

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-321796  
(P2004-321796A)

(43) 公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)

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

**A61B 5/07**  
**A61B 1/00**  
**A61B 1/04**  
**A61B 5/00**

F 1

A 6 1 B	5/07	A 6 1 B	1/00	3 2 0 B
A 6 1 B	1/04	A 6 1 B	5/00	3 7 0
A 6 1 B	5/00	A 6 1 B	5/00	D
				G

テーマコード(参考)

4 C 0 3 8

4 C 0 6 1

4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-124011(P2004-124011)  
 (22) 出願日 平成16年4月20日(2004.4.20)  
 (31) 優先権主張番号 10318205.5  
 (32) 優先日 平成15年4月22日(2003.4.22)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 390039413  
 シーメンス アクチエンゲゼルシヤフト  
 S i e m e n s A k t i e n g e s e l l  
 I s c h a f t  
 ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュ  
 ンヘン ヴィッテルスバッハ-プラッツ  
 2  
 (74) 代理人 100075166  
 弁理士 山口 嶽  
 (72) 発明者 マルチン クレーン  
 ドイツ連邦共和国 91077 ノインキ  
 ルヒエン ローゼンバッハ 51 アー

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】カプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法、無線内視鏡装置および医療技術装置

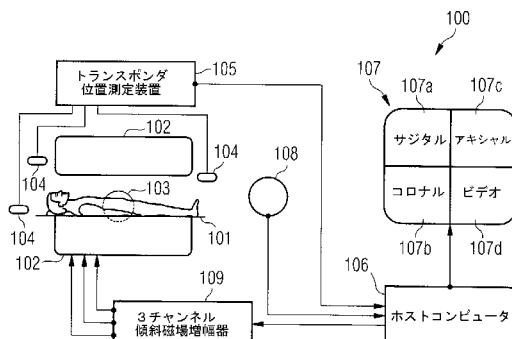
## (57) 【要約】

【課題】内腔の改善された3次元の全体表示を可能にする。

【解決手段】ビデオカメラ204を備えた無線式カプセル形内視鏡装置200のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法において、

内視鏡装置200の周囲の一連の個別画像を撮影するステップS1と、内視鏡装置200から受信装置103, 108および評価装置106へ画像データを無線伝送するステップS2と、撮影された画像列の相前後する個別画像のほぼ一致する特徴を識別するためのパターン認識アルゴリズムを実行するステップS6と、内視鏡装置200の周囲の擬似3次元表示を行なうために、識別されたほぼ一致する画像特徴を重ね合わせることによって個別画像を連結する画像処理プロセスを実行するステップS7とが行なわれる。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】**

**【請求項 1】**

ビデオカメラ(204)を備えた無線式カプセル形内視鏡装置(200)のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法であって、

内視鏡装置(200)の周囲の一連の個別画像を撮影するステップ(S1)と、

内視鏡装置(200)から受信装置(103, 108)および評価装置(106)へ画像データを無線伝送するステップ(S2)と

を有する無線式カプセル形内視鏡装置(200)のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法において、

撮影された画像列の相前後する個別画像のほぼ一致する特徴を識別するためのパターン認識アルゴリズムを実行するステップ(S6)と、

内視鏡装置(200)の周囲の擬似3次元表示を行なうために、識別されたほぼ一致する画像特徴を重ね合わせることによって個別画像を連結する画像処理プロセスを実行するステップ(S7)と

を有することを特徴とするカプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 2】**

各*i*番目の撮影において内視鏡装置(200)の位置を検出して画像データと一緒に受信および評価装置(100)に送信し、そこにデジタルで保存する(但し、*i*は1以上の整数)ことを特徴とする請求項1記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 3】**

カプセル形内視鏡装置(200)の位置および/または方向を検出し、表示装置(107)を介して可視化された擬似3次元表示内に挿入することを特徴とする請求項1又は2記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 4】**

表示装置(107)に表示されたコンピュータプログラムのオペレータインターフェースの制御ウインドウにおいて位置マークのナビゲーションを行なうことによって、内視鏡装置の周囲の種々のカメラ透視画像を表示することを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 5】**

ナビゲーションは、入力パラメータ、すなわちカプセル形内視鏡装置(200)の移動方向における送り運動の大きさ並びに移動方向を示す軸線を中心とする回転運動の大きさによって行なわれることを特徴とする請求項4記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 6】**

撮影された個別画像の、N次元の特徴ベクトル( $\underline{x}_{Mi}$ )の形で記憶された画像パラメータと、基準画像データバンクからの病気の組織構造物の画像の、N次元の基準ベクトル( $\underline{x}_{Rj}$ )の形で記憶された画像パラメータとの間における距離2乗( $d_{ij}^2 := d^2(\underline{x}_{Mi}, \underline{x}_{Rj})$ )を、それらの差ベクトル( $\underline{x}_{ij} := \underline{x}_{Mi} - \underline{x}_{Rj}$ )のユーリッド長さ( $\|\underline{x}_{ij}\|_2$ )の2乗の計算によって算出するステップ(S8)と、

検査すべき個別画像におけるそれぞれの特徴ベクトル( $\underline{x}_{Mi}$ )に対して最小である距離2乗( $d_{ij}^2$ )を有する基準画像の基準ベクトル( $\underline{x}_{Rj}$ )を求めるステップ(S9)とを有することを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 7】**

表示装置(107)を介して可視化された内視鏡装置(200)の周囲の擬似3次元表示は、仮想内視鏡検査法の枠内において入力装置の制御信号による観察透視画像の変更によって検査可能であることを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載のコンピュータ支援3次元画像形成方法。

