

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6770537号  
(P6770537)

(45) 発行日 令和2年10月14日(2020.10.14)

(24) 登録日 令和2年9月29日(2020.9.29)

(51) Int.Cl.	F I
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/055 3 5 0
<b>G 0 1 N 24/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/055 3 5 5
	G 0 1 N 24/00 5 8 0 Y
	A 6 1 B 5/055 Z D M

請求項の数 15 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2017-568428 (P2017-568428)	(73) 特許権者	518001106
(86) (22) 出願日	平成27年11月6日(2015.11.6)		サント ペテルブルク ナショナル リ
(65) 公表番号	特表2018-520777 (P2018-520777A)		サーチ ユニバーシティ オブ インフォ
(43) 公表日	平成30年8月2日(2018.8.2)		メーション テクノロジーズ、メカニクス
(86) 国際出願番号	PCT/RU2015/000746		アンド オプティクス (アイティーエム
(87) 国際公開番号	W02017/007365		オー ユニヴァーシティ)
(87) 国際公開日	平成29年1月12日(2017.1.12)		ロシア連邦 1 9 7 1 0 1 サント ペ
審査請求日	平成30年11月2日(2018.11.2)		テルブルク、クロンヴェルクスキー ピー
(31) 優先権主張番号	2015126987		アール. 4 9
(32) 優先日	平成27年7月3日(2015.7.3)	(74) 代理人	100105924
(33) 優先権主張国・地域又は機関	ロシア (RU)		弁理士 森下 賢樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核磁気共鳴画像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ある波長を有するラジオ周波数信号、すなわち R F 信号に関するメタマテリアルデバイスであって、

複数の延長された導体を含み、

前記延長された導体の各々は、前記メタマテリアルデバイスにおける R F 信号の波長において、半波長共鳴条件を満たす長さを有し、

前記メタマテリアルデバイスは、前記波長における R F 磁場を局所的に増幅させるように構成され、

前記複数の延長された導体の一部は、少なくとも部分的に誘電体内に位置するように配置され、

前記誘電体の平均誘電率は 6.0 より大きい、メタマテリアルデバイス。

【請求項 2】

前記延長された導体は、互いに平行に配置される、請求項 1 に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 3】

前記複数の延長された導体の隣接する延長された導体は、前記隣接する延長された導体の長さ方向に直行する方向に隔離して配置される、請求項 1 または 2 に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 4】

10

20

前記複数の延長された導体は、前記誘電体内に配置される、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 5】

前記複数の延長された導体は、非磁性金属で作られる、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 6】

前記複数の延長された導体の各々は、互いに隔離している、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 7】

前記複数の延長された導体の長さの平均値は、前記波長の 0.4 倍から 0.6 倍である、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。 10

【請求項 8】

前記複数の延長された断面寸法の平均値は、前記波長の 0.00001 倍から 0.01 倍である、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 9】

前記複数の延長された導体の導体間の間隔の平均値は、前記波長の 0.001 倍から 0.1 倍である、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 10】

前記複数の延長された導体の終端部が冷却可能であるように構成される、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。 20

【請求項 11】

前記複数の延長された導体は、平面の上に配置される、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 12】

前記複数の延長された導体は、円柱面の上に配置される、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載のメタマテリアルデバイス。

【請求項 13】

対象を受け入れるように構成された画像化領域と、  
ある波長を有するラジオ周波数信号、すなわち RF 信号の生成器と、  
請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の、RF 信号に関するメタマテリアルデバイスを備え、 30

