

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-537771

(P2007-537771A)

(43) 公表日 平成19年12月27日(2007.12.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
<b>G 0 6 T 17/40 (2006.01)</b>	G 0 6 T 17/40 A	5 B 0 5 0
<b>G 0 6 T 15/00 (2006.01)</b>	G 0 6 T 15/00 2 0 0	5 B 0 8 0

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 75 頁)

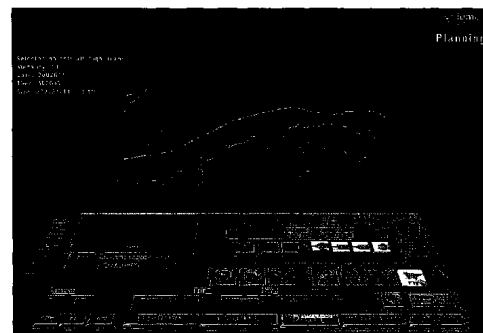
(21) 出願番号	特願2006-537317 (P2006-537317)	(71) 出願人	506145496 ブラッコ イメージング エス. ピー. エー. イタリア ミラノ 1-20134 ヴィ ア エギディオ・フォッリ 50
(86) (22) 出願日	平成16年11月3日 (2004.11.3)	(74) 代理人	100082072 弁理士 清原 義博
(85) 翻訳文提出日	平成18年5月23日 (2006.5.23)	(72) 発明者	ルイス セラ シンガポール国 シンガポール 2598 37 5ジェイ・バルモラル・パーク
(86) 国際出願番号	PCT/EP2004/052790	(72) 発明者	フレディ ウーインフイ シンガポール国 シンガポール 1000 55 ブランガー・ドライブ ナンバー0 3-50 ブロック55 テロック
(87) 国際公開番号	W02005/073921		
(87) 国際公開日	平成17年8月11日 (2005.8.11)		
(31) 優先権主張番号	60/517,043		
(32) 優先日	平成15年11月3日 (2003.11.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	60/516,998		
(32) 優先日	平成15年11月3日 (2003.11.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	60/562,100		
(32) 優先日	平成16年4月14日 (2004.4.14)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内腔組織スクリーニングのためのシステム及び方法

## (57) 【要約】

内腔組織を表示するための各種方法及びシステムが開示される。本発明による実施形態において、内腔組織を含む身体の一部の2次元画像が多数、スキャン処理により得られる。このデータは立体に変換され、所定のパラメータによる様々な視覚化方法でユーザにレンダリングされる。本発明による実施形態において、ユーザの視点は内腔の外側から内腔を眺める位置に置かれ、ユーザは、腸の長手方向の様々な幾何学的特徴に沿いながら（例えば、腸の中心線上又は外壁状の線上を沿う）、視点を移動させて内腔を観察することができる。組織を包括的に観察するには、該組織の外側から管腔状構造が、透明/半透明及び立体的に表示されてもよい。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

管腔状構造を有する身体の所望の領域のスキャンデータを取得する段階と、  
該スキャンデータから少なくとも 1 つの立体データ集合を生成する段階と、  
該少なくとも 1 つの立体データ集合から仮想管腔状構造を生成する段階と、  
該仮想管腔状構造を表示する段階からなり、

該管腔状構造は、該管腔状構造の外側に置かれたユーザの視点で表示され、該管腔状構造がユーザの前方を移動しているように見えることを特徴とする管腔状の解剖学的構造を表示する仮想画像を生成する方法。

## 【請求項 2】

前記管腔状構造は透明に表示されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 3】

前記表示された管腔状構造がユーザの前方で移動するように回転されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 4】

前記管腔状構造は、カラーラックアップテーブル、クロップボックス、透明化、シェーディング、ズーム、三平面ビューのうち少なくとも 1 つを備えるユーザ設定された表示パラメータを使用して表示されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 5】

前記管腔状構造は、長手方向に 2 分割されて表示されるとともに、後方の半分は不透明に表示され、前方の半分は透明若しくは半透明に表示されることを特徴とする請求項 4 記載の方法。

## 【請求項 6】

前記管腔状構造は、2 つの異なるラックアップテーブル、即ち前記管腔状構造の前面領域に対する第 1 ラックアップテーブルと、前記管腔状構造の背面領域に対する第 2 ラックアップテーブルとを使用して表示されることを特徴とする請求項 4 記載の方法。

## 【請求項 7】

前記前面領域は、うつぶせ状態で撮像されるスキャンデータから前記管腔状構造のある部位をレンダリングするのに使用され、前記背面領域は仰向け状態で撮像されるスキャンデータから同一の部位をレンダリングするのに使用されることを特徴とする請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 8】

前記背面領域は、うつぶせ状態で撮像されるスキャンデータから前記管腔状構造のある部位をレンダリングするのに使用され、前記前面領域は仰向け状態で撮像されるスキャンデータから同一の部位をレンダリングするのに使用されることを特徴とする請求項 6 記載の方法。

## 【請求項 9】

前記管腔状構造は立体的に表示されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 10】

前記管腔状構造は、赤青立体画像、赤緑立体画像、インターレース式ディスプレイのうち 1 又は複数を使用して表示されることを特徴とする請求項 9 記載の方法。

## 【請求項 11】

前記表示された管腔状構造は、ユーザ視線方向に対して 90° から 0° の範囲の角度で中心線まわりに移動することを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 12】

ユーザは、前記管腔状構造の前記ディスプレイを、前記管腔状構造の外側に置かれた前記ユーザの視点から内視鏡的フライスルー画像に切り替え可能であることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

## 【請求項 13】

前記管腔状構造の内視鏡的フライスルー画像は、前記ユーザの視点が前記管腔状構造の

10

20

30

40

50

外側に置かれた内腔画像と同時に表示されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 4】

前記表示方法が更に、フライスルー画像、管腔状構造の全体画像、縦方向から見た断面の画像、矢視方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうちの少なくとも 1 つを備えることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 5】

フライスルー画像、内腔画像、管腔状構造の全体画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうちの少なくとも 1 つである前記ディスプレイはそれぞれ、前記ユーザによるディスプレイ上での設定が可能なことを特徴とする請求項 1 4 記載の方法。

10

【請求項 1 6】

フライスルー画像、内腔画像、管腔状構造の全体画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうちの少なくとも 1 つである前記ディスプレイはそれぞれ、前記ユーザによるサイズ調整が可能なことを特徴とする請求項 1 4 記載の方法。

【請求項 1 7】

前記ユーザは、前記表示された管腔状構造内で、所望の物体の線形測定可能であることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 1 8】

前記スキャンデータからのボクセル濃度のヒストグラムを生成する段階を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

20

【請求項 1 9】

前記生成されたヒストグラムによる前記ディスプレイにおける所望の領域を強調するために、カラーlookupテーブルを調整する段階を更に備えることを特徴とする請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 0】

(a) ユーザから複数のシード点を受信する段階と、  
(b) シード点の順序を並び替える段階と、  
(c) 内腔部位におけるシード点から中心線断片を生成する段階と、  
(d) 第 1 内腔部位と対応する第 1 中心線断片の両端の終点に対して、第 1 シード点により近い第 1 終点を、複数の中心線断片の始点として識別する段階と、  
(e) 前記第 1 の中心線断片の第 2 終点を用いて、その終点に近い第 2 中心線断片で、もう 1 つの終点を決定する段階と、  
(f) 新たな中心線断片を前記複数の断片からなる中心線の中へ加える段階と  
(g) 全ての中心線断片が前記複数の断片からなる中心線の中に含まれているかを判定する段階とからなることを特徴とする管腔状構造において中心線を生成する方法。

30

【請求項 2 1】

前記管腔状構造はヒトの結腸であることを特徴とする請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 2】

前記シード点の順序を並び替える段階は、前記第 1 の点が前記結腸の直腸領域に最も近いことを判定することを特徴する請求項 2 1 記載の方法。

40

【請求項 2 3】

前記ユーザから受信した前記第 1 シード点は、前記結腸の直腸領域に対して最も近い場所にあることを前提とすることを特徴とする請求項 2 1 記載の方法。

【請求項 2 4】

前記表示された管腔状構造のサイズを調整するために、前記管腔状構造の半径を推定する段階を更に備えることを特徴とする請求項 2 0 記載の方法。

【請求項 2 5】

前記半径を推定する段階は、

前記中心線上の始点からの距離を関数として様々な位置における前記管腔状構造の前記半径を推定する段階と、

50

中心線の全ての点で前記内腔の前記半径を推定する関数を構築する段階と、  
前記ディスプレイの画像領域を前記内腔断片で満たすために必要なズーム率を推定する  
段階とからなることを特徴とする請求項 2 4 記載の方法。

【請求項 2 6】

所望の領域のスキャンデータを取得する段階と、  
該スキャンデータから少なくとも 1 つの立体データ集合を形成する段階と、  
前記少なくとも 1 つの立体データ集合から 2 つの近接したスライス画像を動的に生成する  
段階と、

前記 2 つの近接したスライス画像をマルチテクスチャ挿入法のための画像表示システム  
で処理する段階とからなり、

前記生成する段階は、前記元の立体における軸方向の各スライス画像からの 2 つの近接  
したスキャン線を取得する工程を備えることを特徴とする立体レンダリング方法。

【請求項 2 7】

結腸を含む身体の所望の領域におけるスキャンデータを取得する段階と、  
該スキャンデータからの少なくとも 1 つの立体データ集合を形成する段階と、  
該少なくとも 1 つの立体データ集合から仮想の結腸内腔を生成する段階と、  
仮想の結腸内腔を表示する段階であって、該仮想の結腸内腔は該仮想の結腸内腔の外側  
に置かれたユーザの始点で表示されるとともに、該結腸内腔は前記ユーザの前面を移動す  
るように見える段階とからなる仮想結腸鏡検査において使用される結腸内腔の仮想画像を  
生成する方法。

【請求項 2 8】

前記仮想の結腸内腔は透明に表示されることを特徴とする請求項 2 7 記載の方法。

【請求項 2 9】

前記表示された仮想の結腸内腔は前記ユーザの前面を移動するように回転されることを  
特徴とする請求項 2 7 記載の方法。

【請求項 3 0】

前記結腸内腔はカラーlookupテーブル、クロップボックス、透明化、シェーディ  
ング、ズーム又は三面ビューのうちの少なくとも 1 つを備えるユーザ設定された表示パラ  
メータを使用して表示されることを特徴とする請求項 2 7 記載の方法。

【請求項 3 1】

前記結腸内腔は長手方向に 2 分割されて表示されるとともに、後方の半分は不透明に表  
示され、前方の半分は透明若しくは半透明に表示されることを特徴とする請求項 3 0 記載  
の方法。

【請求項 3 2】

前記仮想の結腸内腔は 2 つの異なるlookupテーブル、即ち結腸内腔の前面領域に  
対する第 1 lookupテーブルと、結腸内腔の背面領域に対する第 2 lookupテーブル  
を使用して表示されることを特徴とする請求項 3 0 記載の方法。

【請求項 3 3】

前記前面領域はうつぶせ状態で撮像されたスキャンデータから結腸内腔のある部位をレ  
ンダリングするために使用され、前記背面領域は仰向け状態で撮像されたスキャンデータ  
から同一の部位をレンダリングするために使用されることを特徴とする請求項 3 2 記載の  
方法。

【請求項 3 4】

前記背面領域はうつぶせ状態で撮像されたスキャンデータから結腸内腔のある部位をレ  
ンダリングするために使用され、前記前面領域は仰向け状態で撮像されたスキャンデータ  
から同一の部位をレンダリングするために使用されることを特徴とする請求項 3 2 記載の  
方法。

【請求項 3 5】

前記仮想の結腸内腔が立体的に表示されることを特徴とする請求項 2 7 記載の方法。

【請求項 3 6】

10

20

30

40

50

前記仮想の結腸内腔が赤青立体画像、赤緑立体画像及びインターレース式ディスプレイのうち1つ又は複数を使用して表示されることを特徴とする請求項35記載の方法。

【請求項37】

前記表示された仮想の結腸内腔はユーザの視線方向に対して90°から0°の範囲の角度で中心線まわりに移動することを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項38】

前記ユーザは、前記仮想の結腸内腔の前記ディスプレイを、前記管腔状構造の外側に置かれたユーザの視点から内視鏡的フライスルー画像へと切り替え可能であることを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項39】

前記結腸内腔の内視鏡的なフライスルー画像は、ユーザの視点が前記仮想の結腸内腔の外側に置かれた内腔画像と同時に表示されることを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項40】

前記ディスプレイは、フライスルー画像、ユーザの視点が仮想の結腸内腔の外側に置かれた内腔画像、結腸内腔全体の画像、縦方向から見た断面の画像、矢視方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうち少なくとも1つを更に含むことを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項41】

フライスルー画像、内腔画像、結腸内腔全体の画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうちの少なくとも1つであるディスプレイはそれぞれ、ディスプレイ内でユーザ設定が可能であることを特徴とする請求項40記載の方法。

【請求項42】

フライスルー画像、内腔画像、結腸内腔全体の画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうちの少なくとも1つであるディスプレイはそれぞれ、ユーザによりサイズ調整が可能であることを特徴とする請求項40記載の方法。

【請求項43】

前記ユーザが、前記表示された結腸内腔において所望の物体を線形計測可能であることを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項44】

前記スキャンデータからのボクセル濃度のヒストグラムを生成する段階を更に備えることを特徴とする請求項27記載の方法。

【請求項45】

前記生成されたヒストグラムによるディスプレイにおいて所望の領域を強調するために、カラーlookupテーブルを調整する段階を更に備えることを特徴とする請求項44記載の方法。

【請求項46】

管腔状構造を含む身体の所望の領域のスキャンデータを取得する段階と、  
前記スキャンデータから少なくとも1つの立体データ集合を形成する段階と、  
前記少なくとも1つの立体データ集合から仮想の管腔状構造を生成する段階と、  
前記仮想の管腔状構造を表示する段階と、  
前記管腔状構造を通る第1経路上で少なくとも1つの所望の領域を識別する段階と、  
前記少なくとも1つの識別された所望の領域に対して表示パラメータを設定する段階と、

前記管腔状構造を通る第2経路上で、前記設定された表示パラメータにより少なくとも1つの所望の領域を見る段階とからなることを特徴とする管腔状構造における所望の点を選択する方法。

【請求項47】

前記表示パラメータを設定する段階は、前記少なくとも1つの所望の領域においてズームを設定する段階を備えることを特徴とする請求項46記載の方法。

【請求項48】

10

20

30

40

50

前記表示パラメータを設定する段階は、表示される前記所望の領域の位置を選択する段階を備えることを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 4 9】

前記表示パラメータを設定する段階は、表示される前記所望の領域の境界を選択する段階を備えることを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 0】

前記表示パラメータを設定する段階は、前記所望の領域に対する表示パラメータを設定する段階を備え、該表示パラメータは視点、視方向、若しくは視野を含むことを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 1】

前記表示パラメータを設定する段階は、前記所望の領域に対するレンダリングパラメータをユーザが調整可能とする段階を備え、該レンダリングパラメータは前記少なくとも 1 つの所望の領域のディスプレイのためのカラーlookupアップテーブル、シェーディングモード、又は光位置を含むことを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 2】

前記表示パラメータを設定する段階は、診断情報を設定する段階を備え、該診断情報は識別、分類、線形計測、直腸からの距離、又はコメントを含むことを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 3】

前記表示パラメータを設定する段階は、ユーザの要望に基づくモノスコープか又は立体鏡のスナップショットを備えることを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 4】

前記識別された所望の領域のリストを見るために、ユーザからの選択を受信する段階を更に備えることを特徴とする請求項 4 6 記載の方法。

【請求項 5 5】

管腔状構造を含む身体の所望の領域のスキャンデータを取得する段階と、  
該スキャンデータから少なくとも 1 つの立体データ集合を形成する段階と、  
該少なくとも 1 つの立体データ集合から仮想の管腔状構造を生成する段階と、  
半径の推定を行うことで、前記生成された管腔状構造において中心線を生成する段階と

、  
該仮想の管腔状構造を表示する段階からなり、

該管腔状構造の中心は表示ウィンドウの中央に位置するとともに、該管腔状構造が表示ウィンドウ内に合致する適切なサイズとなるように、ズームが調整されることを特徴とする管腔状構造の所望の領域に対してズームを使用する方法。

【請求項 5 6】

管腔状構造を含む身体の所望の領域のスキャンデータを取得する手段と、  
該スキャンデータから少なくとも 1 つの立体データ集合を形成する手段と、  
該少なくとも 1 つの立体データ集合から仮想の管腔状構造を生成する手段と、

該仮想の管腔状構造を表示する手段からなり、該管腔状構造は該管腔状構造の外側に置かれたユーザの視点で表示されるとともに、該管腔状構造は前記ユーザ前面を移動するように見えることを特徴とする管腔状構造の解剖学的構造の仮想図を生成するためのシステム。

【請求項 5 7】

前記管腔状構造は透明に表示されることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 5 8】

前記表示された管腔状構造は、前記ユーザの前方を移動しながら回転することを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 5 9】

前記管腔状構造は、ユーザ設定された表示パラメータを使用して表示され、該表示パラメータはカラーlookupアップテーブル、クロップボックス、透明化、シェーディング、ズ

10

20

30

40

50

ーム、又は三平面ビューであることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 6 0】

前記管腔状構造は、長手方向に 2 分割されて表示されるとともに、後方の半分は不透明に表示され、前方の半分は透明又は半透明に表示されることを特徴とする請求項 5 9 記載のシステム。

【請求項 6 1】

前記管腔状構造は、2 つの異なるルックアップテーブル、即ち前記管腔状構造の前面領域に対する第 1 ルックアップテーブルと、前記管腔状構造の背面領域に対する第 2 ルックアップテーブルを使用して表示されることを特徴とする請求項 5 9 記載のシステム。

【請求項 6 2】

前記前面領域は下向きスキャンから前記管腔状構造のある部位をレンダリングするために使用され、前記背面領域は上向きスキャンから同一の部位をレンダリングするために使用されることを特徴とする請求項 6 1 記載のシステム。

【請求項 6 3】

前記背面領域はうつぶせ状態で撮像されたスキャンデータから結腸内腔のある部位をレンダリングするために使用され、前記前面領域は仰向け状態で撮像されたスキャンデータから同一の部位をレンダリングするために使用されることを特徴とする請求項 6 1 記載の方法。

【請求項 6 4】

前記管腔状構造は、立体的に表示されることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 6 5】

前記管腔状構造は、赤青立体画像、赤緑立体画像及びインターレース式ディスプレイのうち 1 つ又は複数を使用して表示されることを特徴とする請求項 6 4 記載のシステム。

【請求項 6 6】

前記表示された管腔状構造は、ユーザの視線方向に対して 90° から 0° の範囲の角度で該管腔状構造の中心線まわりに移動することを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 6 7】

前記ユーザの選択により前記管腔状構造のディスプレイが、前記管腔状構造の外側に置かれた前記ユーザの視点から内視鏡的フライスルー画像へと切り替え可能であることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 6 8】

前記管腔状構造のフライスルー画像は、前記ユーザの視点が前記管腔状構造の外側に置かれた内腔画像と同時に表示されることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 6 9】

前記表示する段階は、フライスルー画像、管腔状構造全体の画像、縦方向から見た断面の画像、矢視方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうち少なくとも 1 つを更に備えることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 7 0】

フライスルー画像、内腔画像、管腔状構造全体の画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうち少なくとも 1 つであるディスプレイそれぞれは、ディスプレイ上でユーザ設定が可能であることを特徴とする請求項 6 9 記載のシステム。

【請求項 7 1】

フライスルー画像、内腔画像、管腔状構造全体の画像、縦方向から見た断面の画像、又は横方向から見た断面の画像のうち少なくとも 1 つであるディスプレイそれぞれは、ユーザによるサイズ調整が可能であることを特徴とする請求項 6 9 記載のシステム。

【請求項 7 2】

前記ユーザは、前記表示された管腔状構造において所望の物体の線形計測を行えることを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 7 3】

前記スキャンデータからのボクセル濃度のヒストグラムを生成する段階を更に備えるこ

10

20

30

40

50

とを特徴とする請求項 5 6 記載のシステム。

【請求項 7 4】

前記生成されたヒストグラムによるディスプレイにおいて所望の領域を強調するために、カラーlookup調整を調整する段階を備えることを特徴とする請求項 7 3 記載のシステム。

【請求項 7 5】

コンピュータ上で使用可能なメディアを備えるコンピュータプログラム製品であって、前記メディアは、コンピュータ可読式プログラムコード手段を内蔵し、該手段は前記コンピュータプログラム製品内で、

管腔状構造を含む人体の所望の領域のスキャンデータの取得する段階と、

10

前記スキャンデータからの少なくとも 1 つの立体データ集合の形成する段階と、

前記少なくとも 1 つの立体データ集合からの仮想管腔状構造の生成する段階と、

前記仮想管腔状構造の表示する段階を実行させる手段を備え、前記管腔状構造が前記管腔状構造の外側の視点で表示され、前記管腔状構造は前記ユーザ前面を移動するように見えることを特徴とする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】

【0001】

本発明は医療用画像の分野に関し、より詳しくは、スキャンデータを使用して内腔組織を仮想的に観察するための新規で多様なディスプレイ方法に関する。

20

本出願は、米国仮特許出願第 60 / 517043 号及び第 60 / 516998 号 (2003 年 11 月 3 日出願) 及び米国仮特許出願第 60 / 562100 号 (2003 年 11 月 3 日) 次の米国仮特許出願の利益を主張しており、本願の参照に援用されている。

【背景技術】

【0002】

技術の進歩により、体内に異物を侵入させずに医療処置を行うことが可能となっている。こういった現状が見られる分野として、内腔即ち管腔状の体内組織 (結腸、大動脈など) の診断や治療計画立案を目的とする検査が挙げられる。コンピュータ断像撮像法 (CT、Computer Tomography) などの先進的な診断用スキャン方法が導入されている。CT とは身体の一部において無数の X 線スライス画像を得る放射線手法である。これにより、任意の患者に関する有用なデータが得られ、三次元の立体データ集合を構築して、スキャンされた患者の身体の任意の部位の多様な構造を示すことが可能になる。このような三次元立体データ集合は、既知の立体レンダリング技術を使用して表示可能であって、各種方法で任意点から三次元立体データ集合内の全ての点を観察することができる。

30

従来、上記のような技術は結腸鏡検査の現場に適用されてきた。歴史的に、結腸鏡検査では、医者又はその他のユーザは、先端にカメラを備えた多少の可撓性を有する器具を患者の直腸から挿入し、引き続き器具を患者の結腸に沿って押し上げて、内腔の内壁を観察していた。ユーザは器具の先端を回転又は移動させて、どのような視点からでも結腸内部を観察可能であった。この処置によって患者のポリープ、結腸がん、憩室又は結腸のその他の疾患を発見することができた。

40

【0003】

それ以降、CT などの技術を用いて、下腹部の多数 (通常 100 乃至 300 枚の範囲) の CT スライス画像から結腸の立体データ集合が生成された。このような CT スライス画像は、各種の内挿法によって増補されて、従来の立体レンダリング技術を使用してレンダリング可能な三次元立体画像を作り出した。この技術によると、この三次元立体データ集合は適切なディスプレイに表示可能で、患者の結腸内を仮想的に観察することができ、これにより物理的な結腸内視用の実物の器具を挿入する手間が省略された。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50



## 【 0 0 0 4 】

標準的な「仮想結腸鏡検査」には特有の不便性や難点が存在する。従来の「仮想内視鏡」検査はユーザの視点を所望の臓器（例えば結腸）の内部に置き、中心線に沿って視点を内部へと移動させる方法であった。第一に一つのモノスコープ・コンピュータ・ディスプレイ内に奥行きを表示するのが難しい。第二に、主に実際の内視鏡の周りの組織により、仮想結腸鏡検査が内視鏡画像となる。即ち単に患者に結腸内視用器具を挿入したときの画像となる。技術的に言えば、仮想結腸鏡検査や結腸スキャンデータから構築される様々な立体ディスプレイは、内視鏡で見るようなレベルの画像に制限される理由はない。このデータ集合内には多数の有用な情報が含まれており、それらの情報は結腸鏡検査のユーザに表示できる可能性がある。それらは結腸内部の外側のボクセルであって、例えばポリープ又はその他の突起物の内側からのボクセル、憩室のボクセル、結腸内腔の内壁を覆う組織からのボクセルである。

10

## 【 0 0 0 5 】

最後に、結腸及び周囲組織の三次元立体データ集合を提供可能なデータを検査に最大化に活用することは難しい。このデータは、単純に結腸のフライスルー画像（俯瞰画像）から見たり、仮想カメラの視点方向の変更のために周期的な停止を行うために提供される。特に結腸内部を通過する場合、湾曲した部位の周辺や結腸内のひだ（多数存在する）の後部（即ち移動方向に向かって上/下部の奥）は見えない。ひだの後部や湾曲した部位の周辺部を見るためには、ひだの裏や湾曲部の辺りで視点を停止させ、ひだや突起物の裏が見えるように仮想カメラの視角を略180度前後調整する。この作業は仮想結腸鏡検査の実施を煩雑にするとともに、また困難で単調な作業である。

20

## 【 0 0 0 6 】

上記実情を鑑みて、大きな管腔状の臓器（結腸や血管など）の仮想検査処置に関して、様々な改善が必要とされ、所望の管腔状臓器に含まれる解剖学的部位のスキャンデータから構築される三次元立体データ集合内で利用可能な情報を十分に活用することが望まれる。

仮想結腸鏡検査の現場への適用に際し、当該技術分野では当ユーザが内視鏡で見るような画像だけに依存している現状を無くし、結腸内腔及び周囲組織の三次元データ集合を十分に有効活用できるような技術やディスプレイ様式が要求される。

## 【課題を解決するための手段】

30

## 【 0 0 0 7 】

内腔組織を表示するための多種の方法及びシステムが開示される。本発明の実施例として、内腔組織を含んだ身体部位の多数の二次元画像がCTなどのスキャン操作により取得される。このデータは、立体に変換され、所定のパラメータにより様々な視覚化方法でユーザにレンダリングされる。本発明による実施例では、ユーザの視点は内腔臓器の外部に置かれ、ユーザは腸の様々な長手方向の幾何学的特徴でもその特徴に沿って視点を移動させることで臓器の画像を移動させることができる（例えば、腸の中心線上や外壁線上を移動することも可能）。また臓器を中心線に沿って回転されることも可能である。ユーザは臓器がユーザ前面で移動するように見え、それを観察することができる。このような臓器を全体として調べるには、臓器が臓器外部から透明に表示され、且つ臓器の複数の表面を面を重ねずに透過して見ることができなければならない。よって、本発明による実施例では、管腔状の構造を透視した状態で且つ立体的にディスプレイ可能である。また、本発明による実施形態では、ユーザは各種ディスプレイの特徴、様式及びパラメータを使いこなすことが可能となる。例えばフライスルーモードへのスイッチ切り替え、フライスルーモードと内腔組織外側の画像（内腔画像）、軸方向の画像、冠状方向の画像、矢視方向の画像、「ゼリー・マップ」画像を同時に表示することができる。また全ての視覚化された画像を立体で観察できる。更に定義されたディスプレイ・パラメータ（多色調LUT（Look Up Tables）やズーム）を使用してディスプレイに関する副領域を識別及び蓄積する。またディスプレイ・スペースを連結領域に分割する。尚、各連結領域では、多種のディスプレイ・パラメータによりデータ集合をディスプレイするとともに、連結領域を通じて臓器

40

50

を平行移動 / 回転する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

特許又は出願書類には少なくとも1つのカラー図面を含む。カラー図面を含む本特許又は特許出願公報は、請求を行い必要な手数料を納付すれば、事務局から入手することができる。

【0009】

(システムの例)

本発明の実施例では、如何なる3D集合ディスプレイシステムでも使用可能である。例えばシンガポールのVolume Interactions Pte Ltd社のDextroscope(登録商標)は、本発明の実施に好適に適用される。記載した機能は例えば、ハードウェア、ソフトウェア又はその組み合わせ上で実施可能である。

【0010】

(概要)

本発明の実施例により、大きな管腔状の臓器(例えば結腸又は血管)の仮想検査を行うための改良された新規のシステム及び方法が提供される。本発明の実施例によると、物理的な「内視鏡」の視点を模倣した従来の「フライ・スルー」型画像と比較して、ユーザの視点を管腔状臓器の外側に置くように、該臓器を表示することができる。また該臓器は、腸の長手方向の様々な幾何学的特徴(例えば中心線や外壁上の線)に沿って移動可能であり、効果的に臓器をユーザの前で画像がスライドされる。更に、本発明による実施例において、臓器は中心線に沿って回転可能である。

【0011】

結腸のような内腔臓器全体を、臓器の外側の視点から十分に検査するには、(1)結腸が透明であること(2)重なり合う面が混合、混乱しないように、表面を透過して可視化させる立体ディスプレイが必要である。こうして、本発明の実施例においては、ユーザ制御可能な立体ディスプレイ・パラメータが多く利用されている。また、本発明の実施例においては、ユーザは内腔臓器の全体又は一部を透明又は半透明に表示可能で、この透明又は半透明ディスプレイは基本的に、ユーザが設定したカラーlookupアップテーブルによる色調を使用可能である。

【0012】

また内腔臓器は三次元データ集合を処理することでディスプレイされるため、本発明による実施例では、ディスプレイや三次元データ集合に役立つ様々なナビゲーションやディスプレイの機能が搭載されている。また、米国仮特許出願第60/505344号(出願日2002年11月29日)及び米国特許出願第10/727344号(出願日2003年12月1日)の、共に本出願人に譲渡された「三次元データディスプレイにおける所望の複数の位置を管理するシステム及び方法」は本願の「ズームコンテキスト」機能の参照に援用されている。同様に米国仮特許出願第60/505345号(出願日2002年11月29日)及び米国特許出願第10/425773号(出願日2003年12月1日)の、本出願人に譲渡された「三次元表示装置におけるスクーリング制御装置とその方法」は本願の「ズームスライダ機能」の参照に援用されている。前記ズームコンテキスト機能及びズームスライダ機能において記載された全ての機能は、本発明の実施例における内腔のディスプレイに適用される。

「ズームコンテキスト」はヒトの結腸などの管腔状の解剖学的構造のある部位における「ブックマーク」(所望のマークされた部分)に関与する。フライスルー又は管腔ビューアのいずれかを使用して結腸内腔を最初に通過するとき、ユーザは興味のある範囲(ROI、Region of Interest)を発見する。ユーザが再び迅速にROIに到達できるよう、ブックマークを使用してROIにタグをつけておくことができる。このブックマーク機能は仮想結腸鏡検査において行われてもよい。更に、放射線技師や他のユーザの特殊なニーズに対応するために、ROIの位置及びROIの境界などの情報が、ブックマーク内に含まれてもよい。例えば、ブックマークされた範囲に届くと、そのROIをより詳しく観察で

10

20

30

40

50

きるよう拡大表示される。

【0013】

R O Iのための表示パラメータ（視点、視方向、可視範囲、その他の類似の視点）もまたブックマーク内に含まれてもよい。R O Iのためのレンダリングパラメータもブックマーク内に含まれてもよく、パラメータにはカラーlookupアップテーブルが含まれる。例えば、それぞれのブックマークと関連した別のC L U T（Color Look Up Tables）セットであってもよい。これは予め設定されても、ユーザが設定したものでもよい。シェーディングモード及びライト位置もブックマークに含まれてもよい。更に診断情報をブックマークに関連付けてもよい。この診断情報に含まれ得るものは、識別（例として、識別名称、患者名、タイトル、画像生成月日、画像生成時刻、画像サイズ、様式など）、分類、線形計測（ユーザにより生成される）、直腸からの距離、コメント、スナップショット（ユーザの要求により、モノスコープか又は様々な立体モードかが選択される）及びその他の情報項目である。スナップショットはブックマークと関連付けられてもよく、ユーザ要求によるスナップショットはモノスコープか又は様々な立体視モードで実施可能である。ブックマークはリストにしてユーザに表示されてもよい。ユーザは上記の情報でブックマークのリストを閲覧してもよいし、更に検査するためにフライスルー／内腔ビューアのインターフェースを起動させてもよい。

10

【0014】

本発明による実施例において、ズームスライダは内腔ビューア表示装置のスクリーン上では、ユーザに表示されない。ユーザが双方向にズームや興味のある点を制御できない代わりに、内腔ビューア機能がズームをスライドさせる処理の制御を行う。

20

内腔ビューアにおける興味のある中心線は、中心線上のその時の位置によって決定される。それに対して、ズームは半径推定アルゴリズムの結果により決定される。ズームスライダのユーザ双方向版として同様の処理を適用することで、内腔ビューア機能は、興味のある点が内腔ビューアのウィンドウの中心に来るように、立体を平行移動させ、結腸管腔がウィンドウ内に収まるように立体のズームを調整する。

【0015】

本発明による実施例において、内腔（管腔状）臓器を表示する様々な様式が考えられる。一実施例において、これらの臓器が半透明なゼリー状構造のように表示され、全ての表面（内側、外側、ユーザに近い側と遠い側）が可視化される。図1はディスプレイモードの概観図の例である。図2はディスプレイモードの拡大図である。概観モードによって、検査ボックス内で結腸をよりよく見ることが出来る。検査ボックスはズームボックスに対してズームパラメータを調整するものである。この様式によりユーザは結腸の陰影の識別が可能となる（大きなポリープや憩室を示す）が、その代わりに詳細に表示されない部分が生じる。

30

【0016】

図2に関して、ポリープはユーザから遠い側にある結腸の壁上看られ（結腸内腔方向、即ちユーザ側に突出している）、図2に見られるビューイングモードでユーザはポリープに対して検査を行うことができる。将来病状が悪化する恐れがあるかを判断するためにポリープが肥大する様子の観察が望まれることが多い。ポリープ検査は結腸鏡検査のうち重要な要素の一つである。通常は、線形計測が腸の長さ方向に沿う形で行われる。本発明による実施例によると、ユーザは確認されたポリープの両端の2点を配し、その点の間に「テープ」を想定し、そのテープ上を検査することで、ポリープを検査できる。検査に選択される点や、検査される線、検査の値は、ユーザに表示されてもよい。本発明の実施例において、ユーザは概観図（図1）と拡大図（図2）の様式を自在に切り替えることができる。

