

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-209651

(P2007-209651A)

(43) 公開日 平成19年8月23日(2007.8.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 O 2	4 C O 9 3
A 6 1 F 7/10 (2006.01)	A 6 1 F 7/10 3 1 7	4 C O 9 9
A 6 1 F 7/12 (2006.01)	A 6 1 F 7/12 Z	
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 O G	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-34911 (P2006-34911)
 (22) 出願日 平成18年2月13日 (2006.2.13)

(71) 出願人 595167292
 株式会社デージーエス・コンピュータ
 東京都八王子市南大沢2-27
 (74) 代理人 100093872
 弁理士 高崎 芳紘
 (72) 発明者 岩田 完成
 東京都八王子市別所1-53-2 7-1
 O 4
 (72) 発明者 岩田 靖
 東京都八王子市別所1-53-1 2-5
 O 1
 (72) 発明者 川村 雅文
 東京都新宿区中落合2-17-26

最終頁に続く

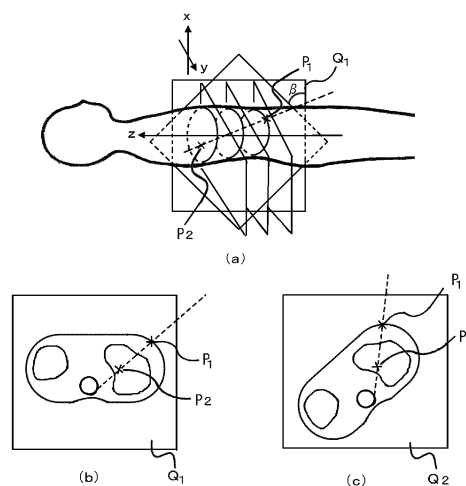
(54) 【発明の名称】 治療子経路表示装置

(57) 【要約】

【課題】凍結端子を有する治療子は体内に侵入させて病巣部位の壊死をはかる。かかる治療子の侵入点及び病巣部位たる到達点、そしてそのルートや侵入角度の決定を确实・正確に行いたい。

【解決手段】本発明では、侵入点 P_1 、到達点 P_2 を設定した後で、この P_1 、 P_2 点を通る互いに所定の角度（例えば 90° ）を有する2つの平面 Q_1 、 Q_2 を選ぶ。2つの平面 Q_1 、 Q_2 での画素値を、実際、被検体のCT断層像データから近似値に求める。この2つの平面 Q_1 、 Q_2 の近似値に求めた画素値からなる算出断層像を表示部に表示させて、 P_1 、 P_2 点が正しく設定されたか否かをチェックする。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の撮影で得た断層像を断層平面と直交する方向に重ねて得られる三次元画像データを格納する格納手段と、

上記三次元画像における被検体侵入具の侵入点と被検体内到達点とを設定する手段と、この侵入点と到達点を通る第 1 平面、及びこの侵入点と到達点を通り上記第 1 平面に所定角度をなす第 2 平面を設定する手段と、

第 1 平面と上記三次元画像データの各断層面との交点の画素値、又は交点近傍の画素値から近似した画素値を、第 1 平面の交点の画素値として決定し、かくして第 1 平面の断層画像データを算出する第 1 の算出手段と、

第 2 平面と上記三次元画像データの各断層面との交点の画素値、又は交点近傍の画素値から近似した新画素値を、第 2 平面の交点の画素値として決定し、かくして第 2 平面の断層画像データを算出する第 2 の算出手段と、

上記算出した第 1 平面の断層像、第 2 平面の断層像を表示する表示手段と、

を備える治療子経路表示装置。

【請求項 2】

上記所定角度は 90°とする請求項 1 の治療子経路表示装置。

【請求項 3】

上記格納手段は、侵入具の進行時の先端位置を CT 撮影・再構成して得た先端位置近傍の複数の断層像を含むものとした請求項 1 の治療子経路表示装置。

【請求項 4】

被検体の撮影で得られた断層像を断層像平面と直交する方向に重ねて得られる 3 次元画像データを求め、被検体侵入具の侵入点と到達点とを同一平面内に持つ様に定めた画像表示装置。

【請求項 5】

被検体の撮影で得られた断層像を断層像平面と直交する方向に重ねて得られる 3 次元画像データを求め、被検体侵入具の侵入点と到達点とを同一平面内に持つように定めた画像と侵入具の侵入点と到達点とを結ぶ直線を軸として回転して得られる他の画像の 2 つ以上を表示することの出来る画像表示装置。

【請求項 6】

被検体の撮影で得られた断層像を断層平面と直交する方向に重ねて得られる 3 次元画像データを求め被検体侵入具侵入点と到達点とを結んで得られる直線の 3 次元画像データとの角度を持った侵入具挿入装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内の穿刺して治療等を行う治療子の経路表示装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療装置の中には、被検体の体内に侵入具（治療子）を侵入（穿刺を含む）させる装置がある。例えば胃カメラ、監視用光ファイバー、組織を切り取って採取する採取具、特定の部位に薬剤を注入する注入具、病巣部位に熱や電磁波などのエネルギーを照射して治療を行う治療具などがある。

こうした侵入具の侵入監視用に透視像をリアルタイムで得て表示して侵入を監視する透視監視法、X 線 CT 断層像をリアルタイムで得て二次元又は三次元表示させて侵入を監視する CT 監視法がある。

こうした透視監視法、CT 監視法は、術者が画面を見ながら監視し、この監視画像から術者が位置やルートを決定確認しながら、医療を施すやり方をとる。

CT 監視法とは、侵入経路及び患部を CT 撮影しながらリアルタイムで CT 画像及び又はその三次元化した画像を表示させ、この表示画面を術者が監視しながら侵入具の進行及

10

20

30

40

50

び治療を行う治療法を指す。ＣＴ監視法は、複雑な部位や身体の深化した部位（肺や心臓、前立腺や膵臓等）での監視に向いている。このＣＴ監視法を使用した最新例として、肺癌組織の壊死をはかる凍結治療法がある。この凍結療法とは、肺癌部位細胞を凍結させ、その後で融解させ、その融解の過程で塩濃度の差の発生等により細胞内を破壊し、細胞死に至らしめるという原理による。凍結と融解には、２つの高圧ガスを使う。高圧のガスは急激に体積を膨張させると、分子の種類により急激に温度を上げるものと、急激に温度を下げるものとがあり、これは物理現象の１つであるJoule-Thompson効果と呼ばれる。そこで、温度を上げる方に高圧アルゴンガスを、温度を下げる方にヘリウムガスを使用する。治療には、侵入具として中空の金属性の治療子（治療具と同義。ガイドニードルとも呼ばれる）を用いる。ＣＴ監視下で、この治療子を患部まで誘導し、上記２つのガスを交互に中空内から又は中空部の先端から外部へ放出し、熱交換作用を利用して患部への凍結療法を行う。

