

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の時点 (t_1, t_2, t_i) で複数の時間的にずらされた 3D データボリューム ($1, 1', V_i$) を準備し、それぞれ 1 つの 3D データボリューム ($1, 1', V_i$) が 1 つの時点 (t_1, t_2, t_i) に割り付けられており、

第 1 時点 (t_1) での少なくとも 1 つの 3D データボリューム ($1, V_1$) のための関心ボリューム (3) の内部に空間的に絶対固定の観察者位置 ($5, O_1$) を予め与え、

空間的に絶対固定の観察者位置 ($5, O_1$) と、少なくとも 1 つの第 2 時点 (t_2, t_i) での少なくとも 1 つの他の 3D データボリューム ($1', V_i$) のための関心ボリューム ($3'$) との間の時間的相関 (7) を決定し、

少なくとも 1 つの第 2 時点 (t_2, t_i) での少なくとも 1 つの他の 3D データボリューム ($1', V_i$) のための関心ボリューム ($3'$) の内部において関心ボリューム ($3'$) に対して空間的に相対固定の観察者位置 ($5', O_i$) を求め、

少なくとも 1 つの第 2 時点 (t_2, t_i) での少なくとも 1 つの他の 3D データボリューム ($1', V_i$) のための空間的に相対固定の観察者位置 ($5', O_i$) の透視から関心ボリューム ($3'$) の内部を表示する

ことを特徴とする透視ボリューム表示の形での医用画像表示および画像処理方法。

【請求項 2】

複数の時点 (t_2, t_3, \dots, t_i) での複数の時間的にずらされた 3D データボリューム (V_2, V_3, \dots, V_i) のための複数の空間的に相対固定の観察者位置 ($5', O_2, O_3, \dots, O_i$) を求め、その都度 1 つの空間的に相対固定の観察者位置 ($5', O_2, O_3, \dots, O_i$) の透視から関心ボリューム ($3'$) を表示することを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

画像表示は、空間的に相対固定の観察者位置 ($5, 5'$) の透視から、サーチ投射線 ($13, 13'$) を予め与えることにより 2 次元画像として行なわれ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】

画像表示は、2 つ以上の空間的に比較的容易に互いにずれる相対固定の観察者位置を使用して、2 つ以上の 2 次元画像の形で行われることを特徴とする請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

【請求項 5】

比較的容易に互いにずれる相対固定の観察者位置のそれぞれにサーチ投射線が割り付けられていることを特徴とする請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

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 又は 2 記載の方法。

【請求項 7】

2 次元画像が空間的に変化する動画として存在するように、複数の観察者位置 ($5', O_2, O_3, \dots, O_i$) および選択された時点についての画像表示が行なわれ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。

【請求項 8】

選択された時点についての 3D データボリューム ($1, 1', V_i$) の内部における空間的ナビゲーションが可能であ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】

2 次元画像が時間的に変化する動画として存在するように、複数の時点 (t_1, t_2, \dots, t_i) および選択された観察者位置 ($5, 5', O_i$) についての画像表示が行なわれ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】

時間的に変化する動画の経過のための速度が可変設定可能であることを特徴とする請求

10

20

30

40

50

項 1 乃至 9 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 1】

選択された観察者位置についての 3 D データボリューム ($1, 1', V_i$) の内部における時間的ナビゲーションが可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 0 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 2】

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であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 3】

医用画像表示および画像処理方法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 1 1 の 1 つに記載の方法。 10

【請求項 1 4】

造影剤の使用のもとで得られた 3 D データボリュームに基づいていることを特徴とする請求項 1 乃至 1 3 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 5】

医用画像表示および画像処理は結腸内のコンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 6】

医用画像表示および画像処理は気管支内のコンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の方法。 20

【請求項 1 7】

医用画像表示および画像処理は血管内のコンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 8】

医用画像表示および画像処理は心臓内のコンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 の 1 つに記載の方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 乃至 1 8 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (2 1 ~ 3 5) のための操作要素が設けられていることを特徴とするコンピュータ断層撮影装置。

【請求項 2 0】

請求項 1 乃至 1 8 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (2 1 ~ 3 5) のための操作要素が設けられていることを特徴とす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。 30

【請求項 2 1】

請求項 1 乃至 1 8 の 1 つに記載の方法における方法ステップ (2 1 ~ 3 5) のためのプログラムモジュールが設けられていることを特徴とす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コンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、透視ボリューム表示の形での医用画像表示および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。 40

【背景技術】

【0 0 0 2】

現代の医用画像化方法は一般に画像をデジタル形式で供給する。このために先ずいわゆる一次アプリケーションの枠内でデータ取得が行なわれ、データ再構成の枠内でデジタルデータの準備が行なわれる。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内またはワークステーション内で継続処理することができる。検査者が適切な概観を使用できるようにするために、原画像からいわゆる二次アプリ 50

ケーションの適用によって2次元または3次元表示(2D表示、3D表示)による新しい指向の画像が獲得される。このような表示は、モニタ所見の枠内で、引き続き行なわれる診断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通常のX線撮影におけるように重ね問題が生じないことによりもたらされ、コンピュータ断層撮影は、X線撮影において撮影ジオメトリに関係する拡大係数に依存せず歪みなく表示できる利点をもたらす。

【0003】

時のたつうちに、二次アプリケーションにおいて3D画像表示および3D画像処理の枠内で一連のさまざまな手法が確立された。これらの手法に対して、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手段が設けられて

10

【0004】

コンピュータ断層撮影(CT)は、一般に先ず、一次アプリケーションの枠内で、直接の撮影平面としての被検体横断面の2次元画像を提供する。被検体の横断面は被検体の長手軸線に対してほぼ垂直に配置されている。横断面に比べて変化させられた角度を有する平面における2次元スライス画像および/または元のスライス厚とは異なる特に幅の広いスライス厚で計算された2次元スライス画像は、一般に多断面変換(MRP=Multiplanar Reformation)と呼ばれる。診断学にとって重要なことは画像

