

(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2005-349199

(P2005-349199A)

(43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055	G 0 6 T 15/00 2 0 0	4 C 0 9 6
G 0 6 T 15/00	A 6 1 B 5/05 3 8 0	5 B 0 8 0
	A 6 1 B 5/05 3 8 3	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-165323 (P2005-165323)	(71) 出願人	390039413 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト Siemens Aktiengesellschaft ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(22) 出願日	平成17年6月6日(2005.6.6)	(74) 代理人	100075166 弁理士 山口 巖
(31) 優先権主張番号	102004027708.7	(72) 発明者	ルッツ ギュンデル ドイツ連邦共和国 91056 エルランゲン ザンクトミヒアエル 17
(32) 優先日	平成16年6月7日(2004.6.7)	Fターム(参考)	4C093 AA22 AA24 CA23 DA01 DA03 FD03 FD09 FD12 FF42 FF43 FF46 FG04
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)		最終頁に続く

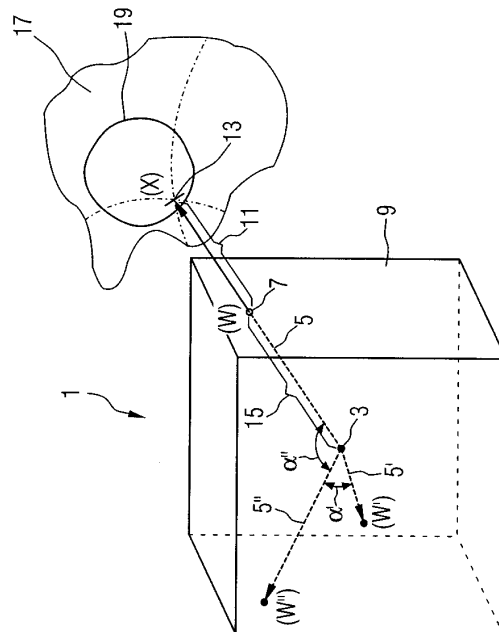
(54) 【発明の名称】 医用3D画像表示および3D画像処理方法、コンピュータ断層撮影装置、ワークステーションおよびコンピュータプログラム製品

(57) 【要約】

【課題】 医用画像化診断法を3D画像表示および3D画像処理の枠内で同時に簡単化と改善を図る。

【解決手段】 評価ボリュームのための3Dデータボリューム(1)を準備し、評価ボリュームの表面(9)のための観察者位置(3)、探索線(5)および画素値(W)を予め設定し、画素値(W)に基づいて探索線(5)上の第1の画素(7)を決定し、第1の画素(7)の向こう側に拡張された探索範囲(11)へ探索線(5)を延長し、1つ又は複数の拡張された画素値(X)を有する拡張された画素値範囲に基づいて、拡張された探索範囲(11)内で、第1の画素(7)に対する代替または追加の画素として探索線(5)上の第2の画素(13)を決定し、第1の画素(7)および/または第2の画素(13)を表示する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

評価ボリュームのための 3D データボリューム (1) を準備し、  
 評価ボリュームの表面 (9) のための観察者位置 (3)、探索線 (5) および画素値 (W) を予め設定し、

画素値 (W) に基づいて探索線 (5) 上の第 1 の画素 (7) を決定し、

第 1 の画素 (7) の向こう側に拡張された探索範囲 (11) へ探索線 (5) を延長し、

1 つ又は複数の拡張された画素値 (X) を有する拡張された画素値範囲に基づいて、拡張された探索範囲 (11) 内で、第 1 の画素 (7) に対する代替または追加の画素として探索線 (5) 上の第 2 の画素 (13) を決定し、

第 1 の画素 (7) および / または第 2 の画素 (13) を表示することを特徴とする医用 3D 画像表示および 3D 画像処理方法。

10

## 【請求項 2】

拡張された探索範囲 (11) を対話式または自動的に予め設定することを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

拡張された探索範囲 (11) 内の探索線 (5) をパラメータ化することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

拡張された画素値範囲は、1 つ又は複数の拡張された画素値 (X) または重み付けされた拡張された画素値 (X) を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

20

## 【請求項 5】

拡張された画素値範囲を対話式または自動的に予め設定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 6】

代替または追加の画素としての第 2 の画素 (13) を対話式または自動的に選定することを特徴とする請求項 1 乃至 5 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 7】

