

(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2008-183408

(P2008-183408A)

(43) 公開日 平成20年8月14日(2008.8.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 1/04 3 7 2	

審査請求 有 請求項の数 29 O L 外国語出願 (全 55 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-19437(P2008-19437)
 (22) 出願日 平成20年1月30日(2008.1.30)
 (31) 優先権主張番号 102007005464.7
 (32) 優先日 平成19年1月30日(2007.1.30)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)
 (31) 優先権主張番号 102007015492.7
 (32) 優先日 平成19年3月30日(2007.3.30)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 597159765
 フラウンホーファーゲゼルシャフト ツー
 ル フォルデルング デル アンゲヴァン
 テン フォルシユング エー. ファー.
 ドイツ国, デー-80686 ミュンヘン
 , ハンサンシュトラーセ 27ツェー
 (74) 代理人 100112715
 弁理士 松山 隆夫
 (72) 発明者 クラウス シュピンラー
 ドイツ国、91056 エアランゲン、レ
 ルヒエンビュール 9c
 (72) 発明者 コルネリア アルノルト
 ドイツ国、07646 レンテンドルフ、
 オストシュトラーセ 74

最終頁に続く

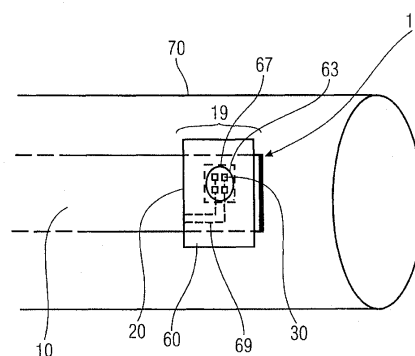
(54) 【発明の名称】 内視鏡先端の撮像手段用照明装置および照明装置の操作方法

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の先端の撮像手段用照明装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡の先端の撮像手段のための照明装置であって、照明キャリアと、複数のマイクロLEDとを備え、各マイクロLEDが、そこから照射が行われ、かつ500μm未満の最大横方向拡張を有する主表面を含む。照明キャリアは、内視鏡の先端と関連しかつ電気励起によって、内視鏡の先端の環境が少なくともいくつかの部分において照明されるように、複数のマイクロLEDが、照明キャリア上に配列される。

【選択図】 図1a



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の先端の撮像手段のための照明装置であって、

内視鏡の先端と関連する照明キャリアと、

複数のマイクロLEDとを含み、各マイクロLEDが、そこから照射が行われ、かつ500 μ m未満の最大横方向拡張を有する主表面を有し、かつ電気励起によって、内視鏡の先端の環境の少なくともいくつかの部分に照明するように、照明キャリア上に配列される、照明装置。

【請求項 2】

複数のマイクロLEDが、アレイとしてまたはライン形状で照明キャリアの外側領域上に配列される、請求項 1 に記載の照明装置。

10

【請求項 3】

照明キャリアが、少なくとも10のマイクロLEDを含む、先行の請求項に記載の照明装置。

【請求項 4】

マイクロLEDが、各々、照射が行われる、300 μ m未満、100 μ m未満、または10 μ m未満の最大横方向拡張を有する主表面を含む、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 5】

マイクロLEDの主表面の面積が0.01mm²以下である、請求項 4 に記載の照明装置。

20

【請求項 6】

照明キャリアが、内視鏡の先端で機械的に接続可能である、先行の請求項に記載の照明装置。

【請求項 7】

照明キャリアが、シフト可能にかつ/または回転可能に内視鏡の先端に配設される、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 8】

照明キャリアが、内視鏡の先端の一部により形成される、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の照明装置。

30

【請求項 9】

マイクロLEDの第1のグループとマイクロLEDの第2のグループが、照明キャリアの表面上に配列され、マイクロLEDの第1のグループのが、第1の主照射方向を有し、かつマイクロLEDの第2のグループが、第2の主照射方向を有し、第1および第2の照射方向が、照明キャリアの表面に対して角度だけ異なり、0である、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 10】

第1の主照射方向または第2の主照射方向が、内視鏡の先端の撮像手段の光軸から角度だけ異なり、0から160°である、請求項 9 に記載の照明装置。

【請求項 11】

マイクロLEDの少なくとも一部が各々マイクロレンズを備える、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

40

【請求項 12】

マイクロLEDの少なくとも一部が散光器を備える、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 13】

照明キャリアが、マイクロLEDを保護するための化合物を含む、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 14】

化合物が散光器を構成する、請求項 13 に記載の照明装置。

50

【請求項 15】

照明キャリアが、透明のガラスまたは半透明のプラスチックを含む、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 16】

マイクロLEDが、キャリア箔により照明キャリア上に配列される、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 17】

キャリア箔が、マイクロLEDに接触するための導電トレースを含む、請求項 16 に記載の照明装置。

【請求項 18】

導電トレースが透明に形成される、請求項 17 に記載の照明装置。

【請求項 19】

マイクロLEDの少なくとも一部が、パルス化態様で制御可能である、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 20】

マイクロLEDの少なくとも一部が、相互に別々に制御可能である、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 21】

異なるマイクロLEDが、異なる波長で光を発する、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 22】

照明キャリアが、照明領域と支持領域の間に配設された開口領域を有し、マイクロLEDが、照明領域に配列され、かつ支持領域が、内視鏡の先端に配設され、それにより内視鏡の先端の環境の光学画像を開口領域を介して検知できるようになっている、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 23】

撮像手段が、先端に対物レンズを有する光学素子を備える、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 24】

撮像手段が、全周検知のため先端に全周後方観察の光学素子を備える、請求項 23 に記載の照明装置。

【請求項 25】

撮像手段がCCDカメラを含む、先行の請求項のいずれかに記載の照明装置。

【請求項 26】

内視鏡先端にある撮像手段用照明装置を操作するための方法であって、

照明装置が、複数のマイクロLEDを先端に備える照明キャリアを備え、マイクロLEDが各々そこから照射を行いかつ500 μ m未満の最大横方向拡張を有する主表面を有し、この方法が、

マイクロLEDの電気励起によって内視鏡の先端の環境の少なくとも一部を照明するステップを含む、方法。

【請求項 27】

マイクロLEDの少なくとも一部をパルスで制御するステップを含む、請求項 26 に記載の方法。

【請求項 28】

マイクロLEDの少なくとも一部を別々に制御するステップを含む、請求項 26 または 27 に記載の方法。

【請求項 29】

照明キャリアをシフトさせて、先端の環境の照明を変化させるステップをさらに含む、請求項 26 から 28 のいずれかに記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像手段用照明装置および照明装置を操作する方法に関し、特に、内視鏡先端の撮像手段用照明装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検査法は、医療および科学技術において、一般にアクセスが難しい小さな腔を検査するための重要な非破壊検査方法である。内視鏡において、先端は、基端と区別される。先端は、内部構造を観察するために対象に導入される内視鏡の「遠隔」端を意味し、一方、基端は、基本的に検査する腔の外部にある。このプロセスにおいては、基端を介して、すなわち接眼レンズを覗くこと、またはカメラを接続すること等により、画像の観察が行われる。これまで、内視鏡検査は、検査技師または医師の手動で行われてきたが、最近では、自動目視検査システムの開発とともに、自動化内視鏡検査システムを装備する試みが増えている。

10

【0003】

特に、機能的な穴表面を有する油圧または空気圧の装置（ブレーキシリンダ、制御素子等）の領域では、高品質が要求され、生産全体の完全な制御が求められることも多い。対応する内視鏡検査自動装置が利用可能になれば、この検査法は、高度な合理化の可能性を提供する。

【0004】

腔の内視鏡検査については、腔を照らすために、実質上2つの基本的な方法が知られている。

20

【0005】

1つは、たとえば、内視鏡の先端に超小型のランプを取り付けて、撮像シーンや環境を照明する役割をさせる場合である。超小型であっても設計は比較的大きいので、非常に小型かつ薄型の内視鏡に配設するのは不可能であるという欠点がある。この技術においては、熱排出量が比較的高いというのも問題である。より出力の高いランプでは、たちまち検査する対象へ、許容量を超える熱が加えられることになってしまう。

【0006】

このため、最近、圧倒的に用いられている技術は、光ファイバ入力による冷光照明である。この場合、効率的な光源（ハロゲン灯またはアーク灯）が、腔の外側に配置される。光出力を光学素子（ミラー、集光器）により集光して、光ファイバ光ガイドにより内視鏡の先端へ送り、そこで、光ガイドのファイバの端部から外へ出す。伝達される赤外線部分を、適切な赤外線遮蔽フィルタにより小さくする。このようにフィルタリングされた光は、「冷光」とも呼ばれる。この技術の欠点は、ファイバ束の光の出口によってあらかじめ構造的に固定される照明構成と、損失の多い光の伝達と効率的で高価な冷光源とが必要な点である。

30

【0007】

最近では、外部冷光源も、高効率のLED（発光ダイオードまたは発光半導体素子）を有する外部LED光源に取って代わられるようになった。

40

【0008】

市販の内視鏡の多くにおいては、暗視野構成で光集積ファイバ照明が実現される。輝きやまぶしさの影響を回避するため、この種の照明が、特に人間の観察者の目には適することがわかっている。

【0009】

暗視野構成では、光ガイドファイバの束を内視鏡の軸に取り付け、光の出口が先端の対物レンズの付近または対物レンズの回りに同軸になるようにする。この場合、ファイバ束の光の出口は、装置の構成によりあらかじめ固定的に決定され、照明の合計強度以外に、外部光源の調整により、他の照明パラメータは影響を受けない。

【0010】

50

自動内視鏡技術においては、ビデオカメラ付内視鏡と対応の適切な照明とをモータ駆動で腔（穴）に出し入れして、自動的に画像を得る画像処理システムにより、人の介入なしに腔の検査が行われる。こうして得られた画像は、画像処理アルゴリズムにより自動的に評価される。こうして、検査される腔（または装置）の評価が決定され、それを、欠陥部分を分類するために使用することができる。

【0011】

多くの装置において、内視鏡製造業者が一般に集積する暗視野照明は、あまり適切ではないことがわかっており、かつ部分視野照明は、画像処理アルゴリズムによる自動検査に有利であることがわかっている。内視鏡による穴の検査において、明視野照明を用いる構成がいくつか知られている。2つの開口を有する貫通穴においては、内視鏡を穴の一方側から導入し、ライトフィンガ等の照明を他方側から導入する。ライトフィンガは、棒または「指」状で、硬性または軟性の装置であり、その端部からたとえば、光ファイバガイドにより光が出る。一定の距離を置いて穴を通して、内視鏡と照明を同時に移動させることにより、撮像を行い、穴径、光学素子の画像角度などを考慮して、全体画像キャプチャの際に、一定の明視野を保证する。

10

【0012】

このやりかたは、開口が1つしかない袋穴の場合には不可能である。ここで、光源を内視鏡先端の前方にあるキャリアに装着し、内視鏡とともに穴内へ導入することが可能である。このプロセスでは、照明は広く照射され、かつ光学素子に照射され、これにより、幾何学的フレーム状態を考えると、暗視野が成立する。もう1つの方法は、「全周後方観察」によるものである。この場合、内視鏡前方の適切なミラーまたはいわゆるグレッグス・レンズを介して、視野を側方または後方に対して360度、円周方向に回転させる。わずかにずらして、内視鏡の軸周りに取り付けられた照明によって、今度は明視野を達成できる。いずれの方法も、袋穴の壁の最後の部分である底部を検知することができないという共通の欠点がある。

20

【0013】

しかしながら、今日まで採用されている内視鏡照明に関しては、最近市販されていて入手可能な内視鏡が備える照明装置は、例外なく人が内視鏡の画像を見ることを前提に動作モードが最適化されている。自動化された内視鏡検査システムにおいては、得た画像をモはや目視で検知し、人が評価することもなく、カメラおよびコンピューター内の画像処理パターン認識アルゴリズムが評価するので、機械が検知（機械による観察）するための高品質画像を得るために、他の新規な内視鏡照明が必要である。したがって、自動視覚検査において最適の画像を得ることができる内視鏡のための照明装置が特に必要である。それにより、自動内視鏡視覚検査システムにより内部表面を有する装置において多数の困難な検査作業を経済的に実現することができるが、このようなシステムは、今日まで実行不可能かまたは可能であるとしても高い人件費と関連コストをかけて初めて可能になるものであった。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

このような先行技術に基づき、本発明の基本的な目的は、照明装置を提供し、融通性があり、かつ、費用効率的な態様で製造でき、かつ、また、高品質な照明、ひいてはキャプチャされる画像の高品質化を可能にする内視鏡用照明装置を操作するための方法を提供することである。

40

【課題を解決するための手段】

【0015】

この目的は、請求項1に記載の装置および請求項27に記載の方法により解決される。

【0016】

本発明の実施例は、内視鏡の先端に配設された撮像手段のための照明装置を記載し、同装置は、内視鏡の先端に配設される照明キャリアと、複数のマイクロLEDとを備え、マ

50

マイクロLEDは、各々、最大横方向拡張500 μ m未満で、照射が行われる主表面を備える。マイクロLEDは、電気励起により、内視鏡の先端の環境が少なくともいくつかの部分において照明されるように、照明キャリアの上に配列される。この場合、マイクロLEDは、特にアレイ状に配列され、このアレイは、領域（二次元）またはライン（一次元）として設計してもよく、この領域またはラインは、曲線もしくは平面（球状、円筒状または立方形状等）として設計してもよい。アレイ状に配列されたマイクロLEDを有する照明キャリアも、内視鏡の先端の外壁に配設してもよい。

【0017】

他の実施例では、このアレイを照明フィンガに配設して、これも、立方形状、円筒状、または球状に設計してもよい。また、異なるマイクロLEDが異なる照射方向に光を発してもよい。従来技術のLEDに比べて、マイクロLEDは、とりわけ、寸法が非常に小さく、したがって、たとえば、発光表面の横方向拡張や、照射方向に直角な拡張は、500 μ m以下か、または100 μ m未満である。たとえば、マイクロLEDの配列を高密度にして、2つの隣接するマイクロLED間の隙間をできるだけ小さくするか、もしくは相互の隙間をなくし、または、隙間を2つの隣接するマイクロLEDを接続したものに沿った横方向拡張より小さくする（または横方向拡張の5倍を超えないようにする）。できるだけ均一な照明を行うためには、高密度に配列、すなわち、できるだけ多くのマイクロLEDを配列することが効果的で、または、マイクロLEDのグループをつくり、各グループ内でマイクロLEDを高密度に配列するが、この場合、グループ相互の距離は広がる。

10

【0018】

したがって、本発明によれば、できるだけ小型の（現在の空間条件に対応する最大数の）発光ダイオード数個を、内視鏡で観察するシーンを最適に照明するよう、内視鏡の先端にまたは照明キャリアに取り付けることができる。この場合、マイクロLEDは、固定的に、シフト可能に、結合可能に、または差込可能に（プラグ接続等で）、照明キャリアに固定してもよい。

