

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5203958号
(P5203958)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 320 B
A 6 1 B 1/00 300 Y

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2008-541910 (P2008-541910)
 (86) (22) 出願日 平成18年11月21日 (2006.11.21)
 (65) 公表番号 特表2009-519732 (P2009-519732A)
 (43) 公表日 平成21年5月21日 (2009.5.21)
 (86) 國際出願番号 PCT/IL2006/001342
 (87) 國際公開番号 WO2007/060659
 (87) 國際公開日 平成19年5月31日 (2007.5.31)
 審査請求日 平成21年11月20日 (2009.11.20)
 (31) 優先権主張番号 60/738,972
 (32) 優先日 平成17年11月23日 (2005.11.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 506203914
 ギブン イメージング リミテッド
 G I V E N I M A G I N G L T D.
 イスラエル国 20692 ヨクニーム
 イリート ニュー インダストリアル パーク ハカーメル ストリート 2
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳
 (72) 発明者 ジラド、ツビカ
 イスラエル国 34987 ハイファ ホド ハカルメル モシェ スネ 19
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生体内画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内画像化装置であって、前記生体内画像化装置は、
 少なくとも 1 つの画像化器と、
 付随する光学システムと
 を備え、

それぞれ前記画像化器は、前記生体内画像化装置の長手方向軸上に位置し、さらに前記長手方向軸に対して垂直に配置され、

それぞれ前記光学システムは前記生体内画像化装置の光学ドーム内に位置し、

前記光学ドームは、前記長手方向軸上に位置する先端を有し、

10

前記光学システムは、前記長手方向軸上に位置する対物レンズを具備し、

前記対物レンズは有効焦点距離 f を有し、

前記対物レンズは前記先端から距離 D' に位置し、

D' / f = 6 である、

生体内画像化装置。

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つの画像化器は画素アレイを具備し、

各々の画素は画素サイズ b を有し、

b / f = 0.01 ラジアンである、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

20

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの画像化器は画素アレイを具備し、各々の画素は画素サイズ b を有し、 b / f は $0 . 0 1 - 0 . 0 0 1 5$ ラジアンから $0 . 0 1 + 0 . 0 0 1 5$ ラジアンの範囲内にある、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

【請求項 4】

前記光学システムは第 1 光学レンズ、第 2 光学レンズ、第 3 光学レンズ、および開口絞りを備える、

請求項 1 記載の生体内画像化装置。

10

【請求項 5】

前記第 1 光学レンズは前記対物レンズである、

請求項 4 記載の生体内画像化装置。

【請求項 6】

前記開口絞りは前記第 1 光学レンズと前記第 2 光学レンズの間に位置し、

前記第 3 光学レンズは、前記第 2 光学レンズと前記画像化器の間に位置する、

請求項 4 記載の生体内画像化装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

20

本発明は生体内画像化装置に関し、特に改善した光学設計による生体内画像化装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

公知の装置は、生体内画像化の提供に有用な場合がある。飲込可能もしくは摂取可能なカプセルまたは他の装置のような自律型の生体内画像化装置は、身体内腔を通じて移動し、移動時に画像化可能である。これらの装置のうちの幾つかは、画像データを送信するように無線接続を使用する。

【特許文献 1】国際公開第 WO 01 / 65995 号パンフレット**【特許文献 2】米国特許第 5,604,531 号明細書**

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

現在の生体内画像化装置は、特定の身体内腔に限定されることがある画像化能力を提供する。しかし身体内腔の変化するサイズに適合するためには、異なる光学設計が必要な場合がある。

【課題を解決するための手段】**【0004】**

本発明によれば、少なくとも 1 つの画像化器と、付随する光学システムを備える生体内画像化装置が提供される。少なくとも光学システムは、画像化装置の光学ドーム内に位置する。光学ドームは先端を有する。光学システムは光学レンズを具備する。光学システムは所定の有効焦点距離 f を有する。光学レンズは先端から距離 D' に位置する。 $D' / f = 6$ に設定される。

40

【0005】

幾つかの実施形態によれば、少なくとも 1 つの画像化器は画素アレイを具備する。各々の画素は、所定の画素サイズ b を有する。 $b / f = 0 . 0 1$ ラジアンである。

幾つかの実施形態によれば、少なくとも 1 つの画像化器は画素アレイを具備する。各々の画素は所定の画素サイズ b を有する。 b / f は、 $0 . 0 1 - 0 . 0 0 1 5$ ラジアンから $0 . 0 1 + 0 . 0 0 1 5$ ラジアンの範囲内にある。