ボリュームを対話形式で目で見えて評価することであり、これはたいてい相応の操作要素によって制御されて行なわれる。検査者は、このような操作要素により(超音波において音響ヘッドの案内によるように)、解剖された構造および病理学的な詳細を慎重に探って、前進および後進によって、関心のある細部が最も明瞭に表わされるな画像、すなわち例えば最大のコントラストおよび最大の直径でもって表示される画像を選択する。2次元表示の拡張された形式は、薄いスライスから任意の厚みのスライス(スラブ)を構成することにある。このために「スライディング・シン・スラブ(STS=Sliding Thin Slab)」という概念が確立した。全ての2D表示は、コンピュータ断層撮影値が直接かつ歪曲なしに表示されるという利点を有する。その際、複数のスライスにわたる補間または平均値形成は無視することができる。それにともない、常に、関心ボリューム(

20

30

【0005】

これに対して関心ボリュームのできるだけ写実的な表現は、関心ボリュームの3次元表示によって達成することができる。3D画像表示および画像処理は、一般に確かに診断上重要な細部の的確な強調の前提である。しかしながら、後者の所見はこれまで一般に2D表示で行なわれている。

【0006】

3D画像表示および画像処理の場合、一般に3Dデータボリュームが使用でき、この3Dデータボリュームに基づいて関心ボリュームの表示が行なわれる。検査者はとりわけ、関心ボリュームを観察しようとする観察者位置を予め設定する。特に検査者には一般にサーチ投射線を使用できる。この例ではサーチ投射線に垂直であり立体的な印象を伝えようとする2次元画像が算出される。画像平面において画素ごとに、すなわちボクセルごとに表示を発生させるために、各投射線について観察者によってそれぞれの画素に対して3Dデータボリュームを通るサーチ投射線に沿った全てのCT値が考慮され、評価されなければならない。検査者は、一般に画素の表示のために適切に選択する画素値、例えばコントラスト値を予め設定する。この経過の方法固有の繰返しによって、検査者にはCT値プロフィールの枠内において予め与えられた画素値に基づいてサーチ投射線に対応する画素集合、すなわち関心のある被検体範囲/関心ボリューム(VOI)の3D表示が示される。

40

50

【0007】

全ての3D表示は、二次アプリケーションの枠内において、中心投影として又は平行投影として形成することができる。

【0008】

平行投影については、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の場合にはサーチ投射線に沿った投影方向において最高のCT値を有する画素が求められる。従って、この場合には画素値はサーチ投射線上における最大のCT値に対応する。VRの場合には観察者の目から出る個々のサーチ投射線のそれぞれについて唯一の画素が選択されると共に、サーチ投射線に沿った全てのCT値を適切な重み付けにて1つの画素に結果画像に対する寄与として供給することができる。自由に選択可能な且つ対話で変更可能な伝達関数を介して、各画素値に暗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選び、対比された組織は軽く不透明に、骨は強く不透明に選ぶことができる。

10

【0009】

優先すべき中心投影は、例えば表面表示法(SSD = Surface Shaded Display)または透視(又はパースペクティブ)ボリュームレンダリング(pVR = Perspective Volume Rendering)によって得ることができる。透視ボリュームレンダリングは仮想内視鏡(Virtual Endoscopy)とも呼ばれている。それに応じてSSD、あるいは仮想内視鏡において使用されるpSSDが存在する。SSDは閾値に基づく表面表示であり、これにおいては閾値の形で画素値を予め設定することによって画素が予め与えられる。当該3Dデータボリュームを通る各サーチ投射線について、閾値の形で予め設定された画素値が観察者から見て初めて到達されるかまたは超えられる画素が決定される。SSDとVRとの原理的な相違は、SSDの場合には、1つのみの閾値が規定されるが、表面が不透明に表示されることにある。これに対して、VRの場合には複数の閾値範囲が規定され、これらの範囲に色および透過率が割り付けられる。仮想内視鏡は、仮想的な「内視鏡」の近接周囲の透視図を可能にしようとするものである。実際の内視鏡とは異なり、構造を種々の方向から且つ動かしながら観察することができる。VOIを通る仮想飛行の印象を与えようとするいわゆる「フライスルー(Fly-Through)」が可能である。これは美的且つ教育的であるのみならず、診断学的にも有益である。特に、いわゆる「ベッセルビュー(Vessel-View)」法が、関心ボリュームとしての血管の内部の撮影に役立つ。

20

30

【0010】

上述した全ての3次元の二次アプリケーションは専ら静止画像を処理する。

【0011】

それにもかかわらず、例えばコンピュータ断層撮影(CT)または核スピン断層撮影または磁気共鳴断層撮影(MR)のような現代の医用画像化方法では、一般に、短い時間分解能を持つ3次元のボリュームが走査される。例えば、1つのスライス画像の複数列での同時走査によって、たとえ限られてはいても3次元のボリュームが測定されるような心臓スパイラルCT検査が知られている。多数の心拍動から、心臓ボリューム全体を網羅するために、1つのスパイラル内の同じ心時相からのデータが利用される。場合によっては、同じ心時相で作動させるために1次アプリケーションがECG装置と結合されることによって、データ取得および/またはデータ表示の同期化が行なわれる。

40

【0012】

呼吸によって動く身体部分の位置をスケール上で再現するためのナビゲーションシステムを設け、予め与えられた位置において画像撮影の作動を行なわせるようにした呼吸同期式の医用画像化方法も知られている(例えば特許文献1参照)。

【0013】

しかしながら、このような方法も、得られた3Dデータボリュームの静的な表示のためだけに用いられる。同期化によって、例えば心臓または肺の周期的運動の同じ時相の画像

50

が得られることが実質的に保証される。例えばマルチスライスCTまたはマルチスライスMR Tのように1つの時点で多数のスライスからデータが得られる場合、生データにおいて空間的・時間的な4Dデータセットが取得されるが、しかし二次アプリケーションの枠内において空間的・時間的な画像表示および画像処理は行なわれない。特に、本テーマのための透視3次元評価を持つ従来公知の3次元の二次アプリケーション、すなわち特にpVR、ベッセルビュー(Vessel-View)、またはフライスルー(Fly-Through)は、多数の時点での多数の時間的にずらされたデータボリュームとしての4Dデータセットを表示するには適していない。