10

【０００３】

こうした一般的な凍結療法の文献として、非特許文献１がある。更に、凍結療法に用いる治療子を含む機械系、及びその治療のやり方と実際事例とを解説した文献として、非特許文献２がある。

【非特許文献１】雑誌「医学のあゆみ」（Vol. 206 No. 3, 2003. 7. 19）。川村他著「肺癌の凍結融解壊死療法」（P 229～P 231）。

【非特許文献２】雑誌「低温医学」（30巻、2004）。中塚、川村他著「ＣＴ透視を用いた肺悪性腫瘍に対する経皮的凍結療法の実際」（P 9～P 15）。

20

【０００４】

文献２は、治療子の穿刺状態を、リアルタイムでＸ線ＣＴ装置で撮影してこれをリアルタイムで断層画像として再構成して表示させ、手技を行うとしたものである。Ｘ線ＣＴ装置は、マルチスライス撮影であり、一回で多数の断層像を得て表示させる。治療子の進行を監視でき、患部位置への追跡、手技に沿ってほぼリアルタイムで画像としてみることができる。

【０００５】

一方、治療子は、先端が刃物状に突起するステンレス製の二重管（コアキシャルニードル）を使う。治療に当っては、この二重管を体表面にあてがった状態で、二重管の中心軸に沿って長く細い誘導針を挿入し、その誘導針を患部まで穿刺する。次にその誘導針に沿って二重管を患部まで進行させ、更に二重管を進めて腫瘍を貫通させる。

30

【０００６】

この後で上記誘導針を抜いて、代りに凍結端子本体を二重管内の中空の軸に沿って挿通装填する。この際凍結端子本体の凍結・解凍部位となる端子先端は、二重管の先端のまわりを帯びた内面に当接又は近接した位置とする。凍結端子本体は高圧アルゴンガス注入口と高圧ヘリウムガス注入口へと切替バルブを介してつながる。充填確認後に切替バルブを切替えて高圧ヘリウムガスを注入し、次いで高圧アルゴンガスを注入し、凍結と解凍とを短時間で実行する。このサイクルを複数回繰返すこともある。これらの一連の動作はリアルタイムでのＣＴ画像を表示させてのＣＴ監視下で、観察確認しながら行う。

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

凍結端子を含む治療子は事前に定めたルート（経路）に従って行ったり、患部を開いて観察できる状態にしたりして、穿刺を行う。

経路は、侵入点と目標病巣位置（到達点）とを定めた上で決定する。しかし、経路状に血管や他の臓器や骨などの障害物がないことを確認するのは容易ではない。この確認をＣＴ画像や透視像をもとにして行う例もある。

侵入点と到達点とを結ぶ経路を画像上で正確に確認できれば、治療効率につながり、操作者の負担も軽くなる。

【０００８】

50

本発明の目的は、侵入点と到達点とを結ぶ経路を断層画像上に正確に表示可能な表示装置を提供するものである。

【 0 0 0 9 】

更に本発明の目的は、そのために計測で求めたものでない、経路の判断しやすい新たな断層面と断層像を算出し表示可能とする表示装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明は、被検体の撮影で得た断層像を断層平面と直交する方向に重ねて得られる三次元画像データを格納する格納手段と、

上記三次元画像における被検体侵入具の侵入点と被検体内到達点とを設定する手段と、

この侵入点と到達点を通る第1平面、及びこの侵入点と到達点を通り上記第1平面に所定角度をなす第2平面を設定する手段と、

第1平面と上記三次元画像データの各断層面との交点の画素値、又は交点近傍の画素値から近似した画素値を、第1平面の交点の画素値として決定し、かくして第1平面の断層画像データを算出する第1の算出手段と、

第2平面と上記三次元画像データの各断層面との交点の画素値、又は交点近傍の画素値から近似した新画素値を、第2平面の交点の画素値として決定し、かくして第2平面の断層画像データを算出する第2の算出手段と、

上記算出した第1平面の断層像、第2平面の断層像を表示する表示手段と、

を備える治療子経路表示装置を開示する。

【 0 0 1 1 】

更に本発明は、前記所定角度は90°とする治療子経路表示装置を開示する。

【 0 0 1 2 】

更に本発明は、前記格納手段は、侵入具の進行時の先端位置をCT撮影・再構成して得た先端位置近傍の複数の断層像を含むものとした治療子経路表示装置を開示する。

【 0 0 1 3 】

更に本発明は、被検体の撮影で得られた断層像を断層像平面と直交する方向に重ねて得られる3次元画像データを求め、被検体侵入具の侵入点と到達点とを同一平面内に持つ様に定めた画像表示装置を開示する。

【 0 0 1 4 】

更に本発明は、被検体の撮影で得られた断層像を断層像平面と直交する方向に重ねて得られる3次元画像データを求め、被検体侵入具の侵入点と到達点とを同一平面内に持つように定めた画像と侵入具の侵入点と到達点とを結ぶ直線を軸として回転して得られる他の画像の2つ以上を表示することの出来る画像表示装置を開示する。

【 0 0 1 5 】

更に本発明は、被検体の撮影で得られた断層像を断層平面と直交する方向に重ねて得られる3次元画像データを求め被検体侵入具侵入点と到達点とを結んで得られる直線の3次元画像データとの角度を持った侵入具挿入装置を開示する。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明の表示装置によれば、侵入点と到達点とを結ぶ2つの経路平面の断層像を観察でき、経路の確認や治療子の侵入の様子がわかるようになった。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

本発明を治療子の穿刺経路表示装置の例で説明する。治療子とは、患者の体内に穿刺して病巣部位の治療を行う素子である。例えば肺癌の除去手段として凍結端子本体を内部に有する金属管から成る治療子を使う例がある。かかる治療子は、肺癌病巣部位まで凍結端子を穿刺して、病巣部位に到達後に、凍結端子本体の先端からその周囲に対して凍結と解凍とを繰返して病巣部位を壊死させるものである。

かかる凍結端子、及び凍結端子を含む広義の治療子を使う治療装置に関して、本件出願

10

20

30

40

50

人は既に特許出願を行っている（特願 2 0 0 5 - 3 6 4 6 5 4、特願 2 0 0 5 - 3 6 4 6 5 9）。

【 0 0 1 8 】

凍結端子を含む治療子の穿刺を行うためには、侵入点としての体内への穿刺入口位置と到達点としての病巣部位到達位置とを特定した上でその両者を結ぶ穿刺経路を決定し、この経路に沿うような挿入角度を与えて、その経路に沿うように治療子の穿刺を行う。

