

(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2004-528919

(P2004-528919A)

(43) 公表日 平成16年9月24日(2004.9.24)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 1/00

A61B 1/04

F 1

A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

A 6 1 B 1/04 3 7 2

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2002-591053 (P2002-591053)  
 (86) (22) 出願日 平成14年5月20日 (2002.5.20)  
 (85) 翻訳文提出日 平成15年11月20日 (2003.11.20)  
 (86) 國際出願番号 PCT/IL2002/000391  
 (87) 國際公開番号 WO2002/094337  
 (87) 國際公開日 平成14年11月28日 (2002.11.28)  
 (31) 優先権主張番号 143258  
 (32) 優先日 平成13年5月20日 (2001.5.20)  
 (33) 優先権主張国 イスラエル(IL)

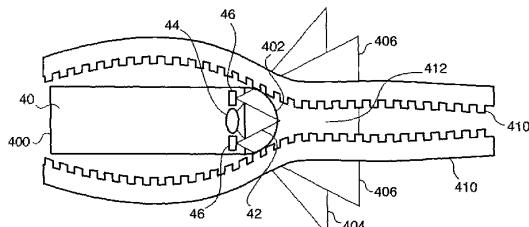
(71) 出願人 502285996  
 ギブン・イメージング・リミテッド  
 G I V E N I M A G I N G L T D.  
 イスラエル、20692 ヨクニアム・イ  
 リテ、ピィ・オウ・ボックス・258  
 (74) 代理人 100064746  
 弁理士 深見 久郎  
 (74) 代理人 100085132  
 弁理士 森田 俊雄  
 (74) 代理人 100083703  
 弁理士 仲村 義平  
 (74) 代理人 100096781  
 弁理士 堀井 豊  
 (74) 代理人 100098316  
 弁理士 野田 久登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】変形されていない胃腸管の生体内撮像のための方法

## (57) 【要約】

変形されていない、典型的には通気されていない胃腸管の生体内撮像のための方法である。当該方法は、撮像装置を変形されていない胃腸管に導入するステップを含み、当該撮像装置は少なくとも1つの凸状の端部を含み、これを介して変形されていない胃腸管が照明され観察され、さらに、変形されていない胃腸管の画像を得るステップを含む。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

変形されていない胃腸管の生体内撮像のための方法であって、前記方法は、撮像装置を変形されていない腸管に導入するステップを含み、前記撮像装置は、少なくとも1つの凸状の端部を含み、これを介して、前記変形されていない胃腸管が照明され観察され、さらに、

前記変形されていない胃腸管の画像を得るステップを含む、方法。

**【請求項 2】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない胃腸管を含む、請求項1に記載の方法。  
10

**【請求項 3】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない小腸である、請求項1に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記撮像装置は内視鏡である、請求項1に記載の方法。

**【請求項 5】**

胃腸管内の粘膜下形成物を観察するための方法であって、前記方法は、撮像装置を変形されていない胃腸管に導入するステップを含み、前記撮像装置は少なくとも1つの凸状の端部を含み、これを介して、前記変形されていない胃腸管が照明され観察され、さらに、

前記胃腸管の少なくとも1つの折畳まれた壁を照明するステップと、  
20

前記折畳まれた胃腸管の壁の画像を得るステップと、

前記折畳まれた胃腸管の壁の画像から胃腸管の粘膜下形成物の観察を得るステップとを含む、方法。

**【請求項 6】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない胃腸管を含む、請求項5に記載の方法。  
。

**【請求項 7】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない小腸である、請求項5に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記撮像装置は内視鏡である、請求項5に記載の方法。  
30

**【請求項 9】**

変形されていない胃腸管を撮像するように構成された内視鏡であって、前記内視鏡は少なくとも1つの凸状の端部を含み、これを介して、胃腸管が照明され観察される、内視鏡。

**【請求項 10】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない胃腸管を含む、請求項9に記載の内視鏡。

**【請求項 11】**

前記変形されていない胃腸管は、通気されていない小腸である、請求項9に記載の内視鏡。  
。

**【請求項 12】**

凸状の光学窓と、画像センサと、照明源とを含み、前記画像センサおよび照明源はどちらも前記光学窓の背後に位置決めされる、請求項9に記載の内視鏡。  
40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

発明の分野

この発明は、消化管の生体内撮像に関する。特定的には、この発明は、変形されていない状態における胃腸管の生体内撮像に関する。

**【背景技術】****【0002】**

10

20

30

40

50

## 発明の背景

体の内腔の可視的検査のための内視鏡は、通常、体の内腔に挿入される可撓性チューブを含む。チューブは通常、光ファイバを介して照明を運ぶ遠隔照明源と、典型的にはレンズおよびイメージャを含む撮像カメラとを含む。

### 【0003】

図1は、先行技術の内視鏡を概略的に示す。内視鏡10において、照明源12がカメラ13およびカメラレンズ14に並んで置かれており、このため照明領域112と視野114とは部分的にのみ重なる。通常は、これらの2つの領域の重ならない範囲は小さく重要ではない。

### 【0004】

図2Aは、腸26（たとえば小腸）に挿入された先行技術の内視鏡20を概略的に示す。照明領域222および視野224は重なっており、腸26から画像を獲得することを可能にする。

### 【0005】

図2Bは、照明領域222が腸の襞26または内視鏡20の先端上で折畳まれた腸壁により不明瞭になったときの、腸26に挿入された先行技術の内視鏡20を概略的に示す。この場合には、照明領域222と視野224とに重なりはなく、腸の画像の獲得が妨げられる。また、腸壁26の襞により視野224が不明瞭になることは、画像の獲得を妨げるのに十分である。

### 【0006】

上述のとおり、内視鏡の先端の不明瞭であることの問題は、当該技術において周知であり、腸に空気を吹き込むことにより通常解決される。図3は、通気された腸36内にある先行技術の内視鏡30を概略的に示す。通気は、腸壁を膨らませ、腸壁に自然に存在する襞を平らにし、照明源34（照明領域304）およびレンズ32（視野302）の両方から妨害のおそれを解消する。

### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

### 【0007】

腸の通気は、光学的妨害という問題を解決するが、腸の正常な生理学的状態を変化させてしまう。正常な生理学的状態下では、腸は折畳まれ、残りの空間のほとんどは、胃腸液で満たされている。通気下では、腸は空気で満たされ、この液は腸壁上にのみ水分層として残される。変形されない環境においては、腸内の観察状態は水中の観察と同様である。通気はこれらの状態を変形し、空気を通して見られるいくつかの色の劣化を招くおそれがある（水中では鮮やかな色をしているが一旦空気中にさらされると淡い色になる熱帯魚と同様である）。

### 【0008】

変形された状態と変形されていない状態との、腸を観察する形状的および物理的現象の相違に加えて、通気および腸内に結果として生じた空気圧のために、生理学的な相違が生じる可能性がある。

### 【0009】

たとえば、タンポナーデ効果の結果として、小血管上の圧力が増大し、既存の出血を止めてしまう可能性がある。したがって、胃腸（G I）管における出血部位の有効な検出が妨げられる可能性がある。また、絨毛が空気中ではつぶれてしまい、胃腸液で浮遊する絨毛と比べて、得られた画像の質が落ちる。さらに、まれには、通気内視鏡検査の結果、致命的な空気塞栓形成が生じることがある（Katgraber F, Glenewinkel F, Fischler S, Int J Legal Med 1998; 111(3) 154-6）。