【0014】

単なる試みとして一種の4Dイメージング/画像表示が超音波画像化の枠内において知られている。これにおいては運動が3D画像の高速シーケンスとして表示される。しかしながら、これは上述の意図における透視ボリューム表示ではなく、むしろ平行投影の枠内における眺望撮影である。特に血管内部の形での関心ボリュームの透視ボリューム表示の形の空間的・時間的な4D画像表示および画像処理は、ますます超音波システムに比べて全ての従来のものを上回るコンピュータパワーを必要とする。これは、特に、例えば心臓の高い周波数を持つ運動の場合であり、更にデータ取得およびデータ容量に関係する。ただ、0.5mmの空間分解能を有する心臓の1個の完全な3次元撮像について20秒で1Gバイトのデータ量が発生する。現状でのデータ発生率は、撮影秒数当たり200~300Mバイトである。特に、透視ボリューム表示の形での空間的・時間的な4D画像表示および画像処理の可能性がこれまでは完全に考慮されないままである。なぜならば、これまでは古典的な内視鏡方法は内視鏡の挿入による関心ボリュームの動きを制限するか(例えば獲得時)、または(例えば心臓カテーテルのように)内部画像が全く不可能であったからである。

【0015】

しかしながら、現代の医療診断学の要求により、まさに透視ボリューム表示の形での空間的・時間的な4D画像表示および画像処理が望まれている

【特許文献1】独国特許出願公開第10137170号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明の課題は、同時の空間的および時間的な画像表示および画像処理つまり4Dデータボリュームの画像表示および画像処理を実現可能である、透視ボリューム表示の形での医用画像表示および画像処理方法ならびに装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

方法に関する課題は、冒頭に述べた透視ボリューム表示の形での医用画像表示および画像処理方法において、

複数の時点で複数の時間的にずらされた3Dデータボリュームを準備し、それぞれ1つの3Dデータボリュームが1つの時点に割り付けられており、

第1時点での少なくとも1つの3Dデータボリュームについて関心ボリューム内部に空間的に絶対固定の観察者位置を予め与え、

空間的に絶対固定の観察者位置と、少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームとの間の時間的相関を決定し、

少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームの内部において関心ボリュームに対して空間的に相対固定の観察者位置を求め、

少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための空間的に相対固定の観察者位置の透視から関心ボリュームの内部を表示することによって解決される。

【0018】

10

20

30

40

50

本発明は、関心ボリュームの内部画像の透視ボリューム表示のために、複数の時点で複数の時間的にずらされた3Dデータボリュームを、例えば3Dデータボリュームの時間的シーケンスの形で準備することが原理的に可能であったという考えに基づいている。しかしながら、これは透視ボリューム表示の形での機能的な空間的時間的な画像表示および画像処理をもたらすものではない。なぜならば、一般に、まさにpVR法では眺望撮影とは異なり平行投影の枠内で、運動によって動かされた身体部分がとりわけその空間的な絶対的位置を変え、つまり、特に並進運動を受けるからである。ここで問題になる透視ボリューム表示、特にpVR、そしてここでは特に仮想内視鏡、すなわちフライスルー(Fly-Through)法およびベッセルビュー(Vessel-View)法については、関心ボリュームの表示が関心ボリューム内部での透視から行なわれる。従って、これまで10
は透視ボリューム表示の形での4D画像表示が全く意図されていない通常の方法は、必然的に全ての3Dデータボリュームについて、時点に関係なく、関心ボリュームの内部における空間的に絶対固定の観察者位置から出発せざるを得なかった。眺望撮影の際には全時間について空間的に絶対固定の観察者位置が用意されている。空間的に絶対固定の観察者位置は、眺望撮影、特に外観撮影の場合には、全く利用できない。結局、観察者は、関心ボリュームがビュー(眺望)で見えるので、関心ボリュームの動きを外観でとらえる。ここで透視ボリューム撮影、特に内視撮影において存在する問題は眺望撮影方法においては全く生じない。しかしながら、ここで話題にした透視ボリューム表示法においては、診断15
目標が、特に観察者位置の近接範囲、例えば仮想内視鏡の近接範囲を表示することにある。更に、透視ボリューム表示の場合、関心ボリュームの内部は、しばしば、空間的に絶対20
固定の観察者位置に対する相対的なものとしての関心ボリューム自体の変位/並進の大きさよりも何倍も小さい寸法である。従って、本発明は、通常の4D画像表示および画像処理の従来を試みが不完全であるばかりでなく、特に透視ボリューム表示を得ることが機能しなくなるという認識に基づいている。

【0019】

それゆえ、本発明は、通常のように対話により行なわれる措置、すなわち新しい観察者位置決定および関心ボリュームを通るナビゲーションのための措置の自動処理を用意している。観察者位置は動いた関心ボリュームによって自動的にチェックされ必要な場合には追跡される。

【0020】

空間的に絶対固定の観察者位置と、少なくとも1つの他の時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームとの間の時間的相関が決定される。相関は、例えば固定の観察者位置に対して相対的な関心ボリュームの絶対的な相対移動の形で決定される。関心ボリュームの移動は例えば関心ボリュームの重心点移動である。この場合、まず関心ボリュームの重心点検出または重心点決定が行なわれなければならない。更に、関心ボリュームの移動決定の他のいずれの手法も適している。例えば本発明方法の枠内において、少なくとも1つの時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームへ移る場合に、空間的に絶対固定の観察者位置が関心ボリュームの境界内にとどまっているかどうかを確認することができる。

【0021】

従って、原理的には、時間的相関の決定のために、空間的に絶対固定の観察者位置を基準にして、関心ボリュームにおける場合によっては特別に使用の決まっている特定の関心ボクセルの何らかの相対運動を決定することで十分である。この種の時間的相関は、少なくとも1つの時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームに対して決定されるとよい。このような時間的相関は多数の第2時点での適切に選択された個数の3Dデータボリュームを使用すると生じる。この決定の結果として、ここに提案された構想によれば、とりわけ空間的に絶対固定の観察者位置に対する関心ボリュームの相対運動の知識が、多かれ少なかれ目的適合性に依じて十分に定量化された形で存在する。

【0022】

更に、ここに提案された構想によれば、先ず、取得された空間的に絶対固定の観察者位

10

20

30

40

50

置は、必ずしも最終的な観察者位置として受け入れられるわけではなく、特に時間的相関の決定のための暫定的な観察者位置として使用されるにすぎない。

【0023】

次に、少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのために、関心ボリュームに対して空間的に相対固定の観察者位置が求められる。

