

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-243034

(P2004-243034A)

(43) 公開日 平成16年9月2日(2004.9.2)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

A61B 5/07

A61B 10/00

G01N 21/17

F I

A61B 1/00

A61B 5/07

A61B 10/00

G01N 21/17

320B

E

620

テーマコード (参考)

2G059

4C038

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2003-38646 (P2003-38646)

(22) 出願日 平成15年2月17日 (2003.2.17)

特許法第30条第1項適用申請有り 2002年12月5日～6日 開催の「2002年(平成14年)応用物理学会東北支部 第57回学術講演会」において文書をもって発表

(71) 出願人 503000761

佐藤 学

山形県米沢市東3丁目8番48-2号

(71) 出願人 591140938

株式会社クリニカル・サブライ

岐阜県羽島郡川島町竹早町3番地

(74) 代理人 100089635

弁理士 清水 守

(72) 発明者 佐藤 学

山形県米沢市東3丁目8番48-2号

(72) 発明者 古川 博康

岐阜県羽島郡川島町竹早町3番地 株式会社

クリニカル・サブライ内

最終頁に続く

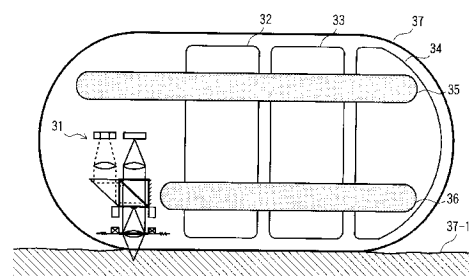
(54) 【発明の名称】 光波断層画像測定用臨床カプセル

(57) 【要約】

【課題】カプセル型内視鏡と光波断層画像測定装置とを組み合わせ、組織表面の画像のみでなく組織内部の断層画像を確実に測定可能とする小型ミロー干涉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルを提供する。

【解決手段】カプセルカバー37内に小型ミロー干涉系31を用いた光波断層画像測定装置とカプセル型内視鏡とを実装し、生体組織表面37-1の画像のみでなく生体組織内部の断層画像を測定可能とする。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

カプセルカバー内に小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定装置とカプセル型内視鏡とを実装し、生体組織表面の画像のみでなく生体組織内部の断層画像も測定可能とすることを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

【請求項 2】

請求項 1 記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記小型ミロー干渉系は、コリメートされた入射光を得る手段と、曲面と平面を有する第 1 のレンズと該第 1 のレンズの平面側に配置されるハーフミラーと該ハーフミラー側に平面を有する曲面と平面を有する第 2 のレンズとからなる対物レンズと、該第 2 のレンズに対向する試料と、該試料と前記ハーフミラーを挟んで反対側の位置に前記第 1 のレンズに対向する微小ミラーとを具備し、前記入射光は、前記ハーフミラーで部分的に反射され、透過光は前記試料に照射され、前記試料からの反射光は信号光となり第 2 のレンズへ戻り、一方、前記ハーフミラーの反射光は前記微小ミラーにフォーカスされ、反射されて再度第 1 のレンズへ向かい、参照光となり、前記信号光と参照光は前記ハーフミラーで合波され出射方向へ戻るように構成したことを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

10

【請求項 3】

請求項 2 記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記ハーフミラーに調整用コイルを備え、該調整用コイルの電流を変調して、前記微小ミラーとハーフミラー間距離を変化可能にすることを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に近赤外領域低コヒーレンス光源および可視域の光源を具備することを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

【請求項 5】

請求項 4 記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に近赤外領域低コヒーレンス光源を用いてイメージセンサで生体組織を透過させ生体組織内部の観察を行うことを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

【請求項 6】

請求項 4 記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に可視域の光源を用いてイメージセンサにより生体組織の表面観察を行うことを特徴とする光波断層画像測定用臨床カプセル。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光波断層画像測定用臨床カプセルに係り、特に、小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルに関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来、このような光波断層画像測定装置及びその臨床カプセルに関する先行技術としては、以下に開示するようなものがあった。