40

【0017】

図1及び図2の視覚化方法の様式の例において、ユーザに近いほうの臓器の部位によりユーザから遠い部位が隠れ、不明瞭となる。このような不具合の例として、ディスプレイ様式内に、2つの疑わしい領域が同一のX Y座標と、異なるZ座標を有するとする。本発

50

明による実施例では、内腔臓器は立体的に表示され、内側及び外側の構造は奥行き感知に基づいて識別される。図3は拡大表示モードにおける結腸の立体ディスプレイの例である。図3はアナグリフ立体画像で、アナグリフ眼鏡を使用して見ることが出来るものである。また、立体画像は、突起物が付着している表面につき、突起物はユーザ側へ突起しているのか或いは反対側に突起しているのかを見極めて、病状がポリープであるのか憩室であるのかを決定する。図3A及び図3Bは、図3を赤と青のチャンネルに分離したモノクロ画像である。この赤と青のチャンネルを組み合わせると、合成立体画像が生成される。

#### 【0018】

同様に、臓器を中心線を軸として回転させることで、ディスプレイは、例えばある病変が、ビューアの視線軸上に形成されているかもしれない他の病変が覆い隠されるのを回避する。回転（及び平行移動）により得られた視差の奥行きの効果で、ユーザはどの所望の物体又は要素が、他の物体又は要素の前面にあるかを、確定できる。本発明による実施例においては、ユーザは疑わしい点を発見してポリープと考えられる領域を検査する場合、画像の回転を停止させることができる。この検査は、例えば結腸の様々な部位を強調する所定のカラーlookupアップテーブルの設定機能により行われる。取得されたスキャン（ボクセル）値は、ディスプレイを目的として色調値と透明値に応じてマッピングされる。

このマッピングを行う技術が「カラーlookupアップテーブル（CLUT、Color Look-Up Table）」と呼ばれるもので、「転写機能」がボクセル値に赤、緑、青（更に透明）の値をマッピングする。CLUTは線形（マッピングボクセル0に対して（R, G, B, T）=（0, 0, 0, 0）、ボクセル1に対して（1, 1, 1, 1、））である。若しくは、完全に透明な一定のボクセル値と可視化されたボクセル値であるフィルタなどである。結腸の場合は、空気に対応するボクセル値は透明（T = 0）とされ、結腸組織（例えば内側の表面組織）に対応するボクセル値はユーザに見えるように不透明とする（図14乃至17を参照）。ポリープと疑われるものが検出されると、ポリープの内側のボクセル値を検査して何の物質なのかを確定することが重要である。例えば、結腸組織やポリープでないものや糞便である可能性もある。内側のボクセル値を検討しようとする、「本物の」ポリープは大便が付着した形状であることがわかる。大便は通常気泡を含み、またその気泡の数も多く、組織のボクセル値とは異なるボクセル値を示す。本発明による実施例において、この検討のプロセスのためにはCLUTが内側のボクセルを明確に表示するよう変更することが必要となる。

#### 【0019】

更に、本発明による実施例において、管腔状（即ち内腔）臓器は、ある1表面（内壁又は外壁）が不透明に表示され、その他の表面が透明に表示される。この実施例において、臓器は長手方向の軸に沿って2分割された断面が表示されるので、ユーザが見るのは壁部の1/2である。そして臓器はこの長手方向を軸として回転され、回転しながらユーザに管腔状臓器全体が表示される。本発明による実施例において、臓器はユーザの視線方向に対して平行な方向、即ちユーザに対して接近する方向又は遠ざかる方向に移動可能である（「フライスルー画像」）。又は本発明による他の実施例においては、ユーザの視線方向と直交する方向に移動可能である（「内腔画像」）。若しくはこれら二つの間のいずれかの方向で（例えばユーザの視線方向に対して45度で）移動してもよい。後述する実施例においては、これらの画像が同調して同時にユーザインターフェースに表示される。

#### 【0020】

図4は結腸の内側の壁のディスプレイの例であって、外側の組織は透明に表示したものである。組織の外側からの透視機能により、移動方向がユーザに対して明確にわかり、回転する方向が混乱しない。図4に示されたディスプレイにおいて、臓器はユーザに接近する方向に中心線に沿って移動する。換言すると、ユーザはこの画面を前にして、ユーザ自身がディスプレイに向かって動き、結腸の中心に沿って移動している感覚を受ける。

図5に関しては、図4に示される結腸と同様の画像が表示される。しかしながら、図5のディスプレイの例において、結腸の内壁が可視化されるだけでなく、組織の外側においてもその特性が観察できるように不透明に表示される。

10

20

30

40

50

同様に、図 6 は別の画像の例であって、結腸の内壁とともに不透明に表示された外側の組織が示される。しかしながら、図 5 と対照的に、2 分割された臓器はユーザの視線方向に対して直交する方向に中心線に沿って移動する。このタイプのディスプレイ様式では、ユーザはディスプレイを前にして、結腸との間隔は一定のままで、左右に移動しつつ回転する感覚を受ける。モデル空間では、仮想の垂直な断面により結腸内腔を半分に分割して 2 つの半円柱形の立体とするため、結腸が回転すると、結腸のある部分が断面の後方になり可視的にレンダリングされ、断面の前面となった残りの部分は透明にレンダリングされる。図 6 の画像は前半分が透明となっていない（類似の例については図 6 2 乃至 6 5 参照）。このようにして、一回転すると結腸の全体の壁を十分に観察することができる。

#### 【0021】

本発明による実施例における多数の機能の例を補うために、具体的な適用例として仮想結腸鏡検査を使用した説明がされる。残りの図面において、様々な視覚化方法やユーザの双方向操作の例が説明される。本発明による機能及び方法は多数の使用方法に応用可能で、結腸鏡検査はその一例に過ぎない。

更に、本発明による様々な実施例では、残りの図面により説明されるディスプレイ様式や類型を用いて、又はそれらを組み合わせて実施可能である。説明は図面に示されたものを用いて行われているが、本発明の機能性はこの説明に限定されるものではなく、例示された図面は広範な説明を網羅するものとする。

#### 【0022】

図 7 に本発明の実施例により透明に表示された結腸の表面を例示する。矢印（カラー図面において黄色で示される）はポリープの疑いがある点を指す。この結腸は立体的に見なければ、奥行き方向が複数あるので、矢印で示された構造が結腸の内側へ突起しているのでポリープと思われるとか、外壁から外側へ突起しているので憩室と思われるといった判定は困難となる。図 8 に示すようにこの結腸を立体的に見ると、この問題による影響が解消される。

図 8 は図 7 に示した結腸を赤と緑の立体画像のアナグリフ画像で示したものである。図 8 A と図 8 B は図 8 の赤緑チャンネル立体画像を分離したモノクロ画像である。これら赤と緑のチャンネルが組み合わせられると結腸の立体画像が生成される。立体ディスプレイを用いて矢印で示された構造（カラー図面中、黄色で示される）は結腸のユーザから遠いほうの壁面の内面から突起したポリープと明確に判別される。

図 9 は、図 8 の立体画像を示す。斜視ビューイング技術を使用したもの（図 9 A 及び図 9 B の最左の画像二つ）と直視技術を使用したもの（図 9 B 及び図 9 C の最右の画像二つ）がある。立体ディスプレイを使用して、構造（図 7 中矢印で示されたもの）は結腸のユーザから遠いほうの壁面の内面から突起したポリープと明確に判別される。

#### 【0023】

図 10 は本発明の実施例による、赤緑立体画像における結腸の拡大図の例である。図 10 A 及び 10 B は、立体画像を生成する分離された赤緑チャンネル情報（モノクロの図に示される）を示す。結腸の内側の表面にあるポリープは可視化される。ユーザは興味のある範囲をより詳しく観察するために拡大することができる。この場合結腸片が透明に表示され、立体ビューイングによりポリープが「出現」していることが明示される。図 11 は図 10 の代替的な図で、結腸の表面が不透明に表示されたものである。図 11 A 及び図 11 B は、赤と緑のチャンネル情報を分離してモノクロで示したものである。この赤緑チャンネル情報はひとつに組み合わせられて赤緑立体画像が生成される。

代替的に、図 12 は図 10 の立体画像を示したもので、斜視ビューイング技術を使用したもの（図 12 A 及び 12 B は、左寄りの画像二つ）と直視技術を使用したもの（図 12 B 及び 12 C は、右寄りの画像二つ）である。図 10 では、興味のある範囲が拡大されている。この場合、結腸は透明に表示され、立体ビューイングによりポリープの「出現」が明示される。

図 13 は図 11 の立体画像であって、斜視ビューイング技術を使用したもの（図 13 A 及び 13 B は左寄りの画像二つ）と直視技術を使用したもの（図 13 B 及び 13 C は右寄

10

20

30

40

50

りの画像二つ)である。図11では、興味のある範囲が拡大されている。この場合、結腸は不透明に表示され、立体ビューイングによるポリープの「出現」が明示される。

#### 【0024】

##### (シェーディング)

次にシェーディング効果を使用したディスプレイの例を図14乃至図20を参照しながら記載する。図14を参照すると、結腸の内側の表面がシェーディングを使用してレンダリングされる。シェーディングとは任意の表面に対して陰影を付けて効果を強調するコンピュータグラフィック画像である。図14において、図示される中心に沿って中心線があることが確認される。図に示される如く、シェーディングは、結腸内部のひだや局所的な構造の奥行きの様相をユーザに提供する効果がある。

10

図15は図14に示される結腸の表面の例であって、透明にレンダリングされ、中心において計測値5.86mmをマークしている(示された中心線の左側)。

図16が図14乃至図15の結腸片の例を、モノクロで不透明なレンダリングを使用して示したものである。

図17については、図16と同様のモノクロのカラールックアップテーブルが使用されているが、例示される結腸の表面は透明にレンダリングされる。図15の例と同様に再び中心において5.86mmの計測値をマークしている(示された中心線の左側)。

図18は図17の拡大図であって、ビューイングボックスの中心にユーザは5.86mmの計測マークを入れている。

図19は基本的に所望の範囲を拡大した部分であって、ユーザが図14に対して不透明表示とカラールックアップテーブルを使用したままズーム機能を実行したときに見られるものである。

20

最後に図20は図19を例示したもので、ポリープの形状を更に明確に示すために一定の回転を加えたものである。図19と図20の比較からわかるように、図20は、プラス方向が図面の右側であるときに、図19の結腸を結腸内腔の中心線につき時計回りに回転させたものである。

図21乃至図22はズーム機能を用いたポリープの検査を示したものである。図21において、ポリープの疑いがあるものが表面の裏のボクセルを示すために回転される。図22は図21のポリープの例を示したものであって、全てのボクセルをレンダリングするために視覚化方法を変更させたものである。

30

#### 【0025】

##### (半分割表示)

上述したように、患者の下腹部の3Dデータ集合において全ての利用できるデータを活用すれば、ユーザの視点を結腸の外側に置いたり、ユーザの前面の表示スクリーン上で結腸を移動させて表示することができる。更に、ここで結腸の前方を向く側にある何らかの構造により不明瞭となった結腸の後方の部位を観察したい場合に関する問題が考えられる。この問題は本発明の実施例により解決される。すなわち二組の表示パラメータを使用して、結腸内腔と結腸内壁の間の接触面のみか若しくは、周囲組織と内壁のみで、結腸を表示する。この機能は口語的に「半分割表示」ディスプレイとして知られる。以下図23乃至図30を参照して詳細に記載する。

40

図23乃至図25を参照しながら、本発明の実施例による結腸部位の例が表示される。本実施例によると、結腸は表示スクリーンに対して平行な仮想平面に沿って二つに分割され、結腸内腔の中心線が加えられる。仮想平面のユーザ側の結腸の部位は、別の表示パラメーター式を使用して表示される。仮想平面のもう一方の側の結腸の部位は、別の表示パラメーター式を使用して表示される。図23では、例示された結腸の部位の前方部即ち半分割された部分が透明に表示される。図24では、同じ結腸のもう半分の部分が不透明に表示される。図25では、図23及び図24の分離された半分割された部分同士が互いに重なり合い、全体の結腸の壁を示す。図26は図25の結腸の例を示したもので、結腸は中心線軸まわりに180°回転される(中心線のプラス方向が図面の右側であるときは時計回りに回転する)。

50

図 27 乃至図 30 は本発明の実施形態による図 23 乃至図 26 にそれぞれ対応した立体画像である。上述した立体画像と同様に、図 27 乃至図 30 は、カラーの赤青立体画像と、赤と青のチャンネル立体画像情報を分離したモノクロの画像を備える。立体画像は赤と青のチャンネルを組み合わせて生成されて、合成画像を生成する。上述したように、管腔状臓器の立体ディスプレイによりユーザが奥行きをより正確に認識することが可能となり、検査中の管腔状臓器 3D 画像から得られる心理的な印象が向上する。

本発明の実施例においては、半分割表示の機能はうつぶせ状態で撮像された CT スキャンデータ及び仰向け状態で撮像された CT スキャンデータからレンダリングされる結腸の部位に近接して並べて使用されてもよい。

#### 【0026】

##### (フライ・スルー)

図 31 乃至図 37 は、本発明の実施例により例示された結腸のフライスルー画面を示している。図 23 乃至図 30 に示された結腸を 90°回転させた位置で見ると、ユーザは結腸の中心線を下方に移動させて、上述の内視鏡画面に結合することが出来る。90°回転させると、内腔ビューアの透視画像中、左にある参照ポイント P1 は内視鏡画面即ちフライスルーの透視画像中、手前に来る。内腔ビューアの透視画像中(図 7 のようにユーザの視点が内腔臓器の外側にある見方)、左にある参照ポイント P2 はフライスルー即ち内視鏡画面の図の背面に来る。

図 31 乃至図 34 においては、ユーザは P1 の後方にある起点から連続的に移動し、P1 を通り、P2 に近い点へと近づく。加えて、図 31 乃至図 34 のそれぞれの図には結腸の中心線(カラー図で青で表示される)が確認され、本発明の実施形態により計算及び表示される。中心線はスキャン・データの中からは示されないが、結腸内腔と結腸内壁の境界がある部位のスキャン・データから収集された情報から計算される。中心線の曲線的な形状は患者の下腹部の 3D 空間における不規則なねじれ、回転、平行移動によるものである。

図 31 乃至図 34 によると、結腸内部にポリープと思われる二つの構造が確認される。一方の構造は図 31 でのみ結腸の左下で確認され、中央の参照ポイント P1 で適切に標示される。図 32 を参照すると、P1 はディスプレイ画面の外側にあり、仮想断面よりもユーザに向かって Z 値だけ近く、結腸が視覚化可能にレンダリングされるユーザ方向に最も近い Z 位置をマークする。図 32 において、ポリープと思われる構造の後部が、図面中左下手前に確認され、結腸壁の断面がポリープと思われる構造の先端に来る。図 33 において、ユーザの視点はポリープが表示される範囲の完全に外になる。しかしながら、図 33 では参照ポイント P2 からユーザ方向に、結腸の右下にポリープの疑いがある構造が確認される。図 34 では、このポリープと考えられるものに関係した結腸壁は仮想断面で略半分

に切断される。上述したように、本発明の実施形態によると、ユーザは結腸壁以外のものも視覚化でき、上述したような疑わしい範囲の内側の組織は、参照ポイント P1 及び P2 とされる。図 35 は本発明の実施形態による、図 31 において確認された結腸のサンプルを立体的にレンダリングしたものである。図 35A 及び 35B は図 35 の赤と青のチャンネルに分離されたモノクロ画像を示し、これらは組み合わせられて合成画像を生成し、赤青立体画像となる。従って、参照ポイント P1 及び P2 は完全に可視化され、各ポイントの近くにはポリープと考えられる構造がある。

#### 【0027】

##### (高倍率拡大視覚化)

次に図 36 乃至 42 を参照して、高倍率視覚化について説明する。本発明による実施形態において、ユーザが P1 付近などの疑わしい領域を観察しているときに(図 26 乃至図 31 参照)、高倍率拡大機能を使用してもよい。図 36 は P1 と標示されたポリープと思われるものを高倍率に拡大した様子を示す。本発明による実施形態において、ユーザは画像システム制御インタフェースを使用して、参照ポイントの周囲をズーム即ち拡大できる。図 36 に示される如く、参照ポイント P1 は略画面の中央にある。図 37 は本発明の実

10

20

30

40

50

施形態による図 3 6 に示された結腸の例の立体ディスプレイである。図 3 7 A 及び図 3 7 B は図 3 7 の赤青立体画像を赤と青のチャンネルに分離したモノクロ画像を示す。図 3 7 A 及び図 3 7 B を組み合わせてカラー合成画像にすると、赤青立体画像が生成される。図 3 8 は図 3 6 及び図 3 7 で例示された結腸の部位を示したものであって、それぞれを略時計周りに 45° 回転させ、やや異なるカラーlookupテーブルを使用して、表示画面を改良したものである。図 3 9 は赤青の立体画像を使用して図 3 8 を例示したものである。図 3 9 A 及び図 3 9 B は、図 3 9 の赤青立体画像を赤と青のチャンネルに分離してモノクロ画像で示したものである。図 3 9 A 及び図 3 9 B を組み合わせてカラー合成画像とすると、赤と青の立体画像が生成される。図 4 0 は図 3 6 に示したポリープの疑いがある部分をその部分の中央を中心にして 90° 回転させ、別の視点から捉えたものである。図 4 1 は図 4 0 に示される結腸の部位を示し、ユーザ側に移動させて、ポリープの表面を断面にして、構造の後部の観察を可能としたものである。最後に、図 4 2 は図 4 1 に示されるポリープと思われるものを高倍率に拡大して示したもので、異なる視覚化様式を使用して内側のボクセル値を明示している。

10

#### 【0028】

(三平面ビュー / 三次元断面)

次に図 4 3 乃至図 4 6 を参照しながら、ポリープなどの興味のある構造の内側を検査する方法の例を説明する。図 4 3 は、本発明の実施形態による三平面ビューを示す。三平面ビューにおいて、この場合、例えばポリープについて、ユーザが三つの直交する平面を使用して、ポリープの所望の範囲の断面を生成することができる。平面は UI (User Interface) における XZ 平面及び XY 平面であって、何れかの平面は 1 自由度でプラス方向がマイナス方向に移動可能である。例えば、XY 平面は表示スクリーンに対して平行なディスプレイ空間内にあり、Z 方向上につきプラス方向又はマイナス方向に移動可能である。従ってディスプレイ空間に対して水平な XZ 平面は Y 方向のプラス方向又はマイナス方向に上下移動可能である。

20

三平面機能を使用すると、どのような構造も 3 組の断面と内部の画像に展開できる。同様に図 4 4 は図 4 3 において観察されたポリープを示したものであって、XZ 平面を相当下方に移動させて (逆 Y 方向に移動)、異なる断面を明示している。同様に、YZ 平面は図 4 4 に対して左に移動、即ち逆 X 方向に移動されている。三平面の移動の組み合わせを使用することで、ユーザは所望の構造の内側の構成全体を観察することができる。更に、図 4 5 に示すように、本発明の実施形態において三平面ビューは立体的にディスプレイされて表示される。図 4 5 は 2 つの共通の斜視及び直視立体技術を使用して情報を表示したものである。また図 4 6 は赤青立体画像の情報をアナグリフで表示したものである。図 4 6 A 及び図 4 6 B は図 4 6 の赤と青のチャンネルを分離したモノクロ画像であって、この二つの画像が組み合わされると、立体画像が生成される。

30

#### 【0029】

次に図 4 7 乃至図 5 1 を参照しながら、本発明の実施形態におけるシェーディング加工の比較が説明される。図 4 7 A 乃至図 4 7 C に示される如く、本発明の実施形態において内側の結腸壁を表示する幾つかの方法が存在する。図 4 7 A はシェーディングを用いずに結腸内部をレンダリングした様子の例を示す。図 4 7 B はシェーディングを用いて結腸内部をレンダリングした部分の例を示す。図 4 7 C はシェーディングを用いた同一の結腸であるが、結腸を透明に表示したものである。図 4 7 C に示されるように、結腸を透明に表示するとより簡潔に見て取れるが、上述したように奥行き認知に関して混乱が生じる。図 4 8 乃至図 5 0 はそれぞれ図 4 7 B、図 4 7 A 及び図 4 7 C を拡大した図である。図 5 1 は図 5 0 に例示した結腸内部の一部を立体的にレンダリングしたものである。図 5 1 A 及び図 5 1 B は、図 5 1 の立体画像を赤と青のチャンネルで分離したモノクロ画像である。これらのチャンネルは組み合わされて、赤青立体画像を生成する。赤青チャンネルから生成された立体画像は奥行き認知に起因する不明瞭性を解消しており、図 5 0 において P1 と定義されたポリープは、明確に結腸内腔に突起した様子が確認できる。本発明において立体ディスプレイが実施されない実施形態では、図 5 0 のポリープと思われる P1 領域に関

40

50



する同一の奥行き不明瞭性が、図 4 8 及び図 4 9 にそれぞれ示されるように、シェーディングを使用しても使用しなくても、結腸壁の後方若しくは外側のボクセルを使用して解消可能である。

#### 【0030】

次に図 5 2 乃至図 6 1 を参照して、本発明の実施形態により中心線に沿って透明に表示された結腸の回転について説明する。ユーザの前面で表示された結腸を回転させるとともに平行移動させ、ポリープと思われるもの若しくは他の興味のある領域は、多くの方向から観察することができる。

図 5 2 乃至図 5 6 はそれぞれ、本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明に表示された結腸を回転される様子を示す。図 5 7 乃至図 6 1 は、それぞれ図 5 2 乃至図 5 6 で例示された画面をそれぞれ本発明の実施形態により赤青立体画像で表示したものある。これらの画像は、分離された赤と青のチャンネルで、組み合わせると赤青立体画像を生成する。図 5 2 に示される結腸は、図 2 3 乃至図 2 6 に示されたものと同じであるが、図の中央の点まわりに 180° 回転したものである。よって図 5 2 (図 5 7) の P 1 は後方の結腸壁から突起して、図面の右側を向く軸を中心に反時計回りに約 180° 回転させると、図 5 6 (図 6 1) のように前方の結腸壁から図面方向に突起した状態となる。図 5 7 A 及び図 5 7 B は、図 5 7 で示した赤青立体画像に関する情報を赤と青のチャンネルに分離してモノクロ画像で示したものである。同様に、図 5 8 A 及び図 5 8 B は、図 5 8 で示した赤青立体画像に関する情報の赤と青のチャンネルをそれぞれモノクロ画像で示したもので、図 5 9 A 及び図 5 9 B は、図 5 9 で示した赤青立体画像に関する情報を赤と青のチャンネルに分離してモノクロ画像で示したものである。更に図 6 0 A 及び図 6 0 B は図 6 0 で示した赤青立体画像に関する情報を赤と青のチャンネルに分離してモノクロ画像で示したもので、図 6 1 A 及び図 6 1 B は図 6 1 で示した赤青立体画像に関する情報を赤と青のチャンネルに分離してモノクロ画像で示したものである。

図 6 2 は、本発明の実施形態により、二分割された結腸の例を示し、前半分は透明に表示され、後半分はカラーシェーディングを使用して不透明に表示される。図 6 2 A は図 6 2 において使用されたシェーディングのモノクロ画像を示したものである。図 6 3 は図 6 2 で例示される結腸を本発明の実施形態により赤緑立体画像を使用して示したものである。図 6 4 は図 6 2 及び図 6 3 で例示された結腸の別の部分を示し、結腸後部は本発明の実施形態によるシェーディングを使用して不透明に表示されている（前方部は図示せず）。図 6 4 A は図 6 4 で用いられたシェーディングをモノクロ画像で示したものである。図 6 5 は図 6 2 乃至 6 4 で例示された結腸の別の見方を示し、結腸の前方の半分はグレイで半透明に表示され、結腸の後方の半分はシェーディングで不透明に表示されている。図 6 5 A は図 6 5 に例示された結腸の前面を別の見方からモノクロ画像で示したものである。これらの画像を組み合わせ、結腸の半分に分割された二つの部分の合成画像を生成する。本発明の実施形態において、CLUT のための可変値を用いて、結腸の部位は不透明から完全な透明まで変化をつけて表示することができ、ボクセルの濃度の値により定義された有用で使用しやすい色に配色を行うことができる。

#### 【0031】

( 所望の物体として空気インジェクタを使用した説明図 )

図 7 乃至図 6 5 や図についての上述の説明からわかるように、結腸ポリープは訓練されていないユーザの目にとっては識別が難しい。よって本発明による実施形態のディスプレイ機能を説明する目的で、図 6 6 乃至図 1 0 1 は一般の人に識別の容易な物体（即ち空気インジェクタ装置）を使用して様々なディスプレイ機能を示したものである。以下図面について説明する。各図面は本発明の実施形態による様々な表示パラメータを示す。図 6 6 乃至図 1 0 1 のうち多くのものは所望の物体を周囲組織から分離する様子を示す。この表示画像の実例によりユーザが所望の物体をより詳しく調べることが可能となり、計測並びに構造の内部のボクセルの調査、若しくはその他適切な分析作業を実施できる。

図 6 6 は結腸全体の透視画像であって、空気インジェクタ装置を直腸（カラー図面では肛門を差す黄色の線）に挿入した状態である。しかしながら、図 6 7 の画面は透視拡大画

像である。図 6 8 は直腸に挿入された空気インジェクタ装置を更に高倍率で拡大した透視画像の例である。図 6 9 では、直腸に空気インジェクタ装置を挿入した赤緑立体画像が例示される。図 6 9 A は直腸に空気インジェクタ装置を挿入した赤チャンネル画像であり、図 6 9 B は同様に空気インジェクタ装置を使用した様子の緑チャンネル画像である。図 6 9 A 及び図 6 9 B の赤チャンネル画像と緑チャンネル画像はモノクロ画像で示され、組み合わせると赤緑立体画像を生成することが可能である。図 7 0 は図 6 7 の空気インジェクタ装置を 180°回転して拡大した透視画像である。

図 7 1 及び図 7 2 は直腸に挿入された空気インジェクタ装置の透視画像を示す。ユーザは周囲組織（直腸）を示さずに、クロップボックスを調整して装置を分離する。この機能はポリープやその他の興味のある領域にも適用される。図 7 3 は図 7 2 の空気インジェクタ装置を示すが、図 7 3 は周囲組織から装置を分離した後シェーディングを行った画面である。図 7 4 は、周囲組織（直腸）から装置を分離した後やや異なる CLUT でシェーディングを行った空気インジェクタの画面である。

図 7 5 は図 7 1 の空気インジェクタを示す。図 7 5 は周囲組織から装置を分離した後のシェーディングを行った画面（クロップボックスを含む）である。図 7 6 は図 7 5 とは異なるシェーディングを行った空気インジェクタ装置を示す。

図 7 7 は図 7 6 の空気インジェクタ装置の赤青立体画像を示す。図 7 7 A 及び図 7 7 B は図 7 6 の空気インジェクタ装置の赤青立体画像を赤チャンネルと青チャンネルに分離したものである。図 7 7 A 及び図 7 7 B の赤及び青のチャンネル情報は、モノクロ画像で示され、組み合わせられて赤青立体画像を生成する。

#### 【0032】

図 7 8 では、周囲組織から分離した後の上述の図の空気インジェクタ装置が三平面ビュー（空気インジェクタの長手方向の軸を横断する三つの直交した平面からなる）を使用している。図に示した画面では最終的に決定される実際のスキャン値を明示している。図 7 9 及び図 8 0 もまた空気インジェクタ装置の三平面ビューを示す。尚、これらの図における画面は透視三平面ビューである。図 7 9 において、仮想のペン装置を備えたユーザインターフェースの例が示される。ユーザはカラーlookupアップテーブルのボタン（この場合「colon lumen（結腸内腔）と標示される」）をポイントすると、装置の異なる表示画像（visualization）が得られる。図 8 0 もまたユーザインターフェースの例であって、ユーザはカラーlookupアップボタン（この場合赤色のレンダリングを示す「colon fly（結腸俯瞰図）」と標示される）をポイントすると、装置の異なる表示画像が得られる。

図 8 1 は、周囲組織から装置を分離した後の、直腸に挿入された空気インジェクタ装置をレンダリングした透明な立体を示す。図 8 2 は空気インジェクタ装置をレンダリングした半透明な立体のビューである。ユーザインターフェースが例示され、ユーザがカラーlookupアップテーブルボタン（この場合「colon fly」と標示される）をポイントすると、装置の異なる表示画像が得られる。

#### 【0033】

図 8 3 では、完全に不透明に表示された空気装置の画像が示されている。この画像は装置の周囲のボクセル値（クロップボックスの境界内部）を明示する。ユーザは例示されたインターフェースにおけるカラーlookupアップテーブルボタン（この場合black and whiteを意味する「b w」と標示される）をポイントして、装置の異なる表示画像が得られる。図 8 4 もまた完全に不透明に表示された空気装置の画像を示す。しかしながら、この画像は装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされている。装置がポリープであるとすると、表示される内部のボクセル値を調べることで、糞便とポリープ自体を区別できる。この場合、図示されるように、構造内部は周囲の空気や糞便と同じボクセル値であるため、この物体はポリープではないとされる。

図 8 5 では、空気インジェクタ装置は、装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされた透視画像を使用して示される。図 8 6 は透視したモノクロ図で空気インジェクタ装置を示し、装置内部のボクセル値を示すようにクロップされる。図 8 7 に示される如く、空気インジェクタ装置は透視したモノクロ画像の拡大図を使用して示され、装置内部の

10

20

30

40

50

ボクセル値を明示するようにクロップされている。これらの図における画面は周囲組織から装置を分離した後のものであって、最終的に決定されるスキャン値を明示する。

図 8 8 は透視したモノクロ画像の拡大図を使用して示した空気インジェクタ装置であって、装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされる。図 8 9 では、空気インジェクタ装置は透視したモノクロ画像の拡大図を使用して示され、装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされる。図 9 0 は拡大されたモノクロ画像の三平面における空気インジェクタ装置であって、装置内部のボクセルを明示するようにクロップされる。

図 9 1 でもまた、空気インジェクタ装置は透視したモノクロ画像の拡大図を使用して示され、装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされる。図 9 2 において、空気インジェクタ装置は黒と赤の拡大透視画像を使用して示され、装置内部のボクセル値を明示するようにクロップされる。

10

#### 【 0 0 3 4 】

図 9 3 は本発明の実施形態により白を背景とした図 9 0 の空気インジェクタの画面である。図 9 4 においては、図 9 1 の空気インジェクタ装置は、モノクロ透視画像を使用して示され、本発明の実施形態により白を背景として若干異なるルックアップテーブルが用いられる。図 9 5 は空気インジェクタ装置を例示する。図 9 5 は C T による概観図であり、装置と直腸の断面を示す。骨は白色の部分として確認される。図 9 6 もまた空気インジェクタ装置を示し、骨は白色の部分として確認される。

図 9 7 に示される如く、空気インジェクタ装置は C T の概観図を用いて示されており、骨（及び空気インジェクタ等のその他の非常に不透明な物質）がカラールックアップテーブルにより明示されている。この場合のカラールックアップテーブルは軟組織を透明に表示してその他の組織を不透明に表示する設定がされている。図 9 8 もまた C T 概観図を使用した空気インジェクタ装置を示し、骨（及び空気インジェクタ等のその他の非常に不透明な物質）はカラールックアップを用いて明示される。この場合のカラールックアップテーブルは軟組織を透明に表示してその他の組織を不透明に表示する設定がされている。

20

図 9 9 乃至 1 0 1 では、空気インジェクタ装置がシェーディングされた C T 概観図で示され、骨（及び空気インジェクタ等のその他の不透明な物質）がカラールックアップテーブルにより明示されている。この場合のカラールックアップテーブルは軟組織を透明に表示してその他の組織を不透明に表示する設定がされている。図 1 0 1 では、空気インジェクタが骨の後部に確認される。

30

#### 【 0 0 3 5 】

（ 仮想内視鏡検査及び中心線生成及びインターフェース ）

上述の例示されたシステムはユーザからのインプットとして多重シード点を受信し、管腔状構造における仮想内視鏡検査及びそれに関連する中心線の生成を行う。図 1 0 2 はユーザに軸方向の断面、冠状方向の断面、矢視方向の断面などのいずれの断面のいにおいても、特定の多重シード点及び中心線生成を可能とするユーザインターフェースを示す。インプットを受信した後、例示されたシステムでは自動的にシード点のソートを行って、シード点からの中心線の断片を生成することができる。この技術は結腸の互いに素なデータ集合に対して上手く機能する。いくつかの実施形態においてこの方法は、シード点は第一に直腸の管腔の位置を決定するもので、連続的なシード点の順序は重要ではない。代わりに、直腸の領域に最も近いシード点は、インプットされたシード点の集合から決定されてもよく、この点を決定すると、それに応じて残りのシード点もソートされる。

40

いくつかの実施形態においては、自動直腸検出が活用されてもよい。自動直腸検出は、下腹部の通常の C T スキャン画像での直腸領域の特徴をもとに判断を行っている。例えば、直腸領域が軸方向スライス画像で胴体中心近傍の空洞として表示されるのを、自動検出に活用してもよい。加えて、立体データ集合全体の下端付近に直腸領域が表示されるような情報を使用してもよい。

#### 【 0 0 3 6 】

図 1 0 3 の中心線を生成する例示的方法（ 1 0 0 ）において、多重シード点は段階（ 1 1 0 ）でユーザから得られる。本発明の実施形態では、管腔状構造における例示的仮想内

50

視鏡検査の手順及び中心線計算についていくつかの前提が利用されてもよい。健全な結腸の断片に比べて病状のある領域の長さは非常に短いと想定されてもよい。また、上述したように、第一シード点は直腸領域の近くにあると想定されてもよい。

本発明の実施形態において、シード点の順序は多種の結腸内腔の断片を並べるために重要となり得る。そして、シード点の順序は図103の段階(120)において自動的に計算されてもよい。ユーザが全ての内腔の断片に対してシード点を提供した場合、第一のシード点のみがアルゴリズムにおいて重要である。実施形態において、残りのシード点は自動的にソートされて、正しい順序に配置されてもよい。

仮想内視鏡検査の実施例において、段階(130)におけるそれぞれの結腸の断片に対して中心線が生成される。重要な点として、方法(100)のこの段階においては、中心線の断片の集合は整列していない。

