

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4897007号
(P4897007)

(45) 発行日 平成24年3月14日 (2012. 3. 14)

(24) 登録日 平成24年1月6日 (2012. 1. 6)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G O 1 N 21/35 (2006. 01)	G O 1 N 21/35 Z
G O 1 N 21/17 (2006. 01)	G O 1 N 21/17 A

請求項の数 34 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2009-62579 (P2009-62579)	(73) 特許権者	509075583
(22) 出願日	平成21年3月16日 (2009. 3. 16)		ユニヴァーシティー・オヴ・ソウル・ファ
(65) 公開番号	特開2009-273878 (P2009-273878A)		ウンデーション・オヴ・インダストリー・
(43) 公開日	平成21年11月26日 (2009. 11. 26)		アカデミック・コウオペレイション
審査請求日	平成21年3月16日 (2009. 3. 16)		University of Seoul
(31) 優先権主張番号	10-2008-0044648		Foundation of Indu
(32) 優先日	平成20年5月14日 (2008. 5. 14)		stry Academic Coope
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		ration
(31) 優先権主張番号	10-2009-0014015		大韓民国、ソウル 130-743、トン
(32) 優先日	平成21年2月19日 (2009. 2. 19)		デムング、チョンノン・3ドン
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		Jeonnon 3-dong, Do
			ngdaemun-gu, Seoul
			130-743, Republic o
			f Korea
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 テラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法及びこれを用いた内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を造影剤が塗布された人体部位に放射する電磁気波発生部と、

前記人体部位に第3レーザビームを放射するレーザビーム誘導部と、

第2レーザビームと前記第3レーザビームとが放射された前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基にイメージングのための電氣的信号を生成する検出部と、

前記検出部からを受信した前記電氣的信号を基にイメージを生成するイメージ生成部と、を含むことを特徴とする高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 2】

前記第1レーザビームを生成する第1レーザビーム生成部と、

前記第1レーザビーム生成部で生成する前記第1レーザビームを前記電磁気波発生部に伝達する第1レーザビーム伝達部と、

前記第3レーザビームを生成する第3レーザビーム生成部と、

前記第3レーザビーム生成部で生成する前記第3レーザビームを前記レーザビーム誘導部に伝達する第3レーザビーム伝達部と、

前記第2レーザビームを生成する第2レーザビーム生成部と、

前記第2レーザビーム生成部で生成する前記第2レーザビームを前記検出部に伝達する第2レーザビーム伝達部と、をさらに含むことを特徴とする請求項1に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 3】

前記第 1 レーザビーム伝達部、前記第 3 レーザビーム伝達部及び前記第 2 レーザビーム伝達部各々は光ファイバを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 4】

前記電磁気波発生部及び前記第 1 レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第 1 レーザビームをフォーカスする第 1 コリメートレンズと、

前記レーザビーム誘導部及び前記第 3 レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第 3 レーザビームをフォーカスする第 3 コリメートレンズと、

前記検出部及び前記第 2 レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第 2 レーザビームをフォーカスする第 2 コリメートレンズと、をさらに含むことを特徴とする請求項 2 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

10

【請求項 5】

前記電磁気波発生部が放射するテラヘルツ電磁気波を視準する第 1 シリコンレンズをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 6】

前記人体部位から反射されたテラヘルツ電磁気波を視準する第 2 シリコンレンズをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 7】

前記電磁気波発生部に電源を供給する第 1 ケーブルと、

前記検出部が生成する電気的信号を前記イメージ生成部に伝達する第 2 ケーブルと、をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

20

【請求項 8】

前記テラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を用いて前記第 1 レーザビームによって励起されることを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 9】

前記検出部は、光伝導スイッチング標本抽出法または電気－光学的標本抽出法のうちいずれか一つの方法を用いて前記電気的信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

30

【請求項 10】

前記造影剤は、金属ナノ粒子または前記金属ナノ粒子から構成される金属ナノクラスタを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 11】

前記金属ナノ粒子の形状は、ロッド形、楕円形及び球形のうち少なくともいずれか一つであることを特徴とする請求項 10 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 12】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu 及び Au のうち少なくともいずれか一つを含むことを特徴とする請求項 10 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 13】

前記第 3 レーザビームは、赤外線レーザビームまたは可視光線レーザビームのうちいずれか一つであることを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

40

【請求項 14】

前記イメージ生成部は、前記第 3 レーザビームの変化によって変わる前記電気的信号の差を基にイメージを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 15】

前記第 3 レーザビームは、四角波レーザビームを含むことを特徴とする請求項 14 に記載の高解像度生体イメージ生成装置。

【請求項 16】

50

第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を造影剤が塗布されている人体部位に放射する電磁気波発生部と、

前記人体部位に第3レーザビームを照射するレーザビーム誘導部と、

第2レーザビームと前記第3レーザビームが照射された前記人体部位から反射されたテラヘルツ電磁気波を基にイメージングのための電気的信号を生成する検出部と、

前記検出部から受信した前記電気的信号を基にイメージを生成するイメージ生成部と、

前記第1レーザビーム、前記第3レーザビーム及び前記第2レーザビームを前記電磁気波発生部、前記レーザビーム誘導部及び前記検出部に各々伝達する第1レーザビーム伝達部、第3レーザビーム伝達部及び第2レーザビーム伝達部と、

可撓性チューブと、

10

可撓性チューブの端部に付着し前記可撓性チューブと共に前記人体部位に挿入されるドーム状ヘッド部と、を含み、

前記電磁気波発生部、前記レーザビーム誘導部及び前記検出部は、前記ドーム状ヘッド部の内側に各々設けられ、前記第1レーザビーム伝達部、前記第3レーザビーム伝達部及び前記第2レーザビーム伝達部は、前記可撓性チューブ内に各々設けられることを特徴とする高解像度内視鏡装置。

【請求項17】

前記第1レーザビームを生成する第1レーザビーム生成部と、

前記第3レーザビームを生成する第3レーザビーム生成部と、

前記第2レーザビームを生成する第2レーザビーム生成部と、をさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

20

【請求項18】

前記電磁気波発生部及び前記第1レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第1レーザビームをフォーカスする第1コリメートレンズと、

前記レーザビーム誘導部及び前記第3レーザビーム伝達部の間に設けられ、前記第3レーザビームをフォーカスする第3コリメートレンズと、

前記検出部及び前記第2レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第2レーザビームをフォーカスする第2コリメートレンズと、をさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項19】

30

前記電磁気波発生部が放射する前記テラヘルツ電磁気波を視準する第1シリコンレンズをさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項20】

前記第1シリコンレンズは、前記ドーム状ヘッド部の内部または前記ドーム状ヘッド部の表面に設けられることを特徴とする請求項19に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項21】

前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準する第2シリコンレンズをさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項22】

前記第2シリコンレンズは、前記ドーム状ヘッド部の内部または前記ドーム状ヘッド部の表面に設けられることを特徴する請求項21に記載の高解像度内視鏡装置。

40

【請求項23】

前記電磁気波発生部に電源を供給する第1ケーブルと、

前記電気的信号を前記検出部から前記イメージ生成部に伝達する第2ケーブルと、をさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項24】

前記第1ケーブル及び第2ケーブルは、前記可撓性チューブ内に設けられることを特徴とする請求項23に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項25】

前記テラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を

50

用いて前記第1レーザビームによって励起されることを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項26】

前記検出部は、光伝導スイッチング標本抽出法または電気－光学的標本抽出法のうちいずれか一つの方法を用いて前記電氣的信号を生成することを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項27】

第1レーザビーム伝達部、前記第3レーザビーム伝達部及び第2レーザビーム伝達部各々は光ファイバを含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項28】