**【請求項 8】**

10

20

30

40

50

2つの個別画像(  $m$  ,  $n$  )の連結のために、両個別画像(  $m$  ,  $n$  )を撮影するカプセル形内視鏡装置の瞬時撮影位置(  $x_m$  ,  $x_n$  )間の行程差(  $\underline{x}_{m,n} := \underline{x}_n - \underline{x}_m$  )であって、カプセル形内視鏡装置( 200 )の進行によって形成されかつ重み係数を与えられた行程差を使用することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の 1 つに記載のコンピュータ支援 3 次元画像形成方法。

#### 【請求項 9】

カプセル形内視鏡装置( 200 )の瞬時撮影位置(  $x_m$  ,  $x_n$  )は、内視鏡装置( 200 )を認識することができるX線画像の評価によって求めることを特徴とする請求項 8 記載のコンピュータ支援 3 次元画像形成方法。 10

#### 【請求項 10】

カプセル形内視鏡装置( 200 )の瞬時撮影位置(  $x_m$  ,  $x_n$  )は、内視鏡装置( 200 )から受信装置( 103 , 108 )への無線の画像データ伝送( S2 )の信号走行時間(  $T_m$  ,  $T_n$  )の評価によって求めることを特徴とする請求項 8 記載のコンピュータ支援 3 次元画像形成方法。

#### 【請求項 11】

一連の個別画像を撮影するための組込み小形ビデオカメラ( 204 )と、受信装置( 103 , 108 )および評価装置( 106 )への画像データの無線伝送( S2 )を行なう送信器( 205 )とからなる飲込み可能なカプセルの形の無線内視鏡装置において、

時間的に変化する外部磁界( B )の印加時に能動的に無線で移動させ得る永久磁石( 203 )をカプセル内に設けたことを特徴とする無線内視鏡装置。 20

#### 【請求項 12】

カプセル形内視鏡装置( 200 )の信号の取得および評価を行なうための医療技術装置において、

カプセル形内視鏡装置( 200 )から送信された画像情報を無線で受信する受信装置( 103 , 108 )と、

カプセル形内視鏡装置( 200 )から送信された画像データを復調し、かつ受信された画像情報の擬似 3 次元表示を行なう画像処理プロセスを実行するコンピュータユニット( 106 )と、

処理された画像データを可視化する表示装置( 107 )と  
を有することを特徴とする医療技術装置。 30

#### 【請求項 13】

均一な静磁場(  $B_0$  )を発生する磁場コイルと、3つの直交空間座標  $x$  ,  $y$  ,  $z$  に対して  $\pm x$  ,  $\pm y$  ,  $\pm z$  方向にこの静磁場を局部的に磁場変化させるためにそれぞれ 1 つ設けられ傾斜磁場増幅器( 109 )をそれぞれ備えた傾斜磁場コイルとを備えた磁石管( 102 )が設けられていることを特徴とする請求項 1 2 記載の医療技術装置。

#### 【請求項 14】

カプセル形内視鏡装置( 200 )の金属部分を位置測定するために分散配置された金属センサ装置( 104 )と、

センサ装置( 104 )に接続され、センサ装置( 104 )とコンピュータユニット( 106 )との間のインターフェースとしてトランスポンダを有する測定値検出部( 105 )と  
が設けられていることを特徴とする請求項 1 2 又は 1 3 に記載の医療技術装置。 40

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、ビデオカメラを備え患者によって飲込み可能なカプセルの大きさの無線内視鏡装置のためのコンピュータ支援の 3 次元画像形成方法、無線内視鏡装置、並びに、例えば非侵襲の胃腸病内視鏡検査法の範囲で使用することができる患者の内腔を 3 次元表示するための医療技術装置に関する。

#### 【背景技術】

10

20

30

40

50

## 【0002】

胃腸管の、とりわけ小腸の上部（空腸）における病気診断の新方法はカプセル形内視鏡検査であり、この方法はX線負担なしに小腸範囲全体の苦痛のない患者に好まれる検査を可能にする。この検査方法は、従来の放射線検査および内視鏡検査法が不十分な診断結果しか得られなかつた区域を検査することができるという利点を有する。

## 【0003】

患者が小形カラービデオカメラを備えたカプセルを飲み、そのカメラが小腸の内視鏡画像を供給し、苦痛のない非侵襲的診断を可能にする。末端回腸を含む大腸の結腸内視鏡検査だけを実施しようとする場合、カプセルの直腸挿入も考え得る。

## 【0004】

検査は食事節制後に始められ、通院で行なうことができる。ビデオカプセルの活性化および飲み後に、患者は、カプセルの約8時間の胃腸管通過に気づくことなく、普段どおりの活動に苦痛なしに従事することができる。カプセルが平均的に約80分胃の中に留まった後に、大腸通過に平均的に約90分を要する。

## 【0005】

この種のカプセル形内視鏡装置並びに小腸全体の可視化のための診断システムは、イスラエルのギブン・イメージング社（Given Imaging Ltd.）によって生産され、「M2A（登録商標）Imaging-Kapsel」（以下、M2A撮像カプセルと呼ぶ。）という商品名で販売されている。M2A撮像カプセルは、小形カラービデオカメラ、光源、小形送信器およびアンテナからなる。カプセルの容器は、胃腸管に現われる消化分泌液に対して耐性のある封印された生物適合性の特殊材料から作られている。M2A撮像カプセルは、患者によって飲込まれ、胃腸の筋肉組織の蠕動運動によって消化路を通して運ばれる。ビデオカプセルは $11 \times 26\text{ mm}$ の大きさであり、約 $140^\circ$ の視野を有し、約4グラムの重さである。それにより、 $0.1\text{ mm}$ 以下の大きさを有する病巣を発見することができる。標準的な（8時間の）検査中に、カプセルは、1秒当たり2画像の割合で、約57,000個の画像を作成する。消化路を通過終了後、カプセルは自然の経路で排泄される。