40

【0003】

現在、無侵襲性と数十ミクロンの高い空間分解能から光波断層画像測定法 (Optical coherence tomography, OCT) が、活発に研究され、眼科の分野ではすでに実用化されている。また、他の臨床分野でも実用化を目指して研究が進められている。例えば、消化器系では、内視鏡との融合が進められており、既存の内視鏡のチャンネルに OCT の光プローブを挿入し、内視鏡の到達する範囲の消化器臓器内面の表面付近における断層画像の測定がすでに報告されている (下記非特許文献 1、2 参照)。

【0004】

一方、最近では、小型のイメージセンサ、画像信号送信回路、磁界を用いた給電回路、外

50

部磁界を用いた姿勢制御システムを一体化させたカプセル型内視鏡がすでに実用化の域に達している。これは、患者がこのカプセルを飲用すると、消化器臓器内面の観察が実時間で可能であり、また、外部操作によりカプセルの姿勢制御やカプセルからの薬剤の投与も可能であり、磁界を用いた体外からの給電により電力の消耗を心配する必要もない、画期的なものである（下記非特許文献3参照）。

【0005】

特に、下記非特許文献3には、以下のような体内に入るマイクロロボット潜水艇として、以下に示すようなものが開示されている。

【0006】

図6はかかる従来の体内に入るカプセル型内視鏡〔マイクロロボット潜水艇〕（その1）
、図7は従来の体内に入るカプセル型内視鏡〔マイクロロボット潜水艇〕（その2）の模式図である。 10

【0007】

図6において、カプセルカバー（オプティカルドーム）101内に、レンズ102、照明用LED103、CMOS撮像部104、電池105、送信機106、アンテナ107が配置されている。なお、このカプセルのサイズは直径11mm、長さ27mmである（M2A ギブニイメージ社）。

【0008】

図7において、カプセルカバー201内に、タンクA（採取生検）202、タンクA用バルブ203、タンクB（薬液投与）204、タンクB用バルブ205、姿勢制御ローター
コイル206、電力受磁コイル207、蓄電コンデンサ208、マイクロ波ビデオトランスミッタ209、レンズ210、ピント調整マグネットコイル211が配置されている。
なお、このカプセルのサイズは直径9mm、長さ23mmである。（NORIKAV3） 20

【0009】

【非特許文献1】

佐藤学、丹野直弘：「光コヒーレンストモグラフィ（OCT）の展開」、第29回光波センシング技術研究会、講演論文集、応用物理学会・光波センシング技術研究会、LST29-16、2002.6.5

【非特許文献2】

Andrew M. Rolins, Rujchai Ung-arunyawee, Amitabh Chak, Richard C.K. Wong, Kenji Kobayashi, and Michael V. Sivak, Jr. Joseph A. Izatt, "Real-time in vivo imaging of human gastrointestinal ultrastructure by use of endoscopic optical coherence tomography with a novel efficient interferometer design", OPTICS LETTERS, Vol. 24, No. 19, October 1, 1999 30

【非特許文献3】

<http://www.rfnorika.com/index2.html> 2002/10/30 40

【非特許文献4】

Stanley S.C. Chim and G.S. Kino, "Correlation microscope", OPTICS LETTERS, Vol. 15, No. 10, May 15, 1990

【非特許文献5】

Arnaud Dubois, Laurent Vabre, Albert-Claude Boccara, and Emmanuel Beurepaire, "High-resolution full-field optical coherence 50

tomography with a Linnik microscope", APPLIED OPTICS, Vol. 41, No. 4, 1 February 2002

【非特許文献6】

Michael Bass, Eric W. Van Stryland, David R. Williams, William L. Wolfe, "HANDBOOK OF OPTICS", 30.16 - 30.21

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記した従来のカプセル型内視鏡では、組織表面のみの観察に限られ、組織内部の断層画像が十分には測定できないといった問題があった。

10

【0011】

本発明は、上記状況に鑑みて、カプセル型内視鏡と光波断層画像測定装置とを組み合わせ、組織表面の画像のみでなく組織内部の断層画像を確実に測定可能とする小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルを提供することを目的とするものである。

【0012】

【課題を解決するための手段】

本発明は、上記目的を達成するために、

〔1〕光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、カプセルカバー内に小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定装置とカプセル型内視鏡とを実装し、生体組織表面の画像のみでなく生体組織内部の断層画像も測定可能とすることを特徴とする。

