920	1921	1922	1923	1924	1925	1926	1927	1928	1929	1930	1931	1932	1933	1934	1935	1936	1937	1938	1939	1940	1941	1942	1943	1944	1945	1946	1947	1948	1949	1950	1951	1952	1953	1954	1955	1956	1957	1958	1959	1960	1961	1962	1963	1964	1965	1966	1967	1968	1969	1970	1971	1972	1973	1974	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	1983	1984	1985	1986	1987	1988	1989	1990	1991	1992	1993	1994	1995	1996	1997	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022	2023	2024	2025	2026	2027	2028	2029	2030	2031	2032	2033	2034	2035	2036	2037	2038	2039	2040	2041	2042	2043	2044	2045	2046	2047	2048	2049	2050	2051	2052	2053	2054	2055	2056	2057	2058	2059	2060	2061	2062	2063	2064	2065	2066	2067	2068	2069	2070	2071	2072	2073	2074	2075	2076	2077	2078	2079	2080	2081	2082	2083	2084	2085	2086	2087	2088	2089	2090	2091	2092	2093	2094	2095	2096	2097	2098	2099	2100	2101	2102	2103	2104	2105	2106	2107	2108	2109	2110	2111	2112	2113	2114	2115	2116	2117	2118	2119	2120	2121	2122	2123	2124	2125	2126	2127	2128	2129	2130	2131	2132	2133	2134	2135	2136	2137	2138	2139	2140	2141	2142	2143	2144	2145	2146	2147	2148	2149	2150	2151	2152	2153	2154	2155	2156	2157	2158	2159	2160	2161	2162	2163	2164	2165	2166	2167	2168	2169	2170	2171	2172	2173	2174	2175	2176	2177	2178	2179	2180	2181	2182	2183	2184	2185	2186	2187	2188	2189	2190	2191	2192	2193	2194	2195	2196	2197	2198	2199	2200	2201	2202	2203	2204	2205	2206	2207	2208	2209	2210	2211	2212	2213	2214	2215	2216	2217	2218	2219	2220	2221	2222	2223	2224	2225	2226	2227	2228	2229	2230	2231	2232	2233	2234	2235	2236	2237	2238	2239	2240	2241	2242	2243	2244	2245	2246	2247	2248	2249	2250	2251	2252	2253	2254	2255	2256	2257	2258	2259	2260	2261	2262	2263	2264	2265	2266	2267	2268	2269	2270	2271	2272	2273	2274	2275	2276	2277	2278	2279	2280	2281	2282	2283	2284	2285	2286	2287	2288	2289	2290	2291	2292	2293	2294	2295	2296	2297	2298	2299	2300	2301	2302	2303	2304	2305	2306	2307	2308	2309	2310	2311	2312	2313	2314	2315	2316	2317	2318	2319	2320	2321	2322	2323	2324	2325	2326	2327	2328	2329	2330	2331	2332	2333	2334	2335	2336	2337	2338	2339	2340	2341	2342	2343	2344	2345	2346	2347	2348	2349	2350	2351	2352	2353	2354	2355	2356	2357	2358	2359	2360	2361	2362	2363	2364	2365	2366	2367	2368	2369	2370	2371	2372	2373	2374	2375	2376	2377	2378	2379	2380	2381	2382	2383	2384	2385	2386	2387	2388	2389	2390	2391	2392	2393	2394	2395	2396	2397	2398	2399	2400	2401	2402	2403	2404	2405	2406	2407	2408	2409	2410	2411	2412	2413	2414	2415	2416	2417	2418	2419	2420	2421	2422	2423	2424	2425	2426	2427	2428	2429	2430	2431	2432	2433	2434	2435	2436	2437	2438	2439	2440	2441	2442	2443	2444	2445	2446	2447	2448	2449	2450	2451	2452	2453	2454	2455	2456	2457	2458	2459	2460	2461	2462	2463	2464	2465	2466	2467	2468	2469	2470	2471	2472	2473	2474	2475	2476	2477	2478	2479	2480	2481	2482	2483	2484	2485	2486	2487	2488	2489	2490	2491	2492	2493	2494	2495	2496	2497	2498	2499	2500	2501	2502	2503	2504	2505	2506	2507	2508	2509	2510	2511	2512	2513	2514	2515	2516	2517	2518	2519	2520	2521	2522	2523	2524	2525	2526	2527	2528	2529	2530	2531	2532	2533	2534	2535	2536	2537	2538	2539	2540	2541	2542	2543	2544	2545	2546	2547	2548	2549	2550	2551	2552	2553	2554	2555	2556	2557	2558	2559	2560	2561	2562	2563	2564	2565	2566	2567	2568	2569	2570	2571	2572	2573	2574	2575	2576	2577	2578	2579	2580	2581	2582	2583	2584	2585	2586	2587	2588	2589	2590	2591	2592	2593	2594	2595	2596	2597	2598	2599	2600	2601	2602	2603	2604	2605	2606	2607	2608	2609	2610	2611	2612	2613	2614	2615	2616	2617	2618	2619	2620	2621	2622	2623	2624	2625	2626	2627	2628	2629	2630	2631	2632	2633	2634	2635	2636	2637	2638	2639	2640	2641	2642	2643	2644	2645	2646	2647	2648	2649	2650	2651	2652	2653	2654	2655	2656	2657	2658	2659	2660	2661	2662	2663	2664	2665	2666	2667	2668	2669	2670	2671	2672	2673	2674	2675	2676	2677	2678	2679	2680	2681	2682	2683	2684	2685	2686	2687	2688	2689	2690	2691	2692	2693	2694	2695	2696	2697	2698	2699	2700	2701	2702	2703	2704	2705	2706	2707	2708	2709	2710	2711	2712	2713	2714	2715	2716	2717	2718	2719	2720	2721	2722	2723	2724	2725	2726	2727	2728	2729	2730	2731	2732	2733	2734	2735	2736	2737	2738	2739	2740	2741	2742	2743	2744	2745	2746	2747	2748	2749	2750	2751	2752	2753	2754	2755	2756	2757	2758	2759	2760	2761	2762	2763	2764	2765	2766	2767	2768	2769	2770	2771	2772	2773	2774	2775	2776	2777	2778	2779	2780	2781	2782	2783	2784	2785	2786	2787	2788	2789	2790	2791	2792	2793	2794	2795	2796	2797	2798	2799	2800	2801	2802	2803	2804	2805	2806	2807	2808	2809	2810	2811	2812	2813	2814	2815	2816	2817	2818	2819	2820	2821	2822	2823	2824	2825	2826	2827	2828	2829	2830	2831	2832	2833	2834	2835	2836	2837	2838	2839	2

