

(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2015-123232

(P2015-123232A)

(43) 公開日 平成27年7月6日(2015.7.6)

(51) Int.Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

F1

A61B 5/05 382

テーマコード (参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-269952 (P2013-269952)
 (22) 出願日 平成25年12月26日 (2013.12.26)

(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 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 池崎 吉和
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
 Fターム(参考) 4C096 AA10 AB07 AB50 AC03 BA06
 BA13 BA18 BA25 BA36

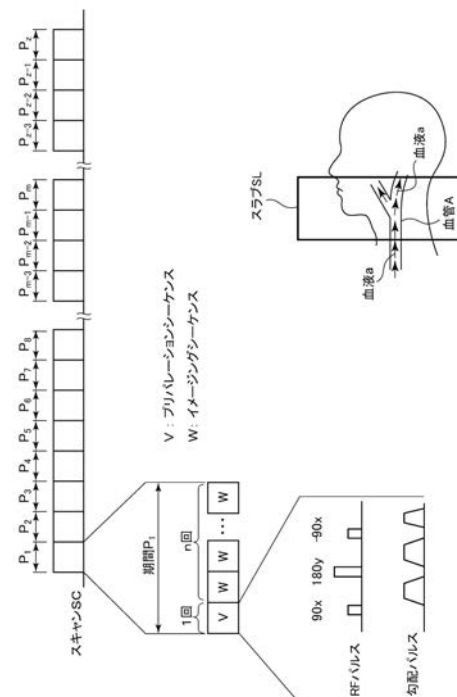
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 血液信号を十分に抑制できる磁気共鳴装置を提供する。

【解決手段】 スラブSLを流れる血液aの信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスVと、k空間の中心からk空間の外側に向かうトラジェクトリに従ってスラブSLのイメージングデータを収集するための複数のイメージングシーケンスWとを交互に実行する。プリパレーションシーケンスVにはMSDE (Motion Sensitized Driven Equilibrium) シーケンスが用いられ、イメージングシーケンスWには3Dグラディエントエコー系のシーケンスが使用される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮影部位を流れる血液の信号を抑制するための第 1 のシーケンスと、 k 空間の中心から k 空間の外側に向かうトラジェクトリに従って前記撮影部位のイメージングデータを収集するための第 2 のシーケンスとを交互に実行する磁気共鳴装置。

【請求項 2】

第 1 のシーケンスと次の第 1 のシーケンスとの間に、第 2 のシーケンスが複数回実行される、請求項 1 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 3】

第 1 のシーケンスは、血液の位相分散を行うための勾配磁場を有する、請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 4】

第 2 のシーケンスは、 $k_y - k_z$ 面内において、前記 $k_y - k_z$ 面の中心から外側に向かうトラジェクトリに従って前記撮影部位のイメージングデータを収集する、請求項 1 ～ 3 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴装置。

【請求項 5】

第 2 のシーケンスは、3D グラディエントエコー系のシーケンスである、請求項 4 に記載の磁気共鳴装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管を含む領域を撮影する磁気共鳴装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血管壁を撮影する方法としてブラックブラッドイメージング (Black Blood Imaging) 法が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2012-254361 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ブラックブラッドイメージング法として、MSDE (Motion Sensitized Driven Equilibrium) シーケンスを用いて血液信号を減衰させ、3D グラディエントエコー法でデータ収集する方法がある。しかし、データの収集順序によっては、MSDE シーケンスによる血液信号の抑制効果が十分に得られないことがある。したがって、血液信号の抑制効果が十分に得られるイメージング法が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一観点は、撮影部位を流れる血液の信号を抑制するための第 1 のシーケンスと、 k 空間の中心から k 空間の外側に向かうトラジェクトリに従って前記撮影部位のイメージングデータを収集するための第 2 のシーケンスとを交互に実行する磁気共鳴装置である。

【発明の効果】

【0006】

血液の信号を抑制するための第 1 のシーケンスを実行した後、 k 空間の中心から外側に向かうトラジェクトリに従ってイメージングデータを収集するので、第 1 のシーケンスによる血液信号の抑制効果を十分に得ることができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の一形態の磁気共鳴装置の概略図である。

【図2】血管壁を撮影するために実行されるスキャンの一例を示す図である。

【図3】期間P1～P4においてデータを収集するときの説明図である。

【図4】 $k_z = -63$ のビューのデータを収集するときの説明図である。

【図5】 $k_z = 0$ のビューのデータを収集するときの説明図である。

【図6】 $k_z = 63$ のビューのデータを収集するときの説明図である。

【図7】k空間の中心を含む低周波領域を概略的に示す図である。

【図8】プリパレーションシーケンスVの実行回数を増やした例を示す図である。

10

【図9】本形態におけるトラジェクトリの説明図である。

【図10】期間P1においてデータを収集するときの説明図である。

【図11】期間P2においてデータを収集するときの説明図である。

【図12】セグメントBaのデータを収集するときの様子を示す図である。

【図13】最後のセグメントBqのデータを収集するときの説明図である。

【図14】本形態のデータ収集順序により得られた画像と、通常のデータ収集順序により得られた画像とを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定されることはない。

20

【0009】

図1は、本発明の一形態の磁気共鳴装置の概略図である。

磁気共鳴装置（以下、「MR装置」と呼ぶ）100は、マグネット2、テーブル3、受信コイル4などを有している。

【0010】

マグネット2は、被検体11が収容されるボア21を有している。また、マグネット2には、超伝導コイル、勾配コイル、およびRFコイルなどが内蔵されている。

【0011】

テーブル3は、被検体11を支持するクレードル3aを有している。クレードル3aは、ボア21内に移動できるように構成されている。クレードル3aによって、被検体11はボア21に搬送される。

30

受信コイル4は、被検体11からの磁気共鳴信号を受信する。

【0012】

MR装置100は、更に、送信器5、勾配磁場電源6、受信器7、制御部8、操作部9、および表示部10などを有している。

【0013】

送信器5はRFコイルに電流を供給し、勾配磁場電源6は勾配コイルに電流を供給する。

受信器7は、受信コイル4から受け取った信号に対して、検波などの信号処理を実行する。

40

【0014】

制御部8は、表示部10に必要な情報を伝送したり、受信器7から受け取ったデータに基づいて画像を再構成するなど、MR装置100の各種の動作を実現するように、MR装置100の各部の動作を制御する。

【0015】

操作部9は、オペレータにより操作され、種々の情報を制御部8に入力する。表示部10は種々の情報を表示する。

【0016】

MR装置100は、上記のように構成されている。本形態では、MR装置100を用い

50

て被検体の血管壁を撮影する例について説明する。

【0017】

図2は、血管壁を撮影するために実行されるスキャンの一例を示す図である。

図2では、スキャンSCを、複数の期間P1～Pzに分けて示してある。

【0018】

期間P1では、プリパレーションシーケンスVと、イメージングシーケンスWとが実行される。具体的には、プリパレーションシーケンスVは1回実行され、イメージングシーケンスWはn回実行される。

【0019】

プリパレーションシーケンスVは、血管Aを流れる血液aの信号を抑制するために実行される。図2には、プリパレーションシーケンスVの具体的なシーケンスの一例として、血液の位相分散を行うための勾配磁場を有するMSDE (Motion Sensitized Driven Equilibrium) 法のシーケンスが示されている。尚、説明の便宜上、勾配磁場の軸は1軸のみが示されている。

【0020】

プリパレーションシーケンスVにより血液信号を抑制させた後、イメージングシーケンスWが実行される。

【0021】

イメージングシーケンスWは、3Dグラディエントエコー系のシーケンスであり、血管Aを横切るように設定されたスラブSLからイメージングデータを収集する。

【0022】

図2では、期間P1で実行されるシーケンスVおよびWのみが示されているが、他の期間P2～Pzでも、1回のプリパレーションシーケンスVと、n回のイメージングシーケンスWが実行される。したがって、スキャンSCでは、1回のプリパレーションシーケンスVと、n回のイメージングシーケンスWとが交互に実行される。

【0023】

次に、k空間のデータの収集順序について説明する。尚、以下では、本形態におけるデータ収集順序と、通常のデータ収集順序との違いを明確にするために、先ず、通常のデータ収集順序について説明する。