【0006】

50

幾つかの実施形態によれば、光学システムは第1光学レンズ、第2光学レンズ、第3光学レンズ、および開口絞りを備える。

幾つかの実施形態によれば、第1光学レンズは対物レンズであり、先端から距離D'に位置する。

【0007】

幾つかの実施形態によれば、開口絞りは、第1光学レンズと第2光学レンズの間に位置する。第3光学レンズは、第2光学レンズと少なくとも1つの画像化器の間に位置する。

本発明は、添付の図面に関連して得られる次の詳細な記述からより完全に理解および評価されるであろう。

【0008】

当然のことながら、例示の単純さおよび明瞭さに対して、図中に示される要素は、必ずしも実測するためには描かれていない。たとえば要素のうちの幾つかの寸法は、明瞭のために他の要素に比べて誇張されている場合がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

次の詳細な記述では、多数の特定の詳細が、本発明についての完全な理解を与えるために述べられる。しかし当業者には、本発明が、これらの特定の詳細なしに、実行可能であることは理解されるであろう。他の例では、本発明を不明瞭にしないように、周知の方法、手順、および構成要素は、詳細には記述されていない。

【0010】

本発明の幾つかの実施形態が、自律型の、典型的には摂取可能な生体内装置に向けられることがあることを注記しておく。他の実施形態は、摂取可能である必要はない。本発明の実施形態にかかる装置またはシステムは、特許文献1または特許文献2に記述された実施形態と同様の場合があり、各々は本発明の共通の譲受人に譲渡され、各々は全体的に援用される。更に本発明の実施形態による使用に適した受信および/または表示システムもまた、特許文献1または特許文献2に記述された実施形態と同様の場合がある。ここに記述されるような装置およびシステムは、他の構成および他の構成要素の組を具備可能である。

【0011】

図1は、本発明の実施形態にかかる生体内画像化装置40、外部受信器90、および送受信器31の実施形態の模式図を示す。一実施形態では本システムの画像化装置40は画像化器36, 36'、光学システム(24, 204)、および照明源34を具備可能である。画像化器36, 36'はたとえばCMOSやCCDである。光学システム(24, 204)は、レンズホルダ32, 32'、レンズ(208, 208', 208''; 209, 209'', 209''')、および他の光学要素を具備することがある。照明源34は、一または複数の発光ダイオード(LED)、有機LED(OLED)、または他の適切な光源である。

【0012】

一実施形態によれば、画像化器36, 36'、光学システム(24, 204)、および照明源34は、覗き窓30の後方に位置する。覗き窓30は、透明な細長いドームであることが可能である。本装置は、酸化銀電池、リチウム電池、高エネルギー密度などを有した他の適切な電気化学電池のような動力源を具備可能である。他の動力源も使用可能である。たとえば内部動力源の代わりに、またはそれに加えて外部動力源が、画像化装置40に電力を送るために使用可能である。幾つかの実施形態では、たとえばpHセンサ、温度センサ、圧力センサ、または他の生理学的特性センサのような付加的なセンサが、本装置に具備可能である。他の構成要素またはセンサも具備可能である。

【0013】

内部プロセッサが画像化装置40に備えられることも可能である。内部プロセッサはたとえば画像化装置40によって受信される信号によって、たとえば本装置に具備可能な構成要素の動作状態を制御するか、作動させるか、停止させるか、またはそうでなければ変

10

20

30

40

50

更可能であるコマンドまたは制御信号に処理できる。送受信器 31 は、無線信号を受信する受信器と、無線信号を送信可能な送信機とのうちの一方または両方であることが可能である。幾つかの実施形態では、たとえば画像化器 36, 36' からの画像データの送信のように送信だけを行う場合がある。送受信器 31 は、更に他の機能を具備可能である。幾つかの実施形態では、送受信器 31 と内部プロセッサは、单一の集積回路に具備可能である。

【 0 0 1 4 】

画像化装置 40 は、送受信器 31 に操作可能に取付けられたアンテナを具備可能である。幾つかの実施形態では、アンテナは、送受信器 31 による無線信号の受信と送信の両方、またはその動作に使用可能である。他の実施形態では、一または複数のアンテナが存在可能である。幾つかの実施形態では、画像化装置 40 は、信号を送信するが、受信しないことも可能である。付加的なセンサまたは他の構成要素は、必ずしも備えられる必要はない。