前記ドーム状ヘッド部内に設けられ、前記人体部位の映像を伝送する映像伝送部をさらに含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項29】

前記造影剤は、金属ナノ粒子または前記金属ナノ粒子から構成される金属ナノクラスタを含むことを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項30】

前記金属ナノ粒子の形状は、ロッド形、楕円形及び球形のうちいずれか一つであることを特徴とする請求項29に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項31】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu及びAuのうち少なくともいずれか一つを含むことを特徴とする請求項29に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項32】

前記第3レーザビームは、赤外線レーザビームまたは可視光線レーザビームのうちいずれか一つであることを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項33】

前記イメージ生成部は、前記第3レーザビームの変化によって変わる前記電氣的信号の差を基にイメージを生成することを特徴とする請求項16に記載の高解像度内視鏡装置。

【請求項34】

前記第3レーザビームは、四角波レーザビームを含むことを特徴とする請求項33に記載の高解像度内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、テラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法及びこれを用いた内視鏡装置に関し、さらに詳しくは、造影剤が塗布されている人体部位に第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波及び第3レーザビームを放射し、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波と第2レーザビームとを基に人体部位の高解像度イメージを生成することができるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法及びこれを用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡(endoscope)は、手術をせずに臓器を観察することができる医療器具である。

【0003】

内視鏡は、通常的に、細くて長い形状のチューブ端部に装着されたレンズを用いる硬性内視鏡(Rigid Borescope)、ガラス繊維を用いる軟性内視鏡(Flexible Fiberscope)及びカプセル内視鏡などに区分することができる。

【0004】

内視鏡は臓器内部の映像を提供する。医者などの専門家は、内視鏡が提供する臓器内部

10

20

30

40

50

の映像を参照して臓器内部に腫瘍が存在するかどうかを判断する。従って、専門家の熟練度によって診断結果が変わる虞がある。また、専門家は臓器内部の映像のみを見て腫瘍が存在するかどうかを判断するため、腫瘍が一定段階以上進行された場合にのみ診断が可能であり、初期段階の腫瘍に対しては診断しにくい。

【0005】

従って、人体内部の状態をより正確に診断するためには、内視鏡だけではなくX線撮影装置、CT (Computed Tomography) 装置またはMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などの医療器具を使用しなければならない。

【0006】

10

X線撮影装置は、人体を透過するX線を用いて人体内部を撮影する医療器具である。CT装置は、X線が透過された人体内部の密度を分析して人体内部の映像を具現する医療器具である。また、MRI装置は、人体を構成する磁気的性質の物質を測定し、これをコンピューターを介して再構成し映像化する医療器具である。

【0007】

MRI装置はX線のようなイオン化放射線を使用する装置ではないので、MRI装置を使用する診断は人体に無害である。また、MRI装置は、CT装置に比べて対照度及び解像度が優れている3D映像を提供するだけでなく、横断面のみ撮影可能なCT装置とは異なり前頭面と矢状面も撮影することができる。また、MRI装置は人体の任意の角度の映像を撮影することができるという長所がある。

20

【0008】

MRI装置は主に中枢神経系統、筋骨格系統、心臓血管系統などの患者の診断に利用されている。

【0009】

前記のような長所によってMRI装置は普遍的に人体を診断することに使用される。しかし、MRI装置は検査料が高い且つ撮影時間が長いという短所がある。また、MRI装置内の空間は非常に狭小なので患者しか入ることができない。従って、閉所恐怖症のひどい患者はMRI装置を用いる撮影はできないという短所がある。

【0010】

特に、MRI装置は、初期段階の腫瘍を識別することができる程度の高解像度ではないため、初期段階の腫瘍を確認しにくいという問題点がある。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたもので、その目的は、造影剤が塗布されている人体部位に第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波及び第3レーザビームを放射し、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波と第2レーザビームとを基に人体部位の高解像度イメージを生成することができるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法及びこれを用いた内視鏡装置を提供することにある。

40

【0012】

本発明の他の目的は、造影剤が塗布されている人体部位に第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波及び第3レーザビームを放射し、前記人体部位から反射されたテラヘルツ電磁気波の前記第3レーザビームの変化による差と、前記第2レーザビームと、を基に前記人体部位の高解像度イメージを生成できるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法、及びこれを用いた内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成すべく、本発明による高解像度生体イメージ生成装置は、第1レーザビ

50

ームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を造影剤が塗布された人体部位に放射する電磁気波発生部と、前記人体部位に第3レーザビームを放射するレーザビーム誘導部と、第2レーザビームと前記第3レーザビームとが放射された前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基にイメージングのための電氣的信号を生成する検出部と、前記検出部から受信した前記電氣的信号を基にイメージを生成するイメージ生成部と、を備えることを特徴とする。

【0014】

前記第1レーザビームを生成する第1レーザビーム生成部と、前記第1レーザビーム生成部で生成する前記第1レーザビームを前記電磁気波発生部に伝達する第1レーザビーム伝達部と、前記第3レーザビームを生成する第3レーザビーム生成部と、前記第3レーザビーム生成部で生成する前記第3レーザビームを前記レーザビーム誘導部に伝達する第3レーザビーム伝達部と、前記第2レーザビームを生成する第2レーザビーム生成部と、前記第2レーザビーム生成部で生成する前記第2レーザビームを前記検出部に伝達する第2レーザビーム伝達部と、をさらに含むことができる。

10

【0015】

前記第1レーザビーム伝達部、前記第3レーザビーム伝達部及び前記第2レーザビーム伝達部各々は光ファイバを含むことができる。

【0016】

前記電磁気波発生部及び前記第1レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第1レーザビームをフォーカスする第1コリメートレンズと、前記レーザビーム誘導部及び前記第3レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第3レーザビームをフォーカスする第3コリメートレンズと、前記検出部及び前記第2レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第2レーザビームをフォーカスする第2コリメートレンズと、をさらに含むことができる。

20

【0017】

前記電磁気波発生部が放射するテラヘルツ電磁気波を視準する第1シリコンレンズをさらに含むことができる。

【0018】

前記人体部位から反射されたテラヘルツ電磁気波を視準する第2シリコンレンズをさらに含むことができる。

【0019】

前記電磁気波発生部に電源を供給する第1ケーブルと、前記検出部が生成する電氣的信号を前記イメージ生成部に伝達する第2ケーブルと、をさらに含むことができる。

30

【0020】

前記テラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を用いて前記第1レーザビームによって励起されることができる。

【0021】

前記検出部は、光伝導スイチング標本抽出法または電気-光学的標本抽出法のうちいずれか一つの方法を用いて前記電氣的信号を生成することができる。

【0022】

前記造影剤は、金属ナノ粒子または前記金属ナノ粒子から構成される金属ナノクラスタを含むことができる。

40

【0023】

前記金属ナノ粒子の形状は、ロッド形、楕円形及び球形のうち少なくともいずれか一つであり得る。

【0024】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu及びAuのうち少なくともいずれか一つを含むことができる。

【0025】

前記第3レーザビームは、赤外線レーザビームまたは可視光線レーザビームのうちいずれか一つで有り得る。

50

【0026】

前記イメージ生成部は、前記第3レーザビームの変化によって変わる前記電氣的信号の差を基にイメージを生成することができる。

【0027】

前記第3レーザビームは、四角波レーザビームを含むことができる。

【0028】

第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を造影剤が塗布されている人体部位に放射する電磁気波発生部と、前記人体部位に第3レーザビームを照射するレーザビーム誘導部と、第2レーザビームと前記第3レーザビームが照射された前記人体部位から反射されたテラヘルツ電磁気波を基にイメージングのための電氣的信号を生成する検出部と、前記検出部から受信した前記電氣的信号を基にイメージを生成するイメージ生成部と、前記第1レーザビーム、前記第3レーザビーム及び前記第2レーザビームを前記電磁気波発生部、前記レーザビーム誘導部及び前記検出部に各々伝達する第1レーザビーム伝達部、第3レーザビーム伝達部及び第2レーザビーム伝達部と、可撓性チューブと、可撓性チューブの端部に付着し前記可撓性チューブと共に前記人体部位に挿入されるドーム状ヘッド部と、を含み、前記電磁気波発生部、前記レーザビーム誘導部及び前記検出部は、前記ドーム状ヘッド部の内側に各々設けられ、前記第1レーザビーム伝達部、前記第3レーザビーム伝達部及び前記第2レーザビーム伝達部は、前記可撓性チューブ内に各々設けられることを特徴とする。