【0024】

特に、更なる展開では、空間的に相対固定の観察者位置が、関心ボリュームの並進のために上述した重要な位置に関して、第1時点および少なくとも第2時点にとって例えば一定であるか又は容認可能な範囲内にある間隔を保つことができる。重要な位置は、例えば重心点位置または関心ボクセルまたは関心ボリューム境界である。とりわけ、上記の間隔は多数の時点全体にとって一定であるか又は容認可能な範囲内にある。容認可能な範囲は、例えば、一定の間隔からの偏差が関心ボリュームの直径の一部分、例えば20%よりも小さくなく且つ同時に観察者位置が常に関心ボリューム内にとどまっていることによって与えられる。

【0025】

従って、透視ボリューム表示の形での画像表示および画像処理のための新規な方法のここに説明している構想は、実施態様において、実質的に各時点で、空間的に絶対固定の観察者位置の形での関心ボリュームに比べて、空間的に相対固定の座標系の決定を意図する。

【0026】

これに基づいて、関心ボリュームの表示は、少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームについて空間的に相対固定の観察者位置の透視から行なわれる。なぜならば、上述の方法ステップによって初めて関心ボリューム内の透視、すなわち空間的に相対固定の観察者位置の透視からの関心ボリュームの表示が可能であるからである。新しい構想による関心ボリュームのこの種の表示において、観察者位置がちょうど透視して見るべきボリューム部分に対して相対的静止状態にあることが保証されていると好ましい。

【0027】

本発明の好ましい実施態様は、従属請求項から引き出すことができ、詳細には透視ボリューム表示の形での画像表示および画像処理方法を実現する有利な可能性を与える。

【0028】

特に、上述の実施態様の枠内で述べたように、複数の時点での複数の時間的にずらされた3Dデータボリュームのための複数の空間的に相対固定の観察者位置が求められ、その都度1つの空間的に相対固定の観察者位置の透視から関心ボリュームが表示される。従って、実質的に多数の各時点で関心ボリュームの内部における透視ボリューム表示のための適切な空間的に相対固定の観察者位置が求められる。このような措置により、例えば時間的に周期的に繰り返され且つ拍動する心臓を表示する心臓ボリュームデータセットにおいて、フライスルー(Fly-Through)法により血管および心室を通過して「飛行」することが可能である。例えば、冠動脈の内面画像を、動脈が心拍動によって絶対的に動くにもかかわらず、人が中に入って観察しているかのように示すことができる。なぜならば、ここに提案された構想によって、空間的に相対固定の観察者位置の相対的位置が常に動脈内に存在することが保証されているからである。この例は、この方法の各実施態様において、必ずしも空間的に相対固定の観察者位置と関心ボリュームの重要位置との間の一定の間隔が確保される必要がないことを示す。これは好ましいことである。なぜならば、このようにして、特に好ましい画像表示において、例えば専ら関心ボリュームの収縮および拡張を表示することができ、関心ボリュームの動きは関心ボリューム自体の絶対的な並進運動から完全に解放されているからである。

【0029】

それにもかかわらず、このような実施態様においても、関心ボリュームの重要な位置に対する空間的に相対固定の観察者位置の間隔が変化し得る。しかしながら、どんな場合に

10

20

30

40

50

も、ここに提案された新しい構想は、空間的に相対固定の観察者位置が関心ボリュームの内部とどまることを保証する。この意味において観察者位置は関心ボリュームに対して空間的に相対固定である。このことが、多数の各時点について、関心ボリュームの内部の適切な透視ボリューム表示を保証する。

【 0 0 3 0 】

画像表示は、空間的に相対固定の観察者位置の透視から、サーチ投射線を予め与えることにより 2 次元画像として行なわれると好ましい。

【 0 0 3 1 】

特に、透視ボリューム表示において 3 D 効果発生のための他の措置を講ずることもできる。

【 0 0 3 2 】

画像表示は、2 つ以上の空間的に比較的容易に互いにずれる相対固定の観察者位置を使用して、2 つ以上の 2 次元画像の形で行なわれると特に望ましいことが分かった。比較的容易に互いにずれる相対固定の観察者位置のそれぞれにサーチ投射線が割り付けられていると好ましい。特に、サーチ投射線は好ましくは適切に選ばれた距離で交差する。2 つ以上の画像が観察者の左目と右目とに分離されて供給され、有効な 3 D 効果を有する直感的にわかる透視ボリューム表示を生じる。

【 0 0 3 3 】

本発明の特に好ましい実施態様では、空間的・時間的な (4 D) 画像表示が仮想内視鏡の形で行なわれる。ここに提案された構想によって初めて、透視ボリューム表示方法により、つまりフライスルー (F l y - T h r o u g h) 法またはベッセルビュー (V e s s e l - V i e w) 法の仮想内視鏡により、関心ボリュームの空間的な並進運動によって観察者位置が関心ボリュームの内部から外に出ることなく、時間的に多かれ少なかれ強い並進運動にある関心ボリュームの内部を検査することが可能である。更に、ここに提案された構想は多数の 4 D 画像表示および画像処理を可能にし、これは、特に空間的に相対固定の観察者位置の透視から且つサーチ投射線を予め与えることにより 2 次元画像として行なわれると好ましい。

【 0 0 3 4 】

さまざまな観点に影響を与え得る動画をシーケンスでまたは対話で処理し表示することができる。

【 0 0 3 5 】

1 つの実施態様では、2 次元画像が空間的に変化する動画として存在するように、複数の空間的に相対固定の観察者位置および選択された時点についての画像表示が行なわれる。従って、選択された固定の時点について、関心ボリュームを通るフライスルー (F l y - T h r o u g h) が行なわれる。

【 0 0 3 6 】

特に使用者 (ユーザ) 対話の枠内において、選択された時点について 3 D データボリュームの内部、特に関心ボリュームの内部の空間的ナビゲーションが実現されると好ましい。これは、関心ボリューム内部の空間的ナビゲーションの実現に関係する。従って、使用者には選択された固定の時点で、例えばマウスまたはジョイスティックにより、空間的なシーケンス画像を 1 画像ずつばらばらと頁をめくるかのように眺望すること、あるいは希望に応じて選択した眺望の間で跳躍させることも可能である。

