

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4683914号  
(P4683914)

(45) 発行日 平成23年5月18日(2011.5.18)

(24) 登録日 平成23年2月18日(2011.2.18)

(51) Int. Cl.		F I			
<b>G06T</b>	<b>15/08</b>	<b>(2011.01)</b>	G06T	15/00	200
<b>A61B</b>	<b>6/02</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	6/02	351Z
<b>G06T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G06T	1/00	290B

請求項の数 4 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-371815 (P2004-371815)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成16年12月22日(2004.12.22)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2005-182831 (P2005-182831A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成17年7月7日(2005.7.7)		MPANY
審査請求日	平成19年12月21日(2007.12.21)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	10/744,391		クタデイ、リバーロード、1番
(32) 優先日	平成15年12月23日(2003.12.23)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 三次元データを視覚化する方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

コンピュータ・システム(36)が下記のステップを実行することにより三次元容積測定画像をレンダリングする方法であって、

再構成された容積測定画像(49)内で関心空間(56)を通るそれぞれの射線(54)及び1種以上の加重関数に基づいて、レンダリングされる画像の各々のピクセル(58)のピクセル値を決定するステップと、

前記レンダリングされた画像を表示するステップと、

を備え、

前記ピクセル値を決定するステップが以下の式によりピクセル値 r を計算するステップを

含み、

【数1】

$$(4) \quad r = \int_a^b w(t) \cdot g(t) \cdot e^{-\int_0^t o(s) \cdot h(s) \cdot ds} dt$$

ここで、

w(t) は、三次元容積測定画像データ集合の対応する位置での測定画像値 v の経路積分であり、

g(t) は、深さ依存型加重関数 g であり、

h(s) は、オパシティ加重関数 h であり、

o ( s ) は、前記オパシティ加重関数 h を修正する深さ依存型加重関数 o である、  
三次元容積測定画像をレンダリングする方法。

【請求項 2】

前記ピクセル値を決定するステップが、深さ依存型加重関数に基づいて、色、強度、グレイ・スケール値を決定するステップを含み、

前記ピクセル値を決定するステップが、前記射線 ( 5 4 ) と前記関心空間 ( 5 6 ) との交点に関連付けられる強度値を、画像平面 ( 5 0 ) の対応するピクセル ( 5 8 ) に投影するステップを含み、

前記レンダリングされた画像は、所望の視点及び前記画像平面 ( 5 0 ) 上の参照点と関連付けられた視点の角度として定義される視角 ( 5 2 ) を指定することにより形成することができる、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

関心空間に対して異なる相対位置から前記関心空間を通る放射線流 ( 1 6 、 2 0 ) を放出するように構成されている X 線源 ( 1 2 ) と、

それぞれの放射線流 ( 1 6 、 2 0 ) に応答して各々 1 以上の信号を発生し得る複数の検出器素子を含んでいる検出器アレイ ( 2 2 ) と、

前記 X 線源 ( 1 2 ) を制御して前記複数の検出器素子から前記 1 以上の信号を取得するように構成されているシステム制御器 ( 2 4 ) と、

前記 1 以上の信号を受け取り、該 1 以上の信号から三次元容積測定画像データ集合 ( 4 9 ) を再構成し、該再構成された容積測定画像 ( 4 9 ) 内で関心空間 ( 5 6 ) を通るそれぞれの射線 ( 5 4 ) 及び 1 種以上の加重関数に基づいて、レンダリングされる画像の各々のピクセル ( 5 8 ) のピクセル値を決定するように構成されているコンピュータ・システム ( 3 6 ) と、

20

前記レンダリングされた画像を表示するように構成されている操作者ワークステーション ( 4 0 ) と、

を備え、

前記コンピュータ・システム ( 3 6 ) は前記容積測定画像の一部のコントラストを強調するように構成されており、

前記ピクセル値 r が以下の式により計算され、

【数 2】

$$(4) \quad r = \int_a^b w(t) \cdot g(t) \cdot e^{-\int_0^t o(s) \cdot h(s) \cdot ds} dt$$

30

ここで、

w ( t ) は、三次元容積測定画像データ集合の対応する位置での測定画像値 v の経路積分であり、

g ( t ) は、深さ依存型加重関数 g であり、

h ( s ) は、オパシティ加重関数 h であり、

o ( s ) は、前記オパシティ加重関数 h を修正する深さ依存型加重関数 o である、

トモシンセシス・イメージング・システム ( 1 0 ) 。

40

【請求項 4】

前記コンピュータ・システム ( 3 6 ) が、深さ依存型加重関数に基づいて、色、強度、グレイ・スケール値を決定し、

前記射線 ( 5 4 ) と前記関心空間 ( 5 6 ) との交点に関連付けられる強度値を、画像平面 ( 5 0 ) の対応するピクセル ( 5 8 ) に投影し、

前記レンダリングされた画像は、所望の視点及び前記画像平面 ( 5 0 ) 上の参照点と関連付けられた視点の角度として定義される視角 ( 5 2 ) を指定することにより形成するように構成されている、請求項 3 に記載のトモシンセシス・イメージング・システム ( 1 0 ) 。

【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は一般的には、医療撮像の分野に関し、さらに具体的には、トモシンセシスの分野に関する。具体的には、本発明は、トモシンセシス時に取得されたデータから再構成された空間の視覚化（ビジュアライゼーション）に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

トモシンセシスは、医療的環境で用いられて内科医及び放射線医が患者の選択された器官又は組織の三次元表現を非侵襲的に得ることを可能にする撮像モダリティである。トモシンセシスでは、X線画像として従来公知の投影放射線画像を患者に対して様々な角度で取得する。典型的には、限定された枚数の投影放射線画像を比較的小さい角度範囲にわたって取得する。複数の放射線画像を構成する投影は一般的には、X線と、患者を通るそれぞれのX線経路に沿った撮像対象との間の相互作用を反映しており、従って、体内構造に関して有用なデータを伝達する。取得された投影放射線画像から、撮像空間を表わす三次元容積測定画像を再構成することができる。