10

【 0 0 1 5 】

本発明の一実施形態によれば、画像化装置 40 は、2つの光学ユニットを具備可能である。各々の光学ユニットは、たとえば透明な細長いドーム 30 を具備可能であり、後方には照明源 34、レンズホルダ 32, 32'、および画像化器 36, 36' が位置する。本発明の幾つかの実施形態によれば、画像化装置 40 は、本装置の2つの端部から、たとえば消化管のような身体内腔の画像を同時に得ることができる。たとえば本発明の一実施形態によれば、画像化装置 40 は、前方端部および後方端部を有した円筒状のカプセルであることが可能である。カプセルは消化管全体を通過できる。前方端部と後方端部は、画像化装置 40 の長手方向および長手方向軸を規定可能である。レンズホルダ 32, 32' と画像化器 36, 36' は、長手方向軸に沿って位置可能である。それぞれの画像化器 36, 36' は、長手方向軸に対して垂直であることが可能である。円筒状のカプセルにおける本システムは、カプセルの前方および後方の消化管を画像化できる。画像は、同時にまたは連続的に送信され、別々にまたは単一の組合せた画像として表示可能である。

20

【 0 0 1 6 】

「上端」、「下端」、「前方」、「後方」、「に亘る」、「上」などのような用語は、たとえば画像化装置 40 が、見る人に対して特定の向きにあるとき、または本装置の構成要素の相対的位置について記述する相対的な用語であると考えられる。

30

【 0 0 1 7 】

本発明の幾つかの実施形態によれば、画像化装置 40 は光ブロック 33, 33' のような一または複数の光ブロックを具備可能である。これら光ブロック 33, 33' は、後方散乱を低減するのに適した構造を具備可能である。幾つかの実施形態において光ブロック 33, 33' は、迷光を画像化器 36, 36' に到達または氾濫することからブロックするように形成され、ブロックするための形状を有する。

【 0 0 1 8 】

幾つかの実施形態によれば、画像化装置 40 における光学システムは、広い視野 37 を可能にすることがある。

画像化装置 40 の外部には、外部受信器 90 と恐らく外部送信器が存在可能である。外部受信器 90 と外部送信器は、同一のハウジングまたはユニットに収容または包含可能であるか、または一または複数の別個のユニットに収容可能である。外部受信器 90 と外部送信機は、典型的にはアンテナもしくはアンテナアレイを備えるか、またはこれらを付随する。外部受信器 90 と外部送信機は、たとえば患者によって携帯または着用されるか、または一体化可能な携帯ユニットに収容可能である。

40

【 0 0 1 9 】

外部受信器 90 は、外部プロセッサ 92 に接続されるか、または外部プロセッサ 92 と電気的通信可能な状態にある。外部受信器 90 は、たとえば画像化装置 40 から受信した知覚データ信号または画像データ信号と、画像化装置 40 から受信した制御データ信号とを処理可能である。幾つかの実施形態では、外部受信器 90 は、モニタディスプレイ 93

50

と格納器 9 1 に操作可能に接続可能である。モニタディスプレイ 9 3 は、画像化装置 4 0 によって収集および送信された画像または他の知覚データを表示可能であり、格納器 9 1 はそのようなデータを格納可能である。外部プロセッサ 9 2 は、外部受信器 9 0 によって受信されたデータを解析し、格納器 9 1 と通信可能状態にあることが可能である。

【 0 0 2 0 】

外部プロセッサ 9 2 は、格納器 9 1 との間で画像データまたは他のデータを転送する。画像データは、たとえばフレームデータとして格納および転送可能である。外部プロセッサ 9 2 は、ユーザが画像を見るためのディスプレイ 9 3 に、解析データを提供可能である。ディスプレイ 9 3 は、たとえば消化 (G I) 管または他の身体内腔のたとえば画像フレームデータまたは動画データのようなデータを提示または表示可能である。一実施形態において外部プロセッサ 9 2 は、リアルタイム処理または事後処理のために構成可能である。他の監視および受信システムも使用可能である。