## 【0006】

小腸通過時にカラービデオカメラが画像列を撮影する。これらの画像列は、超短波の形で、体外にあり患者が腰のベルトに保持している無線受信器へ向けて送信され、そして、復調、ローパスフィルタ処理およびアナログディジタル変換の後に、データレコーダに記憶される。簡単に保持可能な受信器付きベルトは、患者に胃腸検査中に通常の日常活動に大いに専念することを可能にする。画像信号のほかに、カプセルは現在位置に関する位置測定信号も発信する。というのは、カプセルは、患者の腹部肌に取付けられた8個の金属検出器によって位置測定される金属部分を含んでいるからである。それにより、それぞれの腸部分への画像の割り付けが可能である。ギブン・イメージング社によって開発されたソフトウェアRAPID™（“Reporting and Processing of Images and Data”）を搭載したコンピュータワークステーションがデータを処理し、小腸のビデオフィルム並びに消化路の重要な追加情報を作成する。診断医師は、このビデオフィルムをリアルタイムで見て、胃腸管を通過する際ににおけるM2A撮像カプセルの位置を追跡し、個々の画像を「フリーズ（Freeze）」モードで正確に評価し、処理し、保存することができる。このようにして得られた視覚情報により胃腸病専門医は場合によっては起こり得る小腸の異常を見つけることができる。

## 【0007】

胃腸管の範囲におけるカプセル形内視鏡装置の応用のほかに、今日では数多くの応用可能性が計画中である。この場合一般にビデオカプセルの移動が結合組織の存在によって妨げられない内腔の内視鏡検査が問題である。これには、例えば脳血管の血管内検査、気管支路の内視鏡検査（気管支直視検査）、腹腔や腹部および骨盤部器官の最小侵襲内視鏡検査（腹腔内視鏡検査）が属する。以下において本発明が胃腸管に関して記述されるときは、本発明は一般に内腔の内視鏡検査に関するものであると理解すべきである。

**【 0 0 0 8 】**

検査すべき患者の体内的画像を取得するシステムおよびそれに付属した方法が提案されている（特許文献1参照）。このシステムは、画像形成システムと、CMOSビデオカメラのビデオ信号を体外にある受信システムへ伝送する低い送信出力の高周波送信器とを含む。画像形成システムは、体内的部位を照明する少なくとも1つの光源と、検査すべき部位から反射された光線を集束させる光学レンズ系とを含む。

**【 0 0 0 9 】**

検査すべき内部器官における内腔の広角撮影システムおよび方法が知られている（特許文献2参照）。このシステムは、少なくとも1つの画像センサと、光源と、体内的画像列を撮影するための光学レンズ系とを含む。このシステムは、患者の体内的内腔に挿入するために用いられる医療技術器具に組み込むか、またはこれに取付けることができる。これは、例えば送り内視鏡、注射針または患者によって飲込み可能なビデオカプセルである。

**【 0 0 1 0 】**

患者の体内的器官の液体で満ちた内腔の検査のために浮くことのできるカプセル形の画像センサが知られており、それは水の比重を有するか、または画像センサを浮く状態に変える他の体積・質量比を有する（特許文献3参照）。この発明の実施例では、画像センサは、浮くことのできる容器内に組み込まれている画像形成システムからなる。

**【 0 0 1 1 】**

例えば胃腸管の如き患者体内の器官の内腔の画像を取得するための診断装置、システムおよび方法が知られている（特許文献4参照）。この診断装置は、画像センサと、マイクロプロセッサと、内腔を照らす光源とを有する浮くことのできるカプセルである。更に、この診断装置は、多数のフィルタと内腔壁から反射された光を集めさせる集光レンズとかなる光学系を有する。画像センサによって撮影された画像データはデジタル化され、圧縮され、そして組込み形の高周波送信器から高周波受信器へ送信される。受信器は体外にあり、患者の腹部周囲に保持される。受信された画像データは高周波受信器の内部メモリに記憶される。この発明の実施例では受信器がワークステーションに接続され、ワークステーションは撮影された画像の可視化のためにデータ流の解凍および評価に役立つ。

**【 0 0 1 2 】**

以上に述べたカプセル形内視鏡装置の欠点は正確でない検査結果にある。なぜならば、ビデオカプセルは制御することができず、体内の定められた範囲をあまりにも速く通過してしまうか、あるいは、まだ撮影していないのに通過してしまうからである。更に、体内からの中断のない画像伝送ができない。

【特許文献1】国際公開第01/065995号パンフレット

【特許文献2】国際公開第02/054932号パンフレット

【特許文献3】国際公開第02/095351号パンフレット

【特許文献4】国際公開第03/010967号パンフレット

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【 0 0 1 3 】**

本発明の課題は、上記の従来技術から出発して、内腔の改善された3次元の全体表示を行なうことを可能にする診断用画像形成装置並びに画像取得方法および画像処理方法を提供することにある。