10

【0029】

前記第1レーザビームを生成する第1レーザビーム生成部と、前記第3レーザビームを生成する第3レーザビーム生成部と、前記第2レーザビームを生成する第2レーザビーム生成部と、をさらに含むことができる。

20

【0030】

前記電磁気波発生部及び前記第1レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第1レーザビームをフォーカスする第1コリメートレンズと、前記レーザビーム誘導部及び前記第3レーザビーム伝達部の間に設けられ、前記第3レーザビームをフォーカスする第3コリメートレンズと、前記検出部及び前記第2レーザビーム伝達部の間に介在し、前記第2レーザビームをフォーカスする第2コリメートレンズと、をさらに含むことができる。

【0031】

前記電磁気波発生部が放射する前記テラヘルツ電磁気波を視準する第1シリコンレンズをさらに含むことができる。

30

【0032】

前記第1シリコンレンズは、前記ドーム状ヘッド部の内部または前記ドーム状ヘッド部の表面に設けられることができる。

【0033】

前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準する第2シリコンレンズをさらに含むことができる。

【0034】

前記第2シリコンレンズは、前記ドーム状ヘッド部の内部または前記ドーム状ヘッド部の表面に設けられることができる。

40

【0035】

前記電磁気波発生部に電源を供給する第1ケーブルと、

前記電氣的信号を前記検出部から前記イメージ生成部に伝達する第2ケーブルと、をさらに含むことができる。

【0036】

前記第1ケーブル及び第2ケーブルは、前記可撓性チューブ内に設けられることができる。

【0037】

前記テラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を

50

用いて前記第1レーザビームによって励起されることができる。

【0038】

前記検出部は、光伝導スイッチング標本抽出法または電気-光学的標本抽出法のうちいずれか一つの方法を用いて前記電氣的信号を生成することができる。

【0039】

第1レーザビーム伝達部、前記第3レーザビーム伝達部及び第2レーザビーム伝達部各々は光ファイバを含むことができる。

【0040】

前記ドーム状ヘッド部内に設けられ、前記人体部位の映像を伝送する映像伝送部をさらに含むことができる。

10

【0041】

前記造影剤は、金属ナノ粒子または前記金属ナノ粒子から構成される金属ナノクラスタを含むことができる。

【0042】

前記金属ナノ粒子の形状は、ロッド形、楕円形及び球形のうち少なくともいずれか一つであり得る。

【0043】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu及びAuのうち少なくともいずれか一つを含むことができる。

【0044】

前記第3レーザビームは、赤外線レーザビームまたは可視光線レーザビームのうちいずれか一つで有り得る。

20

【0045】

前記イメージ生成部は、前記第3レーザビームの変化によって変わる前記電氣的信号の差を基にイメージを生成することができる。

【0046】

前記第3レーザビームは、四角波レーザビームを含むことができる。

【0047】

(a) 人体部位に造影剤を塗布するステップと、(b) 第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を前記造影剤が塗布されている人体部位に放射するステップと、(c) 前記人体部位に第3レーザビームを照射するステップと、(d) 第2レーザビームと前記第3レーザビームが照射される前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基にイメージングのための電氣的信号を生成するステップと、(e) 前記電氣的信号からイメージを生成するステップと、を含むことを特徴とする。

30

【0048】

前記(c)ステップは、時間によって変化する第3レーザビームを照射するステップを含み、前記(d)ステップは、前記第3レーザビームの変化によって変わる前記電氣的信号を生成するステップを含むことができる。

【0049】

前記(e)ステップは、前記第3レーザビームによって変わる前記電氣的信号の差を基に前記イメージを生成するステップを含むことができる。

40

【0050】

生成するイメージをディスプレイ装置に出力するステップをさらに含むことをさらに含むことができる。

【発明の効果】

【0051】

本発明のテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置、高解像度イメージ生成方法、及びこれを用いた内視鏡装置には以下のような効果がある。

【0052】

造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射して高解像度生体イメージ

50

生成装置が生成するイメージのコントラストを向上させるので、人体部位の高解像度イメージを提供することができる長所がある。

【0053】

また、時間によって変化する第3レーザビームを人体部位に放射して発生する電氣的信号の差を利用してイメージを生成するので、腫瘍が存在する部位のイメージのみを生成して、人体内部の腫瘍の位置を正確に検出することができる。

【0054】

さらに、本発明による高解像度生体イメージ生成装置は、約数 μm 程度の解像度を有するので、約数 mm 程度の解像度を有する従来技術による人体の内部イメージを生成する装置に比べて約1000倍以上向上した解像度を提供する。

10

【0055】

また、人体部位に放射されるテラヘルツ電磁気波は、水分に敏感な特性を有するので、従来の内視鏡やMRI装置などの医療装備では診断の難しい胃癌、大腸癌などを容易に診断することができ、検査所要時間が短い且つ検査費用が安いという長所がある。

【0056】

さらに、造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームとテラヘルツ電磁気波を放射すると、人体部位の温度が上昇して前記腫瘍を死滅させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】テラヘルツ電磁気波の周波数領域を含む電磁気波のスペクトルを示す図である。

20

【図2】本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明による四角波レーザビームを示すグラフである。

【図4】図4は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置の第3レーザビームの強さによって造影剤が塗布された人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の変化率を示すグラフである。

【図5】図5は、本発明による造影剤を塗布したか否かによる人体部位のイメージと電氣的信号とを示す図である。

【図6】図6は、本発明による造影剤を塗布したか否かによって人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基に生成したイメージを示す図である。

30

【図7】図7は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた差動検出方式の高解像度生体イメージ生成装置を用いたイメージ生成方法の一実施の形態を示すフローチャートである。

【図8】図8は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた差動検出方式の高解像度生体イメージ生成装置を用いたイメージ生成方法の他の実施の形態を示すフローチャートである。

【図9】図9は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた内視鏡装置を示すブロック図である。

【図10】図10は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた内視鏡装置の一実施の形態を示す概略図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0058】

以下、本発明の好ましい実施の形態を、添付図面に基づき詳細に説明する。

【0059】

図1は、テラヘルツ電磁気波の周波数領域を含む電磁気波のスペクトルを示す図である。

【0060】

図1に示すように、電磁気波スペクトル上でテラヘルツ電磁気波(terahertz electromagnetic wave)の帯域は、電磁気波(electromagnetic wave)であるマイクロ波(microwave)の帯域と光波(

50

light wave)である遠赤外線(Far Infrared Ray)の帯域との間に位置する。従って、テラヘルツ電磁気波は電磁気波と光波の特性を同時に有する。即ち、テラヘルツ電磁気波は、可視光線(visible rays)のように直進しながら物体を透過する特性を有する。

【0061】

一般的に、テラヘルツ電磁気波の周波数は0.1~10THzであり、テラヘルツ電磁気波は少なくとも1秒に1000億回振動する。

【0062】

テラヘルツ電磁気波は、光波が透過できない物質を透過することができる特性を有する。また、フェムト(femt o)秒のパルス幅を有するレーザービームと数フェムト秒未満のキャリアライフタイム(carrier life time)を有する光伝導物質との組合で生成する。

