

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6463608号
(P6463608)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月11日(2019.1.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/055 3 5 0

請求項の数 21 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-147643 (P2014-147643)
 (22) 出願日 平成26年7月18日 (2014.7.18)
 (65) 公開番号 特開2015-20075 (P2015-20075A)
 (43) 公開日 平成27年2月2日 (2015.2.2)
 審査請求日 平成29年6月6日 (2017.6.6)
 (31) 優先権主張番号 10 2013 214 285.4
 (32) 優先日 平成25年7月22日 (2013.7.22)
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 390039413
 シーメンス アクチエンゲゼルシヤフト
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l
 I s c h a f t
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ
 ンヘン ヴェアナー-フォン-シーメンス
 -シュトラーセ 1
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス=ライ
 ンハルト
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】磁気共鳴トモグラフィシステムおよび該磁気共鳴トモグラフィシステムを用いたMR-Iイメージング方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)であって、
それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a~h; TX1, TX2, TX
3)を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104; 106)が設けられてお
り、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104; 106)は、前記磁気共鳴トモ
グラフィシステム(101)の送信装置(109)により駆動されて、高周波パルス(R
RF-P1~RF-P8)を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム(101)において

、
それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a~c; TX1, TX2, TX
3)を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置(ボディコイルBC=104; 10
6)が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104; 106)は送信装置(送信機1
09)により、選択的に個別にのみ駆動されて、および/または複数同時に駆動されて送
信を行う、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 2】

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a~h; TX1, TX2, TX

10

20

3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) の送信装置 (1 0 9) により駆動されて、高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 8) を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) において

前記送信装置 (送信機 1 0 9) は、

それぞれ異なる用途のため、たとえば患者および / または高周波送信コイル装置 (ボディコイル B C = 1 0 4 ; 1 0 6) のポジションを変化させることなく、

それぞれ異なる空間 TX 照射のために、および / または時間的にそれぞれ異なる TX 磁場経過特性のために、 10

前記高周波送信コイル装置 (ボディコイル B C = 1 0 4 ; 1 0 6) を駆動するように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 3】

磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (1 0 8 a ~ h ; T X 1 , T X 2 , T X 3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) の送信装置 (1 0 9) により駆動されて、高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 8) を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) において

前記送信装置 (送信機 1 0 9) は、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (ボディコイル B C = 1 0 4 ; 1 0 6) のうち、1 つの時点 (t) において常に 1 つの高周波送信コイル装置だけが駆動されるよう、高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 4 ; R F - P 5 ~ R F - P 8) を送信する、 20
ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 4】

磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (1 0 8 a ~ h ; T X 1 , T X 2 , T X 3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) の送信装置 (1 0 9) により駆動されて、高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 8) を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) において

前記送信装置 (送信機 1 0 9) は、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (ボディコイル B C = 1 0 4 ; 1 0 6) のうち、1 つの時点 (t) において常に 1 つの高周波送信コイル装置だけを駆動して、高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 4 ; R F - P 5 ~ R F - P 8) を送信させ、他の高周波送信コイル装置を、たとえば高周波パルス (R F - P 1 ~ R F - P 8) に対し離調させる 40
、

ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 5】

磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (1 0 8 a ~ h ; T X 1 , T X 2 , T X 3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (1 0 4 ; 1 0 6) が設けられてお

20

30

40

50

り、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム(101)の送信装置(109)により駆動されて、高周波パルス(RF-P1～RF-P8)を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム(101)において

高周波送信コイル装置(104；106)を離調させるための電流が、全体的にまたは部分的に、他の高周波送信コイル装置(106；104)の送信磁場から、整流により形成されるように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項6】

10

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a～h；TX1，TX2，TX3)を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム(101)の送信装置(109)により駆動されて、高周波パルス(RF-P1～RF-P8)を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム(101)において

前記送信装置(109)は、

イメージング検査のために、前記高周波送信コイル装置(104；106)のうち、該検査に対してよりよい特性を備えた高周波送信コイル装置だけが送信に使用される、

ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項7】

20

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a～h；TX1，TX2，TX3)を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム(101)の送信装置(109)により駆動されて、高周波パルス(RF-P1～RF-P8)を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム(101)において

前記送信装置(送信機109)は、

個々の時点(t)において、ローカルコイル(106)として構成された高周波送信コイル装置(104；106)だけを駆動して送信を行わせ、または、ボディコイル(104)として構成された高周波送信コイル装置(104；106)だけを駆動して送信を行わせる、

ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項8】

30

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ(108a～h；TX1，TX2，TX3)を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置(104；106)は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム(101)の送信装置(109)により駆動されて、高周波パルス(RF-P1～RF-P8)を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム(101)において

前記送信装置(109)は、

患者(105)の1つの領域(K，ROI)に対する第1のイメージング検査のために

40

50

、複数の時点 (t 5 , t 6 , t 7 , t 8) において、ローカルコイル (106) として構成された高周波送信コイル装置 (104 ; 106) だけを駆動して、高周波パルス (RF - P 5 , RF - P 6 , RF - P 7 , RF - P 8) を送信させ、