20

【0019】

空間要件が、狭い腔内での内視鏡の適用に重要な役割を果たすので、マイクロLEDという形での小型化された設計は、非常に重要である。小型化設計を使用することで、空間を節約する構成が可能になる一方、より多くのマイクロLEDを同等の空間要件で取り付けられる。照明の達成可能な均一性に関しては、このことは決定的な重要性を持つ。また、さまざまな色および/または照射方向を有するマイクロLEDを、キャリア上に配列してもよい。

30

【0020】

小型化を最適に実現するため、本発明の実施例によるマイクロLEDは、標準的な設計の市販のハウジングをまったく使わずに、チップとして直接取り付けでもよい。このために、サイズが数マイクロメートルから数百マイクロメートルのオーダの小型マイクロLED半導体チップをキャリアの箔（たとえば可撓性またはあらかじめ整形された、数マイクロメートルの厚さの）上に配設し、同時にはんだ接合やグルー接合等の接合技術により、電気接続を実現することができる。キャリア箔自体は、内視鏡管の機械的支持構造または追加の照明キャリアの上に配設される。照明キャリアは、たとえば、実際の内視鏡管を横切ってシフトさせる「プラグ・オン・チューブ」か、または内視鏡の器具チャネルを介してシフトさせるライトフィンガである。キャリア箔は、可撓性膜（フレキシブル回路基板）等として形成可能で、また、透明材料も含み得る。キャリアも透明であれば、特に効果的である。キャリア箔をあらかじめ整形する設計は、たとえば、照明キャリアまたは、内視鏡が大きな曲率を有し、あらかじめ整形されていないキャリア箔を使用するとホイールやマイクロLEDに損傷が生じ得る場合に特に効果的であると考えられる。

40

【0021】

ビーム整形のため、必要に応じて、集光用マイクロレンズまたは光散乱用散光素子をLEDチップ（マイクロLED）の一部または全部の個々の前方に取り付けてもよい。塗料または他の適当な透明の化合物で、コンポーネントを損傷（衝突の結果生じる機械的損傷

50

または侵食性液体による化学的損傷)から保護してもよい。化合物が、適当な半透明の光学特性を備えていれば、同時に散光器または集光素子として使用することもできる。この化合物によって、さらに滑らかな外部表面が生成される。

【0022】

より小型化の程度が小さい他の可能性については、市販で、小型化されたハウジング設計、たとえば、SMDハウジング(SMD=表面実装部品、すなわち、電子部品用小型化ハウジング設計)にマイクロLEDを取り付ける方法がある。この場合、サブミリメートルの範囲まで及び得る。このために、LEDのSMDハウジングを、はんだ接合またはグルー接合等の適切な接合技術で取り付ける。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

次に、本発明の好ましい実施例について、添付の図面を参照して詳細に説明する。

【0024】

以下に、図面を参照して本発明を詳説する前に、同じ構成要素または同じ態様で作用する構成要素には、図において同じかまたは類似の参照番号を付与し、それら構成要素の説明を繰り返さず、異なる図面におけるそれら構成要素の説明は相互に援用され、または交換可能である点を理解されたい。

【0025】

図1aは、照明キャリア60および照明キャリア60における複数のマイクロLED30を有する内視鏡10の先端20の撮像手段17のための照明装置19を示し、LEDは、そこから照射が行われ、最大横方向拡張が500 μ m未満である主表面を有する。マイクロLED30は、電気励起によって、内視鏡10の先端20の環境(たとえば管70の内部)が、少なくとも何箇所かで照明されるように、照明キャリア60に配列される。たとえば、撮像手段17において、画像の光学検知は、対物レンズを有する光学素子等により行われる。このため、撮像手段17は、グラスファイバ(画像を光学的に転送するため)またはリレーレンズ等も備えてよい。内視鏡10は、さらに、光学画像の電氣的または電子的変換がすでに先端20において行えるように、ビデオスコープとして設計されてもよい。

【0026】

複数のマイクロLED30は、照明キャリア60の外側領域にアレイ63またはライン状に配列されてもよく、かつ照明キャリア60は、少なくとも10個のマイクロLED30を備えてよい。本発明の実施例においては、主表面または照射面の最大横方向拡張は、300 μ m未満か、100 μ m未満か、10 μ m未満であり、かつ/またはマイクロLED30の主表面の面積は0.01mm²以下である。本発明の実施例によれば、照明キャリア60は、内視鏡10の先端20に機械的に接続可能で(結合可能等)かつ/またはその上でシフト可能に配設され、照明キャリア60は内視鏡先端20で内視鏡10の一部により構成することもできる。

【0027】

管70は、内視鏡10を導入できる開口を1つだけ有する穴の一部としてもよい。マイクロLED30を、マイクロLED30に電氣的に接触する役割をする導電トレース69を有する箔状キャリア67上に配列してもよい(エネルギーの供給)。

【0028】

図1bは、内視鏡10の光学素子の幾何軸11を中心に環状に配列されたマイクロLED30のためのキャリア60を示す図である。幾何軸11(または装置軸)は、対物レンズ(たとえば硬性内視鏡のための)の光軸と一致してもよい。一方、画像視野を偏向させる軟性内視鏡(プリズムまたはレンズもしくは複数のレンズにより)については、たとえば、光軸は幾何軸11とは相違し得る。マイクロLED30は照射方向31を有し、光の照射は特定の照射特性32において行われる。この場合、照射方向31は、光軸21またはそこから照射が行われるマイクロLED30の主表面に対して角度を有する。照射特性32は、たとえば、マイクロLED30が主に照射する方向領域(マイクロLED30

10

20

30

40

50

が光強度の70%以上を発する領域等)を示す開口角 により記述される。

【0029】

照射方向31は、光学素子(ミラー等)または主表面の形状の変化および/または主表面と隣接する媒体等との屈折率の差に影響され得る。また、マイクロLED30は、傾斜した態様で、キャリア上に配列してもよい。照射特性32は、レンズまたは散乱器(散光器)等をさらに備えるマイクロLED30によって変化させることができる。

【0030】

図1cおよび図1dは、照明特性32がマイクロレンズ33または散光器34によって変化し得る態様を説明する図である。図1cにおいて、照明特性32がより小さな角度値を有するように、マイクロレンズ33を有するマイクロLED30を示す。こうして、軸31方向に照射が強化される(集束)。さらに別の実施例では、レンズをいくつかのマイクロLED30にわたって配列し、いくつかのマイクロLED30の光が集束されるようにする。さらに、マイクロLED30の全部または一部のみがそれぞれマイクロレンズ33を備えてもよい。図1dは、照射特性32が、より大きな角度値を有するように散光器34を有するマイクロLED30を示す。こうして、光は、軸31からより遠くへ照射され、したがって、より広い視野領域の照明が行われる。ここでも、散光器は、いくつかのマイクロLED30を備えてもよく、またはマイクロLED30の一部または全部が散光器34を備えてもよい。

【0031】

発明の実施例においては、複数のマイクロLED30を照明に使用する。さまざまな方向31に照射が可能で、また、さまざまな照射特性32を有し得る様々なマイクロLED30の区別については、以下のような記述を使用する。以下の記載において、参照番号a.a.b.iは、a.a=30の場合、マイクロLEDを、a.a=31の場合、照射方向を、かつa.a=32の場合、照射特性を指す。この場合、照射特性32は、たとえば、マイクロLED30上にマイクロレンズを配設した結果(図1c参照)の集束照射を指すか、または散光器34がマイクロLED30上に配設された場合の拡散照射(図1d参照)を指す。この場合の照射方向31は、マイクロLED30の光強度が最大値を有する方向を指す。値bは、キャリア60の表面に対するマイクロLED30のさまざまな照射方向に番号をつける。最後に、値iは、同じ照射方向31を有するマイクロLED30に番号をつける。

【0032】

この場合、さまざまな照射方向31とは、照射方向とキャリア60の表面との間のさまざまな角度を指す。光軸21に平行な照射方向($=0^\circ, 180^\circ$)の次に、角度は、 15° より大きいか、 25° より大きくなり得る。5つの照射方向31が存在する場合には、異なる照射方向31には、1から5の番号を付け、b=1が、内視鏡10の(光学素子を含み得る)先端20から遠ざかる方向で光軸21に平行な照射方向31を指す($=0^\circ$)。値b=3である照射方向31は、光軸21に直角をなす照射方向31を指す($=90^\circ$)、かつ値b=5である照射方向31は、光軸21に平行な照射方向31、すなわち、内視鏡10の先端20に対向する照射方向31を指す($=180^\circ$)。したがって、値b=2の照射方向31は、角度が 0° から 90° の間の(または 10° から 90° の間、 30° から 60° の間、および 40° から 50° の間)値($=45^\circ$ など)を有する方向を指し、b=4は、角度が 90° から 180° (たとえば $=135^\circ$)の値を有する方向を指す。ここで示す値においては、 $\pm 10^\circ$ の許容誤差が可能で、または一般的には、角度は、所望の視角に対応するよう適合させてもよい。各照射方向31において、いくつかのマイクロLED30が照射でき、たとえば照射方向31当たり少なくとも5または10のマイクロLED30があり、これらは、各照射方向31ごとに、異なって選択され得る。

【0033】

さらに他の実施例において、マイクロLED30は、5を超える数の照射方向31に配列される。追加の照射方向31がn個の場合(前方方向 $=0$ に加えて、)、2つの隣接

10

20

30

40

50

する照射方向の間の差分が、たとえば $180^\circ / n$ になるように、照射方向 31 を選択してもよい。一方で、照射方向 31 は要件に合わせて柔軟に選択することも可能である。

【0034】

図2は、さまざまな方向へ照射するマイクロLED30のアレイ状配列63を有するキャリア60を示す。特に、マイクロLED30は、値 $b = 1, 2, 3, 4, 5$ の場合の5つの照射方向を含む。値 $b = 1$ は、この場合、角度 $= 0$ に対応し、値 $b = 2$ は、角度 $= 45^\circ$ 、値 $b = 3$ は、角度 $= 90^\circ$ 、値 $b = 4$ は、角度 $= 135^\circ$ 、値 $b = 5$ は、角度 $= 180^\circ$ にそれぞれ対応する。角度の表示には、たとえば $\pm 20\%$ の許容誤差が含まれ得る。光軸21を中心とした環状の配列では、複数のマイクロLED30、 $b \cdot i$ は、図2のキャリア60上に配列され、 $b = 1, 2, 3, 4, 5$ かつ $i = 1, 2, \dots, n$ であり、 n は、マイクロLED30のナンバリングを示す ($n =$ マイクロLED30の数)。

10

【0035】

図2のキャリア60は開口領域61を含み、この開口領域は、キャリア60が内視鏡または内視鏡の端部10へシフトしている場合には、内視鏡10の光学素子を介し、この開口領域を介して撮像が可能になるように形成される。ここで、光学素子は、たとえば、撮像手段(写真用またはビデオカメラ、CCDカメラ)に画像を投影する役割を果たすかまたは、(たとえばレンズ系または光ガイドによって)先端から基端へ光学像を転送する役割を果たし得る。

20

【0036】

ここで、照明キャリア60は、同時に電気リードを提供し得るプラグ接続によって、内視鏡10に接続されてもよい。一方、照明キャリア60は、電氣的に(たとえばサーボモータにより)または機械的にシフト可能に内視鏡10に配設され得る。最後に、照明キャリア60は、内視鏡10に(たとえばグルー接合などで)固定的に接続されてもよい。

【0037】

照明の照射特性32を内視鏡10の視覚の方向およびマイクロLED30(LEDチップ)の異なる配向に適合させてもよい。たとえば、対応するマイクロLED30を別個にオン・オフすることで、前方に($b = 1$)、側方に対して横方向に($b = 2$)、側方に($b = 3$)、後方に対して横方向に($b = 4$)、または後方に($b = 5$)それぞれ照射するマイクロLEDを起動することができる。また、照射方向31の妥当な組合せが実行可能である。図2に示すマイクロLED30は、例としてのみ示す。数値および実装密度は、既存の空間条件に対応してできるだけ大きくし、それにより最適な環境の照明を構成し、少なくとも10、20、50または60個のマイクロLED30を照明キャリア60上に配列することができる。照明キャリア60(ライトフィンガ等)が、直径2mmの円周を含む場合、およそ各々 $100 \mu\text{m}$ の寸法のおよそ60のマイクロLED30を取り付けることができる。

30

【0038】

図3は、先端20の周りにライン状に配列されたマイクロLED30を示す。先端には、対物レンズ23等を備えてもよい。この実施例においては、すべてのマイクロLED30が、前方($b = 1$)に照射する。前方を向いて、対物レンズの光軸21は、末端20で内視鏡管10の機械軸11と一致する。

40

【0039】

内視鏡10の末端20では、照射方向31、1および強度分布32、1で、前方に照射するマイクロLED30、1、1~30、1、 n が、高密度実装で対物レンズ23の回りに環状に取り付けられ、可視視野40を照らす。一方で、より小型化の程度が高く有利なため、極小の腔の検査に適した実質的により小型で薄型の装置を実現することもできる。他方で、10を超える比較的多数のマイクロLED30を備える構成もそれにより実現できる。こうして、3mmの内視鏡10の対物レンズ23の回りの先端20では、およそ50から60個のマイクロLEDのチップ30を配設することができる。このようにして、

50

品質がかなり向上した照明を行うことができ、かつ単一のマイクロLED 30 それぞれをまたはマイクロLEDのグループ（たとえば異なる色のグループ）ごとに個別に制御することにより、多数の様々な照明方式（明暗、異なる色等）を実現できる。

【0040】

図4は、内視鏡管10に横方向に配列されたマイクロLEDの構成を示し、照明は、視界40で、内視鏡10の横方向に配設された対物レンズ23に対し行われる。側方の場合には、対物レンズ23の光軸21が、先端で、内視鏡管10の機械軸11に対し角度12をなす。角度12と角度 θ の和は、たとえば角度 θ となり、これは、光軸21と照射軸31との角度を表し、かつ光軸21は前方、側方、または後方横方向に向けられてもよい。角度12と角度 θ とはこうして 0° （前方）および $+/-160^\circ$ （後方）の範囲の値を有し得る。

10

【0041】

この実施例では、マイクロLED 30が、異なる照射方向 $31.2.1 - 31.2.i$ から $31.3.1 - 31.3.j$ で区別される異なるグループ、 $30.2.1 - 30.2.i$ から $30.3.1 - 30.3.j$ で取り付けられ、各々が観察可能な視野40を照明する。異なるマイクロLED 30またはマイクロLEDのグループは、様々な照明方式が実現できるよう、個々の制御によってその明るさに関して調整がなされ得る。穴または腔の円筒状の壁は、こうして、異なるマイクロLED 30またはマイクロLEDグループの光度を切り替えるだけで、つねに最適な明視野または暗視野で照らされることが可能となる。

20

【0042】

図5は、本発明の実施例の図であり、内視鏡10の先端20には、全周後方観察または全周撮像（これは、たとえばいわゆるグレッグス・レンズまたはコーン型ミラーを用いて可能になる）を可能にするレンズ25が存在し、かつ内視鏡管10は、領域13の外壁にアレイ状に配列されたマイクロLED 30を有し、この実施例では、様々な照射方向 31 が異なるマイクロLED 30について選択された。たとえば、これらは、照射方向 $b=2$ 、 $b=3$ であるかもしれない。全周後方観察では、レンズ25（「グレッグス・レンズ」等）の光軸21は、先端で内視鏡管10の機械軸11と同じである。前方ミラー22により、観察可能な視野40は、全周観察が、横方向にまたは横方向に後方に行えるが、前方観察は不可能であるように再方向決めされる。

