

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-518612

(P2013-518612A)

(43) 公表日 平成25年5月23日(2013.5.23)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2012-550560 (P2012-550560)
 (86) (22) 出願日 平成23年2月1日(2011.2.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年9月7日(2012.9.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/050432
 (87) 国際公開番号 W02011/092673
 (87) 国際公開日 平成23年8月4日(2011.8.4)
 (31) 優先権主張番号 10152293.6
 (32) 優先日 平成22年2月1日(2010.2.1)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 512200066
 セラフィン・ニケイス・イトウヤ
 スイス国CH-1010ローザンヌ, シー
 ピー121, ルートドオロン15
 (74) 代理人 100127926
 弁理士 結田 純次
 (74) 代理人 100140132
 弁理士 竹林 則幸
 (72) 発明者 セラフィン・ニケイス・イトウヤ
 スイス国CH-1010ローザンヌ, シー
 ピー121, ルートドオロン15
 Fターム(参考) 4C161 DD07 FF14 FF17

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 球状のカプセル内視鏡

(57) 【要約】

複数の面を有するコアベース(1)を含んでなる撮像デバイス、例えば、内視鏡カプセルであって、該面が、照明手段を備えた少なくとも一つの撮像デバイスを支持し、そして該デバイスが電子手段を更に含んでなり、そして球状エンベロープ(8)中に含有されている、撮像デバイス。

【選択図】 図2

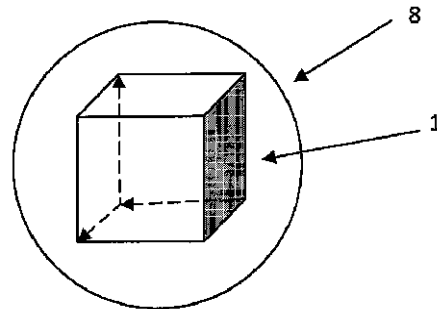


Figure 2

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の面を有するコアベース(1)を含んでなる撮像デバイス、例えば内視鏡カプセルであって、該面が、照明手段(15、16)を備えた少なくとも一つの撮像デバイス(13)を支持し、該デバイスが電子手段を更に含んでなり、そして球状エンベロープ(8)中に含有されている、上記撮像デバイス。

【請求項 2】

立方体(1)を形成する少なくとも6つの面を含んでなる、請求項1に記載のデバイス。

【請求項 3】

前記照明デバイス(15)が前記撮像デバイス(13)の周りに置かれる、請求項1又は2に記載のデバイス。

【請求項 4】

前記照明デバイス(16)が前記撮像デバイス内に置かれる、請求項1～3のいずれか1項に記載の内視鏡検査。

【請求項 5】

デバイスの配向を可能とする手段を含む、請求項1～4のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 6】

前記配向手段が、各軸方向に、つまり各平面:(X、Y)、(X、Z)、及び(Y、Z)内に一対が存在するように置かれた誘導子(9、10、11、12)を含む、請求項1～5のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 7】

面当たり少なくとも二つの異なる撮像デバイス(23、24、25、26)を含む、請求項1～6のいずれか1項に記載のデバイス。

【請求項 8】

二つの撮像デバイスが互いに整列されるか、又はそれらの間に角度を有する、請求項7に記載のデバイス。

【請求項 9】

少なくとも請求項1～8のいずれか1項に記載のデバイスを含んでなる装置。

【請求項 10】

画像センサのビューから使用者の身体部分の3D画像を構築するための、請求項1～8のいずれか1項に記載のデバイス又は請求項9に記載の装置を用いる再構成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、内視鏡用途に対して使用できる球状のビデオカプセルに関する。

【0002】

上述の内視鏡用途などの医療用表示に加えて、提案されたカプセルは、工場における疎通(canalisation)を検査するために、他の分野においても使用できる。例えば、ミルク工業及び他の飲料工業において、半田の品質及び疎通の状態が調べられる必要がある。そのような用途において、本発明のカプセルは、幾つかの用途において無線通信が困難であり得る故に、画像を保存するための記憶手段を好ましくは含むであろう。カプセルの原理は同じであるが、サイズは各用途に適合され得る。

【0003】

本特許出願において述べられたものに加えて他の用途も、もちろん可能である。

【背景技術】

【0004】

消化管の疾患は多い。数年に亘って、これらの病気の診断は主として内視鏡検査：カメラを備えたケーブル、を介してなされてきた。小腸は長い間、内視鏡検査の面で調べるの

10

20

30

40

50

が困難な器官であった。十二指腸、近位空腸及び回腸末端のみが従来の内視鏡検査によってアクセス可能である。内視鏡検査及びカプセル内視鏡検査の登場によって、小腸に係る病理の管理が完全に変わった。

【0005】

内視鏡検査ビデオカメラが潜在的に有用である他の病気には、中でも、以下が挙げられる：

ホストに抗する腸のグラフト反応の場所の探索。

アミロース消化疾患、ワルトマン疾患、及び低ガンマグロブリン血症などの胃腸関係の一般的な病気の局在化の探索。

【0006】

現在のビデオカプセルによって小腸を調べることの限界は、1980年代における内視鏡によって供されたレベルにある画像の品質に係るが、実際には、調査時点での小腸の内容物に依存し、従って操作前の準備の問題である。

【0007】

現在のカプセルの使用に伴う大きな困難には以下がある：

- 病巣を正確に位置付けることが不可能であること；
- メーカーによって提案されたシステムがあまりにもあいまいであること；
- 小腸粘膜（襞の高さ、厚みなど）の様子、並びに幽門から及び回盲弁からの通過時間のみが病巣を大凡に位置付けできること。

【0008】

画像をコンピュータディスク上に保存した後、ワークステーションは、潜在的に出血する部位の存在を自動的に検出するためにプログラムを使用する。不運にも、その感度は低く（5パーセント未満）、従って、画像は全体として見なければならない。

【0009】

実際の内視鏡カプセルの価格は約650ユーロであり、そして、現在、欧州において3つのカプセルが利用できる（そのようなデバイス的手段及び原理に関しては、本出願において参照することによって全て取り込まれている）：2002年以来、Given Imaging社によって商品化されたもの（M2Aカプセル）、2005年以来のOlympus社製のもの、及びIntromed社製のもの。

【0010】

カプセル内視鏡の分野において、医療界によって期待される技術進歩は以下のものである：

- カプセルの制御された進行
- 回収システムを保持したカプセル
- 不浸透性カプセル
- 記録時間及び毎分当たりの画像数の増大
- 病巣の局在化におけるより良い精度