**【 0 0 1 4 】**

本発明は、この課題にしたがって、ビデオカメラを備えた無線式カプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援の医療用3次元画像形成方法、無線内視鏡装置、並びに、例えば内腔の3次元表示のための医療技術装置を提供する。この場合に使用される画像形成システム構成要素は、例えば、人間の胃腸管の範囲における病気徵候および/または病巣の診断のための非侵襲胃腸病内視鏡検査の分野に使用するのに適している。更に、本発明は、診断報告書の自動作成、並びにデジタルの診断結果および画像データの保存も可能にする。

**【課題を解決するための手段】****【0015】**

カプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法に関する課題は、本発明によれば、ビデオカメラを備えた無線式カプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法であって、

内視鏡装置の周囲の一連の個別画像を撮影するステップと、内視鏡装置から受信装置および評価装置へ画像データを無線伝送するステップとを有する無線式カプセル形内視鏡装置のためのコンピュータ支援3次元画像形成方法において、

撮影された画像列の相前後する個別画像のほぼ一致する特徴を識別するためのパターン認識アルゴリズムを実行するステップと、

内視鏡装置の周囲の擬似3次元表示を行なうために、識別されたほぼ一致する画像特徴を重ね合わせることによって個別画像を連結する画像処理プロセスを実行するステップとが行われることによって解決される。

**【0016】**

無線内視鏡装置に関する課題は、本発明によれば、一連の個別画像を撮影するための組込み小形ビデオカメラと、受信装置および評価装置への画像データの無線伝送を行なう送信器とからなる飲み可能なカプセルの形の無線内視鏡装置において、

時間的に変化する外部磁界の印加時に能動的に無線で移動させ得る永久磁石をカプセル内に設けることによって解決される。

**【0017】**

医療技術装置に関する課題は、本発明によれば、カプセル形内視鏡装置の信号の取得および評価を行なうための医療技術装置において、

カプセル形内視鏡装置から送信された画像情報を無線で受信する受信装置と、

カプセル形内視鏡装置から送信された画像データを復調し、かつ受信された画像情報の擬似3次元表示を行なう画像処理プロセスを実行するコンピュータユニットと、

処理された画像データを可視化する表示装置と  
が設けられることによって解決される。

**【0018】**

本発明の中心思想を特に有利に展開する実施態様は従属請求項に記載されている。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0019】**

本発明の他の特徴、利点および適用可能性は、従属請求項並びに図面に示された本発明の有利な実施例についての以下における説明により明らかにする。

**【0020】**

図1は、本発明の実施例に基づくカプセル形内視鏡装置の高周波信号の取得および評価のための医療技術装置の側面図を示す。

**【0021】**

図2は、画像形成システム構成要素として使用され小形ビデオカメラを装備した本発明の実施例によるカプセル形内視鏡装置の平面図を示す。

**【0022】**

図3は、カプセル形内視鏡装置により内視鏡検査を実施する際の人間の胃腸管部分の断面図を示す。

**【0023】**

図4は、カプセル形内視鏡装置から供給された画像列に基づいて組織構造物の表面の3次元表示を行なうためのコンピュータ支援画像処理プロセスを示す説明図である。

**【0024】**

以下において、まず、図3および図4に表示されているような本発明による画像形成方法を詳細に説明する。続いて、図1および図2に表示されているシステム構成要素の機能を説明する。図1乃至図4において参照符号を付された要素は表1～表3に示された符号リストから読み取ることができる。

10

20

30

40

50

## 【0025】

本発明の第1の実施例は、例えば患者の胃腸管の範囲に適用するために小形カラービデオカメラ204を備えた無線式カプセル形内視鏡装置200のコンピュータ支援3次元画像形成方法に関する。カプセルは患者が飲み込める寸法である。

## 【0026】

本発明を血管範囲に適用する場合、カプセルはそれ相応に小さい寸法である。その場合、カメラのカラースペクトルは赤外線および/または紫外線のスペクトル範囲も共に含む。カプセル形内視鏡装置200を例えば胃腸管を通して食道、胃および腸の蠕動運動によって(受動的)移送中に、ビデオカメラ204が一連の画像を撮影し(S1)、通常はアナログの画像データを電磁高周波信号の形で、受信装置103, 108とホストコンピュータ106とからなる体外の受信および評価装置へ伝送する(S2)。カプセル形内視鏡装置200から送信されたアナログのビデオストリームの受信された個別画像は、そこで、(デジタル的に送信されなかった場合)実際の画像アップデートに相当するフレームレートまたはほぼ一定の画像繰り返し回数でデジタル化され(S3)、そして保存され(S4)、その後グラフィック表示ができる(S5)。

## 【0027】

撮影された画像列の時間的に相前後する個別画像のほぼ一致する特徴、すなわち例えば一致のための予め設定された閾値を上回る特徴を識別するためのパターン認識アルゴリズムが実行される(S6)。検査すべき組織構造物の表面の(擬似)3次元表示を行なうために、ホストコンピュータ106によって、画像処理プロセス(S7)の枠内で共通の画像特徴の重ね合わせにより、空間的に関連する構造物を示す個別画像が連結される。

## 【0028】

ホストコンピュータ106によってこのようにして算出され、腸の場合ほぼ湾曲した管によって概略的に表示可能である3Dモデルのためのデジタル画像データが、後の可視化のためにデータメモリに格納される。

## 【0029】

番号m, nを有する2つの関連する個別画像を連結する際、本発明によれば、カプセル形内視鏡装置200の進行によって形成されかつ重み係数を与えられたカプセル形内視鏡装置200の瞬時撮影位置 $\underline{x}_m$ ,  $\underline{x}_n$ 間の行程差

$$\underline{x}_{m,n} := \underline{x}_n - \underline{x}_m \quad [ \text{単位: mm} ]$$