30

【0043】

マイクロLED 30は、異なる照射方向 $31.2.1 - 31.2.i$ から $31.3.1 - 31.3.j$ で、かつ、各々が観察可能な視野40を照らす、異なるグループ、 $30.2.1 - 30.2.i$ から $30.3.1 - 30.3.j$ として取り付けられる。異なるマイクロLED 30またはマイクロLEDのグループは、個別の制御によりその明るさに関して調整することができ、それにより様々な照明方式が実現される。穴または腔の円筒状の壁は、こうして、異なるマイクロLED 30またはマイクロLEDグループの光度を切り替えるだけで、つねに最適な明視野または暗視野構成で照らされることが可能となる。

【0044】

図6は、ライトフィンガ50の領域53にアレイ状に配列されたマイクロLED 30を配設した実施例を示す図である。ライトフィンガ50は、別個の照明キャリアの例であり、マイクロLED 30が、アナログ様式で内視鏡管10に対して実質的に円筒状に配列される。ここで、図6の実施例の様々なマイクロLED 30の照射方向 31 は、 31.1 、 31.2 、 31.3 および 31.4 である。さらに別の実施例では、さらに別の方向および組合せが可能である。

40

【0045】

ライトフィンガ50は、基端から先端20（図6においては図示せず）へ内視鏡10の器具チャンネル52を介して前進させることができ、かつ、留まるように整形することができる。ここで、ライトフィンガ50として形成される硬性または軟性の棒状（円筒状）部

50

材が、先端で、マイクロLED30を保持する。

【0046】

図7は、図6に示すマイクロLED30がライトフィンガ50上に配列される実施例を示す図である。ライトフィンガ50は内視鏡10の器具チャンネル52に可動に取り付けられ、様々な異なる領域を、たとえばライトフィンガ50をシフトして出し入れすることで照らすことができる。この実施例では、内視鏡10は、先端20に視野40の対物レンズ23を備え、光軸21は、幾何軸11からずれている。

【0047】

こうして、円筒状穴壁の明視野照明の実現が、バックライトの構成において可能となり、ライトフィンガ50が、この目的のため内視鏡10の先端の前方まである程度の範囲51だけ前方にシフトされ、それにより後方(方向31.3-31.5)に照射するマイクロLED30を起動することにより明視野照明が実現される。ここで、範囲51を変更することにより、照明の質をさらに変え、最適化することができる。前進するライトフィンガ50により隠れるという避けられない影響は、内視鏡10をシフトして出し入れする間に回転させることで、補償することができる。

10

【0048】

図8は、内視鏡10が、図7のマイクロLED30を備える可動ライトフィンガ50を備える実施例を示す図である。図8に示す実施例では、ライトフィンガ50は、内視鏡10の対物レンズ23の可視領域40が、ライトフィンガ50により制限を受けないところまで、内視鏡10の器具チャンネル52内にシフトされている。ここで、ライトフィンガ50は、範囲51が小さくなって、観察可能な視野40において隠れるという影響が現れないようになるまで、引っ込めておいてもよい。前方(31.1-31.3)に照射するマイクロLED30を起動させると、入射光構成における明視野照明を袋穴の底について実現することができる。

20

【0049】

図9は、マイクロLED30のためのキャリア60が、ウィンドウ領域61を備える薄い壁の管として形成される実施例を示す図である。ウィンドウ領域61は、こうして、内視鏡10の先端20で対物レンズ23が照明された周囲を検知できるようにする。この実施例では、幾何軸11が光軸21と一致する。マイクロLED30は、照射方向31.1から31.5で取り付けるかまたは、これらの方向を組み合わせて取り付けることができる。管60は、内視鏡10の先端20上に固定的にシフトできるように整形される。(プラグ・オン)チューブ60は、3つの領域に分割され、ウィンドウ領域61がマイクロLED30を含む領域63を内視鏡10に対してシフトされる支持領域65から分離する。こうして、図7および図8の範囲51は、ウィンドウ領域61と領域63とを含む。ウィンドウ領域61は、チューブ60内に全周にわたって、大型のウィンドウを含み、たとえば、ウィンドウ領域61には、狭いリブ62しか残らないようにして、プラグ・オン・チューブの内部から外部まで、概ね妨げられない視野40が可能になる。マイクロLED30の給電は、リブ62に沿って行うことができる。任意には、支持領域65とリブ62とは、さらにさまざまな照射方向31に照射することもできるマイクロLED30を備えてもよい。これらは、記載のすべての実施例に従って配列または形成することができる。

30

40

【0050】

バックライト構成において円筒状穴壁の明視野照明を実現するためには、プラグ・オン・チューブ60を内視鏡10の先端の前方へある範囲51だけ前方にシフトさせて、後方(31.3-31.5)に照射するマイクロLED30を起動することにより、明視野照明が実現される。ここで、範囲51を変化させることにより、照明の質をさらに変え、最適化することができる。前方にシフトされるプラグ・オン・チューブにより隠れるという避けられない影響は、すでに述べたとおり、一回または数回回転させることで、補償することができる。

【0051】

前方に(31.1-31.3)照射するマイクロLED30を起動させると、入射光構

50

成において袋穴の底について明視野照明を実現することができる。この場合、プラグ・オン・チューブ60は、範囲51が小さくなって観察可能な視野40において隠れるという影響が現れないようになるまで、引っ込めておいてもよい。

【0052】

図10は、環状に配列されたマイクロLED30が、散光器34を備える実施例を示す図である。この場合、図10aは、直径dの円の周りに環状に配列された33個のマイクロLED30の構成の正面図である。図10bは、図10aに示す端部63に、マイクロLED30の環状配列を備えるキャリア60の側面図である。図10bの実施例は、領域65におけるキャリア60内にシフトされる内視鏡10による撮像を可能にするウィンドウ領域61をさらに含む。例としての寸法は、キャリア60の全長11がおよそ64mmであり、開口領域61の長さ12がおよそ20mmであり、かつマイクロLED30の環状配列の直径13がおよそ15.7mmである。これらの寸法は、許容誤差が+/-50%である。

10

【0053】

たとえば、プラグ・オン・チューブ60は、2つの照射方向、たとえば前方(31.1)および後方(31.5)に合計52個のマイクロLED30を備えるが、マイクロLED30の数は、照射方向ごとに変更してもよい。プラグ・オン・チューブ60は、内径dがおよそ6.6mmであり、6.5mmの内視鏡に取り付けられる。両方の照射方向31について、散光ディスク(散光器34)を各々マイクロLED30の前方に取り付ける。図10cおよび10dは、散光素子34がある場合とない場合の照明を示す。

20

【0054】

図11は、第1の開口73と第2の開口75とを備える管70の内部の腔を内視鏡10で検査する実施例を示す図である。この目的のため、マイクロLED30(図11には図示せず)を備えるキャリア50を第1の開口73から腔内へ導入する。キャリア50は、半径rを有しかつ外壁において、31.2および31.3等の異なる方向に照射するマイクロLED30を有する。管70の内壁での反射により、光線77が、内視鏡10の対物レンズ23に入射する。管70の直径は d_{pr} であり、かつここで光軸21は管70の中心に沿っている。ここで、照明される視野をH2とし、たとえば距離H2は、 d_{pr} より大きくてもよい。この場合、本発明の利点は特に照明領域H2が、あらかじめ定められた唯一の照射方向31に関する場合に比べて、様々な照射方向31.bの分、かなり大きくなるよう選択することができる点である。

30

【0055】

他の実施例では、電子撮像は、内視鏡10の先端20で直接(たとえばCCDカメラにより)行われるか、または画像が光学手段(対物レンズ、レンズ系等により)に検知されて、基端へ転送され、そこで撮像が可能になる。この場合、転送を光ガイド等により行ってもよい。

【0056】

要約すれば、マイクロLED30の発明による使用は、最も多様な配備の可能性を提供し、かつ特に自動化内視鏡検査について有利である。たとえば、穴70の側壁および底部を、例示した袋穴を最適な照明で照らし、一度の検査(「ドライビング・イン」)により完全に検知することができる。壁を検知するために、プラグ・オン・チューブやライトフィンガ50は、前方にずらした位置にあり、かつ(横方向)後方に照射するマイクロLED30をオンにする。穴壁は、明視野構成で照明されキャブチャされる。袋穴の端部では、プラグ・オン・チューブまたはライトフィンガ50は、穴の底の視野が妨げられなくなるまで引っ込められ、かつ前方に照射するマイクロLED30をオンにし、穴の底を検知することができる。

40

【0057】

多くの応用において、異なる色のマイクロLED30を(たとえばグループに統合して)使用することが効果的である(というのは、ある種の構造は、ある色において特に明瞭になるからである)。さらに、アレイによる領域照射は、より広い領域を均一に照らすこ

50

とができるので、有利である。マイクロLED30のあるグループ（これも異なる色で任意に）を別個にオン・オフを切り替えることによって、ある領域をより特定の照明にすることができる。最後に、パルス化動作は、動きによるぼやけ等を回避するための自動画像認識については妥当である。ここで、パルス化制御は、すべてのマイクロLED30に関して行われてもよいし、マイクロLED30の一部のみに関して行われてもよい。

【0058】

発明の実施例の他の利点を以下のとおり要約することができる。

【0059】

LEDチップのサイズが小さいため、マイクロレンズ33または散光器34および電気リード69が数マイクロメートルから数百 μm のオーダであり（たとえば $1\mu\text{m}$ から $500\mu\text{m}$ または $3\mu\text{m}$ から $200\mu\text{m}$ ）、光ガイドガラスファイバやそれに相当するものを用いた場合に比べて小さい体積で、極めて省スペースの構造が構成できる（これは、薄型内視鏡で検査するおよそ 5mm から 10mm より実質的に小さい極小の腔については特に重要である）。たとえば、マイクロLED30は、そこから照射が行われる主表面の、 $500\mu\text{m}$ 未満、 $300\mu\text{m}$ 未満、または $100\mu\text{m}$ 未満の最大拡張を有し、たとえば、端縁の長さまたは対角線に対しては $1\mu\text{m}$ から $20\mu\text{m}$ である。マイクロLED30は、たとえば直平行六面体、立方体形状または楕円形状を含み得る。側面領域の全部または一部が、最大横方向拡張を有し得る。

10

【0060】

特に、発明の実施例は、このようにして、たとえば4を超える数のLEDを有する構成を内視鏡の先端で可能にし、これらは、たとえば対物レンズのひとみの周りに環状に配列させることが可能である。こうして、マイクロLED30の寸法が小さいことにより、発明の実施例は、直径 10mm 以下の小さな穴にも使用することができる。また、内視鏡10の作用先端にSMD設計の小型で特に明るいLEDのマトリクスを設けてもよい。

20

【0061】

サイズが小さいために、マイクロLED30は、内視鏡10の先端20にほとんどどのような配向でも取り付けることができ、応用に応じて、非常に多様な照明特性を実現することができる。

【0062】

また、サイズが小さいために、マイクロLED30は、内視鏡10の先端20にいくつかの様々な配向で取り付けられることもでき、異なるマイクロLED30またはマイクロLEDのグループを電氣的に切り替えたり減光したりする単純な態様で、検査の間、さまざまな照明特性を実現することができる。

30

【0063】

内視鏡軸の中央領域または外部照明キャリア50を横切って分散して多くのマイクロLED30を取り付けることにより、（検査する腔の）内部表面のより広い領域を最適に照明することができ、検査もより迅速に行うことができる。

【0064】

こうして、照明キャリア50または内視鏡10を往復してシフトさせることを回避できる。

40

【0065】

内視鏡10の先端20で直接光を発生させることにより、ガラスやプラスチックのファイバからなる、損失が多くかさばる光ガイドによる光の伝達を省くことができる。

【0066】

結果として得られる光の収量はかなり向上し、それにより効率の高い、または最高効率のLEDは必ずしも必要でなくなる。

【0067】

電気エネルギーでのエネルギー供給は、非常に細いワイヤや薄いフレキシブル導体箔67により行うことができる。したがって、マイクロLED30を個々にまたはグループで基端20から制御可能な電流源により制御することができる。

50

【 0 0 6 8 】

寿命が短い高効率ランプを一部に有する、かさが高く、高価な、外部冷光源を省き、マイクロLED30については、より効率の低い小型電流源装置で代替することができる。

【 0 0 6 9 】

ほとんど遅延のないLED電流による光強度の制御により、パルス化したまたはストロボコープ照明方式を実現することができるが、これは、腔内へ挿入する際、カメラによる録画により画像シーケンスが移動する場合には特に重要である（動きによるぼやけの回避）。

【 0 0 7 0 】

白色、異なる色、または多色のマイクロLED30を利用可能なので、電子的に制御可能な色または可変色調を備える内視鏡照明装置19は、異なるマイクロLED30を適当に組み合わせて取り付けただけで実現できる。これは、色が重大な検査対象（人体組織の炎症期など）である応用においては、重要である。

10

【 0 0 7 1 】

最終的に、照射方向31を選択することにより（たとえば、異なる照射方向のマイクロLED30をオン・オフに切り替えることにより）、検知されない領域があるという上記の問題を解決することができる。

【 0 0 7 2 】

マイクロLED30は、内視鏡10に固定的に接続可能か、または内視鏡10に対して移動可能なキャリア60、50上に取り付けることができる。

20

【 0 0 7 3 】

照明キャリア50、60は、静止もしくは可動照明キャリア60やプラグ・オン・チューブまたはライトフィンガ50として等さまざまな態様で形成され得る。

【 0 0 7 4 】

静止照明キャリア60では、マイクロLED30は、内視鏡10の先端20にまたはその付近に固定的に取り付けられる。この場合、さまざまな照射方向31または特性32を有するマイクロLED30を取り付けかつ各々それぞれの光強度について、特定の状況/仕事に応じて、制御手段により制御することにより、さまざまな照明方式を、簡単な態様で実現することができる。

【 0 0 7 5 】

内視鏡10に対して移動可能な外部照明キャリア50、60上のマイクロLEDの照明は、照明の空間的配置を、先端20にある場合が多い観察用対物レンズに相対的に、内視鏡を導入する場所によって変更でき、それにより一回の検査で、腔の異なる照明を実現することができる点が有利である。

30

【 0 0 7 6 】

他方で、外部照明キャリアとしてライトフィンガ50を使用することは、内視鏡10とは関係なく穴の反対側の開口を通してライトフィンガ50を導入できる穴を介して検査する場合に効果的である。先端に点形状の光源を有する市販のライトフィンガと対照的に、この場合も発明のマイクロLED照明では、かなり改善された照明を行うことができる。ある領域上の横方向の照射方向31、3の1つの方向にマイクロLED30を取り付けると、かなり大きな領域を最適に照らすことができる。