10

#### 【0037】

例示される段階(140)において、第一のシード点を含む内腔の断片は第一の内腔の断片として定められる。第一の結腸の断片に対応した中心線の断片の両端の終点に対して、段階(150)では、第一シード点に近いほうの終点を中心線の断片全体の始点としてマークする。次に、段階(160)において第一中心線断片の他の終点について、もう一方の終点に近い残りの中心線断片の中で、決定されてもよい。段階(170)は、複数の中心線断片の中に新たな中心線断片を付加する。次に、段階(180)において、全ての中心線断片が複数の中心線断片の中に組み込まれたかが判定される。多重中心線断片に組み込まれていない場合、方法(100)は、段階(160)及び段階(170)を全ての中心線断片が多重中心線断片の中へ組み込まれるまで繰り返す。

20

方法(100)のいくつかの実施形態において、第一のシード点は直腸領域自動検出機能により配置される。直腸領域自動検出機能は軸方向のスキャンスライス画像において胴体中心近くの空洞として直腸領域が表示された情報や、直腸領域がデータ集合全体の下端近くに表示された情報を判断して検出される。ユーザはこの直腸自動検出機能を選択して、直腸及び方法(100)に使用される適切なシード点を検出することができる。例示された実施形態において、直腸自動検出機能により選択されたシード点はユーザインターフェース内でユーザに表示される。図102のように、該ユーザインターフェースは軸方向、冠状方向、矢視方向のスライス画像を表示する。

#### 【0038】

30

(内腔ビューア及びフライスルーモジュール)

上述された実施形態において多種の機能が実施可能である。これにより半透明モードでの管腔の迅速なスクリーニングと、半透明/不透明モードでの詳細な観察が可能となる。図104はフライスルーモジュール及び管腔ビューアモジュールのアプリケーションモデルとの相互作用を示す。フライスルーモジュールは管腔状構造(結腸など)の従来の内視鏡画像を生成する機能をもつ。内腔ビューアモジュールは上述のように、半透明及び半透明/不透明モードの結腸の画像を生成できる。

立体モードで結腸の徹底的な観察を行うために、内腔ビューアの表示モードはフライスルー画像と同時に表示可能である。図104において示されるように、フライスルーモジュール及び内腔ビューアモジュールは仮想結腸鏡検査アプリケーションモデルとともに記憶されている。

40

#### 【0039】

同期化は監視機能/通知機能の設計パターンを用いて実行される。例えば、フライスルーモジュールが起動中のコンポーネントである場合、フライスルーモジュールは計算又は表示パラメータの変更を積極的に実施し、システムが変更されたことを常にアプリケーションモデルに通知する。アプリケーションモデルは該モデルとともに記憶されたコンポーネントの一覧を調べて、必要に応じてアップデートを行う。この場合、内腔ビューアは、フライスルーモジュールが変更を行った最新のパラメータでアップデートされる。

同期式モードのシステムの動作は、通常の非同期式の動作よりも遅い可能性がある。しかしながら、この動作速度の遅延は同期式のメカニズムが原因で引き起こされるものでは

50

ない。むしろ、システムの動作速度を遅延させる要因は、レンダリングの動作が追加されることである。画像処理ハードウェアやメモリを追加すればレンダリング速度やシステム性能を改善できる可能性がある。非同期式モードではフリスルーモジュール又は内腔ビューアのどちらか一方だけでもディスプレイのアップデートが必要になる。同期式モードでは二つのモジュールは両方ともディスプレイのアップデートが必要になる。同期式モードでは効果的且つ相互作用的にレンダリングされる総データ量が倍増する。動作速度の遅延は例示されたシステムが同期式モードで作動しているときに起こりうるものであるが、システム全体としては応答が速い。よって同期化に起因するレンダリングの追加は、システムの相互作用性には影響を与えない。

【 0 0 4 0 】

10

( 半径の推定 )

本発明の実施形態において、ユーザに表示された内腔の大きさを調整するために半径の概算が行われる。例えば、概算機能は中心線に沿った最短距離をサンプリングすることで実行可能であって、距離フィールドの情報を使用してサンプルの中から最大の半径を選択する。

半径の概算は二つの別個の段階で実行される。まず初めに結腸内腔の半径は始点から中心線に沿った距離に応じて様々な位置に決定されてもよい。この段階は、中心線生成の段階で既に各内腔断片に応じて計算された境界フィールドへのユークリッド距離の近似値を活用する。図 1 0 5 に示されるように、結腸内腔内部の各ポイントに対して、各ポイントから結腸内腔境界への最短距離はユークリッド距離フィールドから概算可能である。

20

標準の間隔での中心線を全てサンプリングした後、中心線の各ポイントにおいて管腔の半径を概算する関数が構築される ( 図 1 0 6 参照 )。実施例においては、以下の等式を解く。

【 0 0 4 1 】

【 数 1 】

$$R = 2km \cdot \max\{r_q : q \in [P-x, P+x]\} = 2x$$

式中 $k$ は内腔ビューアに対するオープンGLポートの縦横比で、 $m$ は内腔を表示するビューポートの所望の縦横比である。オープンGLはアプリケーションプログラムインターフェース (API) の画像表示の例で、他の画像表示アプリケーションプログラムのインターフェースもまた同様の機能を提供するために利用される。図 1 0 6 において例示されたレンダリングでは  $k=1, m \approx 1.75$  である。 $k$ 及び $m$ の値はユーザにより任意で変更可能である。実施例において、観察対象となる内腔の断片をビューポート一面に表示させるために必要なズーム率 $R$ が、概算される。上述した等式は、例えば標準の双方向概算アルゴリズムを用いランタイムで、効率的に解かれる。

30

【 0 0 4 2 】

( 表示様式 )

本発明の実施形態において、内腔ビューアにおける結腸壁を表示するために2つの異なる表示様式が実施されてもよい。第一の表示様式は半透明モードである ( 図 1 0 7 参照 )。第二の表示様式は不透明モードである ( 図 1 0 8 参照 )。各表示様式に対するカラーlookupアップテーブルは画像分析を使用して自動的に生成されてもよい。

40

CT画像において、例えば異なるX線エネルギーを吸収した異なるタイプの物体で、空気は殆どエネルギーを吸収しない。それに対して液体及び軟組織はある程度の量のエネルギーを吸収し、骨が最もエネルギーを吸収する。よって、物体のタイプによってスキャン画像の濃度の値は異なる。その他の画像技術にも同様の原理が適用される。

またCTデータ集合において、空気は通常非常に低い濃度 ( 通常、0乃至225のグレイスケール値の範囲で0乃至10の値 ) で表示される。また軟組織は高い濃度で表示される。物体のタイプに応じた実際の濃度値の範囲は、物体の性質、装置の較正、X線の投与量などにより変化する。例えば、あるスキャンでは0乃至5の範囲の値であり、他のスキ

50

ャンでは6乃至10の範囲の値で表示される。他のタイプの物体の濃度範囲も、同様の現象で変化する。

#### 【0043】

異なる物体の実際の濃度が異なるにも関わらず、これらの物体の濃度の分布はデータのヒストグラムで特徴が示される一定のパターンを持っている。従って、CTデータのヒストグラムを分析することで、濃度値の範囲と様々なタイプの物体の間の対応関係を決定することができる。濃度値範囲を決定すると、カラーlookupアップテーブルは、異なるタイプの物体を立体レンダリングで異なる表示として実行可能である。

仮想結腸鏡検査のための典型的な下腹部のCTデータ集合のヒストグラムは図109に示されたものと類似である。ヒストグラムは所望の三つの閾値により異なる範囲に分割される。即ちC1、C2、C3である。値域(0、C1)における第一のピークは、何らかの空洞/内腔の中の空気とCTスキャン画像の背景に対応する。次のピークは値域(C2、C3)で胴体の軟組織に対応する。いくつかの例では、この領域においてピークは一つだけである。これはエネルギー投与量の低いCTスキャン画像において時々起こる。最後に、C3以降の横這い状態の領域は骨と造影剤が原因と思われる。

仮想結腸鏡検査において、内腔構造を囲む人体の組織は、空気、液体、造影剤等で満たされた所望の空洞から様々にレンダリングされる。

#### 【0044】

図110において、下腹部のCTデータ集合のヒストグラム(この図のカラー版では黄色)が示される。線及び正方形(カラー図面では緑色)はカラーlookupアップテーブルのアルファ関数(不透明性)を示す。図110に示すように、アルファ関数は線として表示され、左側(空気に対応)は完全に透明で、右側(軟組織及び骨に対応)は完全に不透明である。視覚的に自然な結果を得るために、カラーlookupアップテーブルのアルファ関数は、図110に示される線のように、よりなだらかな傾斜線となる。C1からC2の範囲で変化するボクセル濃度値は、完全な透明から徐々に完全な不透明へとレンダリングされる。この段階的变化は、視覚的に結腸内腔(空気が充満)から結腸壁(軟組織のタイプ)への変化を示している。

ヒストグラムの分析を行うと、本発明の実施形態において所望のボクセル濃度の閾値は、C1、C2、C3と識別される。カラーlookupアップテーブルの設定は所望のレンダリング結果が得られるように調整される。

図110の実施形態において、アルファ関数は値域(0、C1)では完全な透明となるように設定され、値域(C2、255)では完全な不透明となり、二つの値域の間は単純な傾斜線で結ばれている。

#### 【0045】

元のCTデータの一部は図111に示される画像を形成するために使用される。一枚目にあるスライス画像は不透明であるため、全ての詳細を背部に隠してしまう。アルファ関数のみを適用すれば内腔は透明となるため、同様のデータがより有益となる。

いくつかの実施形態において、更に視覚的な結果を改良するために、カラー情報がカラーlookupアップテーブルに更に追加される。例えばピンク系赤色や白色が様々なボクセル濃度の値域に対して使用される。この配色は、ヒストグラムが重ねて表示されたカラーlookupアップテーブルの下部付近に示される。レンダリングの結果を図112及び図113(カラー図面の場合はピンク系赤色が表示される)に示す。結腸内腔と周囲の軟組織についてユーザが観察に使用でき得る画像をユーザに提供する。

ヒストグラムの分析結果に基づいて、人体組織の他の部分を強調するために、別のカラーlookupアップテーブルも構築されてもよい。例えば、同じ立体に対して異なるカラーlookupアップテーブルを適用することで(各図面の下部に示される)、同じCTデータ集合から図114は骨を、図115は結腸壁をそれぞれ示す。

#### 【0046】

(フライスルー・モジュール)

本発明による実施形態において、フライスルー・モジュールにおける標示は内腔ビュー

10

20

30

40

50

アの軸方向、冠状方向、矢視方向のディスプレイと同調する。レンダリングの速度を上げるためには、垂直方向のスライス画像のレンダリングをハードウェア加速されるマルチテクスチャ法で実施してもよい。

マルチテクスチャ法とはGPU（グラフィック・プロセッシング・ユニット）で利用される技術である。実施例において、システム下層のGPUはマルチテクスチャ法を支援し、二つの近接しあうスライス画像がテクスチャとして挿入され、レンダリングされる。GPUハードウェアは必要な計算を実施する指令を受け、フレーム・バッファ内に挿入されたスライス画像を作り出す。通常は、マルチテクスチャ法はブレンディングベースの方法よりも動作が速い。

ある実施形態において、CTデータ集合がテクスチャ化され、元のスライス画像の形式でグラフィックメモリに伝送（及び蓄積）される。しかし、立体が比較的大きい場合はこの処置はグラフィックシステムの負担となる。更に、軸方向以外のスライス画像（即ち冠状方向及び矢視方向）は、元の立体のデータ集合が同時に処理されなければならない。それぞれの挿入された冠状方向或いは矢視方向のスライス画像は、立体全体の各軸方向のスライス画像からボクセルの一つのスキャン線を取得する。よって、この方法はコンピュータ処理のオーバーヘッドを招くため、処理速度が遅くなる可能性がある。

本発明の別の実施例では、全ての画像を一括でテクスチャのメモリへ伝送しない。代わりに、元の立体の軸方向にスライスした各画像から二つの近接しあうスキャン線を取得することで、二つの近接したスライス画像（冠状方向又は矢視方向のもの）を動的に生成する。その後二つの一時的なスライス画像は、マルチテクスチャ挿入のためにグラフィックシステムで処理される。これによりテクスチャへの負担とデータ処置に対するオーバーヘッドが大幅に減少される。

#### 【0047】

（仮想結腸内視鏡アプリケーション）

図116及び図117は、単一のインターフェースでフライスルー・モード及び内腔ビュー・モードの表示ウィンドウを用いた仮想結腸内視鏡アプリケーションのためのインターフェースの例である。この図におけるインターフェースもまた軸方向、冠状方向及び矢視方向の画像に対するウィンドウを備えてもよい。また図117に示すように、結腸の構造全体をあらわすために「ゼリー状マップ」画面を備えてもよい。いくつかの実施形態においては、互いに独立してモジュールを使用すること、即ちフライスルー及び内腔画像の同期を維持することも可能である（図116参照）。ディスプレイの各ウィンドウは、モノスコープ、立体鏡、赤緑立体画像などの独立したディスプレイ様式を表示する機能をもつ。

スクリーンの「間借り」（各ウィンドウがどれだけスペースを占有するか、例えば内視鏡画面と軸方向スライス画像の画面の割合など）による制約をなくすために、インターフェースはユーザ設定が可能である。これによりユーザが所望の画面に対して、より大きなスクリーンスペースを割り当てることができる。図117に示すように、もとは内視鏡画面で占有されていたスクリーン・スペース中で、ゼリー状マップ・ウィンドウ（腸内構造全体を表示する）を引き伸ばして、より大きく明瞭な画像を見ることが出来る。

#### 【0048】

本発明のいくつかの実施形態においては、挿入されたスライス画像の即時的な明度及びコントラスト調整ができるユーザ・インターフェースが、ハードウェア上で実施されてもよい。ダイナミックブライトネス制御及びコントラスト調整は挿入されたスライス画像上で実施される。挿入されたスライス画像は、上述したマルチテクスチャ法を使用したGPUか、若しくはグラフィック・ハードウェアに必要な計算の追加する指令を出す一般的な方法を使用して、処理される。

本発明は、例として実施例及び適用措置を関連付けて記載した。よって、結腸に関連して記載した機能は全て、大血管などの如何なる内腔組織にも適用することができる。本発明の範囲と精神から大きく逸脱しない限り、如何なる実施例及び適用措置の改良も容易に行われることは、通常の知識を有する当業者に理解される。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 9 】

【図 1】本発明の実施形態により結腸表面が透明に表示され、結腸の中心線に沿って移動している様子を示す。

【図 2】本発明の実施形態による結腸の拡大画像である。

【図 3】本発明の実施形態により赤青アナグリフ画像として表示された結腸表面の例を示す。

【図 3 A】本発明の実施形態により図 3 で赤青アナグリフ画像として表示された結腸表面の例の赤チャンネル情報のモノクロ版を示す。

【図 3 B】本発明の実施形態により図 3 で赤青アナグリフ画像として表示された結腸表面の例の青チャンネル情報のモノクロ版を示す。

【図 4】本発明の実施形態により外側の組織を透明に表示した結腸内壁の例を示す。

【図 5】本発明の実施形態により、外側の組織を不透明に表示した結腸内壁の画像を示す。

【図 6】本発明の実施形態による、図 5 の結腸内壁の別の画像を示す。

【図 7】本発明の実施形態により、モノスコープ的に及び透明に表示された結腸表面の例を示す。

【図 8】本発明の実施形態により赤緑立体画像で表示された図 7 の結腸の例を示す。

【図 8 A】本発明の実施形態により赤緑立体画像で表示された図 8 の結腸の例の赤チャンネル情報を示したモノクロ画像である。

【図 8 B】本発明の実施形態により赤緑立体画像で表示された図 8 の結腸の例の緑チャンネル情報を示したモノクロ画像である。

【図 9】図 7 の結腸表面の例を示したものであって、斜視ビュー技術（二つの左側の画像）及び直視ビュー技術（二つの右側の画像）を使用した立体画像で表示されたものである。

【図 1 0】本発明の実施形態による図 7 に例示された結腸断片内部の表面上のポリープの例を示す詳細図であって、赤緑立体画像でレンダリングされている。

【図 1 0 A】本発明の実施形態による図 1 0 で赤緑立体画像にレンダリングされた結腸断片の内部表面上のポリープに対する赤チャンネル情報を示すモノクロ画像である。

【図 1 0 B】本発明の実施形態による図 1 0 で赤緑立体画像にレンダリングされた結腸断片の内部表面上のポリープに対する緑チャンネル情報を示すモノクロ画像である。

【図 1 1】本発明の実施形態により不透明に表示された、図 1 0 の結腸内部の表面を示す。

【図 1 1 A】本発明の実施形態による図 1 1 の結腸内部の表面に対する赤チャンネルを示すモノクロ画像である。

【図 1 1 B】本発明の実施形態による図 1 1 の結腸内部の表面に対する緑チャンネルを示すモノクロ画像である。

【図 1 2】図 1 0 の結腸表面の例を示したものであって、斜視ビュー技術（二つの左側の画像）及び直視ビュー技術（二つの右側の画像）を使用した立体画像で表示されたものである。

【図 1 3】図 1 1 の結腸表面の例を示したものであって、斜視ビュー技術（二つの左側の画像）及び直視ビュー技術（二つの右側の画像）を使用した立体画像で表示されたものである。

【図 1 4】本発明の実施形態によりシェーディング及びカラーレンダリングを使用して結腸内側の表面を示したものである。

【図 1 5】本発明の実施形態により計測マーキングの例を明示するために透明にレンダリングされた図 1 4 の結腸内側の表面を示したものである。

【図 1 6】本発明の実施形態によりモノクロレンダリングを使用した図 1 4 の結腸内側の表面の例を示す。

【図 1 7】本発明の実施形態によりモノクロレンダリングを使用した図 1 5 の結腸内側の

10

20

30

40

50



表面の例を示す。

【図 1 8】本発明の実施形態により図 1 7 の結腸内側の表面一部の拡大画像を示す。

【図 1 9】本発明の実施形態によりカラールックアップテーブルを使用してより透明にレンダリングを行った図 1 8 の結腸内側表面の拡大画像を示す。

【図 2 0】本発明の実施形態によりある程度回転された図 1 8 の結腸内側の表面の拡大画像を示す。

【図 2 1】本発明の実施形態による図 2 0 のポリープを示し、表面後方のボクセルを明示するために回転されるとともに、モノクロで透明にレンダリングされている。

【図 2 2】本発明の実施形態による図 2 1 のポリープを示し、モノクロで全てのボクセルをレンダリングするために視覚要素を変更している。

【図 2 3】本発明の実施形態により、2 分割されて表示される結腸であって、透明にレンダリングを行ったユーザに近いほうの半分を示す。

【図 2 4】本発明の実施形態による、図 2 3 の結腸の例を示し、不透明に視覚化された後方の半分を示す。

【図 2 5】本発明の実施形態による、図 2 3 及び図 2 4 で独立して示された結腸の 2 分割された部分がそれぞれ、同時に表示された様子を示す。

【図 2 6】本発明の実施形態による、図 2 5 の結腸全体を示し、該結腸の中心線を中心として結腸を 1 8 0 ° 回転した様子を示す。

【図 2 7】本発明の実施形態により図 2 3 と同一の画像に対して、赤青立体画像でレンダリングを行い、赤青立体画像に対して赤及び青のチャンネルをそれぞれモノクロ画像でも示している。

【図 2 8】本発明の実施形態により図 2 4 と同一の画像に対して、赤青立体画像でレンダリングを行い、赤青立体画像に対して赤及び青のチャンネルをそれぞれモノクロ画像でも示している。

【図 2 9】本発明の実施形態により図 2 5 と同一の画像に対して、赤青立体画像でレンダリングを行い、赤青立体画像に対して赤及び青のチャンネルをそれぞれモノクロ画像でも示している。

【図 3 0】本発明の実施形態により図 2 6 と同一の画像に対して、赤青立体画像でレンダリングを行い、赤青立体画像に対して赤及び青のチャンネルをそれぞれモノクロ画像でも示している。

【図 3 1】本発明の実施形態による図 2 3 乃至図 3 0 の結腸を示し、図 3 0 の左部分が前面に、図 3 0 の右部分が背面となるように、それぞれ画像平面について 9 0 ° 回転されている。

【図 3 2】本発明の実施形態による、図 3 1 で示した結腸に沿った連続点を示し、中心線に沿って P 2 点へ向かって更に進んでいる。

【図 3 3】本発明の実施形態による、図 3 1 で示した結腸に沿った連続点を示し、中心線に沿って P 2 点へ向かって更に進んでいる。

【図 3 4】本発明の実施形態による、図 3 1 で示した結腸に沿った連続点を示し、中心線に沿って P 2 点へ向かって更に進んでいる。

【図 3 5】本発明の実施形態による図 3 1 の結腸画像の例を、赤青立体画像で示したものである。

【図 3 5 A】本発明の実施形態により図 3 5 の赤青立体画像の赤と青に分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 3 5 B】本発明の実施形態により図 3 5 の赤青立体画像の赤と青に分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 3 6】本発明の実施形態により図 3 1 の P 1 点におけるポリープをズームイン画面で示したものである。

【図 3 7】本発明の実施形態により図 3 6 のポリープを赤青立体画像で示したものである。

【図 3 7 A】本発明の実施形態により図 3 7 で示された赤青立体画像の赤と青に分離され

10

20

30

40

50

たチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 3 7 B】本発明の実施形態により図 3 7 で示された赤青立体画像の赤と青に分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 3 8】本発明の実施形態により図 3 6 及び図 3 7 に示されたポリープを、不透明シェーディングを使用して示したものである。

【図 3 9】本発明の実施形態により赤青立体画像で表示された図 3 8 の画面例である。

【図 3 9 A】本発明の実施形態により図 3 9 の赤青立体画像の赤と青に分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 3 9 B】本発明の実施形態により図 3 9 の赤青立体画像の赤と青に分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

10

【図 4 0】本発明の実施形態により図 3 6 及び図 3 7 のポリープを示したものであって、図 3 6 の左部分は前面となり、図 3 6 の右部分は背面となるように、それぞれを図面平面につき 90°回転させたものである。

【図 4 1】本発明の実施形態により図 4 0 のポリープの表面を断面として高倍率で示したものである。

【図 4 2】本発明の実施形態による図 4 1 の画像を、ボクセル値内部が明示されるよう異なる視覚化要素を使用して示したものである。

【図 4 3】本発明の実施形態による図 4 0 の表面を断面としたポリープを、斜視ビューが生成されるように三つの交差する平面を使用して示したものである。

【図 4 4】本発明の実施形態により、図 4 3 の 3 交差平面の位置関係とは別の位置関係を示したものである。

20

【図 4 5】図 4 4 の画像を斜視及び直視立体画像技術を使用して示したものである。

【図 4 6】本発明の実施形態により赤青ステレオ画像で表示した図 4 4 の画像を示したものである。

【図 4 6 A】図 4 6 の立体画像を赤と青に分離したチャンネルで示したものである。

【図 4 6 B】図 4 6 の立体画像を赤と青に分離したチャンネルで示したものである。

【図 4 7】図 4 7 A 乃至図 4 7 C は、本発明の実施形態により結腸内部をレンダリングしたものである。

【図 4 7 A】図 4 7 A はシェーディングを行っていない結腸内部を示す。

【図 4 7 B】図 4 7 B はシェーディングを行った結腸を示す。

30

【図 4 7 C】図 4 7 C はシェーディングとともに透明化を行った結腸であって内腔内部の結腸の表面のみを示す。

【図 4 8】図 4 7 B の拡大画像である。

【図 4 9】図 4 7 A の拡大画像である。

【図 5 0】図 4 7 C の拡大画像である。

【図 5 1】図 5 1 は赤青画像で示された図 5 0 のシェーディング/透明化を行った結腸の画像である。

【図 5 1 A】本発明の実施形態により図 5 1 の立体画像の赤チャンネル及び青チャンネルをそれぞれモノクロで示したものである。

【図 5 1 B】本発明の実施形態により図 5 1 の立体画像の赤チャンネル及び青チャンネルをそれぞれモノクロで示したものである。

40

【図 5 2】本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明な結腸が回転する様子を示したものである。

【図 5 3】本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明な結腸が回転する様子を示したものである。

【図 5 4】本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明な結腸が回転する様子を示したものである。

【図 5 5】本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明な結腸が回転する様子を示したものである。

【図 5 6】本発明の実施形態により 5 段階で中心線に沿って透明な結腸が回転する様子

50

示したものである。

【図 5 7】本発明の実施形態による図 5 2 の画像を赤と青の立体画像で表示し、更に各立体画像に対する赤と青のチャンネルをモノクロ画像で示している。

【図 5 8】本発明の実施形態による図 5 3 の画像を赤と青の立体画像で表示し、更に各立体画像に対する赤と青のチャンネルをモノクロ画像で示している。

【図 5 9】本発明の実施形態による図 5 4 の画像を赤と青の立体画像で表示し、更に各立体画像に対する赤と青のチャンネルをモノクロ画像で示している。

【図 6 0】本発明の実施形態による図 5 5 の画像を赤と青の立体画像で表示し、更に各立体画像に対する赤と青のチャンネルをモノクロ画像で示している。

【図 6 1】本発明の実施形態による図 5 6 の画像を赤と青の立体画像で表示し、更に各立体画像に対する赤と青のチャンネルをモノクロ画像で示している。 10

【図 6 2】本発明の実施形態により 2 分割されて表示された結腸を示し、前面の半分は透明に表示され、背面の半分はカラーシェーディングを使用して不透明に表示されている。

【図 6 2 A】本発明の実施形態により図 6 2 で用いられたシェーディングのみを示したモノクロ画像である。

【図 6 3】本発明の実施形態による赤緑立体画像を使用した図 6 2 の結腸を示す。

【図 6 3 A】図 6 3 の立体画像の分離した赤及び緑のチャンネル情報をモノクロ画像で示す。

【図 6 3 B】図 6 3 の立体画像の分離した赤及び緑のチャンネル情報をモノクロ画像で示す。 20

【図 6 4】図 6 2 及び図 6 3 で示された結腸の別の部位を示し、結腸の後方の部位は本発明の実施形態によりシェーディングを使用して不透明に表示される。

【図 6 4 A】本発明の実施形態により図 6 4 で使用されたシェーディングをモノクロ画像で示したものである。 て、シェーディングを使用して前方の半分はグレイで半透明に、後方の半分は不透明に表示されている。

【図 6 5 A】本発明の実施形態による図 6 4 で使用されたシェーディングをモノクロ画像で示したものである。

【図 6 6】本発明の実施形態による結腸全体の透視画像であって、矢印で示された患者の結腸に空気インジェクタ装置が挿入されている。

【図 6 7】本発明の実施形態により図 6 6 の空気インジェクタ装置を透視拡大画像で示したものである。 30

【図 6 8】本発明の実施形態により図 6 6 の空気インジェクタ装置をより高倍率で拡大した透視画像である。

【図 6 9】本発明の実施形態により図 6 8 の透視拡大画像を赤緑立体画像で示す。

【図 6 9 A】図 6 9 の画像から分離された赤と緑のチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 6 9 B】図 6 9 の画像から分離された赤と緑のチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 7 0】本発明の実施形態により図 6 7 の空気インジェクタ装置を 180°回転したものである。 40

【図 7 1】本発明の実施形態による空気インジェクタ装置であって、空気インジェクタを分離するためにクロップボックスを備える。

【図 7 2】本発明の実施形態により図 7 1 のクロップボックスを示し、ユーザがクロップボックスの調整を終了した状態を示す。

【図 7 3】本発明の実施形態による図 7 2 の空気インジェクタを示し、シェーディングを使用して表示されている。

【図 7 4】本発明の実施形態による図 7 3 のシェーディング加工をした空気インジェクタ及び装置を示し、やや異なるカラーlookupアップテーブルを使用している。

【図 7 5】本発明の実施形態による図 7 1 のクロップされた空気インジェクタ装置を示し、カラーlookupアップテーブルを使用して可視化されたクロップボックスとともに表示さ 50

れている。

【図 7 6】本発明の実施形態による図 7 5 の空気インジェクタ装置を別の画像で示したものである。

【図 7 7】本発明の実施形態により、図 7 7 は青赤立体画像で表示された図 7 6 の空気インジェクタ装置を示す。

【図 7 7 A】図 7 7 の立体画像の青と赤の分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 7 7 B】図 7 7 の立体画像の青と赤の分離されたチャンネルをモノクロ画像で示したものである。

【図 7 8】本発明の実施形態により三平面画像を使用して、前の図の空気インジェクタ装置を示したものである。 10

【図 7 9】本発明の実施形態により透視三平面画像で空気インジェクタ装置を示したものであって、例示的なシステムユーザインターフェースで実際のスキャン値を明示している。

【図 8 0】本発明の実施形態により図 7 9 で示された空気インジェクタ装置の透視三平面画像を示したものであって、異なるカラーlookupアップテーブルを使用している。

【図 8 1】本発明の実施形態により、透視立体レンダリング画面で示された空気インジェクタ装置を示す。

【図 8 2】本発明の実施形態により、図 8 1 の分離された空気インジェクタ装置を、異なるカラーlookupアップテーブル ( colon fly カラーlookupアップテーブル ) を使用して表示したものである。 20

【図 8 3】本発明の実施形態により、図 8 1 及び図 8 2 の空気インジェクタ装置を完全に不透明な画像で示したものである。

【図 8 4】本発明の実施形態により、図 8 3 の空気インジェクタ装置の不透明な画像の、装置内部のボクセル値を明示するためにクロッピングを行った後の状態を示す。

【図 8 5】本発明の実施形態により、図 8 4 の空気インジェクタ装置の、カラーlookupアップテーブルを備える透視画像を使用するとともに、装置内部のボクセル値を明示するためにクロッピングを行った状態を示す。

【図 8 6】本発明の実施形態により透視したモノクロ画像を使用して図 8 5 の空気インジェクタ装置を示す。 30

【図 8 7】本発明の実施形態により透視したモノクロ拡大画像を使用して図 8 6 の空気インジェクタ装置を示す。

【図 8 8】本発明の実施形態によりカラーlookupアップテーブルを使用して図 8 7 の空気インジェクタ装置を示す。

【図 8 9】本発明の実施形態により透視したモノクロ拡大画像を使用して図 8 8 の空気インジェクタ装置を示す。

【図 9 0】本発明の実施形態により図 8 9 の空気インジェクタ装置を装置内部のボクセル値を明示するためにクロップされた三平面モノクロ拡大画像を使用して示したものである。

【図 9 1】本発明の実施形態により図 8 9 の空気インジェクタ装置を、透視したモノクロ拡大画像を使用して示したものである。 40

【図 9 2】本発明の実施形態により図 9 1 の空気インジェクタ装置を、透視したモノクロ拡大画像を使用して示したものである。

【図 9 3】本発明の実施形態により白色を背景として図 9 0 の空気インジェクタの画像を示したものである。

【図 9 4】本発明の実施形態により白色を背景として、やや異なるlookupアップテーブルを備える透視したモノクロ画像を使用して図 9 1 の空気インジェクタ装置を示したものである。

【図 9 5】本発明の実施形態により直腸に挿入された空気インジェクタ装置とともに、周囲組織の画像を、CT スキャンデータを使用して示したものである。 50

【図 9 6】本発明の実施形態により、異なる視点から図 9 5 の空気インジェクタ装置と周囲組織を示したものである。

【図 9 7】本発明の実施形態により図 9 6 の空気インジェクタ装置と周囲組織を異なるカラーlookupアップテーブルを使用して示したものである。

【図 9 8】本発明の実施形態により、空気インジェクタ装置が直接的に見られるように透明にレンダリングをした構造とともに、図 9 7 の画像を示したものである。

【図 9 9】本発明の実施形態により、図 9 8 の空気インジェクタ装置と周囲組織を異なるlookupアップテーブルを使用して示したものである。

【図 1 0 0】本発明の実施形態により、黒色を背景として図 9 9 の画像を示したものである。

10

【図 1 0 1】本発明の実施形態により、空気インジェクタ装置を直接的に見られるように、透明にレンダリングした構造とともに図 1 0 0 の空気インジェクタを囲む不透明な周囲組織を示したものである。