時間的に前記検査の後または前記検査の前に行われる、患者 (105) のたとえば別の領域 (B) における別のイメージング検査のために、別の複数の時点 (t 1 , t 2 , t 3 , t 4) において、ボディコイル (104) として構成された高周波送信コイル装置 (104 ; 106) だけを駆動して、高周波パルス (RF - P 1 , RF - P 2 , RF - P 3 , RF - P 4) を送信させる、

ように構成されている (図 2) 、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

10

【請求項 9】

磁気共鳴トモグラフィシステム (101) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (108a ~ h ; TX1 , TX2 , TX3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (101) の送信装置 (109) により駆動されて、高周波パルス (RF - P 1 ~ RF - P 8) を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム (101) において

前記高周波送信コイル装置 (104 ; 106) を離調させるための離調回路は、該離調回路にケーブル接続 (TX - K 1 ~ TX - K 3) を介して印加される 1V ~ 50V の電圧によって供電され、

PINダイオードスイッチの離調のために、前記離調回路に印加可能な付加的な電圧たとえば直流電圧を、整流回路によって発生可能であり、該整流回路の電圧は、前記高周波送信コイル装置 (104 ; 106) のうち少なくとも 1 つの高周波送信コイル装置の、誘導結合された高周波交番磁場から取り出し可能である、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

20

【請求項 10】

磁気共鳴トモグラフィシステム (101) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (108a ~ h ; TX1 , TX2 , TX3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (101) の送信装置 (109) により駆動されて、高周波パルス (RF - P 1 ~ RF - P 8) を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム (101) において

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) のうち少なくとも 1 つの高周波送信コイル装置は、

該高周波送信コイル装置の接続プラグが患者寝台および / または MRI 装置 (101) と接続されていないとき、該高周波送信コイル装置自体が、別の高周波送信コイル装置 (106 ; 104) の高周波パルス (RF - P 1 ~ RF - P 4 ; RF - P 5 ~ RF - P 8) により誘導される電圧および / または電流によって離調される、

ように設計されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

40

【請求項 11】

磁気共鳴トモグラフィシステム (101) であって、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (108a ~ h ; TX1 , TX2 , TX3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) が設けられており、

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104 ; 106) は、前記磁気共鳴トモ

50

グラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記高周波送信コイル装置（104；106）のうちそれぞれ1つの高周波送信コイル装置を離調させるために、および／または前記高周波送信コイル装置（104；106）のうちそれぞれ1つの高周波送信コイル装置を共振状態に切り替えるために、外部給電によって電圧源および／または電流源を印加することにより、離調回路を1つの高周波送信コイル装置（104；106）に対し接続可能である、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項12】

10

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記MRI装置（101）の制御ユニット（109，110）は、前記高周波送信コイル装置（104；106）のうち1つの高周波送信コイル装置からの送信を、少なくとも1つの別の高周波送信コイル装置（106；104）がMRI装置（101）内に存在している間、許可する、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項13】

20

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記MRI装置（101）は、

被検体（105）の1つのイメージング検査後、および／または次のイメージング検査の前の1つのシーケンス後、前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）のうち1つの高周波送信コイル装置から別の高周波送信コイル装置へ、送信の自動的な切り替えが行われる、ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項14】

30

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、

それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられており、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記MRI装置（101）は、

被検体（105）の1つのイメージング検査中、および／または1つのシーケンス中、前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）のうち1つの高周波送信

40

50

コイル装置から別の高周波送信コイル装置（104；106）への自動的な切り替えが、
 $10\mu s \sim 100ms$ のサイクル時間で行われる、
 ように構成されている、
ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項15】

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、
それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX
3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられてお
り、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモ
グラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（R
RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記MRI装置（101）は、

該MRI装置（101）の制御ユニット（109，110）が、前記高周波パルスの1
 つの送信パルス（RF-P1～RF-P4）のためにそれぞれ、前記高周波送信コイル裝
 置のうち1つの高周波送信コイル装置（104）の選択を許可し、前記高周波パルスの1
 つまたは複数の後続の送信パルス（RF-P5～RF-P8）のために、前記高周波送信
 コイル装置のうちさらに別の高周波送信コイル装置（106）の選択を許可する、
 ように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項16】

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、
それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX
3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられてお
り、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモ
グラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（R
RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記高周波送信コイル装置（104；106）のうち1つの高周波送信コイル装置は、
別の高周波送信コイル装置から偏波分離により分離可能である、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項17】

磁気共鳴トモグラフィシステム（101）であって、
それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナ（108a～h；TX1，TX2，TX
3）を備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）が設けられてお
り、

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（104；106）は、前記磁気共鳴トモ
グラフィシステム（101）の送信装置（109）により駆動されて、高周波パルス（R
RF-P1～RF-P8）を送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム（101）において

前記高周波送信コイル装置（104；106）は、互いに直交する偏波方向で送信およ
び／または受信を行い、たとえば垂直方向にのみ偏波されて送信を行う1つの高周波送信
コイル装置（104）と、水平方向にのみ偏波されて送信を行う別の高周波送信コイル装
置（106）とによって、送信および／または受信を行うように構成されている、