【 0 0 3 7 】

ここに提案された構想は、今や時間軸に沿った空間的・時間的な 4 D 画像表示の内部において全く類似の影響力行使を可能にする。特に、2 次元画像が時間的に変化する動画として存在するように、複数の時点および選択された特に空間的に相対固定の観察者位置についての画像表示が行なわれる。このような実施態様では、関心ボリュームの空間的に絶対的な並進運動が完全に消去され、それにより空間的に相対固定の観察者位置に対して相対的な関心ボリュームの相対運動だけを可視にして診断することができると特に好ましい。これは、関心ボリューム内部または関心ボリューム自体の収縮、拡張またはその他の相対

10

20

30

40

50

運動などあらゆる種類に関係する。

【0038】

診断目的のために時間的に変化する動画の経過についての速度が可変設定可能である。特に使用者は、選択された特に空間的に相対固定の観察者位置についての3Dデータボリュームの内部における時間的ナビゲーション、特に関心ボリュームの内部における時間的ナビゲーションを使用可能である。特に、使用者が関心ボリューム内部における時間的ナビゲーションを使用できると好ましい。時間的ナビゲーションとは時間軸に沿ったナビゲーションもしくは使用者の影響力行使であると理解すべきである。マウスまたはジョイスティックにより、時間的なシーケンス画像を1画像ずつばらばらと頁をめくるかのように眺望すること、あるいは希望に応じて選択した眺望の間で跳躍させることも可能である。

10

【0039】

1つの実施態様の枠内において、例えば高速の心臓運動または低速の結腸運動を良好に評価することができるようにするために、時間を実時間に比べて緩慢にしたり加速したりすることができる。使用者は段階的にまたは連続的に時間軸上で前進および後進することもできる。

【0040】

将来的な適用の枠内において、ここに提案された構想がpVRの枠内で高い可能性を有する。特にここに提案された構想は、3D画像表示が仮想内視鏡の形で行なわれるような画像化方法において有利であることが分かった。管腔内眺望とも呼ばれるこのような仮想内視鏡的な眺望は実質的に透視（パースペクティブ）ボリュームレンダリングである。この技術の優先的な使用分野は内視鏡も接近できる解剖学的構造である。この解剖学的構造には、例えば気管支、大きな血管、結腸および鼻腔系が含まれる。更に、その技術は、内視鏡が直接には対処できない腎嚢胞のような範囲および胃腸範囲にも使用される。

20

【0041】

更に、上述の構想に基づく透視ボリューム表示の形での空間的時間的な画像表示および画像処理は、これまで古典的な内視鏡では対処できなかったような用途に特に適していることが分かった。これは、特に冠動脈、大動脈、静脈のような血液循環における観察およびそこでの特に静脈ポンプの表示に関係する。更に、完全に新規な使用分野が血液循環の影響下にある心室および心弁膜の範囲においてもたらされる。同様に、ここに提案された構想により、気管支への呼吸の影響も検査することができる。従来内視鏡では対処できなかった運動した関心ボリュームに関する範囲については新規な構想が特に有利であることが分かった。

30

【0042】

特に、本発明方法は、造影剤の使用のもとに得られた3Dデータボリュームから出発する画像化方法に有利であることが明らかである。これは、特に血液循環つまり血管に関係し、そして心臓、結腸内視鏡、気管支内視鏡に関係し、そして場合によっては嚢胞内視鏡にも関係する。このために、説明した方法の枠内において結腸もしくは気管支もしくは嚢胞のコンピュータ断層撮影画像の画像表示および画像処理が行なわれる。それにもかかわらず、ここに説明され請求されている構想が同様に、データボリュームを他のモダリティのもとに得た医用画像化の枠内における画像表示および画像処理に有用であることは明らかである。

40

【0043】

2Dまたは3Dデータボリュームは例えば磁気共鳴断層撮影すなわち核スピン断層撮影（MRT）の枠内で得られものであってもよい。つまり、MRTにおいてもしばしば動く関心ボリュームが検査され、提案された構想に従って相対固定の観察者位置としての観察者位置の追跡が有効であることが分かったからである。例は造影剤によって強調された血管内の動く血液であった。これは信号の空間的移動をもたらしたが、これは提案された構想に従って観察者位置の追跡により補償された。提案された構想は、MRTの時間的分解能が良好であるほど、MRTへの適用が有利であることを示した。

【0044】

50

他の適用分野は陽電子放射断層撮影 (PET) である。

【0045】

装置に関する課題は本発明によって、本発明方法を実施するための少なくとも1つの操作要素を有するコンピュータ断層撮影装置により解決される。このような装置は例えば当該操作要素を備えたいわゆる「ガントリ」管の形で実現できる。他の例はX線撮影、特に、一般にオープン形装置であるいわゆるCアームX線撮影装置である。特に、この場合にはX線源および検出器がそれぞれCアームの端部に取り付けられている。これに關係してCアームコンピュータ断層撮影が確立された。

【0046】

装置に関して、本発明は、上述の方法を実施するための少なくとも1つの操作要素を有す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ももたらす。

【0047】

操作要素とは、特に、例えばソフトウェアモジュール、装置ドライバの如きソフトウェア手段および/または、例えばジョイスティック、マウスまたは画面インターフェースの如きハードウェア手段であり、それらの個別または組合せであると理解すべきであり、それにより上述の方法ステップの1つを実施し制御することができる。

【0048】

本発明は、上述の方法を実施するための少なくとも1つ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ももたらす。

【0049】

特に、フライスルー (Fly-Through) 法、仮想内視鏡あるいはベッセルビュー (Vessel-View) 法の如き3次元透視の二次アプリケーションに關係する従来公知のプログラム製品に基づくコンピュータプログラム製品は、入力として空間的時間的な4Dデータボリュームが処理され、それに基づいて計算が行なわれるように構成することができる。更に、特にコンピュータプログラム製品は、少なくとも1つの第2時点での少なくとも1つの他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームに対する空間的に相対固定の観察者位置を求めるためのプログラムモジュールを有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0050】

以下において本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

図1は提案された構想の模範的な適用例を特に好ましい実施形態で示す。ここでは、空間的に絶対固定の観察者位置が3Dデータボリュームのための関心ボリューム内において第1時点で予め与えられ、空間的に絶対固定の観察者位置と他の3Dデータボリュームのための関心ボリュームとの間の時間的相関が第2時点で決定される。