【0024】

図3～図6は、通常のデータ収集順序の説明図である。以下、図3～図6について順に説明する。

図3は期間P1～P4においてデータを収集するときの説明図である。尚、図3では、各期間に実行されるプリパレーションシーケンスVを区別するために、符号Vに添字「1」、「2」、「3」、「4」が付されている。更に、各期間においてn回実行されるイメージングシーケンスWを区別するために、符号「1」、「2」、・・・、「n」が付されている。

【0025】

期間P1では、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV₁が実行される。プリパレーションシーケンスV₁を実行した直後に、k_z=-64のビューにおいて、トラジェクトリJ1に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ1の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV₁が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ1のデータを収集した後、期間P2に移行する。

【0026】

期間P2では、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV₂が実行される。プリパレーションシーケンスV₂を実行した直後に、k_z=-64のビューにおいて、トラジェクトリJ2に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ2の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV₂が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ2のデー

タを収集した後、期間 P 3 に移行する。

【0027】

期間 P 3 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_3 が実行される。プリパレーションシーケンス V_3 を実行した直後に、 $k_z = -64$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 3 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリ J 3 の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_3 が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ J 3 のデータを収集した後、期間 P 4 に移行する。

【0028】

期間 P 4 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_4 が実行される。プリパレーションシーケンス V_4 を実行した直後に、 $k_z = -64$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 4 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリ J 4 の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_4 が実行されるタイミングを表している。

【0029】

したがって、期間 P 1 ～ P 4 の間に、 $k_z = -64$ のビューのデータが収集される。 $k_z = -64$ のビューのデータを収集した後、 $k_z = -63$ のビューのデータが収集される（図 4 参照）。

【0030】

図 4 は、 $k_z = -63$ のビューのデータを収集するときの説明図である。

$k_z = -63$ のビューのデータは、期間 P 5 ～ P 8 の間に収集される。尚、図 4 では、各期間に実行されるプリパレーションシーケンス V を区別するために、符号 V に添字「5」、「6」、「7」、「8」が付されている。更に、各期間において n 回実行されるイメージングシーケンス W を区別するために、符号「1」、「2」、・・・、「 n 」が付されている。

【0031】

期間 P 5 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_5 が実行される。プリパレーションシーケンス V_5 を実行した直後に、 $k_z = -63$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 5 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリ J 5 の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_5 が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ J 5 のデータを収集した後、期間 P 6 に移行する。

【0032】

期間 P 6 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_6 が実行される。プリパレーションシーケンス V_6 を実行した直後に、 $k_z = -63$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 6 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリ J 6 の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_6 が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ J 6 のデータを収集した後、期間 P 7 に移行する。

【0033】

期間 P 7 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_7 が実行される。プリパレーションシーケンス V_7 を実行した直後に、 $k_z = -63$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 7 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリ J 7 の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_7 が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ J 7 のデータを収集した後、期間 P 8 に移行する。

【0034】

期間 P 8 では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_8 が実行される。プリパレーションシーケンス V_8 を実行した直後に、 $k_z = -63$ のビューにおいて、トラジェクトリ J 8 に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス W

1～W_nが実行される。トラジェクトリJ₈の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV₈が実行されるタイミングを表している。

【0035】

したがって、期間P₅～P₈の間に、k_z=−63のビューのデータが収集される。以下同様に、k_zビューのビュー番号を1ずつ増やしながら、1本のk_zビュー上のデータを4回に分けて収集する。

【0036】

図5は、k_z=0のビューのデータを収集するときの説明図である。

k_z=0のビューのデータは、期間P_{m−3}～P_mの間に収集される。尚、図5では、各期間に実行されるプリパレーションシーケンスVを区別するために、符号Vに添字「m−3」、「m−2」、「m−1」、「m」が付されている。更に、各期間においてn回実行されるイメージングシーケンスWを区別するために、符号「1」、「2」、・・・、「n」が付されている。

【0037】

期間P_{m−3}では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV_{m−3}が実行される。プリパレーションシーケンスV_{m−3}を実行した直後に、k_z=0のビューにおいて、トラジェクトリJ_{m−3}に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ_{m−3}の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV_{m−3}が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ_{m−3}のデータを収集した後、期間P_{m−2}に移行する。

【0038】

期間P_{m−2}では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV_{m−2}が実行される。プリパレーションシーケンスV_{m−2}を実行した直後に、k_z=0のビューにおいて、トラジェクトリJ_{m−2}に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ_{m−2}の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV_{m−2}が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ_{m−2}のデータを収集した後、期間P_{m−1}に移行する。

【0039】

期間P_{m−1}では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV_{m−1}が実行される。プリパレーションシーケンスV_{m−1}を実行した直後に、k_z=0のビューにおいて、トラジェクトリJ_{m−1}に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ_{m−1}の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV_{m−1}が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ_{m−1}のデータを収集した後、期間P_mに移行する。

【0040】

期間P_mでは、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンスV_mが実行される。プリパレーションシーケンスV_mを実行した直後に、k_z=0のビューにおいて、トラジェクトリJ_mに従ってデータを収集するためのイメージングシーケンスW₁～W_nが実行される。トラジェクトリJ_mの始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンスV_mが実行されるタイミングを表している。

【0041】

したがって、期間P_{m−3}～P_mの間に、k_z=0のビューのデータが収集される。k_z=0のビューのデータを収集した後、更に、k_zビューのビュー番号を1ずつ増やしながら、残りのk_zビューのデータも収集する（図6参照）。

【0042】

図6は、k_z=63のビューのデータを収集するときの説明図である。

k_z=63のビューのデータは、期間P_{z−3}～P_zの間に収集される。尚、図6では、各期間に実行されるプリパレーションシーケンスVを区別するために、符号Vに添字「z−3」、「z−2」、「z−1」、「z」が付されている。更に、各期間においてn回実行されるイメージングシーケンスWを区別するために、符号「1」、「2」、・・・、

10

20

30

40

50

「n」が付されている。

【0043】

期間 $P_z - 3$ では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス $V_z - 3$ が実行される。プリパレーションシーケンス $V_z - 3$ を実行した直後に、 $k_z = 63$ のビューにおいて、トラジェクトリ $J_z - 3$ に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W1 \sim Wn$ が実行される。トラジェクトリ $J_z - 3$ の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス $V_z - 3$ が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ $J_z - 3$ のデータを収集した後、期間 $P_z - 2$ に移行する。

【0044】

期間 $P_z - 2$ では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス $V_z - 2$ が実行される。プリパレーションシーケンス $V_z - 2$ を実行した直後に、 $k_z = 63$ のビューにおいて、トラジェクトリ $J_z - 2$ に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W1 \sim Wn$ が実行される。トラジェクトリ $J_z - 2$ の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス $V_z - 2$ が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ $J_z - 2$ のデータを収集した後、期間 $P_z - 1$ に移行する。

【0045】

期間 $P_z - 1$ では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス $V_z - 1$ が実行される。プリパレーションシーケンス $V_z - 1$ を実行した直後に、 $k_z = 63$ のビューにおいて、トラジェクトリ $J_z - 1$ に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W1 \sim Wn$ が実行される。トラジェクトリ $J_z - 1$ の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス $V_z - 1$ が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリ $J_z - 1$ のデータを収集した後、期間 P_z に移行する。

【0046】

期間 P_z では、まず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_z が実行される。プリパレーションシーケンス V_z を実行した直後に、 $k_z = 63$ のビューにおいて、トラジェクトリ J_z に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W1 \sim Wn$ が実行される。トラジェクトリ J_z の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_z が実行されるタイミングを表している。

【0047】

したがって、 $k_y - k_z$ 空間の全データを収集することができる。上記のスキャンでは、イメージングシーケンス $W1 \sim Wn$ を実行する直前に、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_z$ が実行されるので、血液信号が低減された画像を取得することが可能となる。

【0048】

しかし、MR画像のコントラストは、 k 空間の中心を含む低周波領域のデータに依存する。したがって、血管壁と血液とのコントラストが大きいMR画像を取得するには、 k 空間の低周波領域のデータを収集する直前に、プリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_z$ が実行されることが望ましい。図7に、 k 空間の中心を含む低周波領域を概略的に示す。