ことを特徴とする、磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項18】

前記少なくとも2つの高周波送信コイル装置（ボディコイルBC=104；106）は
 、互いに誘導結合されている、

10

20

30

40

50

請求項 1 から 17 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 19】

2 つの高周波送信コイル装置 (104; 106) は、互いに導電接続されておらず、および / または電気的に分離されている。

請求項 1 から 17 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 20】

磁気共鳴トモグラフィシステム (101) を用いた MRI イメージング方法であって、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (101) には、

それぞれ少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (108a ~ h; TX1, TX2, TX3) を備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104; 106) が設けられており、 10

前記少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104; 106) は、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (101) の送信装置 (109) により駆動されて、高周波パルス (RF - P1 ~ RF - P8) を送信する、MRI イメージング方法において、

少なくとも 1 つの高周波送信アンテナ (108a ~ c; TX1, TX2, TX3) をそれぞれ備えた少なくとも 2 つの高周波送信コイル装置 (104; 106) のうち、そのつど (t) 1 つの高周波送信コイル装置のみを、前記磁気共鳴トモグラフィシステム (101) の送信装置 (109) により駆動して、高周波パルス (RF - P1 ~ RF - P4; RF - P5 ~ RF - P8) を送信させることを特徴とする。

MRI イメージング方法。 20

【請求項 21】

前記送信装置 (109) は、患者 (105) の 1 つの領域 (K, ROI) における第 1 のイメージング検査のために、第 1 の時点 (t5, t6, t7, t8) において、ローカルコイル (106) として構成された 1 つの高周波送信コイル装置だけを駆動して、高周波パルス (RF - P5, RF - P6, RF - P7, RF - P8) を送信させ、

前記送信装置 (109) は、時間的に前記検査の後または前記検査の前に行われる、患者 (105) のたとえば別の領域 (B, ROI) における別のイメージング検査のために、別の時点 (t1, t2, t3, t4) において、ボディコイル (104) として構成された 1 つの高周波送信コイル装置だけを駆動して、高周波パルス (RF - P1, RF - P2, RF - P3, RF - P4) を送信させる一方、 30

有利にはそれぞれ目下送信を行っていない高周波送信コイル装置 (104; 106) を、電圧および / または電流により分離し (Untune) 、および / または非共振状態に切り替えられる。

請求項 20 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴トモグラフィシステムおよび該システムを用いた MRI イメージング方法に関する。 40

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴トモグラフィによって物体または患者を検査するための磁気共鳴装置 (MRI) は、たとえば DE 10314215 B4 または US 4680549 (1985) から公知であり、あるいは "Inductive Coupled Local TX Coil Design", W. Wang, X. Lu, J. You, W. Zhang, H. Wang, H. Greim, M. Vester, J. Wang, SiemensMindit MagneticResonance Ltd. ShenZhen/GuangDong, Siemens Medical Solutions Magnetic Resonance/ Erlangen, ISMRM 2010 から公知である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

10

20

30

40

50

【特許文献 1】DE 10314215 B4

【特許文献 2】US 4680549

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】"Inductive Coupled Local TX Coil Design", W. Wang, X. Lu, J. You, W. Zhang, H. Wang, H. Greim, M. Vester, J. Wang, SiemensMindit MagneticResonance Ltd. ShenZhen/GuangDong, Siemens Medical Solutions Magnetic Resonance/ Erlangen, ISMRM 2010

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

本発明の課題は、MRIイメージングを最適化することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明によればこの課題は、それぞれ少なくとも1つの高周波送信アンテナを備えた少なくとも2つの高周波送信コイル装置が設けられており、高周波送信コイル装置は、磁気共鳴トモグラフィシステムの送信装置により駆動されて、高周波パルスを送信する、磁気共鳴トモグラフィシステム、ならびにこのシステムを用いたMRIイメージング方法により解決される。

【0007】

20

従属請求項ならびに以下の説明には、有利な実施形態が示されている。

【0008】

次に、図面を参照しながら実施例に基づき、本発明のさらに別の特徴ならびに可能な実施形態の利点について説明する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】制御装置に接続されたMRIシステムの送信装置を略示した斜視図

【図2】MRIシステムの2つの送信装置を時間をずらして駆動する可能性を略示したタイムチャート

【図3】MRIシステムの概略図

30

【発明を実施するための形態】

【0010】

(特に技術的バックグラウンドを説明するためにも)図3には、(遮蔽空間またはファラデーケージF内に設けられた)イメージング用磁気共鳴装置MRI 101が示されている。この装置には、管状空間103とともにボディコイル104が設けられており、イメージング方式により物体たとえば(患者などの)被検体105の記録を生成する目的で、管状空間103内において(ローカルコイル装置106が設置されたまたは設置されていない)被検体105とともに、患者寝台102を移動させることができる。ここでは被検体である患者の上にローカルコイル装置106が配置されており、このローカルコイル装置106により、MRIの局所領域(撮像視野またはFOVとも称する)において、撮像視野内の被検体105の部分領域の記録を生成することができる。ローカルコイル装置106の信号は、たとえば同軸ケーブルまたは無線(167)等を介してローカルコイル装置106に接続可能なMRI 101の評価装置(168, 115, 117, 119, 120, 121等)により評価することができる(たとえば画像への変換、記憶または表示)。