が両個別画像の撮影のために使用される。この撮影位置は、カプセル形内視鏡装置200が認識できるX線画像の評価、またはカプセル形内視鏡装置200から受信装置103もしくは108への無線の画像データ伝送(S2)の信号走行時間 $T_m$ ,  $T_n$ の評価によって求めることができる。(なお、上記式において「:=」は左辺を右辺で定義することを意味する数学記号である。)

内視鏡装置によって撮影された範囲の一部の断面図が図3に示されている。その撮影された範囲は、連続的な画像列を作成するための内視鏡検査の実施時における患者の例えば小腸を通してのカプセル形内視鏡装置200の移動における個々の段階を示す。

## 【0030】

図4は、カプセル形内視鏡装置200によって撮影された画像列の(擬似)3次元表示を行なうためのコンピュータ支援画像処理プロセスを示す。画像列は、例えば小腸内壁における粘膜の組織構造物の表面を示す。

## 【0031】

本発明によれば、撮影された画像列の各i番目の個別画像(iは1以上の整数)の画像データと共に、各i番目の撮影時に、カプセル形内視鏡装置200の例えば直交位置座標( $x_i$ ,  $y_i$ ,  $z_i$ )が受信装置の一方103もしくは108に送信され、データレコーダにデジタルの形で保存される。

## 【0032】

本発明の他の観点は、検査結果報告書を自動作成(S10)および保存(S11)するためのこの方法の更なる展開に関する。このためにパターン認識アルゴリズムが実行され

10

20

30

40

50

る。パターン認識アルゴリズムにおいては、まず、撮影された個別画像の、N次元の特徴ベクトル  $\underline{x}_{Mi}$  の形で記憶された画像パラメータと、基準画像データバンクからの病気の組織構造物の画像の、N次元の基準ベクトル  $\underline{x}_{Rj}$  の形で記憶された画像パラメータとの間ににおける距離2乗  $d_{ij}^2$  が

$$d_{ij}^2 := d^2(\underline{x}_{Mi}, \underline{x}_{Rj})$$

但し、 $0 \leq i \leq I - 1, 0 \leq j \leq J - 1$

で計算される(S8)。これはそれらの差ベクトル  $\underline{x}_{ij}$  のユークリッド長さ  $\underline{x}_{ij}$ <sub>2</sub> の2乗の計算によって生じる。

### 【0033】

#### 【数1】

$$d_{ij}^2 := d^2(\underline{x}_{Mi}, \underline{x}_{Rj}) = \| \Delta \underline{x}_{ij} \|_2^2 = \Delta \underline{x}_{ij}^T \Delta \underline{x}_{ij} = \sum_{n=0}^{N-1} \Delta x_{ij,n}^2 \quad \forall i, j$$

10

### 【0034】

$$\text{但し、} \underline{x}_{ij} := \underline{x}_{Mi} - \underline{x}_{Rj} \in \mathbb{R}^N$$

これに続いて、検査すべき個別画像のそれぞれの特徴ベクトル  $\underline{x}_{Mi}$  に対して最小である距離2乗  $d_{ij}^2$  を有する基準画像の基準ベクトル  $\underline{x}_{Rj}$  が求められる。その後、これらの基準ベクトル  $\underline{x}_{Rj}$  に割り付けられた検査結果データが基準画像データバンクから読み出される。

### 【0035】

本発明の他の観点によれば、カプセル形内視鏡装置200の位置および方向(例えば瞬時位置、現在操作角および/または通路)が検査中に検出され、表示装置107を介して可視化された胃腸管の(擬似)3次元表示に挿入される。

20

### 【0036】

カプセル形内視鏡装置200によって実施された胃腸病内視鏡検査の終了後に、表示装置107に表示されたコンピュータプログラムのオペレータインターフェースの制御ウィンドウにおいて少なくとも2つの入力パラメータの影響により位置マークのナビゲーションを行なうことによって、例えば胃腸管内部における組織構造物の種々の空間的眺めを表示する種々のカメラ透視画像を作成することができる。これらの両入力パラメータは、例えばカプセル形内視鏡装置200の移動方向における送り運動の大きさ並びにカプセル形内視鏡装置200の移動方向を示す軸線を中心とする回転運動の大きさである。

30

### 【0037】

本発明は内視鏡検査(例えば胃または結腸内視鏡検査)の際に画像作成のために必要な動作ステップの空間的、時間的ならびに人的な減結合を可能にし、このことが实际上非常に重要である。使用者は、画像の表示をもたらす検査プロセスの位置および時間に關係なく画像列を観察することができる。これは、とりわけ胃腸管の同一部位の重複検査を回避することができる利点を有する。画像取得の際ににおける困難さは3次元の画像再構成においてはもはや目立たない。

### 【0038】

本発明の図2に示された第2の実施例は患者の胃腸管範囲における非侵襲画像形成のための無線内視鏡装置に関し、この無線内視鏡装置は患者が飲むことのできるカプセル201の大きさを有する。無線内視鏡装置200は、一連の個別画像を撮影(S1)するための組込み小形ビデオカメラ204と、受信装置103もしくは108およびホストコンピュータ106からなる体外の受信および評価装置へアナログまたはディジタルの画像データを超短波の形で無線伝送(S2)するための高周波送信器205とを含む。