10

## 【0003】

再構成された容積測定画像は、このようなデータに基づいて診断又は評価を下す訓練を受けている技師又は放射線医によって検討され得る。かかる医療的環境では、トモシンセシスは、関心のある構造の三次元形状及び位置情報、並びに撮像空間内で目立たせた構造を提供することができる。典型的には、再構成された容積測定画像内すなわちスライス内の構造は、それぞれの投影画像すなわち放射線画像の各々でよりもコントラストが著しく高い。

20

## 【0004】

しかしながら、三次元容積測定画像の評価は、臨床現場では幾つかの問題を呈し得る。例えば、スライス毎に容積測定画像を観察するためには、40枚 - 60枚又はこれを上回るスライスを観察する必要がある。従って、単一のスライスに存在する微小構造は見落とされ易い。さらに、三次元位置及び形状情報、特に深さ情報（すなわち本質的にデータ取得の投影の方向にある）は、スライスの積層体に暗に含まれているに過ぎず、所与のスライス内に位置する構造の「深さ」は、完全なスライス系列又は容積測定画像内の当該スライスの位置から導き出される。

30

## 【0005】

これらの問題を扱うために、三次元空間視覚化又はボリューム・レンダリングを用いることができる。これらの視覚化手法は完全な三次元容積測定画像を同時に表示する試みであり、位置及び形状情報は主にビュー角度の変化すなわち視点の変化を通じて伝達される。加えて、空間視覚化は、ビュー角度によって他の構造の背後に位置する構造を隠蔽する（又は部分的に隠蔽する）遮蔽効果（occlusion effect）を含めることにより強化することができる。

【特許文献1】米国特許第4903204号

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

40

## 【0006】

しかしながら、多くのボリューム・レンダリング方法の一つの欠点は、コントラストの損失が伴うことであり、この損失が三次元再構成工程によって達成されるコントラストのオフセット・ゲインよりも大きい場合がある。この問題は典型的には、完全な空間をある視角から示すために一定の深さ範囲について容積測定画像値の何らかの形式の平均を必要とする場合に生ずる。結果として、微小構造の知覚されるコントラストは、レンダリングされた画像では元の投影画像データ集合よりも著しく小さくなる場合がある。加えて、関心のある構造が「視点の近く」すなわち視点から見て他の殆どの構造よりも前方に位置していない場合には、遮蔽効果によって構造のコントラストがさらに低下し、構造を完全に隠蔽する場合もある。この問題は、容積測定画像内で関心のある領域又は空間のみを視覚

50

化するすなわちレンダリングすることにより扱うことができる。しかしながら、完全な再構成された容積測定画像の任意の小空間の視覚化を可能とするためには、当該手法は関心空間についての事前知識又はボリューム・レンダリング工程時に関心空間を連続調節するインテリジェント型方法のいずれかを必要とする。従って、コントラストを低下させずに三次元状況（コンテキスト）すなわち局所位置決定及び空間情報の良質の視覚化を可能にする三次元トモシンセシス・データを視覚化する手法が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の手法は、トモシンセシス・イメージング・システムによって与えられるデータのような容積測定画像と呼ばれる三次元データを視覚化する新規のアプローチを提供する。具体的には、本発明の手法は、ボリューム・レンダリングされる画像のピクセル値を容積測定画像でのボクセル値から決定する際に深さ依存型加重関数のような加重関数を用いるものである。加重関数は、ボクセル値自体及びノ又はオパシティ（不透明度）関数のような他のボクセル値修正因子を変更することができる。さらに、この手法は、加重関数（1種又は複数）を介して関心空間を変化させる等の新たな表示モードを提供する。他の新規の表示モードとしては、走査軌跡に帰属され得るアーティファクトを低減するために視角を変化させると同時に、異なるボリューム・レンダリングを共通の参照画像データであるが異なる視点を有するものによって表示するモードがある。

10

【0008】

この手法の一観点によれば、三次元容積測定画像レンダリングする方法が提供される。この観点によれば、再構成される容積測定画像内の関心空間を通るそれぞれの射線及び1種以上の加重関数に基づいて、レンダリングされる画像の各々のピクセルのピクセル値を決定する。次いで、レンダリングされた画像を表示することができる。これらの観点によって定義される形式の機能を実現するシステム及びコンピュータ・プログラムも本発明の手法によって提供される。

20

【0009】

以上に述べた本発明の利点及び特徴、並びに他の利点及び特徴は、図面を参照しながら以下の詳細な説明を読解することにより明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

医療撮像の分野では、様々な撮像モダリティを利用して、様々な物理的特性を用いて患者の体内構造を非侵襲的に検査し且つノ又は診断することができる。かかるモダリティの一つはトモシンセシス撮像であって、患者に対して各々異なる角度で取得された限定された枚数、典型的には20枚以下の投影放射線画像を用いる。次いで、各投影放射線画像を結合して撮像対象を表わす容積測定画像、すなわち関心空間の三次元状況及び構造を与える三次元データ集合を生成することができる。本発明の手法は、トモシンセシス撮像によって与えられる容積測定画像の表示で生じ得る視覚化の問題を扱う。具体的には、本発明の手法は、視覚化工程に加重を盛り込むことを可能にし、またかかる加重の利点を享受し得る様々な表示モードを可能にする。

