



(19) 中華民國智慧財產局

(12) 發明說明書公告本

(11) 證書號數：TW I425963 B

(45) 公告日：中華民國 103 (2014) 年 02 月 11 日

(21) 申請案號：100141223

(22) 申請日：中華民國 100 (2011) 年 11 月 11 日

(51) Int. Cl. : A61N5/10 (2006.01)

(30) 優先權：2011/06/10 日本

2011-130074

(71) 申請人：三菱電機股份有限公司 (日本) MITSUBISHI ELECTRIC CORPORATION (JP)
日本

(72) 發明人：平澤宏祐 HIRASAWA, KOSUKE (JP)

(74) 代理人：洪武雄；陳昭誠

(56) 參考文獻：

TW 201109001A

審查人員：蔡宇婷

申請專利範圍項數：16 項 圖式數：14 共 0 頁

(54) 名稱

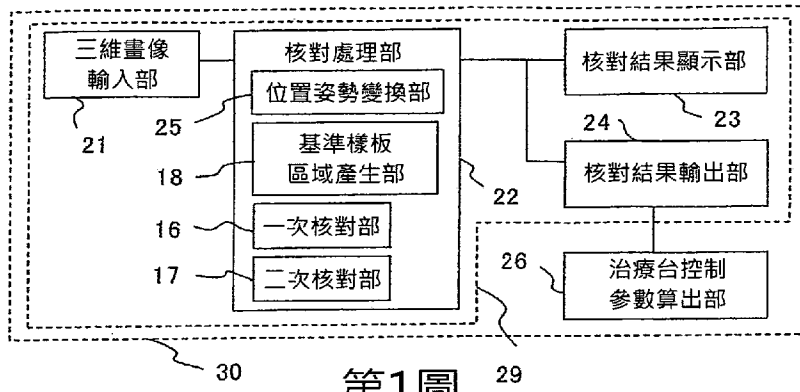
畫像核對裝置、患者定位裝置及畫像核對方法

IMAGE COLLATING APPARATUS, PATIENT POSITIONING APPARATUS, AND IMAGE COLLATING METHOD

(57) 摘要

本發明之目的在於：在進行放射線治療的患者定位之際，即使是三維現在畫像的斷層畫像數比三維基準畫像少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配(兩階段核對)。本發明具備有：核對三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36，計算出讓現在畫像 36 中的患部的位置姿勢與基準畫像 31 中的患部的位置姿勢一致之體位修正量之核對處理部 22。核對處理部 22 具有：進行從基準畫像 31 相對於現在畫像 36 之一次核對之一次核對部 16；以及進行從根據一次核對的結果而從基準畫像 31 或現在畫像 36 之一方所生成的預定的樣板區域 40，相對於根據一次核對的結果而從與預定的樣板區域 40 的生成基礎不同之基準畫像 31 或現在畫像 36 之另一方所生成的預定的檢索對象區域 42 之二次核對之二次核對部 17。

An objective of this invention is to realize a high-accuracy two-stage pattern matching (two-stage collating) even in a case that the number of tomographic images of a three-dimensional present image is fewer than that of a three-dimensional reference image when positioning a patient in a radiation therapy. This invention includes a collation processing part (22) which collates a three-dimensional reference image (31) and a three-dimensional present image (36) and calculates a body position correction amount so that the position/posture of an affected part in the present image (36) may be corrected to match the position/posture of the affected part in the reference image (31). The collation processing part (22) has a primary collating part (16) for performing a primary collation which collates the reference image (31) with the present image (36); and a secondary collating part (17) for performing a secondary collation which collates a specified template area (40) generated from either one of the reference image (31) or the present image (36) based on the result of the primary collation, with a specified retrieval object area (42) generated from the other one of the reference image (31) or the present image (36), which is different from the generation origin of the specified template area (40), based on the result of the primary collation.



第1圖

- 16 . . . 一次核對部
- 17 . . . 二次核對部
- 18 . . . 基準樣板區域產生部
- 21 . . . 三維畫像輸入部
- 22 . . . 核對處理部
- 23 . . . 核對結果顯示部
- 24 . . . 核對結果輸出部
- 25 . . . 位置姿勢變換部
- 26 . . . 治療台控制參數算出部
- 29 . . . 畫像核對裝置
- 30 . . . 患者定位裝置

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：100/41223

※申請日：100.11.11 ※IPC 分類：A61N 5/10 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

畫像核對裝置、患者定位裝置及畫像核對方法

IMAGE COLLATING APPARATUS, PATIENT POSITIONING APPARATUS, AND IMAGE COLLATING METHOD

二、中文發明摘要：

本發明之目的在於：在進行放射線治療的患者定位之際，即使是三維現在畫像的斷層畫像數比三維基準畫像少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配(兩階段核對)。本發明具備有：核對三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36，計算出讓現在畫像 36 中的患部的位置姿勢與基準畫像 31 中的患部的位置姿勢一致之體位修正量之核對處理部 22。核對處理部 22 具有：進行從基準畫像 31 相對於現在畫像 36 之一次核對之一次核對部 16；以及進行從根據一次核對的結果而從基準畫像 31 或現在畫像 36 之一方所生成的預定的樣板區域 40，相對於根據一次核對的結果而從與預定的樣板區域 40 的生成基礎不同之基準畫像 31 或現在畫像 36 之另一方所生成的預定的檢索對象區域 42 之二次核對之二次核對部 17。