画素値 (W) を有する第 1 の画素 (7) および / または 1 つ又は複数の拡張された画素値 (X) を有する第 2 の画素 (13) を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 6 の 1 つに記載の方法。

30

## 【請求項 8】

1 つ又は複数の拡張された画素値 (X) を有する第 2 の画素 (13) を画素レンズにて準備および表示することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 9】

拡張された探索範囲 (11) を考慮して最大値、最小値および平均値の内の少なくとも 1 つを出力することを特徴とする請求項 1 乃至 8 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 10】

拡張された探索範囲 (11) を考慮して画素値の分布を出力することを特徴とする請求項 1 乃至 9 の 1 つに記載の方法。

40

## 【請求項 11】

医用画像表示および画像処理方法はコンピュータ断層撮影または磁気共鳴断層撮影における画像化方法であることを特徴とする請求項 1 乃至 10 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 12】

3D 画像表示が仮想内視鏡の形で行なわれることを特徴とする請求項 1 乃至 11 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 13】

結腸の画像の医用画像表示および画像処理に使われることを特徴とする請求項 1 乃至 11 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 14】

50

気管支系の画像の医用画像表示および画像処理に使われることを特徴とする請求項 1 乃至 11 の 1 つに記載の方法。

【請求項 15】

槽の画像の医用画像表示および画像処理に使われることを特徴とする請求項 1 乃至 11 の 1 つに記載の方法。

【請求項 16】

造影剤を使用して得られた 3D データボリューム (1) から出発することを特徴とする請求項 1 乃至 15 の 1 つに記載の方法。

【請求項 17】

請求項 1 乃至 16 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (21 ~ 35) のための操作要素を有するコンピュータ断層撮影装置または磁気共鳴断層撮影装置。 10

【請求項 18】

請求項 1 乃至 16 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (21 ~ 35) のための操作要素を有するコンピュータ断層撮影画像または磁気共鳴断層撮影画像の画像表示および画像処理のためのワークステーション。

【請求項 19】

請求項 1 乃至 16 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (21 ~ 35) のためのプログラムモジュールを有するコンピュータ断層撮影画像または磁気共鳴断層撮影画像の画像表示および画像処理のためのコンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】 20

【技術分野】

【0001】

本発明は、3D データボリュームを準備する方法ステップと、3D データボリュームのための観察者位置、探索線 (サーチビーム) および画素値を予め設定する方法ステップとを有する医用 3D 画像表示および 3D 画像処理方法に関する。更に、本発明はコンピュータ断層撮影装置、ワークステーションおよびコンピュータプログラム製品に関する。

【背景技術】

【0002】

現代の医用画像化法は一般に画像をデジタル形式で供給する。そのために先ずいわゆる 1 次アプリケーションの枠内において、データ取得と、データ構成の枠内でのデジタルデータの準備とが行なわれる。特にコンピュータ断層撮影画像は、デジタル形式で存在し、従って直接にコンピュータまたはワークステーションにおいて継続処理することができる。観察者に適した概観を使用できるようにするために、原画像から、2次元または 3次元表示 (2D 表示、3D 表示) を持つ新しい手引きの画像が得られる。かかる表示は、特にモニタ所見の枠内での後続診断法の基礎をなすべきものである。コンピュータ断層撮影の利点は、特に、通常の X 線検査におけるような重なり問題が発生しないことからもたらされ、コンピュータ断層撮影は、X 線検査において撮影ジオメトリにつながる種々の拡張要素に依存せずに、歪みのない表示の利点をもたらす。 30

【0003】

そうこうしているうちに、3D 画像表示および 3D 画像処理における一連のさまざまな方法が定着した。これらの方法のために、コンピュータ断層撮影装置には適切な操作要素、例えばコンピュータマウスやその他の制御媒体が設けられている。コンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理のためのワークステーションは、コンピュータプログラム製品の形での相応のソフトウェア装備と、相応に機能を課された操作要素を備えたディスプレイ上の操作画面とを有する。 40

【0004】

コンピュータ断層撮影 (CT) は、一般に先ず、直接撮影面として被検体の横断面の 2次元断層画像を用いる。被検体の横断面は被検体の縦軸に対してほぼ垂直に配置されている。横断面に対して変化された角度を持つ平面における 2次元断層画像および / または元のスライス厚とは異なる特に幅広いスライス厚にて算出される 2次元断層画像は、一般に 50