10

【0063】

テラヘルツ電磁気波は水分に対して非常に敏感な特性を有する。例えば、テラヘルツ電磁気波の周波数が1THzである場合、テラヘルツ電磁気波の水分に対する吸収程度は約 230 cm^{-1} で非常に高いので、水分を多量含む組織はほとんど透過できない。

【0064】

特に、癌細胞のような腫瘍はその増殖によって水分の量が増加するので、水分に敏感なテラヘルツ電磁気波の特性を用いると人体部位に腫瘍が存在するかどうかを容易に検査することができる。

20

【0065】

図2は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる高解像度生体イメージ生成装置を示すブロック図である。

【0066】

図2を参照すると、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる高解像度生体イメージ生成装置は、電磁気波発生部140、レーザービーム誘導部150、検出部160及びイメージ生成部190を含む。

【0067】

また、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる高解像度生体イメージ生成装置は、第1レーザービーム生成部120a及び第1レーザービーム伝達部110aと、第3レーザービーム生成部120c及び第3レーザービーム伝達部110cと、第2レーザービーム生成部120b及び第2レーザービーム伝達部110bと、第1コリメートレンズ130a、第3コリメートレンズ130c及び第2コリメートレンズ130bと、第1シリコンレンズ170a及び第2シリコンレンズ170bと、第1ケーブル180a及び第2ケーブル180bと、をさらに含むことができる。

30

【0068】

第1レーザービーム生成部120aは第1レーザービームを生成する。第1レーザービーム生成部120aが生成する前記第1レーザービームは、第1レーザービーム伝達部110aを介して電磁気波発生部140に伝達される。

【0069】

第3レーザービーム生成部120cは第3レーザービームを生成する。第3レーザービーム生成部120cが生成する前記第3レーザービームは、第3レーザービーム伝達部110cを介してレーザービーム誘導部150に伝達される。好ましくは、前記第3レーザービームは連続的なレーザービームまたは時間によって変化するレーザービームであり得る。

40

【0070】

第2レーザービーム生成部120bは第2レーザービームを生成する。第2レーザービーム生成部120bが生成する前記第2レーザービームは、第2レーザービーム伝達部110bを介して検出部160に伝達される。

【0071】

第1レーザービーム伝達部110a、第3レーザービーム伝達部110c及び第2レーザービ

50

ーム伝達部110bは、通常的な光ファイバ(optical fiber)であることができ、入射する第1レーザビーム、第3レーザビーム及び第2レーザビームを全反射して各々電磁気波発生部140、レーザビーム誘導部150及び検出部160に伝達する。

【0072】

第1コリメートレンズ(collimation lens)130aは、第1レーザビーム伝達部110aと電磁気波発生部140との間に介在し、第1レーザビーム伝達部110aに入射した第1レーザビームをフォーカスして電磁気波発生部140に伝達する。

【0073】

第3コリメートレンズ130cは、第3レーザビーム伝達部110c及びレーザビーム誘導部150の間に介在し、第3レーザビーム伝達部110cに入射した第3レーザビームをフォーカスしてレーザビーム誘導部150に伝達する。

10

【0074】

第2コリメートレンズ130bは、第2レーザビーム伝達部110b及び検出部160の間に介在し、第2レーザビーム伝達部110bに入射した第2レーザビームをフォーカスして検出部160に伝達する。

【0075】

第1コリメートレンズ130a、第3コリメートレンズ130c及び第2コリメートレンズ130bは、例えば光学レンズであることができる。

【0076】

20

レーザビーム誘導部150は、造影剤(contrast agent)が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射する。前記第3レーザビームは、赤外線レーザまたは可視光線レーザのうちいずれか一つであることが好ましい。

【0077】

水分を多量含む癌細胞は、放射されるテラヘルツ電磁気波を大部分吸収するのでコントラスト(contrast)を用いるイメージングが可能である。また、造影剤は腫瘍のような水分を多量含む癌細胞に付着する特性がある。従って、造影剤は癌細胞に対するコントラストをさらに増加させることができる。

【0078】

本発明によると、造影剤が塗布されている人体部位のコントラストをさらに増加させるために造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射する。

30

【0079】

即ち、造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射すると、表面プラズモンポラリトン(surface plasmon polariton)現象によって腫瘍に含有される水分の温度、即ち、造影剤が塗布されている人体部位の温度が上昇する。従って、テラヘルツ電磁気波によるコントラストの増加によって腫瘍の位置を容易に捜すことができるだけでなく、温度上昇によって癌細胞を死滅させることもできる。

【0080】

好ましくは、前記造影剤は、金属ナノ粒子(nanoparticles)またはこれらから構成される金属ナノクラスタ(nanocluster)を含んで構成される。

40

【0081】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu及びAuのうち少なくともいずれか一つを含んで構成されることができる。また、その形状はロッド(rod)形、楕円形及び球形のうち少なくともいずれか一つであることが好ましい。

【0082】

前記金属ナノクラスタは、前記金属ナノ粒子を用いてエマルジョン(emulsion)方法で製造することができる。

【0083】

電磁気波発生部140は、第1レーザビームによって励起(excitation)されたテラヘルツ電磁気波を前記造影剤が塗布されている人体部位に放射する。

50

【0084】

造影剤は、前記人体部位に放射されるテラヘルツ電磁気波の反応を極大化させてイメージングの解像度を増加させる。

【0085】

前記励起されたテラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を用いて前記第1レーザビームによって励起されることができる。

【0086】

前記光整流方法は、強い光によって発生する非線形光学特性を用いるものであり、光信号を受信する時に発生する時間依存的な偏光化（time-dependent polarization）現象を用いる。

10

【0087】

具体的には、偏光されている極超短レーザパルスをレンズを用いてフォーカスし、フォーカスされた極超短レーザパルスを光伝導媒質に入射させる。入射する極超短レーザパルスによって発生する偏光化現象によって時間依存的な電場が光伝導媒質に形成される。前記時間依存的な電場は非常に短い時間の間のみ持続する。これにより、光伝導媒質の内部にある多数の電子が加速度運動をしながらテラヘルツ電磁気波を発生させる。

【0088】

第1シリコンレンズ170aは、電磁気波発生部140が放射する前記テラヘルツ電磁気波を視準（collimation）する。

【0089】

20

第2シリコンレンズ170bは、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準する。

【0090】

具体的には、第1シリコンレンズ170aは、電磁気波発生部140が放射する前記励起されたテラヘルツ電磁気波を視準して前記人体部位の局所的な位置に放射することができる。また、第2シリコンレンズ170bは、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準し検出部160に伝達することができる。

【0091】

検出部160は、前記反射したテラヘルツ電磁気波と第2レーザビームとを基にイメージングのための電氣的信号を生成する。

30

【0092】

検出部160は、光伝導スイチング標本抽出法または電気－光学的標本抽出法（electro-optic sampling）のうちいずれか一つの方法を用いて前記電氣的信号を生成することができる。

【0093】

前記電気－光学的標本抽出法は、電気－光学的媒質（electro-optic crystal）が有する電気－光学的効果を用いるものである。

【0094】

電気－光学的効果とは、電気－光学的媒質を電場に加えることによって前記電気－光学的媒質の光軸による屈折率が変更されることを言う。このうち、線形変化であるポッケルス効果（Pockel's effect）を用いて、テラヘルツ電磁気波が電気－光学的媒質に到達する時とそうではない時の屈折率の差異を極超短レーザパルスの強さの変化に測定し前記電氣的信号を生成する。