入口位置から病巣部位位置までの治療子の進行は、C T 監視下で行う。C T 監視とは、治療子の存在位置を含む C T 断層像をリアルタイムで計測・再構成を行って表示させるものであり、治療子の侵入位置に併せて次々に断層像を得て表示させ、治療子が事前に決定した経路を進んでいるかを監視するものである。

10

【 0 0 1 9 】

本発明は、かかる C T 監視を行うに際して、通常の C T 断層像を表示させると共に、侵入点 P 1 と病巣目標位置即ち到達点 P 2 とを含む新たな 2 つの平面 Q 1、Q 2 を設定し、この 2 つの平面 Q 1、Q 2 上の全画素値を、上記通常の断層像の画素値から算出する。かくして、断層面 Q 1、Q 2 での断層画像データ R 1、R 2 を得る。これを画面に表示する。画面上には P₁、P₂ 点が明示的に表示する。平面 Q 1、Q 2 とは例えば平面間の角度が 90°（直交）である。従って、平面 Q 1 の断層像によって Q 1 平面上で、治療子が P 1 → P 2 への経路をたどっているかを監視できると共に、それに直交する平面 Q 2 上で、P 1 → P 2 への経路をたどっているかを監視できることになる。

これによって、1 つの平面 Q 1 だけではその平面上での動きだけの監視のみであるのに対し、本発明では、互いに直交する平面 Q 1 と Q 2 とで立体的に動きを監視することができる。

20

【 0 0 2 0 】

以下、図面を利用して具体的に説明する。

図 1 は、被検体 1 1 0 と断層面と座標系 X - Y - Z との関係を示す図である。断層面は体軸方向に複数個有し、図では模式的に、i、j、k の 3 断層面を示している。断層面そのものは X - Y 座標系とし、体軸方向を Z 座標系として、被検体の任意の点は、(X, Y, Z) の座標系で定義できる。断層面の体軸方向でのピッチは、1 mm 以下、例えば 100 分の 1 mm とかである。断層面の画像は C T 計測で得た C T 画像であり、またピッチを細かくするために補間によって新断層面の C T 画像を得る例もある。

30

【 0 0 2 1 】

図 2 (a) は、治療子の挿入点 P 1、及び目標点（到達点）P 2 を示した図である。新断層面 M k の P 1 点を挿入点、断層面 M i の P 2 点を到達点と指定した例を示す。図 2 (b) が断層面 M k の断層画像上の挿入点 P 1、図 2 (c) が断層面 M i の断層画像上の到達点 P 2 であり、P 1 点は被検体の外皮位置、P 2 点は被検体の内部病巣位置に設定した。

図 3 (a) は、点 P 1、P 2 を新断層面 Q 1 の設定例を示す。当然の事ながら、新断層面 Q 1 は本来の C T 断層面 (... M i、... M j、... M k、...) と非平行である。図 3 (b) は、新断層面 Q 1 上での算出画素値から成る新断層像例を示す。ここで、算出画素値とは、新平面 Q 1 でのものであることから、計測した C T 断層面 (... M i、... M j、... M k、...) の画素値から算出して得たものである。この算出の意味については後述する。

40

【 0 0 2 2 】

図 4 (a) は、新平面 Q 1 と所定の角度 θ をなす新平面 Q 2 の設定例を示す。新平面 Q 2 は平面 Q 1 と同じく点 P 1 と P 2 とを通る平面であり、角度 θ は、例えば 90°（直交）である。図 4 (b) は、平面 Q 1 の新断層像、図 4 (c) は平面 Q 2 の新断層像であり、いずれも算出された画素値より成る。

かかる P 1 と P 2 とを通る互いに角度 θ をなす 2 つの新平面 Q 1 と Q 2 との新断層像を表示することで、P 1 と P 2 との経路がどんなものであるか、その途中に障害物があるかがわかることになり、P 1、P 2 の評価が可能となる。また、治療子の挿入角度 θ の設定及び評価が可能となる。そして、もし、更に別の P 1、P 2、 θ の設定が良いと判断され

50

れば、別個に P 1、P 2、 を設定し直し、同様の表示を行って評価をすればよい。

【0023】

次に、平面 Q 1 と Q 2 との設定を説明する。

Q 1 と Q 2 とが互いに直交する平面であるとする、平面 Q 1 を定めると、平面 Q 2 は 1 つしかなく一義的に定まる。然るに平面 Q 1 は P 1 と P 2 とを含む平面であり無数に存在する。そこで、事前に、穿刺経路上にあって侵入の障害物（例えば血管とか骨とか）がなく、経路監視のしやすい平面 Q 1 候補がいくつか存在する。一方、これらの各平面 Q 1 候補についてそれぞれに直交する平面 Q 2 候補が定まる。平面 Q 2 候補にあっても障害物が経路上にないことが必要である。こうした Q 1 と Q 2 の各候補の中で、障害物がなく、監視しやすい経路を有する平面を Q 1、Q 2 として決定する。これらの決定法は、術者によって画面を見ながら行うが、ソフトウェアによって行うやり方もある。 10

【0024】

平面 Q 1 と Q 2 とは直交させない例もある。例えば適切な直交平面 Q 2 が見いだせなかった場合には、直交平面以外の平面 Q 2 を選ぶ必要がある。また、直交平面以外の角度の平面 Q 2 が経路監視に適した例もある。こうした場合も、平面 Q 1 に対応する所定の回転角度（ 90° ）の関係にある平面 Q 2 を事前に決定しておく。例えば $= 60^\circ$ の事例では、Q 1 に対して 4 個の 60° 平面 Q 2 があり、どれかに特定する。

【0025】

平面 Q 1 と Q 2 上での新画素値の算出を図 5 で説明する。平面 Q 1 は $m \times n$ の画素数のマトリックス構成である。この画素値算出は、ソフトウェアによって自動的に行う。平面 Q 1 と CT 断層面との角度は 90° 以外の角度である。穿刺入口 P 1 が皮膚表面であって病巣位置 P 2 が内部である故に P 1 と P 2 とを結ぶ平面 Q 1 は、CT 平面に対して 90° 以外の角度になるからである。 20

平面 Q 1 上の画素位置を (J, K) とし、CT 断層面の画素位置を (X, Y) とし、CT 断層面の体軸方向の座標を Z とする。CT 断層面を手前から M 1、M 2、... M n とする。こうした CT 断層面 M 1、M 2、... M n が並んであり、これに角度で平面 Q 1 が CT 断層面 M 1、M 2、... M n を切断（角度での交叉）するような関係である。