40

【 0 0 7 7 】

プラグ・オン・チューブでは、マイクロLED30は、管の上に取り付けられ、その管が内視鏡10上にはめ込まれ、内視鏡10の直径にフィットし、かつシフト可能にかつ回転可能に支持される。マイクロLED30は、円周方向に配置され、かつ管の前端に取り付けられる。続く管部分では、できるだけ大きなウィンドウ61を管の壁に挿入する。これにより、前方にシフトされた管で、腔の壁をできる限り妨げられずに見ることが可能になる。たとえば、2つのウィンドウ61と2つのリブ62とを設けて、マイクロLED30で前方のリング63を保持することができる。マイクロLED30に給電するための電気リードも、これらリブ62に沿って引き出すことができる。いくつかのリブ62を有す

50

る他の構成も可能である。

【0078】

他に可能なものとしては、たとえばガラスやプラスチックからなる透明なプラグ・オン・チューブがある。この場合、切り抜きウィンドウ61またはリブ62は不要である。マイクロLED30用電気リード69も透明導線という形で、チューブに配設してもよく、それによりリブや電気リードのせいで円周方向に隠れる部分がなくなる。しかしながら透明のプラグ・オン・チューブの壁を通して腔表面を撮像するため、透明チューブの品質は、高度な光学的要件を満たす必要がある。先端の対物レンズ23を形成する場合に、管壁の曲線状の表面を光線が通過することを考慮に入れる必要がある。

【0079】

内視鏡10の器具チャンネルを介して先端20に対し前方にシフトされるライトフィンガの上に発光体を配設してもよく、そうすれば、内視鏡10がその場を照らすことになる。

【0080】

照明キャリア、前方へシフトされるライトフィンガ50またはプラグ・オン・チューブ60では、観察可能な視野において、穴の壁のある部分がどうしても隠れてしまうので、穴の壁のある位置から306°にわたって円周方向に完全に撮像することはできない。

【0081】

壁の表面全体をサンプリングするためには、プラグ・オン・チューブ、内視鏡10または検査部を、当初リブ62により隠れていた表面領域が窓61内に来るように、そして、観察可能になるように、ある角度回転させる必要がある。自動画像取得では、これは、穴に挿入した際に、第1の画像シーケンスを撮像し、上記の回転を挿入動作の終わりに行い、かつその時点で、それまで隠れていた表面領域を含む第2の画像シーケンスを、穴から出す時点でキャプチャする。穴の自動化評価のために、ここで両方の画像シーケンスを別々に評価して評価結果を組み合わせるか、または両方の画像シーケンスを位置決めアルゴリズムを使って最初に一緒にし、内部表面のひずみのない全体画像を得て、それを次に画像評価に回すかのいずれかである。

【図面の簡単な説明】

【0082】

【図1a】本発明の実施例によるマイクロLEDのアレイ状構成を有する照明キャリア(キャリア)の図である。

【図1b】レンズおよび散光器を備えるキャリアにおけるマイクロLEDの図である。

【図1c】レンズおよび散光器を備えるキャリアにおけるマイクロLEDの図である。

【図1d】レンズおよび散光器を備えるキャリアにおけるマイクロLEDの図である。

【図2】他の実施例によるアレイ状配列のマイクロLEDを備えるキャリアの図である。

【図3】内視鏡の先端にあるライン状配列のマイクロLEDの図である。

【図4】内視鏡における横方向配列のマイクロLEDの図である。

【図5】少なくとも一方側の壁にマイクロLEDを有する内視鏡用のいわゆる全周後方観察の図である。

【図6】マイクロLED用棒状キャリアの図である。

【図7】マイクロLEDのための可動棒状キャリアを有する内視鏡の図である。

【図8】光学素子の視野外にあるマイクロLED用可動棒状キャリアを有する内視鏡の図である。

【図9】横向き窓を有する内視鏡の先端におけるマイクロLED用キャリアの図である。

【図10a】マイクロLEDの配列が、散光器を備える場合と備えない場合の画像を示す図である。

【図10b】マイクロLEDの配列が、散光器を備える場合と備えない場合の画像を示す図である。

【図10c】マイクロLEDの配列が、散光器を備える場合と備えない場合の画像を示す図である。

【図10d】マイクロLEDの配列が、散光器を備える場合と備えない場合の画像を示す

10

20

30

40

50

図である。

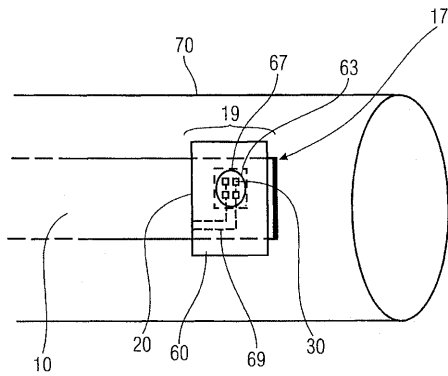
【図 1 1】マイクロ LED のアレイを備えるキャリアの照明領域を示す図である。

【符号の説明】

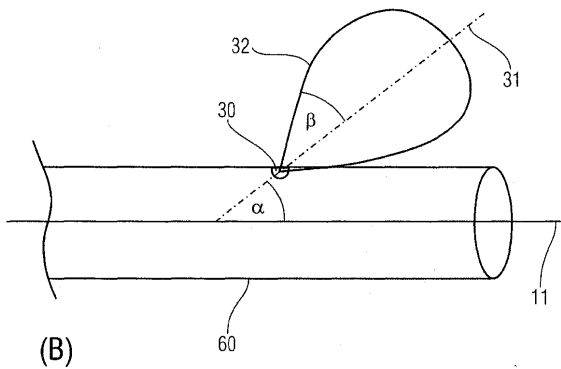
【 0 0 8 3 】

1 0 内視鏡、 2 0 先端、 3 0 マイクロ LED、 5 0 照明キャリア、 6 0 照明
キャリア。

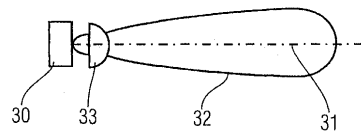
【図 1 a】



【図 1 b】

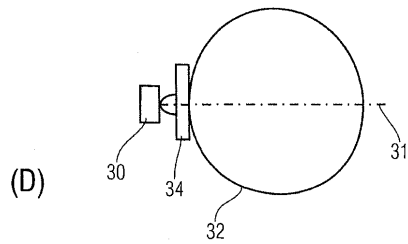


【図 1 c】



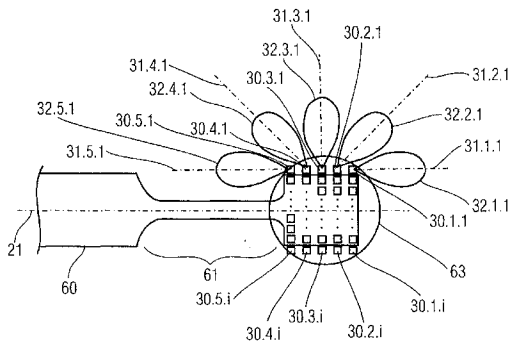
(C)

【図 1 d】

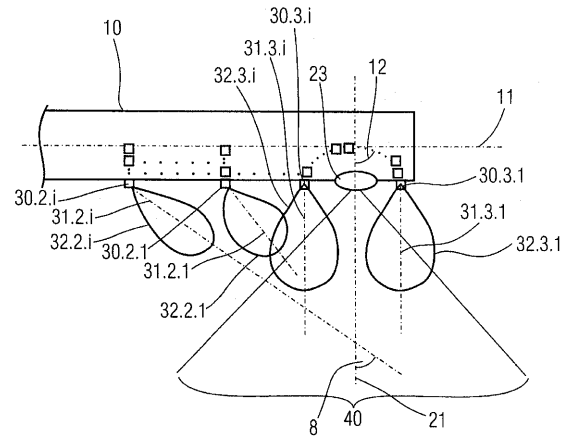


(D)

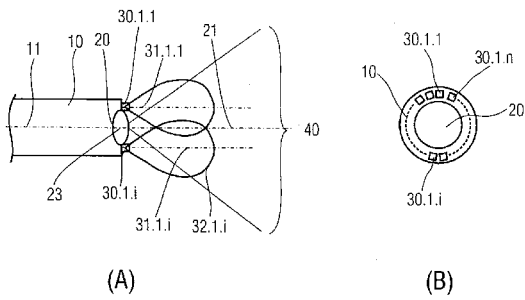
【 図 2 】



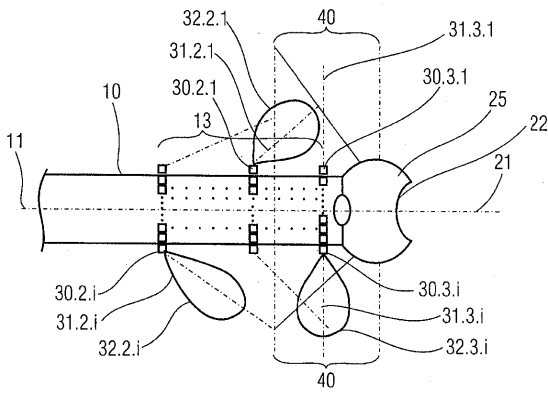
【 図 4 】



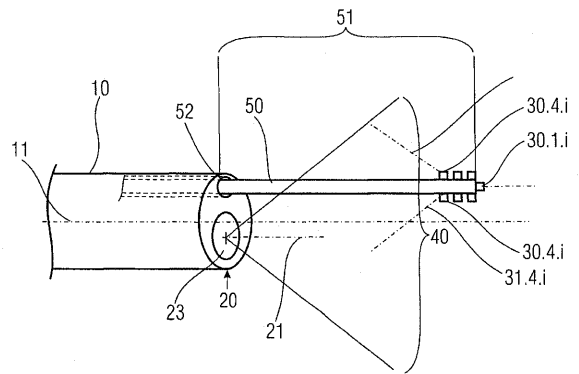
【 図 3 】



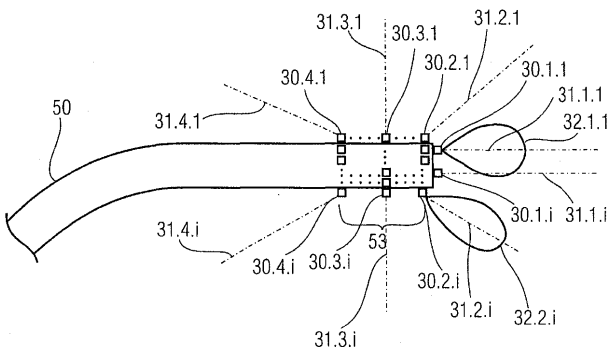
【 図 5 】



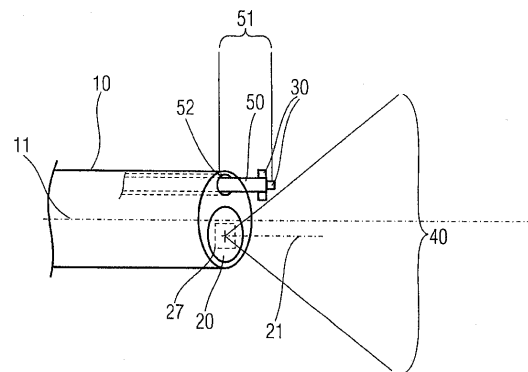
【 図 7 】



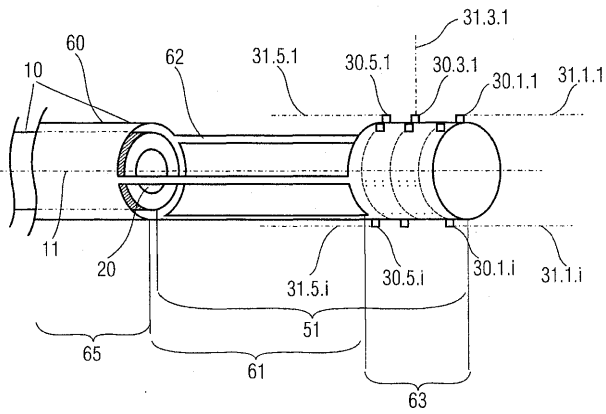
【 図 6 】



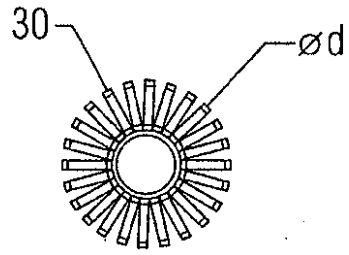
【 図 8 】



【 図 9 】

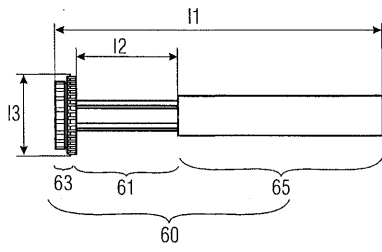


【 図 1 0 a 】



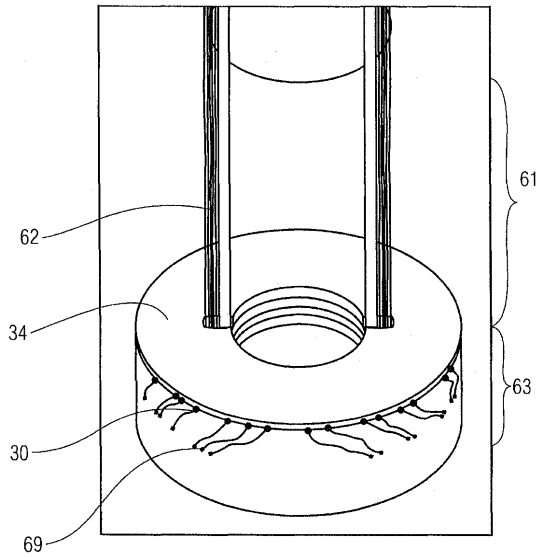
(A)

【 図 1 0 b 】

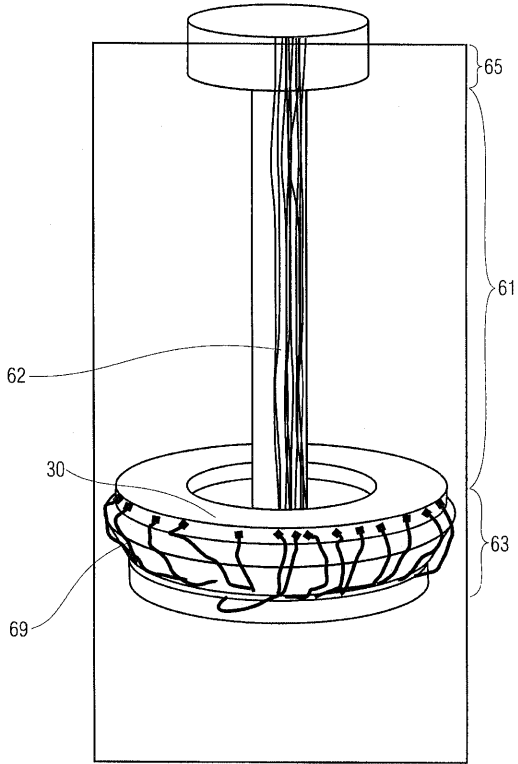


(B)

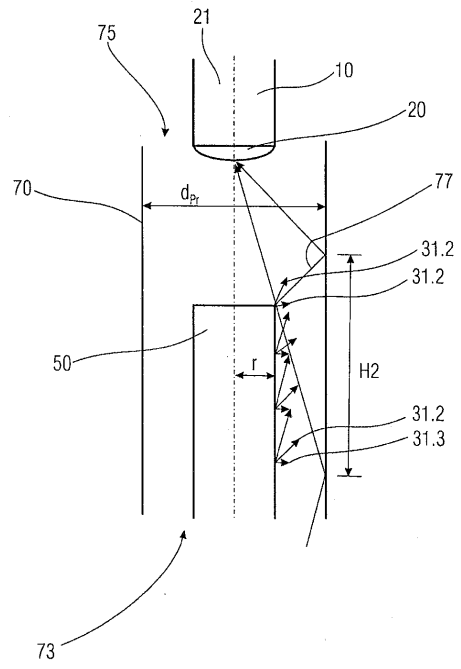
【 図 1 0 c 】



【図10d】



【図11】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 2 B 23/26 B

(72)発明者 アンドレアス クレショウ
ドイツ国、9 0 5 2 2 オーバーアスパッハ、アルブレヒト - デューラー - シュトラーセ 4 8

(72)発明者 シュテファン ルップ
ドイツ国、9 0 4 0 9 ニュルンベルク、シュタイガーヴァルトシュトラーセ 1 4

(72)発明者 トーマス ヴィッテンベルク
ドイツ国、9 1 0 5 4 エアランゲン、エスキルシュトゥーナシュトラーセ 1 9

(72)発明者 ロベルト クーロンヌ
ドイツ国、9 1 0 5 8 エアランゲン、フォーゲルヘルト 1 2 3

Fターム(参考) 2H040 CA03 CA06
4C061 AA29 CC04 CC06 FF35 JJ03 NN01 QQ06 QQ07 RR02 RR03
RR06 RR26

Substantially, two basic approaches for illuminating cavities during an endoscopic examination thereof are known.