【0011】

原因が不明（隠された又は外部に起因）の慢性胃腸出血はビデオカプセルを使用するための有用な適用症である。

【0012】

慢性胃腸出血の評価中、最もしばしば指摘される異常は、頻度が少なくなる順序において以下の通りである：動脈静脈奇形、NSAID（非ステロイド系抗炎症薬）に続発する潰瘍形成、クローン病の潰瘍形成部位、潰瘍化した腫瘍及びデュラフォイ潰瘍。

【0013】

複数の研究によって、慢性胃腸出血の原因の診断において、55～80パーセントの診断率を有して、内視鏡カプセル有効性が示されてきた。この診断率は、小腸内視鏡検査、atenteroscopy、術前の又は二連球小腸内視鏡検査より一貫して優れている。

【0014】

小腸に影響を及ぼしている他のすべての条件は内視鏡検査ビデオカメラによって理論的

10

20

30

40

50

に調べることができる。しかし、これらの病気の管理における内視鏡検査ビデオカメラの本当の効果はまだ定まっておらず、そして多くの研究の課題である。ビデオカプセルによって、必ずしも診断を定め得るのではなく、又は遭遇した画像の病理学的性質を定義することさえなく、色の変化を強調して、粘膜表面を強調することが可能になる。

【0015】

内視鏡検査ビデオカメラの有利な点は以下の通りである（網羅したリストではない）：

- 小腸の鎮静も吹送も必要としない非侵襲的行動である。
- 小腸全体を調べることができる。
- カプセルが廃棄され得る故に消毒を必要としない。調査に関わる疾病率が低減される。

10

。 - そのようなカプセルを使用する技術が容易に学べる。

【0016】

内視鏡検査ビデオカメラの不利な点は以下の通りである：

- 画像を解釈する上でしばしば有用である生検 (biopsies) がレビューによってできず、そして療法行為が達成されない。100パーセントの信頼性はない：EVCによって病巣が見逃され得る。

- 反対の表示がある。
- 病巣のゆっくりした認識は作動時間が長くそして専門的技術である。そのコストが高い。

20

【0017】

公知の Given 社の撮像カプセルは、直径が11ミリメートルで長さが26ミリメートルそして重量が3.7グラムのシリンダから成る。それは消化酵素の作用に耐える生体適合性材料で作られる。それは140度の視野に対するドーム及び光学レンズから成る。

【0018】

このカプセルにおいて、小腸は、発光ダイオード (LED) のこのドームを通して照らされ、そして取得された画像は65,000ピクセルのカメラ (CMOS) 上に焦点を合わされる。この画像は捉えられ、電子信号に変形され、そして (カプセルの他端に置かれた) トランスマッタを介して、患者の腹部上の8つのセンサにそれが移される。毎秒2個で撮られた画像は、患者の (ホルスターのような) ベルトによってもたらされた場合、記録されるであろう。画像送信の継続期間は電池の容量の関数であり、つまり大まかに8時間である。カプセルは明らかに使い捨てられ、そして自然なプロセスによって24~28時間で除かれる。受け取られた画像は保存できて、そしてマイクロプロセッサ上で処理できる。

30

【0019】

加えて、他のカプセルも既に存在する：

- 食道カプセルは古典的な皿と同じサイズを有するが、各端部で画像を毎秒14フレームの頻度で捕捉する。患者は挿入の前3時間、飲食をすべきでない。このカプセルは生検を診断することはできない。

- 結腸カプセルは完全に開発されている。それは標準カプセル (32ミリメートル×11ミリメートル) よりも少しばかり長く、2端部で画像を毎秒4フレームの頻度で捕捉する。カプセルは活性モードにおいて飲み込まれ、次いで、電力を節約するために、そして結腸の最大の観察を可能にするために、2、3分後に消灯され、そして2時間後に再度自動的に点灯される。如何なる他の検査とも同様に、結腸の最適な準備が要求される。引用された研究では、技術の可能性が確認され、そして病状、特に、あり得る結腸のポリープに対するスクリーニングに関する研究に向けて道を開く。

40

【0020】

カプセルは、特許文献1から公知であり、本出願において引用されることによって組み込まれているものとする。この先行技術において、カプセルは正四面体の頂点に配置された4つのCCDカメラを含み、そしてばね上に作用している膨張又は収縮の応力によってカプセルの位置における異常を検出するためのばねが接続された球体から成る位置センサ

50

を有する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0021】

【特許文献1】JP2006068109

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0022】

本発明の目的は、公知のデバイス及び方法を改善することである。

【課題を解決するための手段】

【0023】

より詳しくは、本発明の目的は、全ての方向で映像を撮ることが可能である複数の画像センサが装備された球状のカプセルを提案することである。

【0024】

本発明の別の目的は、例えば、患者の小腸において使用されるとき、又は、別の適切な用途において、カプセルの環境の取られる画像を改善するために、向きを変えられ得る (orient) 球状のカプセルを提案することである。

【0025】

完全に360度の球状の視野故に、提案されたカプセルは配向を実際に必要としない。その主たる要求される駆動機構は速度を落とすことである。加速機構 (features) は消化管の自然な挙動によって供され得る。しかしながら、これらの能力は習慣的な駆動機構の導入を排除するものではない。

【0026】

本発明によるデバイス、装置及び方法は、添付された請求項において定義される。

【0027】

本発明は以下の詳細な記述及び以下を示す図を参照することによってよりよく理解されるであろう

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明によるカプセルの原理を図示する。

【図2】本発明によるカプセルの原理を図示する。

【図3】本発明によるカプセルの原理を図示する。

【図4】使用されている最中の本発明のカプセルを動かすための手段の原理を図示する。

【図5】使用されている最中の本発明のカプセルを動かすための手段の原理を図示する。

【図6】本発明によるカプセルにおいて使用される撮像手段の実施態様を図示する。

【図7】本発明によるカプセルにおいて使用される撮像手段の実施態様を図示する。

【図8】本発明によるカプセルにおいて使用される撮像手段の実施態様を図示する。

【図9】内視鏡検査用途における本発明のカプセルの使用を図示する。

【図10】内視鏡検査用途における本発明のカプセルの使用を図示する。

【図11】内視鏡検査用途における本発明のカプセルの使用を図示する。

【図12】幾何学的変形 (点の併進及び回転) を図示する。

【図13】幾何学的変形 (点の併進及び回転) を図示する。

【図14】再構成された3D物体 (例えば、消化管の一部) を図示する。

【図15】本発明によるカプセルによって撮られた画像を図示する。

【図16】本発明によるカプセルによって撮られた画像を図示する。

【図17】本発明の実施態様を図示する。

【図18】本発明の実施態様を図示する。

【図19】本発明の別の実施態様を図示する。

【図20】本発明のカプセルによって撮られた画像の対を図示する。

【図21】本発明のカプセルによって撮られた画像の対を図示する。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0029】