40

### 【0039】

カプセル形内視鏡装置200は、本発明によれば、カプセル内に組込まれた永久磁石203を持っている。この永久磁石203は、外部の局所的に可変の磁界Bの印加に基づいて、この外部磁界に關係して患者の検査すべき胃腸管を通してカプセル形内視鏡装置200を能動的に無接触に制御して移動させるのに役立つ。

50

**【 0 0 4 0 】**

図1には本発明の第3の実施例が示されている。これは、上述のカプセル形内視鏡装置200から送信される高周波信号の取得および評価のための、およびカプセル形内視鏡装置200によって撮影された画像の（擬似）3次元表示のための医療技術装置100に関する。医療技術装置100は、特に人間の胃腸管範囲における非侵襲胃腸病内視鏡検査の枠内において使用されると好ましい。この医療技術装置100は、カプセル形内視鏡装置200から例えば超短波の形で無線送信された画像列を受信する体外の受信装置103もしくは108を含む。更に、医療技術装置100は、カプセル形内視鏡装置200から送信された画像データを復調し、かつ画像内に表示された表面の3次元表示を行なう画像処理プロセスを実施するコンピュータユニット106を有する。

10

**【 0 0 4 1 】**

磁石管102は、均一の静磁場 $B_0$ を発生するための磁場コイルと、3つの直交空間座標x, y, zに対して $\pm x$ ,  $\pm y$ ,  $\pm z$ 方向にこの静磁場を局部的に磁場変化させるためにそれぞれ1つ設けられ傾斜磁場増幅器109をそれぞれ備えた傾斜磁場コイルとを備えている。この磁石管102は、永久磁石203を備えた無線式内視鏡装置200を例えば患者胃腸管を通して無接触に能動的に制御するのに役立つ。更に、医療技術装置100は、カプセル形内視鏡装置200の金属部分を位置測定するために患者の上半身に分散配置された金属センサ装置104と、センサ装置104とコンピュータユニット（ホストコンピュータ）106との間のインターフェースとしてトランスポンダを有する測定値検出部105とを含む。コンピュータユニット106に接続されている表示装置107は、カプセル形内視鏡装置200から送信されコンピュータユニット106によって処理された画像データの可視化のために役立つ。

20

**【 0 0 4 2 】**

本発明によれば、3つの断面図が表示される。これらの断面図は、コンピュータユニット106によって人体の3つの直交する主要平面に対して平行な断面（「サジタル（前方から後方へ向いた縦断面）」、「コロナル（左から右へ向いた縦断面）」および／または「トランスバーサルもしくはアキシャル（人体の横断面）」）に沿った仮想断面図の計算により発生され、表示装置107の3つの異なる制御ウィンドウ107a～107cに表示される。更に、表示装置107の4番目の制御ウィンドウ107dには、撮影された画像列をビデオフィルムの形でリアルタイムでまたは高速進行で上映することができる。

30

**【 0 0 4 3 】**

本発明の他の実施例によれば、表示装置107を介して可視化される内視鏡装置200の周囲の擬似3次元表示を、仮想フライスルーモードの枠内において、入力装置（コンピュータのマウスまたはジョイスティック）の制御信号による観察透視画像の変更によって検査することができる。

**【 0 0 4 4 】**

【表1】

符号	システム構成要素もしくは方法ステップ
100	人間の胃腸管範囲における病気前兆および／または病巣の診断のための非侵襲胃腸病内視鏡検査の枠内において使用される本発明の実施例によるカプセル形内視鏡装置の高周波信号の取得および評価のための医療技術装置の側面図
101	検査すべき患者を磁石管102の中へ導き入れるスライド式ベッド
102	均一の静磁場 $B_0$ を発生させるための磁場コイルと、3つの直交空間座標x, y, zに対して $\pm x$ , $\pm y$ および／または $\pm z$ 方向にこの静磁場を局部的に磁場変化させるためにそれぞれ1つの傾斜磁場コイルとを備えた磁石管
103	カプセル形内視鏡装置200から超短波の形で送信された胃腸管の腔からの画像列を受信するために患者腹部の周囲のベルトに保持された受信装置
104	カプセル形内視鏡装置200の金属部分を位置測定するために患者上半身に分散配置された金属センサ装置
105	センサ装置104の金属検出器とホストコンピュータ106との間におけるインターフェースとして検査すべき患者の腹部周囲のベルトに固定されたトラスpondaを備えた測定値検出部
106	カプセル形内視鏡装置200から送信された画像列を復調し、画像後処理プロセスを実行するホストコンピュータ。画像後処理プロセスは、人間の胃腸管内壁における組織構造物の表面の3次元表示を行ない、人体の3つの直交する主要平面に対して平行な断面（サジタル（前方から後方へ向いた縦断面）、コロナル（左から右へ向いた縦断面）およびアキシャルもしくはトランスバーサル（横断面））に沿った仮想断面図の計算による3つの断面図を作成する。
107	カプセル形内視鏡装置200から送信され、ホストコンピュータ106により処理された患者胃腸管内部の画像データを可視化する画面
107a	検査すべき胃腸管を通るサジタル縦断面の形の仮想断面図を表示する画面107に示されたオペレータインターフェースの第1制御ウィンドウ
107b	検査すべき胃腸管を通るコロナル縦断面の形の仮想断面図を表示する画面107に示されたオペレータインターフェースの第2制御ウィンドウ
107c	検査すべき胃腸管を通るトランスバーサル横断面の形の仮想断面図を表示する画面107に示されたオペレータインターフェースの第3制御ウィンドウ
107d	検査すべき胃腸管の撮影された画像列を表示する画面107に示されたオペレータインターフェースの第4制御ウィンドウ