三、英文發明摘要：

An objective of this invention is to realize a high-accuracy two-stage pattern matching (two-stage collating) even in a case that the number of tomographic images of a three-dimensional present image is fewer than that of a three-dimensional reference image when positioning a patient in a radiation therapy. This invention includes a collation processing part (22) which collates a three-dimensional reference image (31) and a three-dimensional present image (36) and calculates a body position correction amount so that the position/posture of an affected part in the present image (36) may be corrected to match the position/posture of the affected part in the reference image (31). The collation processing part (22) has a primary collating part (16) for performing a primary collation which collates the reference image (31) with the present image (36); and a secondary collating part (17) for performing a secondary collation which collates a specified template area (40) generated from either one of the reference image (31) or the present image (36) based on the result of the primary collation, with a specified retrieval object area (42) generated from the other one of the reference image (31) or the present image (36), which is different from the generation origin of the specified template area (40), based on the result of the primary collation.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第(1)圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明：

16	一次核對部
17	二次核對部
18	基準樣板區域產生部
21	三維畫像輸入部
22	核對處理部
23	核對結果顯示部
24	核對結果輸出部
25	位置姿勢變換部
26	治療台控制參數算出部
29	畫像核對裝置
30	患者定位裝置

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

本案無化學式。

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係關於在對患者的患部照射 X 射線、 γ 射線、粒子束等之放射線來進行癌治療之放射線治療裝置中，利用了 CT(電腦斷層)畫像資料之畫像核對裝置；以及使用此畫像核對裝置來使患者定位到照射放射線的放射線照射位置之患者定位裝置。

【先前技術】

近年來，在以癌治療為目的之放射線治療裝置方面，不斷開發及建構的是使用質子及重離子等的粒子束之癌治療裝置(在此，特將之稱為粒子束治療裝置)。眾所周知的，使用粒子束之粒子束治療與使用 X 射線、 γ 射線等之傳統的放射線治療相比，較能集中照射癌患部，亦即較能配合患部的形狀而以如針尖(pinpoint)的射束照射粒子束，可不影響正常細胞地進行治療。

在粒子束治療中，將粒子束高精度地照射至癌等患部很重要。因此，在粒子束治療時係利用固定具等將患者固定成不會相對於治療室(照射室)的治療台產生位置偏移。為了使癌等患部精度良好地定位在放射線照射範圍內，係先進行利用到雷射指標(laser pointer)等之患者的粗略固定等之設定(setting)，然後使用 X 射線畫像等來進行患者的患部之精密的定位。

專利文獻 1 中，提出一種：並不是在基準畫像(X 射線透視畫像)及現在畫像(利用 X 射線接收器而攝得的畫像)

的任一者的畫像都指定相同數目的複數個標識(monument)的相同位置，而是進行兩階段的型樣匹配(pattern matching)，以產生用來驅動治療台的定位用資訊之床定位裝置及其定位方法。一次型樣匹配，係針對二維現在畫像設定一個與第一設定區域約略相同大小的第二設定區域(其中該第一設定區域係包含有針對二維基準畫像而設置的 isocenter(射束照射中心)之區域)，然後在二維現在畫像的區域內依序使第二設定區域移動，並在第二設定區域的各個位置比較第一設定區域內的二維基準畫像與第二設定區域內的二維現在畫像，以抽出具有與第一設定區域的二維基準畫像最類似的二維現在畫像之第二設定區域。二次型樣匹配係以：將在一次型樣匹配中抽出的第二設定區域內的二維現在畫像與前述第一設定區域內的前述二維基準畫像做比較，來使兩畫像最為一致之方式進行型樣匹配。

(先前技術文獻)

(專利文獻)

(專利文獻 1)日本特許第 3748433 號公報(0007 至 0009 段、0049 段、第 8 圖、第 9 圖)

【發明內容】

(發明所欲解決之課題)

因為患部的形狀為三維的立體形狀，所以在將患部定位在治療計畫時之患部位置方面，使用三維畫像可達到精度比使用二維畫像的情況高之定位。一般而言，在治療計畫資料作成之際，會進行使用 X 射線 CT(Computed

Tomography)畫像來決定出患部的三維的形狀。近年來，有期望在治療室中設置 X 射線 CT 裝置，以使用治療之際利用 X 射線 CT 裝置而攝得的 X 射線 CT 現在畫像、及治療計畫之際之 X 射線 CT 畫像，來進行定位之要求。這是因為：在 X 射線透視畫像中，本質為軟體組織之患部通常不會顯得很清楚，所以基本上都是要利用到與骨頭的相對位置來進行對位，反之，使用 X 射線 CT 畫像之定位，則不用如此，可直接進行 X 射線 CT 畫像中拍攝的患部相互間的對位之緣故。