### 【課題を解決するための手段】

### 【0010】

#### 発明の概要

この発明のある実施例に従えば、変形されていない状態における、すなわち自然な生理学

10

20

30

40

50

的状態下での胃腸管の生体内撮像のための方法および装置が提供される。この発明の実施例に従えば、視野または照明領域が不明瞭になることが防がれる。

#### 【0011】

ある実施例に従えば、この発明は、光学的ドームを介して腸を観察することに基づいており、これは、腸壁の折畳みまたは襞のために照明領域または視野が不明瞭になることを防ぐ。ある実施例に従うこの発明はまた、通気などの、腸環境の変形により損なわれない質を有する胃腸管の生体内画像を獲得することを可能にする。

#### 【0012】

この発明のある実施例に従えば、この方法は、通気されていない腸内に、通気されていない腸を撮像する撮像装置を導入するステップと、通気されていない腸の画像を得るステップとを含む。この発明のある実施例に従えば、撮像装置は、少なくとも1つのドーム形状または凸状の端部を含み、これを介して通気されていない腸が照明され観察される。

10

#### 【0013】

この発明の別の実施例に従えば、腸内の粘膜下形成物を観察するための方法が提供される。この発明のある実施例に従えば、この方法は、通気されていない腸内に、通気されていない腸を撮像するための撮像装置を導入するステップと、腸の折畳まれた壁を照明するステップと、折畳まれた腸壁の画像を得るステップと、折畳まれた腸壁の画像から、腸の粘膜下形成物の観察を得るステップとを含む。この発明の実施例に従えば、この撮像装置は、少なくとも1つのドーム形状または凸状の端部を含み、これを介して通気されていない腸が照明され観察される。

20

#### 【0014】

ある実施例に従えば、この撮像装置は、少なくとも1つのドーム形状または凸状の端部を含み、これを介して通気されていない腸が照明され観察される内視鏡である。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0015】

この発明は、図面と関連付けて以下の詳細な説明からより完全に理解され認識される。

#### 【0016】

##### 発明の詳細な説明

以下の議論において、この発明の実施例は「エアレス内視鏡検査」とも称される。

#### 【0017】

ここで図4を参照し、図4は、この発明の実施例に従って特別に設計され、変形されていない環境において胃腸管を観察するための生体撮像装置の概略図を表わす。生体内撮像装置40は、腸に挿入し腸を通って移動することのできる、内視鏡などの装置である。内視鏡400のドームまたは凸形状の先端402は光学窓42であり、これを介して、腸は照明および観察されかつ／または撮像される。1つ以上の照明源46ならびにイメージヤおよびレンズ44が光学窓42の後ろに位置決めされる。折畳まれ通気されていない腸壁410は、撮像装置40に接近しており、限られた範囲412のみが観察される。この状態において、視野404は全範囲412を含む。さらに、照明源46によって与えられる照明領域406が、全範囲412を照明する。したがって、撮像装置40が腸を前進する間の任意の時点で、腸壁の限られた範囲は完全に照明され全体が観察され得る。

30

#### 【0018】

以下に示し論じるように、この発明の実施例に従って設計された撮像装置は、通気状態で動作する先行技術の撮像装置よりも効率的に動作する。また、この発明の実施例に従えば、通気状態で得られた画像と比べて向上した質の画像を得ることができる。さらに、この発明の実施例に従って得られた画像は、腸の通気状態で得ることのできない情報を含む。

40

#### 【0019】

図5に示すように、この発明の実施例に従って設計された撮像装置50の照明効率は、先行技術の撮像装置51のものよりも高い。照明角θは、鋭い照明角αと比べてそれほど角度が鋭くなく、そのため照明のほとんどが有効であり、腸壁によって撮像装置およびレン

50

ズ 5 2 に返される。

【 0 0 2 0 】

図 6 に示すように、この発明の実施例に従う装置の視野角もまた、先行技術の撮像装置の視野角よりも鋭くない。したがって、粘膜下にあり、この発明の実施例に従って観察される、小動脈、小静脈、リンパ管などの構造は、先行技術の撮像装置で観察されるよりも薄い層の粘膜を通して観察される。図 6 からわかるように、粘膜下形成物 6 0 4 への光路は、先行技術の撮像装置 6 1 を用いた場合（距離 v - w 参照）よりも、この発明の実施例に従う撮像装置 6 0 を用いた場合の方がより短い（距離 v - w 参照）。

【 0 0 2 1 】

ここで図 7 ~ 図 1 0 を参照する。2 つの技術（この発明の実施例に従う方法と比べた先行技術）の異なった形状のために、それらの空間分解能も異なっている。図 7 は、角分解能および見掛けの倍率の計算のための簡素化された平面図を表わす。図 8 は、より詳細な3次元の図を表わす。図 9 および図 1 0 は、通気した内視鏡検査およびエアレス内視鏡検査のための角分解能および見掛けの倍率を表わす。エアレス内視鏡検査は、視野のほとんどの角度において優れた分解能を提供することが理解される。議論をしやすくするために、いくつかの仮定条件を設ける。すなわち、通気により、腸は半径 R 2 の円筒形状になるものとする。内視鏡の光学軸は、腸の形状的な軸と整列する。

【 0 0 2 2 】

エアレス内視鏡検査では、腸の折畳まれた壁が、内視鏡の光学ドームのまわりに半球を形成する。球の半分の径が R 1 である。両方の場合が図 7 には示される。なお、通常 R 1 < R 2 である。

【 0 0 2 3 】

角分解能を求める

この目的は、対応して視野角（または）の関数として長さ L（但し は下付である）（または L（但し は下付である））を有する対象物に対する角度 および（2 つの直交する軸に沿っている）が何であるかを求ることである。

【 0 0 2 4 】

ケース 1 通気内視鏡検査

a . 角度（軸）

【 0 0 2 5 】

【 数 1 】

$$L_\theta = R_2 * \operatorname{ctg} \theta$$

$$dL_\theta / d\theta = R_2 * (-1/\sin^2 \theta)$$

【 0 0 2 6 】

なお、この式の絶対値のみが重要であるので、マイナス符号は省略する。

【 0 0 2 7 】

b . 角度（軸）

【 0 0 2 8 】

【 数 2 】

$$L_\varphi = (R_2 / \sin \theta) * -\operatorname{tg} \varphi$$

$$dL_\varphi / d\varphi = (R_2 / \sin \theta) * (1 / \cos^2 \varphi)$$

【 0 0 2 9 】

ケース 2 エアレス内視鏡検査

a . 角度（軸）

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$L_\theta = R_1 * \theta$$

$$dL_\theta/d\theta = R_1$$

【 0 0 3 1 】

b . 角度 ( 軸 )

【 0 0 3 2 】

【 数 4 】

$$L_\phi = R_1 * \phi$$

$$dL_\phi/d\phi = R_1$$

【 0 0 3 3 】

R<sub>1</sub> = R<sub>2</sub> として、先行技術の方法およびこの発明の実施例に従う方法の両方の正規化された（相対的）角分解能を計算することができる。図 8 は、計算結果を表わす（視覚的描写をよりわかりやすくするために、逆数値をプロットする： d / d L）。 20