【0049】

図7を参照すると、プリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_z$ のうち、低周波領域のデータを収集する直前に実行されるシーケンスは、プリパレーションシーケンス $V_m - 3$ 、 $V_m - 1$ などの一部のシーケンスに限られていることがわかる。したがって、図3～図6のデータ収集順序では、プリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_z$ による血液信号の抑制効果があり画像に反映されず、血液信号が十分に抑制された画像を得ることができない場合がある。そこで、血液信号の抑制効果を十分に発揮できるように、1本の k_z ライン上のデータを収集するときに実行されるプリパレーションシーケンス V の実行回数を増やすことが考えられる。図8に、プリパレーションシーケンス V の実行回数を増やした一例が示されている。図8では、1本の k_z ラインが8個のトラジェクトリに分けられている。この場合、1本の k_z ライン上のデータを収集するときに実行されるプリパレーションシーケンス V の実行回数を、4回から8回に増やすことができる。したがって、低周波領域の

10

20

30

40

50

データを収集する直前にプリパレーションシーケンスVが実行される回数を増やすことができるので、血液の抑制効果を高めることが可能となる。しかし、プリパレーションシーケンスVの実行回数が増加すると、SN比が低くなるという問題がある。そこで、本形態では、SN比を低くすることなく、プリパレーションシーケンスVによる血液抑制効果が十分に発揮できるように、以下のようなトラジェクトリに従ってデータを収集する（図9参照）。

【0050】

図9は、本形態におけるトラジェクトリの説明図である。

本形態では、 $k_y - k_z$ 空間を放射状に複数のセグメントB1～Bqに分割し、セグメントごとに $k_y - k_z$ 空間の中心Cから外側に向かって進むトラジェクトリJ1～Jqに従って $k_y - k_z$ 空間のデータを収集する。以下に、本形態のデータ収集順序について具体的に説明する。

【0051】

図10～図13は、本形態におけるデータ収集順序の説明図である。以下、図10～図13について順に説明する。

【0052】

図10は期間P1においてデータを収集するときの説明図である。

期間P1では、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_1 が実行される。プリパレーションシーケンス V_1 を実行した直後に、セグメントB1において、トラジェクトリJ1に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリJ1の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_1 が実行されるタイミングを表している。トラジェクトリJ1のデータを収集した後、期間P2に移行する。

【0053】

図11は期間P2においてデータを収集するときの説明図である。

期間P2では、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_2 が実行される。プリパレーションシーケンス V_2 を実行した直後に、セグメントB2において、トラジェクトリJ2に従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリJ2の始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_2 が実行されるタイミングを表している。

【0054】

セグメントB2のデータを収集した後、他のセグメントのデータも同様の手順で収集される。図12に、セグメントBaのデータを収集するときの様子を示す。

セグメントBaのデータは期間Paの間に収集される。期間Paでは、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_a が実行される。プリパレーションシーケンス V_a を実行した直後に、セグメントBaにおいて、トラジェクトリJaに従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリJaの始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_a が実行されるタイミングを表している。

以下同様に、残りのセグメントのデータも収集する。

【0055】

図13は最後のセグメントBqのデータを収集するときの説明図である。

セグメントBqのデータは期間Pqの間に収集される。期間Pqでは、先ず、血液信号を抑制するためのプリパレーションシーケンス V_q が実行される。プリパレーションシーケンス V_q を実行した直後に、セグメントBqにおいて、トラジェクトリJqに従ってデータを収集するためのイメージングシーケンス $W_1 \sim W_n$ が実行される。トラジェクトリJqの始点に示されている記号●は、プリパレーションシーケンス V_q が実行されるタイミングを表している。

上記のようにして、k空間のデータが収集される。

【0056】

本形態では、図10～図13に示すように、プリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_q$ により血液信号を抑制した直後に、 k 空間の低周波領域 RL のデータが収集される。したがって、プリパレーションシーケンス $V_1 \sim V_q$ による血液信号の抑制効果が十分に発揮されるので、血液と血管壁とのコントラストが十分に大きい画像を取得することができる。

【0057】

また、通常の実データ収集順序では、プリパレーションシーケンスの血液信号の抑制効果を発揮させるためには、プリパレーションシーケンスの実行回数を増やす必要がある（図8参照）、 SN 比が低くなるという問題がある。これに対し、本形態では、スキャン SC で実行される全てのプリパレーションシーケンスが、 k 空間の低周波領域 RL のデータを収集する直前に実行されるので、プリパレーションシーケンスの実行回数が少なくても、十分に血液信号を抑制することができる。したがって、プリパレーションシーケンスの実行回数を減らすことができるので、 SN 比を向上させることもできる。

【0058】

次に、本形態の実データ収集順序（図10～図13参照）により得られた画像と、通常の実データ収集順序（図3～図6参照）により得られた画像との違いについて説明する。

【0059】

図14は、本形態の実データ収集順序により得られた画像と、通常の実データ収集順序により得られた画像とを示す図である。

図14(a)は、本形態の実データ収集順序により得られた頸動脈の画像を示し、図14(b)は通常の実データ収集順序により得られた頸動脈の画像を示している。

両方の画像を比較すると、本形態の実データ収集順序により得られた画像は、通常の実データ収集順序により得られた画像よりも、頸動脈の血液信号が十分に抑制されていることがわかる。

【0060】

尚、本形態では、プリパレーションシーケンス V を実行した後、次のプリパレーションシーケンス V を実行するまでの間に、 n 回のイメージングシーケンスを実行しているが、 n は、 $n \geq 2$ でもよいし、 $n = 1$ でもよい。また、本形態では、1回のプリパレーションシーケンスと n 回のイメージングシーケンスとを実行することにより、一つのセグメントに配置されるデータを収集している。しかし、1回のプリパレーションシーケンスと n 回のイメージングシーケンスとのセットを2回以上実行することにより、一つのセグメントに配置されるデータを収集してもよい。

【0061】

本形態では、 MSE シーケンスを用いて血液信号を抑制している。しかし、本発明は、 MSE シーケンスに限定されることはなく、 MSE シーケンスとは別のシーケンスを用いて、血液信号を抑制してもよい。

【0062】

また、本形態では、3Dグラディエントエコー系のシーケンスを用いてデータを収集しているが、別の3Dシーケンスを用いてデータを収集してもよい。更に、3Dシーケンスの代わりに、2Dシーケンスを用いて撮影部のデータを収集してもよい。

【符号の説明】

【0063】

- 2 マグネット
- 3 テーブル
- 3a クレードル
- 4 受信コイル
- 5 送信器
- 6 勾配磁場電源
- 7 受信器
- 8 制御部
- 9 操作部