40

【0011】

磁気共鳴装置MRI 101を用い、被検体105(対象物体または患者)を磁気共鳴イメージングによって検査できるようにする目的で、時間的および空間的な特性に関して極めて厳密に調整された種々の磁場が、被検体105に入射される。ここではトンネル状開口部103を備えた測定室内に配置された強力な磁石(多くはクライオマグネット10

50

7) によって、たとえば 0.2 テスラ ~ 3 テスラあるいはそれ以上にも及ぶ強い主静磁場 B_0 が生成される。被検体 105 は患者寝台 102 の上に寝かされたまま、観察領域 F o V (撮像視野)において主磁場 B_0 のほぼ均質な領域に動かされる。被検体 105 の原子核の核スピンが、磁気的な高周波励起パルス B_1 (x, y, z, t) によって励起される。この励起パルスは、高周波アンテナ (および / または必要に応じてローカルコイル装置 106) によって放射される。高周波アンテナは、ここでは (たとえば複数の部分から成り、たとえばリング 108a, 108b, 108c, 縦長のロッド 108d ~ 108h で略示された) 高周波アンテナ 108 として、ごく簡略的に描かれている。高周波励起パルスはたとえばパルス発生ユニット 109 によって生成され、パルス発生ユニット 109 はパルスシーケンス制御ユニット 110 により制御される。高周波励起パルスは高周波増幅器 111 によって増幅された後、高周波アンテナ 108 へ導かれる。ここに示した高周波システムは概略的に描いたものにすぎない。2つ以上のパルス発生ユニット 109 および 2つ以上の高周波アンテナ 108a, b, c が、1つの磁気共鳴装置 101 に設けられることが多い。10

【0012】

さらに磁気共鳴装置 101 には、傾斜磁場コイル 112x, 112y, 112z も設けられており、測定にあたりこれらの傾斜磁場コイルによって、測定信号の選択スライス励起と空間コーディングのために傾斜磁場 B_G (x, y, z, t) が放射される。傾斜磁場コイル 112x, 112y, 112z は、傾斜磁場コイル制御ユニット 114 (および必要に応じて増幅器 V_x, V_y, V_z) により制御され、これもパルス制御ユニット 109 と同様にパルスシーケンス制御ユニット 110 と接続されている。20

【0013】

(被検体内の原子核の) 励起された核スピンから送出される信号は、ボディコイル 104 および / または少なくとも 1 つのローカルコイル装置 106 によって受信され、これに対応して設けられた高周波増幅器 116 によって増幅され、受信ユニット 117 によってさらに処理されてデジタル化される。記録された測定データはデジタル化され、複素数値として k 空間行列に格納される。値の格納された k 空間行列から多次元フーリエ変換によって、対応する MR 画像を再現することができる。

【0014】

送信モードでも受信モードでも駆動することのできるコイルに対し、たとえばボディコイル 104 またはローカルコイル 106 に対し、前段に接続された送受信分岐 118 を介して適正な信号転送が制御される。30

【0015】

画像処理ユニット 119 は測定データから画像を生成し、この画像は操作コンソール 120 によってユーザに表示され、および / または記憶ユニット 121 に格納される。中央計算ユニット 122 は、設備の個々のコンポーネントを制御する。

【0016】

今日、MR トモグラフィにおいては、一般的にいわゆるローカルコイル装置 (Coils, Local Coils) によって、信号雑音比 (S/N R) の高い画像が記録される。これらのローカルコイル装置は、被検体 105 の上 (腹側) または下 (背側) または中に配置されるアンテナシステムである。MR 測定の際、励起された核によって、ローカルコイルの個々のアンテナに電圧が誘導され、この電圧は低雑音プリアンプ (たとえば LNA Low Noise Amplifier, Preamp) により増幅され、ついで受信エレクトロニクス装置へ転送される。高解像度画像であっても信号雑音比を向上させるために、いわゆる高磁場装置が用いられる (1.5 T ~ 1.2 T あるいはそれ以上)。利用可能な受信機よりも多くの個別アンテナを MR 受信システムに接続できる場合には、受信アンテナと受信機との間に、たとえばスイッチマトリックス (RCCS とも称する) が組み込まれる。このスイッチマトリックスによって、目下アクティブな受信チャネル (たいていは現在、磁石の視野内に位置する受信チャネル) が、利用可能な受信機ヘルーティングされる。このようにすることによって、利用可能な受信機よりも多くのコイルアンテナを接続することができる。なぜならば全身を4050

カバーする場合、F o V（撮像視野）もしくは磁石の均質体積に位置するコイルだけを読み出せばよいからである。

【0017】

ローカルコイル装置106と呼ばれるのは、たとえば一般にはアンテナシステムであって、これはたとえば1つのアンテナ素子によって構成することができ、あるいは複数のアンテナ素子（特にコイル素子）から成るアレイコイルとして構成することができる。個々のアンテナ素子は、たとえばループアンテナ（ループ）、バタフライ、フレックスコイル、または鞍形コイルとして形成されている。ローカルコイル装置にはたとえば、コイル素子、プリアンプ、その他のエレクトロニクス装置（定在波トラップ等）、ケーシング、載置部材、MRI装置への接続に用いられる少なくとも1つのプラグ付きケーブル、などが含まれている。装置側に取り付けられた受信機168は、ローカルコイル106からたとえば無線等により受信した信号をフィルタリングしてデジタル化し、それらのデータをデジタル信号処理装置へ転送する。デジタル信号処理装置は測定により得られたデータから、たいていは1つの画像またはスペクトルを導出して、ユーザが利用できるようにし、たとえばあとでユーザが診断に利用し、あるいは記憶装置に格納する。