10

【 0 0 2 1 】

外部送信器は、典型的には外部プロセッサ 9 2 に接続されるか、または外部プロセッサ 9 2 と電気的通信可能状態にあることが可能である。外部プロセッサ 9 2 は、外部コントローラとして少なくとも部分的に機能する。つまり外部プロセッサ 9 2 は、たとえば送信器を介した画像化装置 4 0 への制御コマンドを処理する外部コントローラを具備可能である。本発明の他の実施形態では、制御コマンド以外の信号は、たとえば外部コントローラと外部プロセッサ 9 2 によって処理され、外部送信器を介して送信可能である。更に他の実施形態では、外部コントローラと外部プロセッサ 9 2 は、互いに電気的通信可能状態にあることが可能な別個のユニット同士であることが可能である。

20

【 0 0 2 2 】

本発明の幾つかの実施形態では、たとえば外部コントローラによって生成される制御コマンドは、外部受信器 9 0 によって受信されて外部プロセッサ 9 2 によって処理されたデータに基づくものであることが可能である。他の実施形態では、外部コントローラによって生成される制御コマンドは、ユーザ入力データに基づくものであることが可能である。たとえば患者または外部オペレータは、外部送信器から送受信器 3 1 への無線信号またはコマンドの送信を開始可能である。更に他の実施形態では、制御コマンドは、ユーザ入力データと、外部プロセッサ 9 2 によって受信または処理されたデータとの両方にに基づくものであることが可能である。

30

【 0 0 2 3 】

幾つかの実施形態では、送受信器 3 1 は、半二重送受信器であることが可能である。送受信器 3 1 は、たとえば時分割多重アクセス (T D M A) を介して受信から送信へと交互に行う。典型的には外部受信器 9 0 への送信速度は、外部送信器から送受信器 3 1 への送信速度よりも著しく速いことがある。たとえば画像化装置 4 0 は、1 ~ 1 0 M b i t s / s の速度、たとえば2 . 7 M b i t s / s の速度で外部受信器 9 0 に画像フレームデータを送信可能である。一方、外部送信器は、1 0 ~ 3 0 K b i t s / s の速度で送受信器 3 1 に制御コマンドを送信する場合がある。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明の幾つかの実施形態にかかる生体内画像化装置 4 0 の模式図である。本発明の一実施形態によれば、画像化装置 4 0 は、部分的または全体的に透明であることが可能である。たとえば画像化装置 4 0 は、前方透明光学ドーム 2 3 0 と後方透明光学ドーム 2 3 0 ' のような領域を具備可能である。透明光学ドーム 2 3 0 , 2 3 0 ' は、画像化装置 4 0 内部の構成要素が画像化装置 4 0 の外部環境の非阻害視野を有することを可能にすることがある。他の形状の透明領域が使用可能である。前方透明光学ドーム 2 3 0 と後方透明光学ドーム 2 3 0 ' は、画像化装置 4 0 の長手方向と長手方向軸を規定可能である。

40

【 0 0 2 5 】

本発明の一実施形態によれば、透明ドーム 2 3 0 , 2 3 0 ' は、それぞれ覗き窓 2 4 0 , 2 4 0 ' を具備可能である。本発明の幾つかの実施形態によれば、覗き窓 2 4 0 , 2 4

50

0'は、たとえば画像化装置40へ内腔内壁を逸れて反射される、照明源234によって発せられた光に対してたとえば透明であることが可能である。本発明の幾つかの実施形態によれば、身体内腔壁の照明の適切な視野および領域が画像化器236, 236'上への照明源234からの迷光または後方散乱のリスクを低減して達成可能であるように、透明ドーム230, 230'が構成可能である。画像化器236, 236'の両方は、長手方向軸に沿って位置する。それぞれの画像化器236, 236'は、長手方向軸に対して垂直であることが可能である。本発明の幾つかの実施形態によれば、2つの覗き窓240, 240'は、80度～150度の範囲内の視野241が有効であり、他の適切な視野が使用可能であるように構成可能である。本発明の一実施形態によれば、画像化装置40の実効焦点距離は、典型的には0mm～40mmの間であることが可能であるが、他の適切な距離が使用可能である。実効焦点距離は、有効焦点距離とも呼ばれる。

【0026】

一実施形態では、画像化装置40が身体内腔270を横断するときに、画像化装置40は、位置271, 273のような身体内腔270の一または複数の領域の画像を実質的に同時にキャプチャ可能である。本発明の幾つかの実施形態によれば、照明源234は、身体内腔270の位置271, 273を照らすことが可能である。照らされた位置271, 273からの光は、レンズホルダ232, 232'を具備可能な光学システムを使用して反射、集光、および偏向可能であり、そして画像化器236, 236'によって受信可能である。よって位置271, 273の画像をキャプチャ可能である。レンズホルダ232, 232'は、長手方向軸に沿って位置可能である。