【0045】

【表2】

符号	システム構成要素もしくは方法ステップ
108	カプセル形内視鏡装置200から超短波の形で送信された胃腸管の腔の画像列を受信するために患者身体に取付けられていない無線式受信装置
109	患者の胃腸管を通るカプセル内視鏡201の移動を外から制御可能のように、磁場コイル102によって発生させられた均一の静磁場 $B_0$ の磁場の強さ $H_0$ の±x, ±yおよび/または±z方向における局部的变化を生じさせる3つの傾斜磁場コイルを制御するための3チャネル傾斜磁場增幅器
200	小形ビデオカメラを備えた画像形成システム構成要素として使用される本発明の実施例によるカプセル形内視鏡装置の平面図
201	カプセル形内視鏡装置200の容器
202	永久磁石203の長手軸線
203	外側から印加される局所的に変化可能な磁界Bによって制御可能でありカプセル形内視鏡装置200のナビゲーションに使用される永久磁石
204	カプセル形内視鏡装置200の容器内に組込まれた小形ビデオカメラ
204'	背後にCCDチップ204"を配置された小形ビデオカメラ204のカメラレンズ
204"	小形ビデオカメラ204のCCDチップ
205	カプセル形内視鏡装置200の高周波送信器もしくは受信器
205'	高周波キャリア信号の発生のための高周波送信器もしくは受信器205の局部発信器
206	カプセル形内視鏡装置の送信/受信アンテナ
300	患者の小腸を通る移動時に連続的な画像列を作成するカプセル形内視鏡装置により検査を実施する際の人間の胃腸管部分の断面図表示
400	カプセル形内視鏡装置から供給された画像像列に基づいて人間の小腸の内壁における粘膜の組織構造物の表面の3次元表示を行なうコンピュータ支援画像処理プロセスを示す説明図

10

20

30

【0046】

【表3】

符号	システム構成要素もしくは方法ステップ
S 1	ステップ1：カプセル形内視鏡装置200を胃腸管を通して食道、胃および腸の蠕動運動によって移送中での一連の個別画像を撮影
S 2	ステップ2：体外にある受信および評価装置100へ電磁高周波信号の形でアナログ画像データを伝送
S 3	ステップ3：受信された画像データをデジタル化
S 4	ステップ4：デジタル化された画像データを保存
S 5	ステップ5：画像データをグラフィック可視化
S 6	ステップ6：撮影された画像列の時間的に相前後する個別画像の共通の特徴を識別するためにパターン認識アルゴリズムを実行
S 7	ステップ7：胃腸管の3次元表示を行うために共通の画像特徴を重ね合わせることによって胃腸管の内壁における空間的に関連する組織構造物の表面を示す個別画像を連結する画像処理プロセスを実行
S 8	ステップ8：撮影された個別画像の、N次元の特徴ベクトル $\underline{x}_{M_i}$ の形で記憶された画像パラメータと基準データバンクからの病気の組織構造物の画像の、N次元の基準ベクトル $\underline{x}_{R_j}$ の形で記憶された画像パラメータとの間における距離 $2 \times d_{ij}^2 := d^2(\underline{x}_{M_i}, \underline{x}_{R_j})$ を、それらの差ベクトル $\Delta \underline{x}_{ij} := \underline{x}_{M_i} - \underline{x}_{R_j}$ のユークリッド長 $\ \Delta \underline{x}_{ij}\ _2$ の2乗 $\ \Delta \underline{x}_{ij}\ _2^2$ の計算によって算出
S 9	ステップ9：検査すべき個別画像のそれぞれの特徴ベクトル $\underline{x}_{M_i}$ に対して最小の距離 $2 \times d_{ij}^2$ を有する基準画像の基準ベクトル $\underline{x}_{R_j}$ を求める
S 10	ステップ10：基準画像データバンクから求められた基準ベクトル $\underline{x}_{R_j}$ に割り付けられた検査結果に基づいた検査結果報告書を自動作成
S 11	この検査結果報告書をデジタル形式で保存