30

【0011】

本発明の手法に従って画像データを取得し且つノ又は処理することが可能なトモシンセシス・イメージング・システム10の一例を図1に線図で示す。図示のように、トモシンセシス・イメージング・システム10は、X線管並びに付設の構成要素例えば支持部及び濾波部等のようなX線源12を含んでいる。X線源12は、制限された領域内で移動することができる。当業者であれば理解されるように、この制限された領域は円弧状であってもよいし他の場合には三次元形状であってもよい。但し、単純化のために、本書では、制限された領域を、線源12が二次元で移動し得るような平面14として図示して議論する。代替的には、個々に位置指定が可能でずらして設けた複数の放射線源を用いてもよい。

40

【0012】

放射線流16が線源12によって放出され、患者18のような被検体が位置している領

50

域を通過する。放射線 20 の一部は被検体を透過し又は被検体の周囲を通過して、参照番号 22 で全体的に表わす検出器アレイに入射する。検出器 22 は一般的には、ピクセルに略対応している複数の検出器素子によって形成されており、検出器素子は入射した X 線の強度を表わす電気信号を発生する。これらの信号を取得して処理し、被検体内の特徴を表わす容積測定画像を再構成する。X 線源 12 から放出される X 線ビーム 16 の寸法及び形状を画定するコリメータが存在していてもよい。

#### 【0013】

線源 12 は、患者 18 及び検出器 22 に対する線源 12 の相対的配置を含めて、トモシンセシス検査系列の電力信号及び制御信号の両方を供給するシステム制御器 24 によって制御される。さらに、検出器 22 もシステム制御器 24 に結合されており、システム制御器 24 は検出器 22 において発生された信号の取得を指令する。システム制御器 24 はまた、ダイナミック・レンジの初期調節及びデジタル画像データのインタリーブ等のような様々な信号処理作用及び濾波作用を実行することができる。一般的には、システム制御器 24 は、イメージング・システム 10 の動作を指令して、検査プロトコルを実行して、結果として得られるデータを取得する。

#### 【0014】

例示的なイメージング・システム 10 では、システム制御器 24 はモータ制御器 26 を介して平面 14 内での線源 12 の移動を指令して、モータ制御器 26 は患者 18 及び検出器 22 に対して線源 12 を移動させる。代替的な具現化形態では、モータ制御器 26 は、線源 12 の代わりに又は線源 12 に加えて、検出器 22 又はさらに患者 18 を移動させてもよい。加えて、システム制御器 24 は、X 線源 12 の起動及び動作を制御する X 線制御器 28 を含み得る。具体的には、X 線制御器 28 は、X 線源 12 に電力信号及びタイミング信号を供給するように構成することができる。モータ制御器 26 及び X 線制御器 28 によって、システム制御器 24 は、患者 18 を通して様々な角度での放射線投影画像の取得を容易にすることができる。

#### 【0015】

システム制御器 24 はまた、検出器 22 と連絡するデータ取得システム 30 を含んでいてよい。データ取得システム 30 は典型的には、検出器 22 の読み出し電子回路によって収集されるサンプリングされたアナログ信号のようなデータを受け取る。データ取得システム 30 はデータを、コンピュータ 36 のようなプロセッサを基本構成要素とするシステムによる処理に適したデジタル信号へ変換することができる。

#### 【0016】

コンピュータ 36 は典型的には、システム制御器 24 に結合されている。データ取得システム 30 によって収集されたデータをコンピュータ 36 に送信して、後続の処理、再構成及びボリューム・レンダリングに供することができる。例えば、検出器 22 から収集されたデータは、データ取得システム 30 及び / 又はコンピュータ 36 において補正及び前処理を施されて、走査対象の減弱係数の線積分を表わすようにデータを調整することができる。処理されたデータは一般に投影と呼ばれるものであり、次いで、このデータを再構成工程の入力として用いて走査区域の容積測定画像を形成することができる。一旦、再構成されると、図 1 のシステムによって形成された容積測定画像は、患者 18 の体内の関心領域を明らかにするものとなり、この画像を診断及び評価等に用いることができる。コンピュータ 36 はまた、再構成された容積測定画像のボリューム・レンダリングされる画像を算出することができ、次いで、ボリューム・レンダリングされた画像を表示器 42 に表示することができる。代替的な実施形態では、コンピュータ 36 の幾つかの作用を、高速三次元再構成又はボリューム・レンダリング等のための特定のハードウェア構成要素を含み得る追加のコンピュータ ( 図示されていない ) によって実行してもよい。

#### 【0017】

コンピュータ 36 は、コンピュータ 36 によって処理されたデータ又はコンピュータ 36 によって処理したいデータを記憶することができるメモリ・サーキットリを含んでいるか又はかかるメモリ・サーキットリと連絡することができる。尚、所望の容量のデータ及

10

20

30

40

50

びノ又はコードを記憶することが可能な任意の形式のコンピュータ・アクセス可能なメモリ装置を、かかる例示的なシステム10によって利用し得ることを理解されたい。さらに、メモリ・サーキットリは、システム10に対してローカル及びノ又はリモートに位置し得る磁気装置又は光学装置のような類似の形式又は異なる形式の1以上のメモリ装置を含んでいてよい。メモリ・サーキットリは、データ、処理パラメータ、及びノ又は本書に記載する工程を実行する1以上のルーチンを含むコンピュータ・プログラムを記憶することができる。

#### 【0018】

コンピュータ36はまた、システム制御器24によって可能となる特徴すなわち走査動作及びデータ取得を制御するように構成されていてよい。さらに、コンピュータ36は、  
10 キーボード及びノ又は他の入力装置を備えていてよい操作者ワークステーション40を介して操作者からの命令及び走査パラメータを受け取るように構成されていてよい。これにより、操作者は、操作者ワークステーション40を介してシステム10を制御することができる。このようにして、操作者は、取得された投影画像、再構成された容積測定画像及びコンピュータ36から得られるシステムに関連したその他データを観察して、撮像を開始する等を行なうことができる。