図1は、立体形状をしているコアベース1を図示する。6面2～7の各々には、以下の図6～8を参照してより詳細に述べられるであろう画像センサが装備される。従って、この立体を用いて、我々は少なくとも6つの画像センサ（例えば、カメラ）を有する。

【0030】

非常に大きな視角を有する画像センサを使用する変形例において、それらの数は、例えば、4つに減らすことができるであろうし、それでもなお、以下に述べるような望みの結果が得られる。

【0031】

しかしながら、画像センサの数は6つに限らないことに注目すべきである。事実、6つより多くの面を有する非立体形を使用することによって、コアベース1の上に6つより多くのセンサを設置することが可能である。

【0032】

この伸長の極端な場合は、コアベース1がもはや立体ではなくて、各点がピクセルになる球体である、従って画像センサである状態を考えることである。この場合、多くの（つまり、6よりもっと多くの）画像センサがある。

【0033】

画像センサを運ぶコアベース1の形が如何なるものであれ、この支持体はガラス球体8又は意図された使用に適する別の同等材料から作られる球体8中に埋め込まれる。これは、最終的な物体が実質的に球体の形であることを意味する。事実、先行技術においてこれまで提案されたカプセル内視鏡は全て卵形を有し、そしてそれらの形のせいでそれらは、それらの運動中に時々詰まりを引き起こす。実質的に球体の形を採用することによって、本発明によるカプセルは使用されるときに回転しそして次に円を画くことがより容易であることが分かるであろう。従って、それは卵形を有する従来のカプセルを用いることから生じる詰まり及び他の問題が少ないはずである。

【0034】

上で示された通り、カプセルは実質的に球体の形を有するので、コアベース1は、前述の通り意図された用途に対して如何なる適する材料でも作られ得る透明な球状のケーシング8（図2及び3を参照）内に埋め込まれる。

【0035】

図4は、図3の線A-Aに沿って撮られた本発明によるカプセルの要素の詳細を図示する。この図は、カプセルの向きを変えるために使用される二つの誘導子9、10（例えば、コイル）を示す。より詳細には、カプセル1は、カプセル1面2～6を形成する印刷基板の内部側上に埋め込まれる二つの誘導子を含む。しかしながら、各印刷基板、つまり、撮像デバイスを支えているカプセルの各面に対して二つの誘導子を有する必要は全くない：誘導子9、10は（コアベースが6面を含むとき）6つの中の3つのPCB（印刷回路基板）中に装備され得るであろう。コイルを含むPCBの選択は、各軸方向に、つまり各面中：（X、Y）、（X、Z）、及び（Y、Z）にそれらの一対があるようになされる（図5、コイルの対9、10、11、12を参照）。

【0036】

これらのコイル9～12の目的は、公知の手段によって生み出される外部磁場によるカプセルの駆動能力の実行である。これらのコイル及びそれらの配列を通して、消化管の見える表面を改善し、そして必要ならば環境のより多くの画像を撮るために、カプセルは向きを変えられ得て、そしてその速度が減じられ得る。

【0037】

図6は、必要に応じた、画像センサ13及びあり得るアンテナ14のマトリックスを図示する。

【0038】

アンテナ14は各画像センサ列13の周りに設置できて、そしてこれは唯一の可能な場

10

20

30

40

50

所ではない。アンテナは続く処理のためにカプセルから外部デバイスにデータ（つまり、画像データ）を送信するために使用され得る。典型的には、これは、例えば、受け取られたデータを改善するためのデータ処理と同様、スクリーン上への実時間撮像を含むであろう。

【0039】

アンテナは、エネルギーを外部からカプセルに、例えばカプセル中に含まれる手段に移すためにも使用され得る。

【0040】

センサ列はカプセルの環境の映像を撮るための撮像手段として使用される。典型的にはセンサ列として以下が使用され得る：CMOS又はCCD又は他の同等のデバイス。しかしながら、カプセルが主として暗い場所において使用されるという事実故に、撮像デバイスによって捕捉された領域を照らすために、照明能力を追加することが必要である。

10

【0041】

照明目的に対して、以下に述べられるように幾つかの実施態様がある。

【0042】

例えば、図7の実施態様において、LED（発光ダイオード）15が撮像デバイス13の外側に置かれる。これらのLEDは分離されたデバイスである、つまり、板（面）上に挿入されるか又はチップ上の境界部に集積される。図7におけるLEDの数は制限されない例に過ぎない。

【0043】

また、撮像デバイス13の各ピクセルには、撮影すべき領域及びピクセルの電気回路エレメントを照らすためにLED16が装備できる。この実施態様は図8において図示される。

20

【0044】

もちろん、両方の実施態様は状況に応じて一緒に組み合され得て、そして本発明によりデバイスを改善し、このようにして同時に二つの構成を使用する。或るカプセルは両方の構成を有し得るであろうし、そして（もし一つの方が他よりよければ）各々は状況に応じて使用され得る。

【0045】

電子デバイス（電子モニタ、変速機、電力、等々）は中央コア中に収容される。含まれる典型的なエレメントは、少なくともマイクロコントローラ、メモリ（RAM及びROM）、少なくとも一つのASIC（特定用途向け集積回路）、電池又はエネルギー源、受信機/送信機、増幅器、調節器、復調器、フィルタ、電圧調節器、整流器である。これらの部品はモノリスチップ中に主として集積され、そしてそれらの幾つかは分離できて、つまりチップ外にある。これは全てのセンサを駆動する単一ASICであり得て、そしてそれは全てリストアップされたアナログ、デジタル及び混合の機能を含む。このASICは全てのセンサに完全に又は部分的に広げられ得る。3D-チップとして作られた画像センサ（CMOS又はCCD）を想像することができる。事実、従来設計におけるような、表面に亘ってチップのレイアウトを広げる代わりに、3D-IC（三次元集積回路）設計によって、同じ表面上の複層組織におけるブロックの重ね合わせが可能になる。この方法は、チップサイズの最適化を可能にし、そしてそれは立体箱の内部部品数を減らすであろう故に、述べられたカプセルに対して適するであろう。

30

40

【0046】

3D-IC設計法が選択されるとき、トップブロックはもちろん画像センサである。ASICのような他の機能はセンサの下に置かれる。

【0047】

エネルギーをもたらすトランスポンダアンテナはASICによって駆動される。それはデバイスを遅くするコイルの場合でもある。全ての行動はASICの制御下にある。

【0048】

センサ及び他の電子デバイス（ASIC等）はもちろん有線又は無線接続を通して一緒

50

に接続される。これによってカプセルが単一システム/デバイスとして考えられることが可能になる。

【0049】

撮像デバイスに対して提案された実施態様によって球体全体：つまり、球体の周りの全ての角度をカバーすることが可能になる。従って、死角は全くない。更に、画像の解像度が広い範囲において保持され得る：高精細度（HD）まで。

