

(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2015-226638

(P2015-226638A)

(43) 公開日 平成27年12月17日(2015.12.17)

| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| <b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006.01)  | A 6 1 B 6/03 3 6 0 B | 4 C 0 9 3   |
| <b>A 6 1 B</b> 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 6 0 G | 4 C 0 9 6   |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)  | A 6 1 B 5/05 3 8 0   | 4 C 1 6 1   |
|                                | A 6 1 B 1/00 3 0 0 E |             |

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

|           |                              |          |                                           |
|-----------|------------------------------|----------|-------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-113389 (P2014-113389) | (71) 出願人 | 503313373                                 |
| (22) 出願日  | 平成26年5月30日 (2014. 5. 30)     |          | 株式会社 A Z E                                |
|           |                              |          | 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー              |
|           |                              | (74) 代理人 | 100188938                                 |
|           |                              |          | 弁理士 榛葉 加奈子                                |
|           |                              | (74) 代理人 | 100097984                                 |
|           |                              |          | 弁理士 川野 宏                                  |
|           |                              | (74) 代理人 | 100092897                                 |
|           |                              |          | 弁理士 大西 正悟                                 |
|           |                              | (74) 代理人 | 100157417                                 |
|           |                              |          | 弁理士 並木 敏章                                 |
|           |                              | (72) 発明者 | 阪本 剛                                      |
|           |                              |          | 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内 |
|           |                              |          | 最終頁に続く                                    |

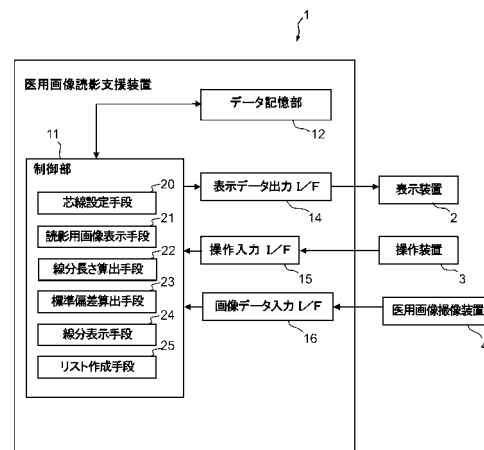
(54) 【発明の名称】 医用画像読影支援装置、方法およびプログラム

## (57) 【要約】

【課題】異常部位が残渣部とは異なる病変部であり、その危険度を一目で把握できる表示を行わせることが可能な医用画像読影支援装置、方法およびプログラムを得る。

【解決手段】医用画像読影支援装置 1 は、被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する装置であって、読影用画像上に指定された 2 つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出手段 2 2 と、線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の標準偏差を算出する標準偏差算出手段 2 3 と、線分長さ算出手段 2 2 による算出結果および標準偏差算出手段 2 3 による算出結果に応じた色彩を付して線分を表示する線分表示手段 2 4 とを備えている。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する医用画像読影支援装置であって、読影用画像上に指定された 2 つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出手段と、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する信号形状検出手段と、

前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示手段と、を備えたことを特徴とする医用画像読影支援装置。

10

**【請求項 2】**

前記信号形状検出手段は、前記特定された信号値の標準偏差を算出することにより、当該算出された標準偏差に基づいて前記信号値の形状を検出することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像読影支援装置。

**【請求項 3】**

前記線分表示手段は、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが所定長さ以上で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が所定標準偏差値未満である第 1 の算出結果が得られる場合には、第 1 の態様により前記線分を表示し、

前記線分長さ算出手段および前記信号形状検出手段における算出結果として前記第 1 の算出結果以外の結果である第 2 の算出結果が得られる場合には、第 2 の態様により前記線分を表示することを特徴とする請求項 2 記載の医用画像読影支援装置。

20

**【請求項 4】**

前記第 2 の算出結果は、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ未満で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値未満である第 3 の算出結果と、

前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値以上である第 4 の算出結果とからなり、

前記第 2 の態様は、第 3 の態様と第 4 の態様とからなり、

30

前記線分表示手段は、前記第 3 の算出結果が得られる場合には前記第 3 の態様で前記線分を表示し、前記第 4 の算出結果が得られる場合には前記第 4 の態様で前記線分を表示することを特徴とする請求項 3 記載の医用画像読影支援装置。

**【請求項 5】**

前記第 2 の算出結果は、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ以上で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値以上である第 5 の算出結果と、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ未満である第 6 の算出結果とからなり、

40

前記第 2 の態様は、第 5 の態様と第 6 の態様とからなり、

前記線分表示手段は、前記第 5 の算出結果が得られる場合には前記第 5 の態様で前記線分を表示し、前記第 6 の算出結果が得られる場合には前記第 6 の態様で前記線分を表示することを特徴とする請求項 3 記載の医用画像読影支援装置。

**【請求項 6】**

前記線分表示手段は、前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた色彩を付して前記線分を表示することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項記載の医用画像読影支援装置。

**【請求項 7】**

前記医用画像の信号値から管腔状組織の信号値を特定し、当該管腔状組織の芯線を設定

50

する芯線設定手段と、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さに、前記芯線に沿った位置を対応付けた態様により、前記線分長さおよび前記芯線に沿った位置を表示する線分長さリストを作成するリスト作成手段と、をさらに備え、

前記リスト作成手段は、少なくとも前記線分の長さが、前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態様で表示される前記線分長さリストを作成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項記載の医用画像読影支援装置。

【請求項 8】

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する医用画像読影支援装置であって、前記医用画像の信号値から管腔状組織の信号値を特定し、当該管腔状組織の芯線を設定する芯線設定手段と、

読影用画像上に指定された 2 つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出手段と、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する信号形状検出手段と、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さに、前記芯線に沿った位置を対応付けた態様により、前記線分長さおよび前記芯線に沿った位置を表示する線分長さリストを作成するリスト作成手段と、を備え、

前記リスト作成手段は、少なくとも前記線分の長さが、前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態様で表示される前記線分長さリストを作成することを特徴とする医用画像読影支援装置。

【請求項 9】

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する画像の表示処理を行う医用画像読影支援方法であって、

読影用画像上に指定された 2 つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出ステップと、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する信号形状検出ステップと、

前記線分長さ算出ステップによる算出結果および前記信号形状検出ステップによる検出結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示ステップと、をこの順に行うことを特徴とする医用画像読影支援方法。

【請求項 10】

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する画像の表示処理を、コンピュータにおいて実行せしめる医用画像読影支援プログラムであって、

読影用画像上に指定された 2 つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出ステップと、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する信号形状検出ステップと、

前記線分長さ算出ステップによる算出結果および前記信号形状検出ステップによる検出結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示ステップと、を前記コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とする医用画像読影支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援するための医用画像読影支援装置に関するものであり、更に詳細には、関心部位の危険度を一目で把握できる表示を行わせる医用画像読影支援装置、方法およびプログラムに関する。

【0002】

近年、癌における死亡原因のうち大腸癌による死亡率が上昇しており、これを受けて大

10

20

30

40

50

腸癌の早期発見および治療のため、内視鏡検査等を利用した検診プログラムが開発されている。そのうち、CT (computed tomography) を利用し大腸を撮影して得られた医用画像データを基にして、仮想内視鏡機能を用いて腸管内を診断する手法は、CT - Colonography (CTC) と呼ばれ、様々な施設で用いられている (例えば、特許文献 1 を参照)。