【0027】

図3は、本発明の実施形態にかかる画像化装置40の長手方向断面図を示す。画像化装置40は動力源27、送信器28、およびアンテナ29を具備可能である。本発明における光学距離は、身体内腔内の生体内要素または領域に入射する光線が従い、画像化器26, 206上の生体内要素または領域から再送信もしくは反射される経路であることが可能である。光学距離は、場合によっては焦点レンズとも呼ばれる対物レンズと、視野レンズのような随意の更に多くのレンズとを具備可能である。画像化装置40は光学システム24, 204を具備可能である。光学システム24, 204は、たとえばレンズホルダ54(34)、開口絞り52、および一または複数の光学レンズ208, 208', 208'', 209, 209', 209''を具備可能である。開口絞り52は、一または複数の光学レンズの間、たとえばレンズ208とレンズ208'の間、またはレンズ209とレンズ209'の間に挟まれるか、または光学レンズ間に配置される。一または複数の光学レンズ208, 208', 208''; 209, 209', 209''は、たとえばZENOEX(商標)合成樹脂、COCプラスチック、PMMAなどのような材料からなることが可能である。そのような材料は、改善した光学品質、製造中の安定性、およびより良い透明性を提供可能である。レンズ208, 208', 208''; 209, 209', 209''は、典型的には画像化器26, 206上へ再送信または反射された光線を導き集光可能である。

【0028】

光学システム24, 204は、典型的にはレンズホルダ54を具備可能である。レンズホルダ54は、上部レンズ208, 209を所定位置に保持し、画像化器26, 206を保持可能である。好ましい実施形態においてレンズホルダ54は、たとえば上部レンズ(対物レンズ)208, 209を所定位置にスナップ嵌めすることによって、レンズ208, 208', 208''; 209, 209', 209''のいずれかを所定位置にロック可能である。

【0029】

幾つかの実施形態によれば、画像化装置40は光プロッカ22, 202を具備可能である。光プロッカ22, 202ならびにレンズホルダ54は、反射材料によって覆われることが可能であり、その結果、たとえばセンタリングレンズ208'', 209''によって照明を所望方向へ且つ画像化器26, 206から離れるように方向を変える。更にレン

10

20

30

40

50

ズホルダ 5 4 は、画像化器（画像センサ）2 6 , 2 0 6 に亘って光学システムを集中させるために使用可能である。レンズホルダ 5 4 は、本装置の製造時における、プリント基板（P C B ）への画像化器（画像センサ）2 6 , 2 0 6 の半田付け時に移動可能である。開口絞り 5 2 は、2 つのレンズ間に挟まれているときに開口絞り 5 2 を確実に所定位置に固定するために突起または棘を具備可能であるが、他の適切な方法も使用可能である。

【 0 0 3 0 】

所望の視野深さ D O V は、開口サイズの調整によって得ることが可能である。異なる視野深さ D O V は、たとえば撮取可能なカプセルのような画像化装置 4 0 を内部に配置可能な身体内腔に依存して必要とされることがある。開口サイズは、典型的には対応する開口の直径に対するレンズの焦点距離の比率である F 値への実質的な影響を有することがある。F 値は、光学システム 2 4 , 2 0 4 に、そして画像化器 2 6 , 2 0 6 に入ることを許容される光量を特徴づけるパラメータである。より大きな開口サイズは、光学システム 2 4 , 2 0 4 に、そして画像化器 2 6 , 2 0 6 に入る光量を実質的に増大可能であり、つまり F 値を減少可能であるが、視野深さ D O V を減少させる。一方、より小さな開口サイズは、F 値を増大させ、視野深さ D O V を増大可能である。より大きな開口サイズは、画像化装置 4 0 がたとえば結腸または胃のような多量の身体内腔を画像化するように設計されているときに使用可能である。一方、より小さな開口は、たとえば小腸のようなより小さな身体内腔内を画像化するために使用可能である。