因此，考慮在傳統的兩階段型樣匹配中，將基準畫像及現在畫像擴張為三維的畫像。三維基準畫像及三維現在畫像，係包含有以 X 射線 CT 裝置攝得的複數個斷層畫像(切片畫像)。由於有 X 射線曝露量等的顧慮，因此假設三維現在畫像所包含的畫像片數較少，所以進行比較時，必須進行具有較詳細的畫像資訊之三維基準畫像、與具有比三維基準畫像簡略的畫像資訊之三維現在畫像的比較。傳統的兩階段型樣匹配，可以進行分別具有相同的密度的畫像資訊之二維基準畫像與二維現在畫像之比較，但在進行畫像資訊的密度不同之三維基準畫像與三維現在畫像的比較之際，單純地將傳統技術的畫像維度(dimension)從二維提高到三維，卻具有無法實現兩階段型樣匹配之問題。換言之，存在有並無法實現：與以往一樣，單純地進行從設定的第一設定區域內的三維基準畫像對第二設定區域內的三維現在畫像之一次型樣匹配，單純地將抽出的第二設定

區域內的三維現在畫像部份與第一設定區域內的三維基準畫像做比較，來使兩畫像最為一致這樣的型樣匹配之問題。

因此，本發明之目的在於：在進行放射線治療的患者定位之際，即使是三維現在畫像的斷層畫像數比三維基準畫像少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配(兩階段核對)。

(解決課題之手段)

本發明之畫像核對裝置，係具備有：三維畫像輸入部，係將放射線治療之治療計畫之際所攝得的三維基準畫像、與治療之際所攝得的三維現在畫像分別予以讀入；以及核對處理部，係核對三維基準畫像與三維現在畫像，計算出讓三維現在畫像中的患部的位置姿勢與三維基準畫像中的患部的位置姿勢一致之體位修正量。核對處理部係具有：一次核對部，係進行從三維基準畫像相對於三維現在畫像之一次型樣匹配；以及二次核對部，係進行從根據一次型樣匹配的結果而從三維基準畫像或三維現在畫像之一方所生成的預定的樣板區域，相對於根據一次型樣匹配的結果而從與預定的樣板區域的生成基礎不同之三維基準畫像或三維現在畫像之另一方所生成的預定的檢索對象區域之二次型樣匹配。

(發明之效果)

本發明之畫像核對裝置，係先進行從三維基準畫像匹配到三維現在畫像之一次型樣匹配，然後根據一次型樣匹配的結果來生成預定的樣板區域與預定的檢索對象區域，

再執行檢索對象區域與樣板區域之二次型樣匹配，因此即使是三維現在畫像的斷層畫像數比三維基準畫像少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配。

【實施方式】

實施形態 1

第 1 圖係顯示本發明實施形態 1 之畫像核對裝置及患者定位裝置的構成之圖。第 2 圖係顯示與本發明之畫像核對裝置及患者定位裝置相關的機器整體構成之圖。第 2 圖中，1 表示用來進行在放射線治療之前進行的治療計畫之 CT 模擬室，其中有 CT 筒架(gantry)2 及 CT 畫像攝影用床的頂板 3，且讓患者 4 橫躺在頂板 3 之上，而拍攝包含有患部 5 之治療計畫用的 CT 畫像資料。另一方面，6 表示用來進行放射線治療之治療室，其中有 CT 筒架 7 及旋轉治療台 8，旋轉治療台 8 的上部有頂板 9，且讓患者 10 橫躺在頂板 9 之上，而拍攝包含有治療時的患部 11 之定位用的 CT 畫像資料。

此處，所謂的定位，係指從治療計畫用的 CT 畫像資料將治療時的患者 10 及患部 11 的位置算出來，再計算出讓患者 10 及患部 11 的位置與治療計畫一致之體位修正量，然後以治療時的患部 11 會來到放射線治療的射束照射中心 12 之方式進行對位者。對位係藉由在患者 10 躺在頂板 9 上的狀態下對旋轉治療台 8 進行驅動控制以使頂板 9 的位置移動而實現。旋轉治療台 8 可做平移、旋轉共六個自由度的驅動修正，而且使旋轉治療台 8 的頂板 9 做 180

度的旋轉，也可使旋轉治療台 8 的頂板 9 從 CT 攝影位置 (position)(在第 2 圖中以實線表示)移動到照射出放射線之照射頭 13 的某一個治療位置(在第 2 圖中以虛線表示)。第 2 圖中，雖然顯示的是 CT 攝影位置與治療位置具有相差 180 度之相向位置關係的情況，但並不限於此配置形態，亦可為兩者的位置關係係相差 90 度等其他角度之形態。

治療計畫用的 CT 畫像資料及定位用的 CT 畫像資料係傳送至定位電腦 14。治療計畫用的 CT 畫像資料係成為三維基準畫像，定位用的 CT 畫像資料則成為三維現在畫像。本發明中之畫像核對裝置 29 及患者定位裝置 30，皆為與存在於該定位電腦 14 內之電腦軟體相關者，畫像核對裝置 29 係計算前述體位修正量(平移量、旋轉量)者，患者定位裝置 30 則為不僅包含畫像核對裝置 29，而且還具有：根據該體位修正量來計算出用來控制旋轉治療台 8(以下合宜地將之簡單稱為治療台 8)的各驅動軸之參數之功能者。患者定位裝置 30，係依據畫像核對裝置 29 所做的比對的結果(核對結果)而控制治療台 8，藉此將粒子束治療的對象患部導引至位於治療裝置的射束照射中心 12。

