

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年3月6日(06.03.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/034817 A1

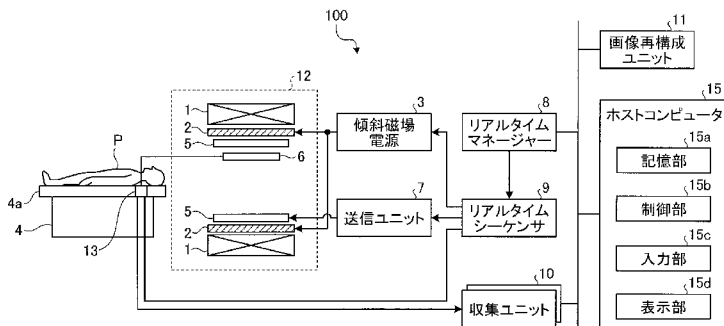
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/073231
- (22) 国際出願日: 2013年8月29日(29.08.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-189090 2012年8月29日(29.08.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝(KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社(TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 森 秋夫(MORI, Akio); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP). 高木 三男(TAKAGI, Mitsuo); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE, RECEIVING COIL, BED, AND RELAY UNIT

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置、受信コイル、寝台、及び中継ユニット



(57) Abstract: A magnetic resonance imaging device (100) according to an embodiment comprises a bed (4), a platform part (12), a receiving coil (6), a conversion unit (20), and collection units (10). A subject is placed upon the bed (4). The platform part (12) supports a static field magnet (1) and a gradient magnetic field coil (2). The receiving coil (6) receives a magnetic resonance signal which is radiated from the subject. The conversion unit (20) converts the magnetic resonance signal which is outputted from the receiving coil (6) to a digital signal and generates magnetic resonance signal data. The collection units (10) collect the magnetic resonance signal data. Either the bed (4) or the platform unit (12) further comprises a coil port (13) which connects the receiving coil (6) and the collecting unit (10). The conversion unit (20) is disposed upon either the coil port (13), or upon a relay unit (30) which provides a relay between the receiving coil (6) and the coil port (13).

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2014/034817 A1

- 3 Gradient magnetic field power source
- 7 Transmission unit
- 8 Realtime manager
- 9 Realtime sequencer
- 10 Collection unit(s)
- 11 Image reconstruction unit
- 15 Host computer
- 15a Storage unit
- 15b Control unit
- 15c Input unit
- 15d Display unit



実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置（１００）は、寝台（４）と、架台部（１２）と、受信コイル（６）と、変換ユニット（２０）と、収集ユニット（１０）とを備える。寝台（４）は、被検体が置かれる。架台部（１２）は、静磁場磁石（１）及び傾斜磁場コイル（２）を支持する。受信コイル（６）は、前記被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する。変換ユニット（２０）は、前記受信コイル（６）から出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する。収集ユニット（１０）は、前記磁気共鳴信号データを収集する。そして、寝台（４）又は架台部（１２）は、前記受信コイル（６）と前記収集ユニット（１０）とを接続するコイルポート（１３）を有し、変換ユニット（２０）は、前記コイルポート（１３）、又は、前記受信コイル（６）と前記コイルポート（１３）とを中継する中継ユニット（３０）に設けられる。

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置、受信コイル、寝台、及び中継ユニット

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング装置、受信コイル、寝台、及び中継ユニットに関する。

背景技術

[0002] 従来、磁気共鳴イメージング装置は、被検体から放射された磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、受信コイルから出力された磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する受信ユニットと、磁気共鳴信号データを収集する収集ユニットとを備える。近年、このような構成において、磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えるため、受信コイルによって受信された磁気共鳴信号をできるだけ早い段階でデジタル信号に変換することが検討されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2012-81013号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 本発明が解決しようとする課題は、簡易な装置構成で磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えることができる磁気共鳴イメージング装置、受信コイル、寝台、及び中継ユニットを提供することである。

課題を解決するための手段

[0005] 実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、寝台と、架台部と、受信コイルと、変換ユニットと、収集ユニットとを備える。寝台は、被検体が置かれる。架台部は、静磁場磁石及び傾斜磁場コイルを支持する。受信コイルは

、前記被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する。変換ユニットは、前記受信コイルから出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する。収集ユニットは、前記磁気共鳴信号データを収集する。そして、寝台又は架台部は、前記受信コイルと前記収集ユニットとを接続するコイルポートを有し、変換ユニットは、前記コイルポート、又は、前記受信コイルと前記コイルポートとを中継する中継ユニットに設けられる。

図面の簡単な説明

[0006] [図1]図1は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging : MRI) 装置の構成例を示すブロック図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係るコイルポートの配置例を示す図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係る寝台が移動式の寝台である場合の例を示す図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係るA (Analog) / D (Digital) 変換ユニットの構成例を示すブロック図である。

[図5]図5は、従来のADC (Analog Digital Converter) を用いた受信回路の一例を示す図である。

[図6]図6は、第1の実施形態に係るダイレクトサンプリング用のADCを用いた受信回路の構成を示す図である。

[図7]図7は、第2の実施形態に係る中継ユニットを示す図である。

[図8]図8は、第2の実施形態に係るコイルポートの入力コネクタの一例を示す図である。

[図9]図9は、第2の実施形態に係るスキップ回路40の一例を示す図である。

[図10]図10は、第3の実施形態に係る分配基板の構成及び接続関係を示す図である。

[図11]図11は、第3の実施形態に係る分配基板の構成及び接続関係を示す図である。

[図12]図12は、第3の実施形態に係るデジタル・マトリックススイッチの構成を示す図である。

[図13]図13は、第3の実施形態に係るデジタル・マトリックススイッチの構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0007] (第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100の構成例を示すブロック図である。

[0008] 静磁場磁石1は、中空の円筒形状に形成され、内部の空間に一様な静磁場を発生する。静磁場磁石1は、例えば、永久磁石、超伝導磁石などである。傾斜磁場コイル2は、中空の円筒形状に形成され、内部の空間に傾斜磁場を発生する。具体的には、傾斜磁場コイル2は、静磁場磁石1の内側に配置され、傾斜磁場電源3から電流の供給を受けて傾斜磁場を発生する。傾斜磁場電源3は、リアルタイムシーケンサ9から送られるパルスシーケンス実行データに従って、傾斜磁場コイル2に電流を供給する。なお、静磁場磁石1及び傾斜磁場コイル2は、架台部12によって支持される。

[0009] 寝台4は、被検体Pが置かれる天板4aを備え、天板4aを、被検体Pが置かれた状態で傾斜磁場コイル2の空洞（撮像口）内へ挿入する。通常、寝台4は、長手方向が静磁場磁石1の中心軸と平行になるように設置される。また、寝台4は、受信コイル6と収集ユニット10とを接続するコイルポート13を有する。

[0010] 図2は、第1の実施形態に係るコイルポート13の配置例を示す図である。図2に示すように、例えば、コイルポート13は、寝台4が備える天板4aの長手方向の端部付近に配設される。なお、図2では、天板4aの一方の端部付近に2つのコイルポート13が設けられ、他方の端部付近に3つのコイルポート13が設けられた場合を示しているが、コイルポート13の位置や数はこれに限られない。

[0011] また、第1の実施形態では、各コイルポート13には、受信コイル6から

出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成するA/D変換ユニットが設けられる。そして、各コイルポート13は、それぞれ、対応する収集ユニット10に磁気共鳴信号データを送信する。ここで、A/D変換ユニットは、生成した磁気共鳴信号データを光信号に変換して出力する。そして、A/D変換ユニットから出力された光信号の磁気共鳴信号データは、例えば、寝台4内に設けられた光多重化器によって多重化され、光ケーブル14を介して収集ユニット10に送信される。なお、各コイルポート13に設けられるA/D変換ユニットについては、後に詳細に説明する。

[0012] なお、寝台4は、架台12に固定された固定式の寝台であってもよいし、架台12に着脱可能な移動式の寝台（ドッカル寝台ともいう）であってもよい。例えば、移動式の寝台は、車輪などの移動手段を有しており、MRI装置100が置かれた撮影室の外から中へ、又は、撮影室の中から外へ被検体を運ぶことができる。