5 On the one hand, miniature lamps attached to the distal end of the endoscope, for example, serve for illuminating the sensed scene or environment. The relatively large design, even of miniature lamps, which makes the deployment in very small, thin endoscopes impossible, is one disadvantage. The relatively high portion of thermal emission is also
10 problematical in this technique. In lamps with a higher power, this quickly leads to an inacceptably high heat input into the object examined.

15 For this reason, the technique predominantly used nowadays is a fiber-optically input cold light illumination. In this context, an efficient light source (e.g. a halogen lamp or an arc lamp) is located outside the cavity. The light output is gathered by means of optics (mirrors, condensers) and transferred to the tip of the endoscope by fiber optic
20 light guides, and there, it exits at the end of the light guide fibers. Minimizing the transferred infrared portion is achieved by suitable infrared blocking filters. The light such filtered is also referred to as "cold light".
25 The disadvantages of this technique are the illumination arrangement constructively fixedly predetermined by the light exit at the fiber bundle, the lossy light transmission as well as the efficient, expensive cold light sources required.

30 In recent time, the external cold light sources have also been replaced by external LED light sources with high-efficiency LEDs (LED = light-emitting diode or a light-generating semiconductor element).

35 In most of the endoscopes available on the market, the integrated fiber optic illumination is implemented in a dark field arrangement. Due to the avoidance of shiny and

dazzling effects, this kind of illumination has proved to be especially suitable for the human viewer.

In the dark field arrangement, a light-guiding fiber bundle
5 is attached to the shaft of the endoscope, so that the light exit is close to or coaxially around the distal objective. In this context, the light exit at the fiber bundle is fixedly predetermined by the construction of the device, so that apart from the total intensity of the
10 illumination, no further illumination parameters may be influenced by regulation of the external light source.

In the automatic technical endoscopy, the inspection of a cavity (a bore) is made without human intervention by an
15 image processing system motor-driving an endoscope with a video camera and an accordingly suitable illumination into and out of the cavity for an automatic image gain. The images thus gained are automatically evaluated by means of image processing algorithms. Thus, an evaluation of the
20 cavity (or device) examined is determined, which in turn may be used for sorting out defective parts.

In many devices, the dark field illumination commonly integrated by endoscope manufacturers has proved to be not
25 quite suitable and a part field illumination has proved to be advantageous for the automated examination by means of image processing algorithms. Using the bright field illumination, several arrangements are known in the endoscopic bore examination. For through bores with two
30 openings, the introduction of the endoscope is made from one side of the bore, and the introduction of the illumination, e.g. in the form of a light finger, is made from the other side. A light finger is a rod or "finger"-shaped rigid or flexible apparatus at the end of which
35 light exits by means of a fiber optic light guide, for example. The image sensing is made by a simultaneous movement of the endoscope and the illumination through the bore with a constant distance, so that a constant bright

field arrangement is guaranteed during the entire image capture, considering the bore diameter, the image angle of the optics etc.

5 This is not possible with sack bores having only one opening. Here, the light source may be mounted to a carrier in front of the distal endoscope tip and be introduced with the endoscope into the bore. In this process, the illumination is broadly emitting and directed to the
10 optics, so that in turn a bright field illumination is achieved, considering the geometrical frame conditions. Another approach works with an "all-round backward look". In this context, the visual field is circumferentially turned over 360 degree to the side or backwards via a
15 suitable mirror in front of the endoscope or a so-called Greguss lens. By an illumination attached around the shaft of the endoscope in a slightly offset manner, a bright field arrangement may in turn be achieved. Both approaches have in common the disadvantage that the base, or the last
20 portion of the bore wall of the sack bore, cannot be sensed.

With respect to the endoscope illuminations deployed up to date, it should be noted, however, that the endoscopes
25 nowadays available on the market substantially without any exception comprise illumination apparatuses whose mode of operation is optimized for viewing the endoscopic image by humans. Since in automated, endoscopic examination systems the images gained are not anymore sensed by the eye and are
30 not anymore evaluated by humans, but are sensed and evaluated by cameras and image-processing pattern recognition algorithms in computers, other, new endoscope illuminations are needed to gain high-quality images for machine sensing (machine viewing). Thus, there is a
35 particular need for illumination apparatuses for endoscopes which allow an optimized image gain in visual examination automates. Thereby, it should become possible to economically solve a large number of difficult examination

tasks in devices with internal surfaces by means of automatic endoscopic visual examination systems, which up to date have not been feasible or have only been feasible with high personnel expenses and the associated costs.

5

Based on this prior art, the underlying object of the present invention is to provide an illumination apparatus and a method for operating an illumination apparatus for an endoscope which may be manufactured in a flexible and cost-effective manner and, beyond this, allows a high quality of the illumination and, thus, a high quality of the images captured.

This object is solved by the apparatus according to claim 1 and a method according to claim 27.

Embodiments of the present invention describe an illumination apparatus for an image sensing means at the distal end of an endoscope comprising an illumination carrier arranged at the distal end of the endoscope and a plurality of micro LEDs, the micro LEDs each comprising a main surface from which emission is made, with a maximum lateral dilatation of less than 500 μm . The micro LEDs are arranged on the illumination carrier such that with an electrical excitation, the environment of the distal end of the endoscope is illuminated at least in some portions. In this context, the micro LEDs may be arranged in an array shape in particular, wherein the array may be designed as an area (2-dimensional), or as a line (1-dimensional) and the area or line may be curved or flush (e.g. sphere-, cylinder- or cuboid-shaped). The illumination carrier with the micro LEDs arranged in an array shape may also be arranged at an outer wall at the distal end of the endoscope.

35

In further embodiments, the array is arranged at an illumination finger, which may also be designed in a cuboid, cylinder or sphere shape. Beyond this, different

micro LEDs may emit light in different emission directions. In contrast to conventional LEDs, micro LEDs, among other things, comprise a significantly smaller dimension, so that a lateral dilatation of the light-emitting surface, for example, or perpendicular to an emission direction, may 5 comprise 500 μm at the most or less than 100 μm . The arrangement of the micro LEDs may be dense, for example, so that two adjacent micro LEDs comprise a gap as small as possible or no gap among each other, or the gap is smaller 10 than the lateral dilatation along the connection of two adjacent micro LEDs (or is not larger than 5 times the lateral extension). In order to achieve an illumination as uniform as possible, it may be beneficial to densely arrange, in this sense, as many micro LEDs as possible, or 15 to form groups of micro LEDs whose micro LEDs are densely arranged within a group, with the groups, however, comprising a larger distance among each other.

Thus, according to the invention, several light-emitting 20 diodes as small as possible (as many as possible corresponding to the space conditions present) may be attached at the distal end of the endoscope or at the illumination carrier in a manner so as to optimally illuminate the endoscopically viewed scene. In this 25 context, the micro LEDs may be fixedly fixed, shiftably, coupleable or pluggable (by means of a plug connection, for example) fixed to the illumination carrier.

Since space requirements play an important role in 30 endoscopic applications in narrow cavities, a miniaturized design in the form of micro LEDs is of considerable importance. Using miniaturized designs allows a space-saving arrangement on the one hand, and, on the other hand, the attachment of a larger number of micro LEDs with 35 comparable space requirements. This is of crucial importance with regard to the achievable uniformity of the illumination. Additionally, micro LEDs with different

colors and/or emission directions may be arranged on the carrier.

In order to optimally realize the miniaturization, the
5 micro LEDs according to embodiments of the invention may be
attached directly as a chip, entirely without any
commercial housings with standardized designs. For this
purpose, the tiny micro LED semiconductor chips with a size
10 on the order of a few micrometers to a few 100 μm are
deposited onto a carrier foil (e.g. flexible or pre-shaped
and with a thickness of a few micrometers) which at the
same time may realize the electrical connection, by means
of joint techniques such as solder joints or glued joints.
The carrier foil itself is in turn deposited onto the
15 mechanically supporting structure of the endoscope tube or
an additional illumination carrier. The illumination
carrier may be, for example, "a plug-on tube" shifted
across the actual endoscope tube or a light finger shifted
through an instrument channel of the endoscope. The carrier
20 foil may be formed, for example, as a flexible membrane
(flexible circuit board), and beyond this, may comprise a
transparent material. This is particularly advantageous if
the carrier is transparent, too. A pre-shaped design of the
carrier foil is particularly advantageous if, for example,
25 the illumination carrier or the endoscope comprises a
strong curvature, so that a damage to the foil or to the
micro LEDs might occur if a carrier foil not-preshaped was
used.

30 For beam shaping, micro lenses for light bundling or
diffuser elements for light dispersing may be attached in
front of individual, a part of or all LED chips (micro
LEDs), if required. With a paint or another transparent
suitable compound, the components may protected against
35 damage (e.g. mechanical as a result of collisions or
chemical as a result of aggressive liquids). If the
compound has suitable opaque, optical properties, it may
serve at the same time as a diffuser or a bundling element.

By means of the compound, further a smooth outer surface may be generated.

5 A further possibility with a smaller miniaturization degree is attaching the micro LEDs in commercial, yet miniaturized housing designs, such as SMD housings (SMD = surface mounted device, i.e. a miniaturized housing design for electronics components), which may reach up to the sub-millimeter range. For this purpose, the SMD housings of the
10 LEDs are attached by means of suitable joint techniques, such as solder joints or glue joints.

Preferred embodiments of the present invention will be detailed subsequently referring to appended drawings, in
15 which:

Fig. 1a is an illumination carrier (carrier) with an array-shaped arrangement of micro LEDs according to an embodiment of the present invention;

20

Fig. 1b-d is a micro LED at a carrier, with a lens and a diffuser;

Fig. 2 is a carrier with an array-shaped arrangement of
25 micro LEDs according to a further embodiment;

Fig. 3 is a line-shaped arrangement of micro LEDs at a distal end of an endoscope;

30 Fig. 4 is a lateral arrangement of micro LEDs at an endoscope;

Fig. 5 is a so-called all-round backward look for an endoscope with micro LEDs at at least one side wall;

35

Fig. 6 is a rod-shaped carrier for micro LEDs;

Fig. 7 is an endoscope with a moveable rod-shaped carrier for micro LEDs;

Fig. 8 is an endoscope with a moveable rod-shaped carrier
5 for micro LEDs outside the visual field of the optics;

Fig. 9 is a carrier for micro LEDs at the distal end of the endoscope with lateral windows;

10 Fig. 10 shows images of an arrangement of micro LEDs with and without a diffuser; and

Fig. 11 is an illumination region of a carrier with an array of micro LEDs.

15

Before the present invention will be detailed subsequently referring to the drawings, it should be understood that same elements or elements acting in the same way are provided with same or similar reference numerals in the
20 figures and that a repeated description of these elements is omitted, or explanations of these elements in different figures are correspondingly to be applied to one another or are interchangeable.

25 Fig. 1a shows an illumination apparatus 19 for an image sensing means 17 at the distal end 20 of an endoscope 10 with an illumination carrier 60 and a plurality of micro LEDs 30 at the illumination carrier 60 with a main surface from which the emission is made and which comprises a
30 maximum lateral dilatation of less than 500 μm . The micro LEDs 30 are arranged at the illumination carrier 60 such that with electrical excitation, an environment of the distal end 20 of the endoscope 10 (e.g. the internal of a tube 70) is at least in some portions illuminated. For
35 example, in the image sensing means 17, the optical sensing of the image is made by means of an optics with an objective, for example. For this purpose, the image sensing means 17 may comprise fiber glass (for optically forwarding

an image) or relay lenses, too, for example. Endoscope 10 may further be designed as a videoscope so that an electrical or electronical conversion of the optical image may already take place at the distal end 20.

5

The plurality of micro LEDs 30 may be arranged as an array 63 or in a line-shape at an outer area of the illumination carrier 60, and the illumination carrier 60 may comprise at least 10 micro LEDs 30. In embodiments of the present invention, the main surface, or emission surface, comprises a maximum lateral dilatation of less than 300 μm , 100 μm or 10 μm and/or the main surface of a micro LED 30 comprises an area of 0.01 mm^2 at the most. According to embodiments of the present invention, the illumination carrier 60 may be mechanically connectable to the distal end 20 of the endoscope 10 (e.g. coupleable) and/or be shiftably arranged thereon, wherein the illumination carrier 60 may also be formed by a portion of the endoscope 10 at the distal end 20 thereof.

20

Tube 70 may also be part of a bore comprising only one opening into which the endoscope 10 may be introduced. The micro LEDs 30 may further be also arranged on a foil carrier 67 with conductor traces 69 serving for electrically contacting the micro LEDs 30 (energy supply).

25

Fig. 1b shows a carrier 60 for a micro LED 30 which is annularly arranged around a geometrical axis 11 of an optics of an endoscope 10. The geometrical axis 11 (or device axis) may also match with the optical axis of an objective (e.g. for rigid endoscopes). On the other hand, for flexible endoscopes deflecting the image field (e.g. by means of a prism or a lens, or several lenses), for example, the optical axis may differ from the geometrical axis 11. The micro LED 30 comprises a emission direction 31, and the emission is made in a particular emission characteristic 32. The emission direction 31 in this context comprises an angle α to the optical axis 21 or to

35

the main surface of the micro LED 30 from which the emission is made. The emission characteristic 32 is described by an opening angle β , for example, indicating in which direction region the micro LED 30 mainly emits (e.g. the region in which the micro LED 30 emits at least 70% of the light intensity). The emission direction 31 may be influenced by an optics (e.g. by a mirror) or a variation of the shape of the main surfaces and/or the refractive index difference between the main surface and an adjoining medium, for example. Additionally, the micro LEDs 30 may be arranged on the carrier in a tilted manner. The emission characteristic 32 may be changed by the micro LED 30 additionally comprising a lens, or a disperser (diffuser), for example.