多断面変換 (MPR = Multiplanar Reformations) と呼ばれる。診断法にとって重要なことは、たいていは相応の操作要素によって制御される画像ボリュームの対話式検査および評価にある。検査者は、超音波ヘッドの案内による超音波と似た操作要素により、解剖構造および病学的細部を慎重に調べ、関心のある細部が最も明確に表わされている画像、すなわち最も高いコントラストおよび最大の直径で表示されている画像を、行ったり戻ったりしながら選択する。2次元表示の拡張形式は、薄いスライスから任意の厚さのスライス (スラブ) を合成することにある。これについては用語「スライディング・シン・スラブ (STS = Sliding Thin Slab)」が定着した。全ての2D表示は、コンピュータ断層撮影値が直接に且つ混じりけなしに表示されるという利点を有する。場合によって行なわれる多数のスライスに亘る補間または平均値形成は無視することができる。従って、常に、関心ボリューム (VOI) とも呼ばれる評価ボリュームおよびこれに割り当てられた3Dデータボリュームにおける簡単な方向付けと画像値の一義的な解釈可能性が与えられている。しかしながらこの種のモニタ所見調査は作業が多くて時間がかかる。

10

**【0005】**

これに対して、評価ボリュームのできるだけ実在的なプレゼンテーションは評価ボリュームの3次元表示によって達成される。3D画像表示および3D画像処理は、一般に診断上重要な細部を的確に取出すための前提条件である。しかしながら、最後の所見は一般に2D表示で行なわれる。

**【0006】**

3D画像表示および3D画像処理は一般に3Dデータボリュームを提供し、それに基づいて評価ボリュームの表示が行なわれる。検査者は、とりわけ、自分が評価ボリュームを観察しようとする観察位置を予め設定する。特に、一般に検査者は探索線 (サーチビーム) を使用する。この例では、探索線に対して垂直であり立体的印象を与えようとする2次元画像が算出される。かかる表示を画素 (= ボリュームエレメント = ボクセル) ごとに形成するために、観察者からそれぞれの画素に至るまでの各探索線について3Dデータボリュームを通る探索線に沿った全てのCT値が考慮され、評価されなければならない。検査者は、一般に、検査者が画素の表示に適するように選択した画素値、例えばコントラスト値を予め設定する。このプロセスの方法固有の繰返しによって検査者には、予め設定された画素値に基づいて、探索線に対するCT値分布の枠内で、探索線に対応する画素集合、つまり関心のある身体範囲 / 評価ボリューム (VOI) の3D表示が示される。

20

30

**【0007】**

全ての3D表示は、従って2次元アプリケーションの枠内において、中心投影または平行投影として形成することができる。平行投影には、特に最大値投影表示法 (MIP = Maximum Intensity Projection) または一般にはボリュームレンダリング (VR = Volume Rendering) が適している。MIPの場合、投影方向において探索線に沿って最大CT値を有する画素が決定される。従って、この場合には画素値は探索線上の最大CT値に相当する。VRの場合、観察者の目から出発する個々の各探索線について唯一の画素が選択されるばかりでなく、探索線に沿った全てのCT値が適切な重み付けで1つの画素を結果画像に対する寄与度として供給する。自由に選択可能で対話式に可変である伝達関数を介して各画素値に不透明度および色が割り付けられる。例えば標準の軟部組織は十分に透明に、対照をなす組織は軽く不透明に、そして骨は強く不透明に選ばれるとよい。好まれる中心投影に対しては、例えば表面表示法 (SSD = Surface Shaded Display) または透視ボリュームレンダリング (pVR = perspective Volume Rendering) が得られる (あるいは「仮想内視鏡」も得られる)。それに応じてSSDまたは仮想内視鏡に使用されるpSSDも存在する。