20

【0013】

〔2〕上記〔1〕記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記小型ミロー干渉系は、コリメートされた入射光を得る手段と、曲面と平面を有する第1のレンズとこの第1のレンズの平面側に配置されるハーフミラーとこのハーフミラー側に平面を有する曲面と平面を有する第2のレンズとからなる対物レンズと、この第2のレンズに対向する試料と、この試料と前記ハーフミラーを挟んで反対側の位置に前記第1のレンズに対向する微小ミラーとを具備し、前記入射光は、前記ハーフミラーで部分的に反射され、透過光は前記試料に照射され、前記試料からの反射光は信号光となり第2のレンズへ戻り、一方、前記ハーフミラーの反射光は前記微小ミラーにフォーカスされ、反射されて再度第1のレンズへ向かい、参照光となり、前記信号光と参照光は前記ハーフミラーで合波され出射方向へ戻るように構成したことを特徴とする。

30

【0014】

〔3〕上記〔2〕記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記ハーフミラーに調整用コイルを備え、この調整用コイルの電流を変調して、前記微小ミラーとハーフミラー間距離を変化可能にすることを特徴とする。

【0015】

〔4〕上記〔1〕記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に近赤外領域低コヒーレンス光源および可視域の光源を具備することを特徴とする。

【0016】

〔5〕上記〔4〕記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に近赤外領域低コヒーレンス光源を用いてイメージセンサで生体組織を透過させ生体組織内部の観察を行うことを特徴とする。

40

【0017】

〔6〕上記〔4〕記載の光波断層画像測定用臨床カプセルにおいて、前記内視鏡の光源に可視域の光源を用いてイメージセンサにより生体組織の表面観察を行うことを特徴とする。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0019】

50

まず、本発明の新しい小型ミロー干渉系について説明する。

【0020】

図8には従来のミロー干渉系（非特許文献4参照）が示されている。

【0021】

この図に示すように、平行にコリメートされた光波301は対物レンズ302でフォーカスされてハーフミラー304に入射し、信号光になる。ハーフミラー304での透過光は物体表面305で反射して逆行し、再びハーフミラー304に達する。また、ハーフミラー304での反射光は、フォーカスされて対物レンズ302の表面にある微小なミラー303で反射して、再度ハーフミラー304に向かい、参照光となる。信号光と参照光はハーフミラー304で合波され光源へ戻る。

10

【0022】

このとき、ミラー303とハーフミラー304間距離 L_1 が、ハーフミラー304と物体表面305の距離 L_2 に光源のコヒーレンス距離以内で等しいときに、2つの光は干渉する。これがミロー干渉系であり、実際に非特許文献5で報告されているように、位相シフト法（非特許文献6参照）を用いて、生体試料の断層画像測定に用いられている。

【0023】

これに対して、本発明では、改良小型ミロー干渉系を用いる。

【0024】

図1は本発明の実施例を示す小型ミロー干渉系の構成図である。

【0025】

20

この図において、入射光1は、対物レンズに向かう。対物レンズは曲面と平面を有する第1のレンズ5とハーフミラー4と平面と曲面とからなる第2のレンズ6で構成されている。入射光1は、ハーフミラー4で部分的に反射され、透過光は試料7に照射され、その試料7からの反射光は信号光となり第2のレンズ6へ戻る。

【0026】

一方、ハーフミラー4からの反射光はある平面2上にある微小ミラー3にフォーカスされ、反射されて再度第1のレンズ5へ向かい、参照光となる。信号光と参照光はハーフミラー4で合波され出射方向へ戻る。このとき、微小ミラー3と第1のレンズ5間の光学距離 L_1 が、ハーフミラー4と試料7間の光学距離 L_2 に光源のコヒーレンス距離以内で等しいときに、2つの光は干渉する。実際には、試料7と対物レンズとの距離は長い方が実用上大変便利であることは、試料7が対物レンズにぶつからない、凹凸のある物体も観察できるなどの点からも自明である。

30

【0027】

このように、図8と図1を比べると明らかに、従来のミロー干渉系では、作動距離は焦点距離の半分であるが、本発明のミロー干渉系では、作動距離＝焦点距離であり、2倍に長くなることが分かる。

【0028】

次に、本発明の実施例を示す小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルシステムについて説明する。