そこで、その全交叉位置での、Q 1 平面の座標 (J, K) とそれに交叉する CT 断層面 M 1、M 2、... M n の座標 (X, Y) に、図 5 の斜線画素位置の如き、画素値があれば、それを Q 1 平面の対応座標の画素値とする。座標 (X, Y) に、図 5 の非斜線画素位置の如き、画素値がない場合が多く、この場合には座標 (X, Y) の周囲 2 点とか 4 点とかの画素値から近似算出した近似画素値を座標 (J, K) の画素値とする。この算出は、平均値とするとか、距離差を考慮した比例配分値とするとかである。算出しないで、最も近い位置の画素値をそのまま利用する例もある。 30

平面 Q 2 についても同様である。

【0026】

図 6 は、本発明の表示装置のシステム図である。表示装置 120 は、共通バス 125 に CPU 121、メモリ (M) 122、キーボード 123、表示部 124 をつなげた構成であり、メモリ 122 には、図 1 に示した如き複数断層面の断層像が格納され、これをキーボード 123 の指示により CPU 121 の働きで読み出し、表示部 124 に書く断層像順に表示する。そこから、操作者が表示画面を見て、P 1、P 2 点を指示する。書く断層像の順次表示で手間がかかる故に、全断層像を三次元的に表示させて、そこから P 1、P 2 点を指示するやり方もある。 40

【0027】

更に、図 6 では、P 1、P 2 点を通る平面 Q 1、Q 2 を手動又は自動にて指定する。例えばキーボード 123 で指示する。CPU 121 は、この指示を受けて、平面 Q 1、Q 2 の新断層像データ R 1、R 2 を算出する。

【0028】

図 7 は、図 6 での処理フローを示す、ステップ S 20 で CT 画像を取得してメモリ 122 に格納する。ステップ S 21 は、必要な断層面の CT 画像を順次表示させて、その中か 50

ら挿入点となる断層面 M_k 、到達点となる断層面 M_i を選択し指示する。ステップ S_{22} は、その断層面 M_k 、 M_i 上で点 P_1 、 P_2 を指定する。ステップ S_{23} では点 P_1 、 P_2 を通る第 1 平面 Q_1 、第 2 平面 Q_2 を指定し、ステップ S_{24} でその画素値を算出し、ステップ S_{24} で表示を行う。表示を見て適切な経路か否か判断し、不適切であればステップ S_{21} に戻り、適切であれば、 M_j 、 M_k 、 P_1 、 P_2 、 Q_1 、 Q_2 並びに挿入角度として決定する。

【0029】

病巣部位が複数個点在している例がある。これは、 X 、 Y 、 Z 軸でみると、 P_2 の座標 X 、 Y 、 Z がそれぞれ異なり $P_{21}(X, Y, Z)$ 、 $P_{22}(X, Y, Z)$ 、 $P_{23}(X_3, Y_3, Z_3)$ 、... であったりすることであり、基本的にはどれか 1 点を到達点として定め、他点は CT 監視下で治療子を移動させるやり方をとる。この場合、事前に P_1 と P_{21} 、 P_1 と P_{22} 、 P_1 と P_{23} の如き組合せで経路のチェックを、前述の如き新平面、新断層像を造り表示させて行い、全点に関しての障害等チェックを行うことが好ましい。

10

【0030】

次に、リアルタイムでの CT 画像の形成法について説明する。

CT 断層面 M_1 、 M_2 、... M_n のすべてについて治療子の位置いかんを問わず、その都度、計測し再構成する必要はない。治療子の現在位置を中心とするその近辺のみの断層面の CT 画像を計測・再構成し、それ以外の断層面の CT 画像はそれ迄に得た過去の画像を利用する。例えばある時点での治療子の先端位置を Z_i としたとき、 Z_i 近傍の $i = i \pm$ の幅内断層面（は近傍値であり、数個の断層数～数 10 個の断層数となる値である）で計測を行い、断層像を得る。かくして、リアルタイム性を維持して CT 計測・再構成が可能となる。

20

この場合、 Q_1 平面、 Q_2 平面についての CT 断層面の中で $i = i \pm$ の断層面がリアルタイム性を維持した CT 画素値を提供し、その他の断層面はその時点以前に計測・再構成した CT 画素値である。

【0031】

本発明の治療装置の実施例を説明する。

図 8 は、治療装置 50 の全体構成例図である。治療装置 50 は、CT スキャナ 51、画像処理部 52、表示部 53、操作部 54、駆動制御部 55、計画部 56、治療子 57、ガス供給部 58、監視部 59、を具える。

30

【0032】

CT スキャナ 51 と画像処理部 52 と、表示部 53 と操作部 54 とは、本来の CT 装置である。この CT 装置を利用して事前に複数の断層像を取得し、三次元画像を形成しておく。複数の断層像から、更にその隙間を埋め合わせるための補間画像を三次元画像として利用する例もある。

【0033】

CT 装置 51 は、穿刺動作時のリアルタイム CT 画像を得るのにも利用する。そしてこのリアルタイム画像は、監視部 59 での治療子 57 の穿刺動作をも併せて重ねて得ており、穿刺の追跡監視・治療監視に利用する。

40

計画部 56 は、画像処理部 52 と共同して、事前に得たデータに基づいて、又はこれと治療子 57 の形状（及び又は構造）データとに基づいて穿刺開始位置（挿入点）、治療部位（到達点）、その治療子の進行ルートの設定をデータ処理にて行い計画データを作成する。また熱特性や病巣部位物性値（生理値を含む）に基づくガス供給制御法を決定する。

【0034】

駆動制御部 55 は、計画部 56 の計画データに基づいて治療子 57 の移動等の駆動制御並びにガス供給部 58 の供給制御を行い、凍結と解凍との交互動作を行う。

監視部 59 は、駆動制御の監視を行う。監視には、CT 画像による監視と制御の仕組みの監視とがある。監視部 59 は、表示部 53 が兼務してもよい。

ここで、画像処理部 52 及び計画部 56 の一部が前記経路表示装置に相当する。

50

。この治療装置 50 は、治療子として凍結端子を用いた例であり、凍結端子及びその治療装置については先に示した先願がある。

【0035】

本発明の治療装置 50 は、以下の処理及び動作を行う。

(1) 凍結端子の穿刺入口位置 P1 と病巣位置 P2 とを決定する。この決定は、体軸方向に撮影・再構成した複数の CT 断層像から選び、例えば断層面 Z_i の座標位置 (X_a, Y_a) を P1、断層面 Z_j の座標位置 (X_b, Y_b) を P2 とする。選択の仕方は、例えば CT 断層像を次々に体軸方向に沿って表示させ、操作者が Z_i、Z_j の断層面、及びその面上の座標としての点 P1、P2 を指定するやり方、又は上記先願と同じく、体軸上に沿う三次元画像の三次元輪郭画像をみて決定する。