[0013] 図3は、第1の実施形態に係る寝台4が移動式の寝台である場合の例を示す図である。例えば、図3に示すように、移動式の寝台4は、移動用の車輪4bを有する。また、寝台4は、架台12に設けられた固定部12aに嵌合する被固定部4cを有する。例えば、寝台4の被固定部4cは、リアルタイムシーケンサ用のケーブル4d及び収集ユニット用のケーブル4eを介してコイルポート13と接続される。また、架台12の固定部12aは、リアルタイムシーケンサ用のケーブル12dを介してリアルタイムシーケンサ9と接続され、収集ユニット用のケーブル12eを介して収集ユニット10と接続される。ここで、例えば、収集ユニット用のケーブル4e及び12eは、それぞれ光ケーブルである。

[0014] そして、図3に破線で示すように、寝台4の被固定部4cが架台12の固定部12aに嵌合すると、寝台4が架台12に機械的に固定されるとともに、寝台4のケーブル4dと架台12のケーブル12dとが電氣的に接続され、寝台4のケーブル4eと架台12のケーブル12eとが電氣的に接続され

る。これにより、コイルポート13に接続された受信コイル6と、リアルタイムシーケンサ9及び収集ユニット10とが電氣的に接続される。

[0015] 図1にもどって、送信コイル5は、高周波磁場を発生する。具体的には、送信コイル5は、傾斜磁場コイル2の内側に配置され、送信ユニット7から高周波パルスの供給を受けて、高周波磁場を発生する。送信ユニット7は、リアルタイムシーケンサ9から送られるパルスシーケンス実行データに従って、ラーモア周波数に対応する高周波パルスを送信コイル5に送信する。

[0016] 受信コイル6は、被検体Pから放射される磁気共鳴信号を受信する。具体的には、受信コイル6は、高周波磁場の影響によって被検体Pから放射される磁気共鳴信号を受信する。また、受信コイル6は、受信した磁気共鳴信号を内部のプリアンプによって増幅し、増幅後の磁気共鳴信号を寝台4の天板4aに設けられたコイルポート13のA/D変換ユニットに出力する。なお、例えば、受信コイル6は、頭部用の受信コイル、脊椎用の受信コイル、腹部用の受信コイルなどである。また、第1の実施形態では、受信コイル6は、複数のコイルエレメントを含んだアレイコイルであり、各コイルエレメントで受信した磁気共鳴信号を複数のチャンネルで出力することとする。

[0017] リアルタイムマネージャー8は、操作者によって指示された撮像条件に応じて、リアルタイムシーケンサ9を制御する。具体的には、リアルタイムマネージャー8は、ホストコンピュータ15から送信された撮像条件を解析し、パルスシーケンス実行データを生成し、生成したパルスシーケンス実行データをリアルタイムシーケンサ9に送信する。

[0018] リアルタイムシーケンサ9は、傾斜磁場電源3、送信ユニット7及びコイルポート13の変換ユニットに接続され、接続された各ユニットとホストコンピュータ15との間で送受信されるデータの入出力を制御する。具体的には、リアルタイムシーケンサ9は、リアルタイムマネージャー8から送信されたパルスシーケンス実行データに基づいて、撮像条件に応じて定義されたパルスシーケンスを実行するように、傾斜磁場電源3、送信ユニット7及びコイルポート13のA/D変換ユニットを制御する。

- [0019] 収集ユニット10は、コイルポート13に設けられたA/D変換ユニットによって生成された磁気共鳴信号データを収集する。収集ユニット10は、磁気共鳴信号データを収集すると、収集した磁気共鳴信号データに対してアベレージング処理、位相補正処理などの補正処理を行い、補正後の磁気共鳴信号データを画像再構成ユニット11に送信する。MRI装置100は、寝台4に設けられたコイルポート13それぞれに対応して、複数の収集ユニット10を備える。
- [0020] 画像再構成ユニット11は、収集ユニット10から送信された磁気共鳴信号データに対して、フィルタ処理や再構成処理等の画像処理を行って画像データを生成する。具体的には、画像再構成ユニット11は、k空間変換フィルタ処理、2次元FFT (Fast Fourier Transform) 又は3次元FFT、画像フィルタ等の画像処理を行って2次元又は3次元の画像データを再構成し、再構成した画像データをホストコンピュータ15に送信する。
- [0021] ホストコンピュータ15は、記憶部15aと、制御部15bと、入力部15cと、表示部15dとを備える。ホストコンピュータ15は、入力部15cで操作者が選択した受信コイルに応じて、選択された受信コイルの各チャンネルがどの収集ユニットのバッファメモリに格納されるかを示す情報と、選択された受信コイルの各チャンネルのうち撮像に使用するものとして選択されたチャンネルを示す選択信号とを、リアルタイムマネージャ8を介してリアルタイムシーケンサ9に送信する。
- [0022] 制御部15bは、上記各ユニットを制御することによってMRI装置100を総括的に制御する。例えば、制御部15bは、CPU (Central Processing Unit) などを含む。入力部15cは、撮像指示などを操作者から受け付ける。表示部15dは、画像データなどを表示する。
- [0023] このような構成のもと、第1の実施形態では、前述したように、コイルポート13が、受信コイル6から出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成するA/D変換ユニットを有する。
- [0024] 図4は、第1の実施形態に係るA/D変換ユニット20の構成例を示すブ

ロック図である。図4に示すように、A/D変換ユニット20は、コイルポート13に設けられ、受信コイル6から出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成し、生成した磁気共鳴信号データを収集ユニット10へ送信する。

[0025] 具体的には、A/D変換ユニット20は、ダイレクトサンプリング方式で磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する機能を有する。また、A/D変換ユニット20は、受信コイル6のチャンネルごとに磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する。

[0026] 例えば、図4に示すように、A/D変換ユニット20は、複数のADC21と、選択部22と、パラレル/シリアル(Parallel/Serial:P/S)変換部23と、多重化部(Multiplexer:MUX)24と、電気/光(Electrical/Optical:E/O)変換部25とを有する。なお、図4に示す例では、受信コイル6から8つのチャンネルで磁気共鳴信号が出力される場合を示している。

[0027] ADC21は、受信コイル6から出力されるアナログの磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する。具体的には、ADC21は、ダイレクトサンプリング方式用のADCであり、受信コイル6から出力されるアナログの磁気共鳴信号を直接サンプリングして、デジタル信号に変換する。そして、ADC21は、デジタル化した磁気共鳴信号を磁気共鳴信号データとして選択部22に送る。

[0028] ここで、ADC21は、受信コイル6のチャンネルと同じ数だけ設けられる。一般的に、ダイレクトサンプリング方式用のADCは構成が簡素化されているため、容易に集積度を高めることができ、コイルポート13内に多数のADCを内蔵させることが可能である。図4に示す例では、受信コイル6のチャンネル数が8つであるため、8つのADC21が設けられる。これにより、選択部22には、受信コイル6の8つのチャンネルごとに磁気共鳴信号データが送られることになる。なお、ADC21の数は8つに限られるものではなく、受信コイルのチャンネル数に合わせて、単数又は複数のADC21が設

けられる。

- [0029] 選択部 22 は、チャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データの中から少なくとも 1 つのチャンネルの磁気共鳴信号データを選択する。具体的には、選択部 22 は、撮像に使用するものとして選択されたチャンネルを示す選択信号をリアルタイムシーケンサ 9 から取得し、取得した選択信号に基づいて、選択されたチャンネルを特定し、特定したチャンネルの磁気共鳴信号データを P / S 変換部 23 に送る。
- [0030] P / S 変換部 23 は、磁気共鳴信号データをパラレル信号からシリアル信号に変換する。具体的には、P / S 変換部 23 は、選択部 22 から送られた磁気共鳴信号データをチャンネルごとにパラレル信号からシリアル信号に変換し、変換後の磁気共鳴信号データを MUX 24 に送る。
- [0031] MUX 24 は、チャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データを多重化する。具体的には、MUX 24 は、P / S 変換部 23 から送られたチャンネルごとの磁気共鳴信号データを多重化し、多重化された磁気共鳴信号データを E / O 変換部 25 に送る。
- [0032] E / O 変換部 25 は、磁気共鳴信号データを光信号に変換する。具体的には、E / O 変換部 25 は、MUX 24 から送られた磁気共鳴信号データを電気信号から光信号に変換し、変換後の磁気共鳴信号データを収集ユニット 10 へ送信する。
- [0033] 上述したように、第 1 の実施形態によれば、受信コイル 6 から出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する A / D 変換ユニット 20 が、寝台 4 のコイルポート 13 に設けられる。このように、寝台 4 のコイルポート 13 に A / D 変換ユニット 20 を設けることで、受信コイル 6 から出力された磁気共鳴信号がコイルポート 13 に入力された時点で A / D 変換が行われるので、受信コイル 6 から収集ユニット 10 までの経路の早い段階で磁気共鳴信号がデジタル化されることになる。これにより、磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えることができる。
- [0034] 従来、後段の受信ユニットで最低必要なチャンネル数分の ADC を備え、磁