40

**【0008】**

SSDは閾値に基づく表面表示であり、この表面表示では画素が閾値の形での画素値の設定によって予め設定される。存在するデータボリュームを通る各探索線について、閾値

50

の形で予め設定された画素値が、観察者から見て最初に到達または超過されたる画素が決定される。SSDとVRとの間の原理的相違は、SSDの場合、1つの閾値が規定されるだけであり、しかし表面が不透明に表示されることにある。これに対して、VRの場合、複数の閾値範囲が規定され、これらに色および透過度が割り付けられる。仮想内視鏡は、仮想「内視鏡ヘッド」の近接周囲の透視図を可能にする。構造物は、実際の内視鏡の場合とは異なって種々の方向から移動状態で観察することができる。VOIを通過する仮想飛行の印象を生じさせようとするいわゆる「フライスルー (Fly-throughs)」が可能である。これは、美的および教育的であるばかりでなく、診断上有意義である。特に、いわゆる「血管図法 (Vessel view)」により評価ボリュームの内部を可視化することができる。

10

**【0009】**

上述の全ての3D画像表示および処理方法は、適切に予め設定された画素値に基づいて探索線上の最終的な画素を決定する。これは最終的に評価ボリューム内の被検体の関心表面の表示をもたらす。しかしながら、多くの場合、被検体の表面に加えて表面背後の数センチメートルの組織が関心をひきつける。このために、目下のところ、3D画像表示および3D画像処理に並行して、例えばMPRまたはSTSの枠内における付加的な2D表示が用いられている。これは操作が非常に時間を要し、面倒であることが分かった。なぜならば、部分的に何回も3D表示から2D表示への切り替えが実行されなければならないからである。診断上重要な細部だけを2D表示の枠内で取出すために、3D画像表示の枠内での好ましい実在的なプレゼンテーションを中止しなければならない。

20

**【0010】**

しかしながら、3D表示の枠内で重要な細部を的確に取出すことが望まれる。それにより、診断所見調査のために完全に十分な3D表示が得られるであろう。

**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0011】**

そこで、本発明の課題は、医用画像の3D表示の枠内での診断が簡単化され且つ診断所見調査に関して改善された医用3D画像表示および3D画像処理方法および装置を提供することにある。

**【課題を解決するための手段】**

30

**【0012】**

この課題は、本発明に従って  
評価ボリュームのための3Dデータボリュームを準備し、  
評価ボリュームの表面のための観察者位置、探索線および画素値を予め設定し、  
画素値に基づいて探索線上の第1の画素を決定し、  
第1の画素の向こう側に拡張された探索範囲へ探索線を延長し、  
1つ又は複数の拡張された画素値を有する拡張された画素値範囲に基づいて、拡張された探索範囲内で、第1の画素に対する代替または追加の画素として探索線上の第2の画素を決定し、  
第1の画素および/または第2の画素を表示する  
ことによって解決される。

40

**【0013】**

本発明は、3D画像表示および3D画像処理の枠内において、表示された面/表面の背後を見ることができると可能性を与える考えに基づいている。検査者の視線は冒頭に述べた如き方法の枠内においては上記面/表面にまで達すだけである。なぜならば、予め規定された画素値に基づいて、最終的な画素が決定されるからである。

**【0014】**

これに対して、本発明による方法においては第1の画素の決定が行なわれる。第1の画素は、この第1の画素の向こう側に拡張された探索範囲へ探索線を延長するための始点として使用される。引続いて、第2の画素が拡張された探索範囲内で決定される。従って、検

50

査者には、従来技術では最終的に決定された表面であるが本発明によれば最初に暫定的に決定された表面の背後に視線を投ずることが可能である。

【0015】

本発明による方法は、画素値のための拡張された値範囲すなわち拡張された画素値範囲に基づいて、拡張された探索範囲内の第2の画素を決定する。従って、第2の画素は、場合によっては、元の画素値と一致しなくてもよい新たな画素値に基づいて決定される。このようにして、拡張された探索範囲において的確な診断にとって重要な細部が洗練または改善される。

【0016】

本発明は、医用3D画像表示および3D画像処理の枠において表面および深さ情報の表示のための共通なアクセス手段が与えられることによって、3D表示の枠内での的確な診断が可能になるという認識に基づいている。3D表示モードにおける表面および深さ情報の共通な表示は、多数の診断上の手がかりを可能にする基礎的な再生である。特に、診断上重要な細部を3D表示の枠内で取出すことが可能である。