10

20

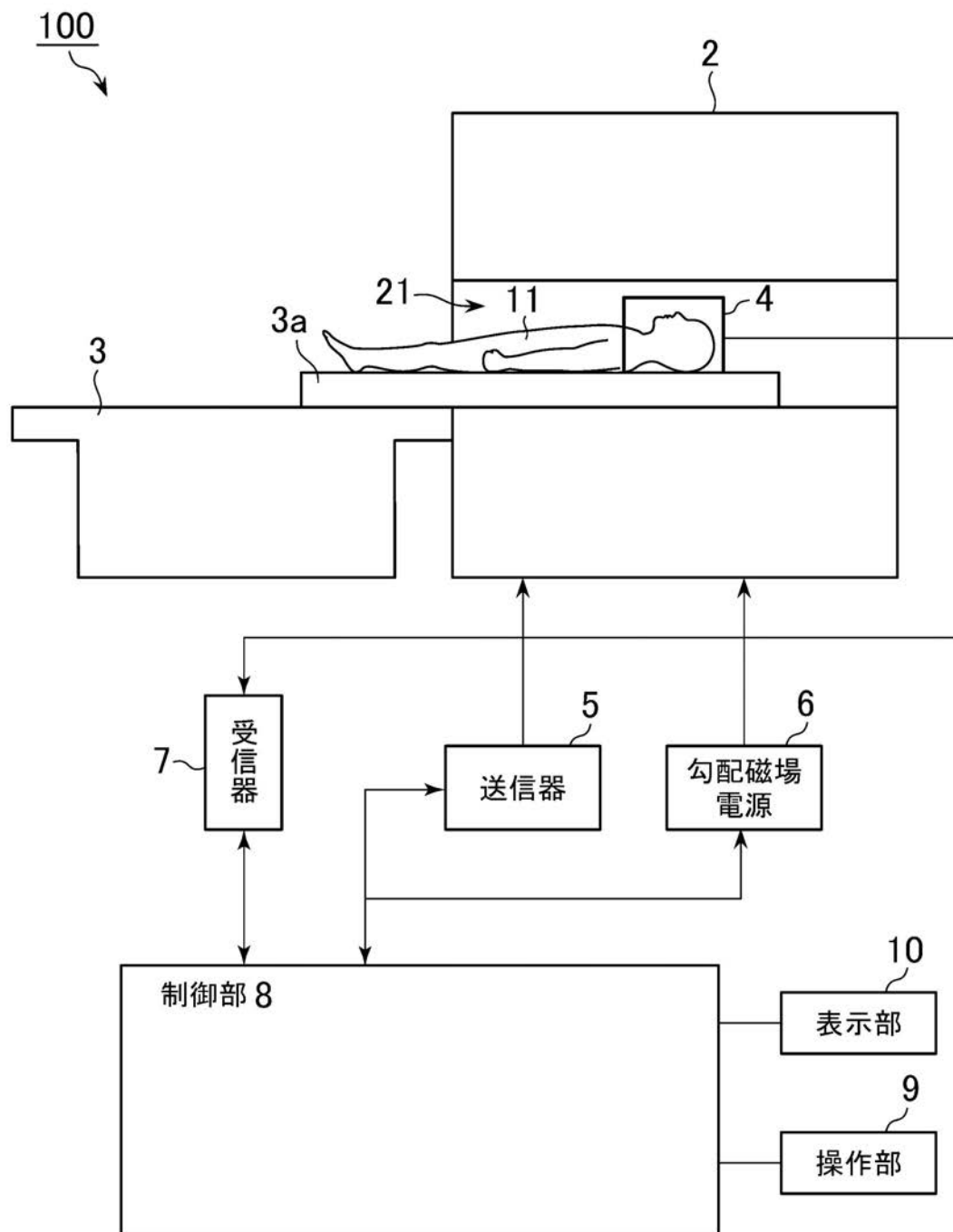
30

40

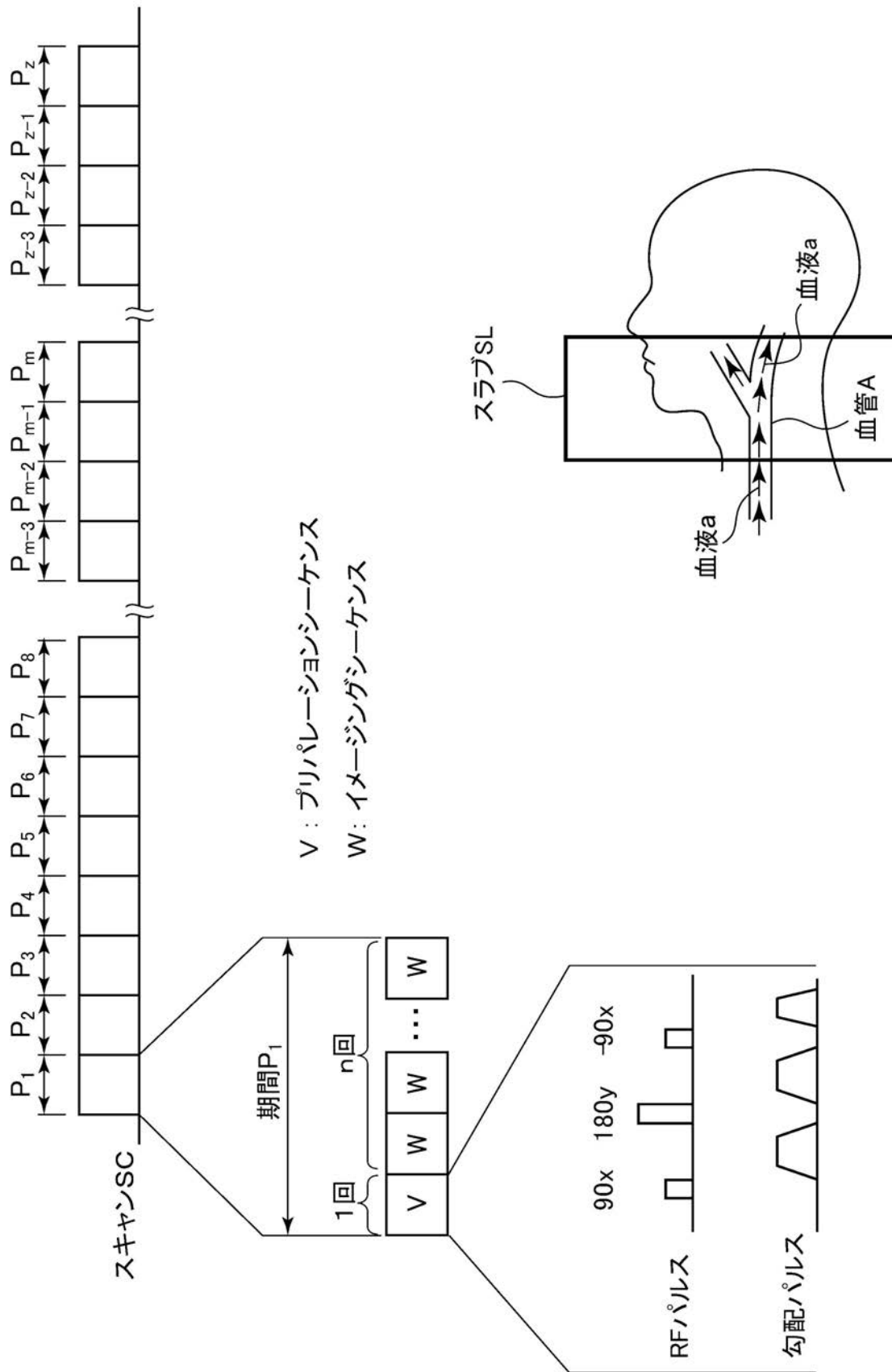
50

1 0 表示部
1 1 被検体
2 1 ボア
1 0 0 M R 装置