前記メタマテリアルデバイスは、前記波長における RF 信号の磁場を局所的に増幅させるように構成される、対象を画像化するための核磁気共鳴画像システム。

【請求項 14】

ある波長を有するラジオ周波数信号、すなわち RF 信号に関するメタマテリアルデバイスを与えるステップと、

前記メタマテリアルデバイスが、対象と RF 信号生成器との間に位置するように、対象を置くステップと、

前記対象内で磁場を生成するステップと、

前記メタマテリアルデバイスが、前記波長における前記 RF 信号の RF 磁場成分を局所的に増幅させるように、前記対象を RF 信号で照射するステップと、 40

前記対象から戻った RF 信号を受信するステップと、

前記戻った RF 信号から前記対象の画像を取得するステップと、を備え、

前記メタマテリアルデバイスは、複数の延長された導体を含み、

前記延長された導体の各々は、前記メタマテリアルデバイスにおける RF 信号の波長において、半波長共鳴条件を満たす長さを有し、

前記 RF 信号は、RF 磁場成分と RF 電場成分とを備え、

前記複数の延長された導体の一部は、少なくとも部分的に誘電体内に位置するように配置され、

前記誘電体の平均誘電率は 60 より大きい、対象を画像化する方法。 50

## 【請求項 15】

前記メタマテリアルデバイスは、画像化される対象が存在する領域で、電磁信号の RF 電場成分を局所的に減少させる、請求項 14 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、医療診断スクリーニングの分野に関し、人間や動物の内部組織の診断スクリーニングの品質を改善する目的で、核磁気共鳴画像法 (MRI) および核磁気共鳴スペクトロスコピー (MRS) に利用することができる。

## 【背景技術】

10

## 【0002】

MRI は、現在人間の内部組織を検査する上で最も多くの情報量の与える方法の 1 つである。MR 画像の品質やスクリーニングされる患者の部位のサイズは、患者が置かれる場所の磁場に依存し、信号対雑音比の大きさで特徴づけられる。信号対雑音比の一部は、スクリーニングされる部位を RF インパルスで照射した後 RF 信号を受信するために使用される、ラジオ周波数 (RF) コイルのパラメータに依存する。

## 【0003】

MRI 装置における信号のレベルは、システムの静磁場の強さに依存する。過去 20 年間以上にわたり、1.5 テスラ以下で動作する弱磁場画像装置が使われてきた。最近開発された 3 テスラの静磁場を持つ強磁場システムが、すでにロシアおよび世界中の病院で成功裡に使われている。3 テスラを超える静磁場を用いる超強磁場 MRI システムは、科学的研究のみが許され、現時点では患者のスキャンのための普及した手段としては使われていない。より強い静磁場により、画像装置の特性を著しく高めることができる。これは、静磁場が強ければ強いほど、動作周波数が高く、信号対雑音比が高いという事実に関する (E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, and R. Venkatesan, Magnetic Resonance Imaging: Principles and Sequence Design. (Wiley, 1999))。

20

MRI における信号対雑音比と RF パラメータとの関係は、概ね以下のように表される。

## 【数 1】

30

$$\text{SNR} \sim \frac{f^2 |(\sin(B_1^+ \gamma \tau) B_1^-)|}{(\sqrt{P_{\text{abs}}})}$$

は、磁気回転比である。

f は、RF 信号の周波数である。

は、RF インパルスの持続時間である。

$B_1^+$  は、磁場発生源によって生成される RF 磁場の強度であり、この強度が所与のインパルス列の全磁化ベクトルの方向を定める。

$B_1^-$  は、受信コイルの感度を表す。

40

$P_{\text{abs}}$  は、サンプルに吸収される全パワーである。

## 【0004】

真に重要な信号対雑音比を向上することにより、より小さいサイズの (すなわち解像度の増した) コード化された体積から十分なレベルの信号を得ることができる。あるいは、信号を蓄積する必要がないことから、同じ品質だがより高速の信号を得ることができる (J. M. Theysohn, O. Kraff, S. Maderwald, M. Schlammann, A. de Greiff, M. Forsting, S. Ladd, M. Ladd, and E. Gizewski, Hippocampus 19, 1 (2009))。

## 【発明の概要】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら強磁場MRI装置には、いくつかの問題がある。

1) 得られたデータ量が少ないため、超強磁場MRI装置の人体への影響がまだ研究されていない。患者が3テスラを超える強さの磁場を持つMRI装置に置かれた場合、すでに多くの副作用(めまいや吐き気)が出現している(R. J. Stafford, Medical Physics 32, 2077 (2005))。