Figs. 1c-d show an illustration how the illumination characteristic 32 may be changed by a micro lens 33 or a diffuser 34. In Fig. 1c, a micro LED 30 comprising a micro lens 33 is shown, so that the illumination characteristics 32 comprises a smaller angle value β . Thus, an enhanced emission towards axis 31 occurs (focusing). In further embodiments, a lens is arranged over several micro LEDs 30, so that light of several micro LEDs 30 is bundled. Additionally, all or only part of the micro LEDs 30 may each comprise a micro lens 33. Fig. 1d shows the micro LED 30 with a diffuser 34, so that the emission characteristic 32 comprises a larger angle value for β . Thus, light is increasingly emitted away from the axis 31, and thus, an illumination of a wider visual field region is made. Here, too, a diffuser may include several micro LEDs 30, or part of or all of the micro LEDs 30 may each comprise a diffuser 34.

In embodiments of the present invention, a plurality of micro LEDs 30 is used for illumination. For distinguishing different micro LEDs 30 which may emit in different directions 31 and, beyond this, may comprise different emission characteristics 32, the following notation is

used. Reference numeral aa.b.i in the following refers to a micro LED if aa=30, a emission direction if aa=31, and a emission characteristic if aa=32. In this context, the emission characteristic 32 refers to a focused emission,
5 for example, e.g. as a result of a micro lens deposited on the micro LED 30 (see Fig. 1c) or to a diffuse emission, e.g. if a diffuser 34 is deposited on the micro LED 30 (see Fig. 1d). The emission direction 31 in this context refers to the direction in which the light intensity of the micro
10 LED 30 comprises a maximum. The value b numbers different emission directions 31 of the micro LEDs 30 with respect to the surface of carrier 60. Finally, value i constitutes a numbering of micro LEDs 30 comprising the same emission direction 31.

15 Different emission directions 31 in this context refer to different angles α between the emission direction and the surface of carrier 60. Next to emission directions parallel to the optical axis 21 ($\alpha = 0, 180^\circ$), the angle α may be
20 larger than 15° or larger than 25° . For the instance in which five emission directions 31 are present, the different emission directions 31 may be numbered from 1 to 5, for example, so that b=1 refers to a emission direction 31 parallel to the optical axis 21 away from the distal end
25 20 (which may comprise an optics) of the endoscope 10 ($\alpha=0^\circ$), a emission direction 31 with the value b=3 refers to a emission direction 31 perpendicular to the optical axis 21 ($\alpha=90^\circ$), and a emission direction 31 with the value b=5 refers to a emission direction 31 parallel to the
30 optical axis 21, namely a emission direction 31 facing the distal end 20 of the endoscope 10 ($\alpha=180^\circ$). Accordingly, a emission direction 32 for the value b=2 refers to a direction for which the angle α comprises a value between 0° and 90° (or between 10° and 90° , 30° and 60° , 40° and
35 50°) (e.g. $\alpha=45^\circ$), and b=4 refers to a direction for which the angle α comprises a value between 90° and 180° (e.g. $\alpha=135^\circ$). In the values indicated here, a tolerance of $\pm 10^\circ$ may occur, or, generally, the angles may be adapted

corresponding to a desired angle of view. In each emission direction 31, several micro LEDs 30 may emit, at least 5 or 10 micro LEDs 30 per emission direction 31, for example, which may be selected differently for each emission direction 31.

In further embodiments, the micro LEDs 30 are arranged in more than five emission directions 31. In a case with n further emission directions 31 (in addition to the forward direction, $\alpha=0$), the emission directions 31 may be selected such that the difference $\Delta\alpha$ between two adjacent emission directions is $180^\circ/n$, for example. On the other hand, the emission directions 31 may also be flexibly adapted to the requirements.

Fig. 2 shows a carrier 60 with an array-shaped arrangement 63 of micro LEDs 30 emitting in different directions. Specifically, the micro LEDs 30 comprise five emission directions for the values $b=1, 2, 3, 4, 5$. The value $b=1$ in this context corresponds to an angle $\alpha=0$, for example, the value $b=2$ corresponds to a value $\alpha=45^\circ$, the value $b=3$ corresponds to a value $\alpha=90^\circ$, the value $b=4$ corresponds to a value $\alpha=135^\circ$, and the value $b=5$ corresponds to a value $\alpha=180^\circ$, wherein the indications for the angle α may comprise a tolerance of $\pm 20\%$, for example. In an annular arrangement around the optical axis 21, a plurality of micro LEDs 30.b.i is arranged on carrier 60 in Fig. 2, with $b=1, 2, 3, 4, 5$ and $i=1, 2, \dots, n$ illustrating a numbering of the micro LEDs 30 ($n =$ the number of the micro LEDs 30).

Carrier 60 of Fig. 2 further comprises an opening region 61 formed such that an image sensing is possible via the opening region 61 via an optics of the endoscope 10 if carrier 60 is shifted onto an endoscope or endoscope end 10. Here, the optics may serve, for example, to project the image onto an image sensing means (a photo or video camera, CCD camera) or to transfer the optical image from the

distal end to the proximal end (e.g. by means of a lens system or a light guide).

Here, the illumination carrier 60 may be connected to the endoscope 10 via a plug connection by using a plug which at the same time may provide the electrical leads. On the other hand, the illumination carrier 60 may also be electrically (by means of servo motors, for example) or mechanically shiftably arranged at the endoscope 10. Finally, the illumination carrier 60 may be fixedly connected to the endoscope 10 (e.g. by means of a glue joint).

The emission characteristic 32 of the illumination may be adapted to a direction of sight of the endoscope 10 as well as to an examination task (application area) by a different orientation of the micro LEDs 30 (LED chips), for example. For example, by separately switching on and off the corresponding micro LEDs 30, those micro LEDs emitting forwards (b=1), transversely to the side (b=2), to the side (b=3), transversely backwards (b=4) or backwards (b=5) may be activated. Beyond this, any reasonable combinations of emission directions 31 are also possible. The micro LEDs 30 illustrated in Fig. 2 are drawn by way of example only. Both the number and a packaging density may be chosen as large as possible corresponding to existing space conditions to thereby form the illumination of the environment as optimally as possible, for example, at least 10, 20, 50 or 60 micro LEDs 30 may be arranged on an illumination carrier 60. If the illumination carrier 60 (e.g. a light finger) comprises a circumference of a diameter of 2 mm, approximately 60 micro LEDs 30 with a dimension of 100 μm each may be attached.

Fig. 3 shows a line-shaped arrangement of micro LEDs 30 around the distal end 20, which may comprise an objective 23, for example, wherein in this embodiment, all micro LEDs 30 emit in a forward direction (b=1). With a forward look,

the optical axis 21 of the objective is identical with the mechanical axis 11 of the endoscope tube 10 at the distal end 20.

5 At the distal end 20 of the endoscope 10, forward-emitting micro LEDs 30.1.1 to 30.1.n with the emission direction 31.1 as well as the intensity distributions 32.1 are annularly attached around the objective 23 in a dense packaging, illuminating the viewable visual field 40. On
10 the one hand, it is the significantly higher miniaturization degree that is advantageous, so that substantially smaller, thinner devices suitable for examination of very small cavities, too, may also be realized. On the other hand, an arrangement with a
15 relatively large number of micro LEDs 30 of more than 10 may thereby be realized. Thus, at the distal end 20, around the objective 23 of a 3mm endoscope 10, approximately 50 - 60 micro LED chips 30 may be placed. Thereby, a significantly improved quality of illumination may be
20 achieved, and by individually controlling single micro LEDs 30 or groups of micro LEDs (e.g. of different colors), a large number of different illumination modalities (bright, dark, different-color, etc.) may be realized.

25 Fig. 4 shows an arrangement of micro LEDs laterally arranged at an endoscope tube 10, so that illumination is provided for a laterally arranged objective 23 of the endoscope 10 with a visual field 40. In the case of a side
30 look, the optical axis 21 of the objective 23 forms an angle 12 with the mechanical axis 11 of the endoscope tube 10 at the distal end. With the sum of the angle 12 and the angle α , an angle γ may be formed, for example, representing the angle between the optical axis 21 and the
35 emission direction 31, and the optical axis 21 may be directed forwards, to the side, or transversely backwards. The angle 12 and the angle γ may thus comprise a value between 0° (forwards) and $\pm 160^\circ$ (backwards).

In this embodiment, the micro LEDs 30 are attached in different groups, 30.2.1 - 30.2.i to 30.3.1 - 30.3.j distinguishing themselves by different emission directions 31.2.1 - 31.2.i to 31.3.1 - 31-3.j and each illuminating the observable visual field 40. The different micro LEDs 5 30, or the micro LED groups, may be regulated with regard to their brightness by an individual control so that different illumination modalities may thereby be realized. The cylindrical wall of a bore or a cavity may thus always 10 be illuminated in an optimum bright field or dark field arrangement, only by switching the luminous intensity of the different micro LEDs 30, or the micro LED groups.

Fig. 5 shows an embodiment of the present invention, wherein at the distal end 20 of the endoscope 10, a lens 25 15 allowing an all-round backward look or an all-round image sensing (this is possible with a so-called Greguss lens or a cone mirror, for example) is present, and the endoscope tube 10 comprises an array-shape arrangement of micro LEDs 20 30 at the outer wall in a region 13, wherein in this embodiment, different emission directions 31 were selected for different micro LEDs 30. For example, these may be the emission directions $b=2$, $b=3$. With an all-round backward look, the optical axis 21 of lens 25 (e.g. "Greguss lens") 25 is identical with the mechanical axis 11 of the endoscope tube 10 at the distal end. By a front mirror 22, the observable visual field 40 is redirected such that an all-round look is made laterally or transversely backwards, but no forward look is possible.

30 The micro LEDs 30 are attached in different groups, 30.2.1 - 30.2.i to 30.3.1 - 30.3.j comprising different emission directions 31.2.1 - 31.2.i to 31.3.1 - 31-3-j and each illuminating the observable visual field 40. The different 35 micro LEDs 30, or the micro LED groups, may be regulated with regard to their brightness by an individual control, so that different illumination modalities may thereby be realized. The cylindrical wall of a bore or a cavity may

thus be illuminated in an optimum bright field or dark field arrangement, by switching the luminous intensity of the different micro LEDs 30, or the micro LED groups.

5 Fig. 6 shows an embodiment in which an array-shaped arrangement of micro LEDs 30 is arranged in a region 53 of a light finger 50. The light finger 50 is an example for a separate illumination carrier in which the micro LEDs 30 are arranged substantially cylindrically to the endoscope
10 tube 10 in an analog manner. Here, the emission directions 31 for different micro LEDs 30 in this embodiment of Fig. 6 are 31.1, 31.2, 31.3 and 31.4. In further embodiments, however, still further directions or combinations are possible.

15 The light finger 50 may be shaped such that it may be advanced through an instrument channel 52 of the endoscope 10 from the proximal to the distal end 10 (not shown in Fig. 6), and there it exists. Here, the rigid or flexible
20 rod-shaped (cylindrical) body formed as light finger 50 carries the micro LEDs 30 at the distal tip.

Fig. 7 shows an embodiment in which the micro LEDs 30, as shown in Fig. 6, are arranged on a light finger 50, wherein
25 the light finger 50 is movably attached in an instrument channel 52 of the endoscope 10, and wherein different regions may be illuminated by shifting the light finger 50 in and out, for example. In this embodiment, the endoscope 10 comprises an objective 23 with a visual field 40 at the
30 distal end 20, wherein the optical axis 21 is shifted from the geometrical axis 11.

Thus, a realization of a bright field illumination of cylindrical bore walls is possible in a backlight
35 arrangement, wherein the light finger 50 is shifted forwards by a certain extent 51 to the front of the tip of the endoscope 10 for this purpose, so that a bright field illumination is realized by activating the micro LEDs 30

emitting backwards (directions 31.3 - 31.5). Here, by a variation of the extent 51, the illumination quality may be further influenced and optimized. The hiding effects inevitably occurring with the advanced light finger 50 may
5 be compensated for by a rotation between shifting the endoscope 10 in and out, for example.

Fig. 8 shows an embodiment in which the endoscope 10 comprises a movable light finger 50 with micro LEDs 30 as
10 in Fig. 7, wherein in the embodiment shown in Fig. 8, the light finger 50 has been shifted into the instrument channel 52 of the endoscope 10 so far that the visual region 40 of the objective 23 of the endoscope 10 is not limited by the light finger 50. Here, the light finger 50
15 may be withdrawn so far that the extent 51 becomes so small that no hiding effects occur in the observable visual field 40. If the micro LEDs 30 emitting forwards (31.1 - 31.3) are activated, a bright field illumination in an incident light arrangement may be realized for the base of a sack
20 bore.

Fig. 9 shows an embodiment in which carrier 60 for the micro LEDs 30 is formed as a thin-walled tube comprising a window region 61. The window region 61 thus allows the
25 objective 23 at the distal end 20 of the endoscope 10 to sense the illuminated surrounding. In this embodiment, the geometrical axis 11 matches the optical axis 21. The micro LEDs 30 may be attached with the emission directions 31.1 to 31.5 or in any combinations of these directions. Tube 60
30 is shaped such that it may be fittingly shifted over the distal end 20 of the endoscope 10. The (plug-on) tube 60 is divided into three regions, wherein the window region 61 separates a region 63 comprising the micro LEDs 30 from a support region 65 shifted onto the endoscope 10. Thus,
35 extent 51 of Fig. 7 and Fig. 8 includes the window region 61 and the region 63. The window region 61 comprises large windows across the entire circumference into the tube 60, for example, so that only narrow ribs 62 remain in the

window region 61, and, thus, a largely unhindered look 40 is possible from the inside of the plug-on tube to the outside. The electrical supply of the micro LEDs 30 may be led along the ribs 62. Optionally, both the support region 5 65 and the ribs 62 may comprise further micro LEDs 30, which may also emit in different emission directions 31, that is, which may be arranged, or formed, according to all embodiments described.

10 For realization of a bright field illumination of cylindrical bore walls in a backlight arrangement, the plug-on tube 60 is shifted forwards by a certain extent 51 to the front of the tip of the endoscope 10, so that by activating the micro LEDs 30 emitting backwards (31.3 - 15 31.5), a bright field illumination is realized. Here, by a variation of the extent 51, the illumination quality may further be influenced and optimized. The hiding effects inevitably occurring with the plug-on tube shifted forwards may be compensated for by one or several rotations, as 20 already described.

If the micro LEDs 30 emitting forwards (31.1 - 31.3) are activated, a bright field illumination in an incident light arrangement may be realized for the base of a sack bore. In 25 this context, the plug-on tube 60 may be withdrawn such that the extent 51 becomes so small that no hiding effects occur in the observable visual field 40.