【 0 0 3 4 】

エアレス内視鏡検査の角分解能は、特に視野角の低い値についてより良好である。

【 0 0 3 5 】

見掛けの倍率を求める

図 9 は、通気内視鏡検査およびエアレス内視鏡検査についての線分解能（見掛けの倍率）の計算に使用される形状的関係を示す。

【 0 0 3 6 】

倍率は、イメージヤ上の対象物の寸法と対象物の実寸との比として定義される。これは、単位なしで定義されても、たとえば [ 画素 / メートル ] などの単位で定義されてもよい。

【 0 0 3 7 】

通気内視鏡検査に関する角分解能 [ m / ? ] 対視野角。線 90 と称される線は、分解能対 を表わす。他の線は、分解能対 を表わす（角度 はここではパラメータとなる）。エアレス内視鏡検査における角分解能は、視野角に依存せず、腸と同じ直径と仮定して ( R<sub>1</sub> = R<sub>2</sub> ) 、 1 である。通気により腸の直径が増大すると仮定すると ( R<sub>1</sub> < R<sub>2</sub> ) 、分解能の差は増大する。 30

【 0 0 3 8 】

ケース 1 通気内視鏡検査

a . 角度 ( 軸 )

【 0 0 3 9 】

【 数 5 】

$$\operatorname{tg}\theta = L_\theta/F = R_2/L_\theta$$

$$L_\theta = R_2/\operatorname{tg}\theta$$

【 0 0 4 0 】

これより：

【 0 0 4 1 】

【 数 6 】

10

20

30

40

$$L_\theta = F * R_2 / L_\theta = F / \tan \theta$$

【 0 0 4 2 】

導関数が線分解能を示す：

【 0 0 4 3 】

【 数 7 】

$$dL'_\theta / dL_\theta = -R_2 * F / L_\theta^2 = -R_2 * F / (R^2 / \tan^2 \theta) = -F / R_2 * \tan^2 \theta$$

10

【 0 0 4 4 】

b . 角度 ( 軸 )

【 0 0 4 5 】

【 数 8 】

$$L'_\varphi = F / \cos \theta * \tan \varphi$$

$$L_\varphi = R_2 / \sin \theta * \tan \varphi$$

$$L'_\varphi = F / \cos \theta * (\sin \theta / R_2) * L_\varphi = F / R_2 * \tan \theta * L_\varphi$$

$$dL'_\varphi / dL_\varphi = F / R_2 * \tan \theta$$

20

【 0 0 4 6 】

ケース 2 エアレス内視鏡検査

a . 角度 ( 軸 )

【 0 0 4 7 】

【 数 9 】

$$L'_\theta = (F * \tan \theta / R_1 * \theta) * L_\theta$$

30

$$dL'_\theta / dL_\theta = F * \tan \theta / R_1 * \theta$$

【 0 0 4 8 】

b . 角度 ( 軸 )

【 0 0 4 9 】

【 数 1 0 】

$$L'_\varphi = (F / R_1 * \tan \varphi / \varphi * 1 / \cos \theta) * L_\varphi$$

40

$$dL'_\varphi / dL_\varphi = F / R_1 * \tan \varphi / \varphi * 1 / \cos \theta$$

【 0 0 5 0 】

異なる視野角に対する倍率を図 10 に示す。図 10 において、通気内視鏡検査に関する倍率 [ 画素 / メートル ] 対視野角をエアレス内視鏡検査と比較する ( 腸と同じ直径と仮定する )。エアレス内視鏡検査について、倍率対  $\theta$  が示され、倍率対  $\varphi$  が示される。  $\theta$  はパラメータである、すなわち  $\theta = 10^\circ$  、  $\varphi = 45^\circ$  、  $\varphi = 70^\circ$  。通気内視鏡検査について、倍率対  $\theta$  および  $\varphi$  が示される。エアレス内視鏡検査の倍率 ( 分解能 ) は、特に中心範囲において優れていることがわかる。通気により腸の直径が増大する ( $R_1 < R_2$ ) とすると、エアレス内視鏡検査の性能が向上する。

50

**【 0 0 5 1 】**

エアレス内視鏡検査の線分解能は、視野のほとんどの角度において通気内視鏡検査よりも優れていると結論付けることができる。図10は、腸の直径が通気内視鏡検査およびエアレス内視鏡検査において同じである( $R_1 = R_2$ )場合を表わす。通気が腸の直径を増大させる( $R_1 > R_2$ )とするのが妥当な仮定である。したがって、通気した場合における線分解能は、図10に表わす場合よりもさらにより低い値を有するであろう。