【0029】

40

図2は本発明の実施例を示す小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルシステムの構成図である。

【0030】

この図において、OCT用の近赤外領域低コヒーレンス光源12（例えばLED）からの光は、レンズ13でコリメートされ、プリズム14で直角に進路を変えて、ビームスプリッター15に向かう。ビームスプリッター15の入射面の対面には光吸収の黒色物質16が塗布されており、反射光が結像系に行くのを防ぐ。ビームスプリッター15での反射光は対物レンズに向かう。

【0031】

対物レンズは曲面と平面を有する第1のレンズ19とハーフミラー21と平面と曲面とを

50

有する第2のレンズ20とで構成されている。入射光は、ハーフミラー21で部分的に反射され、透過光は試料25に照射され、試料25からの反射光は信号光となり第2のレンズ20へ戻る。

【0032】

一方、ハーフミラー21からの反射光はビームスプリッター15の平面上にある微小ミラー18にフォーカスされ、反射されて再度第1のレンズ19へ向かい参照光となる。信号光と参照光はハーフミラー21で合波され、ビームスプリッター15へ戻る。このとき、微小ミラー18とハーフミラー21間の光学距離が、ハーフミラー21と試料25の反射点または散乱点間の光学距離に光源12のコヒーレンス距離以内で等しいときに、2つの光は干渉する。

10

【0033】

2つの光波は結像レンズ26で結像され、イメージセンサ27で画像計測される。画像計測された画像データから、上記非特許文献5に述べられている位相シフト法を用いて、図3に示すような、試料の断層画像25-1〔上記非特許文献2、図2では25-1として表示〕が得られる。

【0034】

OC T測定には、生体組織への透過性から近赤外領域の光源12が用いられるが、通常の表面測定には可視域の光源11を用いる。これにより、生体組織の表面観察は、可視域の光源11とイメージセンサ27を用いることで可能となり、断層画像測定は近赤外域の光源12とイメージセンサ27、そして位相シフト法を用いることにより可能となる。

20

【0035】

位相シフト法は、信号光路と参照光路の光路長を微妙に変化させて、2, 3枚の画像を撮像して測定し、数値処理により断層画像を得る技術であるが、ここではその微妙な波長オーダーの変位を固定された磁石22と調整用コイル23、支持用ダンパ24で行う。すなわち、調整用コイル23の電流を変調して、微小ミラー18とハーフミラー21間距離を変化させるのである。また、表面観察時のピント合わせは調整用コイル23の電流を制御して行う。

【0036】

上記した本発明の光波断層画像測定装置に使用する光学部品は、特殊なものは一切必要としておらず、サイズのにも1, 2ミリのものが十分可能であり、全体の小型化が可能である。

30

【0037】

次に、上記した改良小型ミロー干渉系を小型カプセルに組み込んだ新型カプセルについて説明する。

【0038】

図4は本発明の実施例を示す改良小型ミロー干渉系を実装するカプセルの模式図である。

【0039】

新型カプセルは、カプセルカバー37内に、改良小型ミロー干渉系31、画像信号処理部32、給電部33、信号送受信部34、姿勢制御コイル35、電力給電・アンテナコイル36を配置しており、非特許文献3のように、薬品投与の機構を付加することも可能である。作動距離が長くとれるので、このような構成で十分、組織表面37-1付近の断層画像の測定が可能である。

40

【0040】

最後に、これを用いた全体の光波断層画像測定システムの説明を行う。

【0041】

図5は本発明の実施例を示す全体の光波断層画像測定システムの模式図である。

【0042】

平行磁界は、2つのコイルを平行に置き、電流を通すことによって得られることは一般的に知られている。従って、この図において、2つのコイル42と43、44と45、46と47の3組を流れる電流を制御装置48、コンピュータ49で制御して、中心に位置す

50

る人体 4 1 での磁界を 3 次元的に制御する。

【 0 0 4 3 】

また、これらコイル 4 2 ~ 4 7 をアンテナとして用いることによって、非特許文献 3 に開示されているような、人体 4 1 内部でのカプセルの姿勢制御、画像・情報の送受信を行うことができる。よって、体外でコントローラ 5 0 のレバー 5 1 を操作しカプセルを制御して観察したい部位を探して、ボタン 5 2 を押すとその部位のさらに奥の断層画像が測定できることになる。