40

【0095】

イメージ生成部190は、検出部160から前記電氣的信号を受信してイメージを生成する。

【0096】

イメージ生成部190によって生成する前記イメージはディスプレイ装置（図示せず）を介して出力される。

【0097】

50

前述のように本発明によるレーザビーム誘導部150は、連続的な第3レーザビームを放射するか、時間によって変化する第3レーザビームを放射することができる。

【0098】

以下では、イメージ生成部190のイメージ生成方法について詳細に説明する。

【0099】

レーザビーム誘導部150が連続的な第3レーザビームを放射する場合、イメージ生成部190は人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基に生成された電氣的信号からイメージを生成する。すなわち、イメージ生成部190は、検出部160が生成した電氣的信号から図5の(b)(iii)のイメージを生成し、生成されたイメージは前記ディスプレイ装置を介して出力される。

10

【0100】

レーザビーム誘導部150が時間によって変化する第3レーザビームを放射する場合について詳しく説明する。

【0101】

図4は、本発明による第3レーザビームの変化によって造影剤が塗布されている人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の変化率(第3レーザビームを放射しない場合と比較した反射量の変化率)を示すグラフである。

【0102】

図4を参照すると、前記人体部位には 3.2 mg/ml の造影剤が塗布され、第3レーザビームの強さが 2 W/cm^2 の場合に人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の変化率は約5%である。一方、第3レーザビームの強さが 10 W/cm^2 の場合に人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の変化率は約12.5%である。即ち、第3レーザビームの強度が増加するほどテラヘルツ電磁波の反射量が変化(増加)することが分る。

20

【0103】

従って、時間によって変化する第3レーザビーム、例えば、一定周期にレベルが変化する四角波レーザビーム(図3参照)を前記人体部位に放射すると、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の変化率は前記レベルによって変動する。すなわち、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波の大きさは、第3レーザビームが放射される図3の($0 \sim t_1$)区間と、第3レーザビームが放射されない($t_1 \sim t_2$)区間と、で各々異なる値を有するようになる。イメージ生成部190は、前記反射されたテラヘルツ電磁気波の大きさの変化によって検出部160が生成した電氣的信号からイメージを生成する。

30

【0104】

図5の(a)は、造影剤が塗布されない人体部位のイメージと電氣的信号とを示し、図5の(b)は、造影剤が塗布されている人体部位のイメージと電氣的信号を示す。

【0105】

具体的に図5の(a)(i)は、テラヘルツ電磁気波のみを放射した場合と、テラヘルツ電磁気波と第3レーザビームとを共に放射した場合、すなわち、各々図3の($0 \sim t_1$)及び($t_1 \sim t_2$)区間における造影剤が塗布されていない人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基に生成した電氣的信号を示すグラフであり、図5の(a)(ii)及び図5の(a)(iii)は、図5の(a)(i)の電氣的信号から生成したイメージである。

40

【0106】

また、図5の(b)(i)は、テラヘルツ電磁気波のみを放射した場合と、テラヘルツ電磁気波と第3レーザビームとを共に放射した場合、すなわち、各々図3の($0 \sim t_1$)及び($t_1 \sim t_2$)区間における造影剤が塗布されている人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基に生成した電氣的信号を示すグラフであり、図5の(b)(ii)及び図5の(b)(iii)は、図5の(b)(i)の電氣的信号から生成したイメージである。

【0107】

図5の(a)を参照すると、人体部位に造影剤を塗布していない場合(例えば、腫瘍が

50

存在しない人体部位)には(0~ t_1)及び(t_1 ~ t_2)区間において反射されるテラヘルツ電磁気波の大きさの差がほとんどないので、造影剤が塗布されていない人体部位から反射するテラヘルツ電磁気波を基に生成した電氣的信号の差がほとんどないことが分かる。

【0108】

一方、図5の(b)を参照すると、人体部位に造影剤を塗布した場合(例えば、腫瘍が存在する人体部位)には(0~ t_1)及び(t_1 ~ t_2)区間において反射されるテラヘルツ電磁気波の大きさに差があるので、造影剤が塗布されている人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を基に生成した電氣的信号の大きさが相異することが分かる。

【0109】

10

上述した特性によれば、造影剤が塗布されていない場合には(0~ t_1)区間において得られた電氣的信号と(t_1 ~ t_2)区間において得られた電氣的信号との差がほぼゼロであり、造影剤が塗布されている場合にはその差がゼロではないことが分かる。イメージ生成部190がその差をイメージングすると、腫瘍の存在しない人体部位に対しては図6の(a)のイメージを得ることができ、腫瘍の存在する人体部位に対しては図6の(b)のイメージを得ることができる。

【0110】

従って、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる高解像度生体イメージ生成装置を用いれば、腫瘍がない部位のイメージと腫瘍がある部位のイメージとを正確に検出するので、腫瘍がある部位のイメージに対する敏感度を向上させることができる。

20

【0111】

第1ケーブル180aは、電源供給部195から供給される電源を電磁気波発生部140に供給する。

【0112】

第2ケーブル180bは、検出部160が生成する電氣的信号をイメージ生成部190に伝達する。

【0113】

第1ケーブル180a及び第2ケーブル180bは例えば銅線であることができる。

【0114】

以下では、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置を用いてイメージを生成する方法を詳しく説明する。

30

【0115】

図7は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置を用いたイメージ生成方法の一実施の形態を示すフローチャートである。

【0116】

図7を参照すると、人体部位に造影剤を塗布する(S710)。具体的には、前記造影剤は、金属ナノ粒子またはこれらから構成された金属ナノクラスタを含んで構成され、水分が多量含有された癌細胞のような腫瘍に付着する特性を有する。

【0117】

次は、前記人体部位に第3レーザービームを放射する(S730)。前記第3レーザービームは、連続的なレーザービームであることが好ましい。造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザービームを放射すると、表面プラズモンポラリトン現象によって造影剤が塗布されている人体部位の温度が上昇する。

40

【0118】

次は、前記人体部位に第1レーザービームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を放射する(S750)。前記表面プラズモンポラリトン現象によって人体部位の温度が上昇すると、人体部位のコントラストが増加するので、テラヘルツ電磁気波を用いる超高解像度イメージングが可能である。

【0119】

次は、前記第3レーザービームが照射された人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波

50

と第2レーザビームとを基にイメージングのための電氣的信号を生成する（S770）。

【0120】

次は、前記電氣的信号を受信してイメージを生成する（S790）。イメージ生成部は、前記検出部から前記電氣的信号を受信してイメージを生成し、生成するイメージはディスプレイ装置を介して出力される。

【0121】

図8は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度生体イメージ生成装置を用いるイメージ生成方法の他の実施の形態を示すフローチャートである。

【0122】

図8を参照すると、人体部位に造影剤を塗布する（S810）。具体的には、前記造影剤は、金属ナノ粒子またはこれらから構成された金属ナノクラスタを含んで構成され、水分が多量含有された癌細胞のような腫瘍に付着する特性を有する。

10

【0123】

次は、前記人体部位に第3レーザビームを放射する（S830）。前記第3レーザビームは、時間によって変化するレーザビームであることが好ましい。造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射すると、表面プラズモンポラリトン現象によって造影剤が塗布されている人体部位の温度が上昇する。

【0124】

次は、前記人体部位に第1レーザビームによって励起されたテラヘルツ電磁気波を放射する（S850）。前記表面プラズモンポラリトン現象によって人体部位の温度が上昇すると、人体部位のコントラストが増加するので、テラヘルツ電磁気波を用いる超高解像度イメージングが可能である。

20

【0125】

次は、前記第3レーザビームが照射された人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波と第2レーザビームとを基にイメージングのための電氣的信号を生成する（S870）。

前記人体部位に時間によって変化する第3レーザビーム、例えば、所定周期毎にレベルが変化する四角波レーザビームが放射されると、人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波は変動される。従って、検出部は前記第3レーザビームのレベルによって前記電氣的信号を生成することが好ましい。