【図 1 0 2】本発明の実施形態による、中心線を生成するためのインターフェースを示したものである。

【図 1 0 3】本発明の実施形態による、内腔断片の中心線を生成するためのフローチャートを示したものである。

【図 1 0 4】本発明の実施形態による、フライスルーモジュール、内腔ビューアモジュール、適用モデルの間の相互関係を説明する。

【図 1 0 5】本発明の実施形態による、中心線上の距離を関数として、様々な位置での内腔の半径の推定を行う様子を示す。

20

【図 1 0 6】本発明の実施形態により、中心線上の点における内腔半径の推定を行う関数のグラフである。

【図 1 0 7】本発明の実施形態による半透明の内腔画像を示す。

【図 1 0 8】本発明の実施形態による不透明と半透明を組み合わせた画像を示す。

【図 1 0 9】本発明の実施形態による通常の下腹部のCTスキャンを示すヒストグラムであって、幾つかの所望の閾値で異なる値域に分割された様子を示す。

【図 1 1 0】本発明の実施形態によるヒストグラム、所望の閾値、及びそれらのカラーlookupアップテーブルに対する関係を示す。

【図 1 1 1】本発明の実施形態によるCTデータを使用した不透明な内腔画像をグレースケール画像で示したものである。

30

【図 1 1 2】本発明の実施形態により、図 1 1 1 と同一の画像を透明化によって改良した画像を示す。

【図 1 1 3】本発明の実施形態により、図 1 1 1 及び図 1 1 2 と同一のCT画像を透明化及びカラーにより改良した画像を示す。

【図 1 1 4】本発明の実施形態により、下腹部のCTスキャンの骨構造を強調したカラーlookupアップテーブルを利用した画像を示す。

【図 1 1 5】本発明の実施形態により、下腹部のCTスキャンの結腸壁を強調したカラーlookupアップテーブルを利用した画像を示す。

【図 1 1 6】本発明の実施形態により、仮想結腸内視鏡検査のユーザインターフェースのレイアウトを示し、フライスルー画面と内腔画面が同時に表示されている。

40

【図 1 1 7】本発明の実施形態により、結腸全体のフライスルー画像及び「ゼリー状マップ」画像を備えた図 1 1 6 のユーザインターフェースを示す。

【図 1】

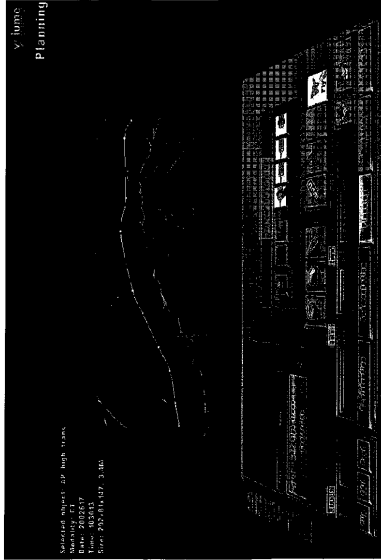


Figure 1

【図 2】

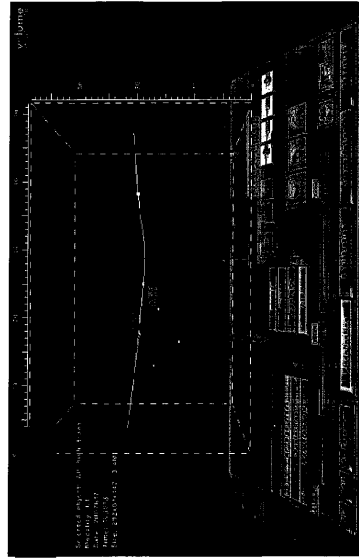


Figure 2

【図 3】

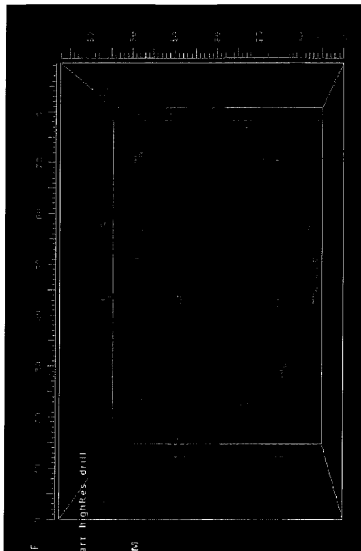


Figure 3

【図 3 A】

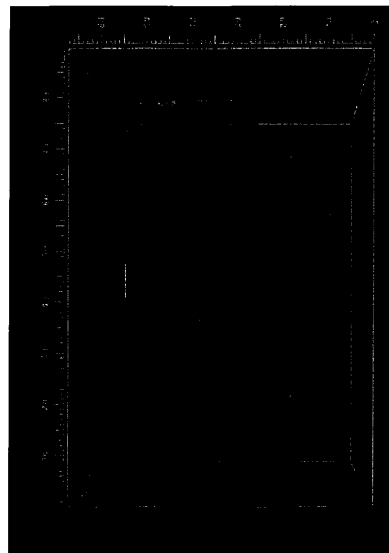


Figure 3A

【図 3 B】

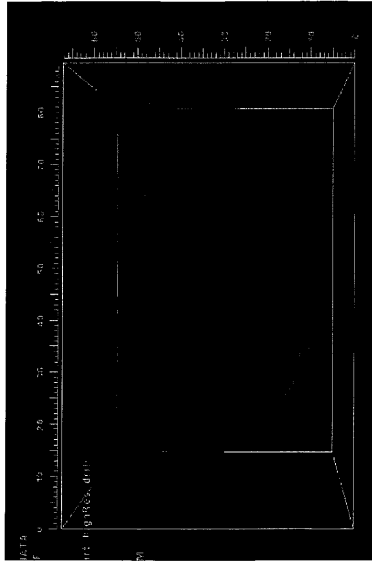


Figure 3B

【図 4】

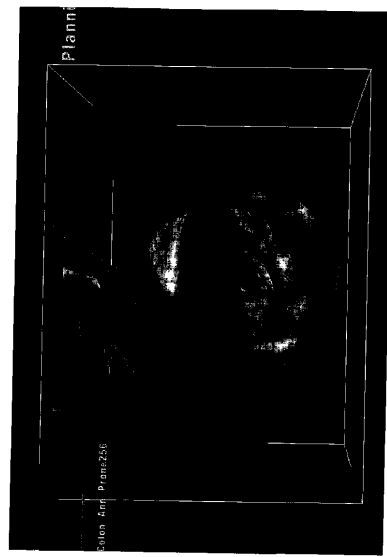


Figure 4

【図 5】

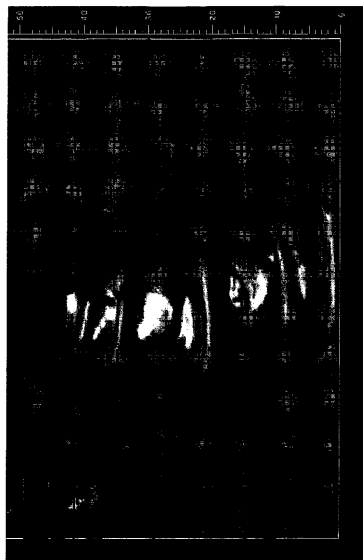


Figure 5

【図 6】

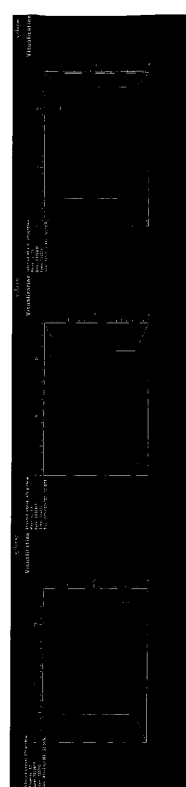
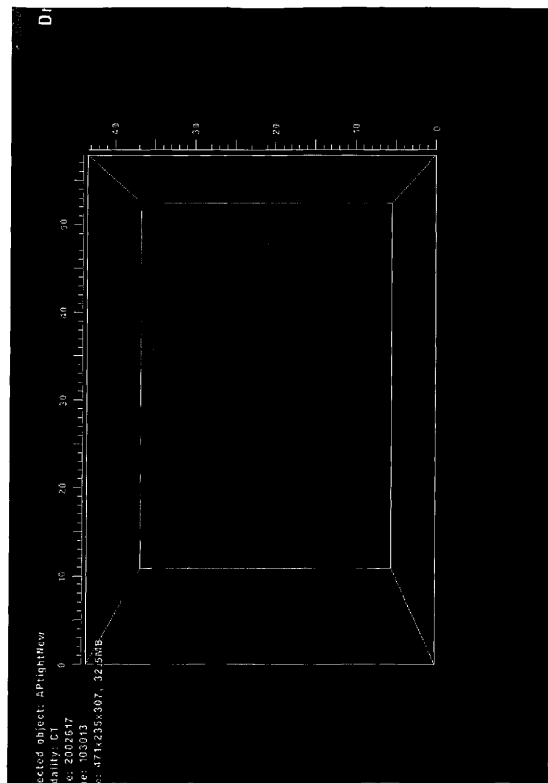
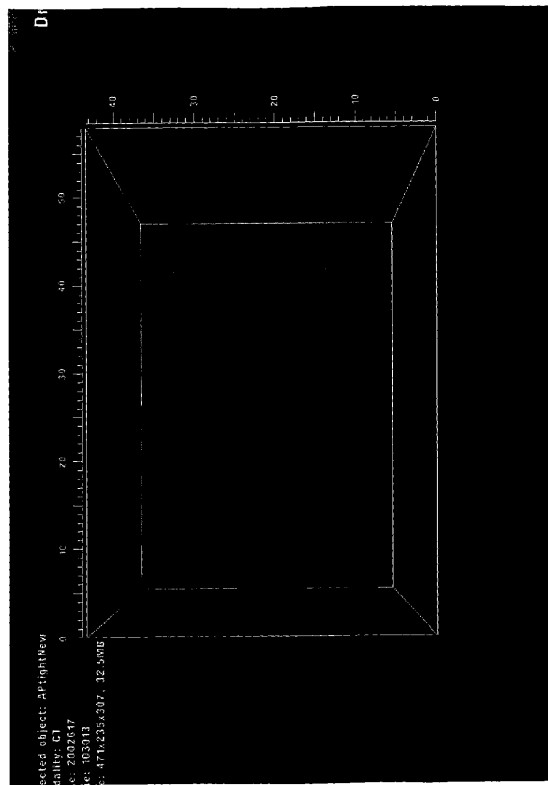
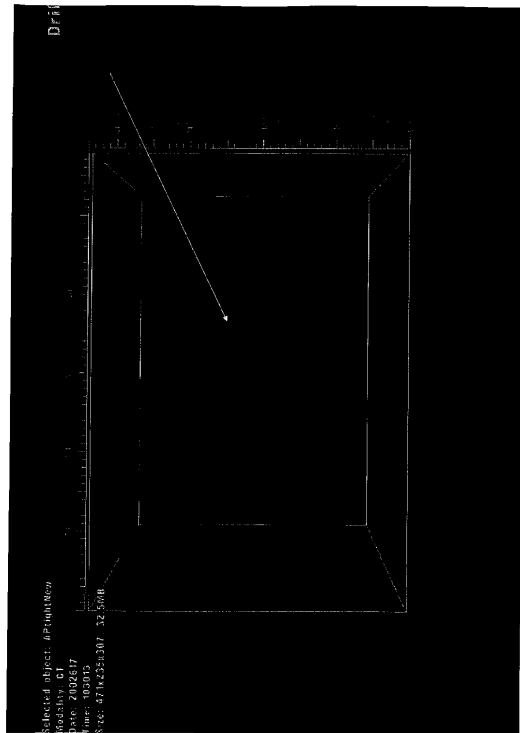
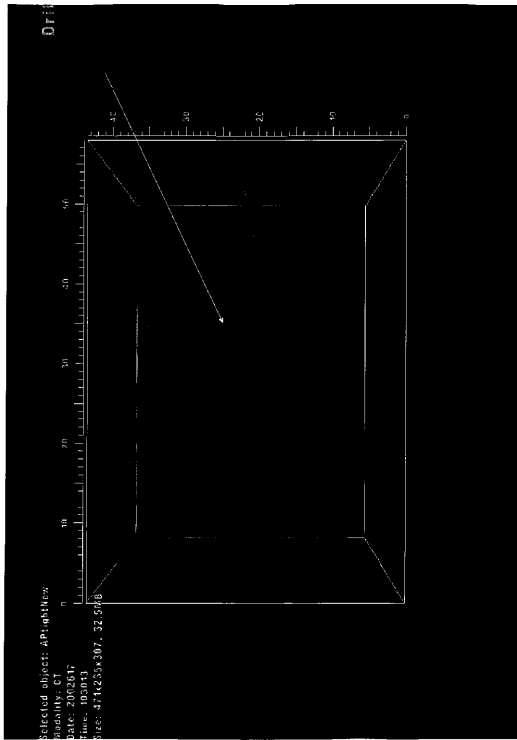


Figure 6





【図 9】

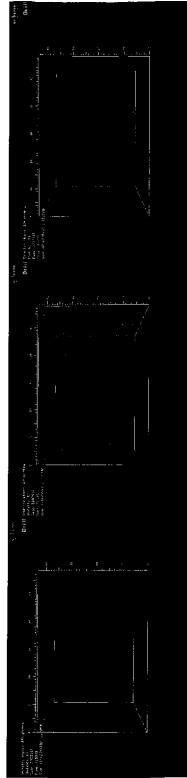
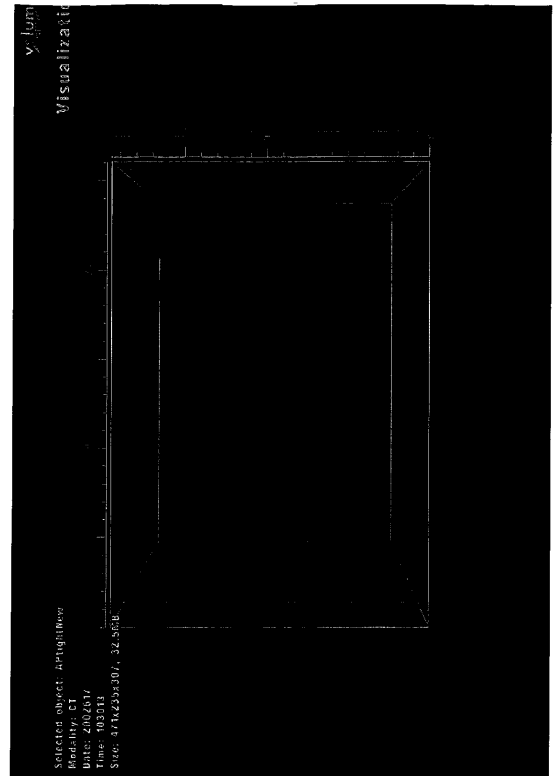
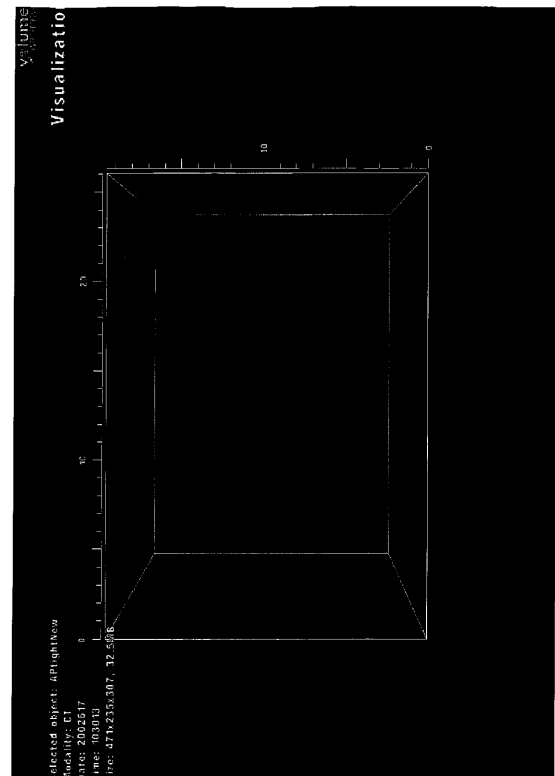
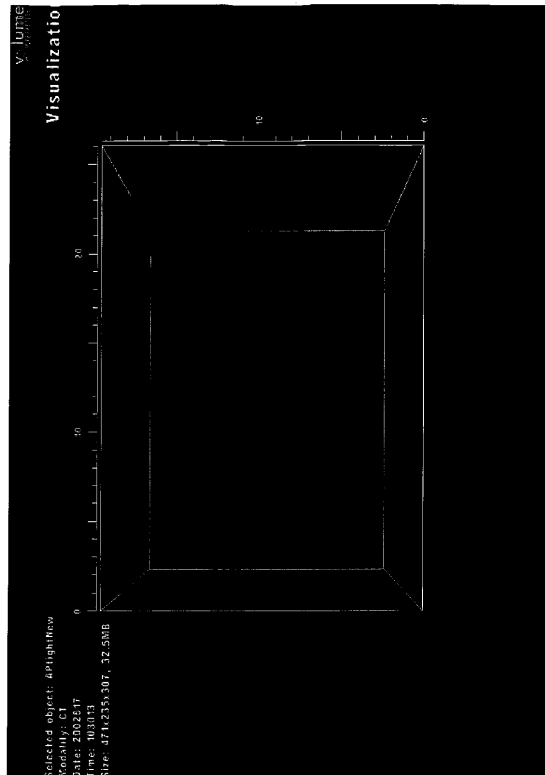
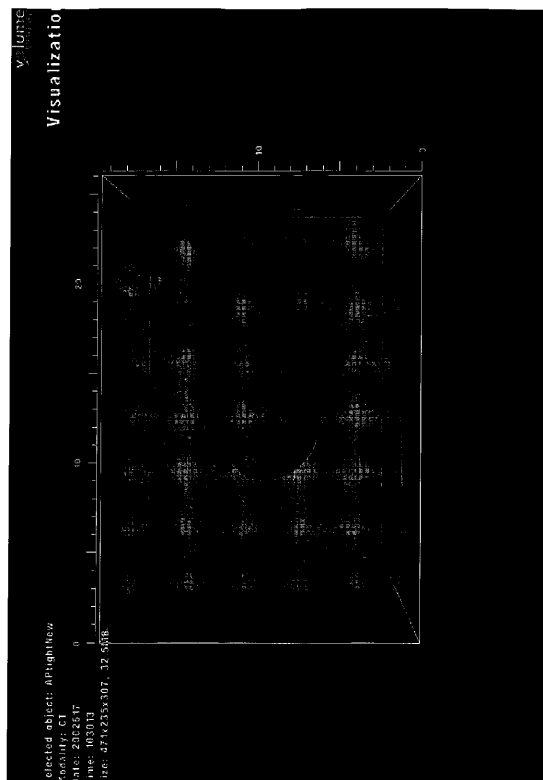
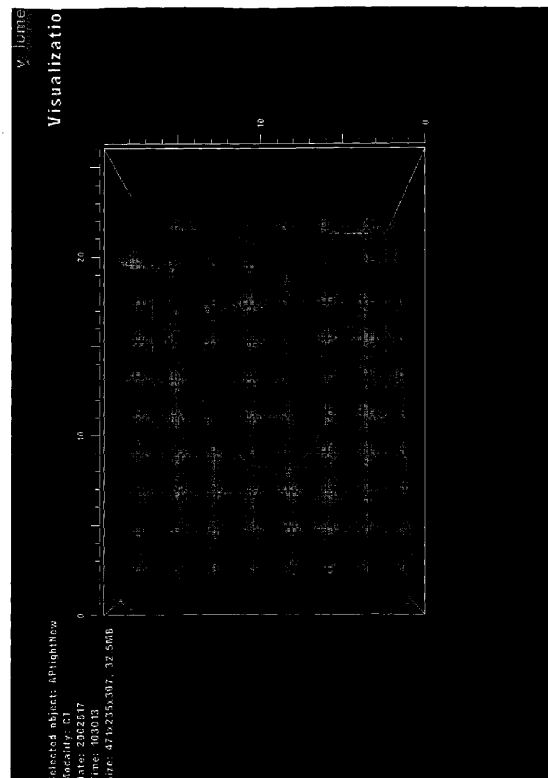
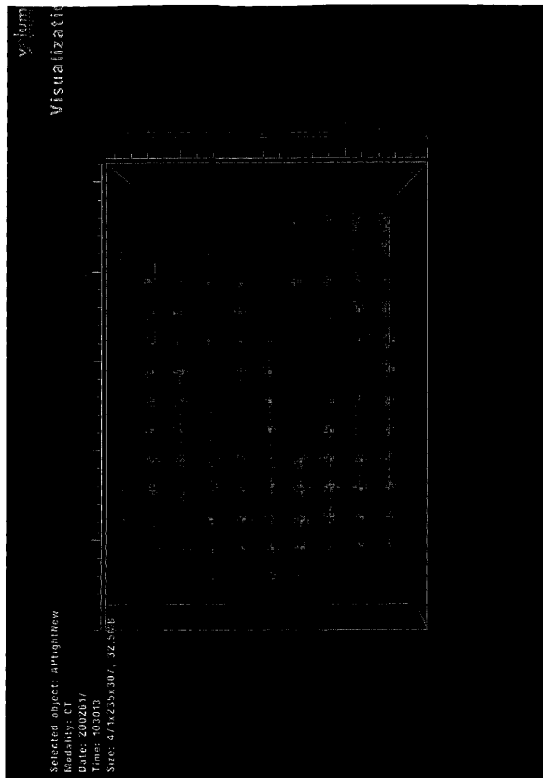


Figure 9





【 1 2 】



Figure 12

【 図 1 3 】

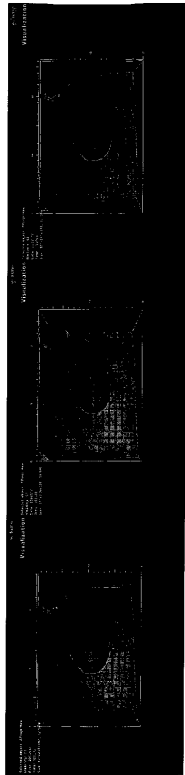
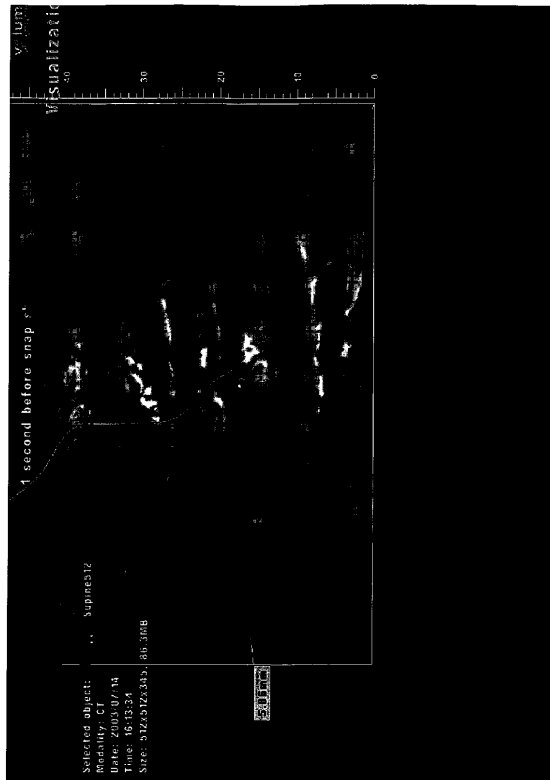
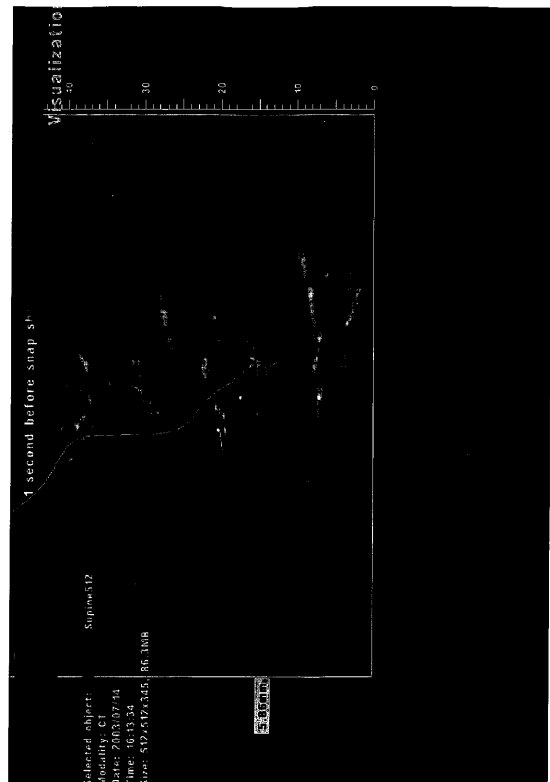
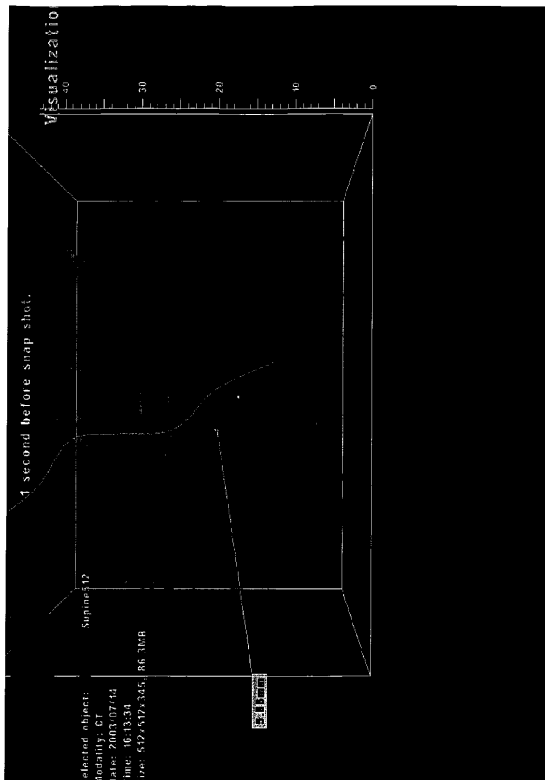
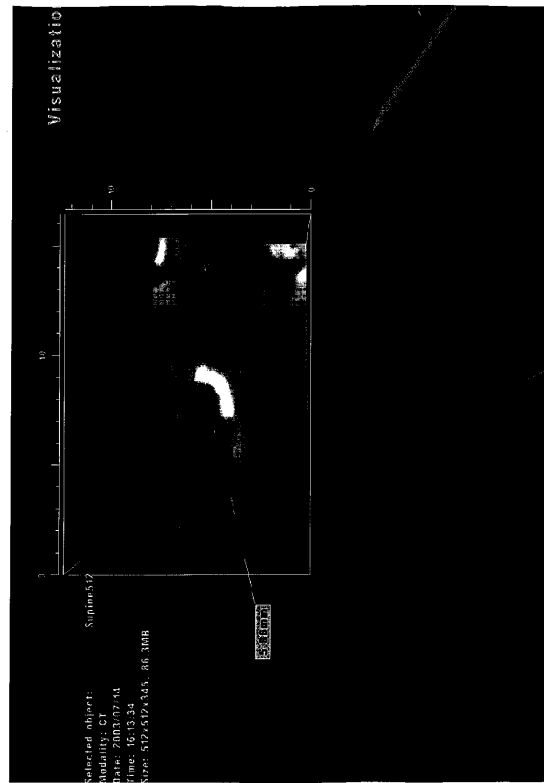
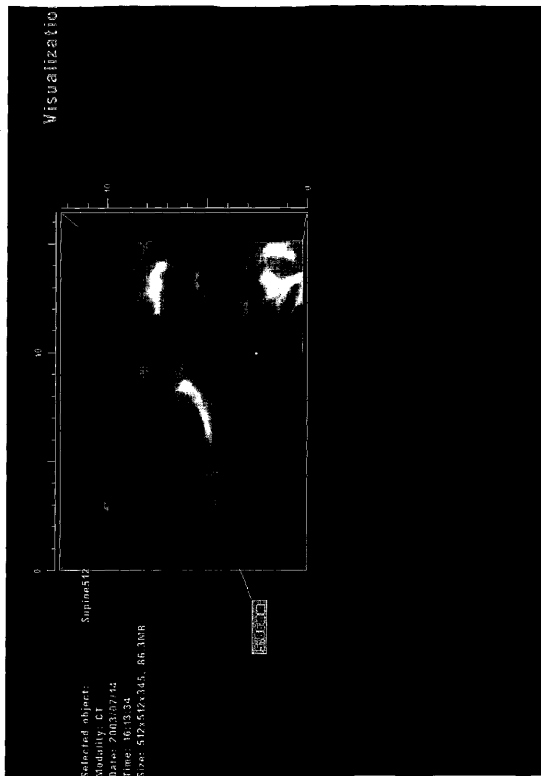
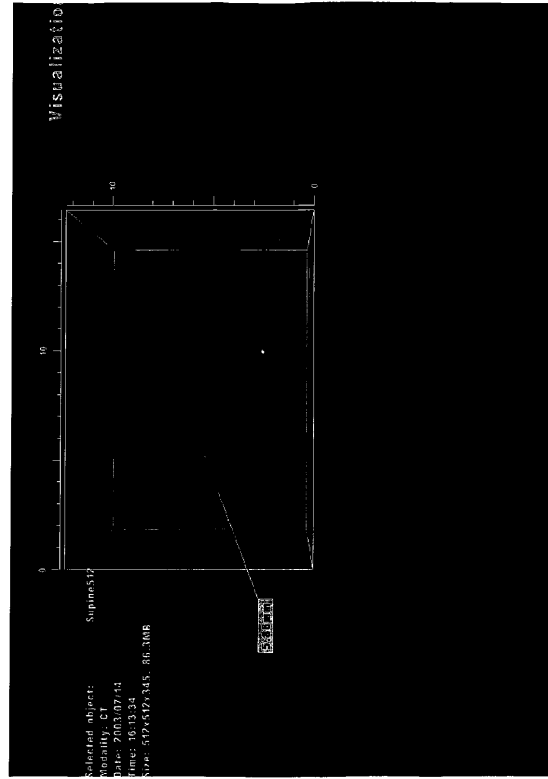
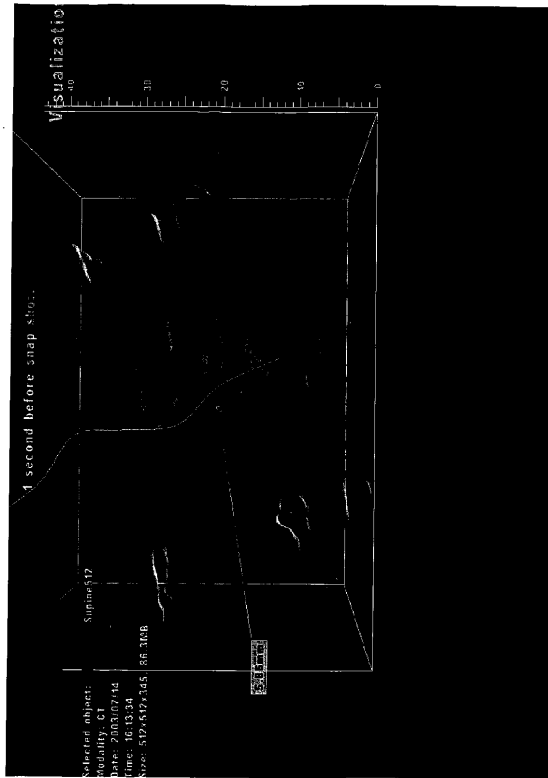
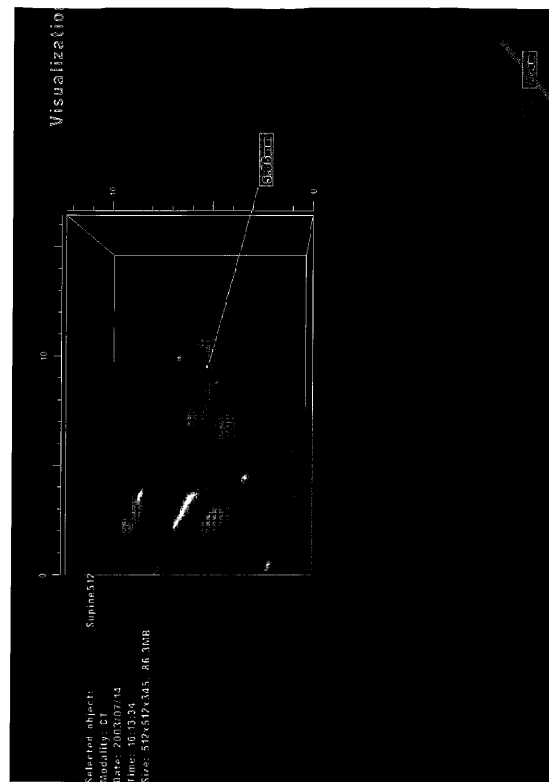
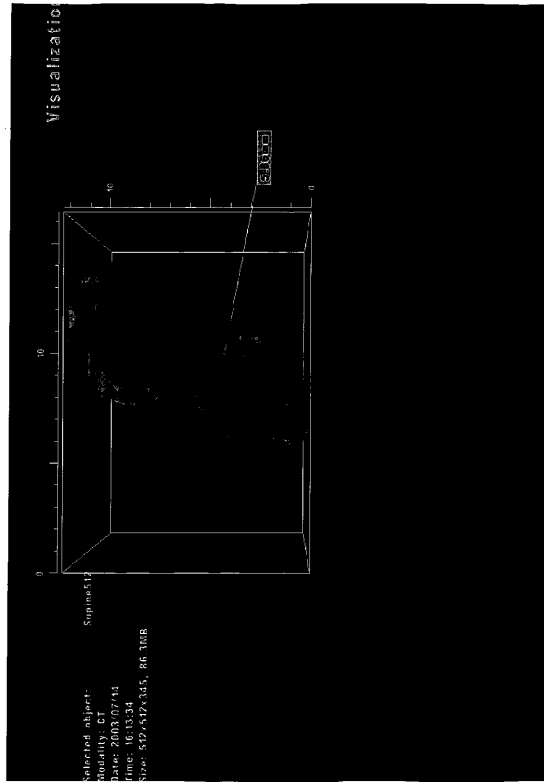


Figure 13







【☒ 2 3】

Preference:

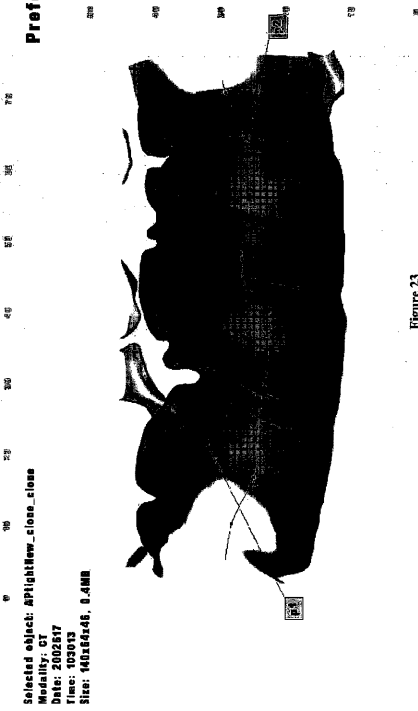


Figure 23

【☒ 2 4】

Preference:

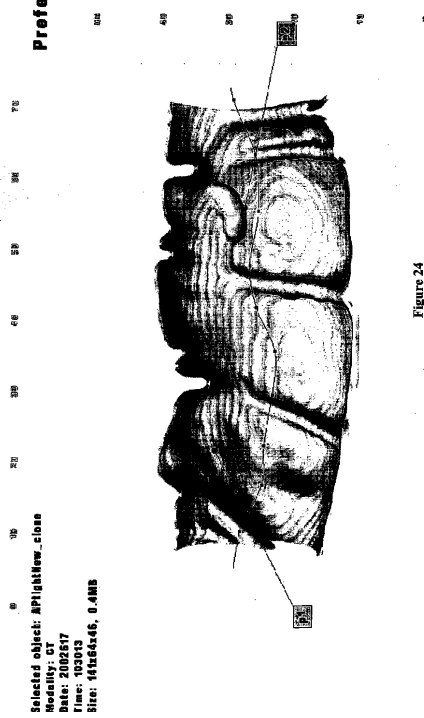
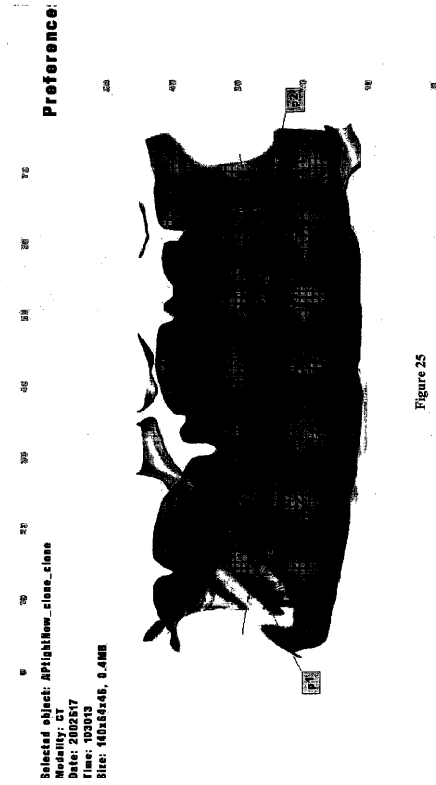
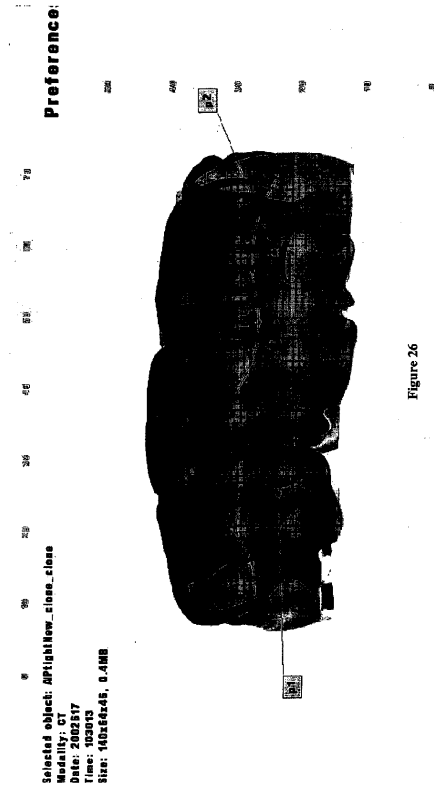