10

【0018】

図1～図3には、本発明の実施例の詳細が示されている。

【0019】

核スピントモグラフィにおいてローカル送信コイル装置（=LC = Local coils = ローカルコイル）を使用することにより、様々な利点を得ることができる。これによっていっそう高いB1磁場ピーク値（B1磁場極値）および／またはいっそう高いB1磁場平均値（B1磁場平均値）を達成することができる。殊にB1ピーク値が高くなると、著しく高いB1値を極めて短時間に必要とする用途（たとえば短いエコー時間、インプラントにおけるアーチファクトを抑圧するための「メタルイメージング」"metal imaging"、分光分析など）において有利となる可能性がある。しかもローカル送信コイル装置は、それらが送信磁場を体の特定の部位（たとえば被検体の左膝）にのみ適用し、MRIのボディコイル内に位置する（被検体の）全身には適用しない場合、SARの制限において利点をもたらすことができる。さらに送信磁場の制限と異なる磁場経過特性とにより、プロトコルのデザイン（たとえば位相エンコードの方向についてなど）において利点をもたらすことができる。その理由は、検査すべきではない他の部位に対し送信磁場が作用しなければ、それらの部位からの重畠を著しく抑圧できるからである。たとえば膝または頭部のイメージング記録を行う場合、膝または頭部のためのローカルコイルによる照射がz方向において僅かであれば、z方向の位相エンコード方向は僅かな位相オーバーサンプリングで十分可能だからである。これらの利点は、送信装置において单一チャネルで送信するコイルについてもマルチチャネルで送信するコイルについてもあてはまる。

20

【0020】

ただしローカル送信コイルを使用する場合、1つの欠点が生じる。すなわち、局所的に強く制限され、場合によってはいくらか不均質なローカルコイルの送信磁場を用いて、必ずしもすべての検査をうまく処理できるわけではない。たとえばローカル送信コイルによる頭部検査に続いて、Cスピン検査を実施しようとするならば、コイルを交換して患者のポジションを変更することになるかもしれない。

30

【0021】

ローカル送信コイルの利点を挙げるとすれば、以下のとおりである：

- B1ピークを高めることができる。
- 広域的なSARを低下させることができる。
- 送信コイル（TX）をボディコイルBCよりも簡単に被検組織からいくらか離して配置できれば（ボディコイルの場合にはこれは磁石直径の負担となるかもしれません、コストがかかる可能性がある）、局所的なSARを低下させることができる。
- プロトコル選択をいっそう好適なものにするために磁場プロファイルの局所化を強めることができ、あるいは送信（TX）プロファイル（PTX）の直交性を向上させることができ

40

50

る。

【 0 0 2 2 】

その際、以下のような問題が発生する可能性がある。すなわち今日のローカル送信コイルは、システムに接続されている場合には、それらがもっぱら送信コイルとして用いられなければならず、M R I のボディコイル B C を用いた送信は、安全上の理由から（ボディコイルとローカルコイルが誘導結合し、ボディコイルからの磁場がローカル送信コイルによってフォーカシングされることで患者が火傷してしまうのを防止するために）、送信コイルとしてローカル送信コイル T X が存在しているときには許可することができない。目下のところ知られているかぎりでは、いわゆる誘導結合式送信コイルだけが特別な役割を担っている（Wang, Verster 等による "Inductive Coupled Local TX Coil Design"）。この場合、ローカル送信コイルは、ケーブルを介して送信電力を供給されるのではなく、誘導結合によりボディコイル B C によって給電される。他の場合であれば望ましくない磁場のフォーカシングが、この場合には所期のように適正に調量されて利用される。しかしながら現在知られているかぎり、コイルが存在しているときにそれよりも大きいコイル（ボディコイル B C ）により送信を行うことができ、「望ましくない」コイルが離調され、したがって一方または他方の送信コイルの選択を行えるモードは、両方のタイプの送信コイル（ケーブル接続式または誘導結合式）のために、設けられていない。10

【 0 0 2 3 】

M R システムの制御により、M R I のボディコイル B C と M R I のローカルコイル T X とを選択的に用いて送信可能なコイル装置は、これまで実現されていない。このようにすることで、1つの検査 / シーケンスタイプ（たとえば単純な頭部イメージング）のためにローカル送信コイルの利点を利用することができ、（たとえばそのあとで）いっそう広い領域を、その間に患者のポジションを変更する必要なく、ボディコイル B C によって（たとえば C スピンイメージングのために）照射することができる。このようなコイル装置、これに属する回路アーキテクチャ、制御、ならびに検査シーケンスは互いにいっしょになって、あるいは個別のテーマとして、本発明の実施形態の対象である。20