気共鳴信号データを収集するMR I装置があった。しかし、このようなMR I装置では、一般的に受信ユニットは高価であるため、同時に接続できる受信コイルの数、及び、受信コイルのチャンネル数よりも少ない数のチャンネル数しか装備することができなかった。そのため、例えば、受信ユニットの前段に、128チャンネルから32チャンネルを選択するような選択回路が設けられるのが一般的であった。この選択回路は、磁場の強さに応じて定数の異なるものを用意したり、チャンネル間の信号のアイソレーションに配慮したりする必要があり、設計上の制限が大きかった。また、選択回路に対する設定も複雑になっており、操作者が、受信可能なポートを容易に選択することができなかった。

[0035] このような課題に対し、従来、受信コイル内にADCを設ける方式があった。しかし、この方式では、ハードウェア的な制限からコンパクトにADCを実装することが難しく、受信コイルそのものが大きくなったり、設計上、受信コイルの接続状態のバラエティに応じて受信コイル間の干渉を考慮する必要があったりして、受信コイル自身が高価になる場合があった。

[0036] これに対し、第1の実施形態によれば、コイルポート内で磁気共鳴信号のA/D変換を行うため、後段の受信ユニットが不要になる。したがって、簡易な構成で磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えることができる。また、後段の受信ユニットが不要になることにもなって、選択回路も不要となるので、同時に接続できる全ての受信コイル、及び、各受信コイルの全てのチャンネルから出力される磁気共鳴信号を収集ユニットへ送信することが可能になり、より効率よく磁気共鳴信号を収集できるようになる。

[0037] また、第1の実施形態では、安価なダイレクトサンプリング方式用のADCを用いることで、装置の製造コストを削減することができる。前述したように、一般的に、ダイレクトサンプリング方式用のADCは構成が簡素化されているため、容易に集積度を高めることができ、コイルポート13内に多数のADCを内蔵させることが可能である。

[0038] 図5は、従来のADCを用いた受信回路の一例を示す図である。図5に示

すように、例えば、従来のADCを用いた構成では、受信コイルによって受信された磁気共鳴（MR）信号を高周波増幅器（AMP）で増幅した後に、局部発信器（Local Oscillator）及び混合器（Mixer）で周波数を落とし、その後、ADCでA/D変換を行っていた。このため、回路規模が大きく、寝台に実装することは困難であった。

[0039] 図6は、第1の実施形態に係るダイレクトサンプリング用のADCを用いた受信回路の構成を示す図である。図6に示すように、例えば、第1の実施形態では、受信コイルによって受信された磁気共鳴（MR）信号を高周波増幅器（AMP）で増幅した後に、ダイレクトサンプリング方式用のADCを用いて、磁気共鳴信号を直接サンプリングしてA/D変換する。このように、ダイレクトサンプリング方式用のADCを用いた構成は、従来のADCを用いた構成と比べて回路規模が小さいため、複数のチャンネル分のADCを容易に実装することができる。なお、図6に示す例では、ADCで磁気共鳴信号をデジタル化した後に、デジタル発信器（Digital Oscillator）及び混合器（Mixer）で間引き処理を行っている。デジタル化した後であれば、磁気共鳴信号に対して間引き処理やデシメーションを容易に行うことができる。

[0040] （第2の実施形態）

次に、第2の実施形態について説明する。第1の実施形態では、A/D変換ユニット20が寝台4のコイルポート13に設けられる場合について説明した。これに対し、第2の実施形態では、受信コイル6からコイルポート13までの経路上にA/D変換ユニットが設けられる場合について説明する。

[0041] なお、第2の実施形態に係るMRI装置は、基本的には図1に示したMRI装置100と同じ構成を有するが、寝台4のコイルポート13にA/D変換ユニット20が設けられない。また、第2の実施形態では、MRI装置100が、受信コイル6と寝台4のコイルポート13とを中継する中継ユニットを備え、この中継ユニットに、A/D変換ユニットが設けられる場合の例を説明する。また、第2の実施形態では、第1の実施形態で説明した各部と同じ機能を有する構成要素については、同じ符号を付して説明を省略する。

[0042] 図7は、第2の実施形態に係る中継ユニット30を示す図である。図7に示すように、中継ユニット30は、A/D変換ユニット120を含む。このA/D変換ユニット120は、第1の実施形態で説明したA/D変換ユニット20と同じ機能を有するが、多重化された磁気共鳴信号データを電気信号で出力する点でA/D変換ユニット20とは異なる。

[0043] また、中継ユニット30は、入力コネクタ31と、出力コネクタ32とを有する。入力コネクタ31は、受信コイル6から磁気共鳴信号を入力する。具体的には、入力コネクタ31は、受信コイル6の出力コネクタ6aと接続され、受信コイル6から入力した磁気共鳴信号をA/D変換ユニット120に出力する。出力コネクタ32は、A/D変換ユニット120によって生成された磁気共鳴信号データを寝台4の天板4aに設けられたコイルポート13に出力する。具体的には、出力コネクタ32は、コイルポート13の入力コネクタ13aと接続され、A/D変換ユニット120から出力された磁気共鳴信号データをコイルポート13に出力する。

[0044] ここで、中継ユニット30の入力コネクタ31は、寝台4のコイルポート13の入力コネクタ13aと同じ形状を有する。また、中継ユニット30の出力コネクタ32は、受信コイル6の出力コネクタ6aと同じ形状を有する。

[0045] 図8は、第2の実施形態に係るコイルポート13の入力コネクタ13aの一例を示す図である。図8に示すように、例えば、コイルポート13の入力コネクタ13aは、4行×4列に配置された複数のMRI信号部13bと、5行×6列に配置された複数のコイル情報部13cとを有する。MRI信号部13bは、磁気共鳴信号データをコイルポート13に入力するための端子である。例えば、MRI信号部13bは、BNC (Bayonet Neill Concelman) コネクタや、Coaxコネクタなどである。また、コイル情報部13cは、受信コイル6を一意に識別するためのコイルIDをコイルポート13に入力するための端子である。第2の実施形態では、中継ユニット30の入力コネクタ31も、図8に示す入力コネクタ13aと同様に、4行×4列に配

置された複数のMRI信号部と、5行×6列に配置された複数のコイル情報部とを有する。

[0046] このように、第2の実施形態では、中継ユニット30の入力コネクタ31が寝台4のコイルポート13の入力コネクタ13aと同じ形状を有し、中継ユニット30の出力コネクタ32が受信コイル6の出力コネクタ6aと同じ形状を有する。つまり、中継ユニット30は、従来から用いられている受信コイル6とコイルポート13との間に挿入することができる。

[0047] したがって、第2の実施形態によれば、中継ユニット30を用いることによって、コイルポート13にA/D変換ユニットが設けられていない場合でも、受信コイル6からコイルポート13までの経路上で、アナログの磁気共鳴信号をデジタル信号に変換することができる。つまり、従来の受信コイルと従来の寝台の仕様を変更することなく、受信コイル6からコイルポート13までの経路上で、アナログの磁気共鳴信号をデジタル信号に変換することができる。また、全てのコイルポート13に対して、中継ユニット30を介して受信コイル6を接続すれば、前述した従来の高価な受信ユニットが不要になるので、従来の寝台を用いたまま、装置の製造コストを削減することができる。

[0048] なお、ここでは、中継ユニット30の入力コネクタ31が寝台4のコイルポート13の入力コネクタ13aと同じ形状を有し、中継ユニット30の出力コネクタ32が受信コイル6の出力コネクタ6aと同じ形状を有する場合の例を説明した。この構成によれば、病院などに既に設置されて利用されている受信コイル及び寝台を変えずに、中継ユニット30を導入することができる。しかし、中継ユニットの入力コネクタ及び出力コネクタの形状は、必ずしもこの例に限られない。

[0049] 例えば、寝台は既に利用されているものを変えずに、受信コイルと中継ユニットとを新たに導入する場合もあり得る。この場合には、中継ユニットにおいて、出力コネクタは、既に利用されている寝台のコイルポートの入力コネクタに接続可能な形状とし、入力コネクタは、新しい受信コイルの出力コ