Figure 24

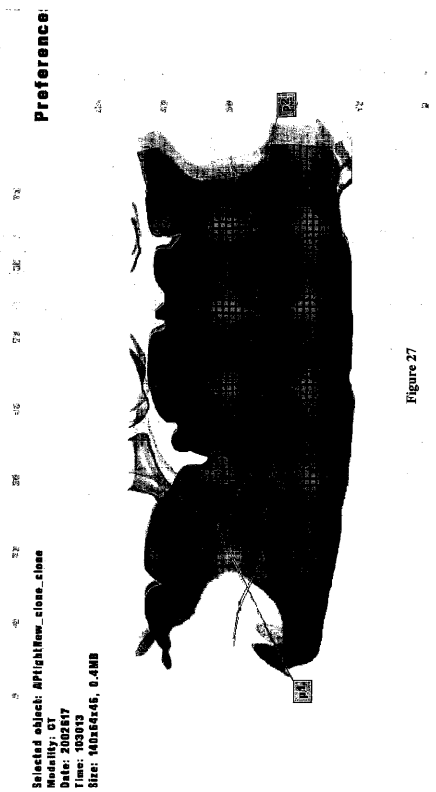
【 2 5 】



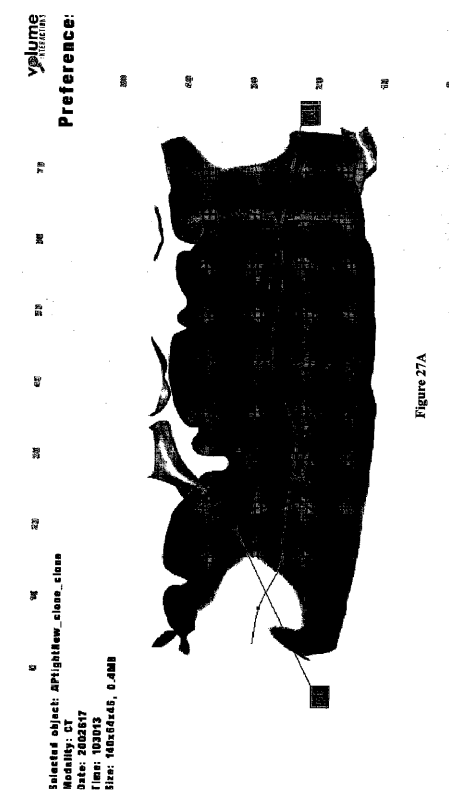
【 2 6 】



【 2 7 】



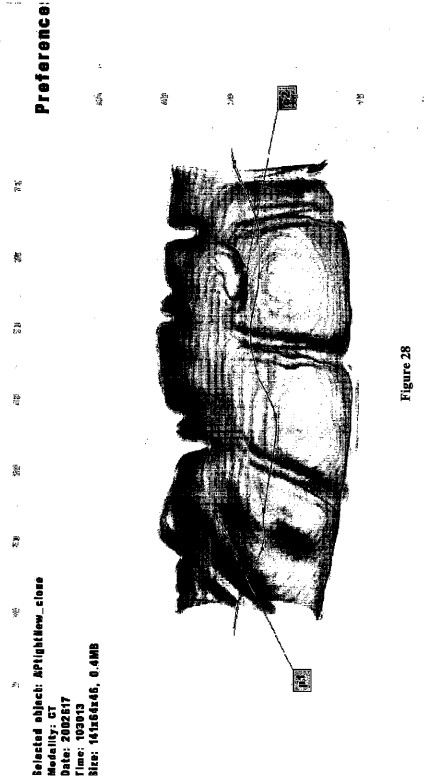
【 2 7 A 】



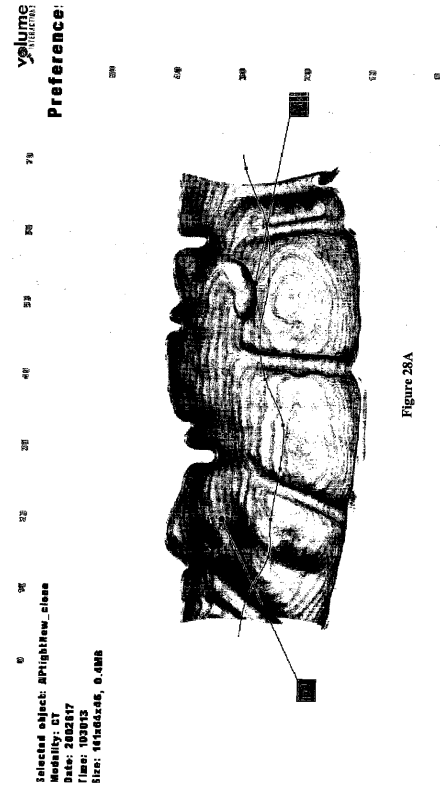
【 図 2 7 B 】



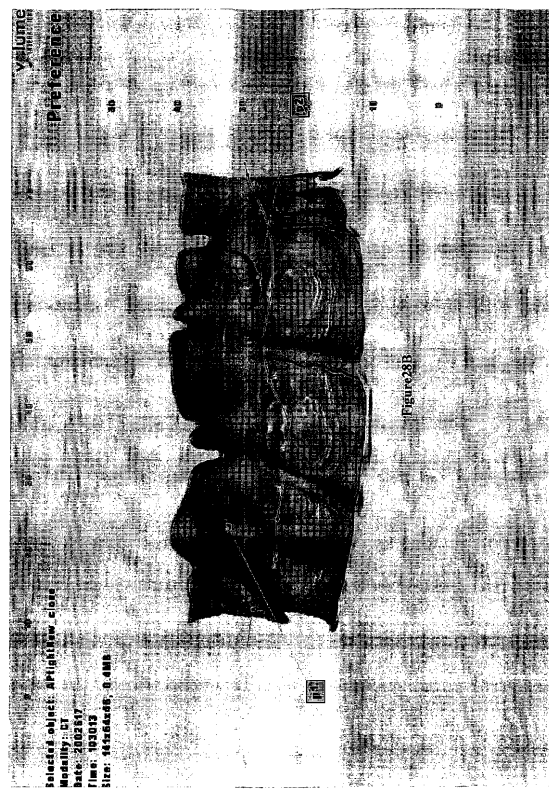
【 図 2 8 】



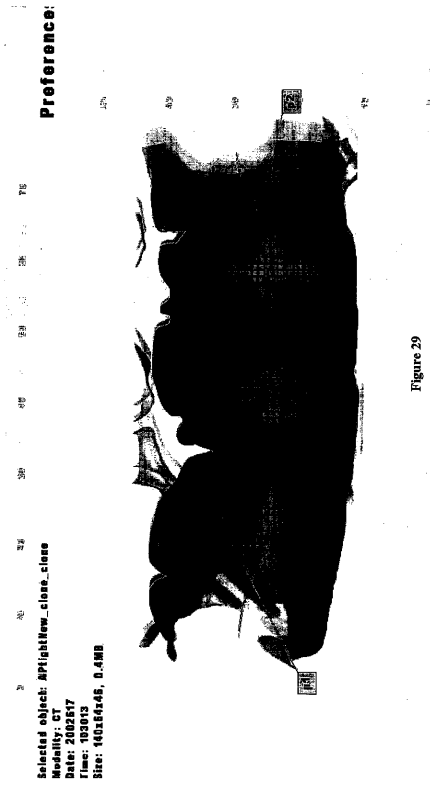
【 図 2 8 A 】



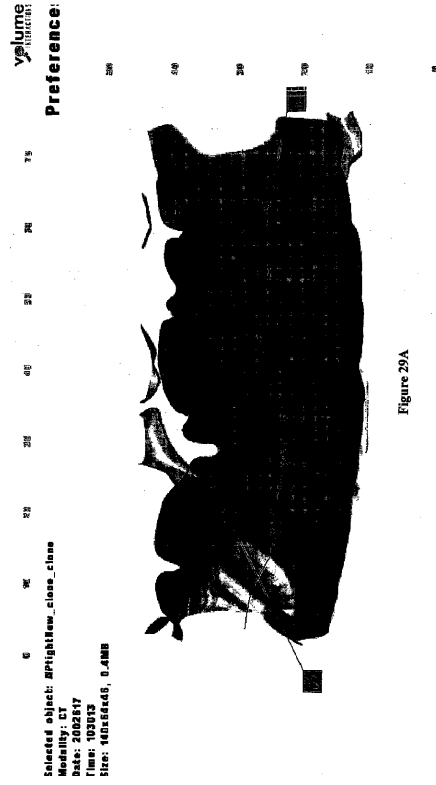
【 図 2 8 B 】



【 2 9 】



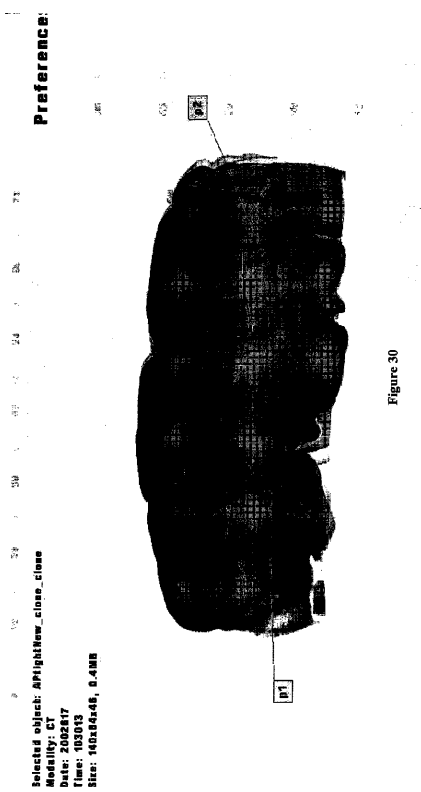
【 2 9 A 】



【 2 9 B 】



【 3 0 】





【 3 0 A 】

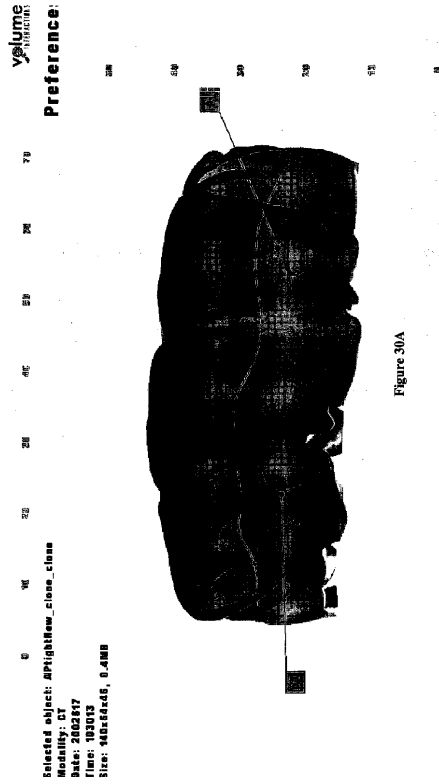


Figure 30A

【 3 0 B 】

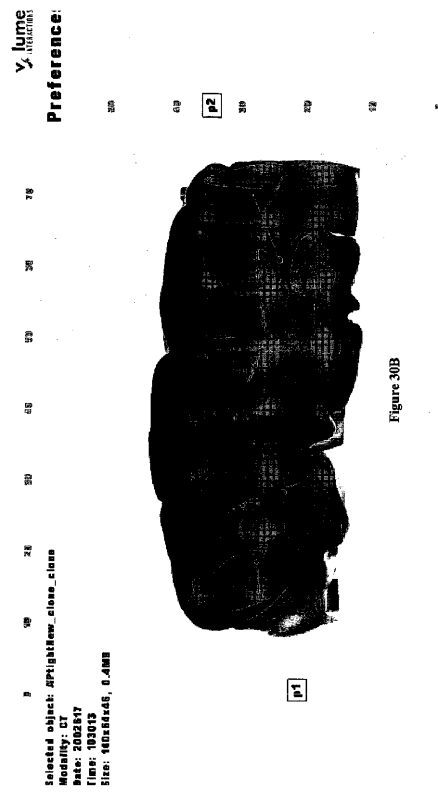


Figure 30B

【 3 1 】

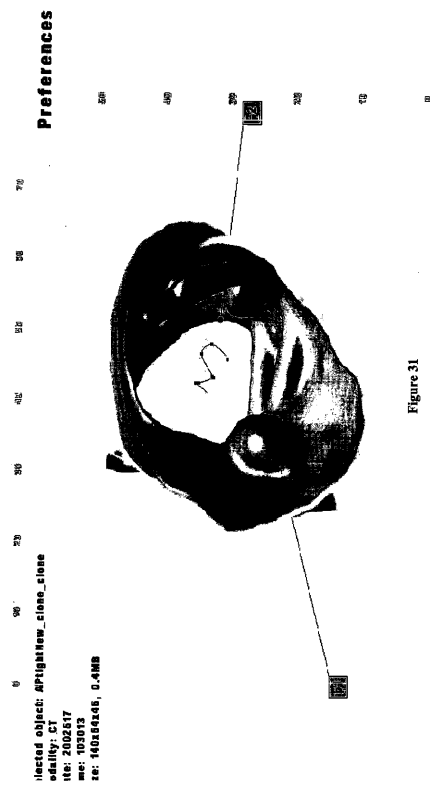


Figure 31

【 3 2 】

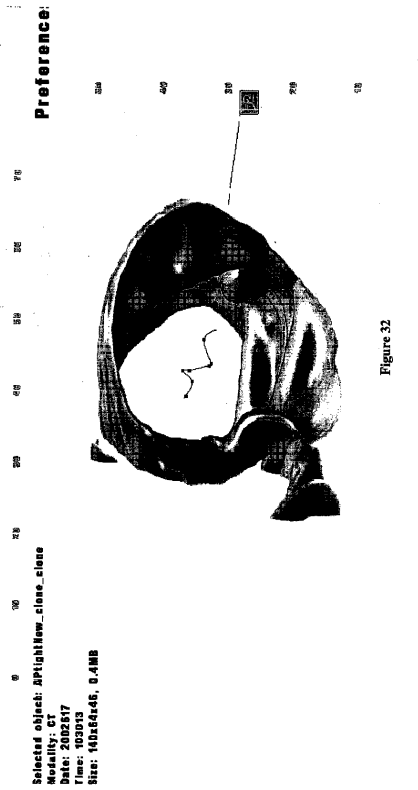


Figure 32

【 3 3 】

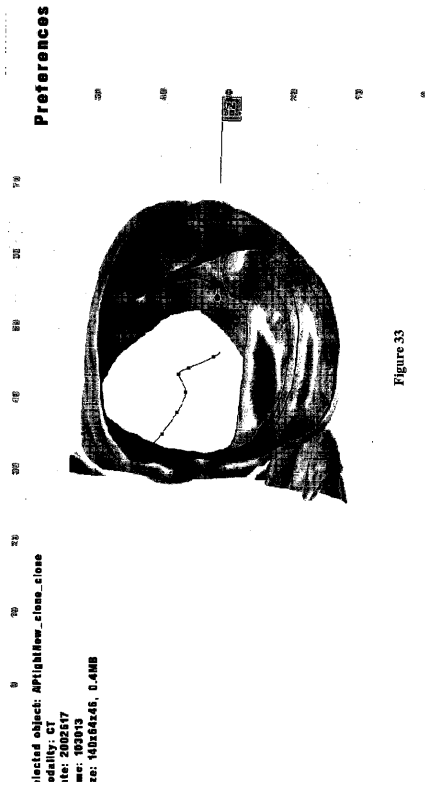


Figure 33

【 3 4 】

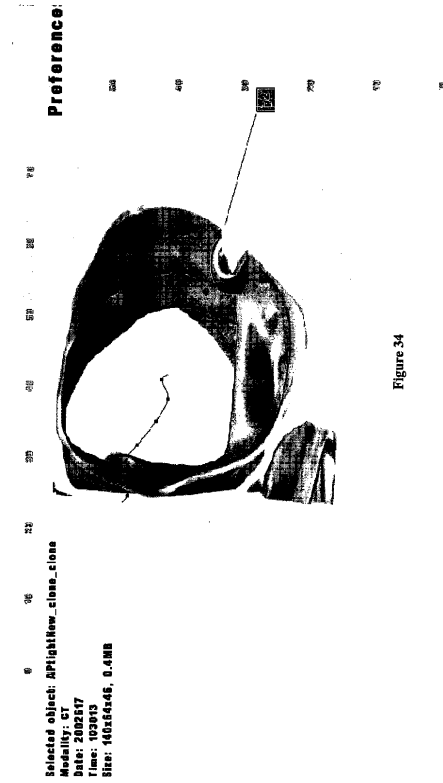


Figure 34

【 3 5 】

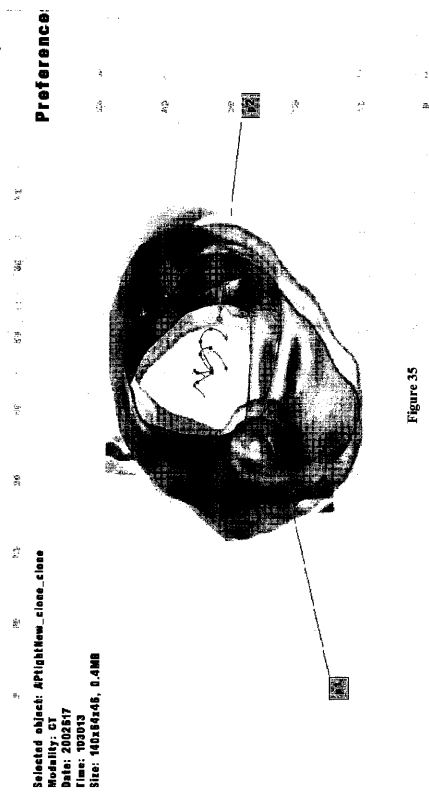


Figure 35

【 3 5 A 】

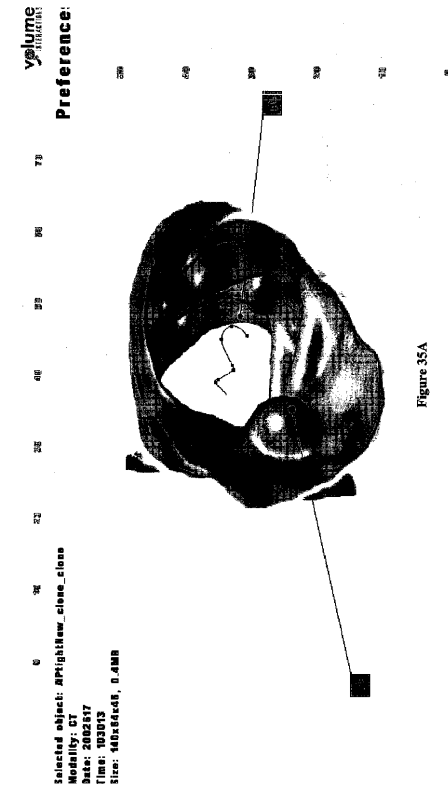
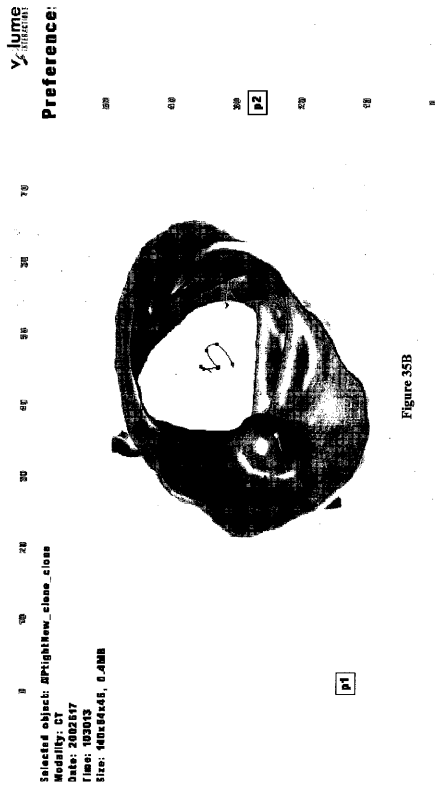
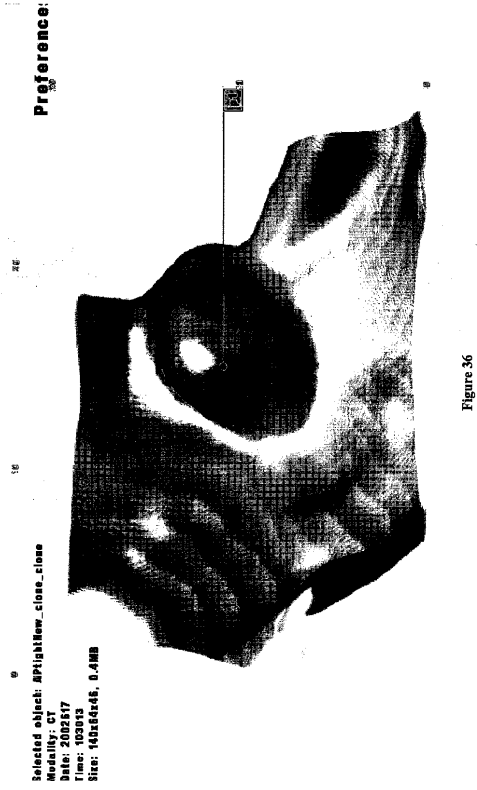


Figure 35A

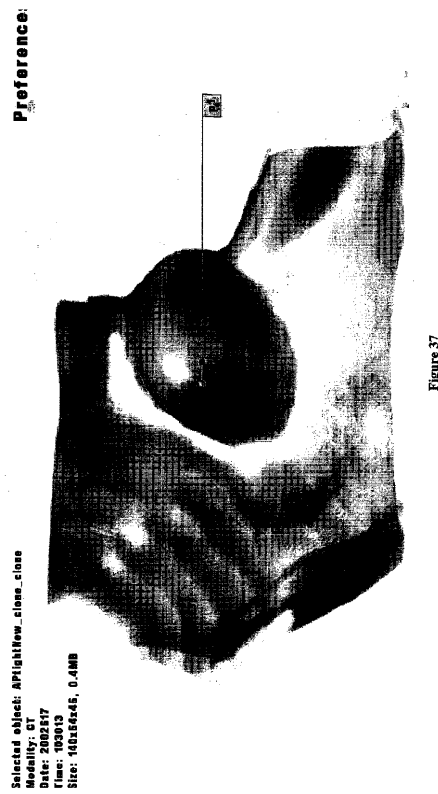
【 3 5 B 】



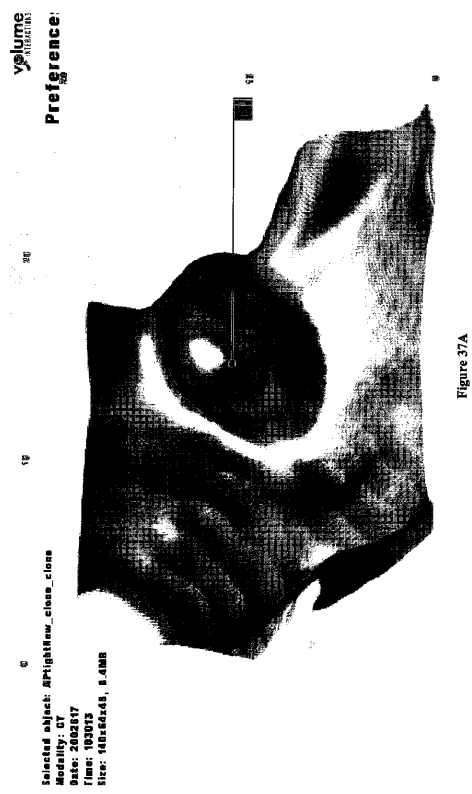
【 3 6 】



【 3 7 】



【 3 7 A 】



**Volume**  
INTERACTIONS

**Preference:**  
20



**Preference:**



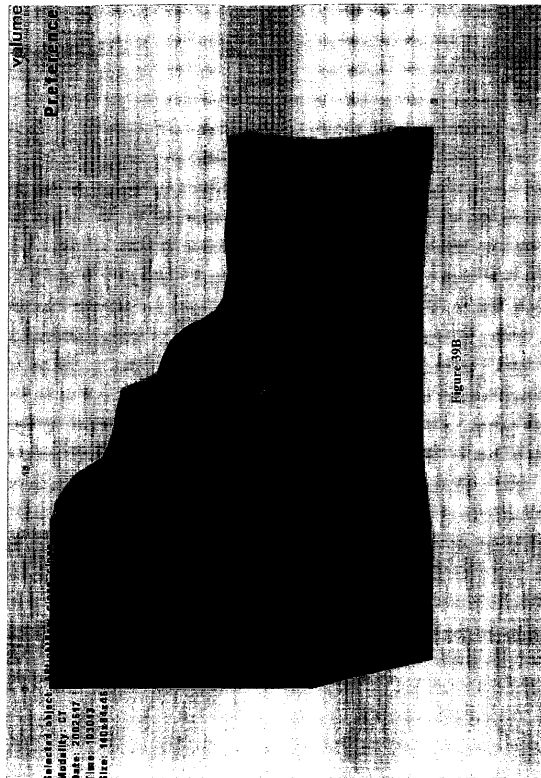
**Preference:**



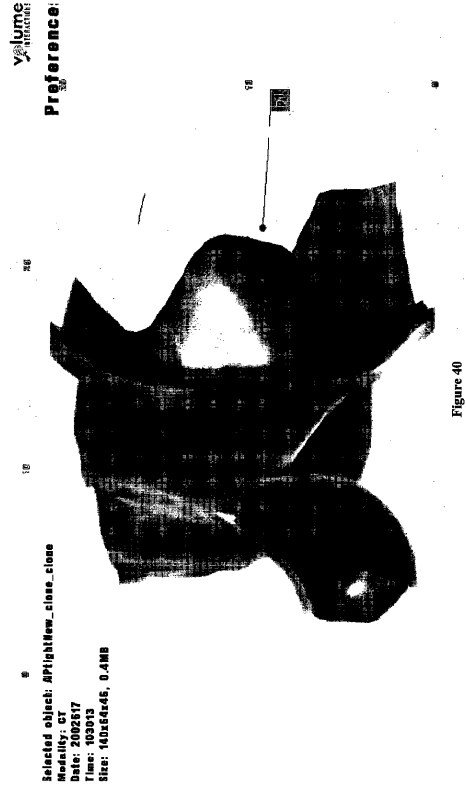
**Preference!**



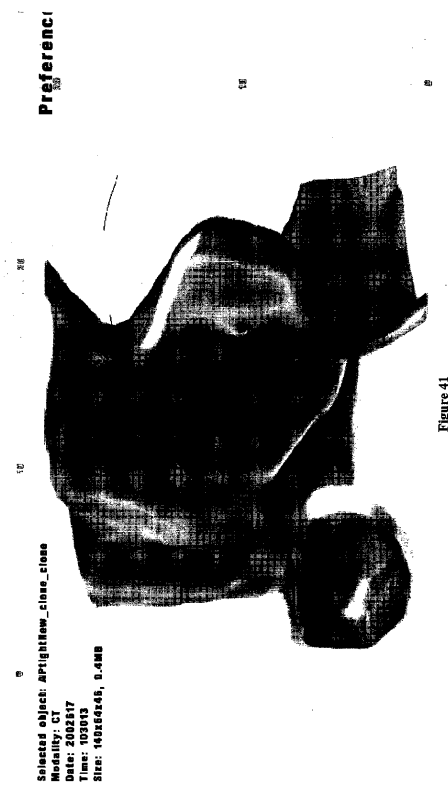
【 図 3 9 B 】



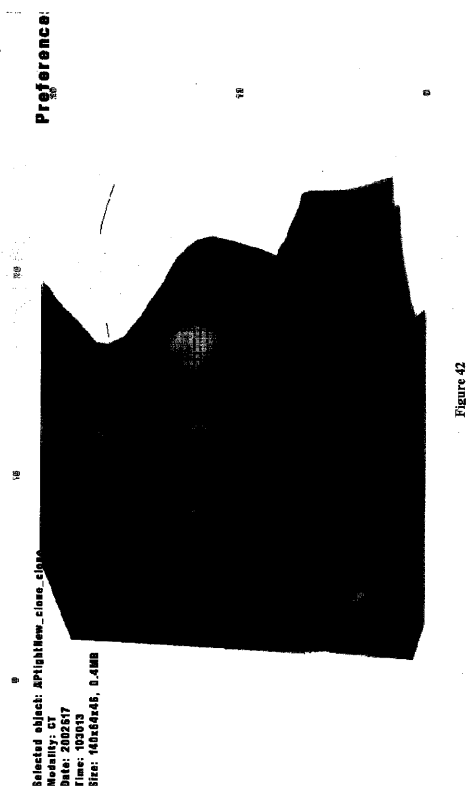
【 図 4 0 】



【 図 4 1 】



【 図 4 2 】



【 4 3 】

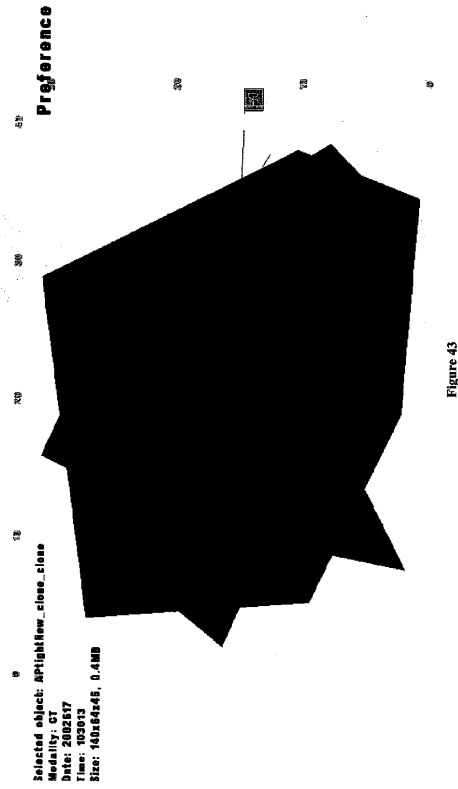


Figure 43

【 4 4 】

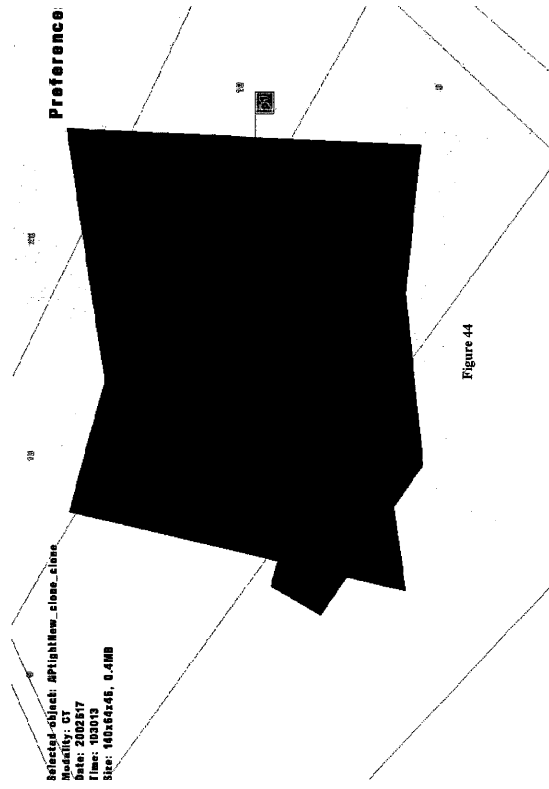


Figure 44

【 4 5 】

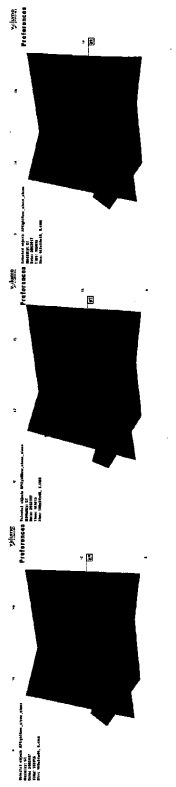


Figure 45

【 4 6 】

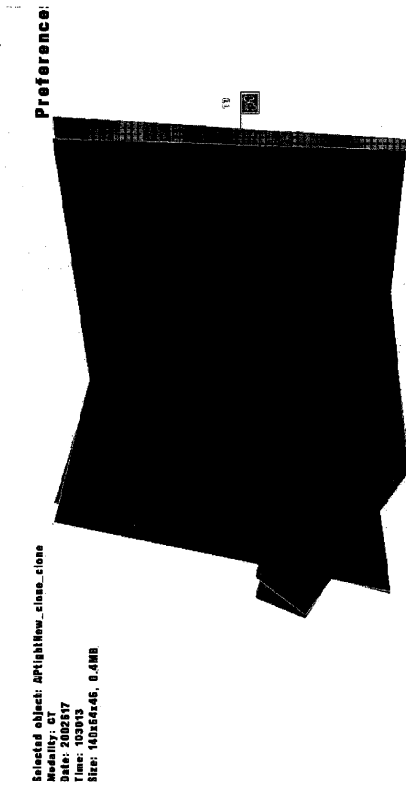
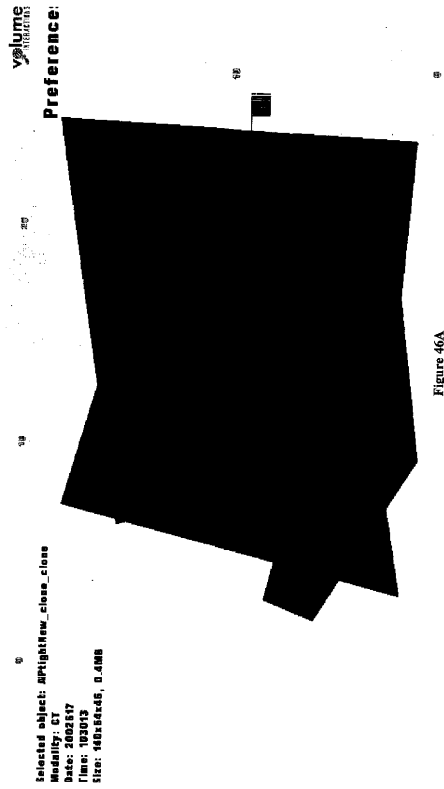
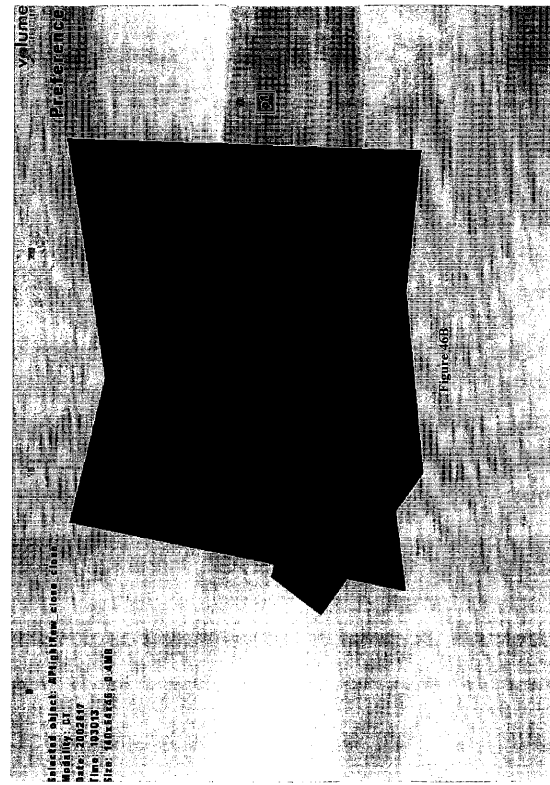