#### 【0019】

操作者ワークステーション40に結合されている表示器42を用いて、再構成された容積測定画像を観測し、また撮像を制御することができる。加えて、操作者ワークステーション40に結合され得るプリンタ44によって画像を印刷してもよい。表示器42及びプ  
20 リンタ44はまた、直接又は操作者ワークステーション40を介してのいずれかでコンピュータ36に接続されていてよい。さらに、操作者ワークステーション40はまた、画像保管及び通信システム(PACS)44に結合されていてよい。尚、PACS44を遠隔システム46、放射線科情報システム(RIS)、病院情報システム(HIS)又は施設内若しくは施設外ネットワークに結合して、異なる箇所の第三者が画像及び画像データへのアクセスを獲得し得るようにしてもよい。

#### 【0020】

さらに、コンピュータ36及び操作者ワークステーション40は、標準的な又は特殊目的のコンピュータ・モニタ及び付設の処理サーキットリを含めた他の出力装置に結合されて  
30 いてもよいことを特記しておく。さらに、1台以上の操作者ワークステーション40が、システム・パラメータの出力、検査要求及び画像観察等のためにシステムに結合されていてよい。一般的には、システム内に提供されている表示器、プリンタ、ワークステーション及び類似装置は、データ取得構成要素に対してローカルに位置していてもよいし、インターネット及び仮想的私設ネットワーク等のような1以上の構成設定可能なネットワークを介して画像取得システムに結合されて、施設若しくは病院の内部の他の部署に位置する、又は全く異なる箇所に位置する等のように、上述の各構成要素から遠隔に位置していてもよい。

#### 【0021】

一旦、再構成されて結合されると、図1のシステムによって生成された容積測定画像データは、患者18の体内の特徴の三次元空間的關係及び他の特性を明らかにするものとなる  
40 。画像データに含まれている有用な医療情報を伝達するために、視覚化手法を用いて、画像データの諸相を技師又は放射線医に対して表現することができる。例えば、医療的状態の診断に対する従来のアプローチでは、放射線医は、プリンタ44によって形成されるもののような印刷された媒体又は表示器42のいずれかで容積測定画像データの1枚以上のスライスを検討することができていた。関心のある特徴としては、結節、病変、特定の解剖学的構造又は器官の寸法及び形状、並びに個々の医師の技量及び知識に基づいて容積測定画像データ内で識別され得る他の特徴がある。

#### 【0022】

他の解析として、完全な三次元データ集合の同時観測を可能にするボリューム・レンダリング手法又は視覚化手法に基づくものもある。かかる手法は、微小構造のコントラスト  
50

低下の可能性はあるが、スライス観察よりも自然で直観的な方法で三次元位置及び形状情報の伝達を可能にする。具体的には、レンダリングされる又は視覚化される空間内の深さ情報を、視点すなわち視角を変化させるときの構造の相対的な運動の知覚によって伝達することができる。さらに、遮蔽効果を導入して特定の視点での構造の深さの順序を伝達して、深さの知覚をさらに強化することもできる。遮蔽効果と併せて、構造の透明度を調節可能にして、画像データを観察するときの透視深さの制御を可能にすることもできる。深さの知覚を容易にするように視点を変化させることに加え、関心空間を調節することにより、レンダリングされる画像から構造を除外することもできるし、且つ/又はレンダリングされる画像での微小構造のコントラストを最適化することもできる。

【0023】

例えば、図2を参照して述べると、再構成された容積測定画像49のボリューム・レンダリングされる画像を、所望の視点及び画像平面50と関連付けて視角52を指定することにより形成することができる。尚、画像平面50は容積測定画像データのそれぞれのスライスと平行であってもなくてもよい。次いで、射線54と関心空間56との交点に関連付けられる強度値を、画像平面50の対応するピクセル58に投影することができる。具体的には、レンダリングされる画像のピクセル58の強度値を、再構成された容積測定画像49における射線に沿った位置での強度値又は他の信号特性の何らかの関数関係から導き出すことができる。当業者であれば理解されるように、射線54は特定の視線方向に関連付けられ、この視線方向によって、関連するボリューム・レンダリングされる画像での値の順序のような事柄を決定することができる。

【0024】

例えば、レンダリングされる空間のピクセルの強度又はグレイ・スケール値  $r$  を次式によって与えることができる。

【0025】

【数1】

$$(1) \quad r = \int_a^b w(t) \cdot e^{-\int_0^t o(s) ds} dt$$

【0026】

式中、両積分とも三次元容積測定画像データ集合の対応する位置での値  $v$  の関数である値の経路積分であり、すなわち  $w(t)$  は  $t$  の関数ではなく  $v(t)$  の関数である。このように、オパシティー  $o$  及び値  $w$  は対応する容積測定画像値  $v$  に依存しており、これらの関数関係は適当な伝達関数によって定義される。図2は、式(1)が深さ  $t$  によってパラメータ表現されることを示唆しているが、標準的なボリューム・レンダリングでは  $t$  は考察されている射線54に沿った経路長を表わす。但し、微小視角についてはこれらのパラメータ表現は本質的に等価である。

【0027】

当業者であれば理解されるように、式(1)は、レンダリングされる画像におけるピクセル値を発生し、ここで、射線54に沿った各々のピクセル値の寄与が、射線の前方の全ピクセルに関連付けられるオパシティー  $o$  によって加重されている。実際に、式(1)のオパシティー項は、離散化した場合には乗法加重  $\exp[-(a+b)] = \exp(-a) \cdot \exp(-b)$  を導入する。従って、所定の視点、視角52及び画像平面50に対応して、関連する画像ピクセル58の座標  $(x, y)$  によって定義されるものとして、全ての射線54について式(1)の値を求めることにより、ボリューム・レンダリングされた画像  $r(x, y)$  を作成することができる。