#### 【0003】

この方法における読影は、一般的に、仮想内視鏡機能によって表示される画像を観察して異常部位の有無を判断し、異常部位が存在する場合はその位置を記録しておいて、当該異常部位をCT画像にて精査するようにして行われ、この後、解析装置による距離計測機能を用いて当該病変部の大きさを計測する。これは、病変部が大きくなるに従って癌が進行している可能性が高まることから分かるように、病変部の大きさそのものが危険度 (癌が進行している可能性) の度合いを表しているためである。また、上記判断、計測過程においては、異常部位が残渣部ではなく病変部であることを確認する作業も必要となる。

10

#### 【0004】

上述した、仮想内視鏡画像やCT画像 (一次画像) を観察して行われる読影において、読影者は異常部位が読影しやすい大きさで表示されるように一次画像を拡大・縮小するとともに、必要に応じてマーク等をつけた上で画像を保存し、この保存した画像 (二次画像もしくはセカンダリキャプチャと称される) を治療医に送る。そして、治療医は、一次画像や、読影者が作成した二次画像を基にして、病変部の切除 (ポリペクトミー) 等についての判断を行う。ここで、病変部の危険度はポリペクトミーを施行する上で重要な情報であるため、読影者から治療医に、二次画像等を利用して正確且つ確実に伝達されることが求められる。通常、病変部の大きさが5 ~ 7 mm以上の場合は危険度が高いと判断され、大腸内視鏡検査を実施して病変部を切除することが多い。

20

#### 【0005】

ところで、必要に応じて一次画像を拡大・縮小して二次画像が作成されることがあるため、二次画像に表示された異常部位を基にこれの実際の大きさを把握することは困難である。このため従来、読影者による画像上での異常部位における端部2点の指定に応じて、その指定された2点間の距離 (2点を結ぶ線分の長さ) を表示させることが行われている (一次画像にこのような表示を加えたものを、二次画像とする場合もある。)。これにより読影者および治療医は、表示された2点間の距離を読み取ることにより、異常部位をどのように処置すべきかを把握することができる。

30

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0006】

【特許文献1】特開2011-088891号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0007】

しかしながら、このような異常部位が数多く発見され、しかもその処置を早急に行う必要がある場合等においては、例えば切除すべきか否かという情報 (危険度) を、各異常部位に対して簡便且つ明瞭に与える指標が求められるという課題があった。

40

#### 【0008】

本発明は上記のような課題に鑑みてなされたものであり、異常部位が残渣部とは異なる病変部であり、その危険度を一目で把握できる表示を行わせることが可能な医用画像読影支援装置、方法およびプログラムを提供することを目的とする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0009】

上記目的を達成するため、本発明に係る医用画像読影支援装置、方法およびプログラムは、以下のように構成されている。

#### 【0010】

すなわち、本発明に係る医用画像読影支援装置は、

50

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する医用画像読影支援装置であって、読影用画像上に指定された２つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算出手段と、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する信号形状検出手段と、

前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示手段と、を備えたことを特徴とする。

ここで、信号値とは、ＣＴ値、ＭＲＩ強度値、およびカプセル内視鏡により撮像して得られる信号値等を意味するものである。

#### 【００１１】

上述の医用画像読影支援装置において、前記信号形状検出手段は、前記特定された信号値の標準偏差を算出することにより、当該算出された標準偏差に基づいて前記信号値の形状を検出するように構成されていることが好ましい。

#### 【００１２】

また、上述の医用画像読影支援装置において、前記線分表示手段は、前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが所定長さ以上で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が所定標準偏差値未満である第１の算出結果が得られる場合には、第１の態様により前記線分を表示し、前記線分長さ算出手段および前記信号形状検出手段における算出結果として前記第１の算出結果以外の結果である第２の算出結果が得られる場合には、第２の態様により前記線分を表示するように構成されていることが好ましい。

#### 【００１３】

さらに、上述の医用画像読影支援装置において、前記第２の算出結果は、前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ未満で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値未満である第３の算出結果と、前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値以上である第４の算出結果とからなり、前記第２の態様は、第３の態様と第４の態様とからなり、前記線分表示手段は、前記第３の算出結果が得られる場合には前記第３の態様で前記線分を表示し、前記第４の算出結果が得られる場合には前記第４の態様で前記線分を表示するように構成されていることが好ましい。

#### 【００１４】

なお、上述の医用画像読影支援装置において、前記第２の算出結果は、前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ以上で、且つ前記信号形状検出手段において算出された前記標準偏差が前記所定標準偏差値以上である第５の算出結果と、前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さが前記所定長さ未満である第６の算出結果とからなり、前記第２の態様は、第５の態様と第６の態様とからなり、前記線分表示手段は、前記第５の算出結果が得られる場合には前記第５の態様で前記線分を表示し、前記第６の算出結果が得られる場合には前記第６の態様で前記線分を表示するように構成されていることも好ましい。

#### 【００１５】

上述の医用画像読影支援装置において、前記線分表示手段は、前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた色彩を付して前記線分を表示するように構成されていることが好ましい。

#### 【００１６】

また、上述の医用画像読影支援装置において、前記医用画像の信号値から管腔状組織の信号値を特定し、当該管腔状組織の芯線を設定する芯線設定手段と、前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さ、前記芯線に沿った位置を対応付けた態様により、前記線分長さおよび前記芯線に沿った位置を表示する線分長さリストを作成するリスト作成手段と、をさらに備え、前記リスト作成手段は、少なくとも前記線分の長さが、前記線分長さ算出手段による算出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態

10

20

30

40

50

様で表示される前記線分長さリストを作成するように構成されていることも好ましい。

【0017】

本発明に係るもう一つの医用画像読影支援装置は、  
被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する医用画像読影支援装置であって、  
前記医用画像の信号値から管腔状組織の信号値を特定し、当該管腔状組織の芯線を設定  
する芯線設定手段と、

読影用画像上に指定された2つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算  
出手段と、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する  
信号形状検出手段と、

前記線分長さ算出手段において算出された前記線分の長さに、前記芯線に沿った位置を  
対応付けた態様により、前記線分長さおよび前記芯線に沿った位置を表示する線分長さリ  
ストを作成するリスト作成手段と、を備え、

前記リスト作成手段は、少なくとも前記線分の長さが、前記線分長さ算出手段による算  
出結果および前記信号形状検出手段による検出結果に応じた態様で表示される前記線分長  
さリストを作成することを特徴とする。

【0018】

本発明に係る医用画像読影支援方法は、

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する画像の表示処理を行う医用画像読  
影支援方法であって、

読影用画像上に指定された2つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算  
出ステップと、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する  
信号形状検出ステップと、

前記線分長さ算出ステップによる算出結果および前記信号形状検出ステップによる検出  
結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示ステップと、をこの順に行うことを特徴  
とする。

【0019】

また、本発明に係る医用画像読影支援プログラムは、

被検体を撮像して得られた医用画像の読影を支援する画像の表示処理を、コンピュータ  
において実行せしめる医用画像読影支援プログラムであって、

読影用画像上に指定された2つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さを算出する線分長さ算  
出ステップと、