【0050】

カプセルによって取られるショットは小さく、つまり1秒当たり30フレーム又はそれ以上にできる。これによって本当のビデオが可能になる。

【0051】

良好な解像度及び本当のビデオの大量の画像を用いて、他のカプセルによって今まで未開発であった疾患の診断がおそらく進展するであろう。例えば、6つの画像センサからの画像を同時に通すことにより、単一画面上で、一つも見失うことなく消化管の探査を追跡することができる。この目的のために、ソフトウェア画像処理が提案されるであろう。

【0052】

フレーム速度を増すことは送信される情報量を増す効果を有するが、これによってビデオ圧縮MPEGのような道が開かれる。事実、例えば、毎秒4フレームの速度の例が品質及び圧縮において限界である。

【0053】

現在のカプセルの主たる弱点は、その効果的な位置を定めることが困難であることである。事実、映像又は画像が関心のある場所、例えば、腫瘍を示すとき、公知のカプセルは、画像がどこで撮られたかを指示することができない。しかしながら、外科医はこの点に直接行き、そして関心のある場所が識別された特定の場所上で行動するためにこの情報を知りたい。

【0054】

この位置決め問題を解決するために、幾つかのカプセルは、異なる場所における患者の皮膚の下に挿入された複数のセンサに基づいている。この技術はGPS（全地球測位システム）の技術に類似している。そのような技術は、複数の経路のせいで、カプセルによって送られた信号が必ずしも直接センサに届かない故に、そして自由空間において広がりが生じない故に、満足できる結果をもたらし得ない。その結果、医者は、正確でないこの位置決め技術を信頼しない。

【0055】

本発明において提案された解決策は、局所参照を用いる位置決めシステムを使用するものである。より詳細には、提案された解決策は、幾つかの画像センサが同じ物理的媒体：立方体又は他の形、上に固定されるという事実依存する。

【0056】

現在の解決策を説明するために、消化管に関連する例を述べ、そして消化管は三次元X、Y、Z座標に置かれると考えられる（図9、10及び11を参照）。

【0057】

座標系の原点は、座標（0、0、0）を有する点Oである。一旦、カプセルが患者によって口の中に置かれると（座標の例示的の原点）、カプセルは適切な手段によって活性化される。この活性化は、例えば、アンテナ14によって受け取られる無線信号によってなされ得る（図6を参照）。活性化されると、第一の画像が全てのカメラによって同時に撮られる。カプセルの軌跡を考慮して、第一の画像が取られる場所が軌跡の出発点と考えられ得て、そしてO'が観察される。その座標は点Oから全てゼロではない。

【0058】

第一のショットのこの点は境界標（landmark）を印すであろう。患者の体におけるこの撮影を活性化することによって、座標系が胃腸管の外に置かれることが防がれる：従って我々は局所的な又は相対的な位置決めについて語る事ができる。

【0059】

10

20

30

40

50

その瞬間から、カプセルのあらゆる動きが初期点 O' (X' 、 Y' 、 Z')に対して相対的に識別される。この点はカプセルの球体の中心に関連付けられ得る。

【0060】

カプセルのあらゆる動きによって、撮像デバイス13が存在するとき、立方体1の各面上の新しい画像が取られることが可能になる。

【0061】

画像の各シリーズは、それらが二つの連続する画像の組みを解析することによって検出される故に、カプセルの位置、つまりその座標が知られる点に関連付けられる。

【0062】

カプセルは球状であるため、撮像デバイスは等距離にある。このように、これらのショットから以下のことが可能になる：

- 医者又は外科医による理解を助けるために、消化管を目的体積として三次元で再構成すること；

- 各カメラで撮られた画像を解析することによって、3D空間における球体中の動き、ひいてはその軌跡を識別すること；

- 球体の全ての方向において見ることができるので、カプセルの如何なる動き（併進、回転、回転を伴う併進）も計算され得る；

【0063】

そのような経路の軌跡はカプセルの外側の参照に依存しないが、それ自身の画像に依存する。従って、時間を参照しない本質的な位置について語る事ができる。この軌跡は画像上の基本的操作から成り得る：動き、回転、等々。これらは画像の解析及び処理において周知の単純な技術である。

【0064】

カプセルの軌跡を再構成した後、この軌跡は次いで、考えられる患者の消化管のタイプの頼みの綱と見なされ得る。次に、各カメラによって撮られた画像から、断層撮影法において使用されるものに類似した3D再構成を行うことが可能である。

【0065】

もし、ショットが互いに近ければ（例えば毎秒30フレーム）、カプセルの全ての動きを検出することが確実にできる：回転、併進、等々。互いに対するカメラの位置を知ることにより、画像解析でカプセルが走行した距離、行われた回転及び各ショットの X 、 Y 、 Z が定められ得る。最初に、 X 、 Y 、 Z はピクセル単位で表され得る。それらは、ピクセルサイズが知られており、そして数学的形態学、遠隔感知のような画像解析技術がこの方向において貢献する故に、メートル法におけるそれらの同等物を見出し得る。

【0066】

本明細書において重要なことは初期出発点である。座標のコード化は異なる方法によってさえもできる：初期点(0、0、0)を参照することによって、又は相対的に、又は列において。尚、カプセルの軌跡は、後天的に、つまり、画像を保存した後と同様に、実時間において計算され得る。それは、任意であり得るが如何なる場合においてもそれが患者の体内に置かれなければならない境界標 O' の選択に対するものと同じである。

【0067】

カプセルの軌跡を追従するための問題の数学的記述

平面上の平行併進についての座標変形（面上の併進を説明している図12、及び平面上の回転を説明している図13を参照）、又は原点 O を有する X 、 Y 座標の系。平面上に置かれた、そして座標 x 、 y を有する点 M を考える。動きはマーカーの原点のみに関すると考える（図12）。 O' (a 、 b)を新しい原点、そして X' 及び Y' を新しい境界標の軸としよう。すると、次のように書くことができる： $OO' = OM + O'M$

【0068】

従って、 $x = x' + a$ 、 $y = y' + a$ 。 (1)

【0069】

このように、点 M の古い座標を新しい座標において変形するための式が得られる。式 (

10

20

30

40

50

1) から、以下が得られる :

【数 1】

$$\begin{cases} x = x' - a \\ y = y' - b \end{cases} \quad (2)$$

【0070】

原点を維持する軸の回転 (図 13)

直交座標系においては以下のようなになる :

【数 2】

10

$$\begin{aligned} I' &= \left\{ \cos \alpha, \cos \left(\frac{\pi}{2} - \alpha \right) \right\} = \{ \cos \alpha, \sin \alpha \} \\ J' &= \left\{ \cos \left(\alpha + \frac{\pi}{2} \right), \cos \alpha \right\} = \{ -\sin \alpha, \cos \alpha \} \end{aligned}$$