10

【0017】

本発明の有利な実施態様は従属請求項に記載され、個々に既説の構想の枠内で実現できる有利な可能性を与えることができる。

【0018】

拡張された探索範囲の対話式のまたは自動的な設定が行なわれると好ましい。検査者は拡張された探索範囲自体を決定することができる。検査者が、特定の診断状況だけを指定し、特定の経験値に基づいて、自動的に予め設定された探索範囲を調整する。検査者に、場合によっては自動的に決定された多数の優先すべき探索範囲がメニュー選択の枠内で提供されるとよい。それによって、拡張された探索範囲が過小に選択され、それにより非常に僅かしか深さ情報を利用できないことが避けられる。他方では、拡張された探索範囲が過大となることが避けられるので、高いコントラストを持つ範囲、例えば骨格部分または骨領域への近接が避けられる。というのは、骨格または造影剤の満ちた血管は一般にその周囲に比べて特に高いコントラストによって特色付けられ、このために本来の検査すべき細部を弱めてしまうことのある構造物であるからである。従って、診断状況に応じて、特別に診断状況に合わせられ且つ定量化された拡張された探索範囲の設定が行なわれると好ましい。

20

30

【0019】

拡張された探索範囲内の探索線がパラメータ化されると好ましい。探索線のパラメータ化はコンピュータ処理と拡張された探索範囲の定量化とにとって有利である。

【0020】

本発明の変形によれば、拡張された画素値範囲は用途に応じて例えば単一の拡張された画素値、複数の拡張された画素値あるいは重み付けされた拡張された画素値を含んでいる。画素値は例えば閾値の形で指定されるとよい。複数の画素値の幾つかを階段状の閾値の形で指定することもできる。結局は、画素値範囲は多数の画素値の重み付けの形で存在するとよい。それによって、特に拡張された探索範囲において異なる細部が同時に画素として画像表示に寄与することができる。

40

【0021】

拡張された画素値範囲の対話式のまたは自動的な設定が行なわれると好ましい。拡張された画素値範囲は、深さ情報が適切に利用できるように均衡を保って選ばれるべきである。画素値範囲つまり画素値選択は、その値が、深さ情報の欠如を避けるために少なすぎたはならず、他方では、例えば骨または造影剤の満ちた血管の形での高いコントラスト範囲への近接を避けるために高すぎたはならない。

【0022】

代替または追加の画素としての第2の画素の対話式または自動的な選択が行なわれると特に好ましい。例えば、方法に病変の自動探索が補充される。病変とは、一般に、特に負傷または病気に起因する例えば器官のあらゆる異常な構造物または構造物変化であると理

50

解すべきである。病変はしばしばまさに正確に形および大きさを書き表され特徴づけられる。病変の自動探索は、病変にとって特徴的な特定の幾何学的構造のコンピュータ自動化された探索機能を意図する。これにより、例えば診断上重要な検査結果といわゆる「誤った陽性」結果との迅速な識別が可能である。

**【0023】**

画素値を有する第1の画素の表示が行なわれると好ましい。1つ又は複数の拡張された画素値を有する第2の画素は、同一の画像に追加して表示されるか、またはそれと並行して別の画像に表示されるとよい。従って、この実施態様では、第1の画素のみが、あるいは第2の画素のみが、または両画素が、3D画像表示に寄与する。ここでは、例えばMIP表示が考えられ得る。

10

**【0024】**

他の特に有利な実施態様の枠内で、1つ又は複数の拡張された画素値を有する第2の画像が画素レンズにて準備および表示される。画素レンズはボクセルレンズとも呼ばれる。従って、第2の画素は、検査者によって案内され得るボクセルレンズの範囲に入るや否や作成される。

**【0025】**

更に、上述の方法に診断を簡単化する付加的な機能を補充すると好ましいことが分かった。例えば、本発明の特に有利な実施態様では、拡張された探索範囲を考慮して最大値、最小値および平均値の内の少なくとも1つが出力される。この場合に、特に、拡張された探索範囲の実際に測定されたCT値を考慮するとよい。

20

**【0026】**

更に、拡張された探索範囲を考慮して画素値の分布を出力すると好ましい。この場合に、特に、拡張された探索範囲内の実際に測定されたCT値を考慮するとよい。分布は例えばヒストグラムの形で与えられるとよい。