前記線分上に存在する各画素の信号値を特定し、当該特定された信号値の形状を検出する  
信号形状検出ステップと、

前記線分長さ算出ステップによる算出結果および前記信号形状検出ステップによる検出  
結果に応じた態様で前記線分を表示する線分表示ステップと、を前記コンピュータにおい  
て実行せしめることを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明に係る医用画像読影支援装置、方法およびプログラムは、読影用画像上に指定さ  
れた2つの計測基準位置を繋ぐ線分の長さ、と、前記線分上に存在する各画素の信号値の形  
状とに応じた態様で前記線分を表示することを特徴としている。ここで、病変部は一般的  
に大きくなるに従って癌が進行している可能性が高まることから、病変部の端部に相当す  
る2つの計測基準位置を指定して、これらを繋ぐ線分の長さ（病変部の大きさ）を測定す  
ることにより、病変部の危険度（癌が進行している可能性）を把握することができる。ま  
た、病変部と残渣部とでは信号値の形状（例えば、信号値のプロファイル）が異なること  
から、上記線分上の信号値の形状を検出することにより、この線分と重なる部位が病変部  
か残渣部かを区別することが可能になる。このため、指定された2点を繋ぐ線分を、この  
線分の長さ、とこの線分上の信号値の形状とに応じた態様で表示することによって、異常部

10

20

30

40

50

位の組織（病変部または残渣部）も考慮された危険度を一目で把握できる表示を行わせることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明に係る医用画像読影支援装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す医用画像読影支援装置において実行される処理の流れを示すフローチャートである。

【図3】表示装置に表示される画像を示す図であって、（a）は病変部が現れた読影用画像（CT画像）を示す図であり、（b）は（a）において指定された2点間のCT値のプロファイルカーブを示す図である。

10

【図4】表示装置に表示される画像を示す図であって、（a）は残渣部が現れた読影用画像（CT画像）を示す図であり、（b）は（a）において指定された2点間のCT値のプロファイルカーブを示す図である。

【図5】指定された2点間のCT値を、横軸をCT値、縦軸を度数として示す図であり、（a）は図3（b）のCT値について示す図であり、（b）は図4（b）のCT値について示す図である。

【図6】CT画像に線分を付した二次画像を示す図であって、（a）は危険度が高いことを示す線分を付した図であり、（b）は危険度が低いことを示す線分を付した図である。

【図7】2点を結ぶ線分およびリストに付される色彩の対応関係を示す表である。

【図8】上記医用画像読影支援装置によって作成される線分長さリストを示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の実施形態について、上述の図面を参照しつつ詳細に説明する。まず、図1を参照しながら、本発明に係る医用画像読影支援装置1の装置構成について説明する。図1に示す医用画像読影支援装置1は、医用画像撮像装置4（例えばCT）により得られた被検体の医用画像データに基づいて、読影がしやすい読影用画像を表示装置2に表示させることにより、読影者による医用画像の読影を支援するものである。

【0023】

医用画像読影支援装置1は、コンピュータ等から構成されており、図1に示すように、制御部11、データ記憶部12、表示データ出力インタフェース14、操作入力インタフェース15および画像データ入力インタフェース16を備えて構成される。制御部11は、各種の演算処理を行うCPUおよび所定のプログラムが格納されたメモリにより構成され、芯線設定手段20、読影用画像表示手段21、線分長さ算出手段22、標準偏差算出手段23、線分表示手段24およびリスト作成手段25を備える（詳細は後述）。データ記憶部12は、ハードディスク、RAMまたはROM等の記憶装置により構成され、制御部11との間で各種データの送受信が可能に構成される。

30

【0024】

表示データ出力インタフェース14は、制御部11から出力される表示データを表示装置2に伝達するインタフェースである。操作入力インタフェース15は、操作装置3から入力される各種操作信号を制御部11に伝達するインタフェースである。画像データ入力インタフェース16は、医用画像撮像装置4からの医用画像データを制御部11に伝達するインタフェースである。操作装置3はマウスやキーボード等からなり、この操作装置3を操作することにより、操作入力インタフェース15を介して操作に対応した操作信号が制御部11に入力されて、読影部位を指定することや、表示装置2に表示される画像（読影用画像）上に位置を指定することができるようになっている。

40

【0025】

次に、医用画像読影支援装置1の作動、すなわち、表示装置2に読影用画像等を表示させる制御について、図3～図8を参照しつつ、図2に示すフローチャートに沿って説明する。

【0026】

50

以下においては、被検体を医用画像撮像装置 4 により断層撮影し、断層撮影して得られた断層画像群からなる医用画像データ（例えば C T 値）に基づいて、大腸を読影するため読影用画像を表示装置 2 に表示させる場合について説明する。本発明に係る医用画像読影支援装置 1 は、病変部の危険度（癌が進行している可能性）を一目で把握できる読影用画像を表示させることにより、精度および効率の良い読影を可能とする点に特徴を有する。なお、次述する表示装置 2 に読影用画像を表示させる手順は、本発明の一実施形態に係る医用画像読影支援プログラムに従って実行されるものである。

#### 【 0 0 2 7 】

ここで、医用画像読影支援装置 1 の作動全体を概略的に述べると、図 2 に示すように、まず、医用画像データを取得し（ステップ S 1 0）、次に、取得した医用画像データを基にした読影用画像を表示し（ステップ S 2 0）、続いて、必要に応じて 2 点を指定する操作が行われ（ステップ S 3 0、S 3 5）、次に、指定された 2 点間の距離を算出し（ステップ S 4 0）、続いて、2 点を結ぶ線分上 C T 値の標準偏差を算出し（ステップ S 5 0）、次に、線分に付す色彩を決定し（ステップ S 6 0）、続いて、2 点を結ぶ線分を表示し（ステップ S 7 0）、最後に、線分長さリストを作成（ステップ S 8 0）する作動を行うようになっている。以下、上記各ステップについて詳細に説明する。

#### 【 0 0 2 8 】

1 まず、医用画像撮像装置 4 から、被検体を断層撮影して得られた医用画像データを取得する（医用画像データ取得ステップ；図 2 のステップ S 1 0 参照）。取得された医用画像データは、データ記憶部 1 2 に記憶される。ここで、大腸内部には、大腸ヒダが芯線方向に所定間隔をおいて配列されているため、この大腸ヒダの間隔が狭い状態のまま医用画像撮像装置 4 により撮像すると、大腸ヒダ間の読影がし難くなる。そこで、本実施形態のように大腸の読影を行う場合には、予め大腸に医療用ガスを注入して大腸ヒダを径方向および芯線方向に拡張させ、その状態で医用画像撮像装置 4 により断層撮影される。なお、本実施形態では、被検体の医用画像データを医用画像撮像装置 4 から取得する構成を想定しているが、この構成に代えて、C D や D V D 等の情報記憶媒体に記憶された医用画像データを必要に応じて読み出して取得するようにしても良い。

#### 【 0 0 2 9 】

医用画像データを取得した後、操作装置 3 から入力される読影部位を選択する操作信号（この場合は大腸を選択する操作信号）に基づいて、制御部 1 1 は、データ記憶部 1 2 に記憶された医用画像データのうちから大腸に対応する医用画像データを特定する。ここで、大腸に対応する医用画像データを特定する方法として、C T 値についての閾値を設定しておき、医用画像データの C T 値をその閾値と比較することにより特定する方法を採用可能である。