【0071】

M を面の点、そして (x、y) をその古い座標、そして (x'、y') をその新しい座標とする。

この場合、

20

【数 3】

$$\begin{aligned} \overrightarrow{OM} &= x\vec{I} + y\vec{J} = x'\vec{I}' + y'\vec{J}' = \\ &= x'(\cos \alpha \cdot \vec{I} + \sin \alpha \cdot \vec{J}) + y'(\sin \alpha \cdot \vec{I} + \cos \alpha \cdot \vec{J}) = \\ &= (x'\cos \alpha - y'\sin \alpha)\vec{I} + (x'\sin \alpha + y'\cos \alpha)\vec{J} \end{aligned}$$

それは以下を意味する :

【数 4】

$$\begin{cases} x = x'\cos \alpha - y'\sin \alpha \\ y = x'\sin \alpha + y'\cos \alpha \end{cases} \quad (3)$$

30

【0072】

これらの式は新しい参照系における「古い」座標を定義する。この方程式を解くことによって、以下が得られる :

【数 5】

$$\begin{cases} x' = x \cos \alpha + y \sin \alpha \\ y' = -x \sin \alpha + y \cos \alpha \end{cases} \quad (4)$$

【0073】

式 (3) 及び (4) は軸の回転の変形式そのものである。従って、併進に対して以下の関係を書くことができる :

40

【数 6】

$$\begin{cases} x' = x - a \\ y' = y - b \end{cases} \quad (5)$$

【0074】

回転と組み合わされた併進

回転と組み合わされた併進の場合、式は次のようになる :

【数 7】

$$\begin{cases} x' = (x - x_0) \cdot M_x \cdot \cos \alpha + (y - y_0) \cdot M_y \cdot \sin \alpha \\ y' = (x - x_0) \cdot M_x \cdot \sin \alpha + (y - y_0) \cdot M_y \cdot \cos \alpha \end{cases} \quad (6)$$

ここで、

- M_x は X 軸のスケール、
 - M_y は Y 軸上のスケール、
- x_0 及び y_0 は参照点又は境界標の座標である。

【0075】

10

本明細書において、網羅リスト中に提示されていない、得られた画像に適用されるこれらの基本操作は、上述のものを達成する助けになる：3D再構成、位置付け及び参照画像。画像又は3D物体の主たる利点は、ディスク上に散乱した別の画像を探しに行く必要が無く、自らの意志で如何なる方向にも戻ることができるという事実に基づく。

【0076】

式(6)はカプセルの、その軌跡に沿った回転及び移動の後、3Dモデル上の引き続き画像に再度焦点を当てるであろう。

【0077】

システムによって、そして曝された原理を用いて取られた画像から、3D物体、例えば、消化管20の一部である、図14において説明されたものを再構成することが可能である。尚、カプセルによって取られた画像は、検査される物体の内表面に対応する。

20

【0078】

上述の方法に戻り、(図1を参照して説明されそして述べられているような)少なくとも6個の画像センサを含有しているカプセル8を考える。このカプセルは3軸参照系：X、Y、Z(図9及び10)中に置かれる。センサは、それらの各々が座標系の面に対して平行であり得るように、二つずつ平行に搭載されると想定される(図参照)。

【0079】

画像記録/感知の初期の点である(x_0 、 y_0 、 z_0)を考えてみよう。この初期の点は異なる方法で定義され得る。例えば、飲み込まれる前にカプセルが患者の舌の上にあるとき、無線周波数(RF)信号が外部デバイスからカプセルの受信機に送信される。

30

【0080】

上述の通り、画像の第一のセットは、その初期の時点で、全てのセンサによって捉えられる。

【0081】

画像処理機構は外部装置(ベルト及びワークステーション)において実行できるが、それは部分的に又は全体的にカプセルにおいても実行され得る。ともあれ、仕事の分配は設計中にそして用途に依存して決定できる。

【0082】

画像の第一のセット、(x_0 、 y_0 、 z_0)、に対して、各センサは完全な画像を捕捉する。これらの画像の完全なシリーズが受信機に送られる(又は将来の処理のために、カプセル中のメモリ中に保存される)。

40

【0083】

信号は、これが最初の捕捉位置であることを確認するために送られ得る。

【0084】

画像サイズ及びバンド幅の制限、処理量及びカプセルの動きの可能な速度を考慮すると、完全な画像を送信することは困難であろう。小さなピクセルカウントセンサの場合、完全な画像の送信は可能である。従って、処理はワークステーション又は他の適切な処理手段によって外部で実行される。

【0085】

この初期の工程が、6つのセンサからの完全な画像(画像1、画像2、画像3、画像4

50

、画像 5 及び画像 6) を用いて、図 1 5 において説明される。

【 0 0 8 6 】

より高精細度のセンサの場合、または、もし多くの数のセンサが使用される（従って送信されるデータが増える）ならば、送信された情報を減らすために、オンチップ前処理又は処理のためのカプセルデバイスにおいて幾つかの技術が導入される。

【 0 0 8 7 】

それは、例えば、画像圧縮によってなされ得る。

【 0 0 8 8 】

必要な通信処理量を減らすための別の方法は後で述べられるが、それによって、図 1 6 ~ 1 8 を参照して説明される通り、幾つかの画像が減らされてスライスになる。

10

【 0 0 8 9 】

出発点 (x_0 、 y_0 、 z_0) から、次の画像のセット (x_1 、 y_1 、 z_1) に、画像解析によって動きの方向の検出が可能になる。つまり、ベルト又はメモリ手段に完全な画像のセットを送信する代わりに、如何なるセンサからの如何なる画像もその前の画像の一部を含むよう十分に高い或る頻度で映像を撮影することで十分である。これがまさに Shannon Theorema の原理である。

【 0 0 9 0 】

図示された通り、図 1 6 において、画像 3 及び画像 4 が完全に送信され、一方、画像 1、画像 2、画像 5 及び画像 6 のスライス 2 1 のみが送信される。

【 0 0 9 1 】

20

これらの条件において、

前及び後ろの画像のみが完全に送信される。

バンド幅の飽和を避けるために、他の捕捉された画像のスライスが送信される。例えば、もし、カプセルが回転せずに Y 方向にのみ動かされたならば、画像 1 のスライスは図 4 に示された通りである。

スライス は カプセルの動きの方向に平行であると定義される。

【 0 0 9 2 】

スライス 2 1 のサイズは決定的に固定されはしない。固定されたサイズ、可変サイズ、又は適合するスライスサイズが実行できる。二つの制限（上限及び下限）があることが明確になる：フルサイズ（完全な画像）及び一つのラインの画像。一つのラインの画像とは各クロック期間で、一つのラインのみが送信されることを意味する。これは可能である。