**【0027】**

上述の構想は3D画像表示に関して特に効果的に仮想内視鏡の枠内に置き換えられる。管腔内図ともよばれるこのような仮想内視図は実際には透視VRまたは透視SSDである。この技術の優先的な使用分野は内視鏡もアクセス可能な解剖学的構造物である。これには、例えば気管支系、大きな血管、結腸および鼻腔系が属する。更に、これは、内視鏡が直接に入れない腎臓槽のような範囲および胃腸範囲においても使用される。

30

**【0028】**

上述の構想は、結腸内視鏡検査、気管支内視鏡検査または槽内視鏡検査の枠内における方法の実施態様を意図している。

**【0029】**

このために、上述の方法の枠内において、結腸もしくは気管支もしくは槽の画像、特にコンピュータ断層撮影画像または磁気共鳴断層撮影画像の医用画像表示および画像処理が行なわれる。

**【0030】**

上述の構想は、実施態様において、造影剤を使用して得られた3Dデータボリュームから出発する方法に特に有効であることが分かった。特に上述の構造物が造影剤とともに移動される。造影剤としては空気、CO<sub>2</sub>、N<sub>2</sub>、O<sub>2</sub>、水またはその他の造影剤を使用することができる。

40

**【0031】**

医用画像表示および画像処理方法はコンピュータ断層撮影における画像化方法の形で実現されていると好ましい。しかしながら、同様に、例えば磁気共鳴断層撮影(MRT)または陽電子放射断層撮影(PET)の枠内で他のモダリティにより得られたデータボリュームに対する実現も可能である。3Dデータボリュームは、例えば3次元超音波検査の枠内でも得ることができる。

**【0032】**

装置に関しては、本発明による課題は、方法の方法ステップを実施するための操作要素

50

を有するコンピュータ断層撮影装置または磁気共鳴断層撮影装置によって解決される。

【0033】

装置に関して、本発明は、上述の方法の方法ステップを実施するための操作要素を有するコンピュータ断層撮影画像または磁気共鳴断層撮影画像の画像表示および画像処理のためのワークステーションをもたらす。ワークステーションは、特に非生検への適用が好ましい。ワークステーションは特にモニタ所見に役立つ。

【0034】

操作要素とは、特に、上述の方法ステップの1つを実施または制御することを可能にするソフトウェア手段および/またはハードウェア手段の個別または組合せであると理解すべきである。

【0035】

本発明は、上述の方法における方法ステップのためのプログラムモジュールを有するコンピュータ断層撮影または磁気共鳴断層撮影の画像表示および画像処理のためのコンピュータプログラム製品をも提供する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

図1はコンピュータ断層撮影における3D画像表示および3D画像処理方法の有利な実施形態の枠内での進行を概略的に示す。ここには3Dデータボリュームが概略的に示されている。

図2は医用3D画像表示および3D画像処理方法の有利な実施形態のフローチャートを示す。

【0037】

図1は、仮想内視鏡の例にてコンピュータ断層撮影における3D画像表示および3D画像処理方法の有利な実施形態の枠内での進行を概略的に示す。仮想内視鏡は、仮想内視鏡の近接範囲の透視図を描出し、例えば結腸、気管支系または血管の所見調査において成功裡に使用されている。VRまたはSSDのために使用されるアルゴリズムは結腸壁または気管支壁の高品質の観察を可能にする。この場合に算出のために空気を満たされた内部空間とそれを囲う組織との間の高いコントラスト差が利用される。VR(ボリュームレンダリング)の不透明度関数および色関数は、たいいてい、腸の内部空間、気管支の内部空間、血管の内部空間から周囲の組織つまり腸壁、気管支壁、血管壁への移行部が不透明に表示されるように設定される。移動しながら種々の方向から構造物を観察することは、内視鏡または手術用顕微鏡によって一般に実現可能でないので、特に有意義であり、診断上しばしば非常に重要である。これは、実際には、いわゆる「フライスルー(Fly-Throughs)」とも呼ばれるボリュームを通した飛行であり、組織体範囲を通る仮想飛行の印象をもたらす。