2) 種々のインプラントを有する多くの患者は、1.5テスラの画像装置のスキャンを受けることができるが、3テスラの画像装置のスキャンを受けることは許されない(E. Kanak, A. J. Barkovich, C. Bell, et al, Journal of Magnetic Resonance Imaging 37, 501 (2013))。従って、弱磁場MRI装置の特性を改善すること(特に信号対雑音比値を改善すること)は、非常に重要な課題である。

## 【0006】

MRI装置における安全性の保証に関する課題は、主に比吸収係数(これは吸収される電磁エネルギー量を示す)を計算した後、RFインパルス(これはMR信号を得るために必要である)を用いたことの結果である組織の加温リスクを計算することによって特定される。非吸収係数は誘導電場の大きさの2乗に比例する。実際、患者周辺の領域のRF電場を最小化することは非常に重要である。

## 【0007】

高い誘電率を持つ誘電体プレートを使用することにより、RFコイルの効率を向上させることができる。以下の論文には、RFコイルと対象との間に高誘電率物質を置くことにより、RF磁場を増幅可能であることが示されている。

Q. X. Yang, J. Wang, J. Wang, C. M. Collins, C. Wang, M. B. Smith, Magn. Reson. Med. 65, 358 (2011)

このような技術的解決手段の欠点には、増幅全体の強度が比較的小さいことが含まれる。これは、プレートが持つ非共鳴的な特性と、患者周辺の電場の増幅とに起因する。

## 【0008】

以下の論文には、RF磁場を再分布させることの可能性が示されている。

M. J. Freire, R. Marques & L. Jelinek, Appl. Phys. Lett. 93, 231108 (2008)。

この論文は、メタマテリアルを用いて作成した特別なレンズ(このレンズは、MR画像装置の動作周波数1.5テスラで、負の透磁率 $\mu = -1$ を持つ)の開発が可能であることを示す。このタイプのレンズは、該レンズの後方の面内にあるRF磁場分布を、該レンズの前方にある任意の同等の面内に、信号を損失することなく送信することができる。さらにこの論文は、メタマテリアルを用いて作成したレンズが、RFコイルとサンプルとの間のインタフェースデバイスとして利用可能であることを示す。メタマテリアルを用いて作成したこのタイプのレンズの欠点には、基板および電気部品の影響に起因する損失の存在が含まれる。従ってメタマテリアルレンズは、コイルとサンプルとの間に一定の距離が保たれている場合にのみ使用することができる。さらに、被検対象周辺における磁場分布は、構造分解能に起因して比較的非一様である。

## 【0009】

先行技術で採用された最も近い技術的解決手段は、信号増幅器を備えた核磁気共鳴装置であり、連続磁場発生源と、傾斜磁場生成部と、ラジオ周波数パルス発生器と、受信器と、電磁場増幅器と、からなる(中国特許第102709705号明細書、2012年10月3日発行)。電磁場増幅器はメタマテリアルの形で与えられ、被検対象とRF受信コイルとの間に置かれる。メタマテリアルは、少なくとも1つの層からなる人工的に生成された構造を備える。この層はエレメンタルモジュール(elemental modules)からなる。このマイクロストラクチャモジュールは、誘電性基板上の非磁性金属で作

られた金属ワイヤからなる。この装置の欠点には、プリントされたエレメンタルモジュール内の共鳴に係する深刻な散逸損失が含まれる。この散逸損失は、FR4ポリマーで作られた基板材料上への散逸と、被検対象と画像装置の受信コイルとの間にあるデバイスの固定位置への散逸を含む。これにより、実行されるMRIスキャンが限定される。さらに、この特許文献に記載されたメタマテリアルおよび同じ著者による特許文献（中国特許第103296465号明細書、2013年9月11日発行。中国特許第103296446号明細書、2013年9月11日発行）に記載されたその変形では、RF電場分布を完全にはモニタできない。これは被検対象を害する原因となり得る。