#### 【 0 0 3 0 】

そして、制御部 1 1 の芯線設定手段 2 0 は、特定された医用画像データ（大腸に対応する医用画像データ）を基にして大腸の芯線を設定する。本実施形態では、非特許文献である「Stephen R. Aylward, Member, IEEE and Elizabeth Bullitt, " Initialization, Noise, Singularities, and Scale in Height Ridge Traversal for Tubular Object Centerline Extraction " IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 21, NO.2, FEBRUARY 2002」に開示された手法により、芯線を設定する。具体的には、まず、医用画像データの各データ値（C T 値）に基づき、画像データ空間内の局所領域において大腸の芯線上に位置すると推定される点（以下「経由点」と称する）を設定する。次に、経由点を含む局所領域におけるヘッセ（Hesse）行列の固有値を算出し、算出された固有値に基づき大腸の芯線の主軸方向（芯線の延びる方向）を求め、その主軸方向に新たな経由点を設定する。この手順を繰り返すことにより多数の経由点を順次設定し、設定された経由点同士を滑らかに連結することにより、大腸の全体的な芯線を設定する。

#### 【 0 0 3 1 】

2 続いて制御部 1 1 の読影用画像表示手段 2 1 は、上述のステップ S 1 0 において特定された医用画像データを基にして、表示装置 2 に大腸の読影用画像（一次画像）を表

10

20

30

40

50

示させる（読影用画像表示ステップ；図2のステップS20参照）。ここで、読影用画像とは、大腸の芯線上を移動する視点を想定し、この視点から見えると想定される大腸内部を表す仮想内視鏡画像と、この仮想内視鏡画像の視点位置に対応したCT画像（断層画像）とを意味する。読影者は、仮想内視鏡画像の視点を自動もしくは手動で芯線に沿って移動させながら、視点の移動に従って展開表示される仮想内視鏡画像を観察して、腸管内壁から内方に向けて隆起した病変部と疑われる部分の有無を調べる。一般的に病変部は、大きくなるに従って癌が進行している可能性が高まることから分かるように、病変部の大きさそのものがその危険度の度合いを表しているといえる。そこで、読影用画像を観察して隆起した部分が確認された場合、以下のようにして、当該隆起した部分の危険度を把握するために大きさ（隆起部分の長径）の測定が行われる。

10

#### 【0032】

3 読影者は、仮想内視鏡画像の視点を移動させて読影用画像を展開表示させながら、隆起した部分が現れる毎に操作装置3を操作して、読影用画像上において当該隆起した部分の長径両端に相当する2点を指定する（2点指定操作ステップ；図2のステップS30，S35参照）。ステップS35における指定操作に応じて、2点を指定する操作信号が制御部11に入力される。このようにして2点を指定する操作を、仮想内視鏡画像の視点を始点から終点まで移動させる間に表示される読影用画像全てに対して行い、この大腸の読影が終了すると、読影者は2点指定操作の終了に対応する操作を操作装置3に対して行う（ステップS30）。この終了操作により、制御部11に指定操作終了に対応した操作信号が入力されて、ステップS30からステップS40に進む。

20

#### 【0033】

4 ステップS30からステップS40に進むと、制御部11の線分長さ算出手段22は、上述のステップS35において指定された2点（2点の組）それぞれについて、2点間の距離、すなわち、指定された2点を結ぶ線分（長径）の長さを算出する（2点間の距離算出ステップ；図2のステップS40参照）。ところで、腸管内に残便等の残渣部が存在すると、この残渣部が病変部と同様に隆起した部分として観察され、上述のステップS35において、病変部ばかりではなく残渣部に対しても2点が指定されることがあり得る。そこで、上述のステップS35において指定された2点間に存在する部位を、病変部と残渣部とに区別するために、次のステップS50に進む。

30

#### 【0034】

5 ステップS40からステップS50に進むと、制御部11の標準偏差算出手段23は、ステップS35において指定された2点それぞれについて、2点間の医用画像データ（2点を結ぶ線分上に位置する各画素のCT値）を特定し、このCT値のプロファイルカーブを作成して読影用画像とともに表示装置2に表示させる。そのプロファイルカーブを、読影用画像としてのCT画像とともに表示させた例を図3および図4に示している。なお、病変部と残渣部との相違を比較できるように、図3には病変部に対応するものを示し、図4には残渣部に対応するものを示している。

40

#### 【0035】

図3（a）は、病変部31の長径両端に相当する2点が指定された場合のCT画像30であり、図3（b）は、CT画像30に指定された2点を結ぶ線分32上に存在する画素のCT値を、横軸を線分32が延びる方向における位置とし、縦軸をCT値として表したプロファイルカーブ33である。病変部31（細胞からなる部分）は、水分、脂肪および空気等に対してX線の吸収度合が高く相対的に高いCT値が安定して得られるため、病変部31に対応するプロファイルカーブ33は、図3（b）に示すように、比較的高く且つ略一定のCT値を示すものとなる。

#### 【0036】

一方、図4（a）は、残渣部41の長径両端に相当する2点が指定された場合のCT画像40であり、図4（b）は、CT画像40に指定された2点を結ぶ線分42上に存在する画素のCT値を、横軸を線分42が延びる方向における位置とし、縦軸をCT値として表したプロファイルカーブ43である。残渣部41は内部に隙間（空気）が存在し、その

50

隙間部分において急激にCT値が低下するため、残渣部41に対応するプロファイルカーブ43は、図4(b)に示すように、病変部31のプロファイルカーブ33と比較してCT値が大きく変動するものとなる。

#### 【0037】

このように、指定された2点を結ぶ線分上のCT値(プロファイルカーブの形状)に基づいて、2点間の部位(隆起部分)を病変部と残渣部とに区別することが可能である。本実施形態では、図5に示すように、2点間のCT値の標準偏差を用いてCT値の形状を数値化することにより、それに基づいて病変部か残渣部かを区別する構成を例示している。なお、図5においては、病変部と残渣部との相違を比較できるように、図5(a)には病変部に対応するものを示し、図5(b)には残渣部に対応するものを示している。

10

#### 【0038】

そこで、制御部11の標準偏差算出手段23により、指定された2点間のCT値の標準偏差が算出される(標準偏差算出ステップ;図2のステップS50参照)。まず、図3(b)に示す、病変部31に対応したプロファイルカーブ33の標準偏差 $\sigma$ を算出する場合について説明する。図3(b)に示すプロファイルカーブ33のCT値を、横軸にCT値、縦軸に度数をとってグラフに示すと、図5(a)に示すように、平均CT値 $m_1$ を中心にCT値が集中して存在する凸状のグラフとなる。このため、図3(b)に示す病変部31のプロファイルカーブ33について標準偏差 $\sigma$ を算出すると、比較的小さな $\sigma_1$ が得られる。

#### 【0039】

次に、図4(b)に示す、残渣部41に対応したプロファイルカーブ43の標準偏差 $\sigma$ を算出する場合について説明する。図4(b)に示すプロファイルカーブ43のCT値を、横軸にCT値、縦軸に度数をとってグラフに示すと、図5(b)に示すように、平均CT値 $m_2$ に対してCT値が広範囲に亘って分散したグラフとなる。このため、図4(b)に示す残渣部41のプロファイルカーブ43について標準偏差 $\sigma$ を算出すると、比較的大きな $\sigma_2(>\sigma_1)$ が得られる。

20

#### 【0040】

6 ステップS50からステップS60に進むと、制御部11の線分表示手段24は、ステップS40において算出された2点間の距離、およびステップS50において算出された標準偏差を基にして、ステップS30で指定された2点を結ぶ線分に付す色彩を決定する(色彩決定ステップ;図2のステップS60参照)。この線分表示手段24による色彩の決定について、以下に詳細に説明する。