傳統的放射線治療中所做的定位，係藉由核對從治療計畫用 CT 畫像資料生成的 DRR(Digitally Reconstructed Radiography)畫像或與此 DRR 畫像同時攝得的 X 射線透視畫像、與治療時在治療室攝得的 X 射線透視畫像，來計算出位置偏移量。在 X 射線透視畫像中，本質為軟體組織之患部通常不會顯得很清楚，所以基本上都是要利用到與骨

頭的相對位置來進行對位。本實施形態中記述之使用 CT 畫像資料之定位，則具有如下述之特徵：因為在治療室 6 中設置 CT 筒架 7，且在治療前的 CT 畫像資料與治療計畫用 CT 畫像資料上進行對位，所以可直接描繪出患部，能做到在患部之對位。

接著，說明在本實施形態之畫像核對裝置 29 及患者定位裝置 30 中之前述體位修正量的計算步驟。第 1 圖顯示構成畫像核對裝置及患者定位裝置之各資料處理部間的關係，其中，畫像核對裝置 29 具有將 CT 畫像資料予以讀入之三維畫像輸入部 21、核對處理部 22、核對結果顯示部 23、及核對結果輸出部 24。在畫像核對裝置 29 之外再加上治療台控制參數算出部 26 而構成者即為患者定位裝置 30。

如前所述，三維基準畫像係為在治療計畫時為了治療計畫用而攝得的資料，其特徵在於：表示作為粒子束治療的對象之患部之患部資訊(患部形狀等)係藉由人手而輸入。三維現在畫像係為在治療時為了患者定位用而攝得的資料，其特徵在於：從抑制 X 射線曝露量之觀點來看，其斷層畫像(亦稱為切片畫像)片數較少。

本發明係構成為：先進行從三維基準畫像匹配到三維現在畫像之一次型樣匹配，然後根據一次型樣匹配的結果來產生預定的樣板區域及預定的檢索對象區域，再使用該預定的樣板區域而在同方向、或反方向進行二次型樣匹配之兩階段型樣匹配之構成。兩階段型樣匹配可藉由使一次

型樣匹配時的比對參數與二次型樣匹配時的比對參數不相同而達成處理的高速化或高精度化。例如，有一種以較粗糙的解析度對於較廣的範圍進行一次型樣匹配，然後使用所找到的樣板區域或檢索對象區域，以較細密的解析度對於縮小後的範圍進行二次型樣匹配之方法。

接著，針對三維畫像輸入部 21 進行說明。三維畫像輸入部 21，係將利用 X 射線 CT 裝置而拍攝到的且構成爲複數個斷層畫像之畫像群做成爲 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)形式的畫像資料(切片畫數群)，並以之作為三維的體積資料(volume data)而予以讀入者。治療計畫用的 CT 畫像資料，係為治療計畫時的三維體積資料，亦即三維基準畫像。定位用的 CT 畫像資料，係為治療時的三維體積資料，亦即三維現在畫像。而且，CT 畫像資料並不限於 DICOM 形式者，亦可為其他的形式。

核對處理部 22，係核對(型樣匹配)三維基準畫像與三維現在畫像，計算出讓三維現在畫像中的患部的位置姿勢與前述三維基準畫像中的患部的位置姿勢一致之體位修正量。核對結果顯示部 23，係使核對處理部 22 所核對出的結果(使後述的體位修正量、及以該體位修正量使之移動後的三維現在畫像重疊顯示於三維基準畫像上的畫像等)顯示於定位電腦 14 的監視器畫面上。核對結果輸出部 24，係將核對處理部 22 進行三維基準畫像與三維現在畫像的核對之際得到的修正量，亦即核對處理部 22 所計算出的體位修正量(平移量、旋轉量)予以輸出。治療台控制參數算

出部 26，係將核對結果輸出部 24 的輸出值(平移三軸 $[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]$ 、旋轉三軸 $[\Delta A, \Delta B, \Delta C]$ 共計六個自由度)變換為用來控制治療台 8 的各軸之參數，亦即算出用來控制治療台 8 的各軸之參數。治療台 8 根據治療台控制參數算出部 26 所計算出的治療台控制參數而驅動治療台 8 的各軸的驅動裝置。如此，就可計算出讓患部的位置與治療計畫一致之體位修正量，然後以讓治療時的患部 11 來到放射線治療的射束照射中心 12 之方式進行對位。