【0010】

本発明が解決しようとする課題は、核磁気共鳴画像装置の感度を向上させ、患者への安全性を向上させ、取得された画像の品質を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

関心の対象である課題は、ラジオ周波数電場および磁場の再分布を含む技術的結果により解決される。これにより、被検患者周辺の領域におけるラジオ周波数電場のレベルは最小化され、ラジオ周波数磁場のレベルは増加される。

【0012】

この技術的結果は、核磁気共鳴画像装置によって実現される。この核磁気共鳴画像装置は、少なくとも1つの連続磁場発生源と、傾斜磁場生成部と、ラジオ周波数インパルス生成器と、受信器と、電磁場増幅器と、を備え、電磁場増幅器は、メタマテリアルの形で与えられ、受信器の近くに置かれる。メタマテリアルは、好ましく配向された、延長された導体の組を含む。導体の各々は、互いに隔離しており、長さ $l_i$ を持ち、導体間の間隔 $s_i$ を持ち、断面寸法 $d_i$ を持つ。 $l_i$ の平均は $L$ であり、 $s_i$ の平均は $S$ であり、 $d_i$ の平均は、 $D$ である。メタマテリアル内のラジオ周波数信号の波長を $\lambda$ としたとき、 $L$ は $0.4 < L < 0.6$ を満たし、 $S$ は $0.001 < S < 0.1$ を満たし、 $D$ は $0.0001 < D < 0.01$ を満たす。導体は、非磁性金属で作られる。電磁場増幅器は、メタマテリアルの少なくとも一部は誘電体内に配置され、導体の終端部が冷却可能であるように構成されてよい。導体の組は、平面または円柱面の上に配置されてよい。

【0013】

好ましく配向された、延長された導体の組の形でメタマテリアルを生成し、導体の各々は互いに隔離し、メタマテリアル内のラジオ周波数信号の波長を $\lambda$ としたとき、導体の長さの平均 $L$ が $0.4 < L < 0.6$ を満たすように構成することにより、特定のMR画像装置の動作周波数において、半波長共鳴が発生する条件を満たす長さを有する共振器に要求される条件が満足される。特にこのような共鳴では、電場のノード（ゼロ点）が中心に位置し、該ノードが磁場のアンチノード（ピーク）に一致するように、共鳴器付近の電磁場が分布する。この電磁場配置により、ラジオ周波数コイルインパルスの比エネルギー吸収係数が減少する。これにより、中心付近に置かれた被検対象がほとんど加温しない一方、この領域のRF磁場の局所的増幅によりRFコイルの感度を向上させることができ、信号対雑音比が向上する。電場レベルが低下することにより、患者への照射量を低減することができる。

【0014】

導体を好ましく配置する、すなわち導体間の間隔が $0.001 < S < 0.1$ を満たすように配置することにより、空間領域で一様に分布したRF磁場を被検対象周辺に生成することができる。この間隔の下限は、実用性を考慮して決定される。RF磁場が非一様性から逸脱することにより、同じ1つの物体の様々な部分から得られる信号のレベルは様々なものとなる。これにより、被検対象の画像に非一様性が現れる。

【0015】

導体の断面寸法の平均値が $0.00001 < D < 0.01$ を満たすように構成することにより、共鳴Q値を増加させて、より大きな信号対雑音比値を得ることができる。共鳴Q値が大きければ大きいほど、対応する共鳴器モードの磁場値は大きくなり、損失は小

10

20

30

40

50

さくなる。これにより、より大きなRF磁場強度を得ることができ、これにより信号対雑音比値が増加する。

#### 【0016】

患者への安全性を保证するために、メタマテリアル導体は非磁性金属を用いて製造される。なぜなら、MRI装置は強い静磁場を使用するが、この強い静磁場が多く金属化合物と接触すると、「pulling-in」効果（MRIチューブの中心への物体の急速な引きつけ）に至る可能性があるからである。さらに非磁性金属は静磁場を変化させず、従って得られたMRI画像には歪みが生じない。