【 0 0 3 1 】

身体内腔の向上した画像化のための生体内画像化装置 4 0 の幾つかの実施形態は、細長い光学ドーム 2 1 , 2 0 1 を具備可能であり、光学ドーム 2 1 , 2 0 1 はそれぞれ先端 2 0 5 を有する。細長い光学ドーム 2 1 , 2 0 1 は、生体内画像化装置 4 0 の長手方向軸を規定可能であり、それぞれ先端は長手方向軸上に配置可能である。レンズ 2 0 8 , 2 0 8 ' , 2 0 8 '' ; 2 0 9 , 2 0 9 ' , 2 0 9 '' および開口絞り 5 2 は、長手方向軸上に位置し、長手方向軸に沿って分配される。2 組の光学ドーム 2 1 , 2 0 1 および付随する光学システム 2 4 , 2 0 4 が示されるが、1 組でも使用可能である。

【 0 0 3 2 】

細長い光学ドーム 2 1 , 2 0 1 は、各々の先端 2 0 5 から対応する画像化器 2 6 , 2 0 6 までの第 1 距離 D によって規定される長手方向寸法を有する。画像化器 2 6 , 2 0 6 は、長手方向軸に対して垂直であることが可能である。第 1 距離 D は、典型的には対応するレンズホルダ 5 4 の長さ E の少なくとも 2 倍であることが可能である。

【 0 0 3 3 】

第 2 距離 D ' は、光学ドーム 2 1 (または 2 0 1) の先端 2 0 5 と、付随する光学システム 2 4 (または 2 0 4) との間の距離によって規定される。より正確には第 2 距離 D ' は、ドーム 2 1 (または 2 0 1) の先端と、対物レンズ 2 0 9 (または 2 0 8) との間の距離である。第 2 距離 D ' は、光学システム 2 4 , 2 0 4 の設計において重要なパラメータである場合がある。広い視野 F O V は、とりわけ本発明の幾つかの実施形態に包含される次の属性の組合せによって達成可能である。つまり一または複数のレンズ 2 0 8 , 2 0 8 ' , 2 0 8 '' ; 2 0 9 , 2 0 9 ' , 2 0 9 '' 、細長い光学ドーム 2 1 , 2 0 1 、光学ドーム 2 1 , 2 0 1 の先端から実質的な距離に配置された一または複数の照明源 2 3 , 2 0 3 、および光学ドーム 2 1 , 2 0 1 から実質的な距離に配置された光学経路を有した光学システムの使用の組合せである。

【 0 0 3 4 】

たとえば胃または結腸のような多量の身体内腔を通過して移動する画像化装置のために、視野 F O V と視野深さ D O V は、照明源 2 3 , 2 0 3 によって改善可能であり、その結果、距離 D によるより大きな生体内領域の照明を提供する。照明源 2 3 , 2 0 3 が、個々の光学ドーム 2 1 , 2 0 1 の後方に位置することがあるため、より大きな生体内領域が照明可能である。幾つかの実施形態によれば、距離 D ' は、光学システム 2 4 , 2 0 4 の有効焦点距離 f の 6 倍以上であることが可能である。つまり $D' \geq 6f$ が成立する。細長い光学ドーム 2 1 , 2 0 1 は、たとえば光学システム 2 4 , 2 0 4 を設計する場合、たとえ

10

20

30

40

50

ば対物レンズ 208, 209 と視野レンズ 208', 209' の間の間隔を決定する場合、考慮に入れられる光学的性質を有した半球形状の光学ドーム 21, 201 であることが可能である。様々な実施形態からの複数の特徴が、一実施形態において組合せ可能である。1組の画像化器および画像化システムでも使用可能である。

【0035】

細長い光学ドーム 21, 201 の形状は、生体内領域の適切な照明のために必要な第 1 距離 D または第 2 距離 D' と、広い視野 FOV と大きな視野深さ DOV を達成するために適切な焦点のための必要な光学特性とを提供するように最適化可能である。幾つかの実施形態によれば、画像化器 26, 206 とレンズ 208, 208', 208'' ; 209, 209', 209'' の特性は、画像化装置 40 の必要な性能特性を達成するために調整可能である。10

【0036】

図 4 は、画素アレイ 210 を有した画像化器 26, 206 の模式図を示す。各々の画素 211 は、所定の画素サイズ b を有する。画像化装置 40 の視野 FOV は、とりわけ各々の画素 211 の角度範囲に依存する。幾つかの実施形態によれば、光学システム 24, 204 の焦点距離 f に対する画素サイズ b の比率は、 0.01ラジアン と等しい。つまり $b/f = 0.01\text{ラジアン}$ である。幾つかの実施形態によれば、 b/f は $0.01 - 0.015\text{ラジアン}$ から $0.01 + 0.0015\text{ラジアン}$ までの範囲内にあることが可能である。つまり b/f は、 $0.0085\text{ラジアン} \sim 0.0115\text{ラジアン}$ の範囲内にあることが可能である。非限定的且つ非拘束的な例において、 $b = 10\mu\text{m}$ であり、 $f = 1\text{mm}$ である。20