図2は提案された構想による方法の特に好ましい実施形態の流れ図を示す。

【0051】

図1は提案された構想に基づく方法の模範的な適用例を示す。この方法の好ましい実施形態を心臓ボリュームデータセットの形での3Dデータボリューム1, 1'の例で説明する。簡単化のために、図1にて説明する例では、第1時点 t_1 での3Dデータボリューム1の範囲が、第2時点 t_2 での3Dデータボリューム1'の範囲と一致して示され、そのために両3Dデータボリューム1, 1'は同じボックスによって示されている。この例では、血管の形での関心ボリューム3が心拍動によってその位置すなわちその絶対的な空間位置を変化させられ、それにもなって並進運動を受けるという問題が生じる。3Dデータボリューム1内の血管は時点 t_1 で関心ボリューム3として存在しているのに対して、血管は、時点 t_2 での3Dデータボリューム1'内では、図1に破線で示されている他の位置、つまり時点 t_2 での3Dデータボリューム1'内の関心ボリューム3'の位置を取る。ここに、関心ボリューム3も関心ボリューム3'も同一の血管であることが分かる。

【0052】

10

20

30

40

50

本発明による方法は空間的に絶対固定の観察者位置 5 を第 1 時点 t_1 での 3 D データボリューム 1 の関心ボリューム 3 の内部に予め与える。空間的に絶対固定の観察者位置 5 を通常の方法の枠内で決定した場合、時点 t_2 では、同一の空間的に絶対固定の観察者位置 5 が関心ボリューム 3 ' の外側、すなわち血管外に存在することになる。従って、関心ボリューム 3 ' 内での透視ボリューム表示は時点 t_2 でもはや不可能になってしまう。

【 0 0 5 3 】

それゆえ、この方法は、ここに示された特に好ましい実施形態の枠内において、一方における空間的に絶対固定の観察者位置 5 と、他方における時点 t_2 での他の 3 D データボリューム 1 ' のための関心ボリューム 3 ' との間の時間的相関 7 を決定する。空間的に絶対固定の観察者位置 5 と関心ボリューム 3 ' との間の時間的相関 7 を決定するために、空間的に絶対固定の観察者位置 5 が時点 t_2 でおも関心ボリューム 3 ' の内部に存在するかどうかを調べる少なくとも 1 つの質問が使用される。関心ボリューム 3 ' の位置は、心拍動によって、時点 t_1 に対して時点 t_2 においてだけ変化する。

10

【 0 0 5 4 】

図 1 に示された実施形態では、関心ボリューム 3 の重心点 9 が決定され且つ関心ボリューム 3 ' の重心点 9 ' が決定されることによって関心ボリューム 3 , 3 ' の重要な位置が決定される。重心点 9 , 9 ' の連続が図 1 においてそれぞれ鎖線によって示されている。従って時点 t_1 および t_2 の比較の際に、関心ボリューム 3 ' に比した関心ボリューム 3 の重心点移動が検出される。時間的相関 7 は、時点 t_1 で重心点 9 に対する空間的に絶対固定の観察者位置 5 の間隔が検出されることによって決定される。時点 t_2 では重心点 9 ' に対する空間的に絶対固定の観察者位置 5 の間隔が検出される。結果として、時点 t_1 もしくは時点 t_2 で異なる間隔が検出され、これが時間的相関をなす。

20

【 0 0 5 5 】

この結果に基づいて、第 2 時点 t_2 での他の 3 D データボリューム 1 ' について関心ボリューム 3 ' に対して空間的に相対固定の観察者位置 5 ' が求められる。これは、原理的には、適用事例に応じた任意の望ましい手法で行なうことができる。図 1 の本例では、空間的に相対固定の観察者位置 5 ' が重心点 9 ' の形で選択される。

【 0 0 5 6 】

重心点 9 , 9 ' の決定は多様な手法で行なうことができる。この場合に医療の適用分野の特性や関心ボリューム 3 , 3 ' の幾何学的構造の特性を考慮すべきである。特に、関心ボリューム 3 , 3 ' に対して適切な重み付けで作用する重み付け重心点決定方法を使用するとよい。本例では、空間的に絶対固定の観察者位置 5 および空間的に相対固定の観察者位置 5 ' は、簡単化のために、血管の形で関心ボリューム 3 , 3 ' の開口面 1 2 , 1 2 ' の中心点として選択された。

30

【 0 0 5 7 】

観察者位置 5 , 5 ' は、例示として、図示の関心ボリューム 3 , 3 ' と共に移動する、関心ボリューム 3 , 3 ' に対して空間的に固定の座標系 1 1 , 1 1 ' の形で選ばれている。座標系 1 1 , 1 1 ' は、本例では、関心ボリューム 3 , 3 ' と共に移動する重心座標系 1 1 , 1 1 ' として選ばれている。

【 0 0 5 8 】

関心ボリューム 3 , 3 ' の内部における画像表示は、空間的に相対固定の観察者位置 5 ' の透視（パースペクティブ）および暫定的な空間的に絶対固定の観察者位置 5 の透視（パースペクティブ）から、その都度、共に移動する座標系 1 1 , 1 1 ' におけるサーチ投射線 1 3 , 1 3 ' の設定のもとで行なわれる。これは、特に観察者位置 5 , 5 ' の周りにおける近接視野の透視表示を可能にする。このような p V R は、観察者位置 5 , 5 ' に配置された内視鏡ヘッドにより達せられる表示に似ている。

40

【 0 0 5 9 】

図 1 に基づいて、本発明方法を、単に模範例として第 1 時点 t_1 および第 2 時点 t_2 について説明した。この方法の実施は、実際には、2 つの時点または適切に選択された多数の時点に限定することができる。

50

【0060】

本例では、本発明方法は構想に従って観察者位置 5' に類似した詳しくは示されていない多数の空間的に相対固定の観察者位置を求めることも含む。

【0061】

本発明方法は、ここで説明したようにして、図示されていない多数の時点 t_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) について実施されるのが特に好ましい。この場合には、多数の時点 t_i での、時間的にずらされた多数の 3D データボリュームについて、観察者位置 5' に類似した多数の空間的に相対固定の観察者位置が求められ、そしてその都度、関心ボリューム 3' に類似した関心ボリュームが、観察者位置 5' に類似した空間的に相対固定の観察者位置の透視から表示される。これが、図示の例の場合、診断すべき血管の空間的・時間的な 4D 表示を仮想内視鏡の形で生じると好ましい。画像表示は空間的遠近効果を有する 2 次元画像として行なわれる。