10

(2) 点 P1、P2 とを通る平面 Q1 及びそれに直交する平面 Q2、又は所定の角度をなす平面 Q2 を決定する。

これは画像処理部 52 と計画部 56 と用いてソフトウェアによる処理を利用する。

(3) 駆動制御部 56 の働きにより穿刺動作を開始する。その監視は、監視部 59 で行う。穿刺動作の監視のために、X 線 CT 装置によって、例えばマルチスライス計測 (1 回で複数断面の撮影を可能にする構造) により CT 撮影・再構成を行い CT 断層像を得る。撮影範囲は、凍結端子の先端部近傍であり、凍結端子の穿刺の進行に併せて先端位置が進行し、その進行に応じて先端部近傍を次々に CT 撮影・再構成を行い CT 断層像を得る。

(4) CT 監視下で得た最新断層像は、監視部 59 によって、メモリに記憶させた上で次々に表示部 53 に表示して進行の監視に利用する。これと併せて、画像処理部 52 と計画部 56 とで、本願発明の特徴の 1 つである上記 (2) で決定した Q1、Q2 平面上での CT 画素値を算出し、Q1、Q2 平面上の画素位置 (座標位置) 対応に埋め込み断層像 R₁、R₂ を得、これを表示装置に表示する。

20

この断層像 R₁、R₂ を得るに際して、凍結端子の先端近傍に含まれる複数の断層面は、リアルタイムで得た断層画像を持つものであり、それ以外の断層面はそれ以前に得られた断層画像を持つものである。ここで、以前の断層像とは、穿刺動作に入る前に撮影して得た断層像又は先端位置の進行時にその先端位置よりも手前側で撮影して得た直前の断層像を含む。

(5) かくして、凍結端子の穿刺の経路を、最新の CT 断層像及び Q1、Q2 平面上での断層像が表示されることで、リアルタイムで監視できる。もし、経路をずれる様子があれば最新の断層像及び Q1、Q2 平面上の断層像をみて凍結端子の方向の修正が可能となる。例えば Q1 平面上で距離にして 2 mm ずれとか Q2 平面上で距離にして 3 mm ずれとかの判断が可能となり、それを正しい経路に戻す操作を、凍結端子に行う。凍結端子がアクチュエーターで自動的に動くのであれば、その修正動作指令を与えたり、操作者の手動で行っているのであれば、手動操作で正規経路に戻す。

30

【0036】

本発明は、穿刺経路計画の作成や確認用にも使用できるので、以下説明する。

経路計画の作成や確認用では、リアルタイム性は不要であるので、すべて作成や確認のために事前に撮影・再構成した断層像を使う。こうした断層像を記憶装置に格納させた上で、P1、P2 とを通る 2 つの平面 Q1、Q2 の断層像を作成 (算出) し表示させて、P1、P2 との確定を行う。ここで、P2 は病巣部位であるため固定であり、従って P1 をどこに設定するかがポイントである。かかる適切な P1 を売るために平面 Q1、Q2 の断層像を作成表示させ、探索し確定する。以上は作成用であるが、別法により作成した P1 と P2 との経路確認時にも、同様の表示を行って適切な設定であるか否かを確認できる。

40

以上の実施例では、凍結端子の事例としたが、それ以外の治療子、例えば患部をはぎとってくる、検査や治療のための素子、患部の監視のために侵入する素子 (超小型カメラや光ファイバー端子)、超音波は電磁波などのエネルギーを患部に照射する素子、等種々のものに適用できる。

【0037】

図 9 は、凍結端子を治療子とする治療装置の処理フローを示す。ステップ S1 では、C

50

T 画像データを体軸方向に沿って複数枚（数 10 枚以上）取得する。これは CT 装置による。また事前に CT 装置で取得してメモリに格納した被検体のメモリへの格納画像を用いることもある。

ステップ S 2 は、侵入用パラメータである挿入点、治療対象である病巣部位の目標点、挿入角度より成る治療子パラメータを決定する。このステップ S 2 では、本願発明の穿刺経路表示装置を利用する。

ステップ S 3 は、そのパラメータを用いての実際の穿刺及び治療の動作を行う。治療に際しては、病巣目標点に到達したならば凍結と解凍とを凍結端子の先端部で繰返させて病巣の壊死を行う。この動作は、自動、半自動、手動のいずれでもよい。

【0038】

図 10 は、凍結端子である治療子 100 の概略図である。治療子 100 は、二重管（一重管の例もある。以下同じ。）1 と凍結端子本体 2、及びそれにつながる管路 6、切替バルブ 5、高圧ヘリウムガス供給源 3、高圧アルゴンガス供給源 4、より成る。管 1 の長さ L_1 、凍結端子本体 2 の外部露出部の長さ L_2 とすると、この治療子 100 は略（ $L_1 + L_2$ ）の長さの直線成分と考えてよく、かかる直線成分を刃物状の最先端 20B から挿入点 P_1 から病巣部位の一点である目標点 P_2 にまで侵入させてゆくことを想定して、その時の挿入角度 θ 、 P_1 、 P_2 、 $P_1 - P_2$ （ルート）を算出できる。

【0039】

凍結端子 100 の二重管の先端部に方向によって熱持性を異ならしめた例を図 11、図 12 に示す。管の先端は、凍結と解凍との 2 つの動作部位であり、いわゆる熱交換機能を果たす。癌病巣である病巣部位も種々の形状を有し、どのような方向から穿刺するのが効率的凍結法であるかも重要な検討事項である。更に病巣に近接する正常組織を凍結・解凍（特に凍結）から保護する必要もある。そこで方向性のある熱の指向特性に大小を持たせて病巣部位に応じた集中的に熱エネルギー付与のための熱分布特性を与える。これが図 12 に示す管の実施例図である。

【0040】

図 11（a）は、二重金属管 1 の最先端 20B の直前の先端部 20A の周囲の一部を突起させて突起部 20 を設けた例である。その矢印断面は、図 11（b）に示すように外方に向かって丸みを帯びた形状であり、その熱指向特性は図 11（c）となる。先端部 20A の最先端 20B は穿刺の先端で刃物状であり、穿刺しやすく、且つ深部方向に熱指向特性を持たせるようにする例もある。

【0041】

図 12（a）は、先端部 20A に、2 つの突起部 21、22 を持たせて熱指向特性を細長くさせた例である。これによって、図 12（b）に示すように y 方向の（+）方向に鋭い熱指向特性を持たせた。