30

#### 【0041】

線分表示手段24は、色彩の決定を行うために、癌が進行している可能性があると考えられる病変部の大きさ(基準サイズX)に係る情報を記憶している。また、病変部に対応するプロファイルカーブの標準偏差以上で、且つ残渣部に対応するプロファイルカーブの標準偏差未満の、病変部と残渣部とを区別するときの基準となる基準標準偏差値 $\sigma_X$ に係る情報も記憶している。このため、ステップS40において算出された2点間の距離を基準サイズXと比較して、基準サイズX未満の場合は癌が進行している可能性が低いと考えられ、反対に基準サイズX以上の場合は癌が進行している可能性が高いと考えられる。また、ステップS50において算出された標準偏差を基準標準偏差値 $\sigma_X$ と比較し、基準標準偏差値 $\sigma_X$ 未満の場合は病変部である可能性が高いと考えられ、反対に基準標準偏差値 $\sigma_X$ 以上の場合は残渣部である可能性が高いと考えられる。

40

#### 【0042】

以上より、線分長さおよび標準偏差の比較結果として、線分長さがX未満で標準偏差が $\sigma_X$ 未満の場合、線分長さがX未満で標準偏差が $\sigma_X$ 以上の場合、線分長さがX以上で標準偏差が $\sigma_X$ 未満の場合、および線分長さがX以上で標準偏差が $\sigma_X$ 以上の場合の、合計4つのケースが想定される。この4つのケースそれぞれに関し、2点間を結ぶ線分をどのような色彩を付して表示するかについて以下に説明する。

#### 【0043】

50

まず、2点間の距離が基準サイズX未満の場合であって、且つ標準偏差が基準標準偏差値 $\sigma$ X未満の場合について説明する。この場合、指定された2点間に位置する部位は、残渣でなく生体組織である可能性が高く、その大きさから癌が進行している可能性が低いと考えられ、必要以上に注意を払わなくても良い部位であると考えられる。よって、この場合には、後述する癌が進行している可能性が高いと考えられる部分（特に注意が払われるべき部分であって、後述するように赤色で表示）に対して注意喚起度を下げた表示となるように、指定された2点間を結ぶ線分に赤色よりも注意喚起度の低い青色を付する決定が行われる。

【0044】

次に、2点間の距離が基準サイズX未満の場合であって、且つ標準偏差が基準標準偏差値 $\sigma$ X以上の場合について説明する。この場合、指定された2点間に位置する部位は比較的小さな残渣である可能性が高いと考えられ、必要以上に注意を払わなくても良い部位であると考えられる。このため、上述の場合と同様に、特に注意が払われるべき癌が進行している可能性が高いと考えられる部分に対して注意喚起度を下げた表示となるように、指定された2点間を結ぶ線分に赤色よりも注意喚起度の低い青色を付する決定が行われる。

10

【0045】

次に、2点間の距離が基準サイズX以上の場合であって、且つ標準偏差が基準標準偏差値 $\sigma$ X未満の場合について説明する。この場合、2点間に位置する部位は癌が進行している可能性が高いと考えられるため、指定された2点を結ぶ線分に注意喚起度の高い赤色を付する決定が行われる。

20

【0046】

次に、2点間の距離が基準サイズX以上の場合であって、且つ標準偏差が基準標準偏差値 $\sigma$ X以上の場合について説明する。この場合、指定された2点間に位置する部位は比較的大きな残渣である可能性が高いと考えられるので、癌が進行している可能性が高いと考えられる病変部ほど注意を払わなくても良い部位であると考えられる。しかし、残渣内に病変部が隠れて存在する場合がありますので、2点間の距離が基準サイズX未満の部位（線分が青色で表示される部位）よりは注意を払うことが要求される部位であると考えられる。このため、癌が進行している可能性が高いと考えられる病変部（赤色表示）に対して注意喚起度を下げた表示であって、且つ2点間の距離が基準サイズX未満の場合（青色表示）よりも注意喚起度を高めた表示となるように、2点間を結ぶ線分に橙色を付する決定が行われる。なお、図7には、以上説明した、線分長さおよび標準偏差と、線分に付す色彩との対応関係を示している。

30

【0047】

7 ステップS60からステップS70に進むと、線分表示手段24は、ステップS30で指定された2点を結ぶ線分に、ステップS60において決定された色彩を付して、CT画像中に表示する（線分表示ステップ；図2のステップS70参照）。

【0048】

このステップS70において表示されるCT画像（二次画像）の例を、図6に示している。図6（a）には、癌が進行している可能性が高いと考えられる病変部31に対して2点が指定されて、この病変部31に重なる線分32Aに赤色を付して表示するCT画像（二次画像）30Aを示している。このように、癌が進行している可能性が高いと考えられる病変部31の長径に相当する線分32Aに赤色を付して表示することにより、この線分32Aと重なる病変部31は、特に危険度が高いと考えられるものであるということを一目で把握することができる。一方、図6（b）には、癌が進行している可能性が低いと考えられる病変部50に対して2点が指定されて、この病変部50に重なる線分51Aに青色を付して表示するCT画像（二次画像）50Aを示している。このように、病変部50の長径に相当する線分51Aに青色を付して表示することにより、この線分51Aと重なる病変部50は、危険度が低いと考えられるものであるということを一目で把握することができる。以上説明したように、医用画像読影支援装置1によれば、危険度に対応した色彩を付して線分を表示することにより、異常部位の組織の種類（病変部または残渣部）と

40

50

いう観点も考慮に入れ、危険度を一目で把握できる表示を行わせることが可能になる。

【0049】

8 続くステップS80では、制御部11のリスト作成手段25により、ステップS40において測定された線分長さに、腸管の芯線上におけるこの線分が存在する位置（測定開始点（例えば肛門）からの芯線に沿った距離）を対応させた線分長さリストが作成される（線分長さリスト作成ステップ；図2のステップS80参照）。

【0050】

従来、読影者により作成された二次画像等のレポートに、異常部位の大きさとその位置（大腸の芯線に沿った位置）とを記録した線分長さリストが添付されて、内視鏡操作医等に送られる場合がある。しかし、その線分長さリストは、異常部位の大きさとその位置とが羅列されたものであるため、内視鏡操作医等は、その線分長さリストを見ても病变部の危険度を一目で把握することが難しいという課題があった。

10

【0051】

これに対して、医用画像読影支援装置1（リスト作成手段25）は、この従来の課題を解決する線分長さリストを作成できるように構成されている。リスト作成手段25により作成される線分長さリストについて具体的に説明するために、上述のステップS35において、以下の合計3回の2点を指定する操作（第1～第3の指定操作）が行われた場合を想定する。まず、第1の指定操作により、測定開始点から26cmの位置において長さ3mm（＜基準サイズX）の線分が指定されたと想定する。次に、第2の指定操作により、測定開始点からの40cmの位置において長さ10mm（＞基準サイズX）の線分が指定されたとともに、その線分上のCT値の標準偏差として $\sigma 3$ （＜基準標準偏差値 $\sigma X$ ）が得られたと想定する。次に、第3の指定操作により、測定開始点からの80cmの位置において長さ6mm（＞基準サイズX）の線分が指定されたとともに、その線分上のCT値の標準偏差として $\sigma 4$ （＞基準標準偏差値 $\sigma X$ ）が得られたと想定する。以上の想定に基づいた線分長さリスト60を図8に示している。