【0038】

図1は準備された3Dデータボリューム1を概略的に示す。データボリューム1は、特に多数の画素(ボクセル)を有し、これらの画素にはそれぞれ画素値が割り付けられている。特別な画素の例は例えば観察者位置3である。観察者位置3は本発明による方法の枠内において予め設定される。更に、観察者位置3から出発する探索線5が予め設定される。通常の方法の枠内では探索線は予め設定された画素値Wを有する画素7まで延びる。このような画素値Wは例えば閾値の形で提示され、この閾値は例えばここに概略的に示されている腸壁9の形での結腸のコントラスト値に相当する。腸壁9は、図1に書き込まれた方向の探索線5が画素7の個所で予め設定された画素値Wを取ることによって見出される。これには空間角度 $\theta$ ,  $\phi$ の変化で他の探索線 $5'$ ,  $5''$ による3Dデータボリューム1の走査が先行した。この過程で検査者はワークステーションまたはコンピュータ断層撮影装置を利用して画素値W,  $W'$ ,  $W''$ によって特徴づけられた腸壁9を探索する。

【0039】

本構想は、今や従来の進行形式とは違って、腸壁9の背後に存在する表面/面の背後の

10

20

30

40

50

組織を表示することを可能にする。このために、画素 7 が、従来の進行形式と違って、画素値 W に基づく探索線 5 上の第 1 の暫定的画素 7 として決定されるだけである。しかる後に探索線 5 が暫定的画素 7 の向こう側に拡張された探索範囲 1 1 へ延長される。その後、拡張された探索範囲 1 1 内で第 2 のオブショナル画素 1 3 が決定される。図 1 に示された特に有利な実施形態では、オブショナル画素 1 3 に、詳しくは図示されていない拡張された画素値範囲の枠内で拡張された画素値 X が割り付けられている。検査者は、この実施例では、腸壁 9 の背後の病変を探索するために、拡張された画素値として X を指定した。拡張された画素値 X は探索すべき病変の特徴を表わすように選ばれた。

#### 【 0 0 4 0 】

C T 結腸撮影の例では、例えば、仮想内視鏡においてポリープ状構造物が内部に空気または造影剤または空気粒子を満たされているかどうかに関心を寄せられ、それゆえポリープ状構造物は、迂回なしに M P R 表示を介して残留便として認識され、従って診断時に無視することができる。更に、例えば含有脂肪成分の識別によって陽性の検査結果の場合に、あるいは投与された造影剤の集積の場合に、ポリープ状構造物の区分けされた診断が行なわれる。気管支系の検査の場合、例えば気管支壁の向こう側にあり得る癌の広がりおよび構造物が関心を持たれた。この場合に気管支壁に参照符号 9 が付けられた。従って、ここに説明されている指標となる構想は、腸壁 9 または他の壁の形での表面の背後における画素 1 3 の形でのボクセルが付加的な情報として評価される。

#### 【 0 0 4 1 】

深さ情報と一緒に同時に 3 D 画像表示および画像処理することは、とりわけ、3 D データボリュームによって表示された身体部分が動かされた身体部分である場合に有意義であることが分かった。例えば肺腫瘍の穿刺は非常に困難である。なぜならば、一方では気管支壁が非常に薄く、他方では気管支壁の位置が呼吸運動によって絶え間なく変化させられるからである。しかしながら、気管支壁の背後にある肺腫瘍は、たとえ気管支壁の近くになくても、本構想により十分に特に確実に穿刺することができる。なぜならば、本構想は、本実施形態において拡張された探索範囲 1 1 の枠内で深さ情報を提供するからである。