核對處理部 22 具有：位置姿勢變換部 25、一次核對部 16、二次核對部 17、及基準樣板區域產生部 18。位置姿勢變換部 25，係在一次型樣匹配或二次型樣匹配之際使對象資料的位置姿勢變更者。一次核對部 16，係進行三維基準畫像相對於三維現在畫像之一次型樣匹配。二次核對部 17，係根據一次型樣匹配的結果而從三維基準畫像或三維現在畫像之一方生成的預定的樣板區域，相對於根據一次型樣匹配的結果而從與預定的樣板區域的生成基礎不同之三維基準畫像或三維現在畫像之另一方所生成的預定的檢索對象區域，進行二次型樣匹配。

以下利用第 3 至第 9 圖來針對核對處理部 22 進行詳細的說明。第 3 圖係顯示本發明實施形態 1 中的三維基準畫像及基準畫像樣板區域之圖。第 4 圖係顯示本發明實施形態 1 中的三維現在畫像之圖。第 5 圖係用來說明本發明實施形態 1 中的一次型樣匹配方法之圖。第 6 圖係用來說明第 5 圖之一次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切

片畫像的關係之圖。第 7 圖係顯示利用本發明實施形態 1 中之一次型樣匹配方法而抽出的切片畫像的一次抽出區域之圖。第 8 圖係用來說明本發明實施形態 1 中的二次型樣匹配方法之圖。第 9 圖係用來說明第 8 圖之二次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切片畫像的關係之圖。

核對處理部 22 的基準樣板區域產生部 18，係使用在治療計畫時輸進來之患部形狀(患部資訊)，而從三維基準畫像 31 產生出基準畫像樣板區域 33。三維基準畫像 31 係由複數個切片畫像 32 所構成。第 3 圖中為了不使說明變複雜而顯示三維基準畫像 31 由五片切片畫像 32a, 32b, 32c, 32d, 32e 所構成之例。患部形狀係作為 ROI(Region of Interest: 注意區域)35 而以在各切片畫像為包圍患部的閉輪廓之形態輸進來。可將包含前述閉輪廓之區域設成是例如外接四角形 34，而將包含各外接四角形 34 之立方體區域設成為樣板區域。以此樣板區域作為基準畫像樣板區域 33。核對處理部 22 的一次核對部 16，係進行將基準畫像樣板區域 33 匹配至三維現在畫像 36 之一次型樣匹配。第 4 圖所示之三維現在畫像 36 係為由三片切片畫像 37a, 37b, 37c 所構成之例。第 5 圖所示之現在畫像區域 38 係表現成包含三片切片畫像 37a, 37b, 37c 之立方體。如第 5 圖所示，在現在畫像區域 38 中使基準畫像樣板區域 33(33a, 33b, 33c)呈逐行掃描(raster scan)狀移動，並計算其與三維現在畫像 36 之相關值。在相關值方面，可使用標準化相互相關值等之利用於畫像比對(畫像核對)中之任何相關值。

基準畫像樣板區域 33a 係在切片畫像 37a 上沿著掃描路徑 39a 而呈逐行掃描狀移動。同樣的，基準畫像樣板區域 33b 係在切片畫像 37b 上沿著掃描路徑 39b 而呈逐行掃描狀移動，基準畫像樣板區域 33c 係在切片畫像 37c 上沿著掃描路徑 39c 而呈逐行掃描狀移動。其中，掃描路徑 39b, 39c 係為了不使圖變複雜而簡化顯示。

一次型樣匹配之際，係如第 6 圖所示，分別就構成基準畫像樣板區域 33 的每一個切片畫像 53，進行與構成現在畫像區域 38 的切片畫像 37 之畫像核對。切片畫像 53，係在三維基準畫像 31 的切片畫像 32 中用基準畫像樣板區域 33 加以切出的畫像。基準畫像樣板區域 33 係由與三維基準畫像中之五片切片畫像 32a, 32b, 32c, 32d, 32e 相對應之五片切片畫像 53a, 53b, 53c, 53d, 53e 所構成。因此，在一次型樣匹配之際，係相對於三維現在畫像 36 的切片畫像 37a, 分別用基準畫像樣板區域 33 之五片切片畫像 53a, 53b, 53c, 53d, 53e 與之進行畫像核對。以及，相對於三維現在畫像 36 的切片畫像 37b, 37c，同樣地進行畫像核對。

一次核對部 16 係藉由一次型樣匹配，而從三維現在畫像 36 的各切片畫像 37 抽出一抽區域 43(此一次抽出區域 43 中包含了現在畫像區域 38 與基準畫像樣板區域 33 之相關值最高的區域)。如第 7 圖所示，從三維現在畫像 36 的切片畫像 37a 抽出一抽區域 43a。以及，從三維現在畫像 36 的切片畫像 37b, 37c 抽出一抽區域 43b, 43c。然後，產生出將一次抽出區域 43a, 43b, 43c 都包含在

其中之一次抽出現在畫像區域 42 來作為將用於二次型樣匹配中之檢索對象區域。以此方式，一次核對部 16 產生出作為二次型樣匹配中將用到的檢索對象區域之一次抽出現在畫像區域 42。

其中，在定位前之狀態，三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36 的姿勢(旋轉三軸)並不一致，所以如第 5 圖之單純的逐行掃描，在三維現在畫像 36 的切片片數很少的情況，並無法做到也將角度偏移予以檢出之高精度的匹配，但在抽出進行二次型樣匹配所需的一次抽出區域 43 上並不會有問題。因此，在一次型樣匹配中並未將角度偏移也加以檢出而計算相關值，在之後的二次型樣匹配才進行連角度偏移也予以檢出之高精度的匹配。