10

【0062】

この例を越えて、時点 t_1, t_2, \dots, t_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) の間における定められた時間的相関に基づいて、(ここでは血管の形の) 関心ボリューム 3, 3' の絶対的な空間の並進運動のそれぞれを 4D 画像表示から実質的に消去することができる。それにより、空間的に相対固定の観察者位置 5, 5' の眺望から、従って共に案内されるが関心ボリューム 3, 3' に対して相対固定の座標系 11, 11' の枠内において、図 1 に示された血管のそれぞれの実際の変化(例えば、血管内における収縮または拡張またはその他の関心のある事象)を真正に表示することができる。邪魔になる並進作用なしに血管を表示することによって多数の有意義な診断上の可能性がもたらされる。特に、多数の時点 t_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) と選択された空間的に相対固定の観察者位置 5, 5' とについての画像表示は、2 次元画像が時間的に変化する動画として存在するように行なうことができる。この動画は可変設定可能な速度で経過することができ、あるいは使用者は動画を 1 コマずつ、すなわち 1 つずつの時間ステップ t_i にてぱらぱらと頁をめくるように表示することができる。

20

【0063】

従って、本発明方法のここに示された実施形態では、各時点 t_1, t_2, \dots, t_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) で、血管の透視表示のための適切な観察者位置 5, 5'、特に適切な空間的に相対固定の観察者位置 5' が、共に回転する座標系 11, 11' から相応のサーチ 30 投射線 13, 13' のもとに求められる。観察者位置 5, 5' は、関心ボリューム 3, 3' の真っ直ぐ透視で見ることのできるボリューム部分にとって、相対的に休止状態にある。この実施形態は、このようにして、動脈が心拍動によって絶対的に動くにもかかわらず、観察者位置 5, 5' が動脈の内部にあるので、人が中に入って観察しているかのように冠動脈の内部眺望を可能にする。

【0064】

図 2 は、造影剤使用下で得られた 3D データボリュームに基づくコンピュータ断層撮影方法の特に好ましい実施形態の経過構想を示す。この方法の開始ステップ 21 の後に、方法ステップ 23 において多数の時点 $t_1, t_2, t_3, \dots, t_i$ で時間的にずらされた多数の 3D データボリューム $V_1, V_2, V_3, \dots, V_i$ が準備される。3D データボリューム 40 V_i は時点 t_i に割り付けられている。インデックス i は自然数 $1, 2, 3, \dots$ であり、場合によっては最大値 n までであり、3D データボリューム V_i および時点 t_i に通し番号をつける。

【0065】

方法ステップ 25 では、時点 t_1 での少なくとも 1 つの 3D データボリューム V_1 について、関心ボリューム内の空間的に絶対固定の観察者位置 O_1 が予め与えられる。観察者位置 O_1 は例えば図 1 の観察者位置 5 の形で選択するとよい。関心ボリュームは例えば図 1 の関心ボリューム 3 の形で選択するとよい。

【0066】

方法ステップ 27 では、空間的に相対固定の観察者位置 O_1 と、少なくとも 1 つの第 2

50

時点 t_2 における少なくとも 1 つの他の 3 D データボリューム V_2 についての関心ボリュームとの間の時間的相関が決定される。相関は方法ステップ 27 では模範例として、観察者位置 O_1 と 3 D データボリューム V_3 との間、および観察者位置 O_1 と 3 D データボリューム V_i ($i = 1, 2, 3, \dots$) との間で示されている。

【0067】

方法ステップ 29 では、第 2 時点 t_2, t_3, \dots, t_i についての他の 3 D データボリューム V_2, V_3, \dots, V_i のための関心ボリュームに対する空間的に相対固定の観察者位置 O_2 の検出が行なわれる。空間的に相対固定の観察者位置 O_i は、例えば図 1 に示された関心ボリューム 3' のための空間的に相対固定の観察者位置 5' の形で選択するとよい。

10

【0068】

方法ステップ 31 では、時点 $t_1, t_2, t_3, \dots, t_i$ ($i = 1, 2, 3, \dots$) での 3 D データボリューム $V_1, V_2, V_3, \dots, V_i$ のための観察者位置 $O_1, O_2, O_3, \dots, O_i$ の透視からの関心ボリュームの表示が行なわれる。

【0069】

この方法は、終了 35 までに、2 次元の時間的に変化する動画のための多数の表示および対話の可能性を、例えば、時間的に変化する動画の経過が可変速度で設定可能であり、あるいは動画を 1 コマずつばらばらと頁をめくるように表示するステップ 33 における使用者の対話によって補充することができる。

【0070】

図 2 に示された方法ステップ 21 ~ 35 は、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にコンピュータ断層撮影装置またはワークステーションにおいてこの方法を実施するための操作要素でもある。特に、図 2 に示された方法ステップ 21 ~ 35 は、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コンピュータプログラム製品においてこの方法を実施するためのプログラムモジュールであってよい。特に、方法ステップ 29 はコンピュータプログラム製品におけるプログラムモジュールであると理解することができ、このプログラムモジュールは、少なくとも第 2 時点 t_2, t_3, \dots, t_i での他の少なくとも 1 つの 3 D データボリューム V_2, V_3, \dots, V_i のために関心ボリュームに対する空間的に相対固定の観察者位置 O_2, O_3, \dots, O_i を求める。

20

【0071】

透視ボリューム表示の形での好ましい空間的時間的な画像表示および画像処理を可能にするために、本発明方法は新しい構想枠内において次の方法を意図している。

30

複数の時点 t_1, t_2, t_i で複数の時間的にずらされた 3 D データボリューム $1, 1', \dots, V_i$ を準備し、それぞれ 1 つの 3 D データボリューム $1, 1', \dots, V_i$ が 1 つの時点 t_1, t_2, t_i に割り付けられており、

第 1 時点 t_1 での少なくとも 1 つの 3 D データボリューム $1, V_1$ のための関心ボリューム 3 の内部に空間的に絶対固定の観察者位置 $5, O_1$ を予め与え、