**【 0 0 5 2 】**

この発明が以上に特定的に示され記載されたものに限定されないことを当業者は理解するであろう。むしろ、この発明の範囲はクレームによってのみ定義される。

**【 図面の簡単な説明 】**

10

**【 0 0 5 3 】**

【図1】先行技術の内視鏡の概略図である。

【図2A】胃腸管内にある先行技術の内視鏡の概略図である。

【図2B】襞を有する胃腸管の一部内にある先行技術の内視鏡の概略図である。

【図3】通気された腸内にある先行技術の内視鏡の概略図である。

【図4】この発明の実施例に従う、変形されていない環境での腸内の生体内撮像装置の概略図である。

【図5】この発明の実施例に従う生体内撮像装置の照明と、通気された腸内の先行技術の内視鏡の照明とを比較する概略図である。

【図6】この発明の実施例に従う生体内撮像装置の光路と、通気された腸内の先行技術の内視鏡の光路とを比較する概略図である。 20

【図7】通気された内視鏡検査およびこの発明の実施例に従う内視鏡検査の角分解能の図解を概略的に表わす図である。

【図8】図7の概略図のより詳細な3次元の図である。

【図9】通気された内視鏡検査およびこの発明に従う内視鏡検査についての角分解能および見掛けの倍率を表わす図である。

【図10】通気された内視鏡検査およびこの発明に従う内視鏡検査についての角分解能および見掛けの倍率を表わす図である。

【図9】

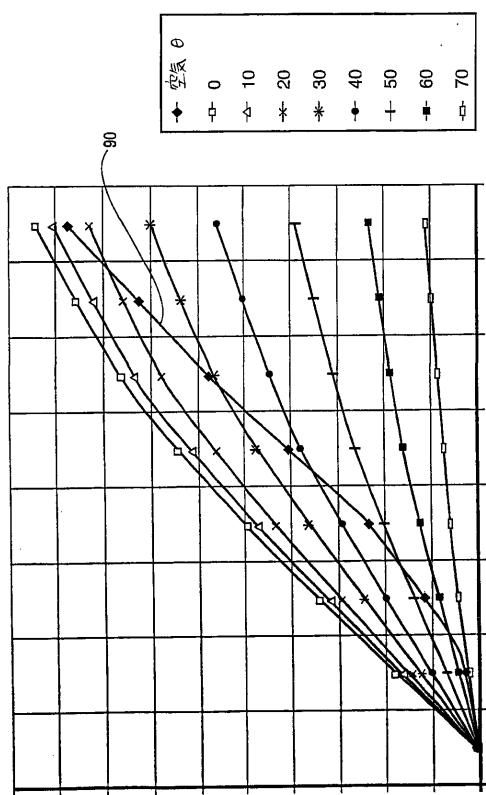


FIG. 9

【図10】

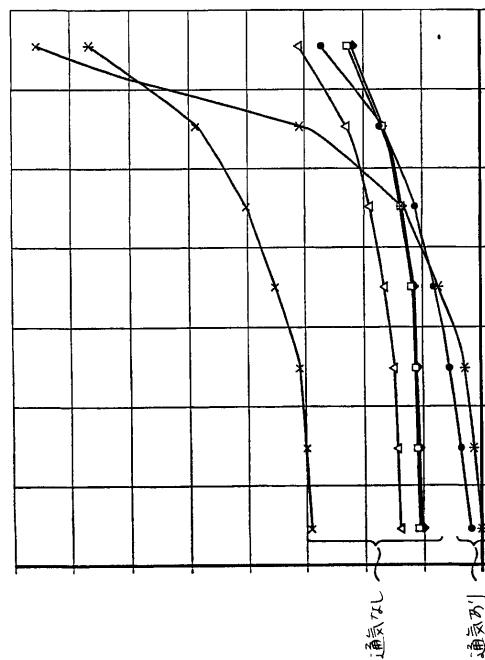
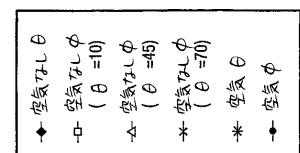


FIG. 10

## 【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau(43) International Publication Date  
28 November 2002 (28.11.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/094337 A2

(51) International Patent Classification: A61M

(81) Designated States (national): A1, AG, A1, AM, AT, AU,

(21) International Application Number: PCT/IL02/00391

AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CI, CN, CO, CR, CU,

(22) International Filing Date: 20 May 2002 (20.05.2002)

CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,

(25) Filing Language: English

GM, IIR, IIU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,

(26) Publication Language: English

LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,

(30) Priority Data: 143258 20 May 2001 (20.05.2001) IL

MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SI, SG,

(71) Applicant (for all designated States except US): GIVEN

SI, SK, SL, TI, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,

IMAGING LTD, IL/IL; HaCarmel St. 2, Industrial Park,

VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(72) Inventor; and

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,

(75) Inventor/Applicant (for US only): GLUKHOVSKY,

KE, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),

Arkady IL/IL; Hamiriot Street 24/5, 36790 Nesher (IL).

Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),

(74) Agents: EITAN, PEARL, LATZER &amp; CO-

European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR,

HEN-ZEDEK et al.; Giv' Yam Center 2, Sheinkar

GB, GR, IL, IT, LU, MC, NL, PT, SI, TR), OAPI patent

Street 7, 46725 Herzlia (IL).

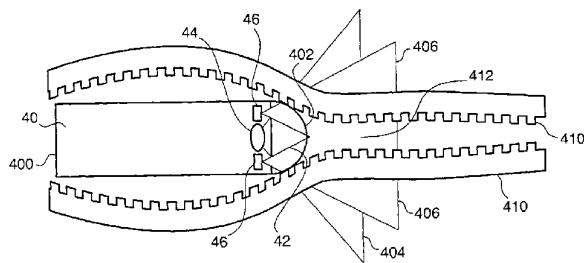
(BP, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, MI, MR,

(54) Title: A METHOD FOR IN VIVO IMAGING OF AN UNMODIFIED GASTROINTESTINAL TRACT

NE, SN, TD, TG).



WO 02/094337 A2



(57) Abstract: A method for in vivo imaging of an unmodified, typically uninsulated, gastrointestinal tract, the method including the steps of: introducing an imaging device into an unmodified gastrointestinal tract, the imaging device having at least one convex end through which the unmodified gastrointestinal tract is illuminated and viewed; and obtaining images of the unmodified gastrointestinal tract.

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

**A METHOD FOR IN VIVO IMAGING OF AN UNMODIFIED  
GASTROINTESTINAL TRACT**

**FIELD OF THE INVENTION**

5       The present invention relates to in vivo imaging of the digestive tract. Specifically, the invention relates to in vivo imaging of the gastrointestinal tract in unmodified conditions.

**BACKGROUND OF THE INVENTION**

10     Endoscopes for visual examination of body lumens usually include a flexible tube inserted into the body lumen. The tube usually includes a remote illumination source, which delivers illumination through an optical fiber, and an imaging camera, typically including a lens and an imager.

15     Figure 1 schematically illustrates a prior art endoscope. In the endoscope 10, the illumination source 12 is located along side the camera 13 and camera lens 14, resulting in only partial overlapping between the field of illumination 112 and the field of view 114. Usually, the non-overlapping area between the two fields is small and not significant.

20     Figure 2A schematically illustrates a prior art endoscope 20 inserted into the intestine 26 (e.g. the small intestine). The field of illumination 222 and field of view 224 overlap enabling acquisition of images from the intestine 26.

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

Figure 2B schematically illustrates a prior art endoscope 20 inserted into the intestine 26 when the field of illumination 222 is obscured by a fold of the intestine 26' or by the intestine wall collapsing on the tip of the endoscope 20. In this case 5 there is no overlapping between the field of illumination 222 and the field of view 224 and acquisition of images of the intestine is prevented. Also, the obscuring of the field of view 224 by the fold in the intestine wall 26' is enough to prevent image acquisition.

The problem of obscuring of the tip of the endoscope, as described above, is 10 well known in the art and is usually solved by insufflating air in the intestine. Figure 3 schematically illustrates a prior art endoscope 30 in an air insufflated intestine 36. Air insufflation inflates the intestinal walls, flattens the folds that are naturally present in the intestine wall, and removes potential obstruction from both the illumination source 34 (field of illumination 304) and from the lens 32 (field of view 15 302).

Air insufflation of the intestine, although solving problems of optical 20 obstruction, changes the normal physiological conditions of the intestine. Under normal physiological conditions the intestine is collapsed and most of the remaining space is filled with the gastrointestinal liquid. Under insufflation the intestine is filled with air leaving the liquid spread as a moisture layer only on the intestinal wall. In an unmodified environment viewing conditions in the intestine are similar to underwater viewing. Air insufflation modifies these conditions possibly leading to degradation of some colors seen

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

through the air (similar to tropical fishes which have vivid colors in the water but pale colors once the fish is in the air).

In addition to differences in geometry and in the physics of viewing the intestine  
5 under modified and unmodified conditions, physiological differences may develop due to  
insufflation and the resulting air pressure in the intestine.

For example, a tamponade effect results in increased pressure on small blood  
vessels possibly resulting in stopping any existing bleeding. Thus, effective detection of  
bleeding sites in the gastrointestinal (GI) tract may be prevented. Also, villi collapse in air,  
10 diminishing the quality of obtained images, as compared to villi floating in the  
gastrointestinal liquid. Further, in rare cases fatal air embolism may occur as a result of  
insufflation endoscopy (Katgraber F, Glenewinkel F, Fischler S, *Int J Legal Med* 1998;  
111(3) 154-6.).