先端部 20A 及び 20B は、凍結・解凍に関与する部位である。

【0042】

図 13 に、この先端形状に特徴を持つ治療子の使用例を示す。図 13（a）は、球形状の癌病巣 23 の側面に治療子 100 を穿刺させて癌病巣 23 をその指向特性に基づいて熱エネルギーを与えて壊死させる例を示す。この癌病巣 23 は、組織的にしっかりした例であり、病巣 23 に直接穿刺させるよりは囲りから壊死させるに適したものである。

図 13（b）は癌病巣 24 の内部左側に穿刺し、右側への方向性を持つ治療子 100 で治療させた例である。これも、病巣全体の壊死に役立つ。

図 13（c）は、血管 24 が近くにあり、この血管 24 から遠ざけて病巣 23 を治療を行なうときの事例である。血管 24 の反対側（右側）に治療子 100 を穿刺した。これは、血管を傷つけないことの他に、血管の温度の治療への影響を少なくしたいこと、の目的を持つ。図 13（d）は、2 つ以上の治療子 100A、100B を用いて、病巣 23 の両側に穿刺して同時治療を行なった例である。図 13（d）は、病巣サイズが大きい事例に効果を持つ。

【0043】

10

20

30

40

50

以上の各実施例で、突起形状の種類や態様は、どのような指向特性を持たせるかで定まる。突起形状の代わりに内側方向に凹部を持たせるやり方もある。指向特性を実現する突起形状（凹部を含む）は、計算機によって求めることができる。種々の突起形状の管を用意しておき、病巣や治療の目的に沿って使い分けるやり方もある。

【0044】

図14(a)は、二重管の他の実施例図である。図11では、固定突起形状化したが、図14では可動翼30を二重管1の外部側面に沿って設けておき、この可動翼30を、管の先端部まで図14(b)の如く移動させ、図11の如き突起形状化させる。可動翼30は例えばスプリングで移動させる。これは、例えば凍結端子の進行に応じてスプリングを凍結端子に連動させるやり方をとる。この場合、可動翼30が人体を傷つけないように周囲に丸みを作っておく。

使い方は、人体挿入時には、図14(a)の如くしておき、患部到達時に図15(b)の如く移動させて使う。

【0045】

図15は、凍結端子本体2の途中に操作に便となる操作（タッチ）部21Aを設けた実施例を示す。タッチ部21Aは手で握れる程度の大きさがあればよく、例えば端子本体2の直交方向に若干延びたバー形状体である。タッチ部21Aによって、凍結端子本体2の進行、端子自体の回転（ ）を確実にできる利点がある。このタッチ部にアクチュエーターをつけておくことで、自動化、半自動化の操作が可能となる。

【0046】

図16は凍結端子の具体例図である。40が凍結端子本体であり、熱伝導性の低い素材、例えば金属より成り、その内部には、熱交換機構41を持つ。切替バルブ5を介して高圧ガスが流入し、その先端開放部42から本体40の内側に放出し外部へ排気を行う。尚、31、32は各ガス毎のコックである。

【0047】

温度特性（温度変化）について説明する。

その具体例を図17に示す。図17(a)は、凍結ピーク温度と解凍ピーク温度とを同一絶対値 T_1 （実際には凍結時 $-T_1$ 、解凍時 $+T_1$ ）とした1サイクル例である。両者で熱エネルギーが相殺されることが好ましいため、凍結時と解凍時との（温度） \times （時間）で定まる面積は同一面積（ S_1 ）とする。図17(b)は、凍結ピーク温度と解凍ピーク温度との絶対値を T_1 、 T_2 （ $T_1 > T_2$ ）とした例である。 $T_1 > T_2$ の故に、同一面積 S_1 の達成のために、解凍期間を凍結期間よりも大きくとる。尚、17(a)、(b)の変形例として、凍結1回、解凍2回で1サイクルの如き例もありうる。

図17(c)は凍結と解凍との2サイクル供与例である。3サイクル以上の例もある。

尚、面積を凍結と解凍とで同一としたが、病巣の壊死という目的達成が得られるのであれば、厳密な同一性は必要ない。人間の治療部位には38℃とかの体温がある故に、かかる体温を考慮して、実際の温度特性を定めることが多い。

かかる種々の温度特性（温度変化）を実現するためには、治療子100へのヘリウムとアルゴンとの両者のガス供給を、量と時間とをパラメータとして制御すればよい。

【0048】

温度特性（温度変化）の実現化及びガス供給制御法の決定について説明する。

i. 被検体病巣部位の比熱、導伝率などの熱的定数及び体積重量を取り入れた病巣部位の形状などの物理的定数を考慮して、その物体の温度の時間変化を決定する。

ii. 被検体の熱的定数、物理定数を考慮した侵入具到達点周辺の時間に対する温度変化を計算し、設定温度に対する動的変化又は動的変化に至る設定時間を決定し得る如く定める。

iii. この定めた到達点近傍の熱的時間変化について設定目的の温度変化となる様に侵入具の回転角を決定する。

iv. 書く熱持性の異なる複数の侵入具の挿入に対する、到達点部位及びその近傍周辺の部位の熱的温度の時間変化を決定する。

v. この複数の熱的方向性を有した侵入具が上記決定された幾可学的定数のもとで侵入具が到達点及びその近傍において熱的温度の時間変化を繰り返し、試験操作を行いその結果から被検体への侵入開始位置、侵入具の輪郭上の到達点、侵入方向、侵入具の角度及び回転角、開始位置から到達点までの進行ルート、の少なくともいずれか1つを求め決定し、かつ周辺物体の温度分布及び時間変化を決定する。

vi. 上記侵入具の先端に装備された熱交換器の発熱、吸熱を切換えるガス流入路のガス切換えスイッチを到達点近傍の定められた温度変化になるようなガス量と供給シーケンス（タイミング）とのガス供給制御法を求める。治療時には、侵入用パラメータに従って穿刺を行い、治療部位到達後には上記ガス供給制御法によってガス供給を行う。

【0049】

10

図18は、温度特性を考慮した処理フローを示す。図9に比べて、ステップS2とS3との間に新たなステップS5、S6、S7を付加した。ステップS5では、前述の温度特性の決定、及びそれに基づくガス供給制御法の算出を行う。ステップS6はステップS2、S5で算出したパラメータ、温度特性、並びにガス供給制御法に基づく治療シミュレーションを行う。シミュレーションの結果、治療効果がないとの判定であればステップS2へ戻る。治療効果があるとの判定であればステップS7へ進み、最終決定を行う。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の座標系と断層面との説明図である。