接著，說明二次型樣匹配。在二次型樣匹配中，藉由核對處理部 22 的位置姿勢變換部 25 來產生出將從三維基準畫像 31 生成的基準畫像樣板區域 33 的位置姿勢予以變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40。如第 8 及第 9 圖所示，二次型樣匹配係在匹配時，追加基準畫像樣板區域 33 的姿勢變化量(旋轉三軸)作為參數。二次核對部 17 係在藉由位置姿勢變換部 25 將位置姿勢予以變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40 與切片畫像片數較少之三維現在畫像 36 的一次抽出現在畫像區域 42 之間，進行也將角度偏移因素包含在裡面之高精度的匹配。如此設計，就可實現也將角度偏移因素包含在裡面之高精度的兩階段型樣匹配。藉由以包含有在一次型樣匹配中求出的區域之較窄的

範圍作為對象，使之成為二次型樣匹配的搜尋範圍，就可使用包含有以較粗糙的解析度且較廣的範圍作為對象進行一次型樣匹配所找到的一次抽出區域 43 於其中之一次抽出現在畫像區域 42，來以較細密的解析度進行二次型樣匹配，而可縮短型樣匹配所需的時間。

第 8 圖所示的一次抽出現在畫像區域 42，係表現成包含三個一次抽出區域 43a, 43b, 43c 之立方體。本身為位置姿勢經變換後成為的基準畫像樣板區域之位置姿勢變換樣板區域 40a，係在切片畫像 37a 的一次抽出區域 43a 上沿著掃描路徑 39a 而呈逐行掃描狀移動。同樣的，位置姿勢經變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40b，係在切片畫像 37b 的一次抽出區域 43b 上沿著掃描路徑 39b 而呈逐行掃描狀移動，位置姿勢經變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40c，係在切片畫像 37c 的一次抽出區域 43c 上沿著掃描路徑 39c 而呈逐行掃描狀移動。其中，掃描路徑 39b, 39c 係為了不使圖變複雜而簡化顯示。

二次型樣匹配之際，係如第 9 圖所示，由二次核對部 17 在位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41 與構成一次抽出現在畫像區域 42 之切片畫像 37 的一次抽出區域 43 之間進行畫像核對。此外，亦可在切片畫像 55(用一次抽出現在畫像區域 42 在三維現在畫像 36 的切片畫像 37 上切出的畫像)、與斷面 41 之間進行畫像核對。位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41，係從三維基準畫像 31 的複數個切片畫像 32 生成。例如，斷面 41 的資料係為從構成三維基準畫像

31 之複數個切片畫像 32 切出者。通常，位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41 的資料密度會與三維現在畫像 36 的一次抽出區域 43 的資料密度不同，但只要就斷面 41 的每一畫素計算其相關值即可。此外，位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41，亦可為包含以讓其資料密度與三維現在畫像 36 的一次抽出區域 43 的資料密度一樣之方式增補過的資料者。

在此，歸納說明實施形態 1 之兩階段型樣匹配方法。首先，核對處理部 22 的基準樣板區域產生部 18，從三維基準畫像 31 產生出基準畫像樣板區域 33(基準畫像樣板區域產生步驟)。然後，一次核對部 16 執行基準畫像樣板區域 33 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配(一次型樣匹配步驟)。一次型樣匹配係就構成基準畫像樣板區域 33 之每一個切片畫像 53，進行與構成現在畫像區域 38 之切片畫像 37 之畫像核對。一次核對部 16 係使基準畫像樣板區域 33 進行掃描，並就每個掃描位置計算現在畫像區域 38 與基準畫像樣板區域 33 的相關值(相關值計算步驟)，藉由一次型樣匹配以來抽出將現在畫像區域 38 與基準畫像樣板區域 33 的相關值成為包含最高的區域的方式抽出一一次抽出區域 43(一次抽出區域抽出步驟)。然後，一次核對部 16 以構成現在畫像區域 38 之每一個切片畫像 37 都包含一次抽出區域 43 的方式，產生出作為在二次型樣匹配中將用到的檢索對象區域之一次抽出現在畫像區域 42(檢索對象產生步驟)。實施形態 1 之兩階段型樣匹配方法就是包含基