ネクタに接続可能な形状とすればよい。また、逆に、受信コイルは既に利用されているものを変えずに、寝台と中継ユニットとを新たに導入する場合もあり得る。この場合には、中継ユニットにおいて、入力コネクタは、既に利用されている受信コイルのコイルポートの出力コネクタに接続可能な形状とし、出力コネクタは、新しい寝台のコイルポートの入力コネクタに接続可能な形状とすればよい。

[0050] また、例えば、中継ユニット30を用いる場合と中継ユニット30を用いない場合の両方に対応することができるように、寝台4のコイルポート13ごとに、A/D変換のスキップ回路を設けてもよい。このスキップ回路は、例えば、寝台4に設けられてもよいし、架台部12に設けられてもよい。

[0051] 図9は、第2の実施形態に係るスキップ回路40の一例を示す図である。図9に示すように、例えば、スキップ回路40は、ADC41と、P/S変換器42と、データ選択回路(MUX)43とを有する。このスキップ回路40は、コイルポート13から磁気共鳴信号又は磁気共鳴信号データを入力する。つまり、スキップ回路40は、A/D変換機能を有さない従来の受信コイルがコイルポート13に直接接続された場合には、コイルポート13からアナログの磁気共鳴信号を入力することになる。また、スキップ回路40は、受信コイルが中継ユニット30を介してコイルポート13に接続された場合には、コイルポート13からデジタルの磁気共鳴信号データを入力することになる。

[0052] スキップ回路40に入力された磁気共鳴信号又は磁気共鳴信号データは、データ選択回路43の入力A及びADC41の入力に供給される。ADC41は、入力された磁気共鳴信号をデジタル信号に変換してP/S変換器42に出力する。P/S変換器42は、入力したデジタル信号をシリアル信号に変換してデータ選択回路43の入力Bに供給する。データ選択回路43は、選択制御信号SEに基づいて、入力A又は入力Bのいずれか一方から入力された信号を出力Yから出力する。このデータ選択回路43から出力される信号は、スキップ回路40の出力信号となって収集ユニット10に送信される

。

[0053] 例えば、データ選択回路43には、受信コイルがコイルポート13に直接接続された場合には信号「0」が入力され、受信コイルが中継ユニット30を介してコイルポート13に接続された場合には、信号「1」が入力される。そして、データ選択回路43は、選択制御信号SEが信号「0」であった場合には、入力Bから入力された信号を出力Yから出力する。この場合には、出力Yからは、ADC41によってデジタル信号に変換された磁気共鳴信号、すなわち磁気共鳴信号データが出力されることになる。一方、選択制御信号SEが信号「1」であった場合には、データ選択回路43は、入力Aから入力された信号を出力Yから出力する。この場合には、出力Yからは、コイルポート13から入力されたデジタルの磁気共鳴信号データが出力されることになる。つまり、このような制御によって、いずれの場合でも、スキップ回路40からはデジタルの磁気共鳴信号データが出力されることになる。なお、選択制御信号SEの入力は、操作者によって手動で行われてもよいし、受信コイル及び中継ユニット30に付与されたIDに基づいて自動で行われてもよい。

[0054] このように、スキップ回路40を用いることによって、中継ユニット30を用いる場合と中継ユニット30を用いない場合の両方に対応することができるようになる。さらに、コイルポート13ごとにスキップ回路40を設けることによって、中継ユニット30を介して受信コイル6が接続されたコイルポート13と、中継ユニット30を介さずに受信コイル6が接続されたコイルポート13とが混在する場合でも、各コイルポート13に対応した収集ユニット10にデジタルの磁気共鳴信号データを送信することができるようになる。

[0055] (第3の実施形態)

次に、第3の実施形態について説明する。第1の実施形態では、寝台4のコイルポート13ごとに、対応する収集ユニット10に磁気共鳴信号データを送信する場合について説明した。これに対し、第3の実施形態では、1つ

のコイルポート13から出力される磁気共鳴信号データを複数の収集ユニットに振り分ける場合について説明する。

[0056] なお、第3の実施形態に係るMRI装置は、基本的には図1に示したMRI装置100と同じ構成を有するが、コイルポート13と収集ユニット10との間に分配基板をさらに備える。また、第3の実施形態では、コイルポート13に設けられるA/D変換ユニットは、磁気共鳴信号データを多重化せずに、チャンネルごとに出力する。また、第2の実施形態では、第1の実施形態で説明した各部と同じ機能を有する構成要素については、同じ符号を付して説明を省略する。

[0057] 図10及び11は、第3の実施形態に係る分配基板52の構成及び接続関係を示す図である。分配基板52は、コイルポート13と収集ユニット10との間に配置され、コイルポート13に設けられたA/D変換ユニットによってチャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データを複数の収集ユニット10それぞれに分配する。なお、分配基板52は、寝台4に設けられてもよいし、架台部12に設けられてもよい。

[0058] 図10に示すように、例えば、分配基板52は、デジタル・マトリックススイッチ51を有する。デジタル・マトリックススイッチ51は、ホストコンピュータ15により制御される。分配基板52は、受信コイルの各チャンネルがどの収集ユニットのバッファメモリに格納されるかを示す情報をリアルタイムシーケンサ9から取得し、各受信コイルが接続されたコイルポート13（図10に示すコイルポート1～4）の出力端子i1～i32と、各収集ユニット10（収集ユニット#1～#4）の入力端子o1～o32との接続関係を切り替える。なお、分配基板52は、例えば、寝台4や架台部12に設けられる。

[0059] 例えば、コイルポート1の8ch分の出力端子だけが用いられて、コイルポート2～コイルポート4の出力端子は用いられない場合を考える。この場合であっても、図11に示すように、デジタル・マトリックススイッチ51は、コイルポート1の出力端子i1～i8を、収集ユニット#1～収集ユニ

ット#4の入力端子に分散して接続することが出来る。例えば、コイルポート1の出力端子i1とi2は、収集ユニット#1の入力端子o1、o2に接続され、コイルポート1の出力端子i3とi4は、収集ユニット#2の入力端子o9、o10に接続され、コイルポート1の出力端子i5とi6は、収集ユニット#3の入力端子o17、o18に接続され、コイルポート1の出力端子i7とi8は、収集ユニット#4の入力端子o25、o26に接続される。収集ユニット10のバッファメモリが、例えば2Gバイトとすると、各収集ユニット#1~4のバッファメモリ1~4には、それぞれ2chが割り当てられるため、1ch当たり1Gバイトのメモリが割り当てられることとなる。結果として、コイルポート13の出力端子i1~i32と収集ユニット10の入力端子o1~o32との接続関係が固定された場合に比べて、4倍の生データが収集可能であり、同じメモリ量でも4倍の撮像時間を実現できる。

[0060] 図12及び13は、第3の実施形態に係るデジタル・マトリックススイッチ51の構成を示す図である。デジタル・マトリックススイッチ51は、コイルポート13の出力端子i1~i32から出力された生データをメモリ53に格納する。デジタル・マトリックススイッチ51は、コイルポート13の出力端子i1~i32がメモリ53のどのメモリ領域に割り当てられるかを、ポインタで指定することができる。

[0061] また、図12及び13は、デジタル・マトリックススイッチ51内のメモリ53のメモリ領域にコイルポート13のどの出力端子及び収集ユニット10のどの入力端子が割り当てられているかを示している。図12は、図10に対応する図であり、コイルポート13の出力端子i1~i10及び収集ユニット10の入力端子o1~o10に割り当てられている様子を示す。図13は、図11に対応する図であり、コイルポート13の出力端子i3、i4に割り当てられたメモリ領域が、収集ユニット10の入力端子o3、o4に割り当てられたメモリ領域から収集ユニット10の入力端子o9、o10に割り当てられたメモリ領域に変更された状態を示す。この構成では、コイル

ポート13の出力端子i1～i32と収集ユニット10の入力端子o1～o32との接続関係が固定された場合に比べ、多くの生データが収集可能であり、同じメモリ量でもより大きな撮像時間を実現できる。

[0062] 上述したように、第3の実施形態によれば、受信コイルの各チャンネルの使用状況に応じて、コイルポートの出力端子と収集ユニットの入力端子の接続関係を変更することにより、収集した磁気共鳴信号データをどの収集ユニットのバッファメモリに格納するかを制御することができ、収集ユニットのバッファメモリを有効に活用することができる。