Fig. 10 shows an embodiment in which an annular arrangement 30 of micro LEDs 30 comprises a diffuser 34. In this context, Fig. 10a shows a front view of an arrangement of 33 micro LEDs 30 annularly arranged around a circle with a diameter d . Fig. 10b shows a side view of a carrier 60 comprising the annular arrangement of the micro LEDs 30 at an end 63, 35 as shown in Fig. 10a. The embodiment of Fig. 10b further comprises a window region 61 allowing image sensing by an endoscope 10 shifted into the carrier 60 in the region 65. Exemplary dimensions include a total length l_1 of

approximately 64 mm for carrier 60, a length 12 of approximately 20 mm for the opening region 61, and of approximately 15.7 mm for a diameter 13 of the annular arrangement of the micro LEDs 30, wherein these dimensions
5 may comprise a tolerance of +/- 50%.

For example, the plug-on tube 60 may altogether comprise 52 micro LEDs 30 in two emission directions, e.g. forwards (31.1) and backwards (31.5), wherein the number of micro
10 LEDs 30 may vary for each emission direction. The plug-on tube 60 comprises an internal diameter d of approximately 6.6 mm, fitting for a 6.5 mm endoscope. For both emission directions 31, a diffusion disk (diffuser 34) is each attached in front of the micro LEDs 30. Fig. 10c, d show
15 illustrations with and without diffuser elements 34.

Fig. 11 shows an embodiment in which a cavity inside a tube 70 comprising a first opening 73 and a second opening 75 is to be examined with an endoscope 10. For this purpose,
20 carrier 50 with the micro LEDs 30 (not shown in Fig. 11) is introduced into the cavity from the first opening 73. Carrier 50 comprises a radial diameter r and has, at the outer wall, micro LEDs 30 emitting in different directions, such as 31.2 and 31.3. Via reflections at the inside wall
25 of tube 70, the light beams 77 enter the objective 23 of the endoscope 10. The diameter of tube 70 is d_{pr} , and the optical axis 21 is here laid along the center of tube 70. Here, an illuminated field is designated H2, wherein the distance H2 may be larger than d_{pr} , for example. In this
30 context, an advantage of the present invention is in particular that the illumination region H2 may be chosen significantly larger by different emission directions 31.b than it would be the case for only one predetermined emission direction 31.

35

In further embodiments, an electronical image sensing is made directly at the distal end 20 of the endoscope 10 (e.g. by a CCD camera) or the image is sensed by optical

means (e.g. by means of an objective, lenses, etc.) and forwarded to the proximal end where an image sensing is also possible. In this context, forwarding may also be made by means of a light guide, for example.

5

To summarize, the inventive use of micro LEDs 30 thus offers the most various possibilities of deployment and is advantageous for the automated endoscopy in particular. For example, the sidewall as well as the base of the bore 70 may be completely sensed with a single inspection ("driving in") of an exemplary sack bore with an optimum illumination. For sensing the wall, the plug-on tube, or the light finger 50, is in a forward-shifted position, and the micro LEDs 30 emitting (transversely) backwards are turned on: The bore wall is illuminated in a bright field arrangement and captured. At the end of the sack bore, the plug-on tube, or the light finger 50, is withdrawn until the look at the base of the bore is unhindered, and the micro LEDs 30 emitting forwards are turned on, and the base of the bore may be sensed.

20

For many applications, using micro LEDs 30 in different colors (for example, united into groups) is advantageous (since certain structures are particularly clear in certain colors, for example). Additionally, the area emission by means of arrays offers the advantage that a uniform illumination of larger regions may be achieved. By separately switching on and off certain groups of micro LEDs 30 (optionally also in different colors), certain regions may be further specifically illuminated. Finally, a pulsed operation may be reasonable for an automatic image recognition to avoid motion blurs, for example. Here, the pulsed control may relate to all micro LEDs 30 or only to a part of the micro LEDs.

30

Further advantages of inventive embodiments may be summarized as follows.

35

By the small size of the LED chips, the micro lenses 33 or diffusers 34 as well as electrical leads 69 on the order of a few micrometers to a few 100 μm (e.g. from 1 μm to 500 μm or 3 μm to 200 μm), an extremely space-saving construction with a volume smaller than with light-guiding glass fibers or comparable may be made (particularly important for very small cavities, substantially smaller than approximately 5-10mm, to be examined with thin endoscopes). For example, the micro LEDs 30 may comprise a maximum dilatation of a main surface, from which the emission is made, of less than 500 μm , 300 μm or 100 μm and, for example, 1-20 μm with respect to an edge length or a diagonal. The micro LEDs 30 may be, for example, cuboid-shaped, cube-shaped, or may also comprise an oblong shape, wherein all or part of the side areas may comprise the maximum lateral dilatation.

In particular, inventive embodiments thus allow an arrangement with much more than four LEDs, for example, at the distal end of the endoscope, which may annularly arranged around the pupil of the objective, for example. Thus, due to the small dimensions of the micro LEDs 30, inventive embodiments may be also used for small bores with a diameter of 10 mm or less. It is also possible to provide the working tip of the endoscope 10 with a matrix of small, superbright LEDs in an SMD design.

Due to their small size, the micro LEDs 30 may be attached in almost any orientation at the distal end 20 of the endoscope 10, so that most various illumination characteristics may be realized depending on the application.

Due to their small size, the micro LEDs 30 may also be attached in several different orientations at the distal end 20 of the endoscope 10, so that different illumination characteristics may be realized during an inspection in a simple manner by electrically switching or dimming the different micro LEDs 30 or micro LED groups.

By attaching many micro LEDs 30 distributed across a certain region of the endoscope shaft or the external illumination carrier 50, a larger region of the inner surface (of the cavity to be examined) may be optimally illuminated, so that an inspection may be made faster. Thereby, shifting the illumination carrier 50 or the endoscope 10 to and fro may be avoided.

By the light generation directly at the distal end 20 of the endoscope 10, light transmission via lossy, voluminous light guides of glass or plastic fibers is omitted.

The resulting light yield is significantly higher, so that high- or highest-efficiency LEDs are not necessarily required.

The energy supply with electrical energy may be made by very thin wires or thin, flexible conductor foils 67. Thereby, the micro LEDs 30 may be controlled individually or in groups from the proximal end 20 by means of controllable electrical current supplies.

Voluminous, expensive, external cold-light sources, partly with short-lived high-efficiency lamps, are omitted and may be substituted by compact current supply devices with a smaller efficiency for the micro LEDs 30.

By a control of the light intensity by the LED current which is almost free from delay, pulsed or stroboscopic illumination modalities may be realized, which is particularly of importance when recording moved image sequences by means of a camera when driving into a cavity (avoidance of motion blur).

By white, different-color or multicolored micro LED devices 30 being available, endoscopic illumination apparatuses 19 with an electrically controllable color, or variable hue, may be simply realized with a suitable combined attachment

of such different micro LEDs 30. This is important in applications in which the color is the crucial examination subject (e.g. inflammatory stadium of human tissue).

- 5 Finally, by selecting the emission direction 31 (e.g. by switching in or off micro LEDs 30 with different emission directions), the above-mentioned problem of the region not sensed may be solved.
- 10 The micro LEDs 30 may be fixedly connected with the endoscope 10 or may be attached on carriers 60, 50 which are movable relative to the endoscope 10.

An illumination carrier 50, 60 may be formed in different
15 manners, e.g. as stationary or a movable illumination carrier 60, as a plug-on tube or as a light finger 50.

With a stationary illumination carrier 60, the micro LEDs 30 may be fixedly attached at or close to the distal end
20 of the endoscope 10. In this context, different illumination modalities may be realized in a simple manner by the micro LEDs 30 with different emission directions 31 or characteristics 32 being attached and being each controlled with regard to their respective light intensity
25 by a control means, corresponding to the specific situation/task.

A micro LED illumination on an external illumination carrier 50, 60 movable with respect to the endoscope 10 is
30 advantageous in that the spatial arrangement of the illumination may be changed at the location, with an endoscope 10 introduced, relative to an observing objective often located at the distal end 20, and, thus, different illuminations of the cavity may be realized during a single
35 inspection.

Using light fingers 50 as an external illumination carrier is, on the other hand, advantageous when examining through

bores into which the light finger 50 may be introduced through the opposed opening of the bore independently of the endoscope 10. In contrast to commercial light fingers with a point-shaped light source at the tip, here, too, a significantly improved illumination may be achieved with the inventive micro LED illumination. With an attachment of the micro LEDs 30 in one of the lateral emission directions 31.3 over a certain region, a significantly larger region may be optimally illuminated.

10

With a plug-on tube, the micro LEDs 30 are attached on a tube, which is plugged over the endoscope 10, fitting the diameter of the endoscope 10, and is shiftably and rotatably supported. The micro LEDs 30 are circumferentially distributed and attached at the forward end of the tube. In the following tube portion, windows 61 as large as possible are inserted into the tube wall. This serves for a look at the wall of the cavity as unhindered as possible to be achieved, with a forwards-shifted tube.

15

For example, two windows 61 and two ribs 62 may be present, holding a front ring 63 with the micro LEDs 30. The electrical leads for supplying the micro LEDs 30 may also be led along these ribs 62. Other arrangements with several ribs 62 are also possible.

25

A further possibility is a transparent plug-on tube, e.g. of glass or plastic. Cutting out windows 61, or ribs 62, is then not necessary. The electrical leads 69 for the micro LEDs 30 may also be deposited onto the tube in the form of transparent conductor lines, so that no circumferential hiding by ribs or electrical leads results. However, the quality of the transparent tube must satisfy high optical demands, since imaging the cavity surfaces is made through the wall of the transparent plug-on tube. The passage of the light beams through the curved surfaces of the tube wall must be taken into consideration when forming the distal objective 23.

35

The illuminants may also be arranged on a light finger which is shifted forwards to the distal end 20 through an instrument channel of the endoscope 10 and there exits the endoscope 10, thus, illuminating the scene.

5

Since, with an illumination carrier - light finger 50 or plug-on tube 60 - shifted forwards, a certain portion of the bore wall is inevitably hidden in the observable visual field, the bore wall cannot be completely imaged circumferentially for 306° from one position.

10

For sampling the entire wall surface, the plug-on tube, the endoscope 10 or the examination part must be rotated around an angle, so that the surface regions initially hidden by the ribs 62 come to lie in the windows 61 and, thus, also become viewable. In an automatic image gain, this may be made such that a first image sequence is sensed when driving into the bore, said rotation is performed at the end of the driving-in motion, and a second image sequence now containing the surface regions previously hidden is captured when driving out of the bore. For the automated evaluation of the bore, now both image sequences may be evaluated separately and the evaluation results may be combined into an overall evaluation, or both the the image sequences may initially be brought together by help of registration algorithms, so that an undistorted overall image of the inner surface results, which is then delivered to an image evaluation.

15

20

25

Claims

1. Illumination apparatus (19) for an image sensing means
(17) at the distal end (20) of an endoscope (10),
5 comprising:

an illumination carrier (50; 60) associated with the
distal end (20) of the endoscope (10),

10 a plurality of micro LEDs (30), each comprising a main
surface comprising a maximum lateral dilatation of less
than 500 μm from which the emission is made, and which
are arranged on the illumination carrier (50; 60) such
as to illuminate, with electrical excitation, at least
15 some portions of an environment of the distal end (20)
of the endoscope (10).
2. Illumination apparatus (19) according to claim 1,
wherein the plurality of micro LEDs (30) are arranged
20 on an outer area of the illumination carrier (50; 60)
as an array (13; 53; 63) or line-shaped.
3. Illumination apparatus (19) according to one of the
preceding claims, wherein the illumination carrier (50;
25 60) comprises at least 10 micro LEDs (30).
4. Illumination apparatus (19) according to one of the
preceding claims, wherein the micro LEDs (30) each
comprise a main surface comprising a maximum lateral
30 dilatation of less than 300 μm , 100 μm or 10 μm from
which the emission is made.
5. Illumination apparatus (19) according to claim 4,
wherein the main surface of a micro LED (30) comprises
35 an area of 0.01 mm^2 at the most.
6. Illumination apparatus (19) according to one of the
preceding claims, wherein the illumination carrier (50;

- 60) is mechanically connectable to the distal end (20) of the endoscope (10).
- 5 7. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the illumination carrier (50; 60) is shiftably and/or rotatably arranged at the distal end (20) of the endoscope (10).
- 10 8. Illumination apparatus (19) according to one of claims 1 to 5, wherein the illumination carrier (50; 60) is formed by a portion of the endoscope (10) at the distal end (20) thereof.
- 15 9. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein a first group of micro LEDs (30.1) and a second group of micro LEDs (30.2) are arranged on a surface of the illumination carrier (50; 60), wherein the first group of micro LEDs (30.1) comprises a first main emission direction (31.1) and the second group of micro LEDs (30.2) comprises a second main emission direction (31.2), wherein the first and the second main emission direction (31.1, 31.2) differ with respect to the surface of the illumination carrier (50; 60) by an angle $\alpha \neq 0$.
- 20 10. Illumination apparatus (19) according to claim 9, wherein the first main emission direction (31.1) or the second main emission direction (31.2) differs from an optical axis (21) of the image sensing means (17) at the distal end (20) of the endoscope (10) by an angle γ with $0 \leq \gamma \leq 160^\circ$.
- 25 30 11. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein at least part of the micro LEDs (30) each comprise a micro lens (33).
- 35

12. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein at least part of the micro LEDs (30) comprise a diffuser (34).
- 5 13. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the illumination carrier (50; 60) comprises a compound for protecting the micro LEDs (30).
- 10 14. Illumination apparatus (19) according to claim 15, wherein the compound forms a diffuser (34).
- 15 15. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the illumination carrier (50; 60) comprises transparent glass or translucent plastic.
- 20 16. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the micro LEDs (30) are arranged on the illumination carrier (50; 60) by means of a carrier foil (67).
- 25 17. Illumination apparatus (19) according to claim 16, wherein the carrier foil comprises conductor traces (67) for contacting the micro LEDs (30).
- 30 18. Illumination apparatus (19) according to claim 17, wherein the conductor traces are formed transparently.
- 30 19. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein at least part of the micro LEDs (30) are controllable in a pulsed manner.
- 35 20. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein at least part of the micro LEDs (30) are controllable separately from each other.

21. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein different micro LEDs (30) emit light at different wavelengths.
- 5 23. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the illumination carrier (50; 60) comprises an opening region (61) arranged between an illumination region (63) and a support region (65), so that the micro LEDs (30) are arranged at the illumination region (63) and the support region (65) is arranged at the distal end (20) of the endoscope (10), so that an optical image of the environment at the distal end (20) of the endoscope (10) may be sensed through the opening region (61).
- 10
- 15 24. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the image sensing means (17) comprises an optics with an objective (23) at the distal end (20).
- 20 25. Illumination apparatus (19) according to claim 24, wherein the image sensing means (17) comprises an optics with an all-round backward look (25) at the distal end (20) for an all-round sensing.
- 25 26. Illumination apparatus (19) according to one of the preceding claims, wherein the image sensing means (17) comprises a CCD camera (27).
- 30 27. Method for operating an illumination apparatus (19) for an image sensing means (17) at a distal end (20) of an endoscope (10), wherein the illumination apparatus comprises an illumination carrier (50; 60) at the distal end (20) with a plurality of micro LEDs (30), wherein the micro LEDs (30) each comprise a main surface from which the emission is made and which comprises a maximum lateral dilatation of less than 500 μm , comprising:
- 35

illuminating at least one portion of an environment of the distal end (20) of the endoscope (10) by electrical excitation of the micro LEDs (30).