【0028】

実用時には、様々な視覚化幾何学的構成を用いることができる。例えば、平行投影幾何

10

20

30

40

50

学的構成では、全ての射線 5 4 が平行であると想定されて、視角 5 2 は容積測定画像 4 9 を通る射線 5 4 の角度となる。反対に、コーン・ビーム幾何学的構成では、射線 5 4 は全て共通の一点を通ると想定されて、視角 5 2 は、画像の何らかの参照点に関する視点の角度として定義され得る。本発明の手法を平行投影又はコーン・ビーム幾何学的構成と共に用いることができ、また採用可能な他のレンダリング幾何学的構成と共に用いることもできる。所載のレンダリング工程に加えて、関心空間 5 6 を通る全経路長  $|b - a|$  による正規化のような本発明の手法の具現化形態に影響を与えないその他のデータ調整工程及び / 又は正規化工程を実行してもよい。

#### 【 0 0 2 9 】

以上の説明及び式 ( 1 ) は一般的には、複合レイ・キャストイングとして公知の視覚化手法に関するものである。但し、式 ( 1 ) の特殊な場合が他の視覚化手法に対応している場合もある。例えば、ゼロ・オパシティの場合が、X線投影表示モードとして公知のものに大体対応する。同様に、関心空間を、 $|b - a|$  が一定となる等として近接した深さ a 及び b によって定義すると、視覚化モードは肉厚スライス表示として公知のものになる。区間  $[a, b]$  が単一のスライスのみを包含するすなわちスライス毎表示の場合には、この視覚化方法はスライス表示モードに対応する。最大強度投影又は最小強度投影のような他の視覚化モードを用いることもできる。上述のように、これら様々な視覚化手法は、関心のある微小構造に関して問題を呈する場合もあるし、又は容積測定画像 4 9 の読影を容易にするような完全な三次元状況を示さない場合もある。具体的には、微小構造は、これらの手法及び当技術分野で公知のその他の手法によって視覚化されるとコントラストが低い場合がある。結果として、関心のある微小構造が、視覚化されたデータ集合内で見落とされ易い。加えて、三次元状況が、スライス毎表示モードのような幾つかの表示モードでは容易な読影に不十分である場合がある。既存のボリューム・レンダリング方法は典型的には、三次元状況の視覚化と微小構造のコントラストとの間で最適未満の兼ね合いを提供するに留まる。

#### 【 0 0 3 0 】

〔 I . 加重を盛り込んだボリューム・レンダリング・アプローチ 〕

視覚化を改善するために、レンダリングされる画像のピクセル強度の決定に加重成分を含めることができる。例えば、加重関数は、再構成された容積測定画像 4 9 のボクセルの強度値及び / 又はオパシティ値の決定に深さ依存性を反映させることができ、このことが、レンダリングされる画像のピクセル値に影響を与えることになる。さらに、加重関数は、関心のある構造の画質、典型的にはコントラストと、この構造に関連する三次元状況とについての兼ね合いを取ることを可能にすることができる。結果として、操作者は、何らかの許容量又は適量の関連する状況表現を保ちながら関心のある構造のコントラストを高めることができる。

#### 【 0 0 3 1 】

〔 A . ゼロ・オパシティ・アプローチ 〕

例えば、オパシティ構成要素を含めないで式 ( 1 ) を次のように書き換えることができる。

#### 【 0 0 3 2 】

【 数 2 】

$$(2) \quad r = \int_a^b w(t)g(t) dt$$

#### 【 0 0 3 3 】

式中、g は深さ依存型加重関数である。この加重関数は、良好な画像コントラストと良好な三次元知覚との間の兼ね合いを達成することを可能にする。例えば、利用可能な加重関数は  $g(t) = 1 - \cdot |t - t_0|$  又は  $g(t) = \exp(-\cdot |t - t_0|)$  等で

10

20

30

40

50



ある。尚、 $a \leq t \leq b$ である。これらの加重関数は、三次元状況を示すが強度を弱めて示しつつ、深さ  $t_0$  に位置するスライスに焦点を合わせることを可能にする。代替的には、深さ  $t_0$  に位置するスライスの「前方」に位置する構造を強調するか、又は「後方」に位置する構造を強調するか等のために、加重関数を非対称 ( $t_0$  に対して) に指定することもできる。一実施形態では、加重関数は、高さ  $t_0$  に位置する構造の良好なコントラストを保ちながら、深さ  $t_0$  に位置する構造を、当該平面の「後方」からの三次元状況の何らかのものと共に観察することを可能にする。このことは、 $t < t_0$  について  $g(t) = 0$  となるように定義した前述の加重関数  $g$  の一つを選択することにより達成することができる。1枚のスライス(例えば深さ  $t_0$  に位置する)又は多数のスライスを他のスライスよりも大きく加重する等のその他の加重関数を用いることもできる。場合によっては、所与の区間の外部では加重関数をゼロに設定して、これによりさらに、レンダリングの焦点を一層小さい関心空間に合わせてもよい。

【0034】

当業者であれば理解されるように、ここで用いられている深さ  $t_0$  は、以上の議論で示したようにスライスの深さに関連付けされ得る。加えて  $t_0$  は、関心空間 56 内のその他平面又は超曲面に関連付けされてもよい。例えば、 $t = t_0$  が球面の一部を描くような場合に  $t_0$  は視点からの距離を表わしていてもよいし、又は  $t_0$  は撮像対象の表面からの距離を表わしていてもよい。