[0063] 以上、第1～第3の実施形態について説明した。また、第1～第3の実施形態によれば、受信コイル6の内部にプリアンプが設けられ、早い段階でA/D変換が行われるため、磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えるとともに、S/N比の性能劣化を抑えることができる。

[0064] また、第1～第3の実施形態によれば、寝台内で磁気共鳴信号をデジタル化するため、デジタル化された磁気共鳴信号データを寝台から出力する前に、磁気共鳴信号データに対して間引き処理やシリアル信号の束ね処理を行うことができる。これにより、寝台と収集ユニットとを接続するケーブルの本数を少なくすることが可能になり、被検体を寝たままで移動することが可能な着脱式の寝台（ドッカブル寝台ともいう）を容易に構成することができる。

[0065] なお、第1～第3の実施形態では、ダイレクトサンプリング方式用のADCを用いた場合について説明したが、このようなADCには、データ幅やサンプリングピッチなどの性能を調整することが可能なものもある。そこで、例えば、操作者から指示された撮像条件に基づいて、撮像に使用される受信コイルを判別し、判別した受信コイルに応じて、ADCの性能や後段でのゲインを使い分けるようにしてもよい。例えば、撮像に使用される受信コイルが頭部用の受信コイルなどのように、狭い範囲から磁気共鳴信号を受信する受信コイルが使用される場合には、脊椎用の受信コイルや腹部用の受信コイルなどのように広い範囲から磁気共鳴信号を受信する受信コイルと比べて、

後段でのゲインを小さくするように制御してもよい。

[0066] また、第1～第3の実施形態では、A/D変換ユニットが、寝台のコイルポート又は受信コイルから寝台のコイルポートまでの経路上に設けられる場合について説明したが、実施形態はこれに限られない。例えば、架台部にコイルポートが設けられている場合には、架台部のコイルポートにA/D変換ユニットが設けられてもよい。また、A/D変換ユニットは、コイルポートではなく、寝台内に設けられてもよいが、その場合には、ノイズの影響が少なくなるように、コイルポートとA/D変換ユニットとを接続するケーブルはできるだけ短くするのが望ましい。

[0067] 以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、A/D変換ユニットがコイルポート又は受信コイルからコイルポートまでの経路上に設けられることにより、簡易な装置構成で磁気共鳴信号へのノイズの混入を抑えることができる。

[0068] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

請求の範囲

[請求項1]

被検体が置かれる寝台と、
静磁場磁石及び傾斜磁場コイルを支持する架台部と、
前記被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する受信コイルと、
前記受信コイルから出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する変換ユニットと、
前記磁気共鳴信号データを収集する収集ユニットと、
を備え、
前記寝台又は前記架台部は、前記受信コイルと前記収集ユニットとを接続するコイルポートを有し、
前記変換ユニットは、前記コイルポート、又は、前記受信コイルと前記コイルポートとを中継する中継ユニットに設けられる、
磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2]

前記変換ユニットは、ダイレクトサンプリング方式で前記磁気共鳴信号を前記デジタル信号に変換して前記磁気共鳴信号データを生成する機能を有する、
請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3]

前記中継ユニットは、
前記変換ユニットを含み、
前記受信コイルから前記磁気共鳴信号を入力する入力コネクタと、
前記変換ユニットによって生成された前記磁気共鳴信号データを前記コイルポートに出力する出力コネクタと、
を有し、
前記入力コネクタは、前記コイルポートの入力コネクタと同じ形状を有し、
前記出力コネクタは、前記受信コイルの出力コネクタと同じ形状を有する、
請求項1又は2に記載の磁気共鳴イメージング装置。

- [請求項4] 前記受信コイルは、前記磁気共鳴信号を複数のチャンネルで出力し、
前記変換ユニットは、前記チャンネルごとに磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して磁気共鳴信号データを生成する、
請求項1、2又は3に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項5] 前記変換ユニットは、前記チャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データの中から少なくとも1つのチャンネルの磁気共鳴信号データを選択する選択部を有する、
請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項6] 前記変換ユニットは、前記チャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データを多重化する多重化部を有する、
請求項4又は5に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項7] 前記変換ユニットは、前記磁気共鳴信号データを光信号に変換する光変換部を有する、
請求項4、5又は6に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項8] 複数の収集ユニットを備え、
前記変換ユニットによって前記チャンネルごとに生成された磁気共鳴信号データを前記複数の収集ユニットそれぞれに分配する分配基板をさらに備える、
請求項4に記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項9] 前記寝台は、前記架台に着脱可能な移動式の寝台である、
請求項1～8のいずれか一つに記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項10] 被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する受信コイルであって、
、
前記磁気共鳴信号をデジタル信号に変換する変換ユニットと、
前記受信コイルと、前記被検体が置かれる寝台又は静磁場磁石及び傾斜磁場コイルを支持する架台部に設けられたコイルポートとを中継する中継ユニットと、
を備え、

前記変換ユニットは、前記中継ユニットに設けられる、
受信コイル。

[請求項11]

磁気共鳴イメージング装置に設けられる寝台であって、
被検体から放射される磁気共鳴信号を受信する受信コイルが接続されるコイルポートと、
前記受信コイルから出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換する変換ユニットと、
を備え、
前記変換ユニットは、前記コイルポート、又は、前記受信コイルと前記コイルポートとを中継する中継ユニットに設けられる、
寝台。

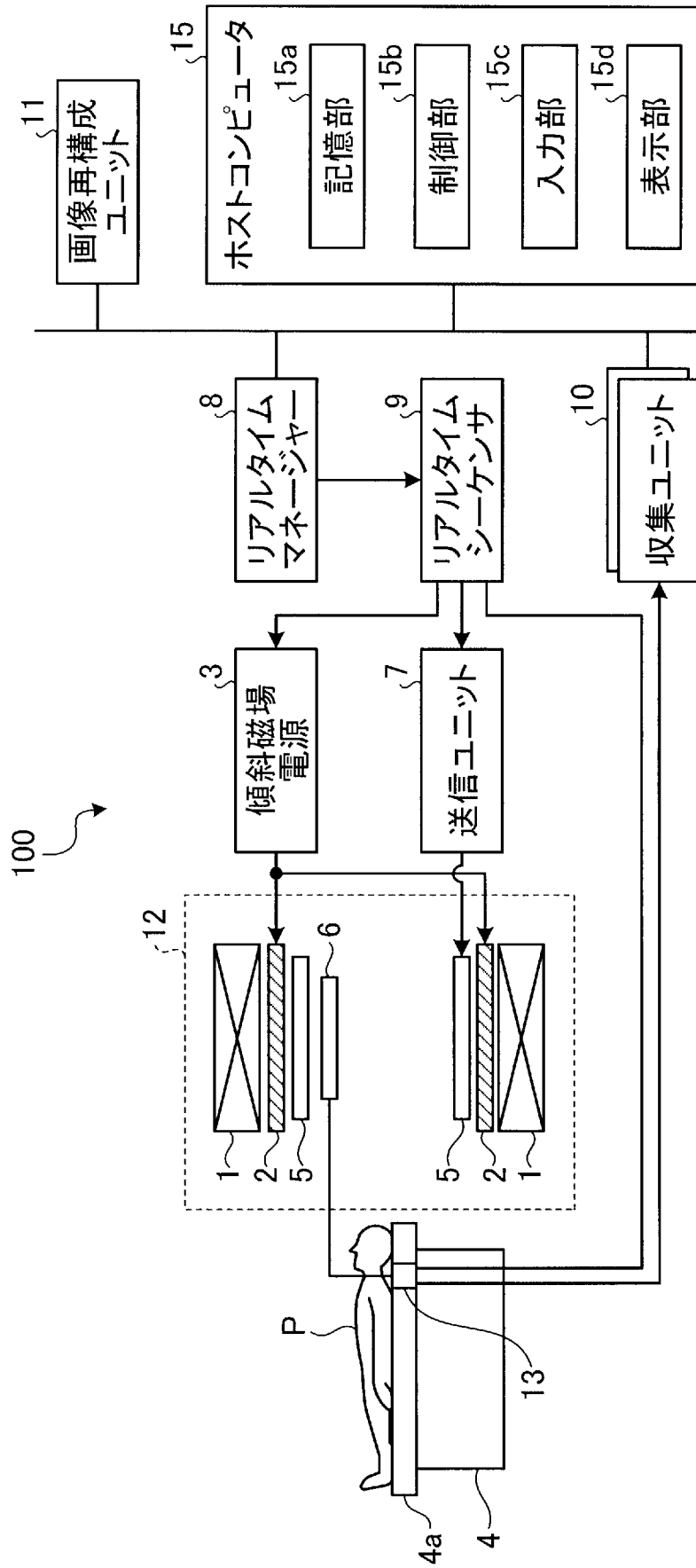
[請求項12]