【0126】

30

次は、前記電氣的信号を受信してイメージを生成する（S890）。イメージ生成部は、前記第3レーザビームの変化によって変わる電氣的信号を受信し、受信した電氣的信号の差を基にイメージを生成する。

【0127】

図9は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度内視鏡装置を示すブロック図であり、図10は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた高解像度内視鏡装置の一実施の形態を示す概略図である。

【0128】

図9及び図10を参照すると、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた内視鏡装置は可撓性チューブ200及びドーム状ヘッド部300を含む。

40

【0129】

また、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いた内視鏡装置は、可撓性チューブ200に挿入される第1レーザビーム伝達部210a、第3レーザビーム伝達部210c及び第2レーザビーム伝達部210bと、ドーム状ヘッド部300内に挿入される電磁気波発生部340、レーザビーム誘導部350及び検出部360を含む。

【0130】

また、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる内視鏡装置は、第1レーザビーム生成部410a、第3レーザビーム生成部410c及び第2レーザビーム生成部410b、第1コリメートレンズ330a、第3コリメートレンズ330c及び第2コリメートレンズ330b、第1シリコンレンズ370a及び第2シリコンレンズ370b、第1ケーブ

50

ル 2 3 0 a 及び第 2 ケーブル 2 3 0 b、映像伝送部 3 2 0 及びイメージ生成部 4 3 0 をさらに含むことができる。

【0 1 3 1】

可撓性チューブ 2 0 0 は人体に挿入される部分であり、端部にドーム状ヘッド部 3 0 0 が付着する。

【0 1 3 2】

可撓性チューブ 2 0 0 は、前記人体で移動しやすく細い且つ長いフレキシブル (flexible) な材質であることが好ましい。

【0 1 3 3】

可撓性チューブ 2 0 0 内部には、第 1 レーザビーム伝達部 2 1 0 a、第 3 レーザビーム伝達部 2 1 0 c 及び第 2 レーザビーム伝達部 2 1 0 b と、第 1 ケーブル 2 3 0 a 及び第 2 ケーブル 2 3 0 b とが設けられる。

10

【0 1 3 4】

第 1 レーザビーム伝達部 2 1 0 a、第 3 レーザビーム伝達部 2 1 0 c 及び第 2 レーザビーム伝達部 2 1 0 b は、第 1 レーザビーム生成部 4 1 0 a、第 3 レーザビーム生成部 4 1 0 c 及び第 2 レーザビーム生成部 4 1 0 b が生成する第 1 レーザビーム、第 3 レーザビーム及び第 2 レーザビームを各々電磁気波発生部 3 4 0、レーザビーム誘導部 3 5 0 及び検出部 3 6 0 に伝達する。

【0 1 3 5】

第 1 レーザビーム生成部 4 1 0 a、第 3 レーザビーム生成部 4 1 0 c 及び第 2 レーザビーム生成部 4 1 0 b は、各々第 1 レーザビーム、第 3 レーザビーム及び第 2 レーザビームを生成する。好ましくは、前記第 3 レーザビームは連続的なレーザビームまたは時間によって変化するレーザビームであり得る。

20

【0 1 3 6】

第 1 ケーブル 2 3 0 a は、電源供給部 4 5 0 から供給される電源を電磁気波発生部 3 4 0 に供給する。

【0 1 3 7】

第 2 ケーブル 2 3 0 b は、検出部 3 6 0 が生成する電氣的信号をイメージ生成部 4 3 0 に伝達する。

【0 1 3 8】

第 1 ケーブル 2 3 0 a 及び第 2 ケーブル 2 3 0 b は例えば銅線であることができる。

30

【0 1 3 9】

ドーム状ヘッド部 3 0 0 は、可撓性チューブ 2 0 0 の端部に付着して可撓性チューブ 2 0 0 と共に前記人体に挿入される。

【0 1 4 0】

ドーム状ヘッド部 3 0 0 の内側には、映像伝送部 3 2 0、電磁気波発生部 3 4 0、レーザビーム誘導部 3 5 0 及び検出部 3 6 0、第 1 コリメートレンズ 3 3 0 a、第 3 コリメートレンズ 3 3 0 c 及び第 2 コリメートレンズ 3 3 0 b、第 1 シリコンレンズ 3 7 0 a 及び第 2 シリコンレンズ 3 7 0 b が設けられる。

【0 1 4 1】

映像伝送部 3 2 0 はドーム状ヘッド部 3 0 0 内側に設けられ、前記人体部位の映像をディスプレイ装置 5 0 0 に伝送する。

40

【0 1 4 2】

映像伝送部 3 2 0 は、例えば、レンズまたはカメラであることができる。また、映像伝送部 3 2 0 は、診断しようとする臓器のような人体部位の映像を生成し、撮影した前記人体部位の映像をディスプレイ装置 5 0 0 に伝送する。使用者はディスプレイ装置 5 0 0 に伝送される前記人体部位の映像を介して前記内視鏡の現在位置をリアルタイムに確認することができる。

【0 1 4 3】

即ち、使用者は、ディスプレイ装置 5 0 0 に表示される映像を参照して内視鏡の現在位

50

置を確認し、腫瘍700(図10参照)を診断するために本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる内視鏡装置を所望の位置に移動させることができる。

【0144】

第1コリメートレンズ330aは、第1レーザビーム伝達部210aと電磁気波発生部340との間に介在し、第1レーザビーム伝達部210aに入射する第1レーザビームをフォーカスして電磁気波発生部340に伝達する。

【0145】

第3コリメートレンズ330cは、第3レーザビーム伝達部210c及びレーザビーム誘導部350の間に介在し、第3レーザビーム伝達部210cに入射した第3レーザビームをフォーカスしてレーザビーム誘導部350に伝達する。

10

【0146】

第2コリメートレンズ330bは、第2レーザビーム伝達部210b及び検出部360との間に介在し、第2レーザビーム伝達部210bに入射する第2レーザビームをフォーカスして検出部360に伝達する。

【0147】

第1コリメートレンズ330a、第3コリメートレンズ330c及び第2コリメートレンズ330bは例えば光学レンズであることができる。

【0148】

レーザビーム誘導部350は、造影剤が塗布される前記人体部位に第3レーザビームを放射する。前記第3レーザビームは赤外線レーザまたは可視光線レーザのうちいずれか一つであることが好ましい。

20

【0149】

造影剤が塗布されている人体部位に第3レーザビームを放射すると、表面プラズモンポラリトン現象によって腫瘍に含有される水分の温度、即ち造影剤が塗布される人体部位の温度が上昇する。従って、テラヘルツ電磁気波によるイメージングのコントラスト増加によって腫瘍の位置を容易に探すことができるだけでなく、温度上昇によって癌細胞を死滅させることもできる。

【0150】

好ましくは、前記造影剤は、金属ナノ粒子またはこれらから構成される金属ナノクラスタを含んで構成される。

30

【0151】

前記金属ナノ粒子は、Pt、Pd、Ag、Cu及びAuのうち少なくともいずれか一つを含んで構成されることができる。また、その形状はロッド形、楕円形及び球形のうち少なくともいずれか一つであることが好ましい。