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

**SUMMARY OF THE INVENTION**

According to one embodiment of the present invention a method and device for in vivo imaging of the gastrointestinal tract in unmodified conditions, namely 5 under natural physiological conditions, is provided. According to an embodiment of the invention obscuring of the field of view or of the field of illumination is prevented.

According to one embodiment, the invention is based on viewing the intestine through an optical dome, which prevents obscuring of the field of 10 illumination or of the field of view, due to collapse or due to a fold of the intestine wall. The invention, according to one embodiment also enables to obtain in vivo images of the gastrointestinal tract having a quality that is not impaired by modifications of the intestinal environment, such as by insufflation.

The method, according to one embodiment of the invention, includes the 15 steps of: introducing into an uninsuffed intestine an imaging device for imaging the uninsuffed intestine, and obtaining images of the uninsuffed intestine. The imaging device, according to an embodiment of the invention, comprises at least one dome shaped or convex end through which the uninsuffed intestine is illuminated and viewed.

20 According to another embodiment of the invention there is provided a method for viewing submucosal formations in the intestine. The method, according to an embodiment of the invention, includes the steps of: introducing into an

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

uninsufflated intestine an imaging device for imaging the uninsufflated intestine; illuminating collapsed walls of the intestine; obtaining images of the collapsed intestine walls; and obtaining from the images of the collapsed intestine wall a view of submucosal formations of the intestine. The imaging device, according to an 5 embodiment of the invention, comprises at least one dome shaped or convex end through which the uninsufflated intestine is illuminated and viewed.

According to one embodiment the imaging device is an endoscope comprising at least one dome shaped or convex end through which the uninsufflated intestine is illuminated and viewed.

10

**BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS**

The present invention will be understood and appreciated more fully from the following detailed description taken in conjunction with the drawings in which:

Figure 1 is a schematic illustration of a prior art endoscope;

15 Figure 2A and 2B are schematic illustrations of a prior art endoscope in a gastrointestinal tract (2A) and in a portion of the gastrointestinal tract having a fold (2B);

Figure 3 is a schematic illustration of a prior art endoscope in an insufflated intestine;

20 Figure 4 is a schematic illustration of an in vivo imaging device in an intestine with unmodified environment, in accordance with an embodiment of the invention;

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

Figure 5 is a schematic illustration comparing the illumination of a prior art endoscope in an insufflated intestine with the illumination of an in vivo imaging device according to an embodiment of the invention;

5 Figure 6 is a schematic illustration comparing the optical path of a prior art endoscope in an insufflated intestine with the optical path of an in vivo imaging device according to an embodiment of the invention;

Figure 7 schematically illustrates an angular resolution scheme for air-insufflated endoscopy and for endoscopy in accordance with an embodiment of the invention;

10 Figure 8 is a more detailed, three-dimensional scheme of the schematic illustration of Figure 7; and

Figures 9 and 10 present angular resolution and apparent magnification for air-insufflated endoscopy and for endoscopy in accordance with an embodiment of the invention.

15

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

**DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION**

In the following discussion, embodiments of the present invention will be also referred to as "airless endoscopy".

Reference is now made to Fig. 4, which presents a schematic illustration of 5 an in vivo imaging device, specifically designed, in accordance with an embodiment of the invention, to view the gastrointestinal tract in an unmodified environment. The in vivo imaging device 40 is a device capable of being inserted and moved through the intestine, such as an endoscope. The dome or convex shaped tip 402 of endoscope 400 is an optical window 42 through which the intestine is illuminated 10 and viewed and/or imaged. One or more illumination sources 46 and an imager and lens 44 are positioned behind optical window 42. The collapsed, uninsuffed intestine walls 410 are in close proximity to the imaging device 40 and present only a limited area 412 to be viewed. In these conditions the field of view 404 includes the entire area 412. Furthermore, illumination field (or fields) 406 provided by 15 illumination sources 46 illuminate the entire area 412. Hence, at any point of time during the imaging device's 40 progress through the intestine a limited area of the intestine wall is fully illuminated and can be viewed in its entirety.

As will be shown and discussed below, an imaging device designed in accordance with an embodiment of the invention operates more efficiently than 20 prior art imaging devices operating in insufflation conditions. Also, according to an embodiment of the invention it is possible to obtain images that are of an improved quality compared to images obtained under insufflation conditions. Furthermore,

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

images obtained according to an embodiment of the invention contain information that is unobtainable under insufflation conditions of the intestine.

As is shown in Fig. 5 the illumination efficiency of imaging device 50, designed in accordance with an embodiment of the invention, is higher than that of prior art imaging device 51. Illumination angle  $\alpha$  is not as sharp an angle compared with sharp illumination angle  $\beta$ , such that most of the illumination is efficient and is returned by the intestine wall back to the imaging device and lens 52.

As shown in Fig. 6, also the viewing angle of the device in accordance with an embodiment of the invention is less sharp than the viewing angle of a prior art imaging device. Therefore, formations such as arterioles, venules, lymphatic ducts and others, which are located submucosively and which are viewed according to an embodiment of the invention, are viewed through a thinner layer of mucosa than while being viewed by a prior art imaging device. As can be seen in Fig. 6, the optical path to the submucosal formation 604 is shorter (see distance  $v'-w'$ ) when using an imaging device 60 in accordance with an embodiment of the invention than when using a prior art imaging device 61 (see distance  $v-w$ ).

Reference is now made to Figs. 7 – 10. Due to the different geometry of the two techniques (prior art compared with a method according to an embodiment of the invention), their spatial resolution is also different. Fig. 7 presents a simplified planar scheme for calculation of angular resolution and apparent magnification. Fig. 8 presents a more detailed, three-dimensional scheme. Figs. 9 and 10 present angular resolution and apparent magnification for air insufflating and airless endoscopy. It can be understood that airless endoscopy provides superior resolution in most angles

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

of the field of view. For the simplicity of discussion several assumptions can be made: Insufflation causes the intestine to be cylindrically shaped with a radius R2. The endoscopic optical axis aligns with the geometrical axis of the intestine.

In the airless endoscopy collapsed walls of the intestine form a half-sphere  
5 around the optical dome of the endoscope. Radius half a sphere is R1. Both cases are shown in Fig. 7. It should be noted that usually  $R1 < R2$ .

#### Finding angular resolution

The objective is to find what will be the angles  $\Delta\theta$  and  $\Delta\varphi$  (along the two orthogonal axis) for an object that has length of  $\Delta L_\theta$  (or  $\Delta L_\varphi$ ), as a function of the  
10 view angle  $\theta$  (or  $\varphi$ ) correspondingly.

Case 1. Air insufflating endoscopy.

a. Angle (axis)  $\theta$

$$L_\theta = R_2 * \operatorname{ctg} \theta$$

$$dL_\theta/d\theta = R_2 * (-1/\sin^2 \theta)$$

15 It should be noted that only an absolute value of the expression is important, therefore the minus sign will be omitted.

b. Angle (axis)  $\varphi$

$$L_\varphi = (R_2/\sin\theta)^* \operatorname{tg} \varphi$$

$$dL_\varphi/d\varphi = (R_2/\sin\theta)^* (1/\cos^2 \varphi)$$

20

Case 2. Airless endoscopy.

a. Angle (axis)  $\theta$

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

$$L_\theta = R_1 * \theta$$

$$dL_\theta/d\theta = R_1$$

b. Angle (axis)  $\varphi$

$$L_\varphi = R_1 * \varphi$$

5  $dL_\varphi/d\varphi = R_1$

Assuming  $R_1=R_2$  the normalized (relative) angular resolution of both prior art method and of a method according to an embodiment of the invention, may be calculated. Figure 8 presents results of the calculation (in order to make the visual  
10 presentation more illustrative, inverse value is plotted:  $d\theta/dL$ )

Angular resolution of the airless endoscopy is better, especially for low values of the viewing angles.