準畫像樣板區域產生步驟、一次型樣匹配步驟、以及後述之二次型樣匹配步驟。一次型樣匹配步驟則是包含相關值計算步驟、一次抽出區域抽出步驟、以及檢索對象產生步驟。

接著，核對處理部 22 的二次核對部 17 係從位置姿勢變換部 25 將基準畫像樣板區域 33 的位置姿勢予以變換後的位置姿勢變換樣板區域 40，相對於三維現在畫像 36 的一次抽出現在畫像區域 42 執行二次型樣匹配(二次型樣匹配步驟)。二次型樣匹配，係產生經變換至預定的位置姿勢之位置姿勢變換樣板區域 40 的複數個斷面 41(斷面產生步驟)，並就每一斷面 41，在構成一次抽出現在畫像區域 42 之切片畫像 37 的一次抽出區域 43 或切片畫像 55、與該斷面 41 之間進行畫像核對。二次核對部 17 係使位置姿勢變換樣板區域 40 進行掃描，並就每個掃描位置計算一次抽出現在畫像區域 42 與位置姿勢變換樣板區域 40 的複數個斷面 41 的相關值(相關值計算步驟)。然後，位置姿勢變換部 25 使位置姿勢變換為與先前的位置姿勢不同的位置姿勢(位置姿勢變換步驟)，再由二次核對部 17 產生在該位置姿勢之位置姿勢變換樣板區域 40 的複數個斷面 41(斷面產生步驟)，且使位置姿勢變換樣板區域 40 進行掃描，並就每個掃描位置計算一次抽出現在畫像區域 42 與位置姿勢變換樣板區域 40 的複數個斷面 41 的相關值(相關值計算步驟)。核對處理部 22 的二次核對部 17 將相關值為計算出的相關值之中最高的三維基準畫像與三維現在畫像之位置姿

勢關係(位置姿勢資訊)選定作為最佳解(最佳解選定步驟)。如此，就可實現讓三維基準畫像與三維現在畫像這兩個三維畫像最為一致之型樣匹配。二次型樣匹配步驟包含斷面產生步驟、相關值計算步驟、位置姿勢變換步驟、以及最佳解選定步驟。

型樣匹配完成後，核對處理部 22 從相關值為計算出的相關值之中最高的之位置姿勢變換樣板區域 40 的位置姿勢，計算出使三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36 相核對之際之體位修正量(平移量、旋轉量)(體位修正量計算步驟)。然後，核對結果顯示部 23 使體位修正量、及讓移動過該體位修正量之三維現在畫像重疊於三維基準畫像上而顯示的畫像等顯示於電腦 14 的監視器畫面上。而且，核對結果輸出部 24 藉由核對處理部 22 將使三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36 相核對之際之體位修正量(平移量、旋轉量)予以輸出(體位修正量輸出步驟)。然後，治療台控制參數算出部 26 將核對結果輸出部 24 的輸出值(平移三軸 $[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]$ 、旋轉三軸 $[\Delta A, \Delta B, \Delta C]$ 共計六個自由度)變換為用來控制治療台 8 的各軸之參數，亦即算出用來控制治療台 8 的各軸之參數(治療台控制參數算出步驟)。然後，治療台 8 根據治療台控制參數算出部 26 所計算出的治療台控制參數而驅動治療台 8 的各軸的驅動裝置(治療台驅動步驟)。

因為實施形態 1 之畫像核對裝置 29，係先進行三維基準畫像 31 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配，然後

根據一次型樣匹配的結果，從三維基準畫像 31 產生出預定的二次型樣匹配用的樣板區域，亦即位置姿勢變換樣板區域 40，以及從三維現在畫像 36 產生出將一次抽出區域 43 包含在其中的將用於二次型樣匹配之預定的檢索對象區域，亦即一次抽出現在畫像區域 42，所以即使是三維現在畫像 36 的斷層畫像數(切片畫像數)比三維基準畫像 31 少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配。

因為實施形態 1 之畫像核對裝置 29，即使在三維現在畫像 36 的斷層畫像數(切片畫像數)比三維基準畫像 31 少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配，所以可減少對位之際之利用 X 射線 CT 裝置拍攝的三維現在畫像 36 的斷層畫像數，可減低對位之際之 X 射線 CT 裝置使患者受到的 X 射線曝露量。

再者，實施形態 1 之畫像核對裝置 29，係根據執行三維基準畫像 31 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配所得到的結果，來產生出一次抽出現在畫像區域 42，且以比現在畫像區域 38 窄區域之此一次抽出現在畫像區域 42 作為檢索對象，因此可用較粗糙的解析度以較廣範圍為對象進行一次型樣匹配，然後使用包含有在一次型樣匹配中找到的一次抽出區域 43 之一次抽出現在畫像區域 42，來以較細密的解析度進行二次型樣匹配，而可縮短型樣匹配所需的時間。

實施形態 1 之患者定位裝置 30，可根據畫像核對裝置 29 所計算出之體位修正量，而使患者的位置姿勢與治療計

畫之際之位置姿勢一致。由於可使患者的位置姿勢與治療計畫之際之位置姿勢一致，因此能以讓治療時的患部 11 來到放射線治療的射束照射中心 12 之方式進行對位。

再者，實施形態 1 之患者定位裝置 30，可藉由位置姿勢變換部 25 產生出在從得自三維基準畫像 31 之基準畫像樣板區域 33 匹配至斷層畫像數(切片畫像數)比三維基準畫像 31 少之三維現在畫像 36 之際很適切的位置姿勢變換樣板區域 40，而可實現也將角度偏移因素包含進去之高精度的兩階段型樣匹配。