20

【0052】

線分長さリスト60では、図8に示すように、「項目番号」、「測定開始点からの距離」、およびこの測定開始点からの距離に対応する「病变部の大きさ（線分長さ）」が、紙面左右に並べられて表示される。このとき、左右に並んだ「項目番号」、「測定開始点からの距離」および「病变部の大きさ」は、図7の表に示す対応関係に従った色彩が付されて表示される。このため、上述の想定においては、上段61に並んだ「1」、「26cm」および「3mm」の数字は白色、中段62に並んだ「2」、「40cm」および「10mm」の数字は赤色、下段63に並んだ「3」、「80cm」および「6mm」の数字は橙色を付して表示される。このように、危険度に応じた色彩を付して、ステップS40において大きさが測定された部位の全てをリストアップすることにより、漏れのないように情報を伝達できるものでありながら、危険度が高いと考えられる病变部の把握が容易な線分長さリスト60とすることができる。

30

【0053】

この線分長さリスト60は読影終了時に作成され、読影者から治療医に送られる。治療医はこの線分長さリスト60を見ることにより、腸管内壁から内側に隆起する部分（病变部および残渣部の両方を含む）が全体としてどの程度存在するのかについて一目で把握しつつ、特に危険度の高い、癌が進行している可能性が高いと考えられる病变部の存在を一目で把握できる。このため、治療戦略の精度向上、治療戦略の計画を立てるのに要する時間の短縮、治療時間の短縮、および治療の安全性確保等が図られる。

40

【0054】

なお、ステップS35で2点を指定する操作が行われることなく（異常部位が全く発見されず）ステップS30で指定終了操作が行われた場合、ステップS70において線分の表示が行われない一方で、ステップS80において表示欄が空白となった線分長さリストが作成される。

【0055】

50

以下においては、主として医用画像読影支援装置 1 に関する変更態様について説明をしているが、この変更態様は、本発明に係る医用画像読影支援方法および医用画像読影支援プログラムにも同様に適用できるものである。

【0056】

上述の実施形態では、CT により得られた医用画像データを用いる構成を例示して説明したが、CT 以外に、例えば MRI (Magnetic Resonance Imaging)、カプセル内視鏡等の他の医療用撮像手法に得られた医用画像データを用いることも可能である。

【0057】

上述の実施形態においては、大腸の読影を行う場合を例示して説明したが、本発明に係る医用画像読影支援装置 1 を用いて、例えば造影血管、小腸、気管支、脊椎等の管腔状組織や、管腔状ではない組織の読影を行うことも可能である。なお、線分長さリスト 60 の作成は、管腔状組織を読影する場合に特に有効である。

【0058】

上述の実施形態においては、線分上 CT 値のプロファイルカーブの形状を、標準偏差を基にして判断する方法を例示して説明したが、この方法に代えて、例えば CT 値についての閾値を予め設定しておき、CT 値のプロファイルカーブがこの閾値を上から下へ、または下から上へ横切る回数を基にして判断することも可能である。

【0059】

上述の実施形態においては、図 7 に示すように、線分長さおよび標準偏差に応じて、青色（白色）、赤色もしくは橙色を付して、線分およびリストを表示する場合について説明したが、線分に付す色彩はこれに限定されず、他の色彩を用いて互いの注意喚起度を異ならせた表示を行うことも可能である。

【0060】

上述の実施形態では、図 7 に示すように、線分長さが基準サイズ X 未満の場合に CT 値の標準偏差（プロファイルカーブの形状）に拘わらず、青色（白色）で線分およびリストを表示する例を説明したが、これに代えて、線分長さが基準サイズ X 未満の場合に CT 値の標準偏差に応じて、異なる色彩を付すようにしても良い。このようにすれば、サイズから考慮して癌が進行している可能性が低いと考えられる部分についても、その部分が病変部か残渣部かを一目で把握することが可能になる。

【0061】

また、図 7 に示す色彩の変形例として、線分長さが基準サイズ X 以上であって標準偏差が基準標準偏差値  $\sigma$  X 未満の場合に、注意喚起度の高い色彩を付して表示し、その他の全ての場合に、注意喚起度の低い色彩を付して表示するようにしても良い。さらに別の変形例として、線分長さが基準サイズ X 以上であって標準偏差が基準標準偏差値  $\sigma$  X 未満の場合、線分長さが基準サイズ X 未満であって標準偏差が基準標準偏差値  $\sigma$  X 未満の場合、および標準偏差が基準標準偏差値  $\sigma$  X 以上の場合の 3 つの場合について、互いに注意喚起度の異なる色彩を付して表示するようにしても良い。このような 3 つの場合に対応した色彩を付する構成とした場合、病変部の可能性が高いと考えられる部分と、残渣部の可能性が高いと考えられる部分とを、色彩によって区別した表示が可能となる。このため、例えば病変部の可能性が高いと考えられる部分に対応した色彩で表示されたもの同士について、病変部の大きさ（線分長さ）を比較することにより、最適な治療計画を容易に立てることができる。

【0062】

上述の実施形態における線分長さリスト 60 の表示態様として、特願 2013 - 245016 の第 4 図に開示されているように、芯線に沿った位置に対応させた間隔で項目を並べて表示させる態様とすることも可能である。

【0063】

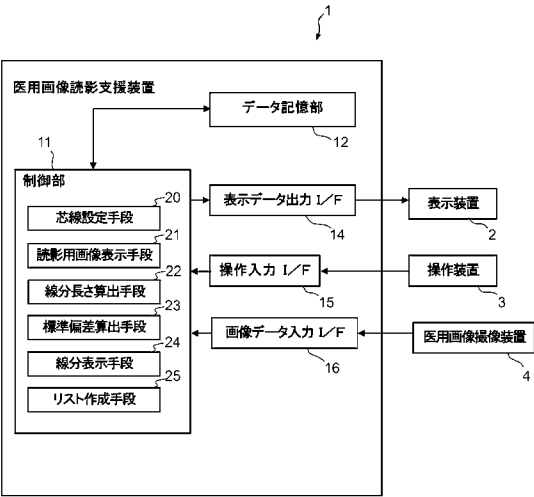
上述の実施形態では、危険度に対応した色彩を線分に付すようにしているが、要は危険度が一目で把握できる線分表示態様であれば良く、これに替えて、例えば危険度に応じたマーク（○印、□印および×印等）を線分に付す態様としても良い。