## 【図面の簡単な説明】

## 【0047】

【図1】本発明の実施例に基づくカプセル形内視鏡装置の高周波信号の取得および評価のための医療技術機器の側面図

【図2】画像形成システム構成要素として使用され小形ビデオカメラを備えた本発明の実施例によるカプセル形内視鏡装置の平面図

【図3】カプセル形内視鏡装置により内視鏡検査を実施する際の人間の胃腸管部分の断面図

【図4】カプセル形内視鏡装置から供給された画像列に基づいて組織構造物の表面の3次元表示を行なうためのコンピュータ支援画像処理プロセスを示す説明図

## 【符号の説明】

## 【0048】

- 100 医療技術装置
- 101 スライド可能な患者ベッド
- 102 磁石管
- 103 受信装置

10

20

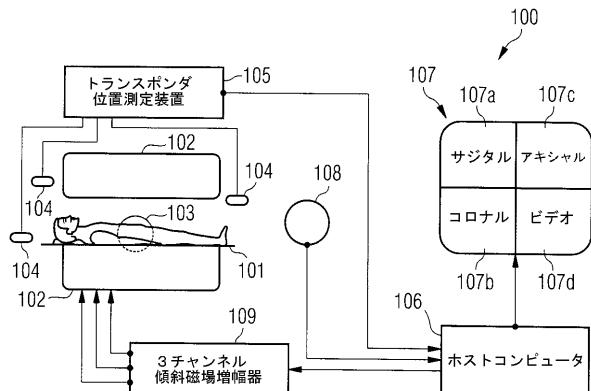
30

40

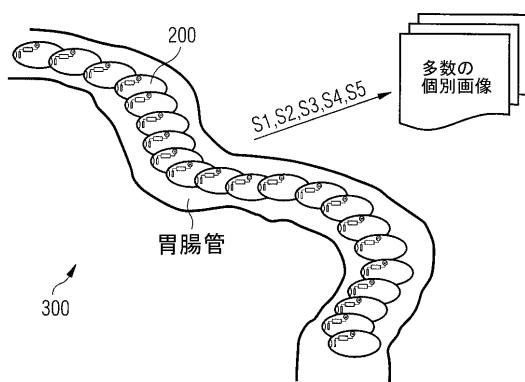
50

1 0 4	金属センサ	
1 0 5	測定値検出部	
1 0 6	ホストコンピュータ	
1 0 7	画面	
1 0 7 a ~ d	制御ウィンドウ	
1 0 8	受信装置	
1 0 9	3次元傾斜磁場コイル	
2 0 0	カプセル形内視鏡装置	
2 0 1	カプセル形内視鏡装置の容器	
2 0 2	長手軸線	10
2 0 3	永久磁石	
2 0 4	小形ビデオカメラ	
2 0 4 ,	カメラレンズ	
2 0 4 "	CCDチップ	
2 0 5	高周波送信器 / 高周波受信器	
2 0 6	送信 / 受信アンテナ	
3 0 0	胃腸管部分	
4 0 0	コンピュータ支援画像処理プロセス	
S 1 ~ S 1 1	方法ステップ	

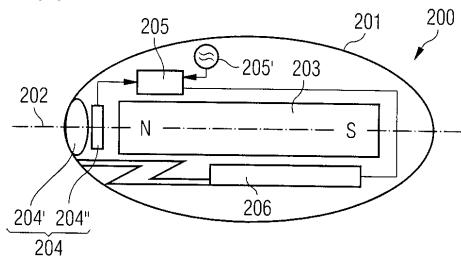
【図1】



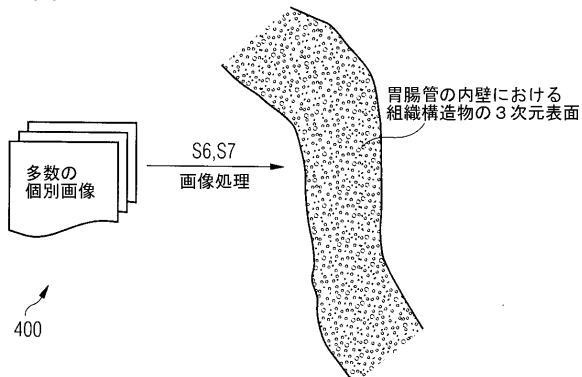
【図3】



【図2】



【図4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ライナー クート

ドイツ連邦共和国 9 1 0 7 4 ヘルツォーゲンアウラッハ ズデーテンリング 3 9 アー  
F ターム(参考) 4C038 CC03 CC07 CC09

4C061 AA01 AA04 BB02 CC06 GG11 HH51 JJ17 JJ19 NN03 NN05  
NN07 SS21 UU06 UU08 WW04 YY01 YY12  
4C117 XA01 XB01 XC21 XD27 XE42 XH02 XJ01 XK19 XR06

专利名称(译)	用于胶囊内窥镜设备的计算机辅助三维图像形成方法，无线内窥镜设备和医疗技术设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004321796A</a>	公开(公告)日	2004-11-18
申请号	JP2004124011	申请日	2004-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	マルチングレーン ライナークート		
发明人	マルチングレーン ライナークート		
IPC分类号	A61B5/00 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/05 A61B5/06 A61B5/07 A61B19/00 G06K9/00 G06K9/36 G06T11/00 G06T17/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/062 A61B34/20 A61B34/73 A61B90/36 A61B90/361 A61B2017/00221 A61B2034/2051 A61B2034/732 A61B2090/367		
FI分类号	A61B5/07 A61B1/00.320.B A61B1/04.370 A61B5/00.D A61B5/00.G A61B1/00.C A61B1/00.552 A61B1 /00.610 A61B1/00.611 A61B1/04 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C038/CC03 4C038/CC07 4C038/CC09 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061 /GG11 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS21 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/WW04 4C061/YY01 4C061/YY12 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117 /XC21 4C117/XD27 4C117/XE42 4C117/XH02 4C117/XJ01 4C117/XK19 4C117/XR06 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF15 4C161/GG11 4C161 /GG28 4C161/HH51 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/TT15 4C161/UU06 4C161/WW04 4C161/YY01 4C161/YY12		
代理人(译)	山口岩		
优先权	10318205 2003-04-22 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：改进流明的三维整体显示。用于配备有摄像机(204)的无线胶囊内窥镜设备(200)的计算机辅助三维图像形成方法，在内窥镜设备200周围捕获一系列单个图像的步骤S1，从内窥镜设备200向接收设备103、108和评估设备106无线传输图像数据的步骤S2，以及捕获的图像序列的相位。在步骤S6中，执行用于识别前后的各个图像的大致匹配特征的模式识别算法，并在内窥镜装置200周围进行伪三维显示，显示所识别出的大致匹配的图像特征。进行步骤S7，该步骤执行图像处理过程，该过程通过叠加连接各个图像。[选型图]图1