【 0 0 4 4 】

なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の趣旨に基づいて種々の変形が可能であり、これらを本発明の範囲から排除するものではない。

10

【 0 0 4 5 】

【発明の効果】

以上、詳細に説明したように、本発明によれば、カプセル型内視鏡と光波断層画像測定装置とを組み合わせ、組織表面の画像のみでなく組織内部の断層画像を測定可能とする小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルを提供することができる。

【 0 0 4 6 】

そして、本発明の小型化された高精度の小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルを用いれば、消化器系などの体内臓器の表面付近での癌の早期診断・治療に役立つなど、医学分野での貢献やその波及効果は多大である。

【図面の簡単な説明】

20

【図 1】本発明の実施例を示す小型ミロー干渉系の構成図である。

【図 2】本発明の実施例を示す小型ミロー干渉系を用いた光波断層画像測定用臨床カプセルシステムの構成図である。

【図 3】本発明の光波断層画像測定装置を用いて撮像した通常の人結腸の光波断層画像を示す図である。

【図 4】本発明の実施例を示す改良小型ミロー干渉系を実装するカプセルの模式図である。

【図 5】本発明の実施例を示す全体の光波断層画像測定システムの模式図である。

【図 6】従来の体内に入るカプセル型内視鏡〔マイクロロボット潜水艇〕（その 1）の模式図である。

30

【図 7】従来の体内に入るカプセル型内視鏡〔マイクロロボット潜水艇〕（その 2）の模式図である。

【図 8】従来のミロー干渉系の模式図である。

【符号の説明】

- 1 入射光
- 2 平面
- 3, 18 微小ミラー
- 4, 21 ハーフミラー
- 5, 6, 13, 19, 20 レンズ
- 7, 25 試料
- 11 可視域の光源
- 12 OCT用の近赤外領域低コヒーレンス光源（例えばLED）
- 14 プリズム
- 15 ビームスプリッター
- 16 光吸収の黒色物質
- 22 固定された磁石
- 23 調整用コイル
- 24 支持用ダンパ
- 25 - 1 試料の断層画像
- 26 結像レンズ

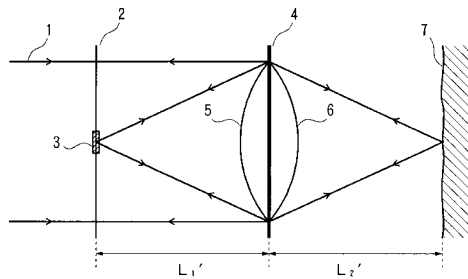
40

50

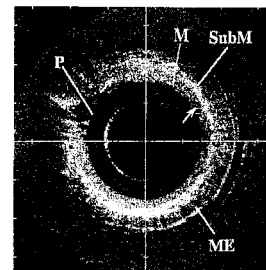
- 2 7 イメージセンサ
- 3 1 改良小型ミロー干渉系
- 3 2 画像信号処理部
- 3 3 給電部
- 3 4 信号送受信部
- 3 5 姿勢制御コイル
- 3 6 電力給電・アンテナコイル
- 3 7 カプセルカバー
- 3 7 - 1 組織表面
- 4 1 人体
- 4 2 , 4 3 : 4 4 , 4 5 : 4 6 , 4 7 コイル
- 4 8 制御装置
- 4 9 コンピュータ
- 5 0 コントローラ
- 5 1 レバー
- 5 2 ボタン