磁気共鳴イメージング装置で用いられる受信コイルから出力される磁気共鳴信号をデジタル信号に変換する変換ユニットを備え、
前記受信コイルと、被検体が置かれる寝台又は静磁場磁石及び傾斜磁場コイルを支持する架台部に設けられたコイルポートとを中継する、
中継ユニット。

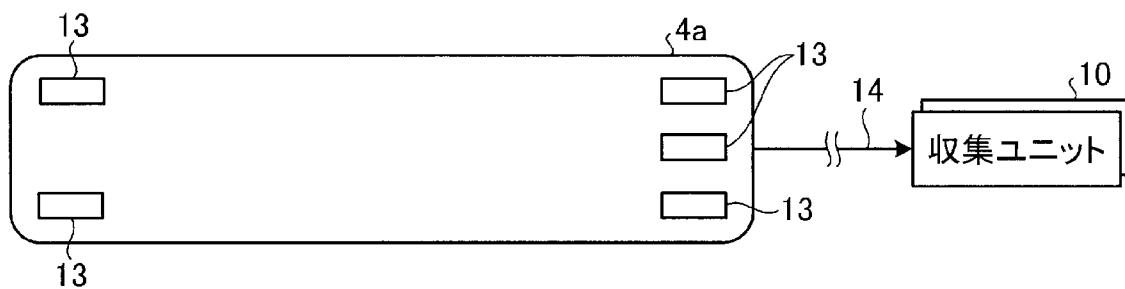
[請求項13]

前記受信コイルから前記磁気共鳴信号を入力する入力コネクタと、
前記変換ユニットによって生成された前記磁気共鳴信号データを前記コイルポートに出力する出力コネクタと、
を有し、
前記入力コネクタは、前記コイルポートの入力コネクタと同じ形状を有し、
前記出力コネクタは、前記受信コイルの出力コネクタと同じ形状を有する、
請求項12に記載の中継ユニット。

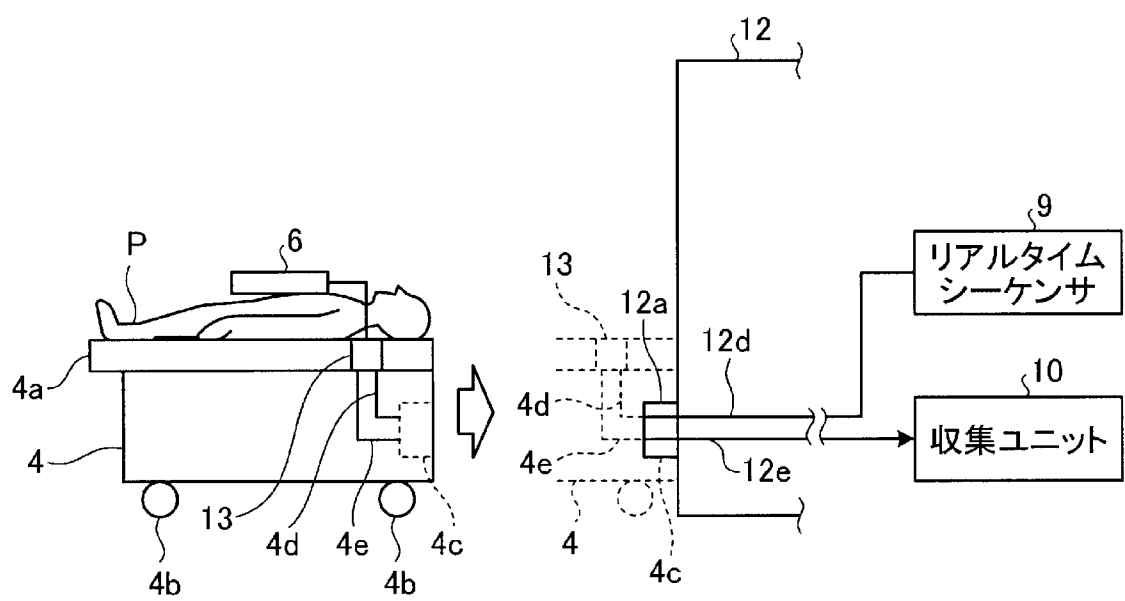
[図1]



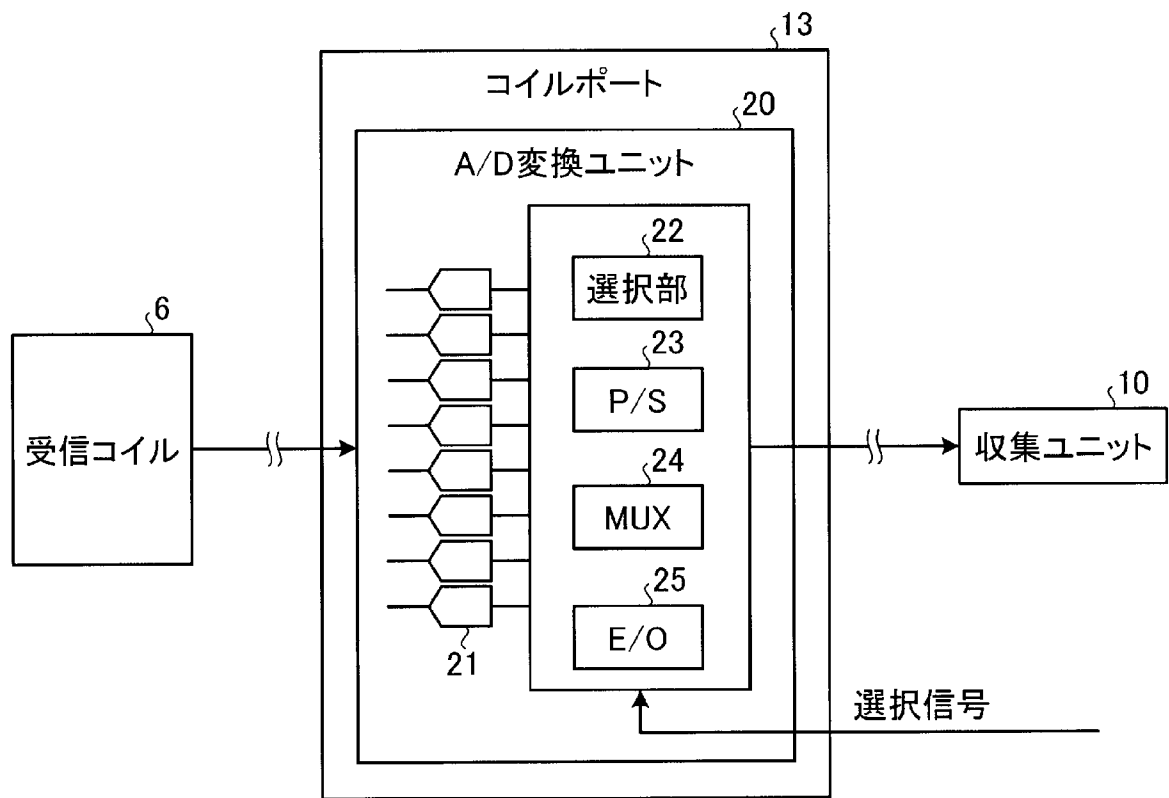
[図2]



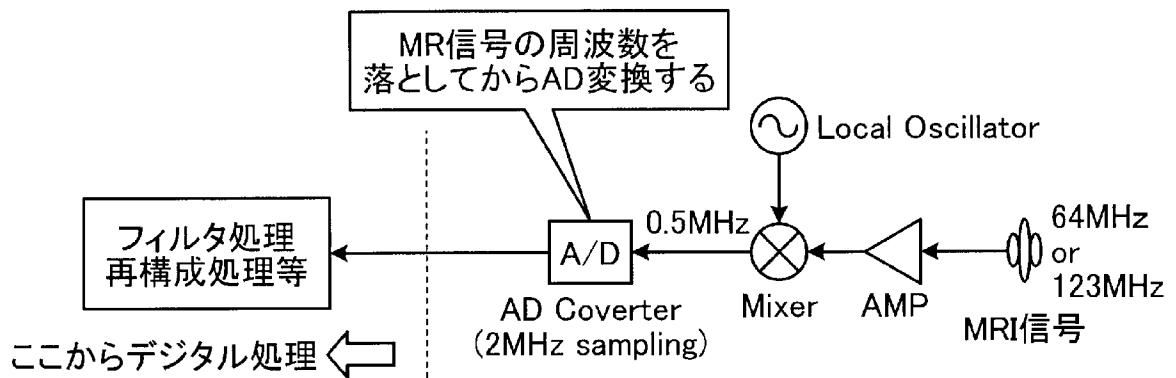
[図3]