【0037】

本発明の或る特徴がここで図示され記述されているが、多くの修正、代用、変更、および均等物が、これから当業者に生じるであろう。従ってそれは添付の請求の範囲が、すべてのそのような修正および変更を、本発明の本当の精神に該当すべく包含するように意図されると理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0038】

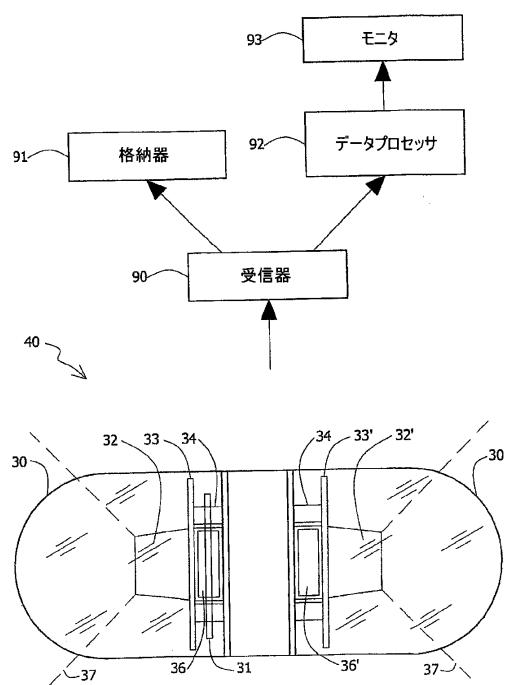
【図 1】本発明の一実施形態かかる生体内画像化装置の正面図とシステムのブロック図による模式図。30

【図 2】身体内腔に位置する図 1 の生体内画像化装置の斜視図。

【図 3】図 1 の生体内画像化装置の縦断面図。

【図 4】図 1 の画像化器の正面図。

【図1】



【図2】

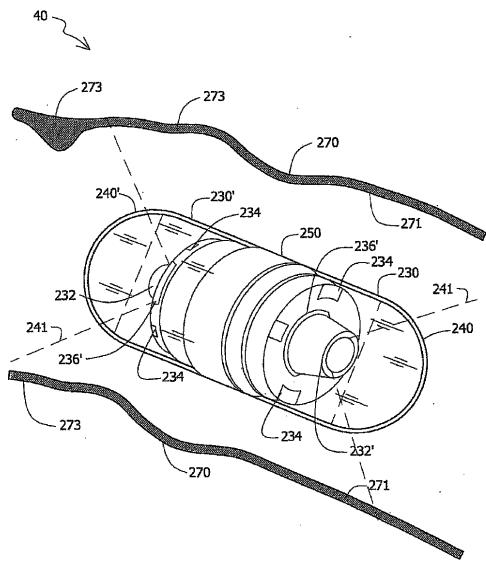
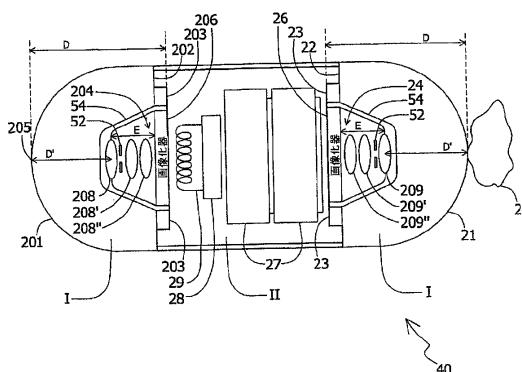


Fig.2

【図3】



【図4】

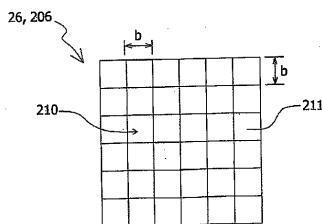


Fig.4

フロントページの続き

(72)発明者 パスカル、アミット
イスラエル国 34980 ハイファ イタリア ストリート 37

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開2005-080789(JP,A)
特開2005-080790(JP,A)
特表2004-536648(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00