【0152】

前記金属ナノクラスタは、前記金属ナノ粒子を用いてエマルジョン(emulsion)方法で製造することができる。

【0153】

電磁気波発生部340は、第1レーザビームによって励起されるテラヘルツ電磁気波を前記造影剤が塗布される人体部位に放射する。

40

【0154】

造影剤は、前記人体部位に放射されるテラヘルツ電磁気波の反応を極大化させてイメージングの解像度を増加させる。

【0155】

前記テラヘルツ電磁気波は、光伝導方法または光整流方法のうちいずれか一つの方法を用いて前記第1レーザビームによって励起されることができる。

【0156】

第1シリコンレンズ370aは、電磁気波発生部340が放射する前記励起されるテラヘルツ電磁気波を視準する。

【0157】

50

第2シリコンレンズ370bは、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準する。

【0158】

第1シリコンレンズ370a及び第2シリコンレンズ370bは、ドーム状ヘッド部300の内部またはドーム状ヘッド部300の表面に設けられることが好ましい。

【0159】

第1シリコンレンズ370aは、電磁気波発生部340が放射する前記励起されたテラヘルツ電磁気波を視準し人体部位に放射するので、腫瘍のような所望の位置にテラヘルツ電磁気波を局部的に照射することができる。また、第2シリコンレンズ370bは、前記人体部位から反射されるテラヘルツ電磁気波を視準し検出部360に伝達することができる。

10

【0160】

従って、第1シリコンレンズ370aを使用するとテラヘルツ電磁気波を所望の位置に正確に放射することができ、第2シリコンレンズ370bを使用すると広い範囲で反射されるテラヘルツ電磁気波を視準して伝達することができる。

【0161】

具体的には、電磁気波発生部340によって前記人体部位に放射されるテラヘルツ電磁気波は、図10に示すように腫瘍700に放射される。第1シリコンレンズ370aは、前記放射されるテラヘルツ電磁気波を視準して腫瘍700の局所的な位置に放射されるようにする。腫瘍700から反射されるテラヘルツ電磁気波は、第2シリコンレンズ370bを介して視準され検出部360に伝達される。前記使用者は、本発明によるテラヘルツ電磁気波を用いる内視鏡装置を移動させ腫瘍700全体にテラヘルツ電磁気波を放射することができる。

20

【0162】

検出部360は、前記反射されるテラヘルツ電磁気波と第2レーザビームとを基にイメージングのための電氣的信号を生成する。

【0163】

検出部360は、例えば、光伝導スイッチング標本抽出法または電気－光学的標本抽出法のうちいずれか一つの方法を用いて電氣的信号を生成することができる。

【0164】

30

イメージ生成部430は、検出部360から前記電氣的信号を受信してイメージを生成する。

【0165】

イメージ生成部430によって生成する前記イメージはディスプレイ装置500を介して出力される。

【0166】

前述のように、本発明によるレーザビーム誘導部350は、連続的な第3レーザビームを放射するか、時間によって変化する第3レーザビームを放射することができる。

【0167】

本発明によるイメージ生成部430が生成するイメージの生成方法は、本発明によるイメージ生成部190が生成するイメージの生成方法と同一であるので、これについての詳細な説明は省略する。

40

【0168】

第1ケーブル230aは、電源供給部450から供給される電源を電磁気波発生部340に供給する。

【0169】

第2ケーブル230bは、検出部360が生成する電氣的信号をイメージ生成部430に伝達する。

【0170】

第1ケーブル230a及び第2ケーブル230bは例えば銅線であることができる。

50

【0171】

本発明の構成は具体的に説明されたが、これは本発明を例示的に説明することに過ぎず、本発明が属する技術分野で通常の知識を有する者なら本発明の本質的な特性から離脱しない範囲内で様々な変形が可能であろう。

【0172】

従って、本明細書に開示された実施の形態は、本発明を限定するためのものではなく説明するためのものであり、このような実施の形態によって本発明の思想と範囲が限定されるのではない。本発明の範囲は特許請求の範囲によって解釈されるべきであり、これと同等な範囲内にあるすべての技術は本発明の権利範囲に含まれるものとして解釈されなければならない。

10

【符号の説明】

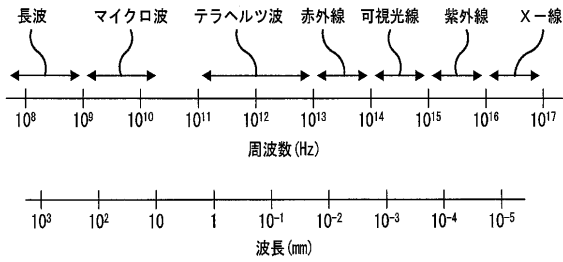
【0173】

110a、210a 第1レーザビーム伝達部
110b、210b 第2レーザビーム伝達部
110c、210c 第3レーザビーム伝達部
120a、410a 第1レーザビーム生成部
120b、410b 第2レーザビーム生成部
120c、410c 第3レーザビーム生成部
130a、330a 第1コリメートレンズ
130b、330b 第2コリメートレンズ
130c、330c 第3コリメートレンズ
140、340 電磁気波発生部
150、350 レーザビーム誘導部
160、360 検出部
170a、370a 第1シリコンレンズ
170b、370b 第2シリコンレンズ
180a、230a 第1ケーブル
180b、230b 第2ケーブル
190、430 イメージ生成部
200 可撓性チューブ
300 ドーム状ヘッド部
320 映像伝送部
195、450 電源供給部
500 ディスプレイ装置