【0035】

(B. 最大強度投影アプローチ)

式(2)を最大強度投影(MIP)手法の代替的な表現として用いることもでき、この場合には、加重関数  $g$  はデータ駆動型のデルタ・インパルスであり、すなわちデルタ・インパルスを射線 54 に沿った最大強度の位置に指定することができる。代替的には、矩形パルスのような他の加重関数  $g$  を用いてもよいし、又は例えば射線 54 に沿った最大強度値の位置によって「位置」 $t_0$  が決定されるように上で議論した加重関数を用いてもよい。加えて、射線 54 に沿った単一の最大値を用いるのではなく、射線 54 に沿って2個(又はそれ以上)の最高値を代用することもできる。例えば、これら2個の値の何らかの関数をレンダリングされる画像のピクセル値として割り当てることができる。射線に沿った強度プロファイルは典型的には「平滑」であるため、強度プロファイルをガウス関数の一次結合として解釈すること等により、強度プロファイルを処理のために幾つかの「モード」に分解して、2個の(又はそれ以上の)最大のガウス関数の振幅を選択し、レンダリングされる画像のピクセル値になるように結合すると望ましい。もう一つの加重付き一般式は次式のように表わすことができる。

【0036】

【数3】

$$(3) \quad r = \max_{t \in [a, b]} (w(t) \cdot g(t))$$

【0037】

この式はMIPと同様の特性を有するが、追加の加重関数  $g$  のため何らかの高さ  $t_0$  に近い値を優先する。最大強度投影手法について説明したが、当業者であれば、所載のアプローチは、所望があれば最小強度投影手法としても極く容易に適応構成され得ることを直ちに理解されよう。

【0038】

(C. オパシティ・アプローチ)

オパシティ加重関数  $h$  を含めるように式(2)を修正して次式を得ることができる。

【0039】

10

20

30

40

【数 4】

$$(4) \quad r = \int_a^b w(t) \cdot g(t) \cdot e^{-\int_0^t o(s) \cdot h(s) ds} dt$$

【0040】

加重関数  $g$  及び  $h$  のいずれか又は両方を、加重関数  $g$  についての以上の議論に従って又は様々な加重の優先順位に従って定式化することができる。オパシティ加重関数  $h$  を追加したため、高さに基づいて各構造を異なるように遮蔽することが可能になる。例えば、深さ  $t_0$  又はその上方に位置する構造は、相対的に軽く遮蔽されるか又は全く遮蔽されないようにし、深さ  $t_0$  よりも下方に位置する構造は相対的に程度を大きくして遮蔽することができる。このようにして、空間の全体にわたってかなりの透視性を保ちながら「前景」の構造によって生ずる明瞭に知覚可能な遮蔽効果を達成することができる。

10

【0041】

空間の全体にわたって良好な透視性を与え得る具現化形態の一例として、 $t < t_0$  についてはゼロであり、 $t = t_0$  において最大値を有し、 $t > t_0$  については急速にゼロまで減少するオパシティ加重関数  $h$  がある。このオパシティ加重関数を、前景において何らかの三次元状況を提供するように  $t < t_0$  については小さいか又は  $t < t_0$  についてゼロであり、また空間の十分な透視性を可能にするように  $h$  よりも緩やかに減少する強度加重関数  $g$  と共に用いることができる。

20

【0042】

もう一つの具現化形態では、「背後」に位置しており他のスライスによって遮蔽される容積測定画像のスライス又は他の部分を、何らかの形式の高域通過フィルタ処理等によってコントラスト強調することができる。このようにして、相対的な運動及び様々な構造の遮蔽を介した三次元知覚を保ち、しかも遮蔽された構造の見易さをよりよく保存する。このアプローチをさらに修正して、コントラスト強調を深さに基づいて増大又は変化させることができる。例えば、コントラスト強調を深さが増すとともに増大させてよい。

【0043】

以上の議論では様々な式の形態で実例を掲げているが、当業者であれば、かかる式は例示のみを目的とするのであって排除のためのものではないことを直ちに理解されよう。実際に、他の式を用いて類似の効果を挙げることができ、かかる式も本発明の手法の範囲内に含まれると考えられる。さらに、式(2) - 式(4)は簡便化及び単純化を目的として積分表記で表わされているが、式(2) - 式(4)によって表わされる計算の具現化形態は、これらの式の離散的な近似によるものであってもよい。

30

【0044】

加えて、ここでの議論はグレイ・スケール画像に焦点を当てているが、本発明の手法はカラー画像にも同等に適用可能である。例えば、加重関数  $g$  及び  $\nu$  又は  $h$  は、グレイ・スケール値ではなく異なる色を異なる深さに関連付けることができる。カラーの視覚化における応用も本発明の手法の範囲内に含まれると考えられる。

40

【0045】

〔II. 加重関数を盛り込んだ表示モード〕

以上で議論したアプローチは一般的には、三次元容積測定画像データ集合からレンダリングされる単一の画像の形成を扱っている。しかしながら、ボリューム・レンダリングの利点は、視点、視角、及び  $\nu$  又はレンダリングされる関心空間 56 を変化させた一連のレンダリングされた画像を観察することを通じて大幅に高められ得る。具体的には、一連のボリューム・レンダリングされた画像での様々な構造の運動の知覚は、深さの知覚に対して、及び再構成された容積測定画像 49 内の三次元構造の位置及び形状の直観的な理解に対しての主な寄与因子である。ボリューム・レンダリング工程での加重関数の利用は、得

50

られる一連の画像を観察するとき用いられる可能な表示モードにも密接に関連し得る。

【 0 0 4 6 】

( A . 関心空間の変更 )