【 0 0 2 4 】

コイル装置：

たとえば図 1 または図 3 の場合、2つの送信コイル装置 1 0 4 , 1 0 6 が M R I システム 1 0 1 内に設けられている。この場合、送信コイル装置（たとえばローカルコイル L C 1 0 6 ）を、いっそう大きいコイル装置（たとえばボディコイル B C 1 0 4 ）内に設けることができ、あるいは2つのたとえば類似した大きさの送信コイル装置を、M R I 装置 1 0 1 内のそれぞれ異なる場所に設けることができる。両方の送信コイル装置を、離調回路（たとえば P I N ダイオードなどのようなスイッチにより切り替えられる共振回路）によって交互的にまたは同時に、同調（送信のための共振）または離調（一方の送信コイル装置が送信しているときに、他方の送信コイル装置が不所望にいっしょに共振してしまう、あるいは他方が送信しているときに一方が共振することを避けるため）させることができ。その際に離調回路を、一方の送信コイル装置が他方の送信コイル装置において誘導させる可能性のある高い電圧によって、（十分な作用の）離調を必ず生じさせるよう設計することができる。3040

【 0 0 2 5 】

離調のために考えられる回路アーキテクチャを、以下のものとすることができる：

- 解決手段 1：送信コイル装置を、ケーブル T X - K 1 , T X - K 2 , T X - K 3 , T X - K 4 を介して印加される比較的高い電圧によって離調させることができる（このための典型的な電圧：5 0 ~ 5 0 0 V ）。
 - 解決手段 2：送信コイル装置を、比較的低い電圧によって予備離調させることができる（このための典型的な電圧：1 ~ 5 0 V ）。（上述の）高い電圧（特に直流電圧）は、たとえば（P I N ダイオード）スイッチによる離調に適しており、この高電圧はたとえば、たとえば誘導結合された送信コイル装置の高周波交番磁界から電圧を取り出す整流回路によって形成される。
- 50

【0026】

安全技術上の理由から、送信コイル装置（付加的な受信コイルを有することもでき、または送信コイルを受信に利用することもできる）を、以下のように構成するのが有利である。ただし、必ずしも以下のように構成しなくてもよい。すなわち、プラグがM R I 装置 101 に（たとえば患者寝台に設けられた端子を介して）差し込まれていない場合（たとえば差し込みを忘れたため）、送信コイル自体が高周波磁場により離調されるようにしつまり受動的に離調されるようにし）、外部電源によって電圧 / 電流が供給されることによりはじめて、離調回路が動作するように切り替えられ、コイル装置が共振し、送信に使用できるように構成するのである。

【0027】

磁気共鳴トモグラフィシステムの送信装置 109 によって高周波送信コイル装置 104 ; 106 を駆動することにより高周波電力を供給するための回路アーキテクチャ：

第 1 の解決手段 1 として考えられるのは、ケーブル（たとえば図 1 の TX - K1 , TX - K2 , TX - K3 , TX - K4 ）を介した高周波パルス (RF - P1 ~ RF - P8) の供給である。

【0028】

第 2 の解決手段 2 として考えられるのは、（たとえば受動的に）誘導結合された電力による給電である。

【0029】

検査フローを以下に例示する。

【0030】

別の送信コイル装置 106 , 104 が存在するときに、送信コイル装置 104 , 106 によって、たとえ両方の送信コイルが互いに強く結合されていたとしても、送信を行うことができ、あるいはその逆の別の送信コイルによる送信も可能である。

【0031】

たとえば被検体の全体像を生成するために、ボディコイル (body coil = BC) 104 として構成された送信コイル装置を用い、局所的な検査を行うとき、ローカルコイル 106 として構成されたローカル送信コイル装置を用いる。

【0032】

あるいはたとえば、頭部送信コイルを用いて頭部検査を行うことができ、ボディコイル 104 を用いて脊椎検査（たとえば C スピン）を行うことができる。

【0033】

あるいはたとえば、頸部血液の局所的な励起およびラベリングされた頭部血液のイメージング (arterial spin labeling 動脈スピニラベリング) を、頸部送信コイルによって行うことができ、その後、ボディコイル 104 を用いて（慣用の）頭部検査を行うことができる。

【0034】

これらすべての検査を、患者のポジションを変えたりコイルを取り替えたりしなくても、適切な駆動と離調のコンセプトだけで実現することができる。

【0035】

離調および電力供給のためのいくつかの回路自体は今日、少なくとも国内で知られた従来技術である。ここで新規であるのは、（高周波）送信コイル装置とそれらの駆動制御とを組み合わせて、高周波送信コイル装置によって、他の（1つまたは複数の）高周波送信コイル装置が存在しているときに、送信が許可され送信を行えるようにすることであり、あるいはその逆が可能となるようにすることであり、さらに離調を、離調された送信コイル装置からは患者に対する危険が生じず、かつ目下送信している送信コイル装置の送信磁場が著しく歪むことがないよう、設計することである。