Figure 46

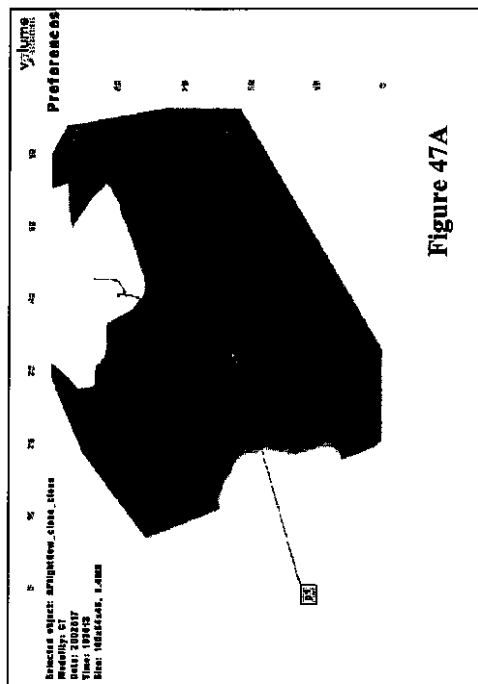
【 4 6 A 】



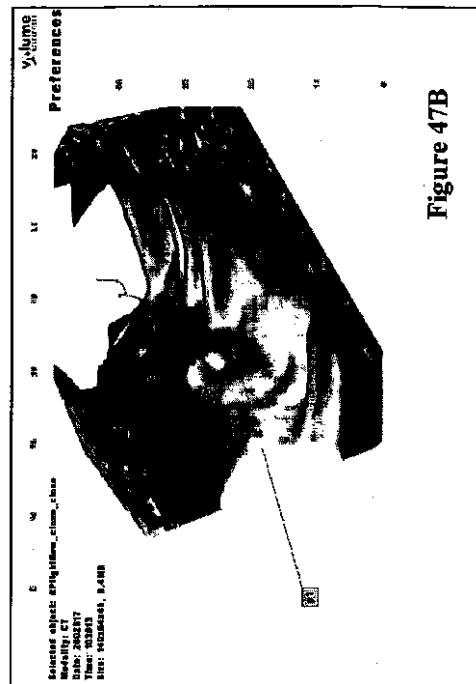
【 4 6 B 】



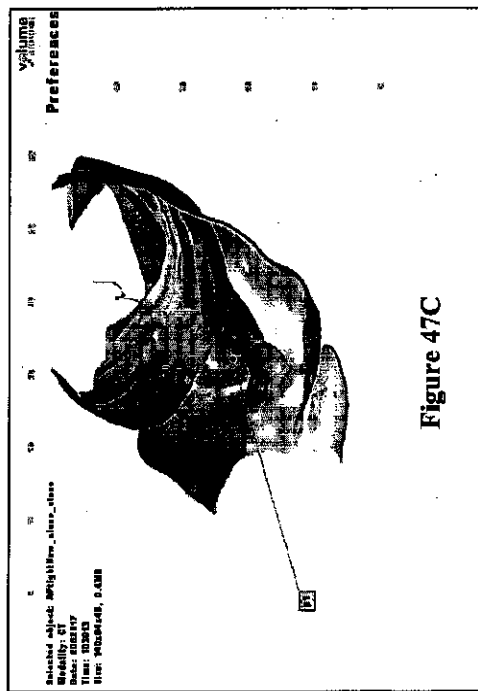
【 4 7 A 】



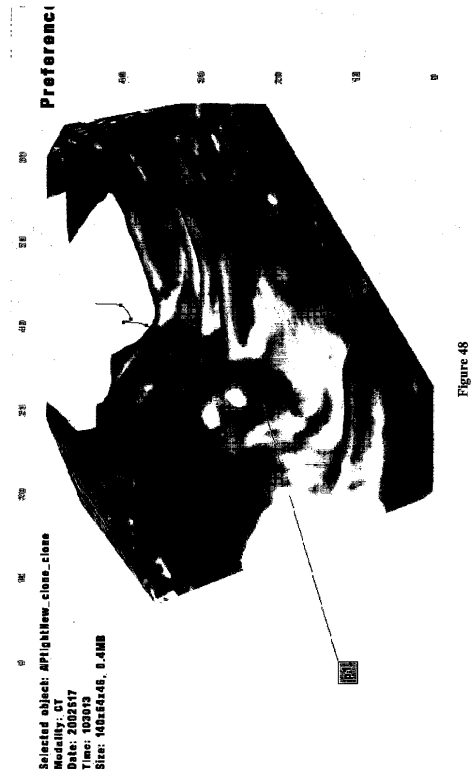
【 4 7 B 】



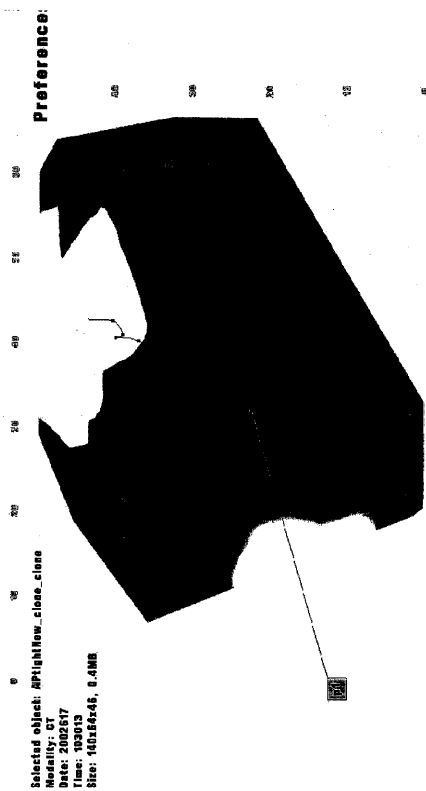
【 47 C 】



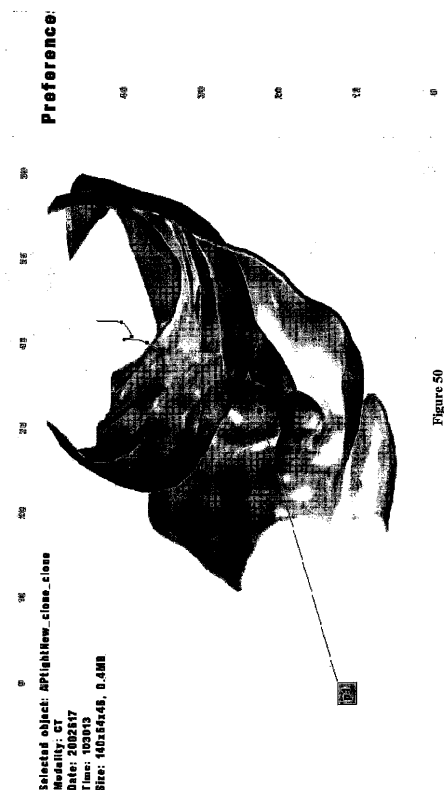
【 48 】



【 49 】

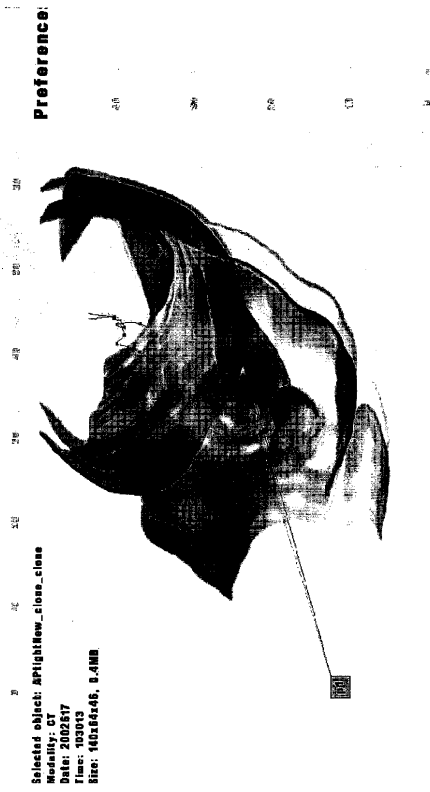


【 50 】

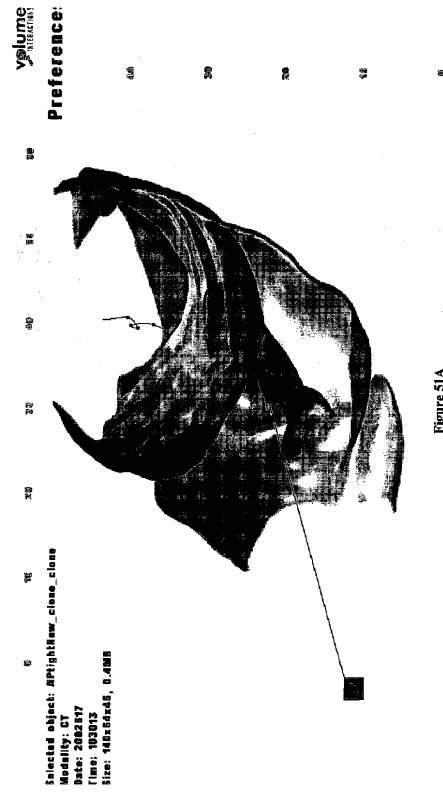




【 5 1 】



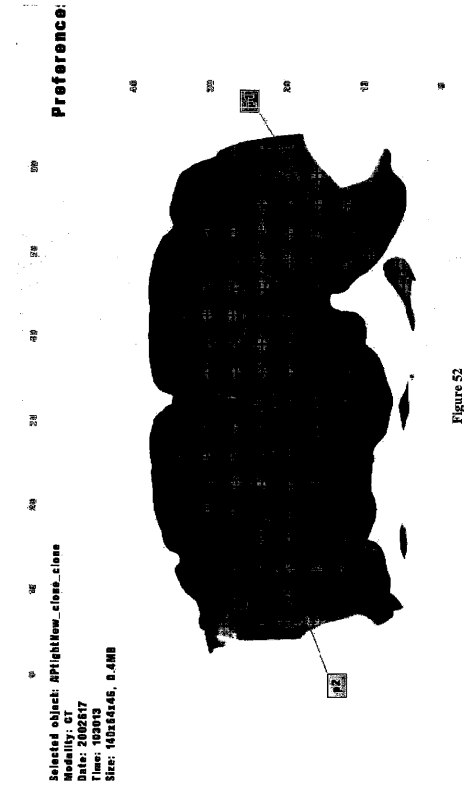
【 5 1 A 】



【 5 1 B 】



【 5 2 】



【 5 3 】

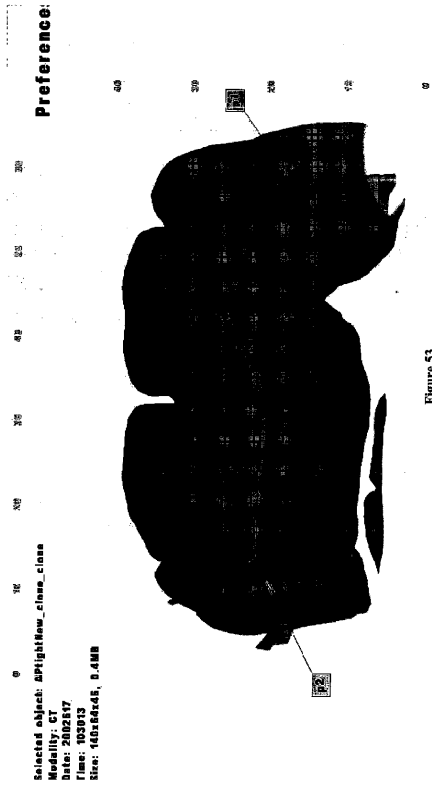


Figure 53

【 5 4 】

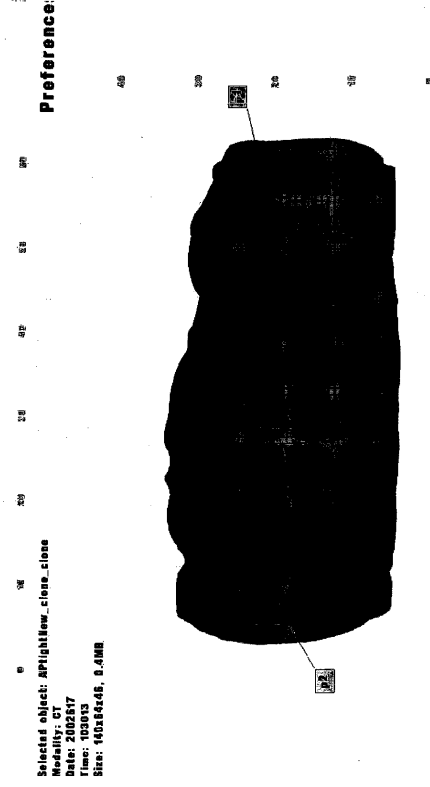


Figure 54

【 5 5 】

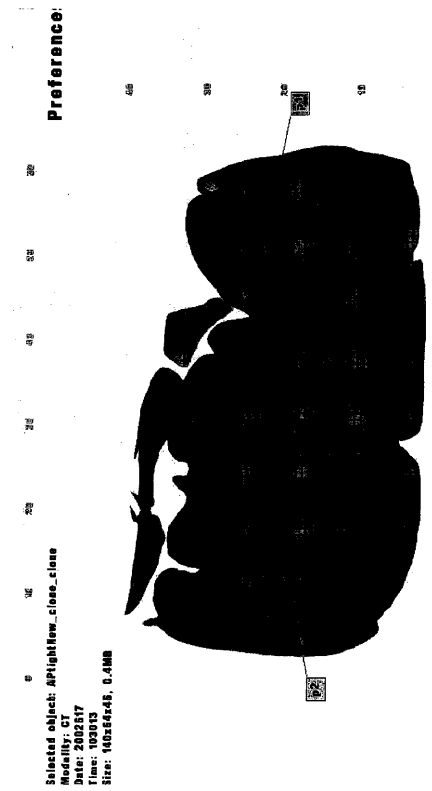


Figure 55

【 5 6 】

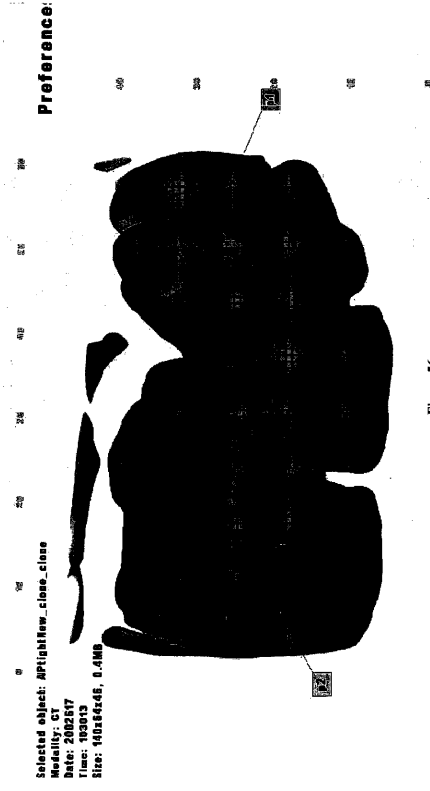
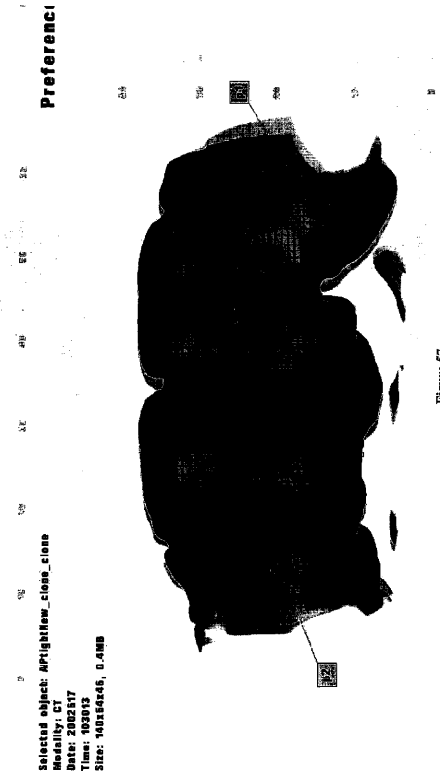
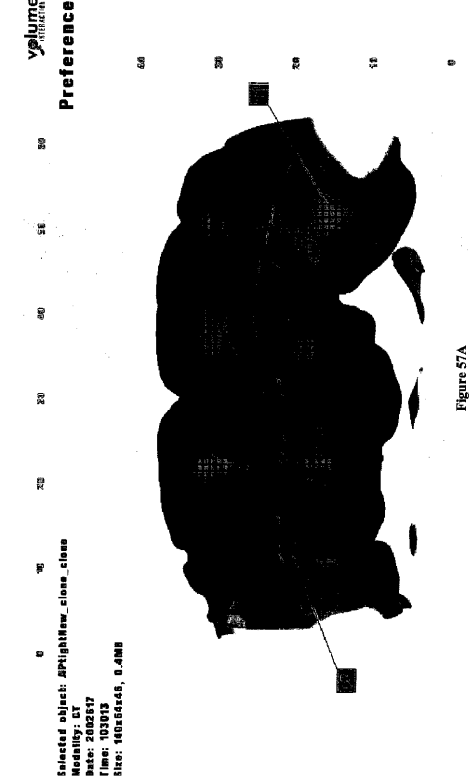


Figure 56

【 5 7 】



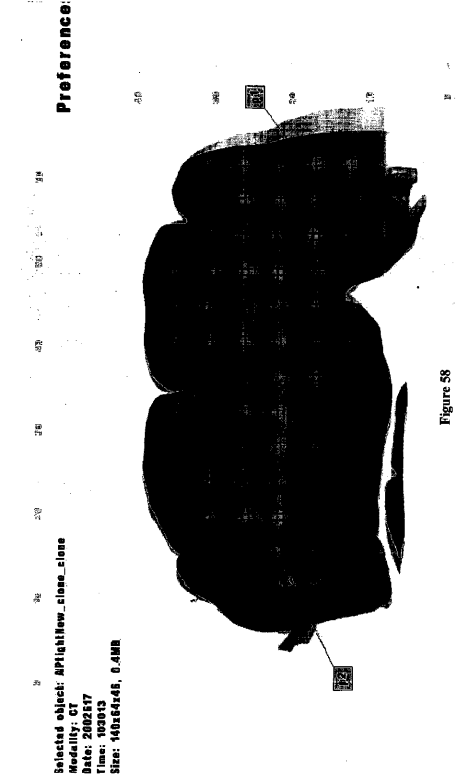
【 5 7 A 】



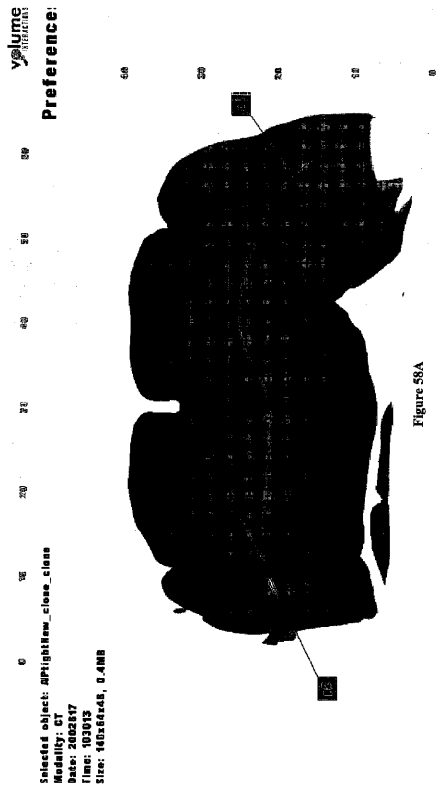
【 5 7 B 】



【 5 8 】



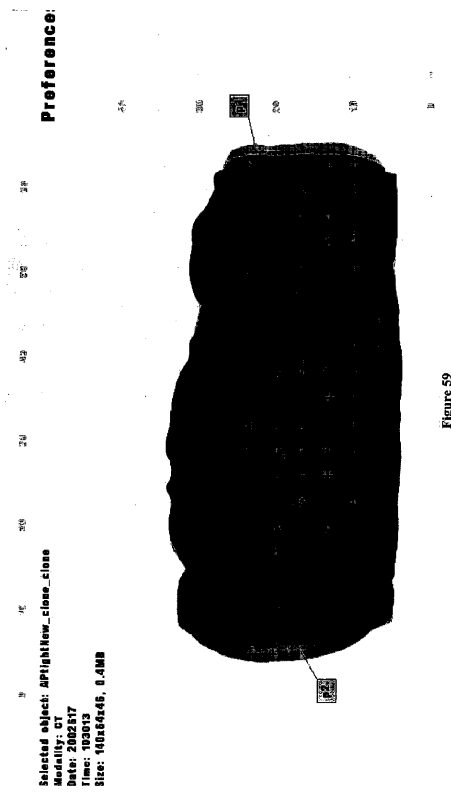
【 5 8 A 】



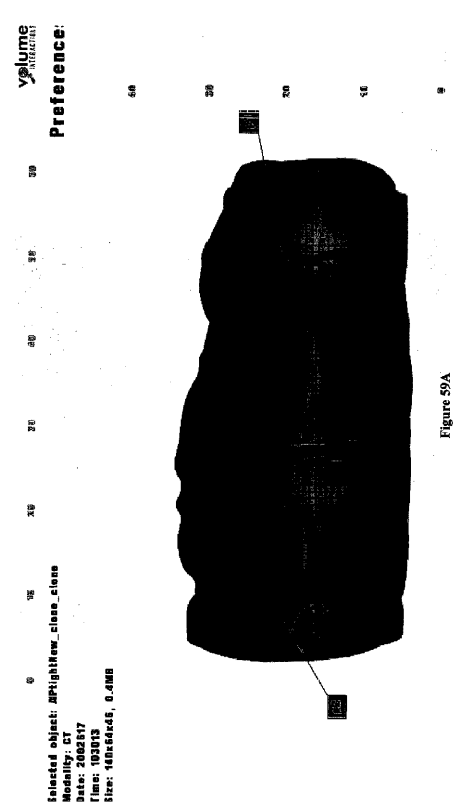
【 5 8 B 】



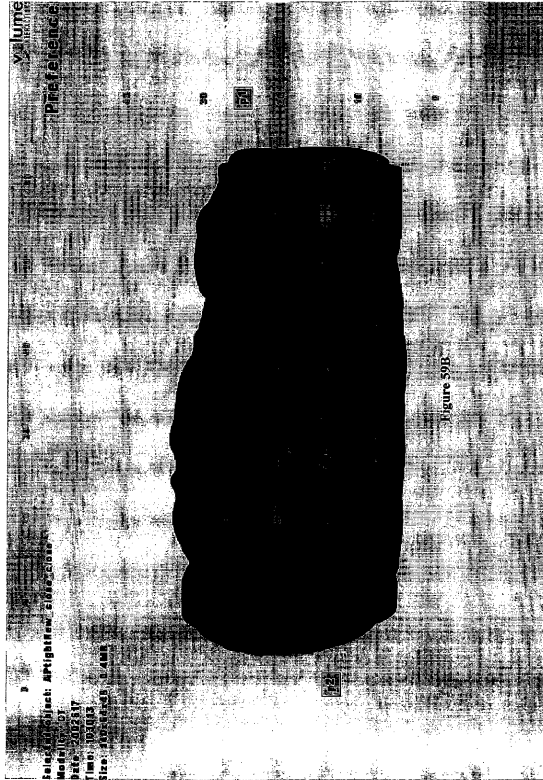
【 5 9 】



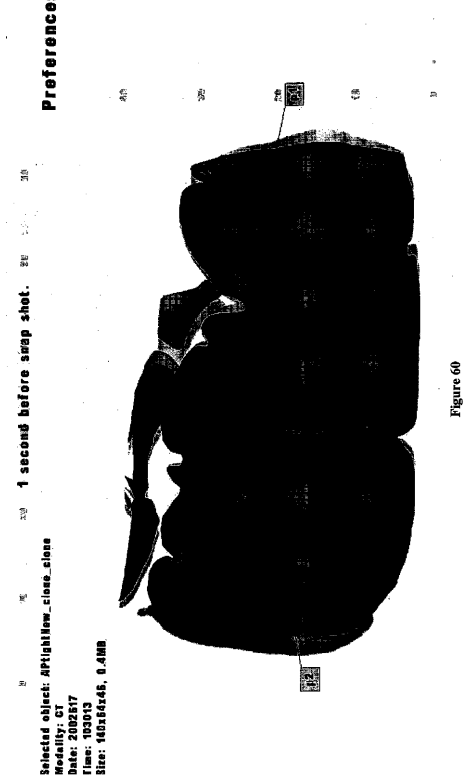
【 5 9 A 】



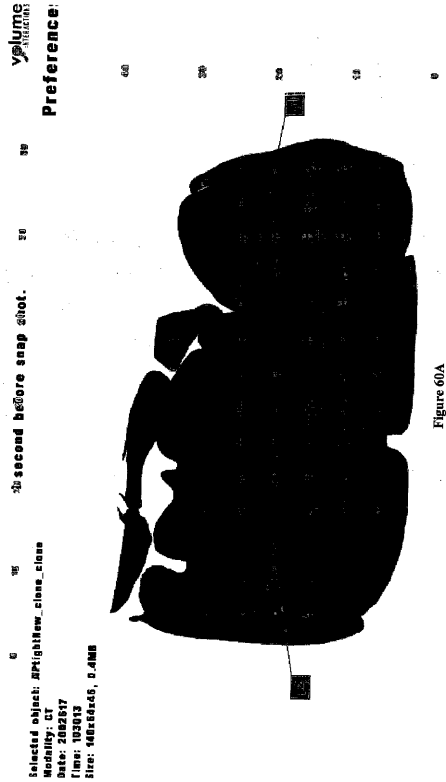
【 5 9 B 】



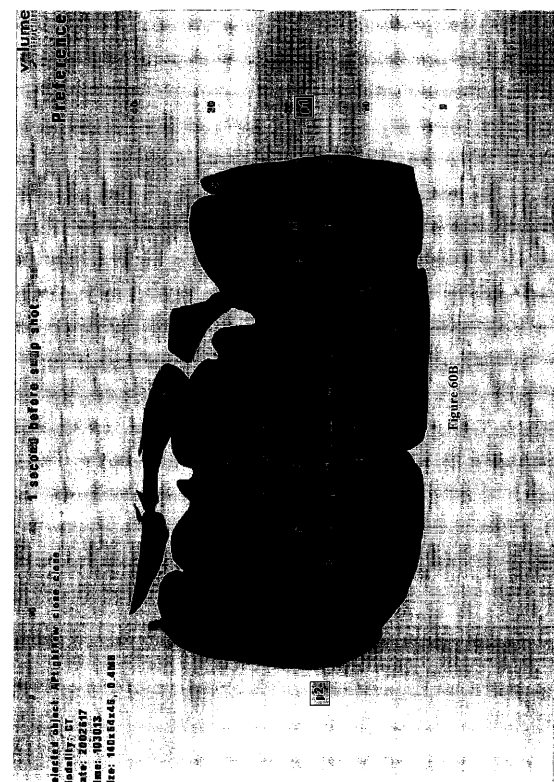
【 6 0 】



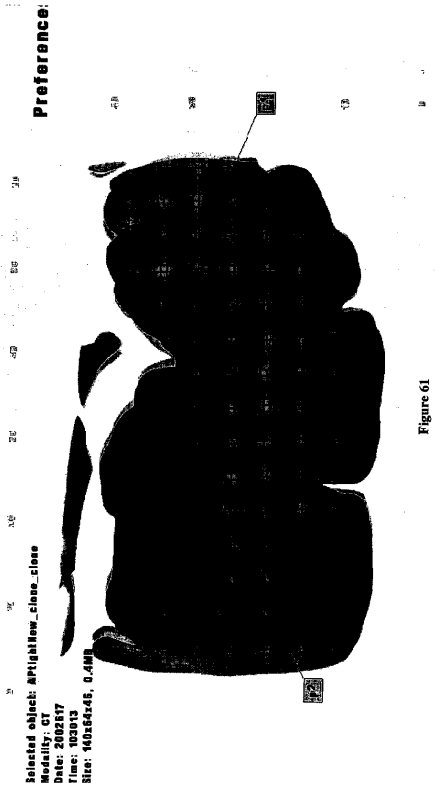
【 6 0 A 】



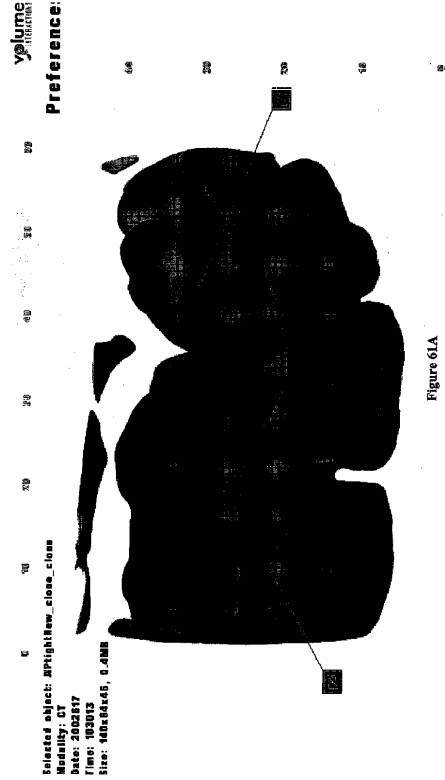
【 6 0 B 】



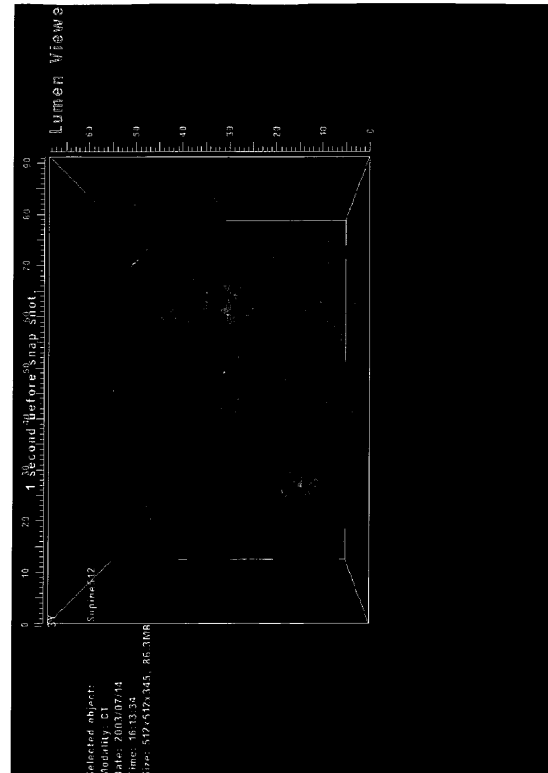
【 6 1 】

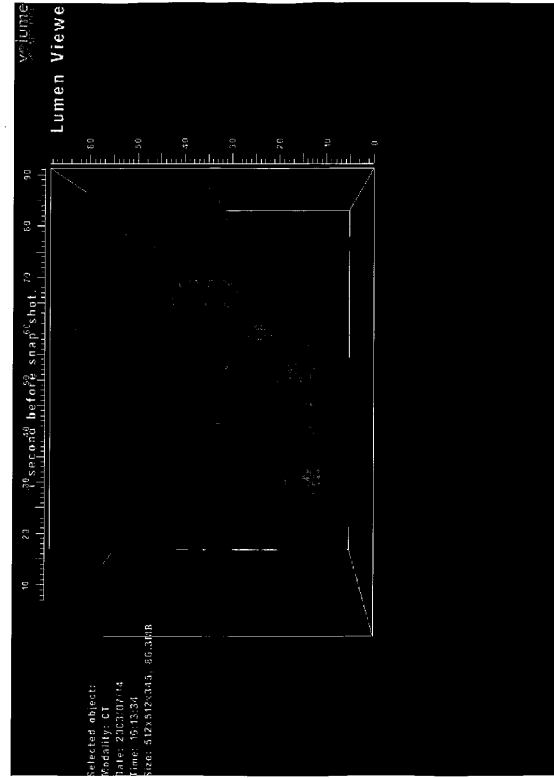
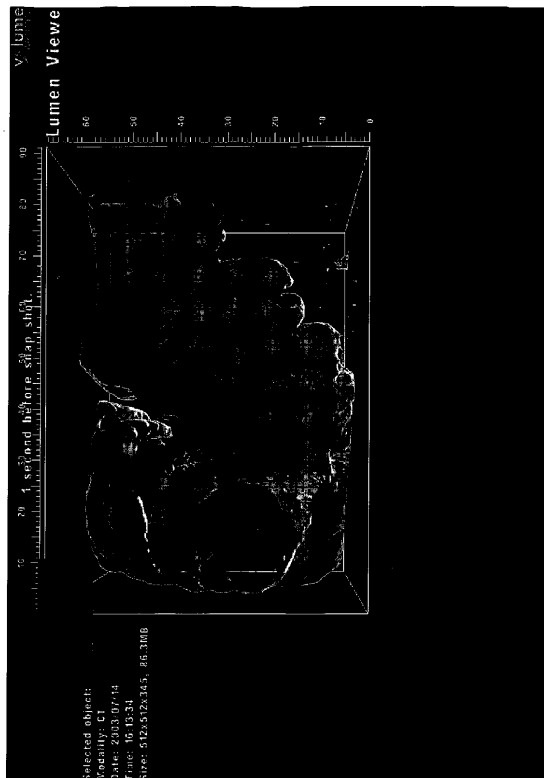
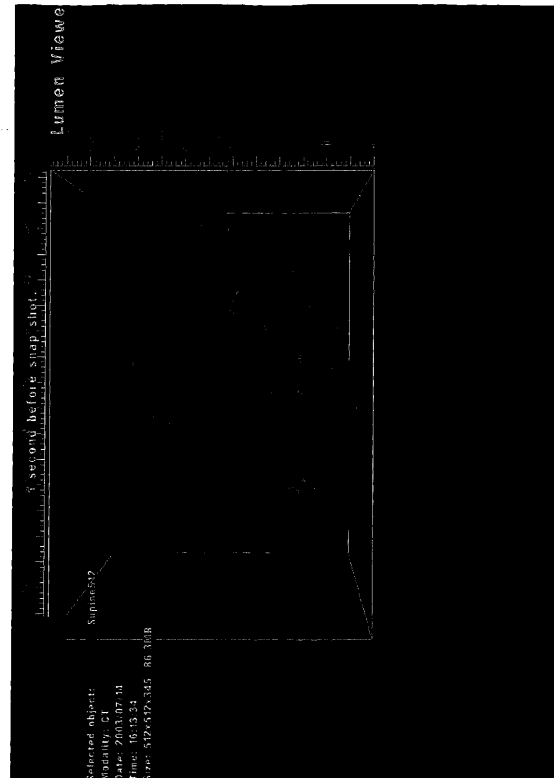
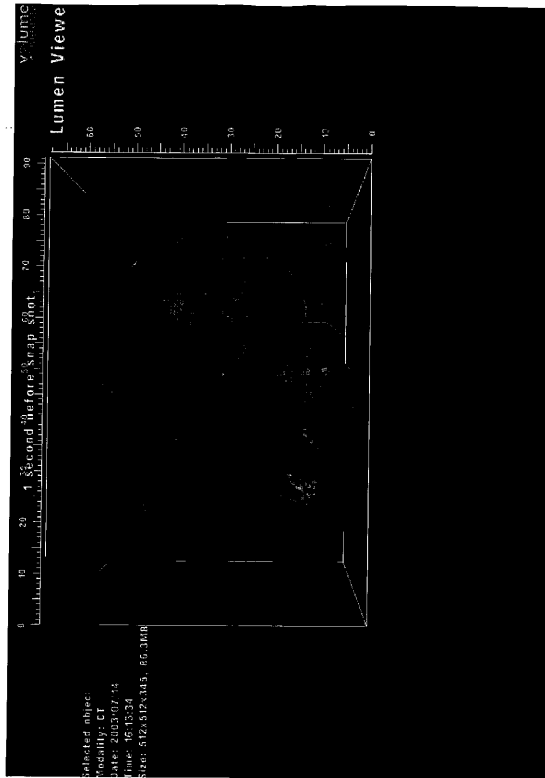