10

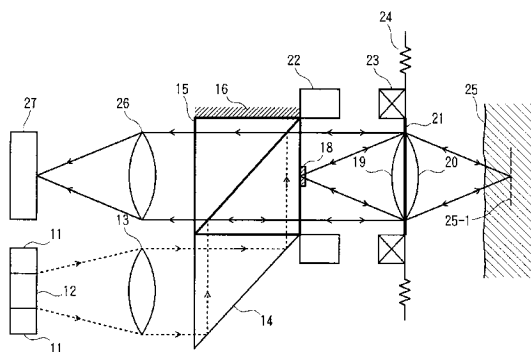
【図 1】



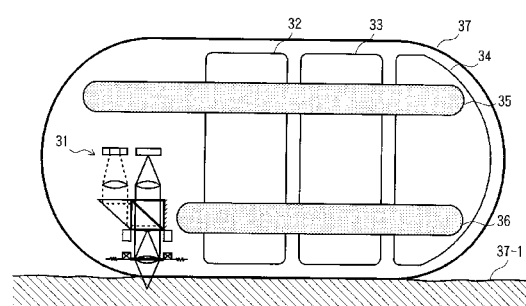
【図 3】



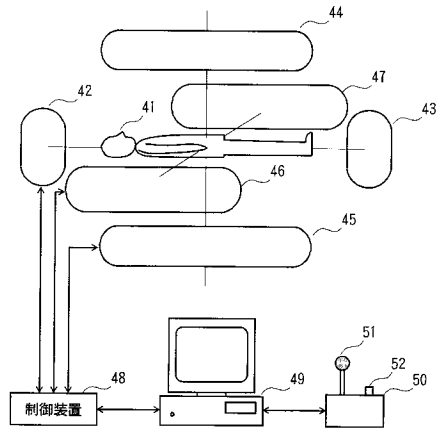
【図 2】



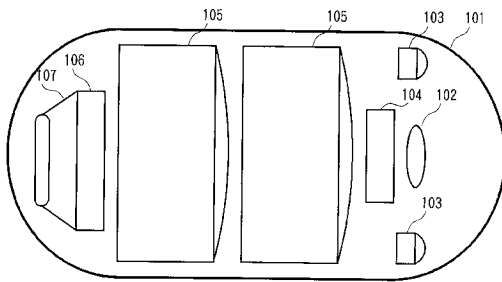
【図 4】



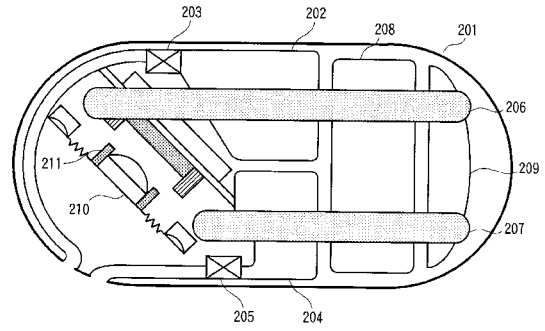
【図 5】



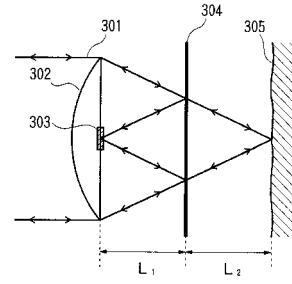
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE02 EE09 EE11 FF02 FF06 FF09 GG02 HH01
HH02 JJ11 JJ12 JJ13 JJ22 LL01
4C038 CC01 CC03 CC05
4C061 DD10 HH28

专利名称(译)	用于光学断层图像测量的临床胶囊		
公开(公告)号	JP2004243034A	公开(公告)日	2004-09-02
申请号	JP2003038646	申请日	2003-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	佐藤 学 临床供应		
申请(专利权)人(译)	佐藤 学 临床有限公司供应		
[标]发明人	佐藤学 古川博康		
发明人	佐藤 学 古川 博康		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B5/07 A61B10/00		
CPC分类号	A61B1/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B5/07 A61B10/00.E G01N21/17.620 A61B1/00.C A61B1/00.526 A61B1/00.610 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/FF02 2G059/FF06 2G059/FF09 2G059/GG02 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ11 2G059/JJ12 2G059/JJ13 2G059/JJ22 2G059/LL01 4C038/CC01 4C038/CC03 4C038/CC05 4C061/DD10 4C061/HH28 4C161/DD07 4C161/DD10 4C161/FF14 4C161/GG28 4C161/HH28 4C161/WW19		
代理人(译)	清水 守		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用微型Milo干涉系统测量光波断层图像，通过组合胶囊内窥镜和光学断层图像测量装置，该系统不仅可以确定组织表面的图像，而且还可以确定组织内部的断层图像。提供临床胶囊。解决方案：使用小型MILO干涉系统31的光波断层图像测量设备和胶囊内窥镜安装在胶囊盖37中，不仅安装了活组织表面37-1的图像，而且还安装了活组织内部的断层图像。可以测量。[选择图]图4