5 28. Method according to claim 27, comprising:

pulsed controlling of at least part of the micro LEDs (30).

10 29. Method according to claim 27 or claim 28, comprising:

separately controlling at least part of the micro LEDs (30).

15 30. Method according to one of claims 27 to 29, further comprising:

shifting the illumination carrier to achieve a change in an illumination of the environment of the distal
20 end.

25

30

35

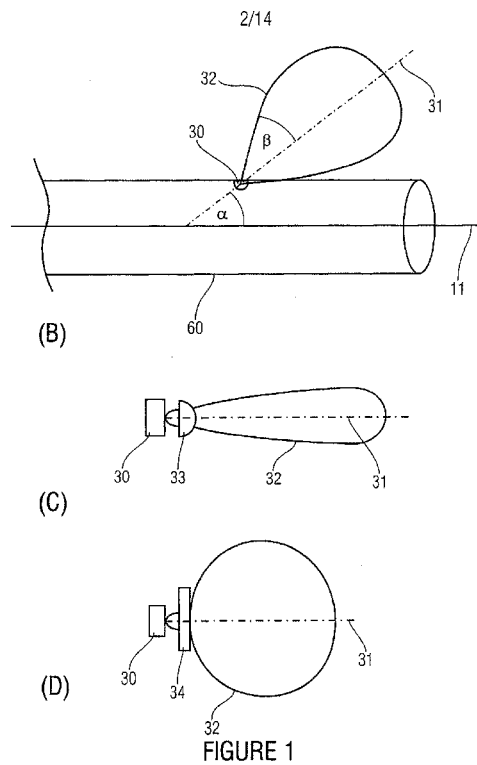
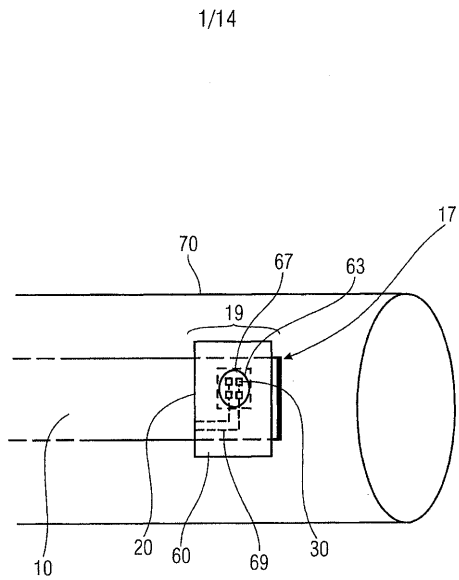
Illumination apparatus for an image sensing means at the distal end of an endoscope

5

Abstract

An illumination apparatus for an image sensing means (17) at the distal end (20) of an endoscope (10) comprises an illumination carrier (50; 60) and a plurality of micro LEDs (30) each comprising a main surface from which the emission is made, with a maximum lateral dilatation of less than 500 μm . The illumination carrier (50; 60) is associated with the distal end (20) of the endoscope (10), and the plurality of micro LEDs (30) are arranged on the illumination carrier (50; 60) such that with electrical excitation, the environment of the distal end (20) of the endoscope (10) is at least in some portions illuminated.

Fig. 1a



3/14

4/14

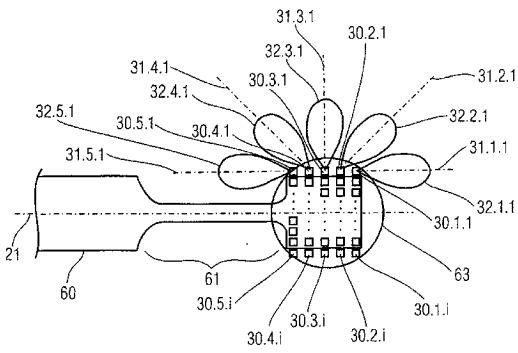


FIGURE 2

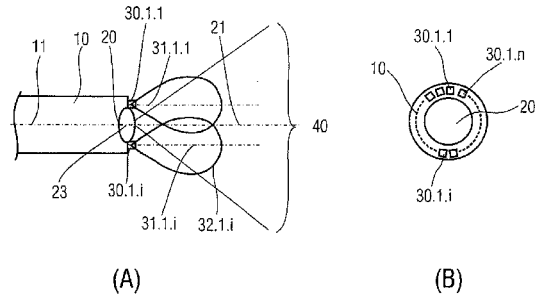


FIGURE 3

5/14

6/14

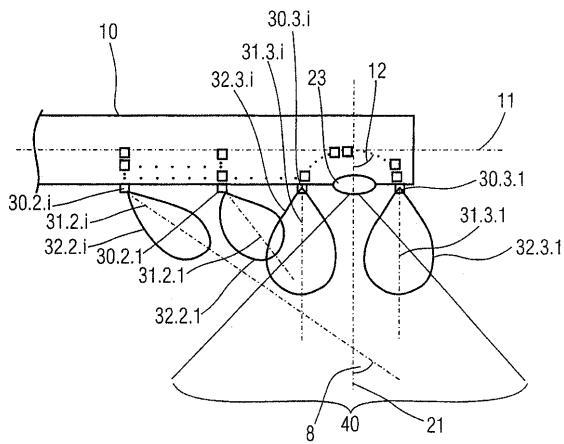


FIGURE 4

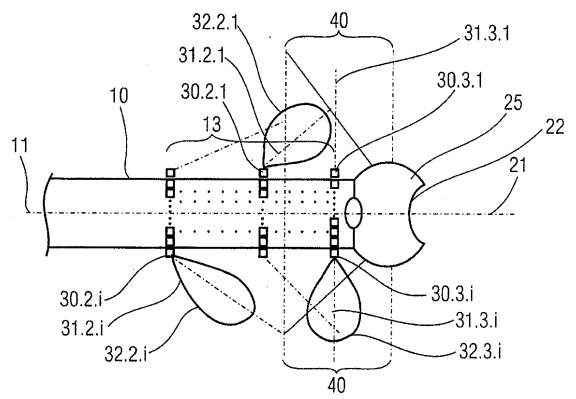


FIGURE 5

7/14

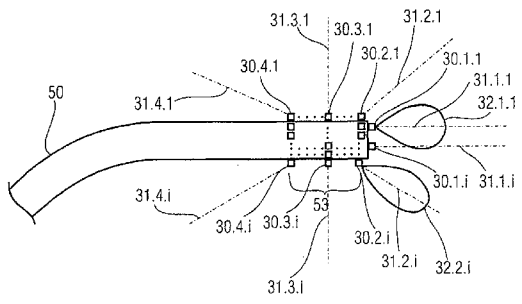


FIGURE 6

8/14

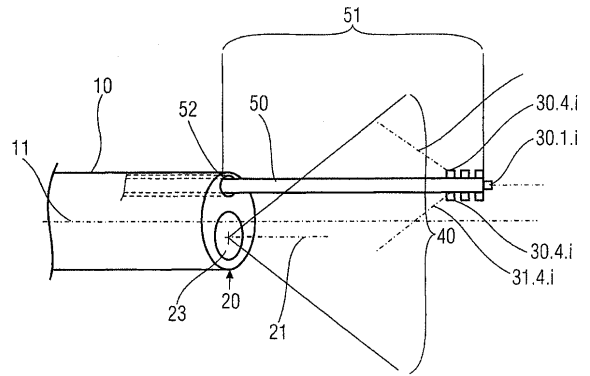


FIGURE 7

9/14

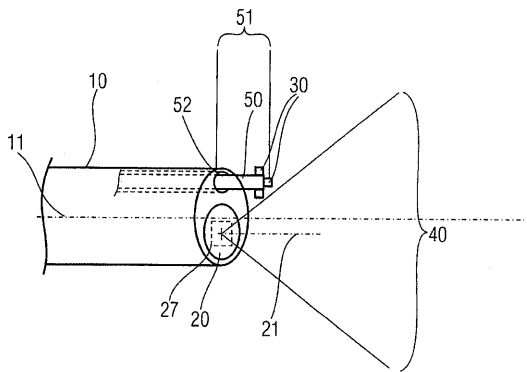


FIGURE 8

10/14

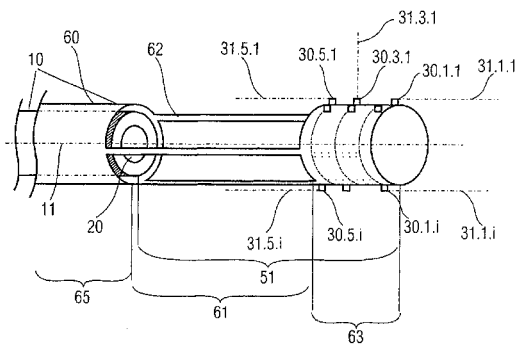


FIGURE 9

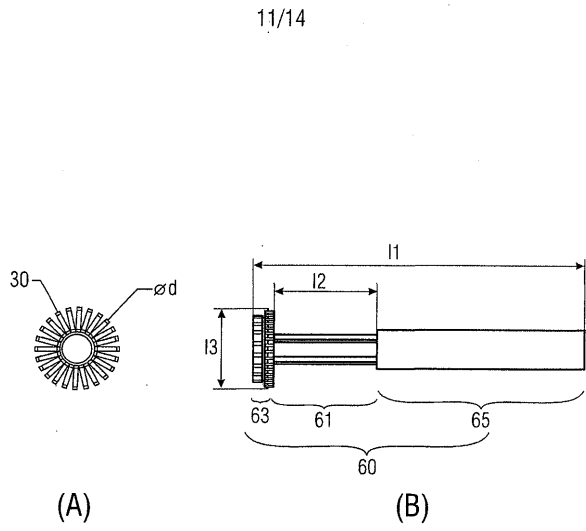


FIGURE 10

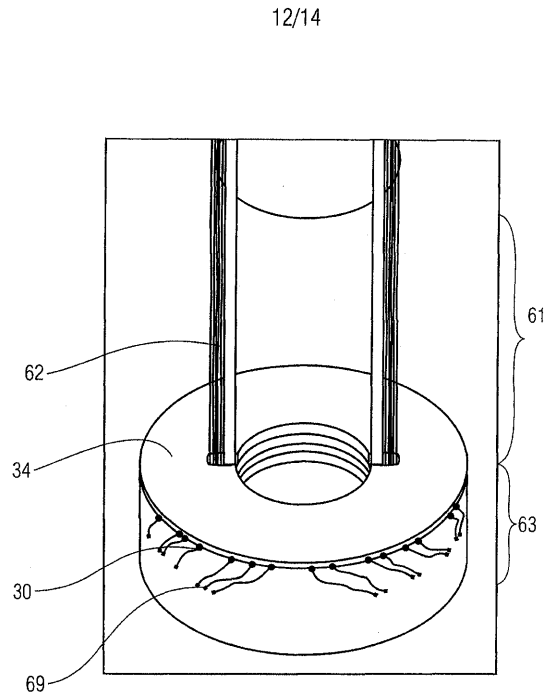


FIGURE 10C

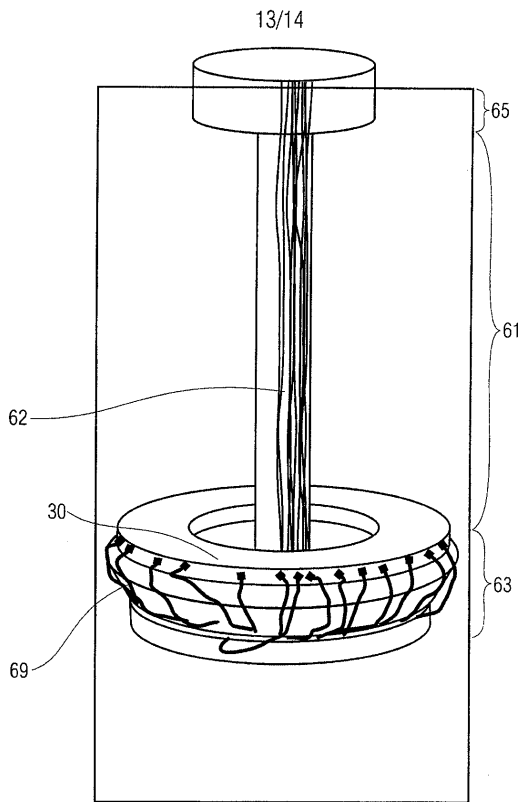


FIGURE 10D

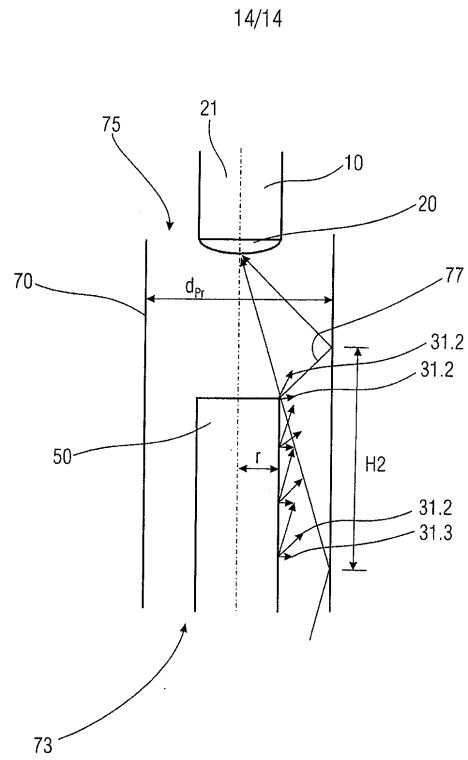


FIGURE 11

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008183408A5	公开(公告)日	2013-01-10
申请号	JP2008019437	申请日	2008-01-30
[标]申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫应用研究促进协会		
申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫工具Foruderungu德尔Angevanten Forushiyungu呃, 杉木.		
[标]发明人	クラウドシュピンラー コルネリアアルノルト アンドレアスクレシヨウ シュテファンルップ トーマスヴィッテンベルク ロベルトクーロンヌ		
发明人	クラウド シュピンラー コルネリア アルノルト アンドレアス クレシヨウ シュテファン ルップ トーマス ヴィッテンベルク ロベルト クーロンヌ		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/0684 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.P A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA06 4C061/AA29 4C061/CC04 4C061/CC06 4C061/FF35 4C061/JJ03 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR06 4C061/RR26 4C161/AA29 4C161/CC04 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/JJ03 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR06 4C161/RR26		
代理人(译)	松山隆夫		
优先权	102007005464 2007-01-30 DE 102007015492 2007-03-30 DE		
其他公开文献	JP2008183408A JP5418998B2		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜远端处的图像传感装置提供照明装置。解决方案：用于内窥镜远端处的图像感测装置的照明装置包括照明载体和多个微LED，每个微LED包括发射发射的主表面，最大横向扩张小于500μm。照明载体与内窥镜的远端相关联，并且多个微LED布置在照明载体上，使得在电激发的情况下，内窥镜的远端的环境至少在一些部分中被照射。 Z