## 【符号の説明】

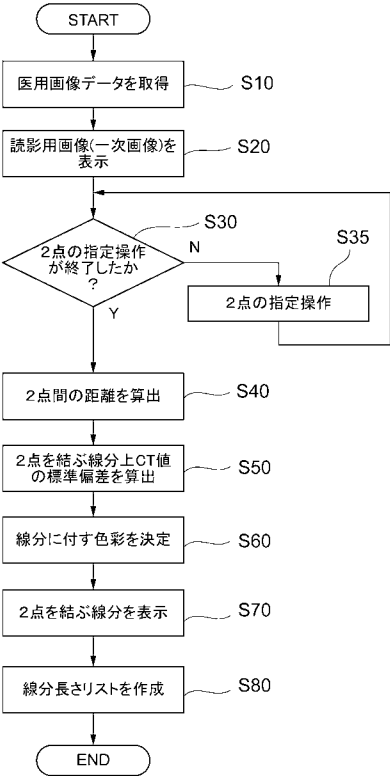
## 【0064】

|            |                |    |
|------------|----------------|----|
| 1          | 医用画像生成装置       |    |
| 2          | 表示装置           |    |
| 3          | 操作装置           |    |
| 4          | 画像撮像装置         |    |
| 1 1        | 制御部            |    |
| 1 2        | データ記憶部         |    |
| 1 4        | 表示データ出力インタフェース |    |
| 1 5        | 操作入力インタフェース    | 10 |
| 1 6        | 画像データ入力インタフェース |    |
| 2 0        | データ特定手段        |    |
| 2 1        | 芯線設定手段         |    |
| 2 2        | 線分長さ算出手段       |    |
| 2 3        | 標準偏差算出手段       |    |
| 2 4        | 線分表示手段         |    |
| 2 5        | リスト作成手段        |    |
| 3 0        | CT画像           |    |
| 3 0 A      | CT画像（二次画像）     |    |
| 3 1        | 病変部            | 20 |
| 3 2        | 線分             |    |
| 3 2 A      | 線分             |    |
| 3 3        | プロファイルカーブ      |    |
| 4 0        | CT画像           |    |
| 4 1        | 残渣部            |    |
| 4 2        | 線分             |    |
| 4 3        | プロファイルカーブ      |    |
| 5 0        | 病変部            |    |
| 5 0 A      | CT画像           |    |
| 5 1 A      | 線分             | 30 |
| 6 0        | 線分長さリスト        |    |
| 6 1        | 上段             |    |
| 6 2        | 中段             |    |
| 6 3        | 下段             |    |
| X          | 基準サイズ          |    |
| $\sigma X$ | 基準標準偏差値        |    |