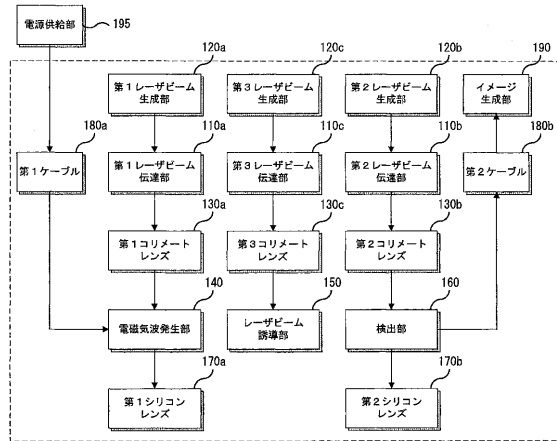
20

30

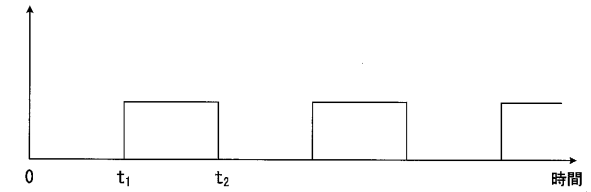
【図 1】



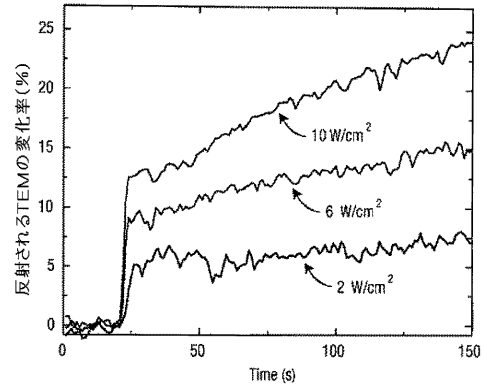
【図 2】



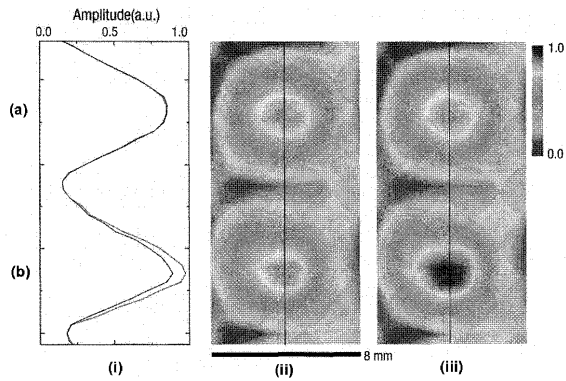
【図 3】



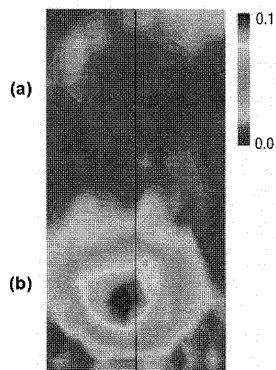
【図 4】



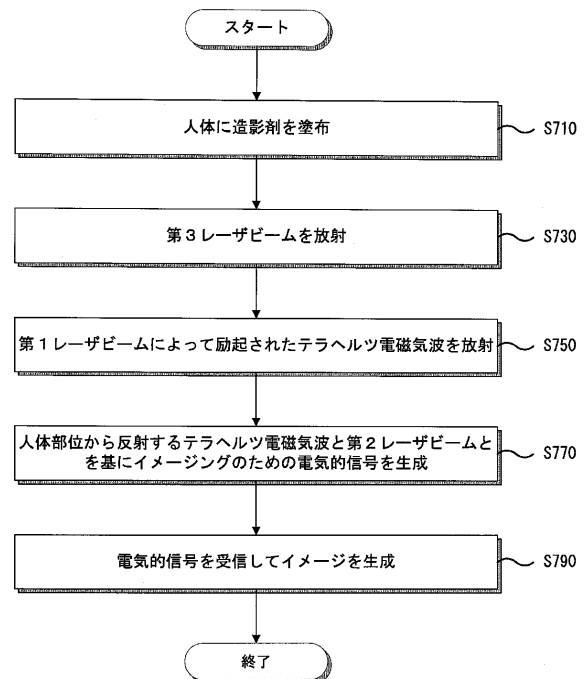
【図 5】



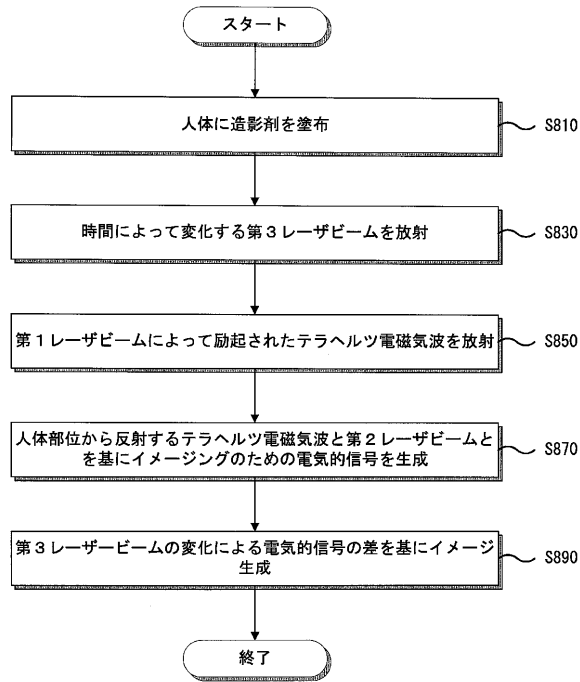
【図 6】



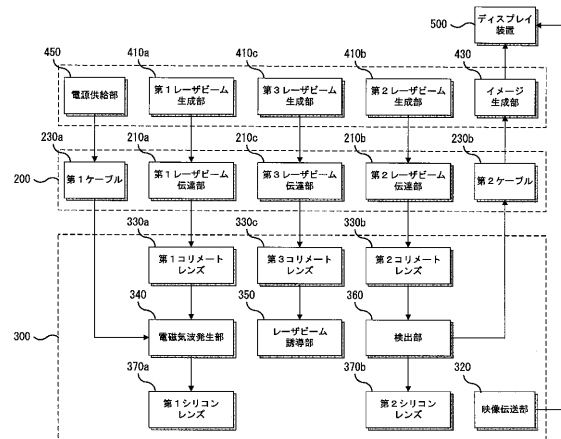
【図 7】



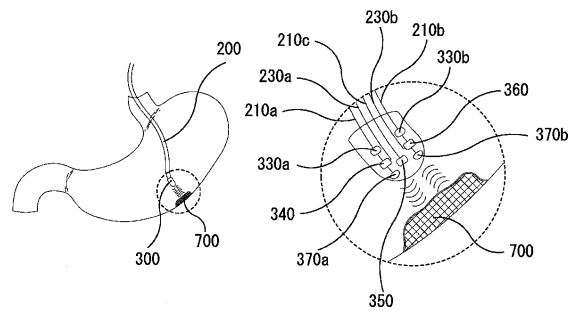
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (74)代理人 100110423
弁理士 曾我 道治
- (74)代理人 100084010
弁理士 古川 秀利
- (74)代理人 100094695
弁理士 鈴木 憲七
- (74)代理人 100111648
弁理士 梶並 順
- (74)代理人 100147500
弁理士 田口 雅啓
- (72)発明者 ソン、ジューヒョク
大韓民国、ソウル 135-270、カンナムーグ、トゴク・２ードン、タワー・パレス・ディー
ードン 3205
- (72)発明者 オ、スン・ジェ
大韓民国、ソウル 153-012、クムチョンーグ、トクサン・２ードン 1071-27
- (72)発明者 ハム、スンジュ
大韓民国、ソウル 121-270、マポーグ、サンアムードン、ワールドカップパーク・７ダン
チ・アパートメント 906-901
- (72)発明者 フ、ヨンーミン
大韓民国、ソウル 143-755、クワンジンーグ、クワンジャンードン、ヒョンデ・アパート
メント 501-507
- (72)発明者 カン、ジンヨン
大韓民国、ソウル 135-858、カンナムーグ、トゴク・１ードン、ヨクサム・ラッキー・ア
パートメント 105-203
- (72)発明者 メン、インヒ
大韓民国、ソウル 142-100、カンブクーグ、ミア・９ードン 3-144

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2007/0235650 (US, A1)
国際公開第2006/121920 (WO, A1)
米国特許出願公開第2005/0100866 (US, A1)
特開2005-261826 (JP, A)
特表2007-521473 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G01N 21/17
G01N 21/35

专利名称(译)	使用太赫兹电磁波的高分辨率生物图像生成设备，高分辨率图像生成方法和使用其的内窥镜设备		
公开(公告)号	JP4897007B2	公开(公告)日	2012-03-14
申请号	JP2009062579	申请日	2009-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	盐湖城大学OVU尔基金会OVU行业学术冠操作化雷 首尔UNIV FOUND IND学术合作		
申请(专利权)人(译)	盐湖城OVU灵魂根基，OVU行业学术冠操作化雷		
当前申请(专利权)人(译)	盐湖城OVU灵魂根基，OVU行业学术冠操作化雷		
[标]发明人	ソングジュヒョク オスンジエ ハムスンジュ フヨンミン カンジンヨン メンインヒ		
发明人	ソン、ジュ-ヒョク オ、スン-ジェ ハム、スンジュ フ、ヨン-ミン カン、ジンヨン メン、インヒ		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/35 G01N21/17 G01N21/3581		
CPC分类号	G01N21/3581 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/0507		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/35.Z G01N21/17.A A61B1/00.510 A61B1/00.550 G01N21/35.105 G01N21/3581		
F-TERM分类号	2G059/FF01 2G059/FF12 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/GG06 2G059/HH01 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/PP04 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL10 4C061/NN01 4C061/QQ03 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL10 4C161/NN01 4C161/QQ03		
代理人(译)	英年古河 Kajinami秩序 田口MiyabiAkira		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	1020080044648 2008-05-14 KR 1020090014015 2009-02-19 KR		
其他公开文献	JP2009273878A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用太赫兹电磁波提供具有高分辨率的活体图像形成设备，形成高分辨率图像的方法，以及使用它们的内窥镜设备。解决方案：具有高分辨率的生物体图像形成装置利用已经被第一激光束和第三激光束激发的太赫兹电磁波照射已经施加造影剂的人体区域。然后，可以基于从人体区域反射的太赫兹电磁波和第二层光束形成人体区域的高分辨率图像。 Z

【 図 7 】