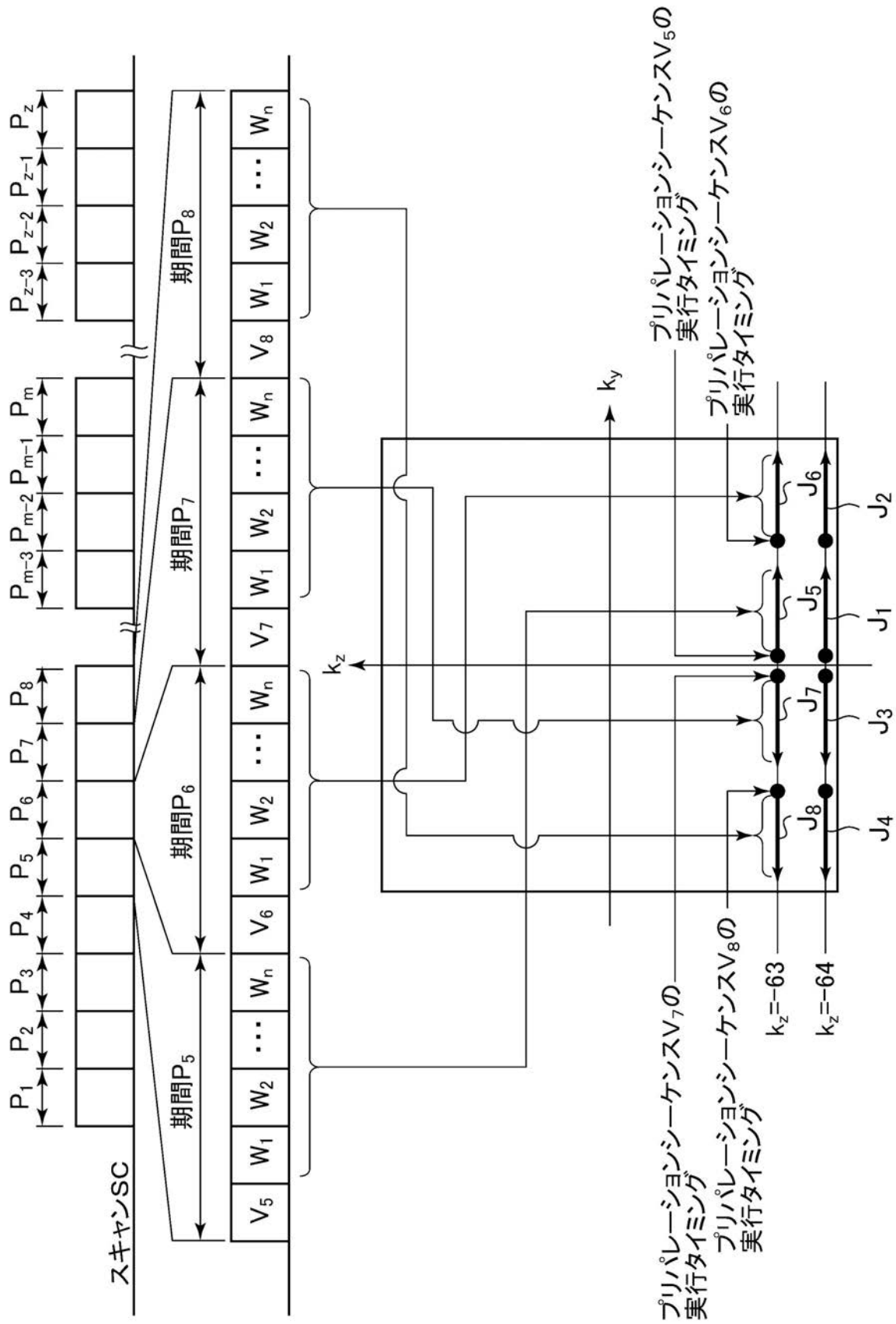
【図 1】



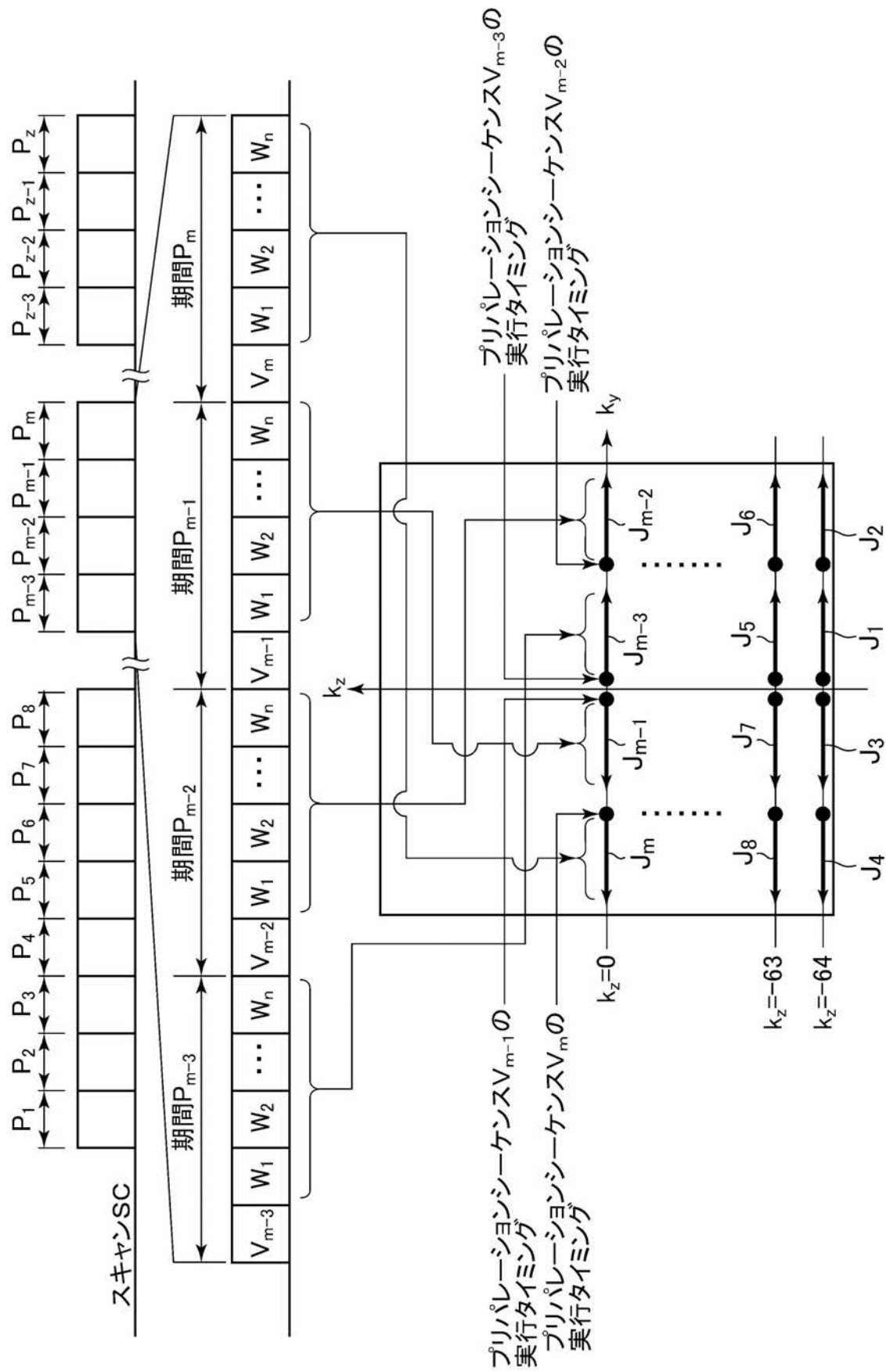
【図 2】



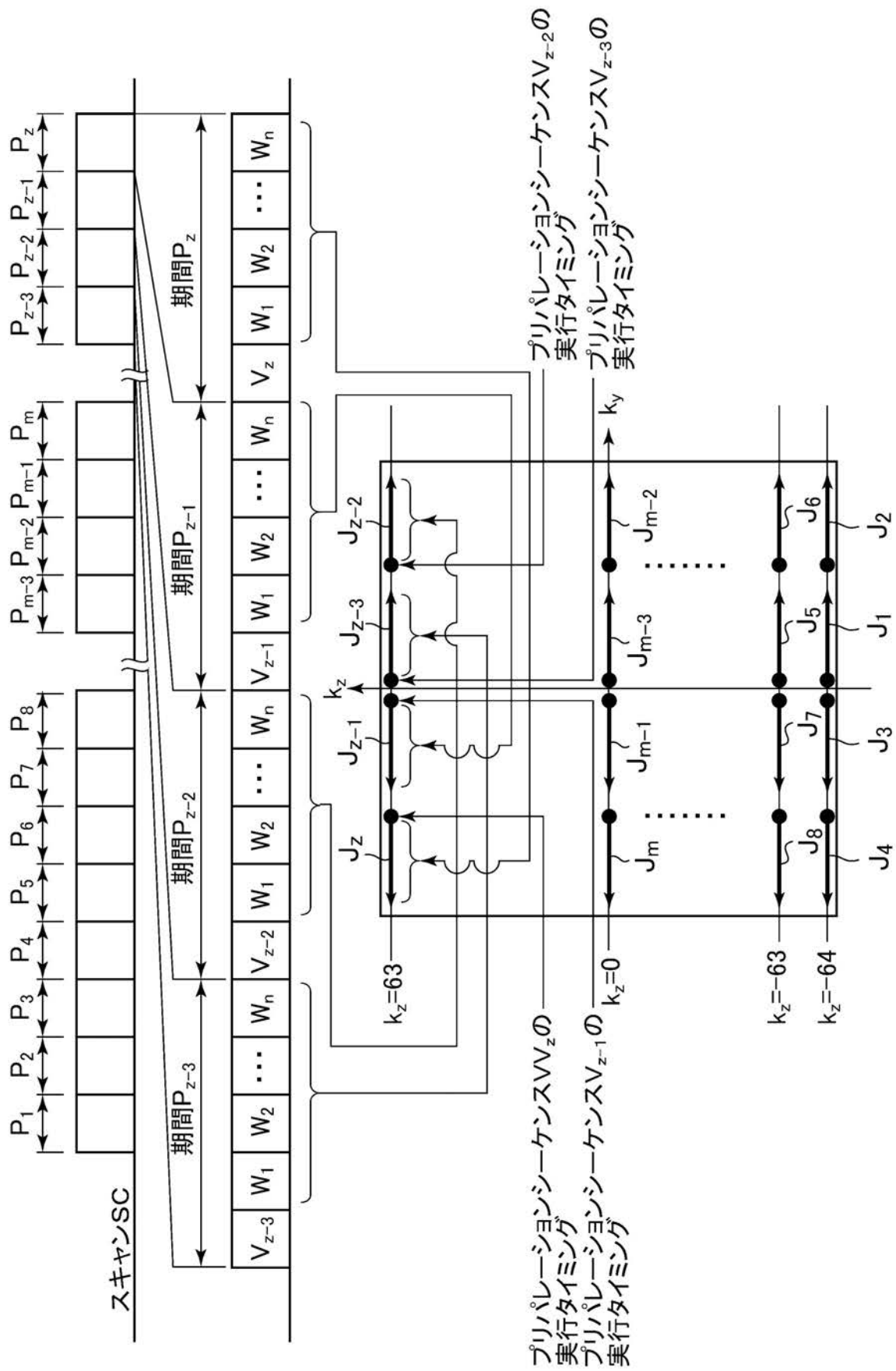
【図 4】