【図2】本発明の侵入点と到達点と断層面との関係を示す図である。

20

【図3】本発明の侵入点と到達点とを通る新断層面 Q_1 の説明図である。

【図4】本発明の侵入点と到達点とを通る、互いに角度を有する新平面 Q_1 、 Q_2 の説明図である。

【図5】本発明の新平面 Q_1 、 Q_2 での画素位置での画素値マトリックス図である。

【図6】本発明の表示装置全体構成例図である。

【図7】本発明の新平面 Q_1 、 Q_2 を作り表示するための処理フロー例図である。

【図8】本発明の治療装置の全体構成例図である。

【図9】本発明の治療装置での処理フロー例図である。

【図10】本発明の侵入具としての凍結端子のモデル図である。

【図11】本発明の侵入具としての凍結端子の管の実施例図である。

30

【図12】図11に代える別実施例図である。

【図13】本発明の凍結端子の使用例図である。

【図14】図11、図12に代わる別実施例図である。

【図15】図10の別例を示す図である。

【図16】本発明の凍結端子の具体例図である。

【図17】本発明の凍結端子での凍結と解凍とのサイクル例図である。

【図18】本発明の治療装置の別処理フロー例図である。

【符号の説明】

【0051】

1 1重又は2重の金属管

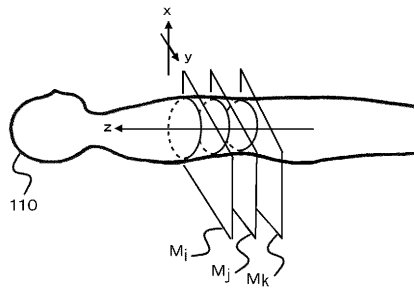
40

2 凍結端子本体

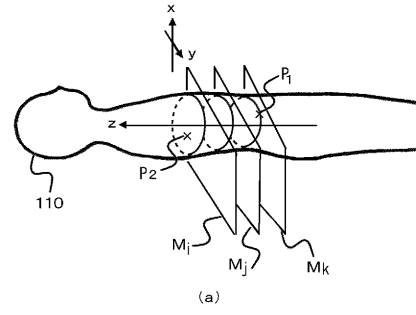
100 治療子

110 被検体

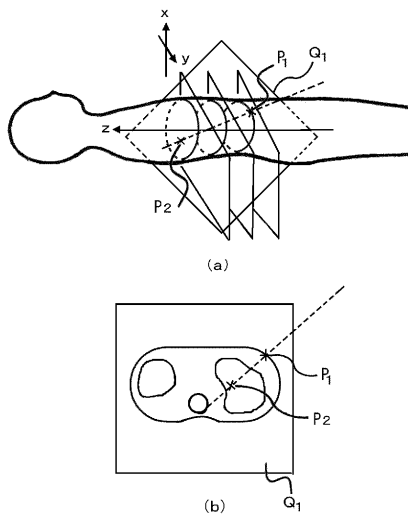
【図 1】



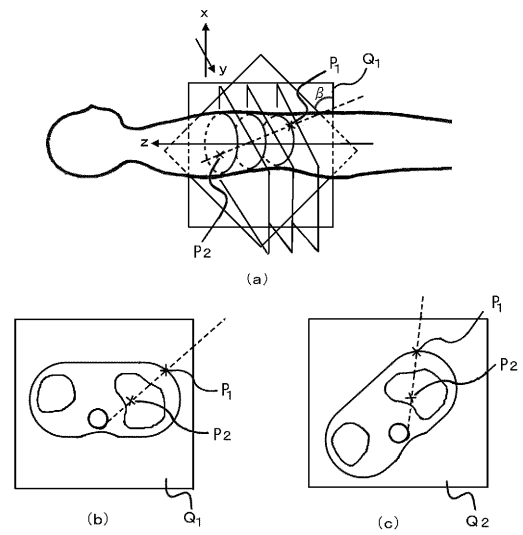
【図 2】



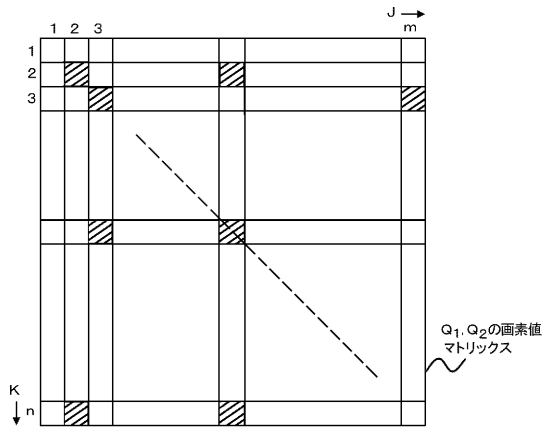
【図 3】



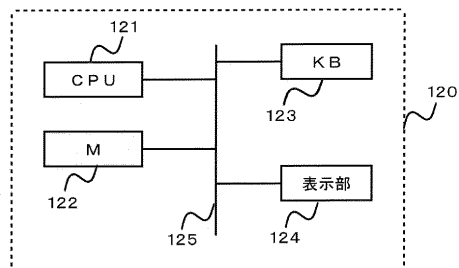