Finding apparent magnification.

15 Figure 9 shows geometrical relations used for calculation of linear resolution (apparent magnification), for air insufflation, and for airless endoscopy.

Magnification is defined as a ratio between the size of the object on the imager and actual size of the object. It may be defined without units or with units, e.g. [pixel/meter].

20 Angular resolution [ $m/?$ ] versus view angle for air insufflating endoscopy. The line referred to as line 90 describes resolution versus  $\theta$ . Other lines describe resolution versus  $\varphi$  (angle  $\theta$  serves here as a parameter). Angular resolution in

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

airless endoscopy does not depend on the viewing angle and is 1, assuming the same diameter of the intestine ( $R_1=R_2$ ). Difference in the resolution is increases assuming that the insufflation increases the diameter of the intestine ( $R_1 < R_2$ ).

5 Case 1. Air insufflating endoscopy.

a. Angle (axis)  $\theta$

$$\tan\theta = L_\theta/F = R_2/L_\theta$$

$$L_\theta = R_2/\tan\theta$$

10 From here:

$$L_\theta = F * R_2 / L_\theta = F / \tan\theta$$

Derivative will show the linear resolution:

$$dL'_\theta/dL_\theta = -R_2 * F / L_\theta^2 = -R_2 * F / (R^2 / \tan^2\theta) = -F / R_2 * \tan^2\theta$$

b. Angle (axis)  $\phi$

15  $L'_\phi = F / \cos\theta * \tan\phi$

$$L_\phi = R_2 / \sin\theta * \tan\phi$$

$$L'_\phi = F / \cos\theta * (\sin\theta / R_2) * L_\phi = F / R_2 * \tan\theta * L_\phi$$

$$dL'_\phi/dL_\phi = F / R_2 * \tan\theta$$

Case 2. Airless endoscopy.

20 a. Angle (axis)  $\theta$

$$L'_\theta = (F * \tan\theta / R_1 * \theta) * L_\theta$$

$$dL'_\theta/dL_\theta = F * \tan\theta / R_1 * \theta$$

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

b. Angle (axis)  $\varphi$ 

$$L'_\varphi = (F/R_1 * \operatorname{tg}\varphi / \varphi * 1/\cos\theta) * L_\varphi$$

$$dL'_\varphi/dL_\varphi = F/R_1 * \operatorname{tg}\varphi / \varphi * 1/\cos\theta$$

5

Magnification for different viewing angles is shown in Figure 10. In Fig. 10 Magnification [pixels/meter] versus view angle for air insufflating endoscopy is compared to airless endoscopy (assuming the same diameter of the intestine). For airless endoscopy magnification versus  $\theta$  is shown, and magnification versus  $\varphi$  is 10 shown, while  $\theta$  is a parameter:  $\theta = 10^\circ$   $\theta = 45^\circ$   $\theta = 70^\circ$ . For air insufflating endoscopy magnification versus  $\theta$  and  $\varphi$  is shown. It may be seen that magnification (resolution) of airless endoscopy is superior, especially in a central area. Assuming that the insufflation increases the diameter of the intestine ( $R_1 < R_2$ ) —performance of the airless endoscopy is improved.

15 It may be concluded that linear resolution of airless endoscopy is superior to air insufflating endoscopy in most angles of the field of view. Figure 10 presents the case when diameter of the intestine is the same in the air-insufflating and airless endoscopy ( $R_1=R_2$ ). It is a reasonable assumption that the air insufflation increases the diameter of the intestine ( $R_1>R_2$ ). Therefore linear resolution in the 20 air-insufflating case will have even lower values than that presented in Figure 10.

It will be appreciated by persons skilled in the art that the present invention is not limited to what has been particularly shown and described hereinabove.

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

Rather the scope of the present invention is defined only by the claims which follow:

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

**CLAIMS**

1. A method for *in vivo* imaging of an unmodified gastrointestinal tract, the method comprising the steps of:
  - introducing an imaging device into an unmodified gastrointestinal tract,
  - 5 said imaging device comprising at least one convex end through which the unmodified gastrointestinal tract is illuminated and viewed; and
  - obtaining images of the unmodified gastrointestinal tract.
2. The method according to claim 1 wherein the unmodified gastrointestinal tract comprises an uninsufflated gastrointestinal tract.
3. The method according to claim 1 wherein the unmodified gastrointestinal tract is an uninsufflated small intestine.
4. The method according to claim 1 wherein the imaging device is an endoscope.
- 15 5. A method for viewing submucosal formations in a gastrointestinal tract, the method comprising the steps of:
  - introducing an imaging device into an unmodified gastrointestinal tract,
  - said imaging device comprising at least one convex end through which the unmodified gastrointestinal tract is illuminated and viewed;
  - 20 illuminating at least one collapsed wall of the gastrointestinal tract;
  - obtaining images of the collapsed gastrointestinal tract wall; and

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

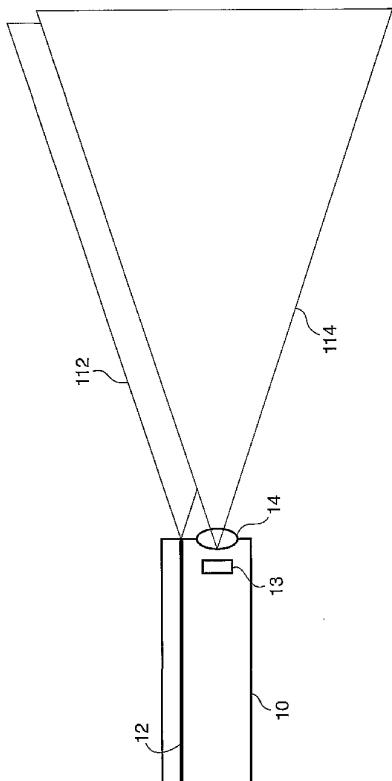
obtaining a view of submucosal formations of the gastrointestinal tract from the images of the collapsed gastrointestinal tract wall.

6. The method according to claim 5 wherein the unmodified gastrointestinal tract comprises an uninsuffed gastrointestinal tract.
- 5 7. The method according to claim 5 wherein the unmodified gastrointestinal tract is an uninsuffed small intestine.
8. The method according to claim 5 wherein the imaging device is an endoscope.
- 10 9. An endoscope configured to image an unmodified gastrointestinal tract, said endoscope comprising at least one convex end through which the gastrointestinal tract is illuminated and viewed.
- 10 10. The endoscope according to claim 9 wherein the unmodified gastrointestinal tract comprises an uninsuffed gastrointestinal tract.
- 15 11. The endoscope according to claim 9 wherein the unmodified gastrointestinal tract is an uninsuffed small intestine.
12. The endoscope according to claim 9 comprising a convex optical window, an image sensor and an illumination source, wherein the image sensor and illumination source are both positioned behind said optical window.