例えばスライス観察において、開始高さ  $a$  及び終了高さ  $b$  によって画定される関心空間 5 6 を連続的に変更してスライスの積層体の全体を走査する。本書に記載する一般化されたアプローチでは、関心空間 5 6 を変化する参照高さ  $t_0$  に対して定義することができる (又は逆も可)。代替的には、関心空間 5 6 の開始高さ及び終了高さも制御するように加重関数  $g$  及び  $h$  を修正することができるので、開始高さ  $a$  及び終了高さ  $b$  によって画定される関心空間 5 6 は完全な再構成された空間を包含している状態にして、強度加重関数及びオパシティ加重関数の「位置」又は焦点を制御する参照高さ  $t_0$  を連続的に変化させれば十分である。このようにして、 $a$  及び  $b$  の選択を制御するか、又は加重関数  $g$  及び  $h$  において対応する開始高さ及び終了高さにおいて対応する遮断又は平滑な低下を設けることにより、関心空間 5 6 の境界を深さに関して画定することができる。

10

【 0 0 4 7 】

また、容積測定画像内で  $x$  方向及び  $y$  方向に横方向境界を設けることもでき、これらの境界は、堅い境界か、又は加重関数  $g$  及び  $h$  において横方向にあり可能性としては平滑である低下のいずれかとして具現化される。加重に基づくアプローチは、3個の変数の関数として  $g$  及び  $h$  又は  $h$  のような加重関数の定義を行なうものである。関心空間 5 6 を深さについて、且つ  $x$  及び  $y$  について連続的に変化させることにより、再構成される空間を「圧縮した (telescoping)」態様で又は選択的態様で走査することができ、すなわち  $x$ 、 $y$  及び深さによって随意に画定される特定の関心空間に焦点を合わせることができる。例えば、加重関数を深さについて及び横方向についての両方での低下によって定義することができる。かかるアプローチでは、容積測定画像 4 9 内の参照点の周囲に加重関数の中心を配置することにより加重関数を制御することができる。参照点は、当業者であれば理解されるように、深さ、 $t_0$ 、並びに  $x$  座標及び  $y$  座標によって定義することができる。参照点の座標を変化させる、すなわち参照点を「移動させる」ことにより、加重関数、及び三つの次元の任意の次元において加重関数によって具現化される対応する遮断又は平滑な低下を移動させることができる。

20

【 0 0 4 8 】

( B . 視角の変更 )

当業者であれば理解されるように、トモシンセシス・データ集合の側面像は一般的には、分解能が比較的低い。この理由で、視角 5 2 が比較的小さくなるようにした  $x$  及び  $y$  における視角の系統的变化が望ましい。例えば、所謂「タンブル回転像 (tumble view)」では、視角は  $x$   $y$  平面に対して円を描き、このとき、円の中心は再構成された容積測定画像 4 9 のスライス又は関心空間 5 6 の中心に揃っている。円の半径は一般的には、容積測定画像データ集合の深さ分解能の関数であり、深さ分解能はトモシンセシス取得幾何学的構成の関数であってよい。

30

【 0 0 4 9 】

状況によっては、再構成された容積測定画像 4 9 のアーティファクトが、取得幾何学的構成すなわちトモシンセシス・データ集合の取得時の線源 1 2 の経路の関数として選別的な配向を有する場合がある。これらの状況では、他の視角軌跡によって、視覚化工程でのこれらの配向依存型アーティファクトの影響を最小限に抑えつつ三次元構造の把握を容易にすることが望ましい。具体的には、他の視角軌跡によって、かかる配向特定の画像アーティファクトの発生数、寸法又は強度を低下させることができる。例えば、X線源 1 2 が線形軌跡に沿って移動するような線形トモシンセシスでは、X線源 1 2 の走査軌跡に揃った長軸を有する楕円形の視角軌跡を用いると有利である。

40

【 0 0 5 0 】

( C . 関心空間及び視角の組み合わせ )

全空間の厚みが厚過ぎて完全な三次元空間の意味のある視覚化を一度に行なうことができない場合には、視角及び関心空間 5 6 の両方を変化させて表示画質を改善することが望

50

ましい。例えば、厚みのある空間には、関心空間 5 6 の深さ位置を視角の変化と共に変化させるスパイラル型タンブル回転又は円形タンブル回転が望ましい。この例では、視角の関数としての関心空間 5 6 の深さ位置の変化は、 $180^\circ$  すなわち半円の視点の掃引が関心空間 5 6 の厚みよりも小さい関心空間 5 6 の深さ位置の移動に関連付けられるように制限されてよい。かかる制限によって少なくとも二方向の対向する側からあらゆる構造を観察することができる。

#### 【0051】

(D. 画像の同時表示)

空間の三次元状況をさらに分かり易く伝達するために、表示器 4 2 の異なる枠若しくはウィンドウ、又は近接して設けられた複数の別個の表示器 4 2 に、同じ空間の異なるポリ  
10  
リューム・レンダリングを表示すると有利である。例えば、同じ関心空間 5 6 又は重なり合った複数の異なる関心空間 5 6 の前方視点及び後方視点からのボリューム・レンダリングを示すと有用である。かかる状況では、関心空間の中心を通る射線 5 4 は前方視点及び後方視点の両方で共通であってよいが、射線 5 4 に沿った値の順序のみが異なる。かかる例では、関心空間 5 6 及び関連する伝達関数は、何らかの参照高さ  $t_0$  に関して本質的に互いの「鏡像」となり得る。かかる画像の同時表示によって、両画像とも焦点となる空間の同じ領域を示しつつ、この領域の前方及び後方の三次元状況を与えることができる。視角を変化させると、両方のビューについて視角を自動的に更新することができる。加えて、観察時に空間の全体にわたって高さ  $t_0$  を掃引することにより、完全な容積測定画像 4 9  
20  
を走査することができる。