30

【 0 0 9 3 】

画像中のスライス位置を選択すること

一つのラインのみのスライス 2 1 を想定する。

【 0 0 9 4 】

このスライス 2 1 は、例えば、図 1 6（Y 軸に沿ったカプセル移動の場合）及び 1 7 において説明された通り、各映像の中ほどにおいて選択される。

【 0 0 9 5 】

初めに、カプセルの軌跡は分からない。動きを検出するために、以下の工程が取られる：

40

【 0 0 9 6 】

完全な画像の二つの連続組みが全てのセンサから取られる。これらの二つの組みは異なる時間で捕捉される故に、画像処理技術によってカプセルの回転、移動の検出が可能になる。カプセルチップの内部時計が画像撮影の頻度を定義するために使用される。

【 0 0 9 7 】

参照として画像の第一のセットを取ると、動きを抽出するために第二のセットが比較される：移動、回転、等々。そこで、同じ解析によって第二のセットの座標 (X_1 、 Y_1 、 Z_1) を定義することが可能である。

【 0 0 9 8 】

カプセルのこの第二の点で、動きの実際の方向を知ると、カプセルは以下を送信する：

50

- 二つの完全な画像（前及び後）
- 互いからのスライス画像

【0099】

これらのスライス 2 1 は軸方向の動きの回りで選択され、それは（X、Y、Z）の如何なる方向であってよい。

【0100】

上述のように検出されたカプセルの座標も外部受信機 / メモリに送られ、カプセル路の 3 D モデルを構築することが可能となる。

【0101】

スライス画像 2 1、2 1'、2 1'' からの 3 D 物体 2 2 の再構成が図 1 8 を参照して説明される。

10

【0102】

カプセル運動の画像解析及び各々次々とスライスを置くことから得られる座標に続いて、計算機援用断層撮影法におけるような 3 D 物体が生み出される。

【0103】

スライス画像の送信の場合、完全な画像が常に同じセンサから送られるとは限らない。実際、スライスを送るときでさえ、目的は、カプセルの前側及び後側を常に示すことである。表側及び裏側は、カプセルの動きの方向に従って定義される。カプセルの回転に依存して、裏側 / 側方は全てのセンサの何れによっても撮られた画像であってよい。つまり、二つの完全な画像は何れかの画像センサからのもの又は混合されたものであってよい（場合：二つの異なるセンサからの二つの部分 / スライスから成る一つの完全な画像）。

20

【0104】

ところで、本明細書において述べられる表側及び裏側の画像は、二つの画像センサを装備した既存のカプセルによって示されたこれらの何ものでもない。しかしながら、これらのカプセルが卵形である故に、回転の場合、表側及び裏側が見られる保証はない。球状のカプセルによって、その球状でかつ 3 6 0 度の視野である故に、表側及び裏側の完全な眺めが常に可能になる。

【0105】

3 D 物体における表面形状又はレリーフの追加

過去 1 0 年に亘って、消化管の 3 D 再構成を創出するためのビデオ内視鏡検査に関する著しい研究がなされてきた。科学者はハードウェア及びソフトウェアの改良を通してこの課題へ挑戦してきた。

30

【0106】

図 7 において示された 3 D 物体において、欠点はレリーフ、つまり、表面の形が存在しないことである。事実、各方向に対して一つのセンサしかない故に、物体の形におけるレリーフが存在しない。

【0107】

勿論、深さ情報を得ることを可能にする幾つかの技術が文献中に存在する。

- 立体内視鏡検査システムは立体画像を捕捉すること、そして消化構造の深さ情報、従って 3 D 構造を創出することが提案されてきた。しかしながら、サイズ及びコンパクトさの問題故に、そのようなシステムは広く受け入れられてこなかった。

40

- 単一画像（単眼）に基づく、幾つかのソフトウェア方法。他の方法は、3 D 再構成を実行するための立体技術及び複数フレームからの幾何学的制約に基づく。

- 他の科学者らは、3 D 再構成を行うために、内視鏡検査と共に異なるモダリティ（MRI、CT）が利用される方法を使用する。

【0108】

上述の技術の多くは文献にあり、自由に使用される。それらはデバイスの異なるバージョンを供するために上述のカプセルにおいて応用され得る。

【0109】

表面の形と寸法の正確さは別ものである。カプセル内視鏡検査を用いた診断において、

50

医者及び外科医は病巣の寸法を知ることにも必要である。これは、特に、病気の進展及び処置の評価に従うとき、より有用である。

【0110】

過去において、立体画像及び写真寸法測定は効率性を示してきた。

【0111】

従って、より正確な深さと寸法を供するために、カプセルの別の実施態様が提案される。主たる相違点は画像センサについてである：単一のセンサの代わりに二つの画像センサがコアベース1の各面に挿入される。この実施態様は図19において説明され、ここでコアベース1は二つの画像センサ（例えば23～24及び25～25）を含む。図19の説明において、センサは二つの面上にのみ描かれているが、もちろん、二つのそのようなセンサを、本発明の原理に従って、コアベースの各面上に置くことが意図される。

10

【0112】

これらのセンサ23～26を置く際に、二つの可能性がある：同じ角度を有する、又は異なる角度を有する同じ平面上であり、これは図20及び21において説明される。上述のものと同じ処理がセンサ23～26のこの構成によって供された画像及びデータに適用され得る。

【0113】

本発明に記載のカプセルは電池によって、又は遠隔アンテナ接合を介して供給されるトランスポンダ電力によって動力を供給できる。後者の場合、外部源が、カプセル内に取り付けられたアンテナを介してカプセルにエネルギーを送る。電力送信アンテナは、例えばベルトにおいて運ばれるデバイス中に含まれる電池を再充電するための出口を供給するという利点を有する。これは登録の時間を長くする効果を有する。

20

【0114】

このように、本発明に記載のデバイス及び方法によって、画像センサを見て使用者の体の部分、例えば、消化管、の3D再構成及び実スケール及びレリーフを供給することが可能になる。

【0115】

画像及びデータの送信

画像及びデータの送信はBluetooth（登録商標）のようなチップに頼り得る。これは、標準化されたそして熟達された技術を引き継ぐであろう。そのような方法によって、Bluetooth（登録商標）が、Bluetooth（登録商標）標準によって定義された低電力モードを使用して、カプセルの電力消費をよりよく管理することも可能になるであろう。更に、広幅Bluetooth（登録商標）及びそのスペクトルチャンネルホッピング故に、送信品質が良好であろう。Bluetooth（登録商標）の三つの電力クラスの間選択もある。Bluetooth（登録商標）を除いては、通信標準が全て使用できる。

30

【0116】

勿論、本明細書に述べられた全ての例及び実施態様は説明目的のためのものであり、本発明の範囲について制限するように制約すべきではない。同等の手段を経由した変更例が可能である。

40

【0117】

〔技術参照文献のリスト（全て、参照することによって取り込まれているものとする）〕

-) O. Dewit, "Video-capsule endoscopy", Louvain Medical 2008, 127, 1: 43-45.