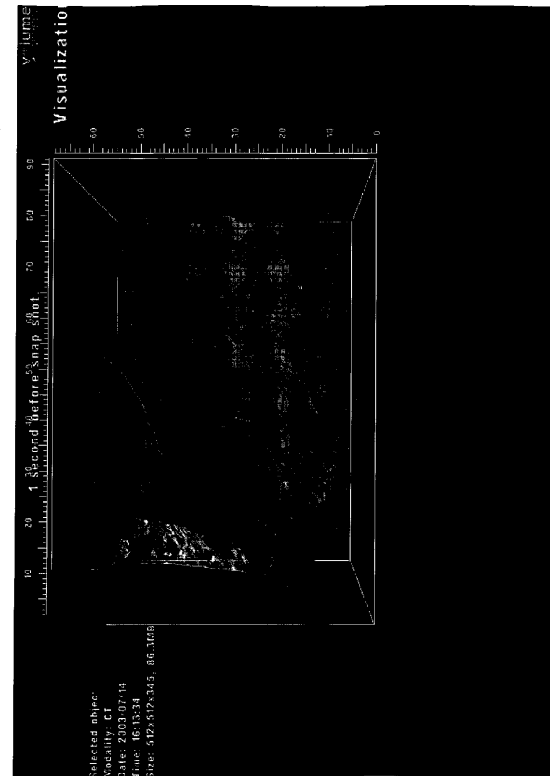
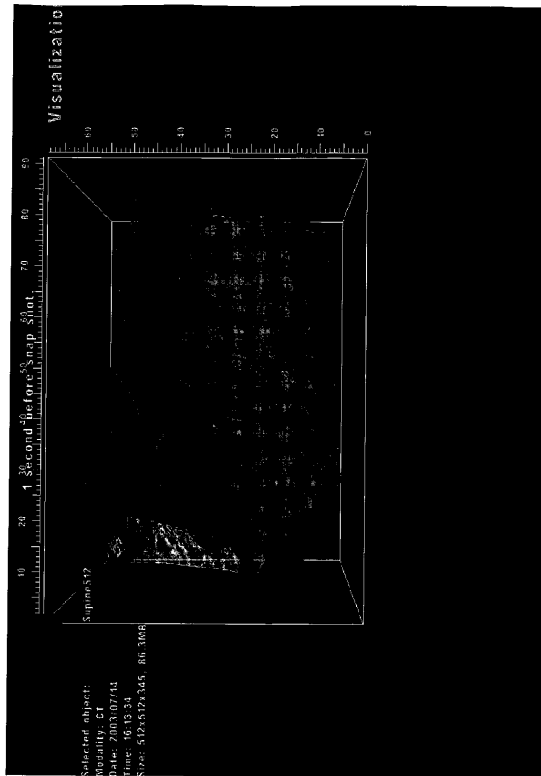
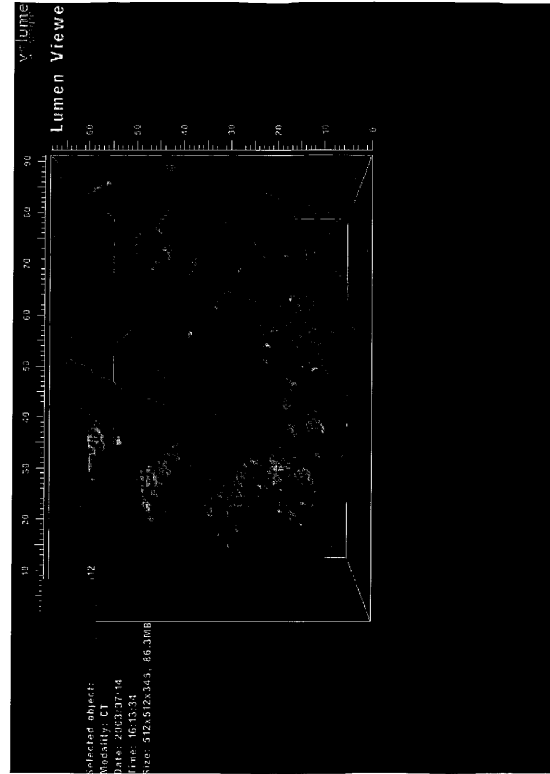
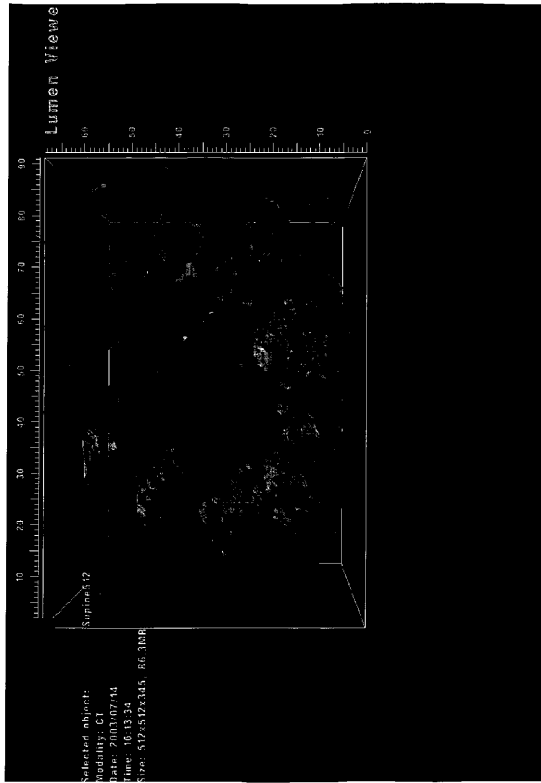
【 6 1 A 】



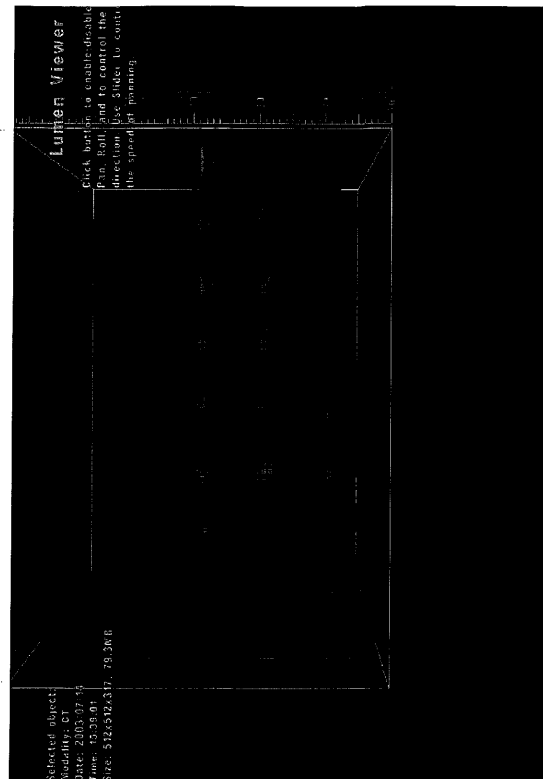
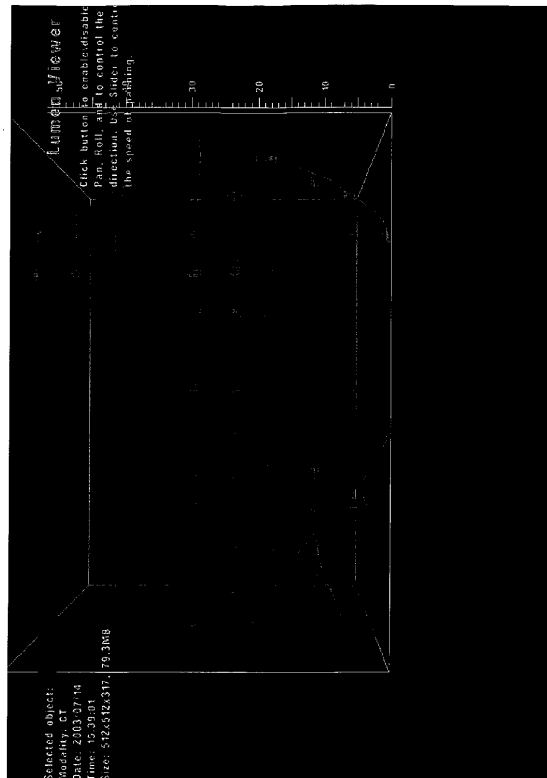
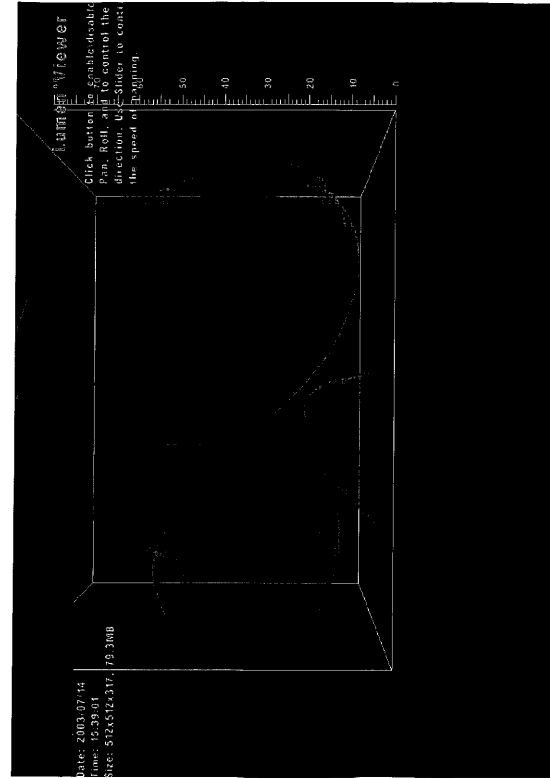
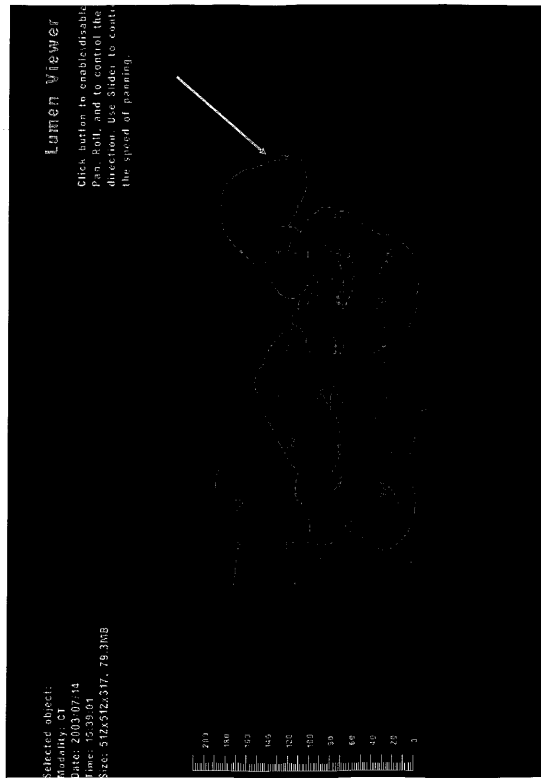
【 6 1 B 】

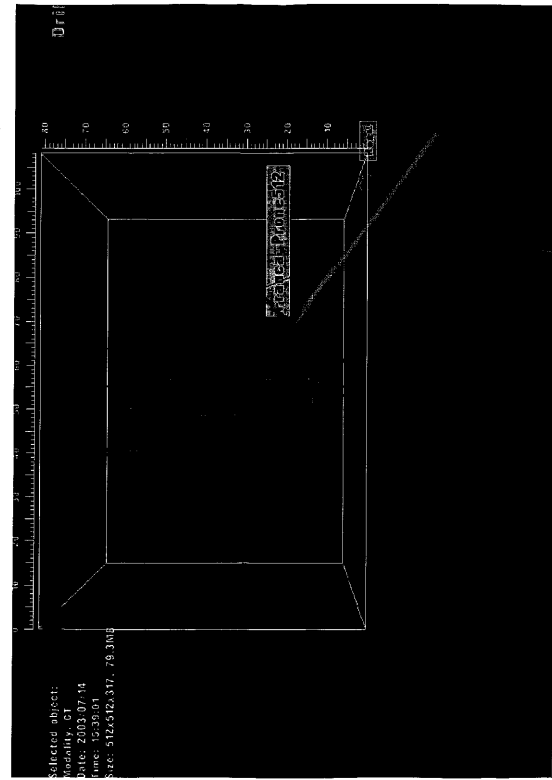
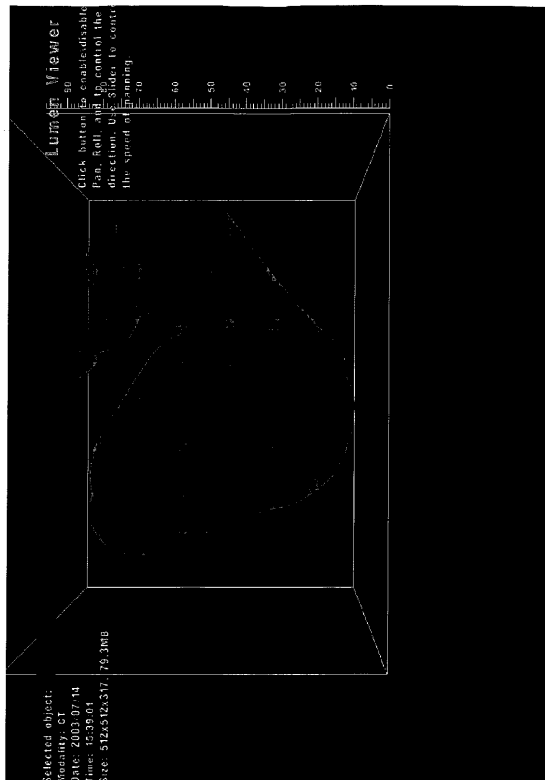
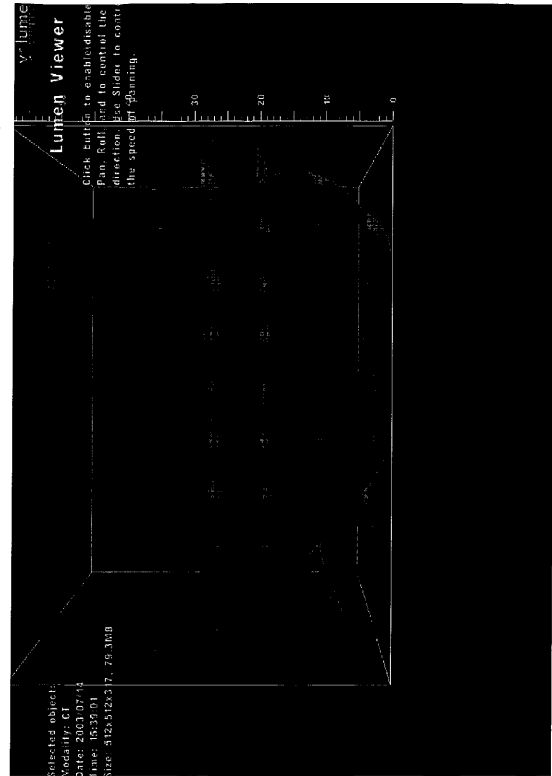
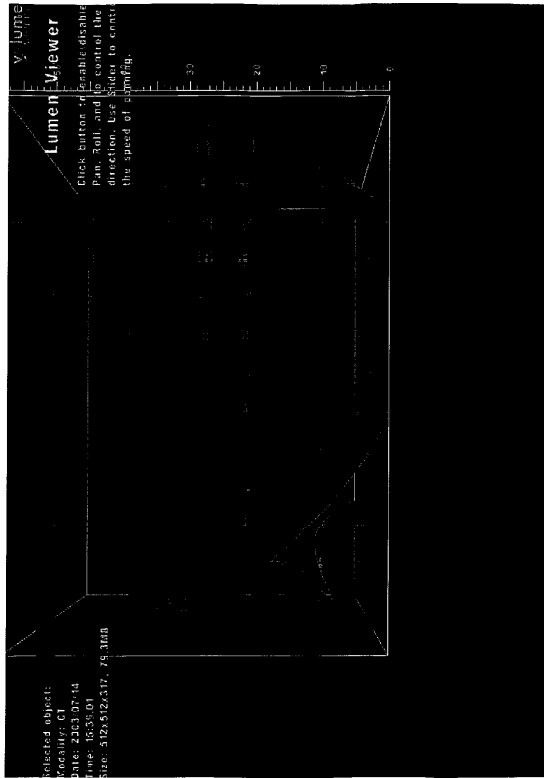


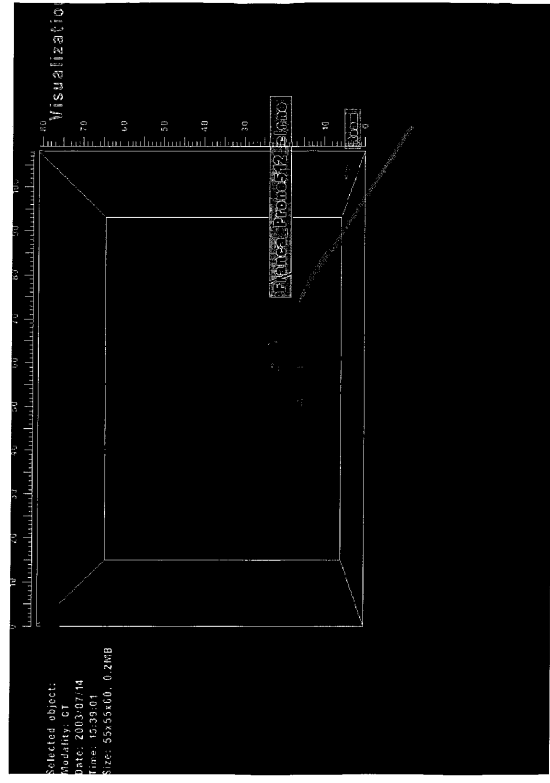
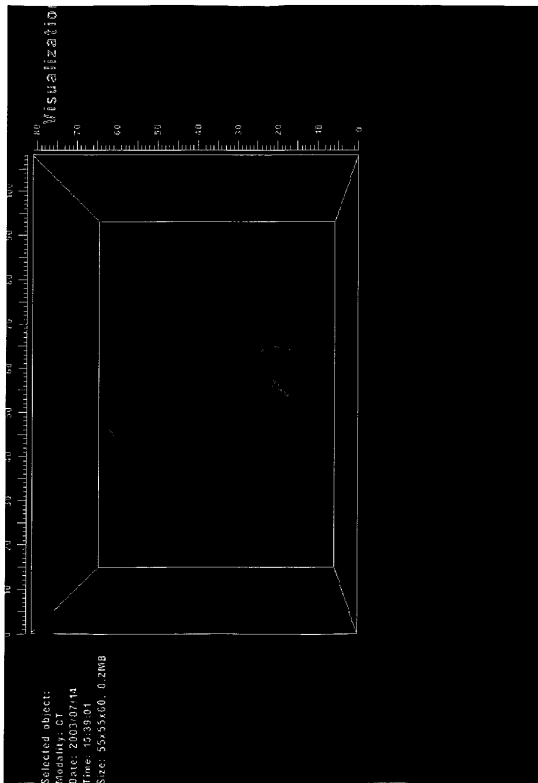
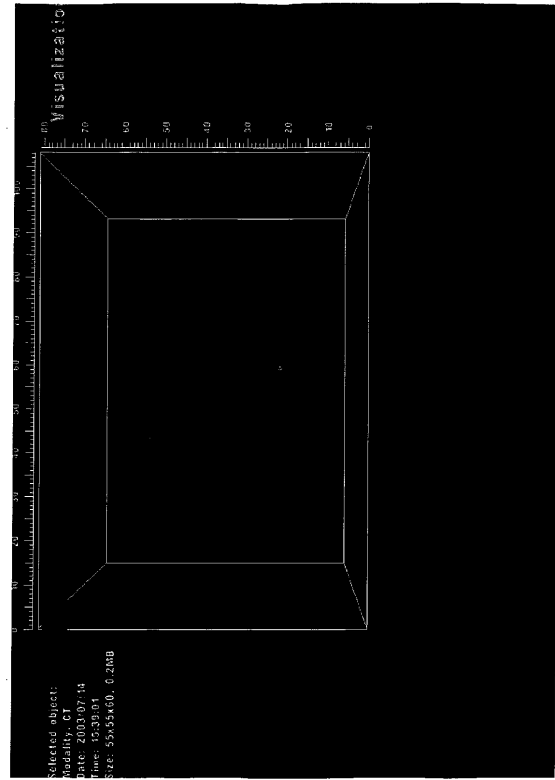
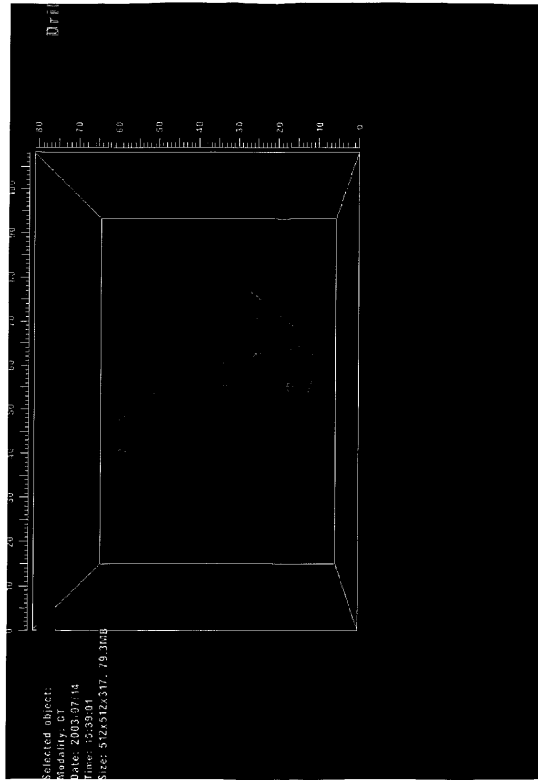


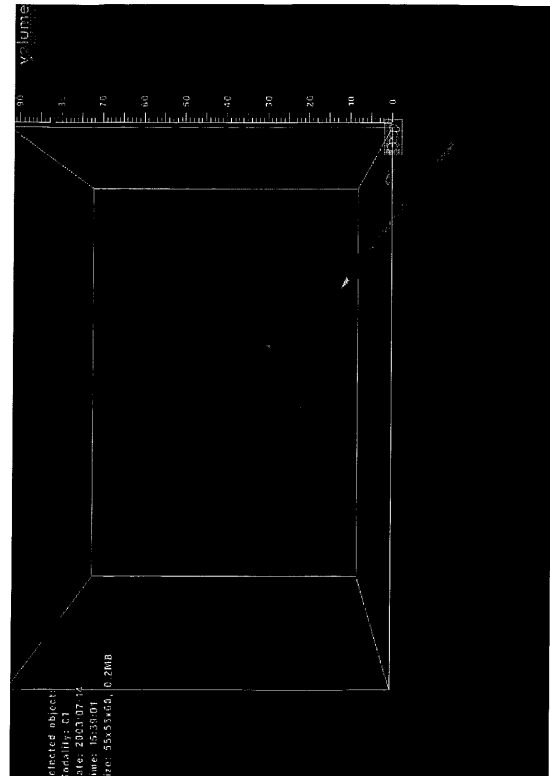
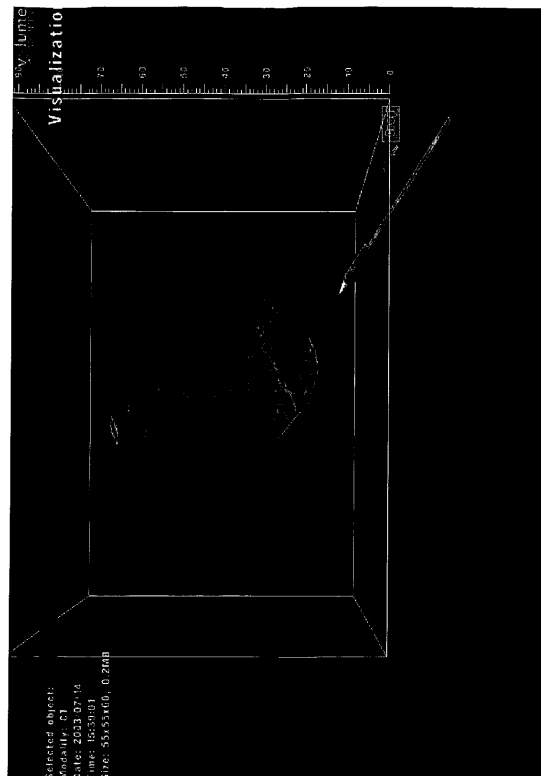
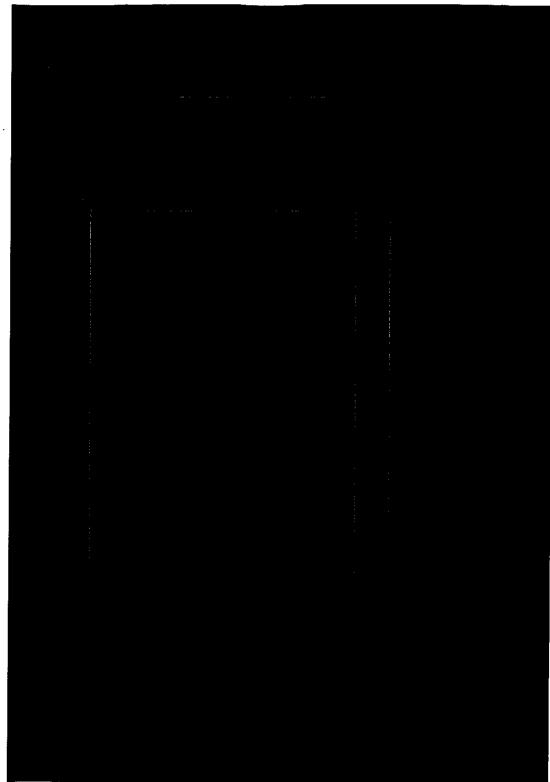
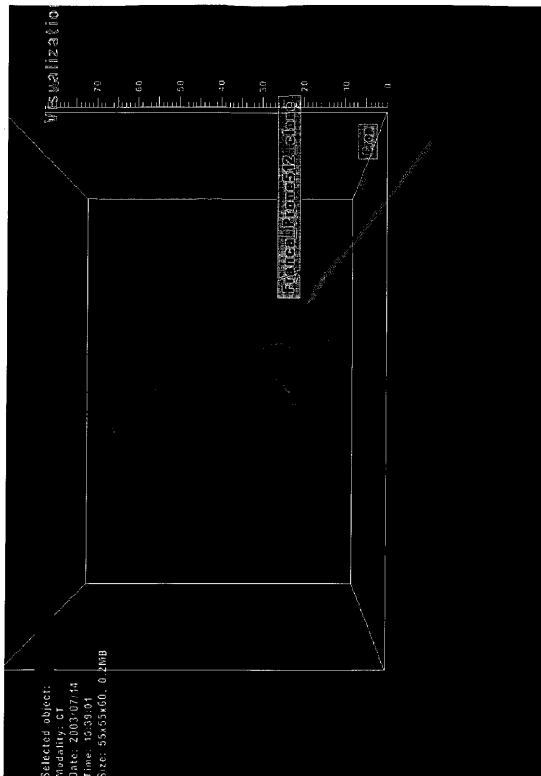