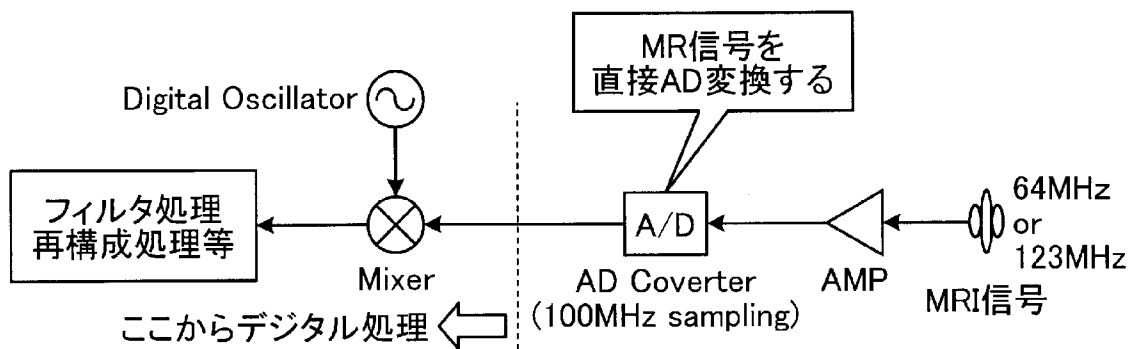
[図4]



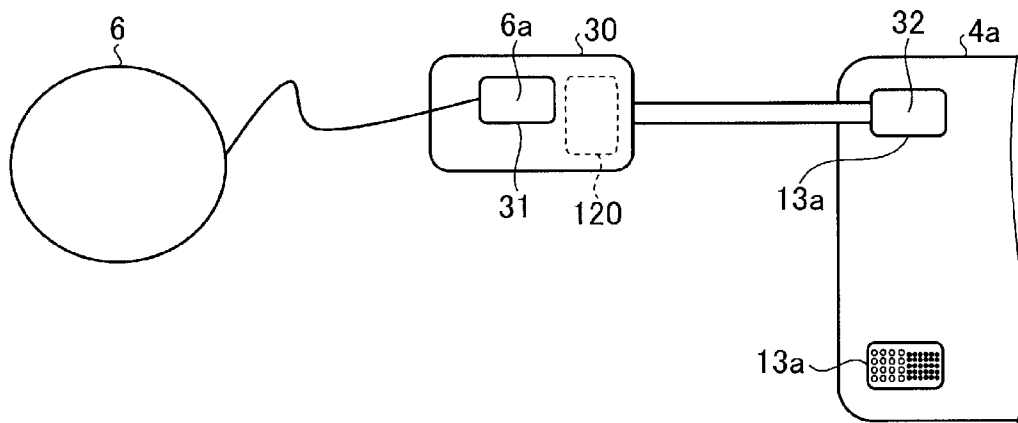
[図5]



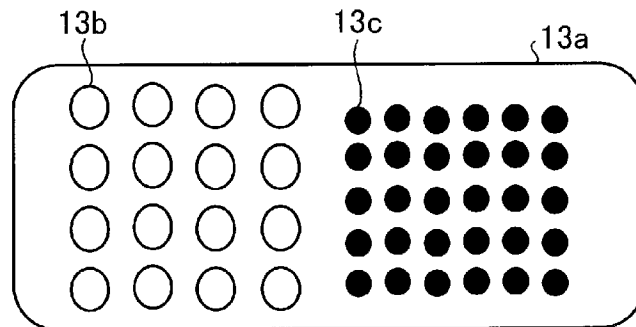
[図6]



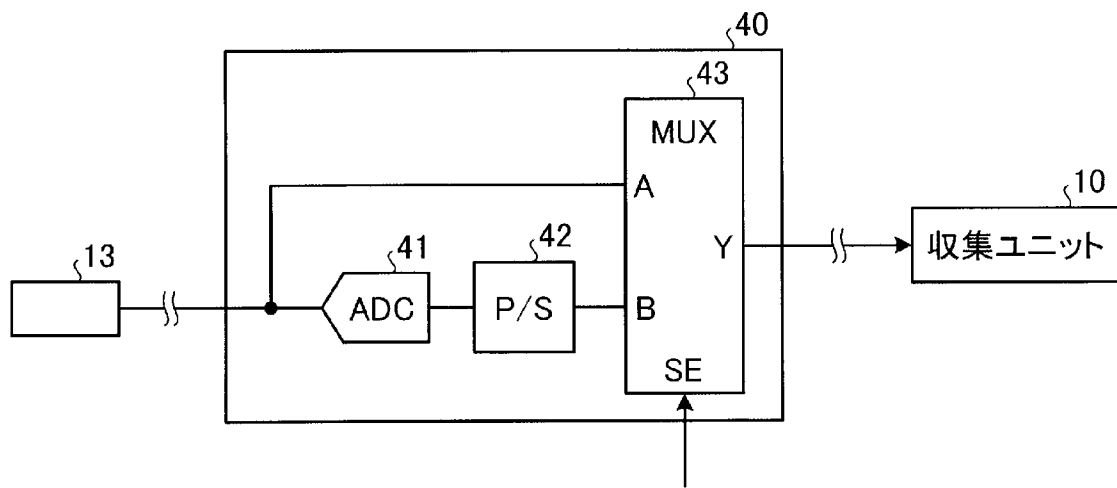
[図7]



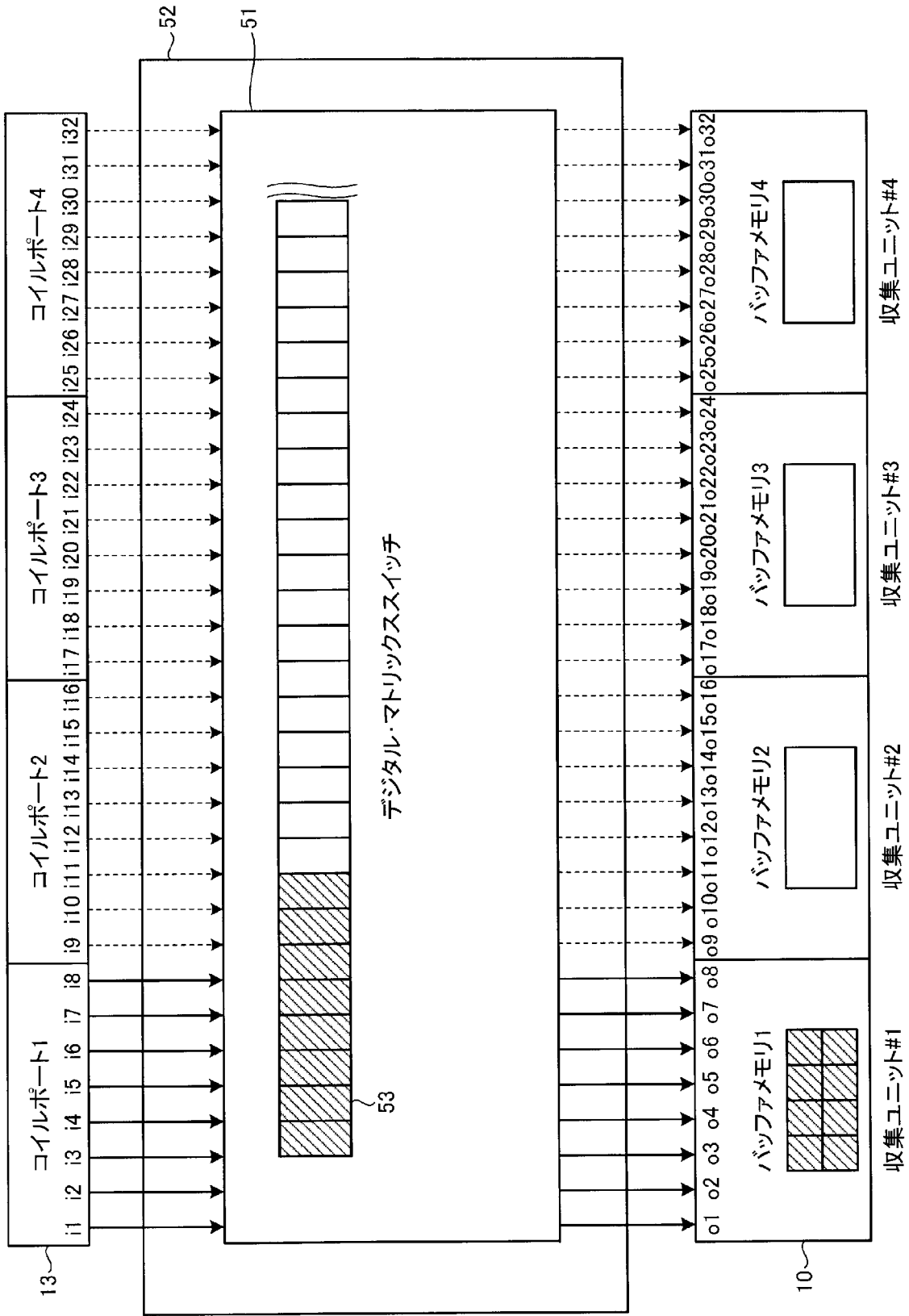
[図8]