WO 02/094337

1/10

PCT/IL02/00391



**FIG. 1**  
**PRIOR ART**

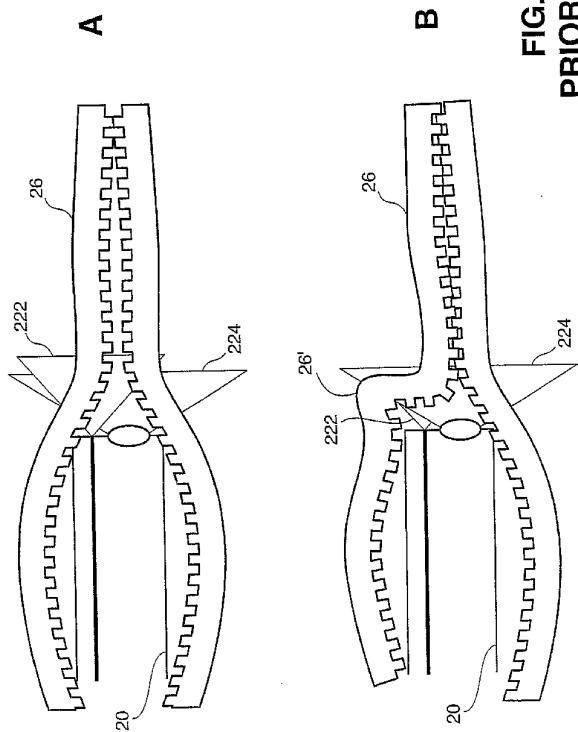
SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