-) G. Gay, I. Fassler, M. Delvaux, "states current recommendations for the use of video-capsule endoscopy in Europe," ESGE Guidelines, Paris November 2003.

-) Delvauxら, "Minimal Standard Terminology for Capsule Endoscopy" gastrointesti Surg 2003; 1857 (abstract).

-) Michel Coster, JL Cherm, "Accurate analysis of images, Presses du CNRS, 1989

-) Gerard Gay, Michel Delvaux, Rene Laugier, "The double balloon enteroscopy (D

50

BE), " Recommendation of the French Society of Digestive Endoscopy (SFED), March 2006.

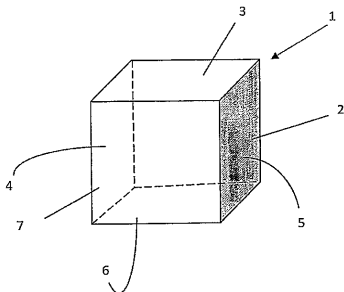
-) G. Gay, M. Delvaux, I. Fassler, " The Double Balloon Enteroscopy: Principles, Methodology, results and indications, " Endoscopica, Volume 35 - No. 3 - 2005, pages 317-327

-) Alexandre Karargyris, Orestis Karargyris, and Nikolaos Bourbakis; 3D representation of the digestive tract surface in Wireless Capsule Endoscopy videos ; 2010 IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering, pages 279-280.

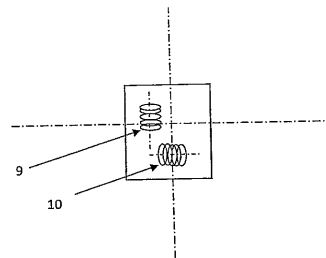
-) U. Mueller-Richter Possibilities and limitations of current stereo-endoscopy in Surgical endoscopy , Vol. 18, Number, pages 942-947, June 2004