【0036】

その際にこれらのコイル装置は、それぞれ異なる放射ボリュームと磁場経過特性を有しており、まさにこの相違を、コイル交換や患者のポジション変更といった欠点を伴わずに

10

20

30

40

50

、上述の利点を得るために用いることができる。

【0037】

さらにここで考えられるのは、ある1つの検査／シーケンスから次の検査／シーケンスに進むときにだけ、ある送信コイル装置から別の送信コイル装置へ送信が切り替えられるのではなく、今後の用途のために、両方のコイル装置タイプ間の著しく迅速な切り替え（たとえば $10\text{ }\mu\text{s} \sim 100\text{ ms}$ のタイミング）が望まれる可能性があることである。このことは、MRI装置101の制御装置109が、あるシーケンスタイプから次のシーケンスタイプへ進むときだけでなく、送信パルスごとに、どの送信コイル装置が送信を行うのかを選択できるようにすることによって、実現される。

【0038】

極めて特別な用途のために可能な両方のコイル相互間の分離は、偏波分離である。すなわちこの場合、それらのコイルは、たとえば互いに直交する偏波方向で送信を行う（たとえばボディコイル104は垂直方向だけで偏波を行い、ローカルコイル106は水平方向だけで偏波を行う）。このようなやり方は、場合によっては適用事例のうちいくつかの事例でしか用いることができないかもしれない。なぜならば、他の欠点（たとえばSARなどに関する欠点）を伴う可能性があるからである。

【0039】

以下の点に本発明の進歩性があるということができる。すなわち、送信を行う（場合によっては互いに強く誘導結合された）2つまたはそれよりも多くの送信コイル装置を、それらのTX放射およびTX磁場経過特性が種々の適用事例においてそれぞれコイル固有の利点（いっそう高いB1ピーク、いっそう大きいFOV、いっそう均質なB1経過特性）を有するように構成する点である。これらの利点は、MRI装置101のローカルコイル106の仕様を以下のように選定し、以下のように駆動制御できることによって、利用可能となる。すなわち送信を行う送信コイル装置104, 106による送信を、別の送信コイル106, 104が存在するときに行うことができるようにして（これとは逆のこととも可能となるようにして）、送信を行う送信コイル装置において使用されていない（離調された）コイルによっても、そのつど患者105に対する危険が発生せず、あるいは送信を行う別の送信コイル装置106, 104の磁場経過特性に、望ましくない影響が及ぼされないようにするのである。このようにすることで、送信を行うローカル送信コイル装置106（ただししたとえばN = I - X個の送信チャネルとM = 1 - Y個の受信チャネルを備えたハイブリッドコイルであってもよい）を、送信を行ういっそう大きい送信コイル（たとえばボディコイル104）の送信磁場内にそのままにしておきながら、個々の検査にとって最良の特性を有する送信コイル装置106 / 104だけを、検査に利用することができる。

【0040】

詳細には図1に簡略的に示されているように、（高周波パルスを発生する送信機を含む）制御装置109に、（たとえば図2のRF-P1～RF-P4のような高周波パルスと高周波送信電力を伝送するための）送信ケーブルTX-K1, TX-K2, TX-K3を介して、MRI装置101の複数の送信コイル装置104, 106が接続されており、送信を行うこれらの送信コイル装置104, 106は、それぞれ制御装置109によって駆動制御され、（たとえば図2に示されているように）高周波パルスを送信する。

【0041】

図1には、複数のアンテナ108a, 108b, 108c, 108d, 108e, 108f, 108g, 108hを備えたボディコイル（=body coil = BC）104の形式の高周波送信コイル装置と、（たとえばアレイとして構成された）複数のアンテナTX1, TX2, TX3等を備えた（任意の形状および配置の）ローカルコイル106の形式の高周波送信コイル装置が示されており、これには場合によっては固有の受信アンテナRXも設けられている。この場合、高周波パルスを送信させるために、アンテナTX1, TX2, TX3等を選択的に個別に、および／または複数をいっしょに／同時に、駆動制御することができる。

10

20

30

40

50

【0042】

高周波送信コイル装置であるボディコイル104とローカルコイル106は、互いに誘導結合可能であり、または分離可能である。

【0043】

(送信機を備えた)送信装置109は、たとえば時点tにおいて、複数の高周波送信コイル装置104, 106のうち常に1つのコイル装置だけを制御して、高周波パルスを送信させる一方、有利には別の高周波送信コイル装置106, 104は、特定の周波数をもつ特に高周波パルスに対し(能動的および/または受動的に)離調される。

【0044】

詳細には図2には、制御および送信装置109により各時点(t)において、ローカルコイル106として構成された高周波送信コイル装置(ボディコイル=104; 106)だけが、あるいはボディコイル104として構成された高周波送信コイル装置だけが、高周波パルスを送信するように制御される様子が、例示されている。10

【0045】

図2の上から1列目には、(受動的および/またはたとえば制御装置109により)時間tの経過につれて時点t1, t2, t3, t4において、ボディコイル104として構成された高周波送信コイル装置に印加される(直流)電圧U_{tune}, U_{detect}_{une}(または電流)が示されている。この目的は、印加する電圧のレベルに応じて高周波送信コイルを、U_{tune}と同調(共振)させるか、またはU_{detect}_{une}と離調させることである。20