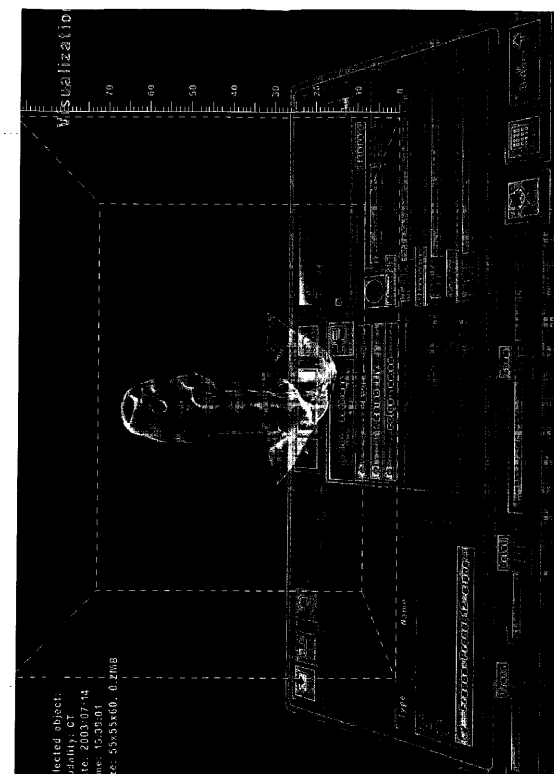
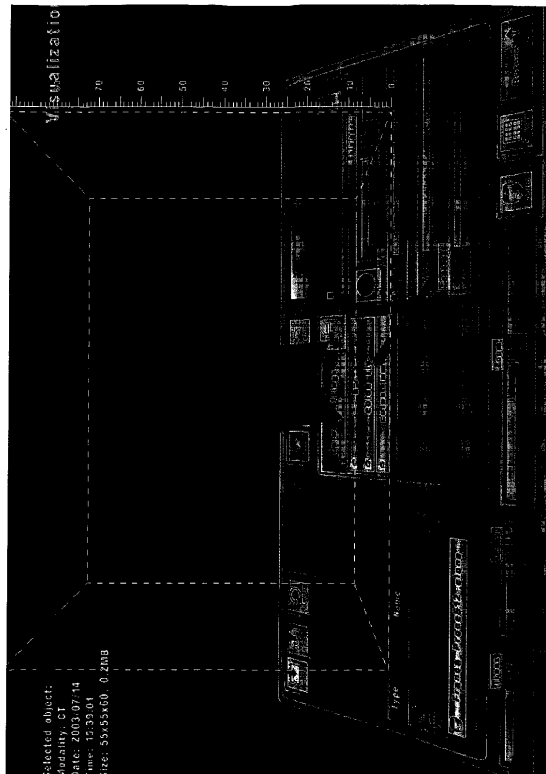
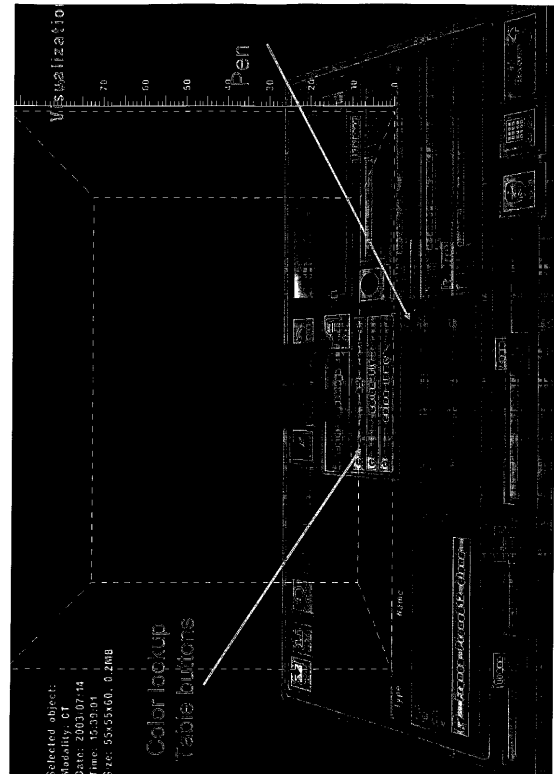
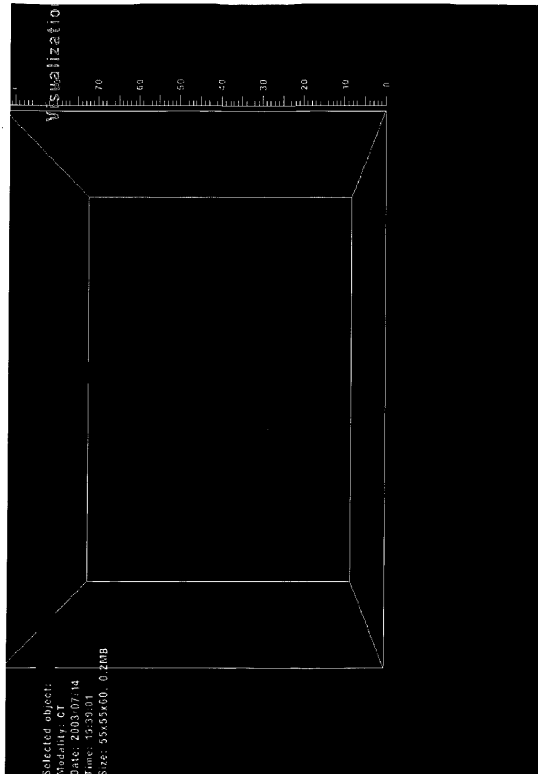


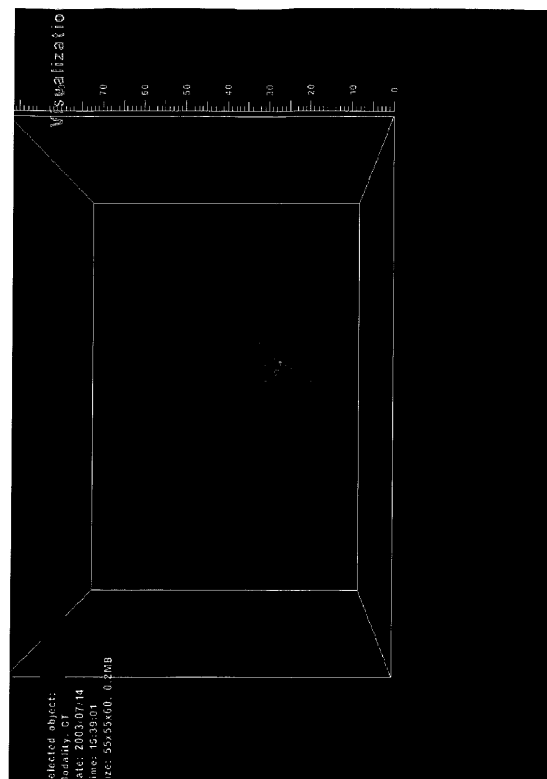
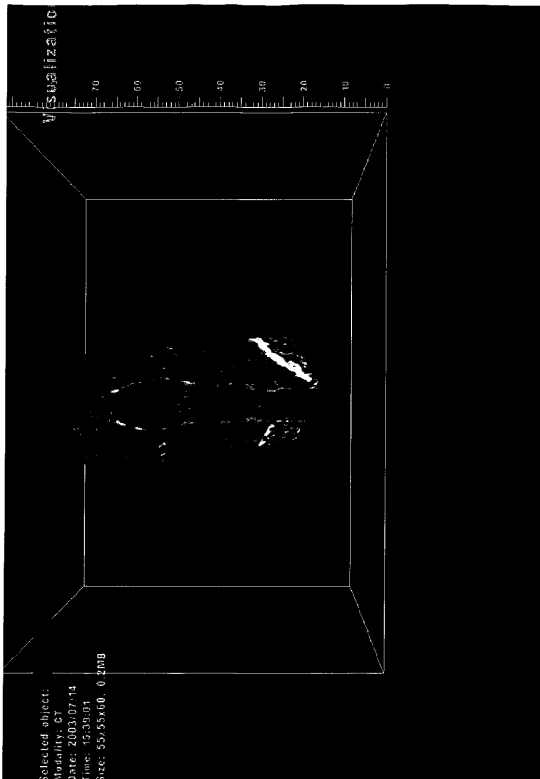
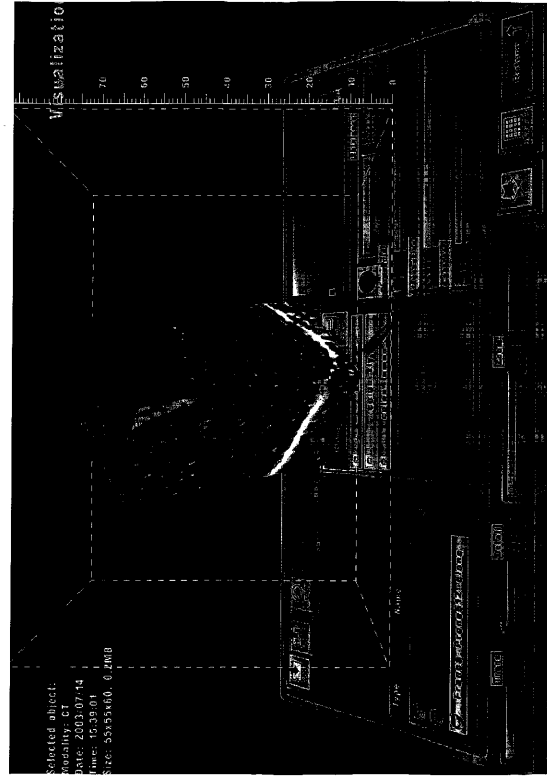
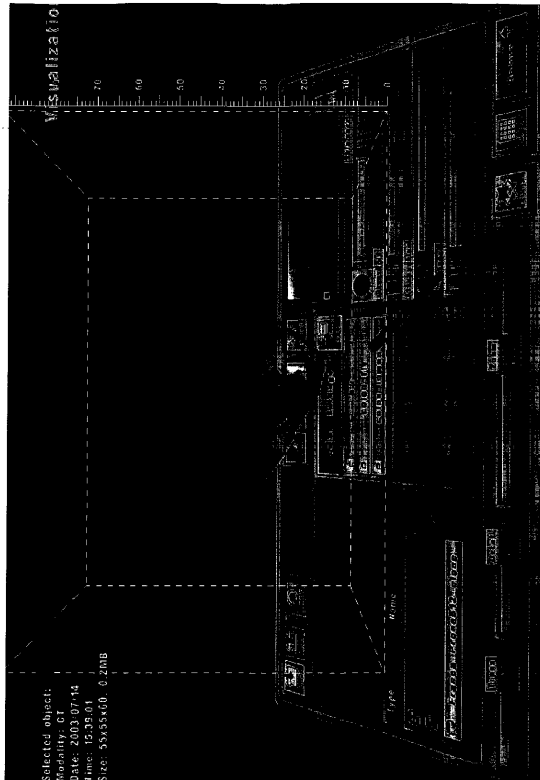


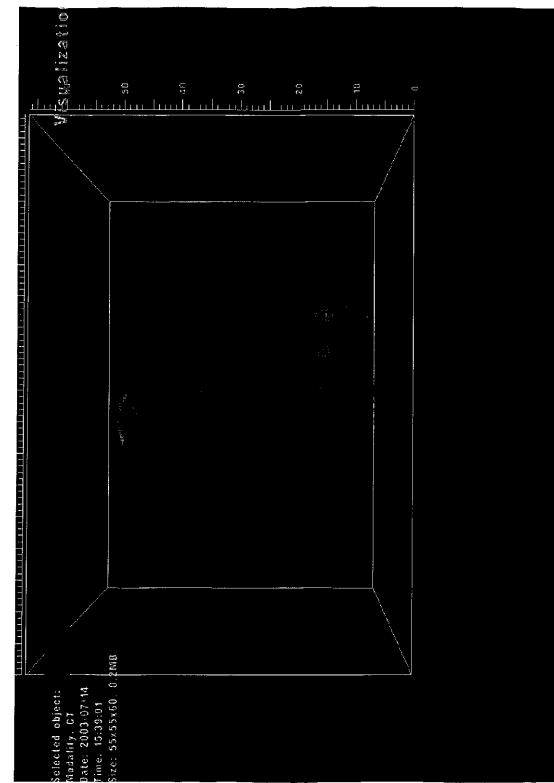
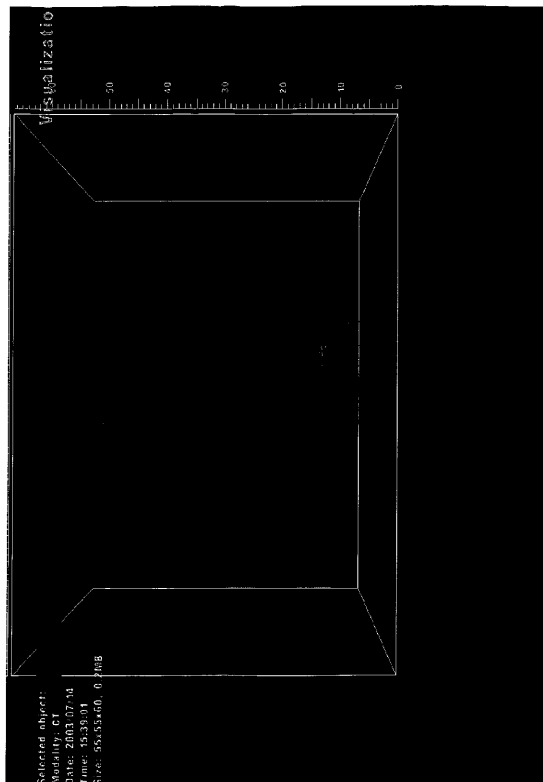
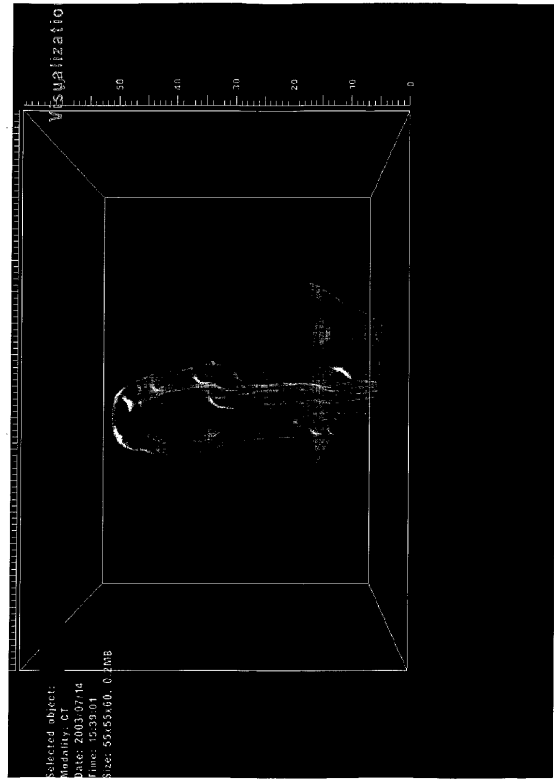
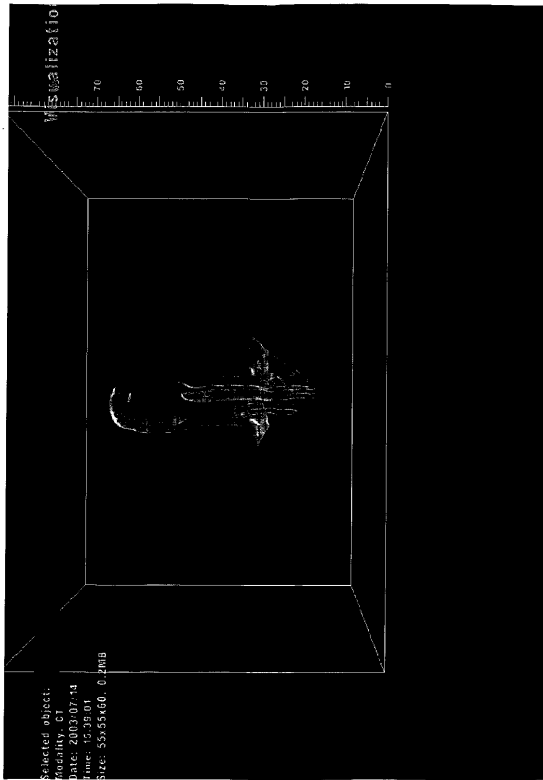


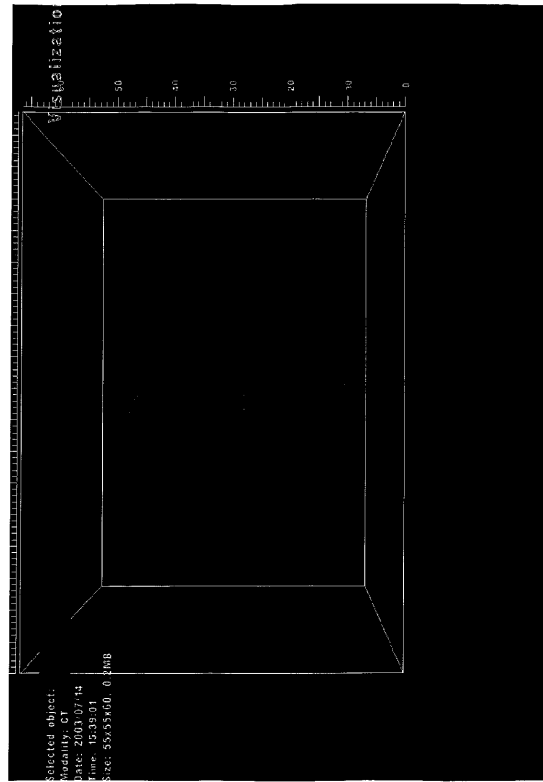
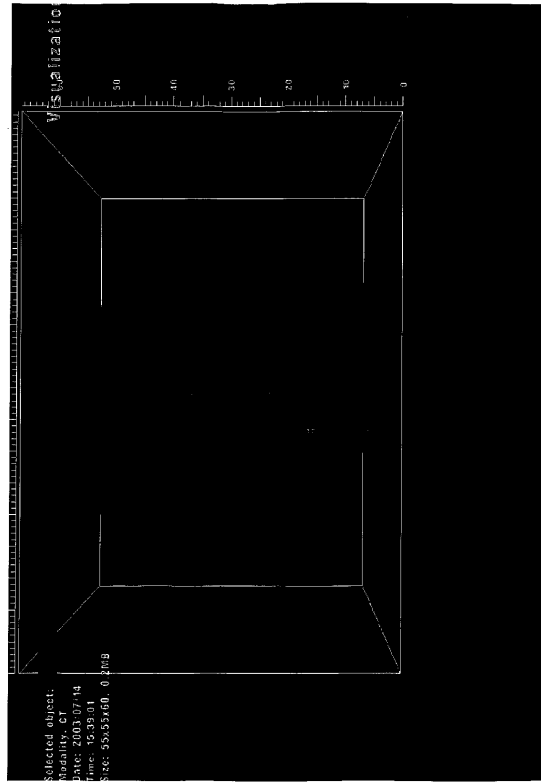












【 9 2 】

Preference:

200  
400  
500  
200  
100  
0

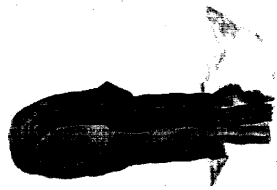


Figure 92

Selected object:  
Modality: CT  
Date: 2003/07/14  
Time: 15:35:01  
Size: 55x55x60, 0.2MM

【 9 3 】

Preference:

200  
400  
500  
200  
100  
0

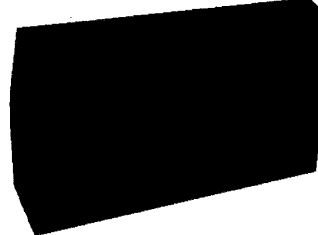


Figure 93

Selected object:  
Modality: CT  
Date: 2003/07/14  
Time: 15:35:01  
Size: 55x55x60, 0.2MM





【 9 8 】

Preference:

Selected object:  
Modality: CT  
Date: 2003/07/14  
Time: 15:39:01  
Size: 512x512x317, 79.3MB

128  
127  
126  
125  
124  
123  
122  
121  
120  
119  
118  
117  
116  
115  
114  
113  
112  
111  
110  
109  
108  
107  
106  
105  
104  
103  
102  
101  
100  
99  
98  
97  
96  
95  
94  
93  
92  
91  
90  
89  
88  
87  
86  
85  
84  
83  
82  
81  
80  
79  
78  
77  
76  
75  
74  
73  
72  
71  
70  
69  
68  
67  
66  
65  
64  
63  
62  
61  
60  
59  
58  
57  
56  
55  
54  
53  
52  
51  
50  
49  
48  
47  
46  
45  
44  
43  
42  
41  
40  
39  
38  
37  
36  
35  
34  
33  
32  
31  
30  
29  
28  
27  
26  
25  
24  
23  
22  
21  
20  
19  
18  
17  
16  
15  
14  
13  
12  
11  
10  
9  
8  
7  
6  
5  
4  
3  
2  
1  
0

Figure 98



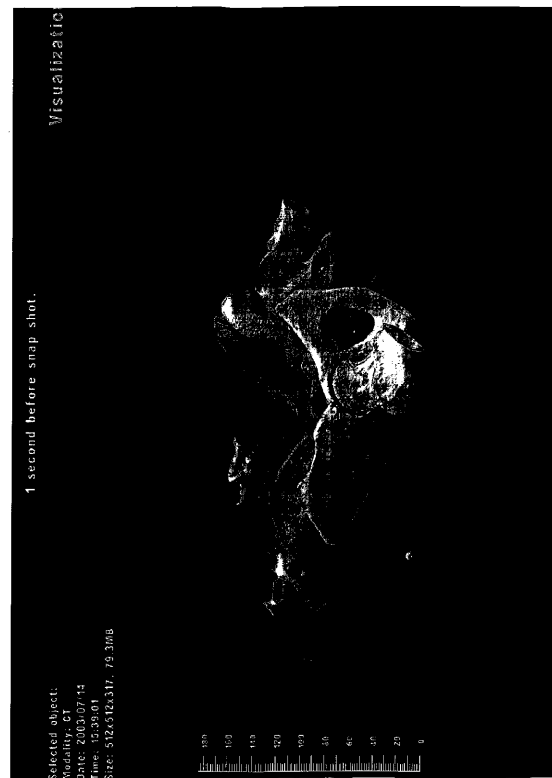
【 9 9 】

Preference:

Selected object:  
Modality: CT  
Date: 2003/07/14  
Time: 15:39:01  
Size: 512x512x317, 79.3MB

128  
127  
126  
125  
124  
123  
122  
121  
120  
119  
118  
117  
116  
115  
114  
113  
112  
111  
110  
109  
108  
107  
106  
105  
104  
103  
102  
101  
100  
99  
98  
97  
96  
95  
94  
93  
92  
91  
90  
89  
88  
87  
86  
85  
84  
83  
82  
81  
80  
79  
78  
77  
76  
75  
74  
73  
72  
71  
70  
69  
68  
67  
66  
65  
64  
63  
62  
61  
60  
59  
58  
57  
56  
55  
54  
53  
52  
51  
50  
49  
48  
47  
46  
45  
44  
43  
42  
41  
40  
39  
38  
37  
36  
35  
34  
33  
32  
31  
30  
29  
28  
27  
26  
25  
24  
23  
22  
21  
20  
19  
18  
17  
16  
15  
14  
13  
12  
11  
10  
9  
8  
7  
6  
5  
4  
3  
2  
1  
0

Figure 99



【図 102】

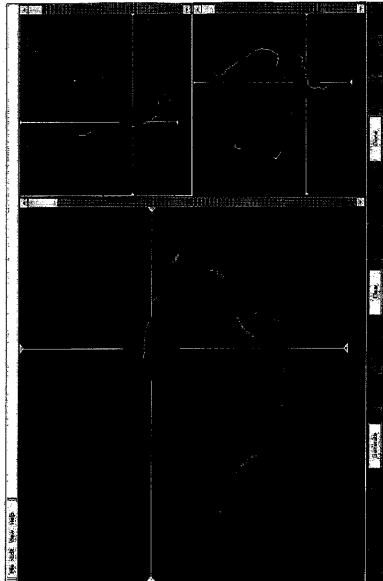


Figure 102

【図 103】

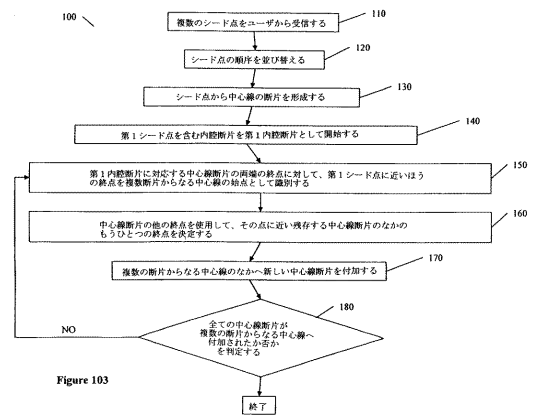
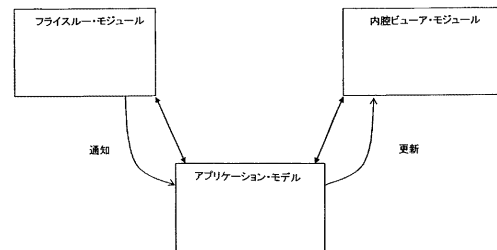


Figure 103

【図 104】

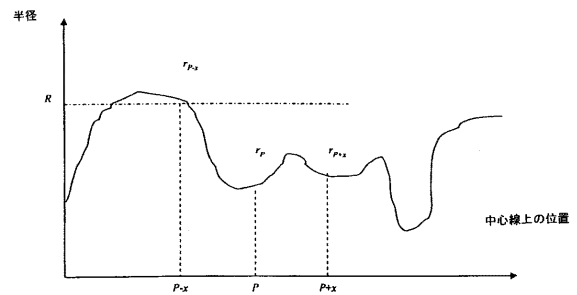


【図 105】



Figure 105

【図 106】



【図 107】



Figure 107

【図 108】

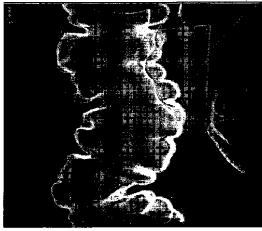
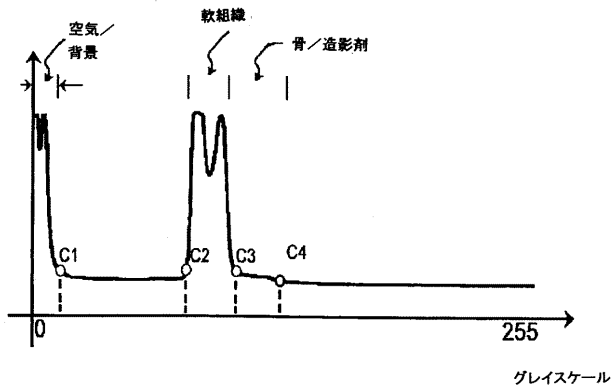
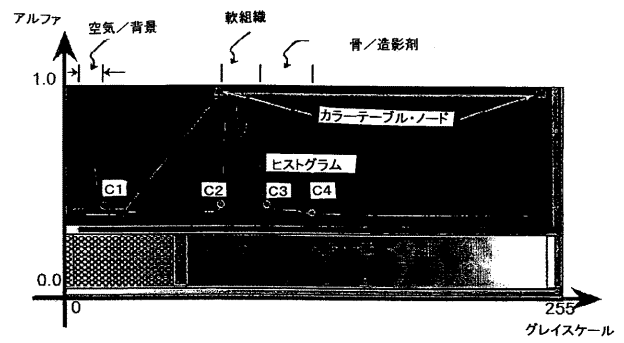


Figure 108

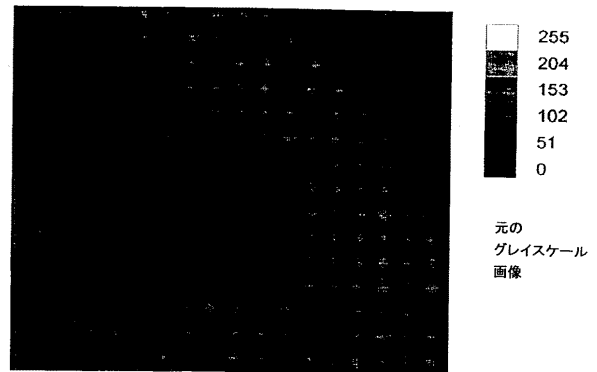
【図 109】



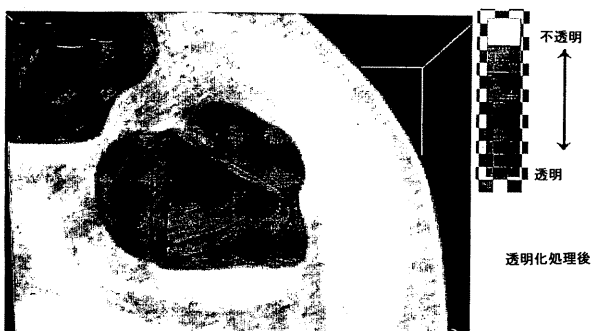
【図 110】



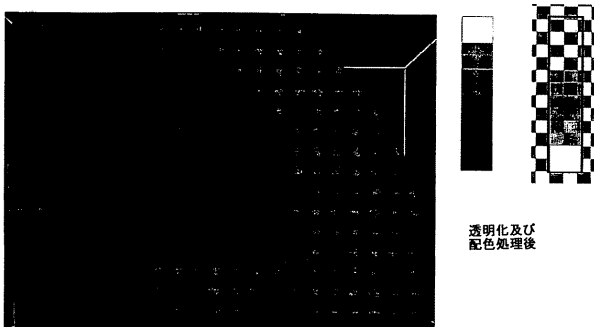
【図 111】



【図 112】



【図 113】



【図 114】



【図 115】

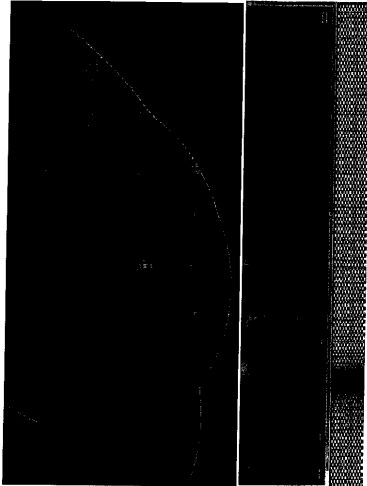


Figure 115

【図 116】



Figure 116

【図 117】

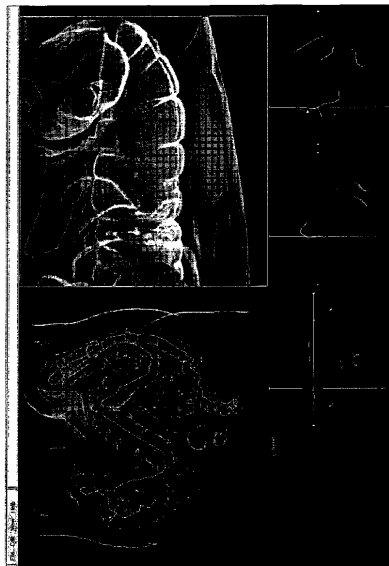


Figure 117

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

●/EP2004/052790

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G06T15/00 A61B19/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06T A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	VILANOVA BARTROLI A V ET AL: "Nonlinear virtual colon unfolding" PROCEEDINGS VISUALIZATION 2001 (CAT. NO.01CH37269) IEEE PISCATAWAY, NJ, USA, 2001, pages 411-418-579, XP002308883 ISBN: 0-7803-7200-X	1,4,11, 27,56,75
Y	abstract	2,4-6, 9-17
X	KANITSAR A ET AL: "Computed tomography angiography: a case study of peripheral vessel investigation" PROCEEDINGS VISUALIZATION 2001 (CAT. NO.01CH37269) IEEE PISCATAWAY, NJ, USA, 2001, pages 477-480, XP002338528 ISBN: 0-7803-7200-X abstract; figures 1,4,5	1,3,4, 27,56,75
----- -/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search  30 September 2005		Date of mailing of the international search report  16. 01. 2006
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Meinl, W

5

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

P/EP2004/052790

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	ROBB R A: "Visualization in biomedical computing" PARALLEL COMPUTING ELSEVIER NETHERLANDS, vol. 25, no. 13-14, December 1999 (1999-12), pages 2067-2110, XP004363672 ISSN: 0167-8191	2,4-6, 12-17
A	page 2096 - page 2098; figures 19,20,31-33 -----	1-75
Y	WO 03/083781 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.; LOBREGT, STEVEN) 9 October 2003 (2003-10-09) pages 2,3 -----	9,10
Y	MING WAN ET AL: "Interactive electronic biopsy for 3D virtual colonoscopy" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING SPIE-INT. SOC. OPT. ENG USA, vol. 4321, 2001, pages 483-488, XP002337234 ISSN: 0277-786X abstract; figure 5 section 4. -----	11
P,A	WO 2004/061775 A (BRACCO IMAGING, S.P.A) 22 July 2004 (2004-07-22) cited in the application abstract -----	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/EP2004/052790**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
  
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
  
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
  
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-19, 27-45, 56-74, 75

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.



International Application No. PCT/ EP2004/ 052790

## FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-19,27-45,56-74,75

Visualization: Viewing a tube-like anatomical structure, eg colon, from a viewpoint outside the structure.

---

2. claims: 20-25

Visualization: Constructing the centerline of a tube-like structure, starting from seed-points.

---

3. claim: 26

Volume rendering: Construction of adjacent slices for multi-texture interpolation.

---

4. claims: 46-54

Visualization: Setting bookmarks during a first go-through of a tube-like structure to alleviate revisiting special points of interest.

---

5. claim: 55

Visualization: Zooming a tube-like structure so that it fits within the display window, while keeping it centered at its centerline.

---

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

P/EP2004/052790

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 03083781 A	09-10-2003	AU 2003215836 A1 JP 2005521960 T US 2005151730 A1	13-10-2003 21-07-2005 14-07-2005
WO 2004061775 A	22-07-2004	AU 2003303086 A1 AU 2003303099 A1 AU 2003303111 A1 CA 2507930 A1 CA 2507959 A1 EP 1565888 A2 EP 1565808 A2 WO 2004061544 A2 WO 2004066137 A2	29-07-2004 13-08-2004 29-07-2004 05-08-2004 22-07-2004 24-08-2005 24-08-2005 22-07-2004 05-08-2004

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA23 DA01 DA02 DA03 FF08 FF12 FF13 FF19  
FF21 FF30 FF35 FF42 FF43 FG01 FG05 FG12  
5B050 AA02 BA06 BA15 CA07 DA02 EA09 EA12 EA27 EA30 FA02  
FA05 FA08  
5B080 AA17 FA02 FA03 FA17 GA11

专利名称(译)	用于腔组织筛查的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007537771A</a>	公开(公告)日	2007-12-27
申请号	JP2006537317	申请日	2004-11-03
[标]申请(专利权)人(译)	伯拉考成像股份公司		
申请(专利权)人(译)	布拉科成像上课.复制.呃.		
[标]发明人	ルイスセラ フレディウーインフィ		
发明人	ルイス セラ フレディ ウーインフィ		
IPC分类号	A61B6/03 G06T17/40 G06T15/00 A61B5/05 A61B19/00 G01N33/48 G01N33/50 G06F19/00 G06T1/00 G09B23/28		
CPC分类号	G06T19/00 G06T2210/41 G06T2210/62 G06T2219/028 G09B23/285		
FI分类号	A61B6/03.360.G G06T17/40.A G06T15/00.200		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/DA02 4C093/DA03 4C093/FF08 4C093/FF12 4C093/FF13 4C093/FF19 4C093/FF21 4C093/FF30 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FG01 4C093/FG05 4C093/FG12 5B050/AA02 5B050/BA06 5B050/BA15 5B050/CA07 5B050/DA02 5B050/EA09 5B050/EA12 5B050/EA27 5B050/EA30 5B050/FA02 5B050/FA05 5B050/FA08 5B080/AA17 5B080/FA02 5B080/FA03 5B080/FA17 5B080/GA11		
优先权	60/517043 2003-11-03 US 60/516998 2003-11-03 US 60/562100 2004-04-14 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

公开了用于显示腔组织的各种方法和系统。在根据本发明的实施例中，通过扫描过程获得包括腔组织的身体部位的大量二维图像。该数据被转换成实体，并以预定参数以各种可视化方法呈现给用户。在根据本发明的实施例中，使用者的观点被放置在从内腔的外部观察内腔的位置中，并且使用者可以沿着肠的各种纵向几何特征观察内腔沿着外壁形状的线)，您可以通过移动视点观察管腔。为了全面地观察组织，可以透明/半透明和立体地显示来自组织外部的管腔结构。