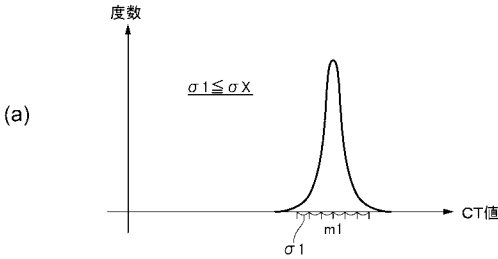
【 図 1 】



【 図 2 】

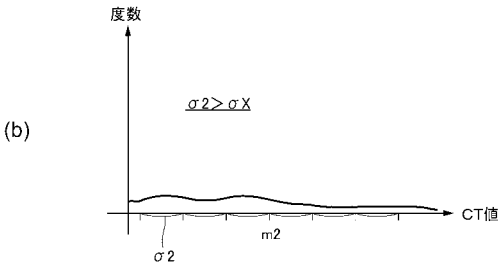


【 図 5 】

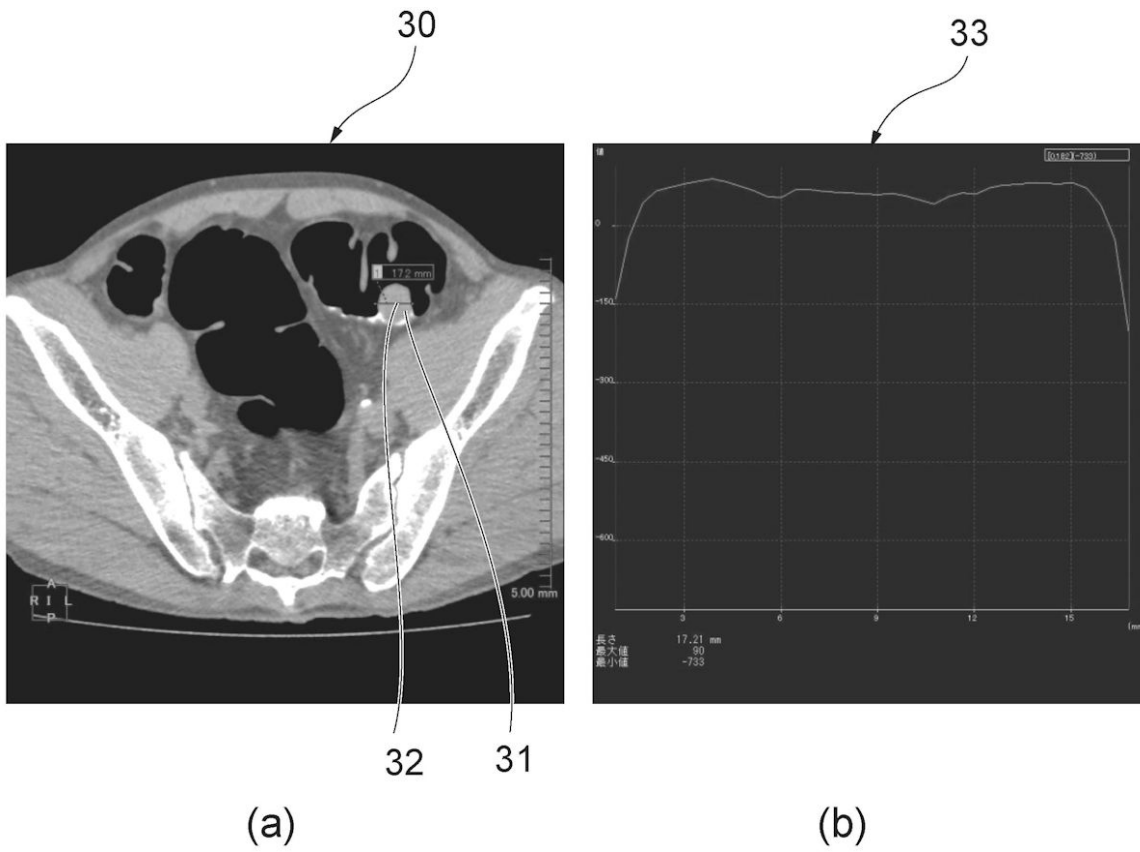


【 図 7 】

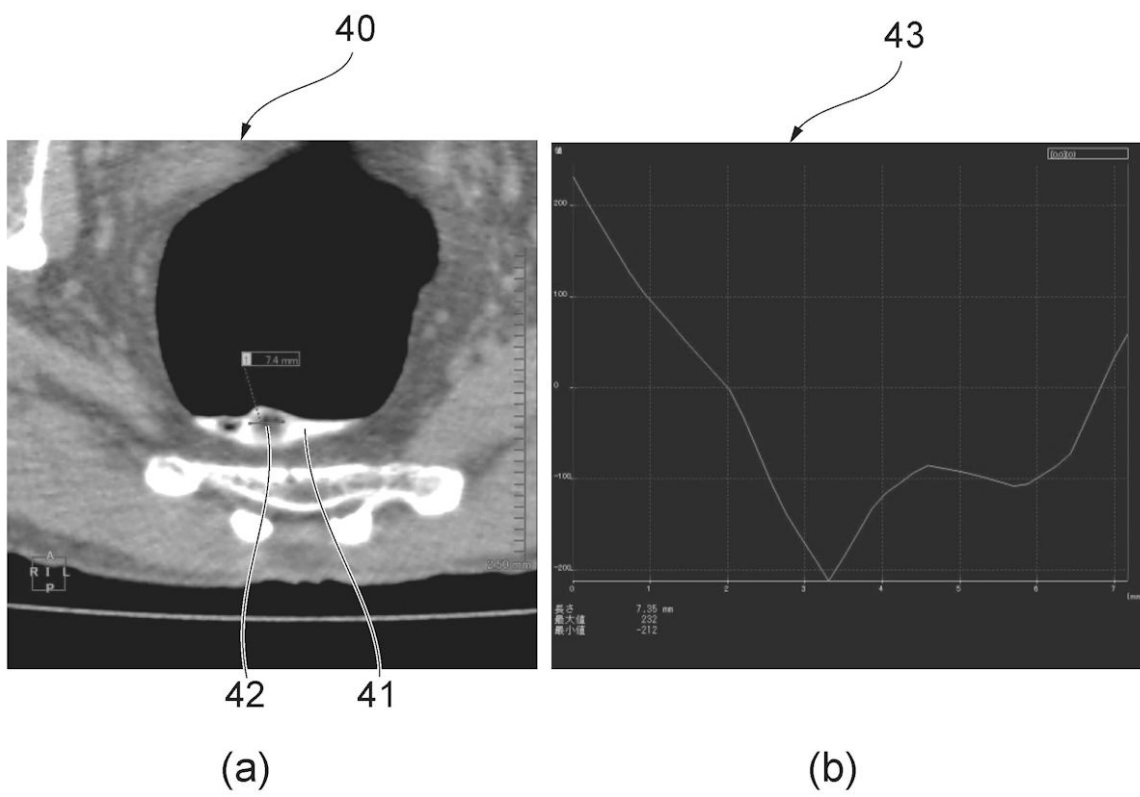
|             |               | 線分長さ   |      |
|-------------|---------------|--------|------|
|             |               | X 未満   | X 以上 |
| C<br>T<br>値 | $\sigma X$ 未満 | 青色(白色) | 赤色   |
|             | $\sigma X$ 以上 |        | 橙色   |



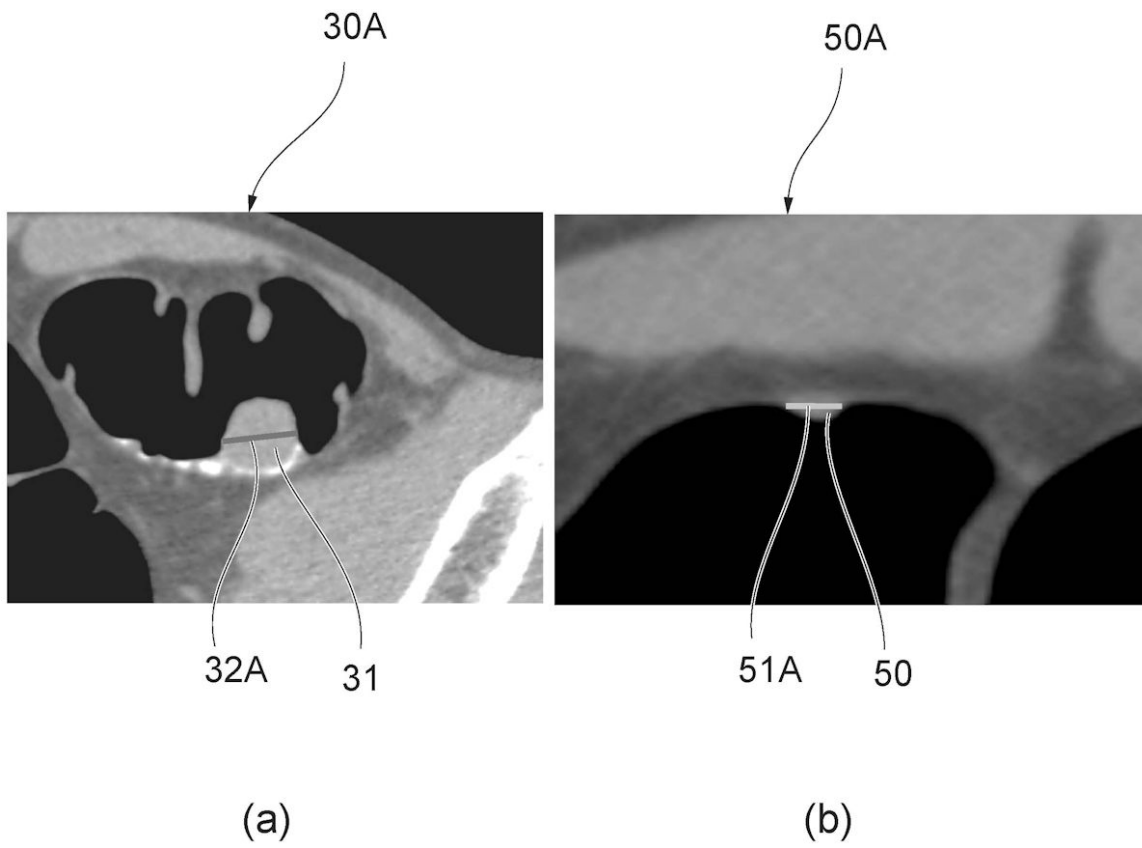
【図 3】



【図 4】



【図 6】



【図 8】

|   | 開始点からの距離 | 病変の大きさ | 60 |
|---|----------|--------|----|
| 1 | 26cm     | 3mm    | 61 |
| 2 | 40cm     | 10mm   | 62 |
| 3 | 80cm     | 6mm    | 63 |

---

フロントページの続き

(72)発明者 浦山 博昭

東京都千代田区丸の内 1 丁目 8 番 1 号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

(72)発明者 畦元 将吾

東京都千代田区丸の内 1 丁目 8 番 1 号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 CA21 DA01 FD03 FD09 FD11 FF22 FF27

FF42 FG01 FG05 FG13 FG14

4C096 AA20 AB50 AC05 DC21 DC23 DC28 DC35 DC36 DD07

4C161 AA04 CC06 HH52 JJ17 WW12 WW15

|                |                                            |         |            |
|----------------|--------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 医学图像解释支持设备，其控制方法和程序                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5929965B6</a>                | 公开(公告)日 | 2016-06-08 |
| 申请号            | JP2014113389                               | 申请日     | 2014-05-30 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社AZE                                    |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 株式会社AZE                                    |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 株式会社AZE<br>佳能日本营销公司                        |         |            |
| [标]发明人         | 阪本剛<br>浦山博昭<br>畦元将吾                        |         |            |
| 发明人            | 阪本 剛<br>浦山 博昭<br>畦元 将吾                     |         |            |
| IPC分类号         | A61B6/03 A61B5/055 A61B1/00                |         |            |
| FI分类号          | A61B6/03.360.B A61B5/05.380 A61B1/00.300.E |         |            |
| 其他公开文献         | JP5929965B2<br>JP2015226638A               |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：为了获得能够显示异常部分与残留部分不同的病变部分并且能够一眼掌握其风险程度的医学图像解释支持设备，方法和程序。医学图像解释支持设备1是支持对通过对被摄体成像而获得的医学图像进行解释的设备，以及连接在解释图像上指定的两个测量基准位置的线段。线段长度计算装置22，用于计算线段的长度；指定线段上存在的每个像素的信号值；标准差计算装置23，用于计算所指定的信号值的标准偏差；以及线 线段显示装置24被设置用于根据线段长度计算装置22的计算结果和标准偏差计算装置23的计算结果用颜色显示线段。[选型图]图1