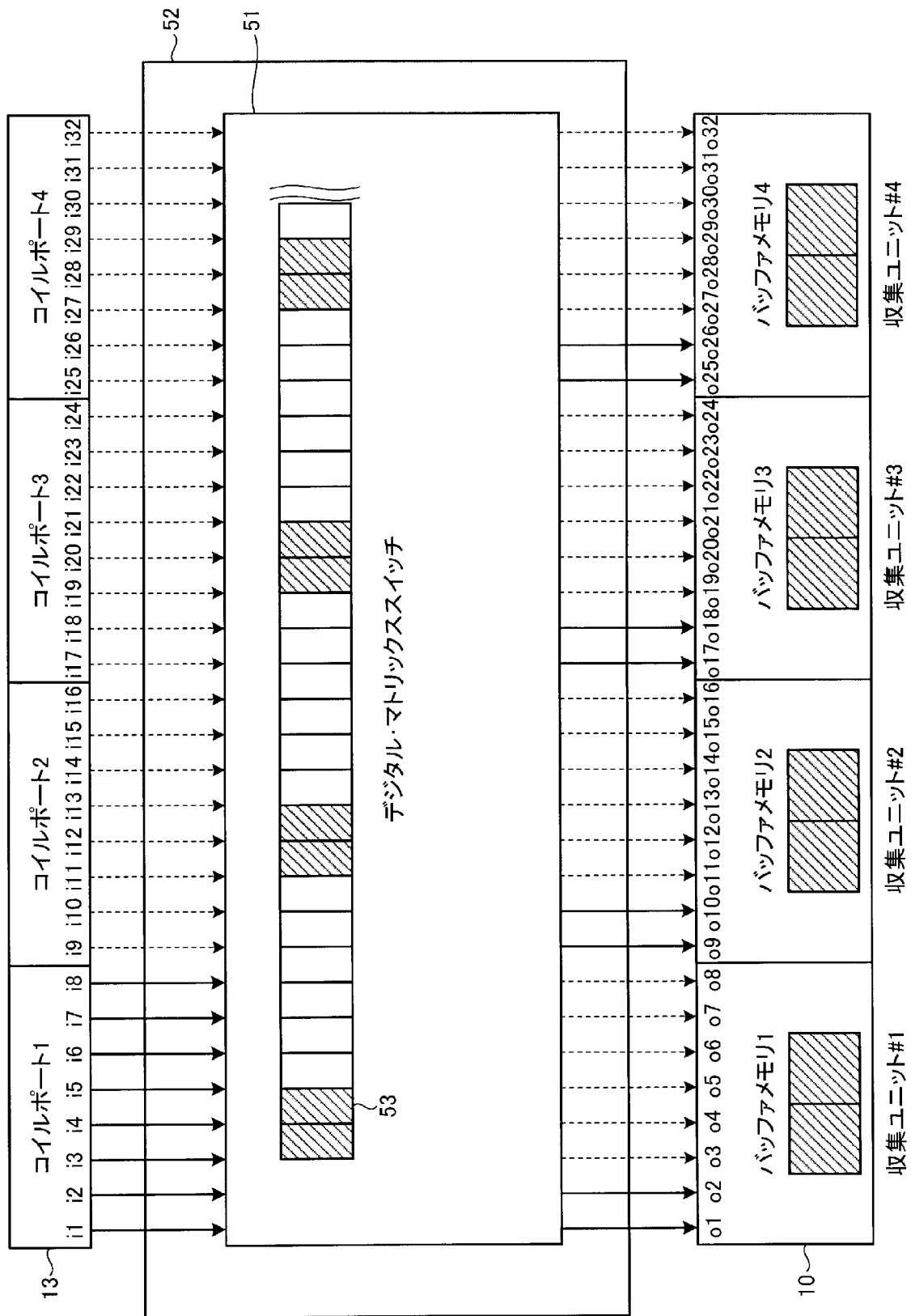
[図9]



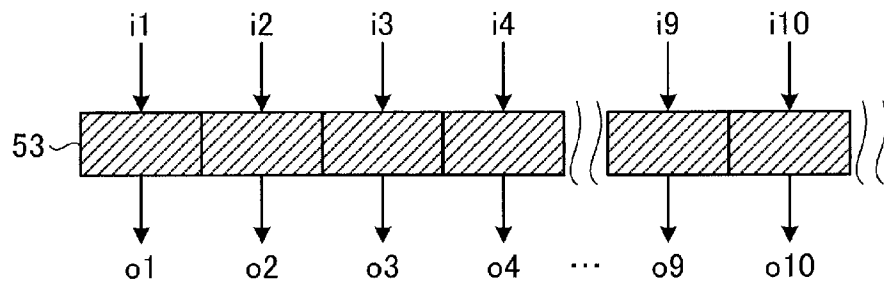
[図10]



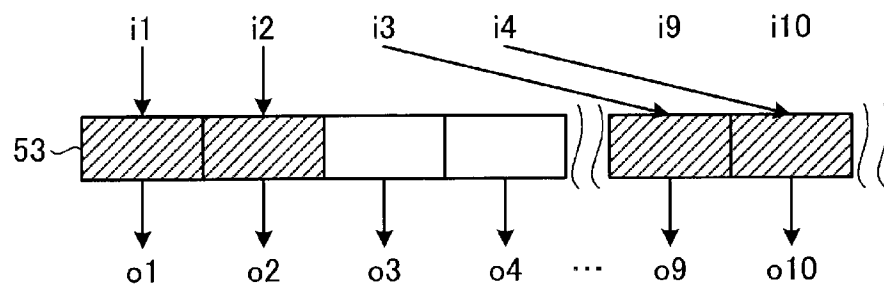
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/073231

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2009-518098 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 07 May 2009 (07.05.2009), entire text; all drawings & WO 2007/066250 A1 & EP 1960802 A & CN 101322042 A & US 2008/0309341 A1	1-3, 9-13 4-8
Y A	WO 2009/139287 A1 (Hitachi Medical Corp.), 19 November 2009 (19.11.2009), entire text; all drawings (Family: none)	4-8 1-3, 9-13
A	JP 2003-210432 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 29 July 2003 (29.07.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 18 September, 2013 (18.09.13)	Date of mailing of the international search report 01 October, 2013 (01.10.13)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/073231

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-130978 A (Hitachi Medical Corp.), 28 May 1993 (28.05.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/055		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	JP 2009-518098 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ) 2009.05.07, 全文、全図 & WO 2007/066250 A1 & EP 1960802 A & CN 101322042 A & US 2008/0309341 A1	1-3, 9-13 4-8
Y A	WO 2009/139287 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.11.19, 全文、全図 (ファミリーなし)	4-8 1-3, 9-13
A	JP 2003-210432 A (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)	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 18.09.2013	国際調査報告の発送日 01.10.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 亀澤 智博 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4746

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	2003. 07. 29, 全文、全図 (ファミリーなし) JP 5-130978 A (株式会社日立メディコ) 1993. 05. 28, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13