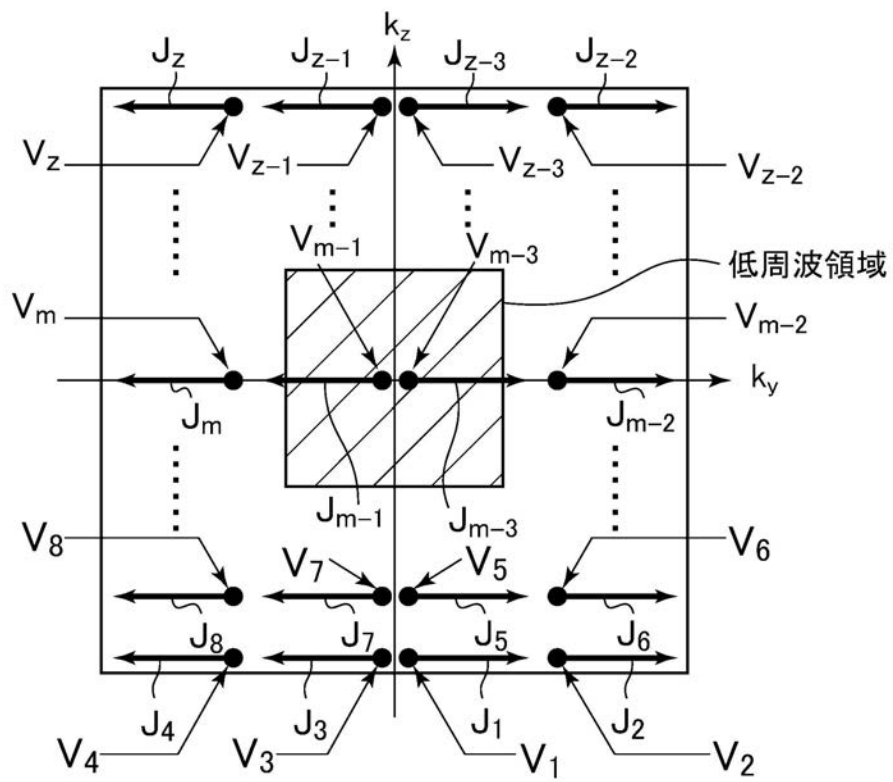
【図 5】



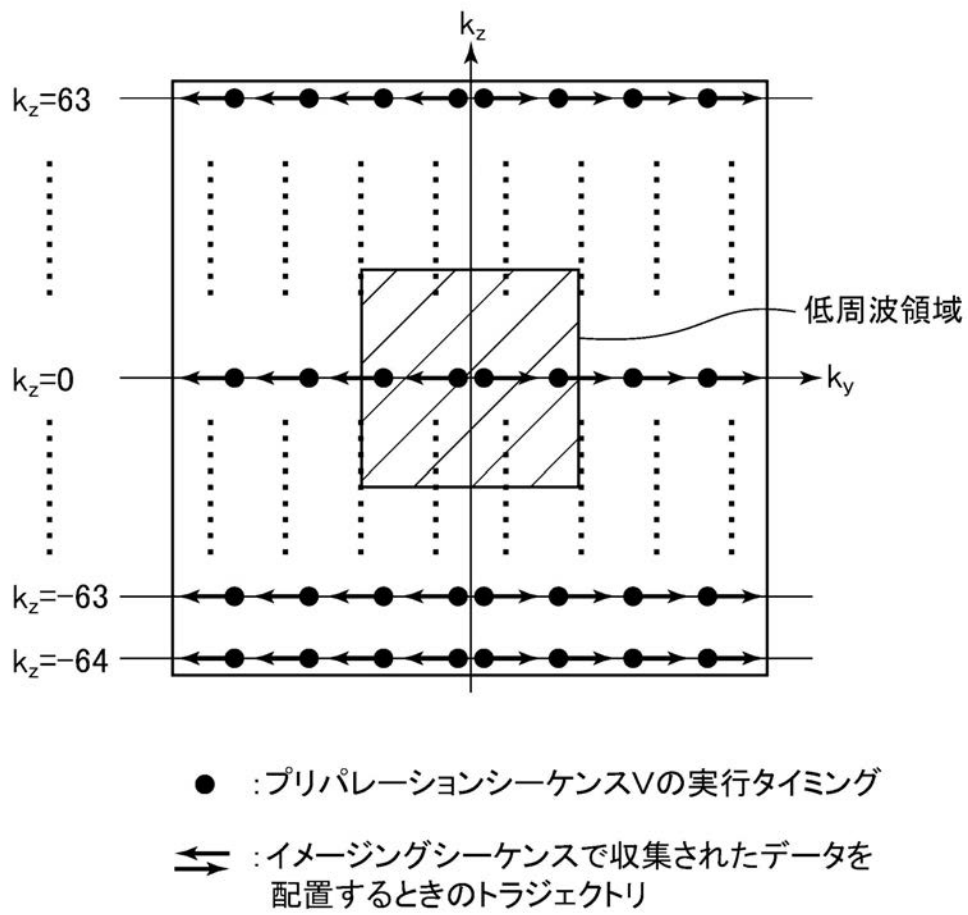
【図 6】



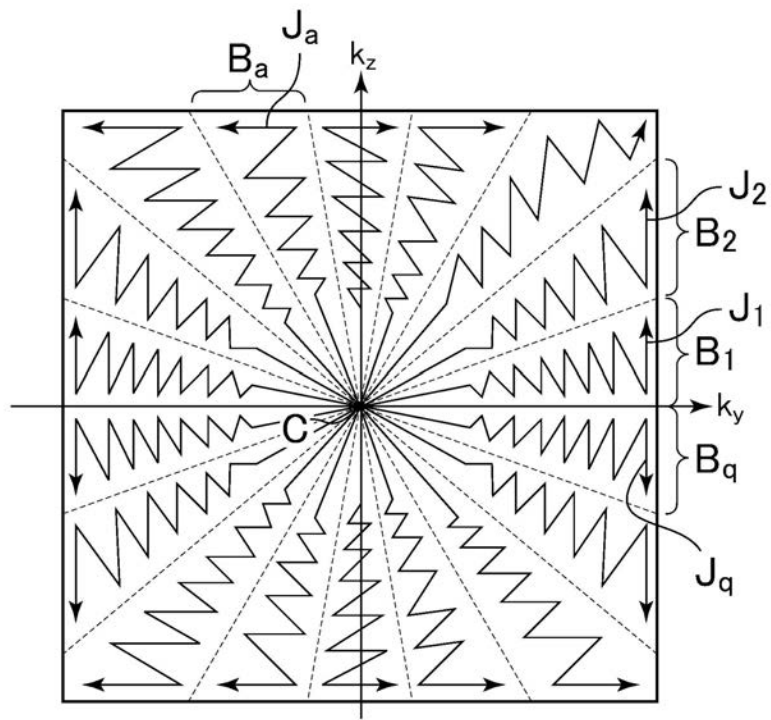
【図 7】