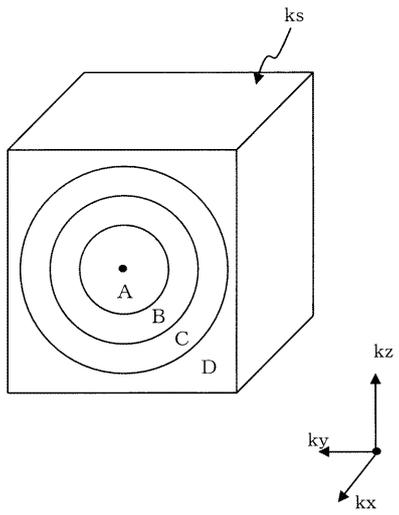
【 図 1 6 】

k空間:内										外											
k空間領域										k空間領域											
A1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	...	125	SAT	126	127	128	...	1917	SAT	1918	1919	1920
B1	129	130	131	132	133	134	135	136	137	...	253	SAT	254	255	256	...	2045	SAT	2046	2047	2048
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
C4	1793	1794	1795	1796	1797	1798	1799	1800	1801	...	1917	SAT	1918	1919	1920	...	2045	SAT	2046	2047	2048
D4	1921	1922	1923	1924	1925	1926	1927	1928	1929	...	2045	SAT	2046	2047	2048	...	...	...	...	...	...

【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA10 AA11 AB08 AB41 BA36 BA41 BB32 BB40 DB09 DC28  
DC33 DC35