10

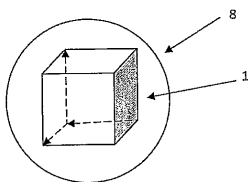
【 図 1 】



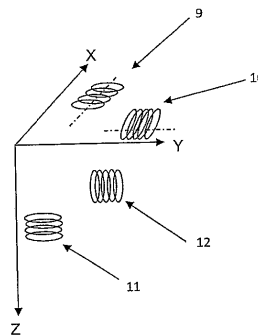
【 図 4 】



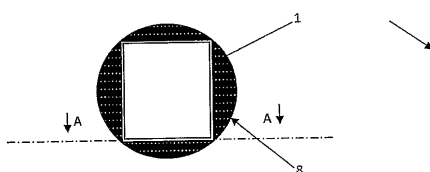
【 図 2 】



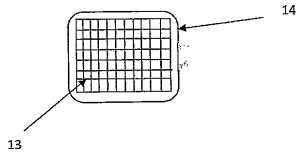
【 図 5 】



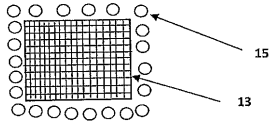
【 図 3 】



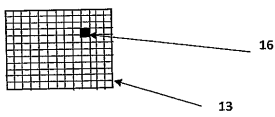
【 図 6 】



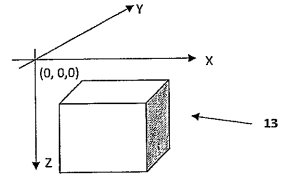
【 図 7 】



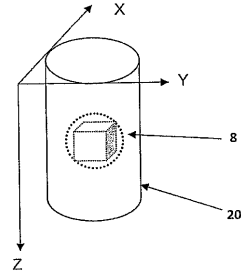
【 図 8 】



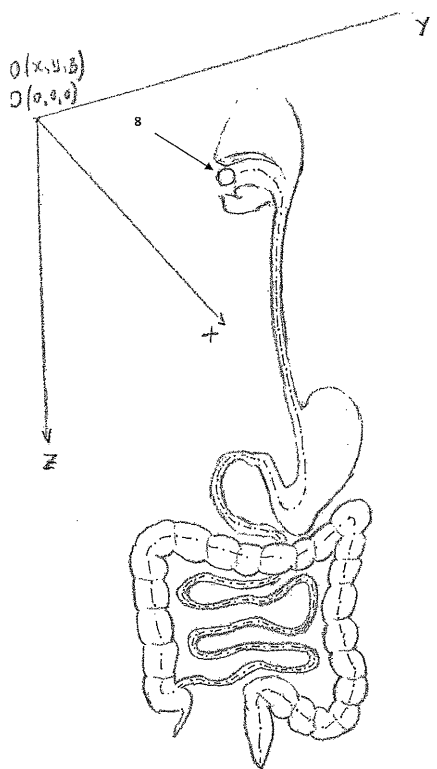
【 図 9 】



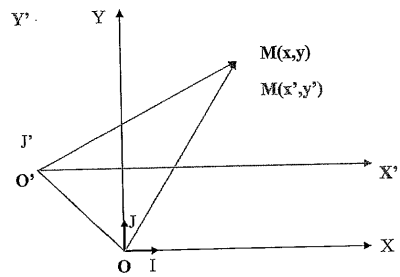
【 図 10 】



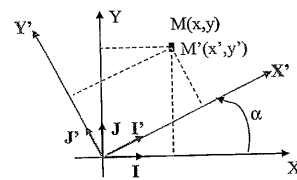
【 図 11 】



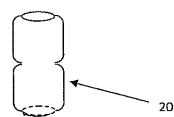
【 図 12 】



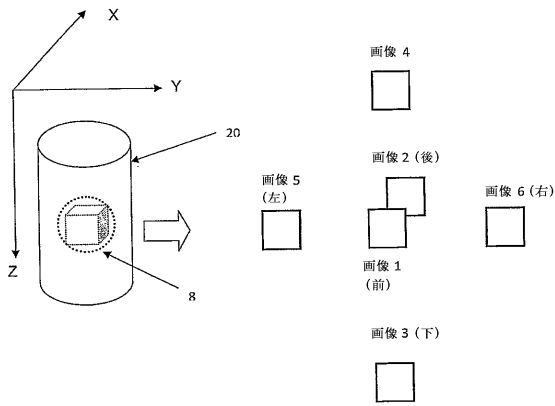
【 図 13 】



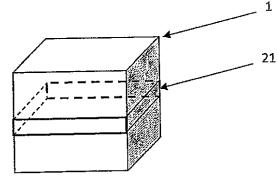
【 図 14 】



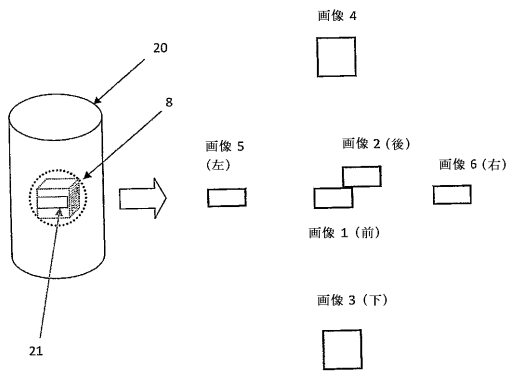
【図 15】



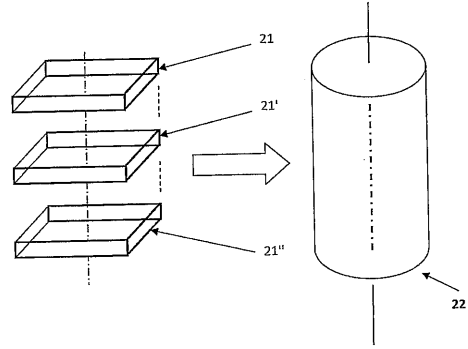
【図 17】



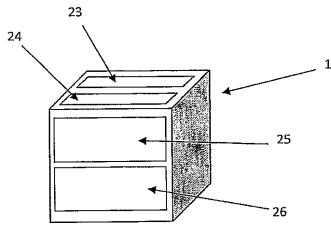
【図 16】



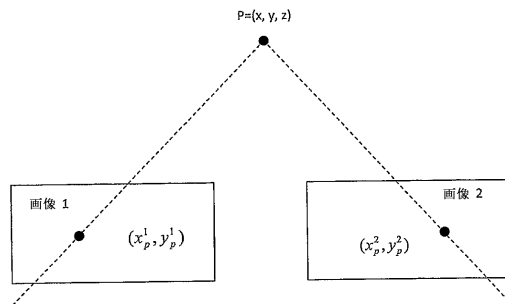
【図 18】



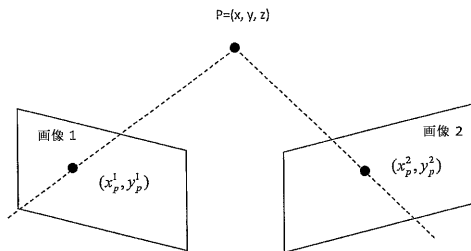
【図 19】



【図 21】



【図 20】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2011/050432

| | | |
|---|--|---|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/00 A61B1/04 ADD. | | |
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED | | |
| Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EP0-Internal | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | CN 101 480 334 A (UNIV TSINGHUA [CN]) 15 July 2009 (2009-07-15) | 1-4, 9 |
| Y | figures 1(c), 2(c) | 5-8, 10 |
| Y | ----- WO 2006/005075 A2 (BELSON AMIR [US]) 12 January 2006 (2006-01-12) page 14, lines 17-23 page 18, line 28 - page 19, line 17; figures 7-9 | 5, 6, 10 |
| Y | ----- US 6 594 517 B1 (NEVO EREZ [IL]) 15 July 2003 (2003-07-15) column 4, line 57 - column 5, line 11; figures 1, 1a | 6 |
| | ----- -/-- | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| * Special categories of cited documents : | | |
| "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | | "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family |
| Date of the actual completion of the international search 20 May 2011 | | Date of mailing of the international search report 27/05/2011 |
| Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040 Fax: (+31-70) 340-3016 | | Authorized officer Lommel, André |

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/IB2011/050432**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

| |
|---|
| International application No PCT/IB2011/050432 |
|---|

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| Y | US 2008/045789 A1 (SAWACHI YOUICHI [JP]) 21 February 2008 (2008-02-21) paragraphs [0048], [0049], [0099]; figures 1A,5,6 | 7,8 |
| A | ----- US 2006/209185 A1 (YOKOI TAKESHI [JP]) 21 September 2006 (2006-09-21) figure 1 | 7,8 |
| A | ----- JP 2006 068109 A (NAGOYA INST TECHNOLOGY) 16 March 2006 (2006-03-16) cited in the application figures 1-3 | 1-10 |
| A | ----- US 2002/109774 A1 (MERON GAVRIEL [IL] ET AL) 15 August 2002 (2002-08-15) paragraphs [0057], [0058]; figure 7 ----- | 1-10 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2011/050432

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|--|
| CN 101480334 | A | 15-07-2009 | NONE |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| WO 2006005075 | A2 | 12-01-2006 | US 2011060189 A1 10-03-2011 |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| US 6594517 | B1 | 15-07-2003 | NONE |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| US 2008045789 | A1 | 21-02-2008 | JP 4574596 B2 04-11-2010 JP 2008012109 A 24-01-2008 |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| US 2006209185 | A1 | 21-09-2006 | CN 1882275 A 20-12-2006 EP 1685788 A1 02-08-2006 JP 4009581 B2 14-11-2007 JP 2005143991 A 09-06-2005 WO 2005048825 A1 02-06-2005 |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| JP 2006068109 | A | 16-03-2006 | JP 4649606 B2 16-03-2011 |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| US 2002109774 | A1 | 15-08-2002 | NONE |
| ----- | ----- | ----- | ----- |

International Application No. PCT/IB2011/050432

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-9

imaging device

2. claim: 10

three dimension image reconstruction method

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 球囊内窥镜 | | |
| 公开(公告)号 | JP2013518612A | 公开(公告)日 | 2013-05-23 |
| 申请号 | JP2012550560 | 申请日 | 2011-02-01 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 伊图瓦塞拉芬NICAISE | | |
| 申请(专利权)人(译) | 塞拉芬, Nikeisu-Itouya | | |
| [标]发明人 | セラフィンニケイスイトウヤ | | |
| 发明人 | セラフィン・ニケイス・イトウヤ | | |
| IPC分类号 | A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00158 A61B1/00181 A61B1/00193 A61B1/041 | | |
| FI分类号 | A61B1/00.320.B | | |
| F-TERM分类号 | 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF17 | | |
| 优先权 | 2010152293 2010-02-01 EP | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

一种成像装置，包括具有多个表面（例如内窥镜胶囊）的芯基座（1），所述表面支撑至少一个具有照明装置的成像装置，并且所述装置是电子的。成像装置还包括装在球形外壳（8）中的装置。[选择图]图2