【0046】

図2の上から2列目には、(磁場により受動的および/またはたとえば制御装置109により能動的に)、時間tの経過につれて時点t5, t6, t7, t8において、ローカルコイル106として構成された高周波送信コイル装置に印加される(直流)電圧U_{tune}, U_{detect}_{une}(または電流)が示されている。この目的は、印加する電圧のレベルに応じて高周波送信コイルを、U_{tune}と同調(共振)させるか、またはU_{detect}_{une}と離調させることである。

【0047】

図2の上から3列目には、ボディコイル104として構成された高周波送信コイルから発せられるパルス電力振幅P(104)が、時間tの経過につれて時点t1, t2, t3, t4において送出される高周波パルスRF-P1, RF-P2, RF-P3, RF-P4として示されている。30

【0048】

図2の上から4列目には、ローカルコイル106として構成された高周波送信コイルから発せられるパルス電力振幅P(106)が、時間tの経過につれて時点t5, t6, t7, t8において送出される高周波パルスRF-P5, RF-P6, RF-P7, RF-P8として示されている。タイムインターバルについて例示しておくと、たとえば1つのシーケンス内でI1 = 0.01 ~ 10000 msであり、および/または2つのシーケンス(高周波パルス)間でI2 = 1 ms ~ 600 sである。

【符号の説明】**【0049】**

101 磁気共鳴装置

102 患者寝台

103 管状空間

104 ボディコイル

105 患者

106 ローカルコイル

107 クライオマグネット

108 a ~ h 高周波送信アンテナ

109 パルス発生ユニット(送信装置)

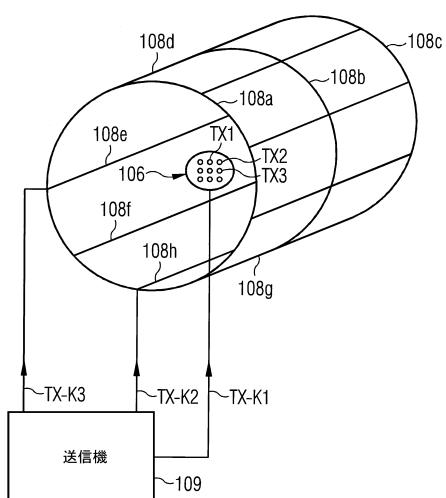
40

50

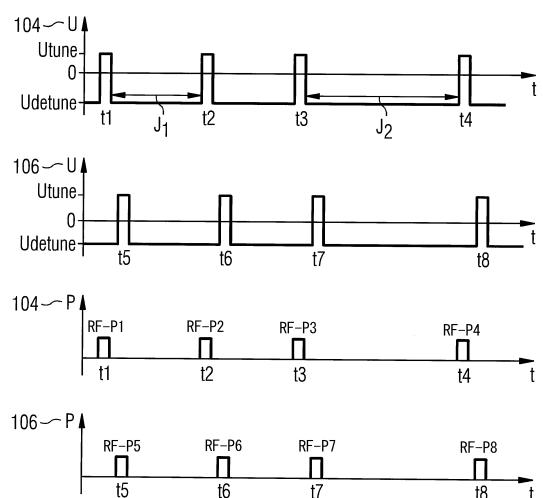
1 1 0 パルスシーケンス制御ユニット
 1 1 1 高周波増幅器
 1 1 2 x , y , z 傾斜磁場コイル
 1 1 4 制御ユニット
 1 1 8 送受信分岐
 1 1 9 画像処理ユニット
 1 2 0 操作コンソール
 1 2 1 記憶ユニット
 1 2 2 計算ユニット
 1 6 8 受信機

10

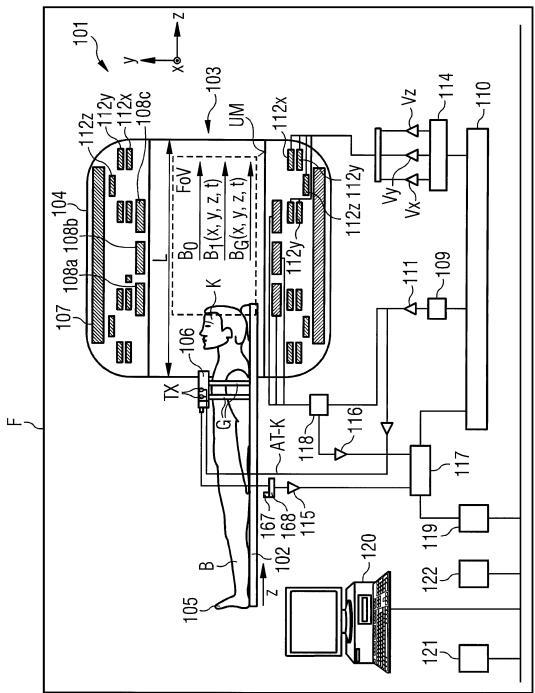
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 シュテファン ビーバー
ドイツ連邦共和国 エアランゲン フォン・レンタースハイム・シュトラーセ 5 アー

審査官 森川 能匡

(56)参考文献 特開2011-251118(JP,A)
特開2012-239723(JP,A)
特開平01-094834(JP,A)
特表2004-528893(JP,A)
特開2009-160015(JP,A)
国際公開第2011/065532(WO,A1)
特表2005-533537(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055
G 01 R 33 / 36