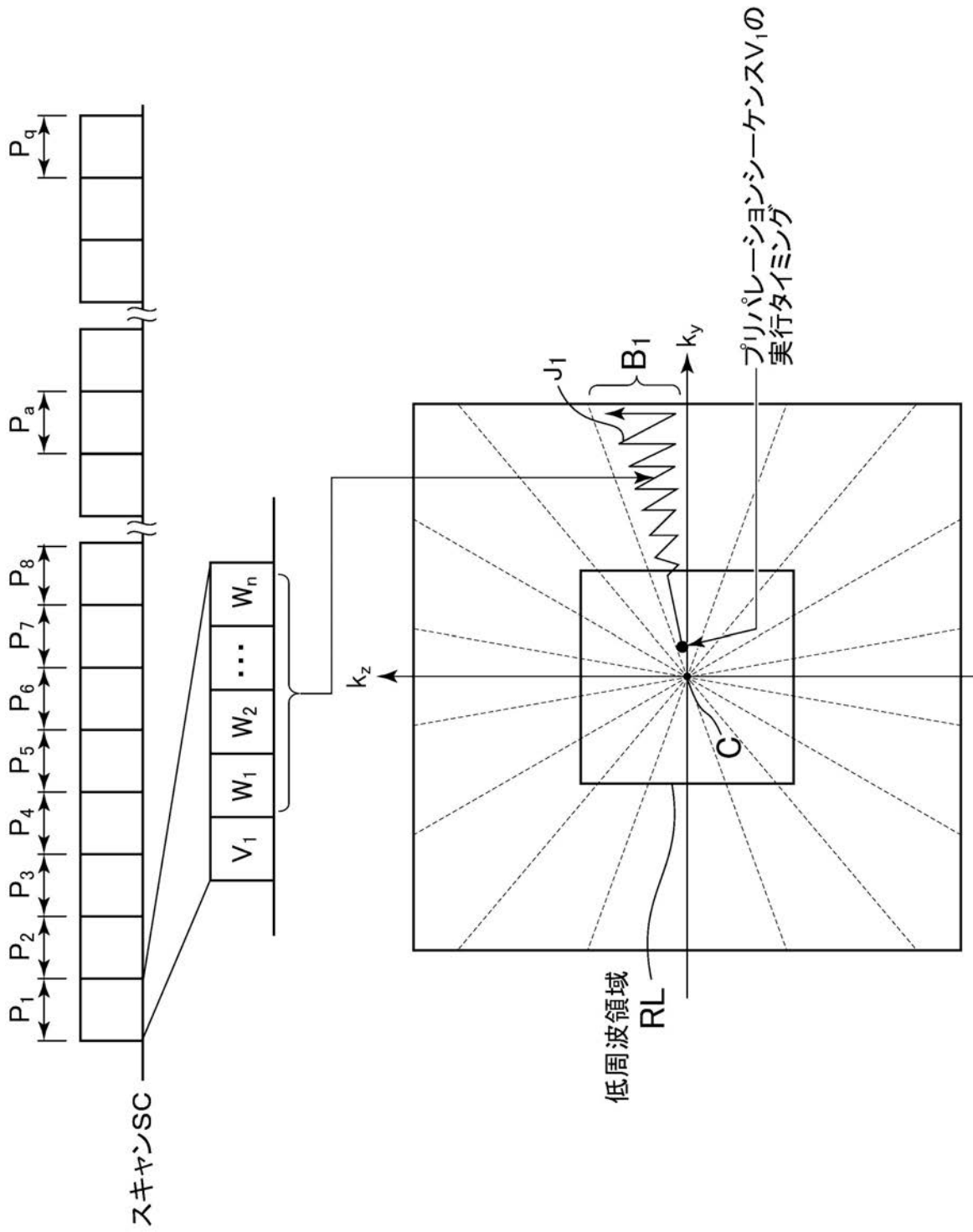
【図 8】



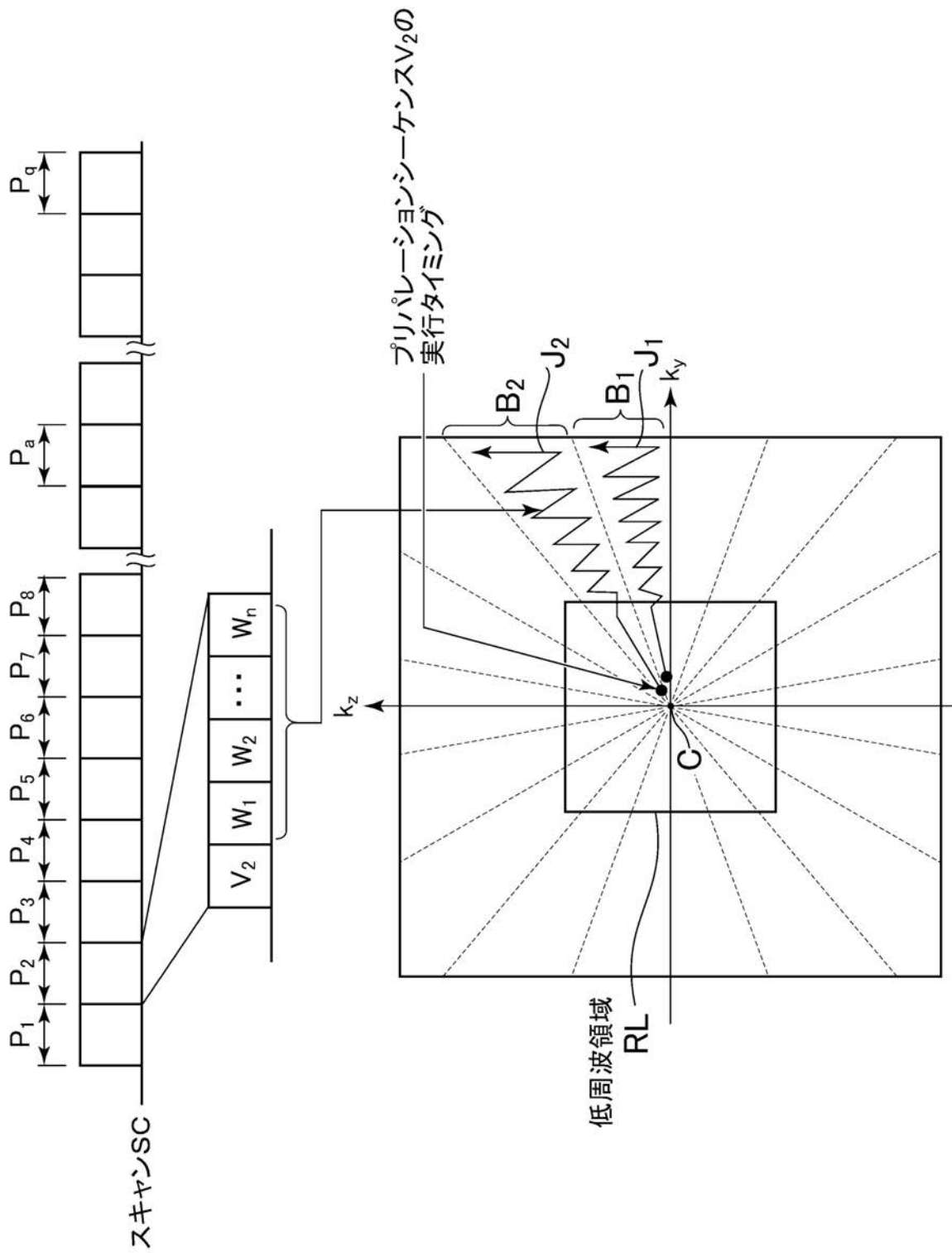
【図 9】



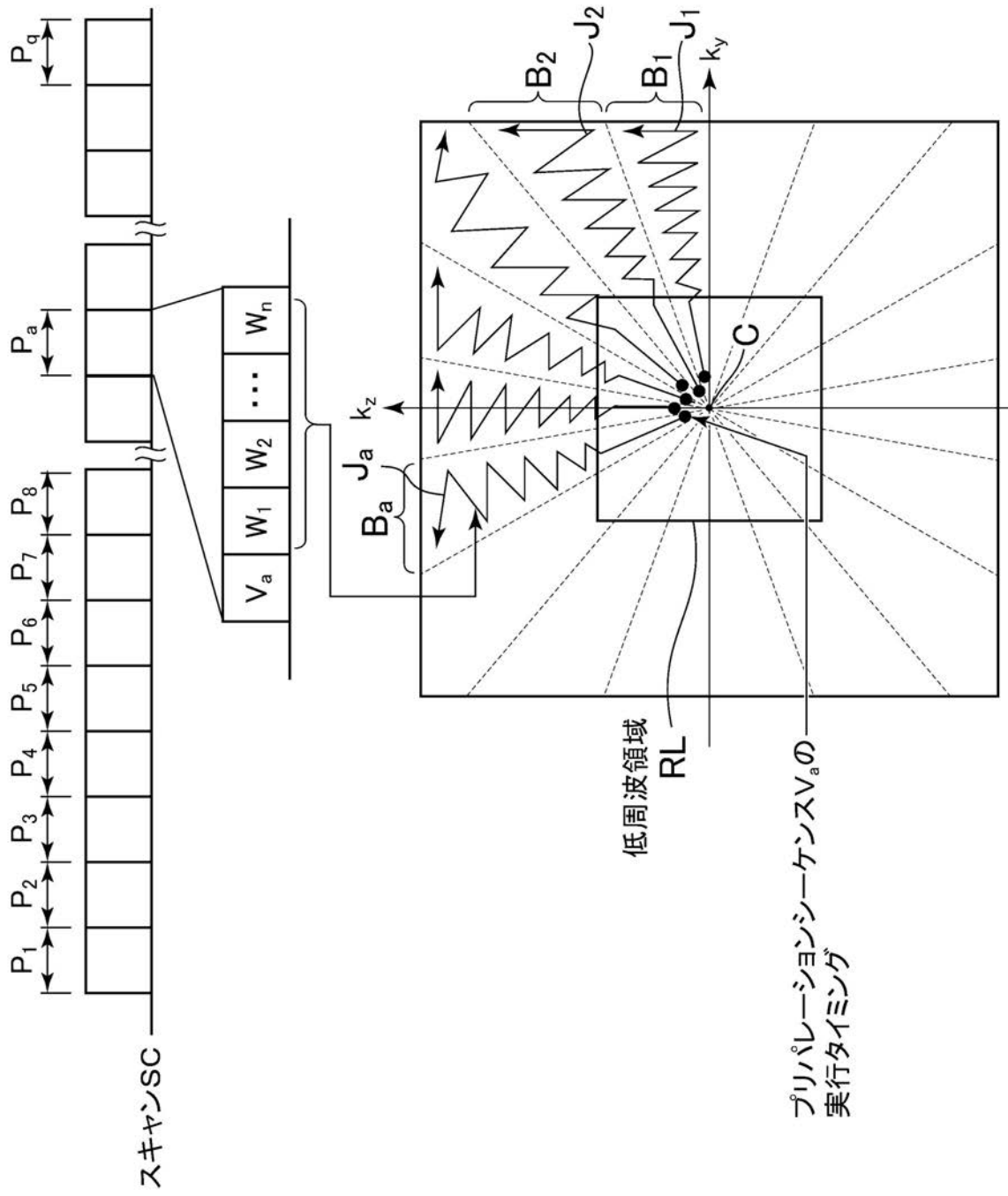
【図 10】