空間的に絶対固定の観察者位置 $5, O_1$ と、少なくとも 1 つの第 2 時点 t_2, t_i での少なくとも 1 つの他の 3 D データボリューム $1', V_i$ のための関心ボリューム 3' との間の時間的相関 7 を決定し、

40

少なくとも 1 つの第 2 時点 t_2, t_i での少なくとも 1 つの他の 3 D データボリューム $1', V_i$ のための関心ボリューム 3' に対する空間的に相対固定の観察者位置 $5', O_i$ を求め、

少なくとも 1 つの第 2 時点 t_2, t_i での少なくとも 1 つの他の 3 D データボリューム $1', V_i$ のための空間的に相対固定の観察者位置 $5', O_i$ の透視から関心ボリューム 3' の内部を表示する

透視ボリューム表示の形での医用画像表示および画像処理方法。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図 1】本発明による方法の好ましい実施形態の説明図

50

【図 2】本発明による方法の好ましい実施形態のフローチャート

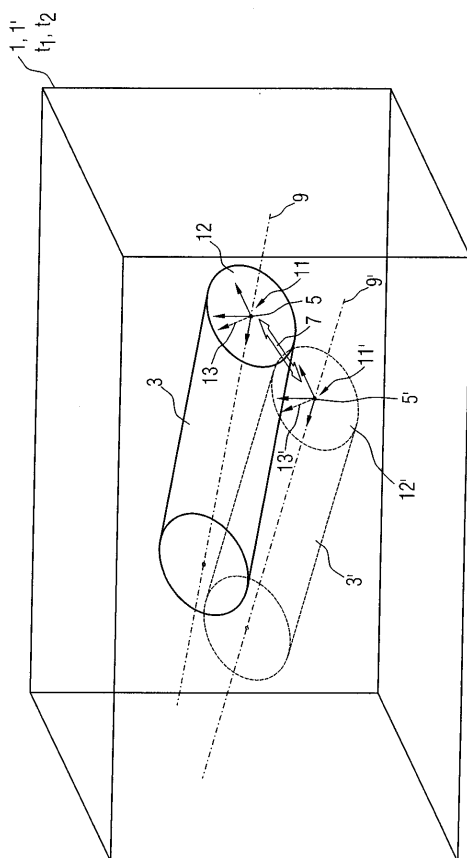
【符号の説明】

【 0 0 7 3 】

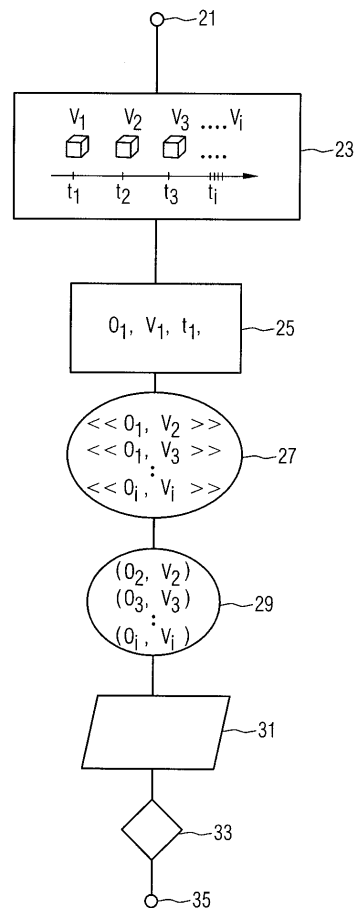
1 , 1 '	3 D データボリューム
3 , 3 '	関心ボリューム
5	空間的に絶対固定の観察者位置
5 '	空間的に相対固定の観察者位置
7	時間的相関
9 , 9 '	重心点
1 1 , 1 1 '	重心点座標系
1 2 , 1 2 '	開口面
1 3 , 1 3 '	サーチ投射線
2 1 ~ 3 5	方法ステップ
t _i	時点
V _i	3 D データボリューム
O _i	観察者位置

10

【 図 1 】



【 圖 2 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C096 AA11 AA20 AB41 AC10 AD14 DC25 DC31 DC36 DC38
5B057 AA07 BA03 BA07 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CC03
CD14 DA08 DA16 DB03 DB09 DC16 DC36

专利名称(译)	医学图像显示和图像处理方法，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	JP2005322252A	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2005135660	申请日	2005-05-09
[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	ヘルムートクロップフェルト		
发明人	ヘルムート クロップフェルト		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B6/00 A61B19/00 G01R33/48 G06T1/00 G06T7/20 G06T15/20 G21K1/12 H05G1/60		
CPC分类号	G06T7/20 A61B6/027 G06T15/08 G06T15/20 G06T19/003 G06T2200/04 G06T2207/10072 G06T2207/30048		
FI分类号	G06T1/00.315 G06T1/00.290.B A61B6/03.360.G A61B5/05.380 A61B5/055.380 G06T7/00.612 G06T7/579 G06T7/70.A		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA23 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FF46 4C093/FG05 4C096/AA11 4C096/AA20 4C096/AB41 4C096/AC10 4C096/AD14 4C096/DC25 4C096/DC31 4C096/DC36 4C096/DC38 5B057/AA07 5B057/BA03 5B057/BA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CD14 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC16 5B057/DC36		
代理人(译)	山口岩		
优先权	102004022902 2004-05-10 DE		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现同时的时空图像显示和图像处理。 解决方案：在多个时间点 t_1 ， t_2 上准备多个时移3D体积 $1,1\&\#39;$ ；在第一时间点 t_1 上至少准备一个3D体积 1 。 ， V_1 ，空间绝对固定的观察者位置 5 ， O_1 在感兴趣的体积 3 内给出以及空间固定的固定观察者位置（ 5 ， O_1 ）。 以及至少一个第二时间点 t_2 与3D体积 $1\&\#39;$ 的至少一个其他3D体积 $1\&\#39;$ 和至少一个第二时间点 t （至少一个第二时间点，该时间点是相对于感兴趣的体积 $3\&\#39;$ ；在感兴趣的体积 $3\&\#39;$ ；中的空间固定的观察者位置 $5\&\#39;$ ；，对于至少一个其他3D体积 $1\&\#39;$ ；in2 t 处至少一个其他3D体积 $1\&\#39;$ ；在空间上相对固定的观察者位置 $5\&\#39;$ ；的变化2 从透视图显示感兴趣的体积 $3\&\#39;$ ；的内部。 [选型图]图1