2/10

PCT/IL02/00391

FIG. 2  
PRIOR ART



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

3/10

PCT/IL02/00391

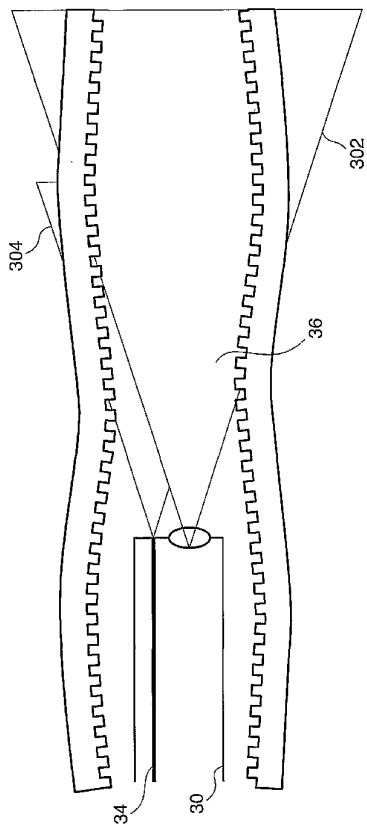


FIG. 3

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

4/10

PCT/IL02/00391

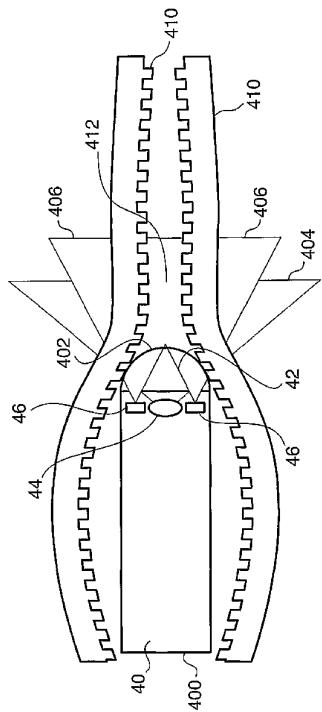


FIG. 4

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

5/10

PCT/IL02/00391

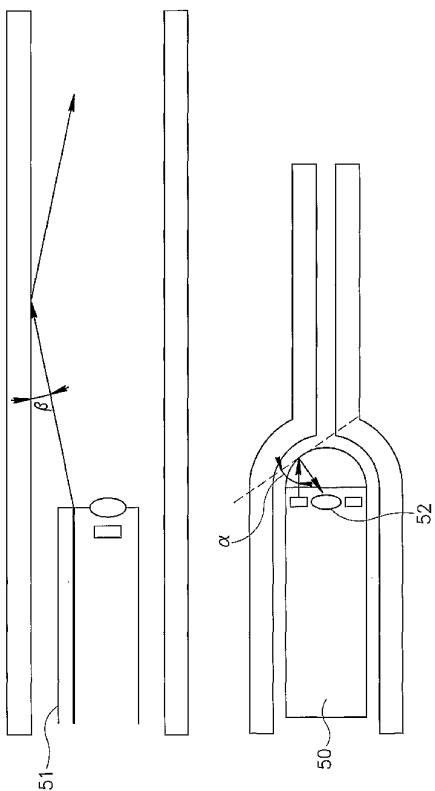


FIG.5

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

6/10

PCT/IL02/00391

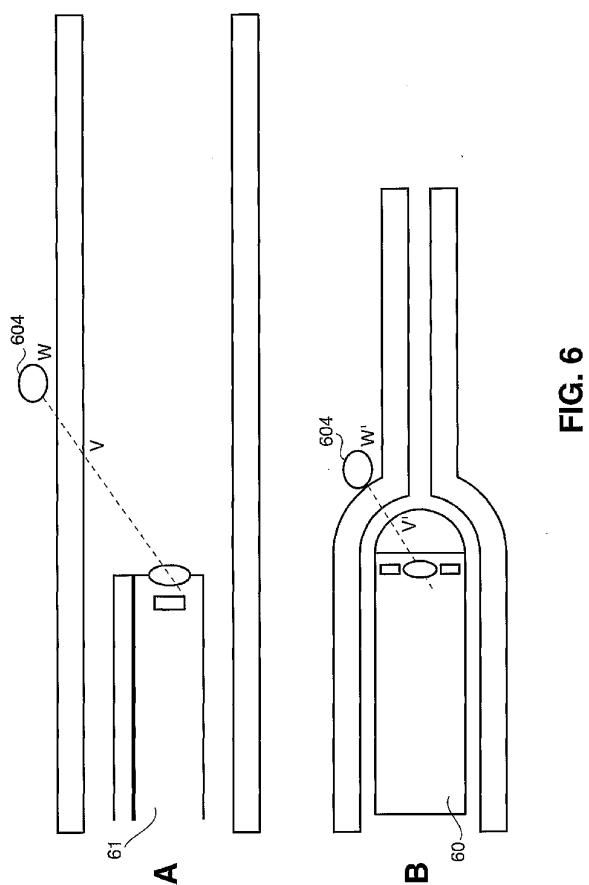


FIG. 6

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

PCT/IL02/00391

7/10

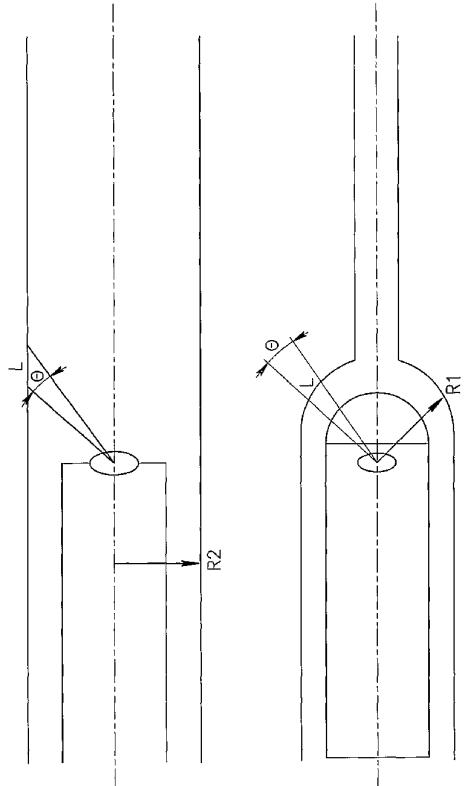


FIG.7

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

8/10

PCT/IL02/00391

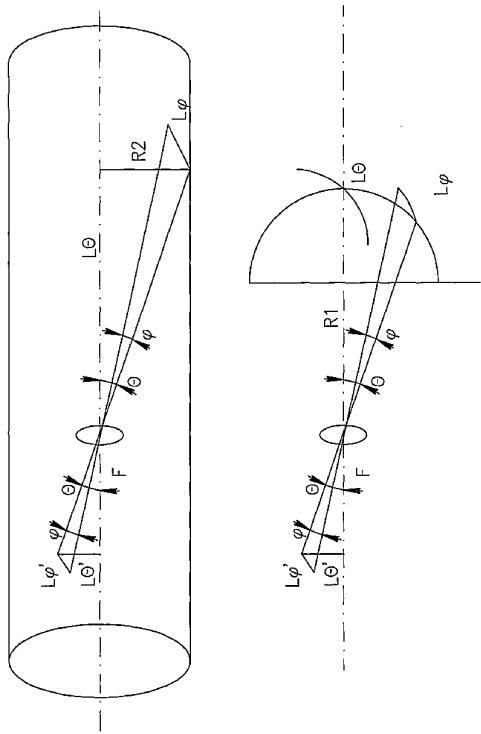


FIG. 8

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/094337

9/10

PCT/IL02/00391

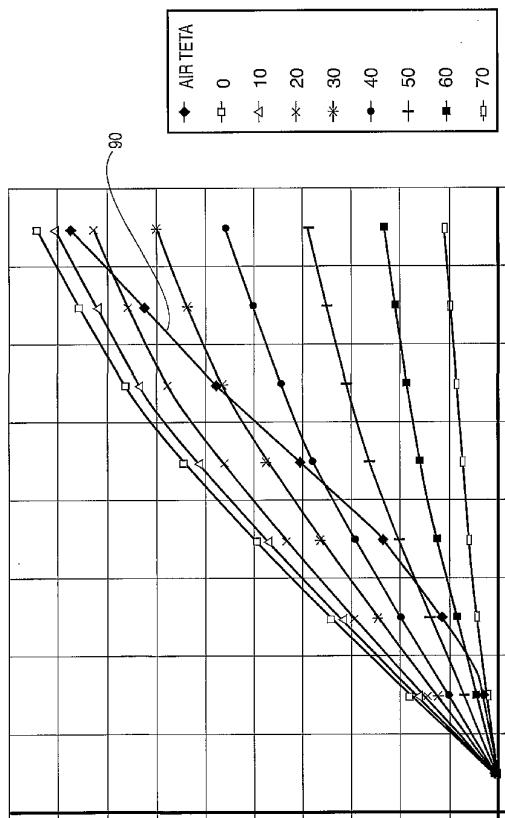


FIG. 9

WO 02/094337

10/10

PCT/IL02/00391

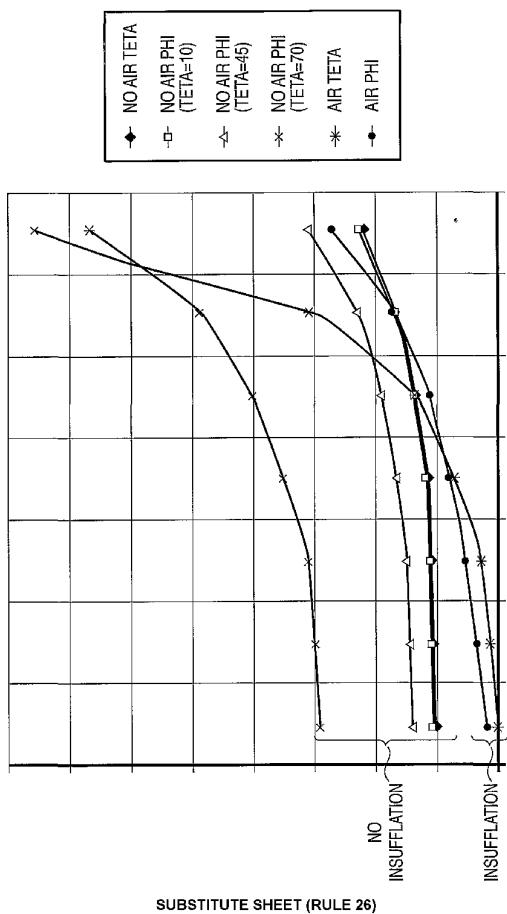
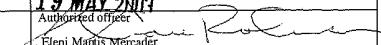


FIG. 10

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL02/00391
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
IPC(7) : A61B 6/00 US CL : 600/476 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/101, 103, 104, 109, 111-114, 117, 118, 121, 122, 129, 160-182, 407, 564, 476, 478		
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 practicable, search terms used) WEST		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,174,291 A (MCMAHON et al) 16 January 2001 (16.01.2001), see entire document.	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents:		
"A"	"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
"E"	"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
"L"	"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
"O"	"&"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P"		document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 15 November 2002 (15.11.2002)	Date of mailing of the international search report <b>19 MAY 2003</b>	
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PC-1 Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703)305-3230	Authorized officer  Eleni Marinis Mercader Telephone No. 703 308-0899	

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN, TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE, GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,P L,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 將行

(72)発明者 グルコフスキイ , アルカディ

イスラエル、36790 ネシャー、ハヌリオト・ストリート、24 / 5

F ターム(参考) 4C061 AA01 CC06 LL02 QQ06

专利名称(译)	未变形胃肠道的体内成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004528919A</a>	公开(公告)日	2004-09-24
申请号	JP2002591053	申请日	2002-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	基文影像公司		
申请(专利权)人(译)	鉴于影像有限公司		
[标]发明人	グルコフスキーアルカディ		
发明人	グルコフスキーアルカディ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/07 A61B1/273		
CPC分类号	A61B1/2736 A61B1/00096 A61B1/051		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.372		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/QQ06		
代理人(译)	森田俊夫 堀井裕 酒井 将行		
优先权	143258 2001-05-20 IL		
其他公开文献	<a href="#">JP2004528919A5</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

是一种体内成像未变形，通常不通气的胃肠道的方法。该方法包括将成像装置引入未变形的胃肠道的步骤，该成像装置包括至少一个凸出的端部，通过该凸出的端部照射和观察未变形的胃肠道，以及获得未变形的胃肠道的图像。