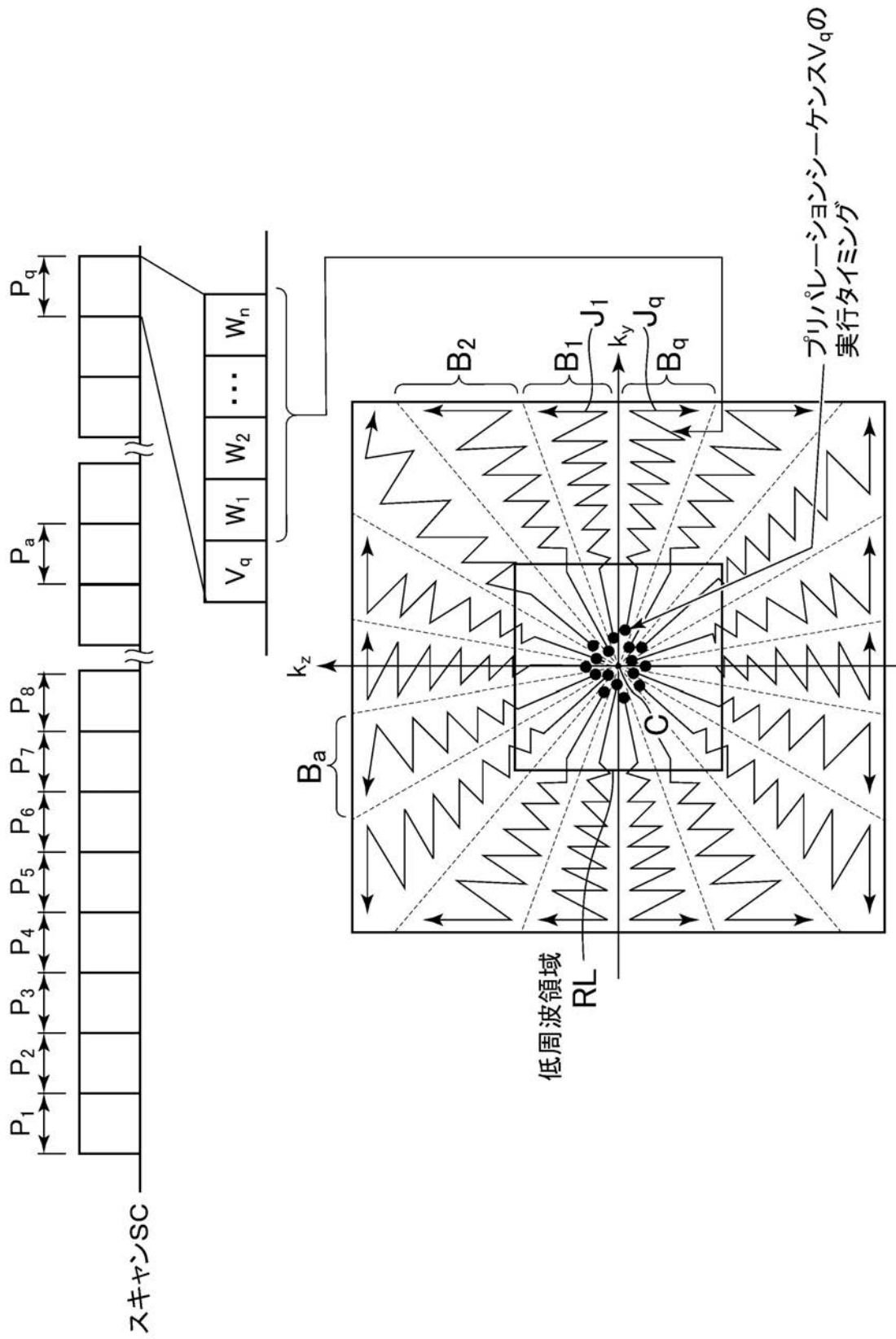
【図 11】



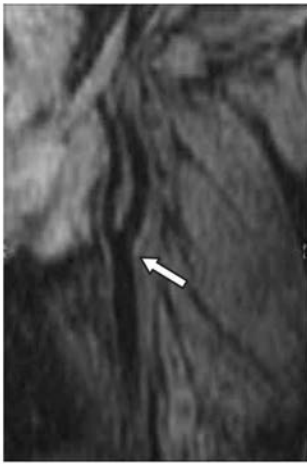
【図 12】



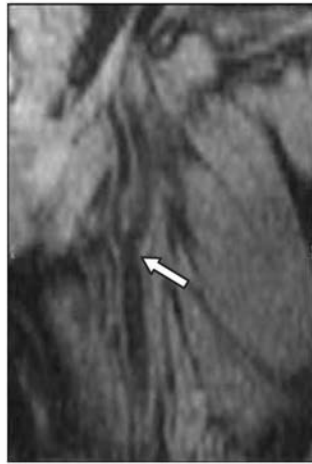
【図 13】



【図 14】



(a)



(b)