#### 【0052】

もう一つの例では、中央矩形枠又はウィンドウを、この中央枠の辺の周囲に配列された 4 個の隣接枠と共に設けることができる。中央枠は関心空間 5 6 の単一のレンダリングされた画像を示し、他の枠は同じ関心空間 5 6 を、中央画像を形成するのに用いられた視角から一定でしかも調節可能な角度だけずれた視角から示すことができる。ずれの方向は、  
30  
辺縁枠の中央枠に対する相対位置によって伝達され、すなわち中央の右側の枠は右側にずれた視点に対応する画像を示す等とすることができる。この例では、関心空間 5 6 はまた、完全な空間を観察可能にするように、観察時に容積測定画像データ集合の全体を通して掃引され得る。同様に、異なるレンダリングされた画像を並列表示又は近接表示するのではなく、色符号化して単一表示で重ね合わせ表示してもよい。

#### 【0053】

代替的には、様々な表示及び/又はレンダリングの変数又は関数を変化させて 1 以上の関心空間 5 6 のボリューム・レンダリングを同時表示することも興味深い。例えば、同じ関心空間 5 6 を同時に、しかも異なる強度加重関数及び/又は遮蔽加重関数で表示してもよい。代替的には、同時表示されるレンダリングについて、1 種以上の加重関数が一定又は同等であるが、例えば強度又は遮蔽を決定するためのそれぞれの伝達関数が異なっている  
40  
てもよい。同時表示されるレンダリングを変化させたパラメータのみに基づいて比較するために、関心空間 5 6 を同じ視角及びビュー幾何学的構成等で表示することができる。かかるアプローチは、変化させたパラメータに基づいて区別され得るデータの特性又は構造を識別する又は比較するのに有用である。例えば、幾つかの関心のある構造は第一の加重関数集合を用いて形成されるレンダリングで識別し易いが、同じ関心空間 5 6 内の他の関心のある構造は第二の加重関数集合を用いて形成した方が識別し易い場合がある。

#### 【0054】

本発明は様々な改変及び代替的な形態を与えられることができ、特定の実施形態について例を掲げるために図面に示して本書で詳述した。但し、本発明は開示された特定の形態に限定されるものではないことを理解されたい。寧ろ、本発明は、特許請求の範囲で定義されるような本発明の要旨及び範囲内に属する全ての改変、均等構成及び代替構成を網羅するものとする。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0055】

10

20

30

40

50

【図1】本発明の手法の各観点に従って容積測定画像を提供して容積測定画像の視覚化を生成するのに用いられるトモシンセシス・イメージング・システムの形態の例示的なイメージング・システムの線図である。

【図2】例示的な容積測定画像、及び三次元視覚化に関連する限りでの容積測定画像の諸相を示す図である。

【符号の説明】

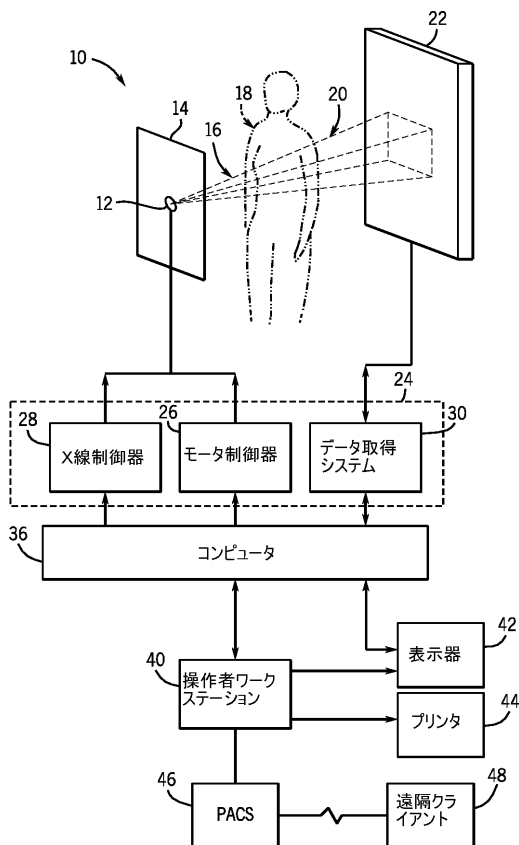
【0056】

- 10 イメージング・システム
- 12 X線源
- 14 線源の移動平面
- 16 放射線流
- 18 患者
- 20 通過後の放射線
- 22 検出器
- 24 システム制御器
- 49 容積測定画像
- 50 画像平面
- 52 視角
- 54 射線
- 56 空間
- 58 ピクセル

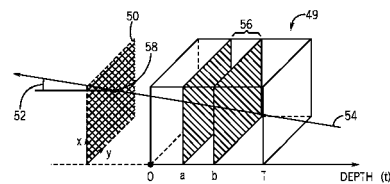
10

20

【図1】



【図2】



## フロントページの続き

- (72)発明者 ベルンハルト・エリック・ヘルマン・クラウス  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ヘキサム・ロード・ウエスト、1877番
- (72)発明者 ジェフリー・ウェイン・エーベルハルト  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、アルバニー、バルサム・ウェイ、7番

審査官 千葉 久博

- (56)参考文献 特開2003-305031(JP,A)  
特開2003-199737(JP,A)  
特開2003-135441(JP,A)  
特開2001-204725(JP,A)  
特開2001-084409(JP,A)  
特開2001-067492(JP,A)  
河田聡, 外6名, "科学計測のための画像データ処理 第3版", 日本, CQ出版株式会社, 1997年 8月20日, 第3版, p.246-256

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 15/00 - 15/08  
A61B 6/00 - 6/14  
G06T 1/00  
G06T 19/00, 19/20