#### 【0017】

該導体の終端部（電場のピークがある空間位置）のみが誘電体内に位置するように、導体は誘電体内に部分的に配置されてよい。これにより、RF電場がより大きな誘電率値を持つ物質に引きつけられるように電磁場を変化させることができる。これは、誘電体がコンデンサとして機能し、近接場を追加的に再分布するという事実の結果である。この事実により、最小電場値を使うことで、安全領域を任意の所望のサイズにまで拡大することができる。研究により、誘電体（平均誘電率が  $60 < \epsilon < 100$  を満たす物質から作られる誘電体）によって占められる平均長さ  $L$  が  $0.04L < L < 0.12L$  を満足するように、導体の縁部を誘電体内に配置することにより、最良の結果を得ることができることが分かった。

#### 【0018】

導体の一部または全部が冷却されるように装置を設計することにより、メタマテリアルの望まれない加温（これは、パワーの強いRFインパルスが導体に衝突することによって生じる強い振動電流に起因する）を避けることができる。

#### 【0019】

メタマテリアルを平面あるいは円柱面のどちらの上に配置するかは、画像装置の特定の領域であって、RF磁場の増幅の実行（その結果、信号対雑音比の大きさが増加する）が必要となる場所がどこであるかに依存する。平坦な対象（例えば掌や足底）を検査する場合は、当該領域で一様な信号増幅を得るために、平面の方がより適する。しかしながら、曲がった対象（例えば頭部や胴部）を検査する場合は、導体を円柱面上に配置した方が、被検領域で信号を一様に増幅することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0020】

請求項に記載の本発明の技術的特徴は、図面を用いて説明される。

【図1】核磁気共鳴画像装置の主要な配置図である。

【図2】メタマテリアルを用いて作成された増幅器の特定の実施形態の1つである。

【図3】画像装置で測定された信号対雑音比を示す図である。

（a）メタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器がない場合。

（b）上記の増幅器がある場合。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0021】

核磁気共鳴画像装置（図1）は、連続磁場発生源1と、ラジオ周波数インパルス生成器2と、傾斜磁場生成部3と、ラジオ周波数信号受信器4と、メタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器5と、を備える。

#### 【0022】

図2に、メタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器5の一実施形態が示される。導体6は、平面上に平行に配置される。導体6の平均長さは  $L = 0.5$  であり、導体6間の平均間隔は  $S = 0.02$  であり、導体6の平均断面寸法は  $D = 0.004$  である。被検対象7はメタマテリアル上に置かれ、模式的に長方形で示される。

#### 【0023】

本装置は以下のように動作する。連続磁場発生源1を用いて、核磁気共鳴画像装置内に強力な静磁場が生成される。その後、被検対象7が画像装置内に置かれる。被検対象7の

10

20

30

40

50

陽子の磁気モーメントは、静磁場と平行となるように向きを揃える。これらの陽子はラーモア周波数で歳差運動し始め、被検対象 7 が著しく磁化される。追加的な磁場が、傾斜磁場生成部 3 を用いて生成される。この追加的な磁場は、連続磁場の強度を、連続磁場発生源 1 が生成した値から変化させる。これにより、被検対象 7 のある小体積のスペクトルと空間応答とをコード化することが可能となる。この小体積は、自身のラーモア歳差運動の周期および周波数によって特徴づけられる。その後被検対象 7 は、ラジオ周波数インパルス生成器 2 が生成した R F インパルスを照射される。さらに、被検対象 7 の陽子は放射エネルギーを吸収する。該陽子の歳差周波数はラーモア周波数に一致する。ラジオ周波数信号がメタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器 5 に衝突すると、被検対象 7 の付近にラジオ周波数場の局所的な再分布が発生する。これは、導体 6 の各々が、被検対象 7 周辺 10 の領域で R F 磁場が共鳴的に増幅する場所で半波長共鳴が発生する条件を満たすことによる。R F 電場は、被検対象 7 から離れたところにある、導体 6 の縁部付近に集中する。こうして、ラジオ周波数インパルス生成器 2 の R F 磁場強度は、被検対象 7 周辺の領域で増幅される。これにより、ラジオ周波数インパルス生成器 2 のパワーレベルを低減するとともに、必要な R F 磁場増幅を被検対象 7 周辺の領域で得ることができる。さらに、メタマテリアルは被検対象 7 から離れた空間領域に R F 電場を再分布させることから、被検対象 7 の望まれない加温を回避することができる。