【図 4】



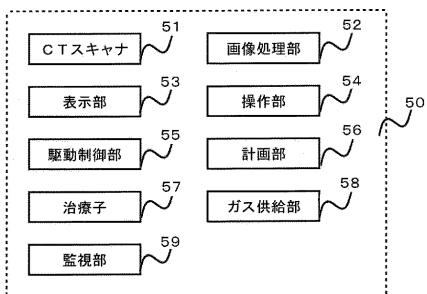
【図 5】



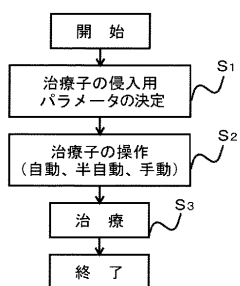
【図 6】



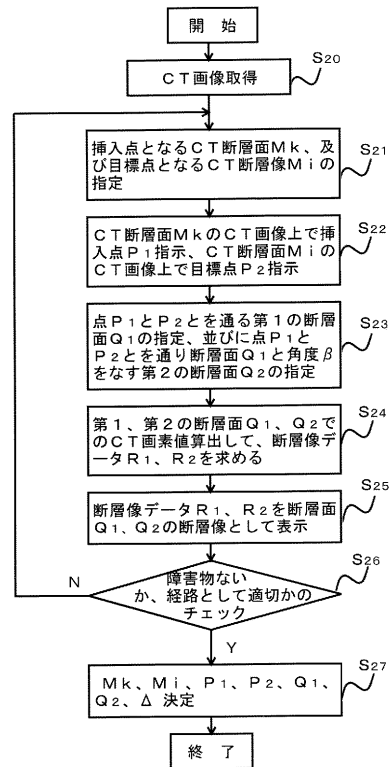
【図 8】



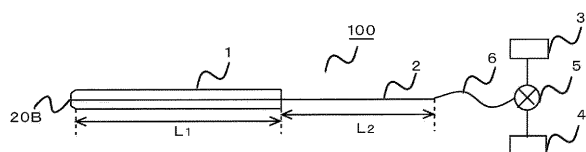
【図 9】



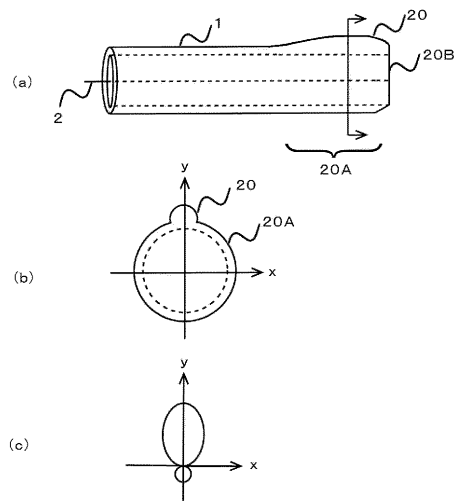
【図 7】



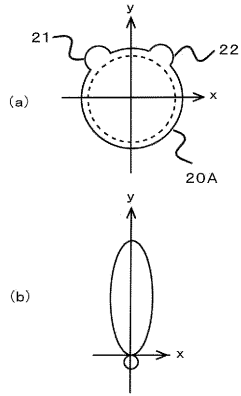
【図 10】



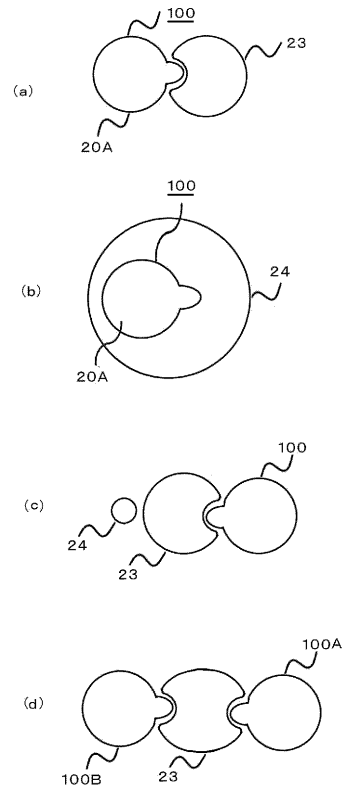
【図 11】



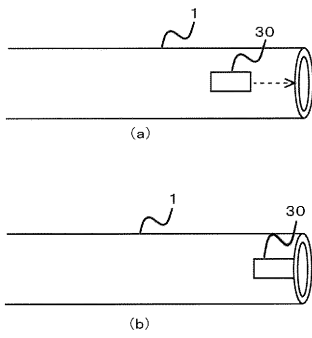
【図 1 2】



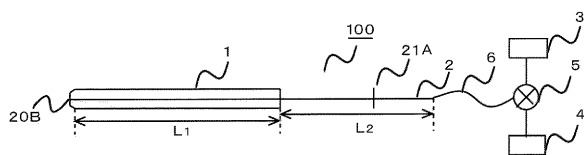
【図 1 3】



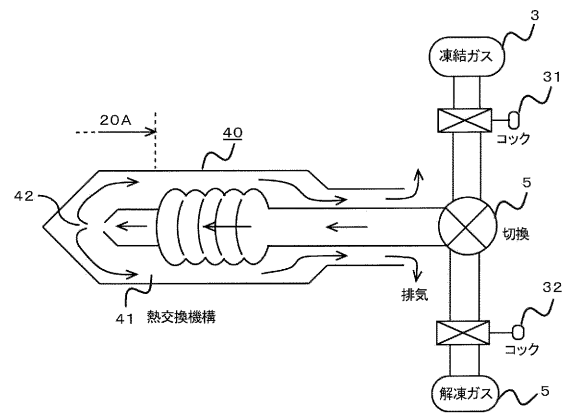
【図 1 4】



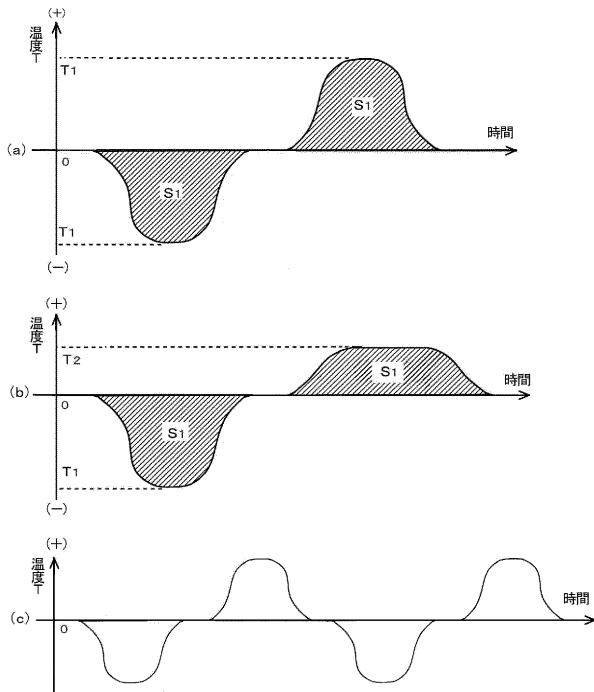
【図 1 5】



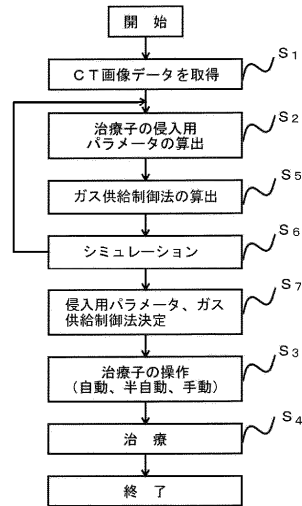
【図 1 6】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 中塚 誠之

東京都大田区下丸子 2 - 2 4 - 1 0 多摩川ハイム 2 - 1 2 0 3

(72)発明者 泉 陽太郎

東京都世田谷区瀬田 4 - 7 - 1 1 - 9 0 6

F ターム(参考) 4C093 BA07 CA23 FF15 FF42

4C099 AA02 CA19 GA25 HA03 LA01 LA13 NA20