#### 【 0 0 4 2 】

拡張された探索範囲 1 1 は本実施形態では適切にパラメータ化されている。例えば適切に拡張された探索範囲 1 1 は、結腸内視鏡検査の場合、1 ~ 2 c m の範囲にある。このような距離範囲は腸範囲において好まれる距離範囲である。気管支内視鏡検査の枠内において既述の構想を使用する場合には違った状況となる。そこでは拡張された探索範囲 1 1 を肺の深くまで規定すると好ましい。拡張された探索範囲を暫定的な探索範囲 1 5 の百分率として規定すると好ましい。槽内視鏡検査の場合、ここでも他の基準が重要である。いずれの場合にも、拡張された探索範囲 1 1 がその都度の適用にとって好ましく定量化されるように、拡張された探索範囲 1 1 をパラメータ化したほうがよい。C T 画像表示の一部としての暫定的画素 1 3 の表示は、元の管腔内表示から分離されてまたは共通に重ね合わせて示される M I P の枠内で行なうことができる。選択可能な閾値により、例えば造影剤を検出することができる。すなわち結腸内視鏡検査の領域における閾値の超過、例えば造影剤を満たされた便の検出は、仮想内視鏡に表示される表面の色づけによって行なわれる。他の構成は多数の閾値および種々の色での表示を用意する。更に別の構成では、実際の C T 値の評価が、下限閾値もしくは上限閾値とそれらのカラーコード化された表示との間で行なわれるとよい。目的に応じて、拡張された探索範囲 1 1 内の拡張された画素値の重み付けが行なわれるとよい。このようにして、拡張された探索範囲 1 1 内の全ての画素を異なる重み付けで表示することができるであろう。図 1 にて説明した実施形態では、暫定的画素 7 がその画素値 W により決定され、オブショナル画素 1 3 がその拡張された画素値 X により決定されるだけである。モニタ所見調査では検査者は腸壁 9 を表示させる。必要ならば、検査者は、画素レンズ（いわゆるボクセルレンズ）の適用によってオブショナル画素値 X を有するオブショナル画素 1 3 を腸壁の背後にある範囲 1 7 の一部として表示させる。説明した構想のこの種の適用の場合には、腸壁 9 の向こう側の空間が自動的に病変 1 9 を求めてくまなく探索されると特に有利であることが分かった。腸壁 9 の向こう側の空

10

20

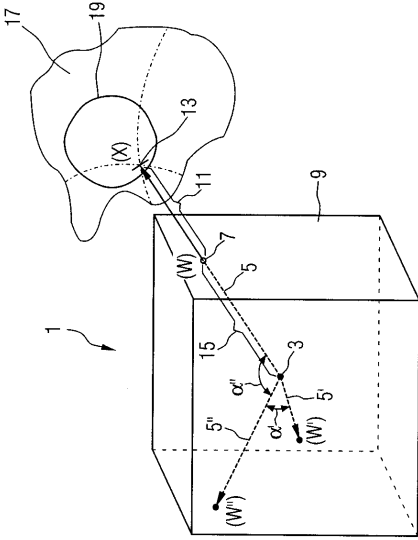
30

40

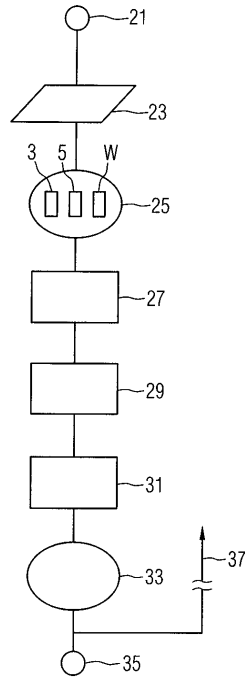
50



【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA11 AA20 AB50 DB09 DC19 DC21 DC33 DC36  
5B080 AA17 FA00 GA00

专利名称(译)	医学3D图像显示和3D图像处理方法，计算机断层摄影设备，工作站和计算机程序产品		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005349199A</a>	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2005165323	申请日	2005-06-06
[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	ルツツギユンデル		
发明人	ルツツ ギユンデル		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 G06T15/08 G21K1/12 H05G1/60 G06T15/00		
CPC分类号	A61B6/466 G06T15/08 G06T2210/41		
FI分类号	A61B6/03.360.G G06T15/00.200 A61B5/05.380 A61B5/05.383 A61B5/055.380 A61B5/055.383 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA24 4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/DA03 4C093/FD03 4C093/FD09 4C093/FD12 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FF46 4C093/FG04 4C096/AA11 4C096/AA20 4C096/AB50 4C096/DB09 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC33 4C096/DC36 5B080/AA17 5B080/FA00 5B080/GA00		
代理人(译)	山口岩		
优先权	102004027708 2004-06-07 DE		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：同时简化和改进三维图像显示和三维图像处理中的医学成像诊断方法。解决方案：准备用于评估体积的三维数据体积1，预先设置观察者位置3，搜索线5和用于评估体积的表面9的像素值W，并且根据像素值W，决定搜索线5上的第一像素7。搜索线5被扩展到扩展到第一像素7的另一侧的搜索范围11，并且根据在扩展搜索范围11内具有一个或两个或更多个扩展像素值X的扩展像素值范围，第二决定作为第一像素7的替代或附加像素的搜索线5上的像素13显示第一像素7和/或第二像素13。Ž