#### 【 0 0 2 4 】

R F インパルスが停止した後、被検対象 7 の陽子は元の状態に戻り始める。このときこれらの陽子は、余剰エネルギーを R F 波の形で送信する。これらの波はラジオ周波数信号 20 受信器 4 を用いて受信され、M R 画像が得られる。静磁場のパラメータ、すなわち画像装置の動作周波数とラジオ周波数インパルス生成器 2 の磁場強度とを固定したとき、信号対雑音比がラジオ周波数信号受信器 4 の R F 受信感度により決定される。R F 磁場の共鳴増幅の結果、メタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器 5 は、ラジオ周波数信号受信器 4 の感度を増幅する。これにより、M R I における信号対雑音比を向上することができる。

#### 【 0 0 2 5 】

図 3 は、測定された信号対雑音比を示す。

( a ) メタマテリアルの形で与えられる電磁場増幅器 5 がない場合。

( b ) 上記の増幅器がある場合。

メタマテリアルがあることにより、信号対雑音比を 2 . 7 倍増幅することができる。

10

20

30

【図 1】

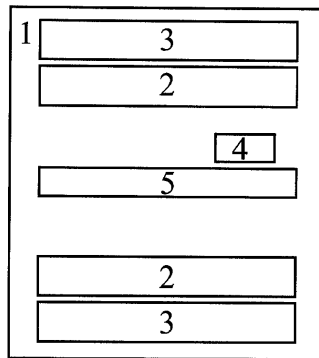


FIG. 1

【図 2】

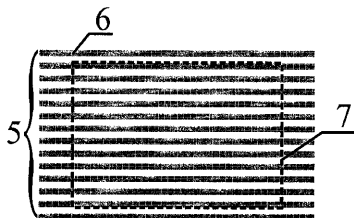
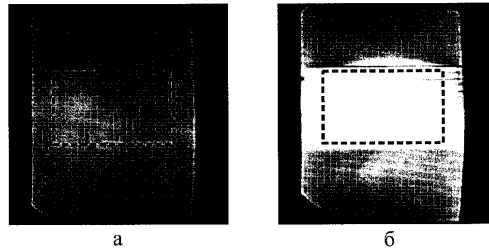


FIG. 2

【図 3】



a

b

FIG. 3



## フロントページの続き

- (72)発明者 スロボズハニユク、アレクセイ ペトロヴィッチ  
ロシア連邦 191119 サンクト ペテルブルク、ケーヴィー、29、ユーエル・コンスタン  
ティナ ザスロノヴァ 9
- (72)発明者 ボドゥブニ、アレクサンドル ニキティッチ  
ロシア連邦 195299 サンクト ペテルブルク、ケーヴィー、75、ユーエル・キリシュス  
カヤ 9
- (72)発明者 ベロヴ、パヴェル アレクサンドロヴィッチ  
ロシア連邦 198332 サンクト ペテルブルク、ケーヴィー、120、ユーエル・デサント  
ニコフ 14

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 特開2014-120989(JP,A)  
中国特許出願公開第102356513(CN,A)  
特表2013-510487(JP,A)  
特開2015-119363(JP,A)  
米国特許出願公開第2015/0160312(US,A1)  
A.P.Slobozhanyuk et al., "An Endoscope Based on Extremely Anisotropic Metamaterials for Applications in Magnetic Resonance Imaging", Journal of Communications Technology and Electronics, 2014年 6月, Vol.59, No.6, pp. 562-570

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055  
G01N 24/00 - 24/14  
G01R 33/28 - 33/64  
H01Q 15/00 - 19/32  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)  
PubMed