根據實施形態 1 之畫像核對裝置 29，具備有：將放射線治療之治療計畫之際攝得的三維基準畫像 31、與治療之際攝得的三維現在畫像 36 分別予以讀入之三維畫像輸入部 21；核對三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36，計算出讓三維現在畫像 36 中的患部的位置姿勢與三維基準畫像 31 中的患部的位置姿勢一致之體位修正量之核對處理部 22，且核對處理部 22 係具有：進行三維基準畫像 31 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配之一次核對部 16；以及進行根據一次型樣匹配的結果而從三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之一方生成的預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)，相對於根據一次型樣匹配的結果而從與預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)的生成基礎不同之三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之另一方生成的預定的檢索對象區域 42 之二次型樣匹配之二次核對部 17，因此即使是三維現在畫像 36 的斷層畫像數比三維基準

畫像 31 少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配。

根據實施形態 1 之患者定位裝置 30，具備有：畫像核對裝置 29；以及根據畫像核對裝置 29 所計算出之體位修正量，來算出用來控制治療台 8 的各軸之參數之治療台控制參數算出部 26，且畫像核對裝置 29 具備有：將放射線治療之治療計畫之際攝得的三維基準畫像 31、與治療之際攝得的三維現在畫像 36 分別予以讀入之三維畫像輸入部 21；核對三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36，計算出讓三維現在畫像 36 中的患部的位置姿勢與三維基準畫像 31 中的患部的位置姿勢一致之體位修正量之核對處理部 22。核對處理部 22 具有：進行三維基準畫像 31 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配之一次核對部 16；以及進行根據一次型樣匹配的結果而從三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之一方生成的預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)，相對於根據一次型樣匹配的結果而從與預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)的生成基礎不同之三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之另一方生成的預定的檢索對象區域 42 之二次型樣匹配之二次核對部 17，因此即使是三維現在畫像 36 的斷層畫像數比三維基準畫像 31 少之情況，也能夠進行高精度的對位。

根據實施形態 1 之畫像核對方法，係為一種核對放射線治療之治療計畫之際攝得的三維基準畫像 31 與治療之際攝得的三維現在畫像 36 之畫像核對方法，且包含：執行三維基準畫像 31 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配

之一次型樣匹配步驟；以及執行根據一次型樣匹配的結果而從三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之一方生成的預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)，相對於根據一次型樣匹配的結果而從與預定的樣板區域(位置姿勢變換樣板區域 40)的生成基礎不同之三維基準畫像 31 或三維現在畫像 36 之另一方生成的預定的檢索對象區域 42 之二次型樣匹配之二次型樣匹配步驟，因此即使是三維現在畫像 36 的斷層畫像數比三維基準畫像 31 少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配。

實施形態 2

實施形態 2 之兩階段型樣匹配，係先進行從三維基準畫像 31 匹配到三維現在畫像 36 之一次型樣匹配，然後根據一次型樣匹配的結果而從三維現在畫像 36 生成的預定的二次型樣匹配用的樣板區域(現在畫像樣板區域 44)，再以將三維基準畫像 31 的位置姿勢予以變換後成為的姿勢變換基準畫像區域 47 作為檢索對象，進行現在畫像樣板區域 44 相對於姿勢變換基準畫像區域 47 之二次型樣匹配。二次型樣匹配係為與一次型樣匹配相反方向之型樣匹配。

第 10 圖係用來說明本發明實施形態 2 中的一次型樣匹配方法之圖，第 11 圖係用來說明第 10 圖之一次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切片畫像的關係之圖。在實施形態 2 的一次型樣匹配中，一次核對部 16 進行也包含旋轉三軸在內之搜尋而求出姿勢變化量。

第 10 圖所示之現在畫像區域 38 係表現成包含三片切

片畫像 37a, 37b, 37c 之立方體。作為實施形態 2 的基準畫像樣板區域之位置姿勢變換樣板區域 40a, 40b, 40c, 係為位置姿勢經位置姿勢變換部 25 予以變換後成為的區域。其中, 最初的位置姿勢, 係為預設(default)狀態, 係為例如旋轉三軸的參數都為 0 之狀態。使將基準畫像樣板區域的位置姿勢予以變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40a, 在切片畫像 37a 上沿著掃描路徑 39a 而呈逐行掃描狀移動。同樣的, 使位置姿勢經變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40b, 在切片畫像 37b 上沿著掃描路徑 39b 而呈逐行掃描狀移動, 使位置姿勢經變換後成為的位置姿勢變換樣板區域 40c, 在切片畫像 37c 上沿著掃描路徑 39c 而呈逐行掃描狀移動。其中, 掃描路徑 39b, 39c 係為了不使圖變複雜而簡化顯示。

一邊使位置姿勢變化一邊進行三維現在畫像 36 的切片畫像 37a, 37b, 37c 與位置姿勢變換樣板區域 40 之相關計算。例如, 使旋轉三軸的各個軸以預定的變化量或變化率變化, 而進行相關計算, 然後移動到下一個掃描位置, 再進行相關計算。如第 11 圖所示, 一次核對部 16 進行位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41 與構成現在畫像區域 38 之切片畫像 37 之間的畫像核對。位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41, 係為以與在最初的位置姿勢之三維基準畫像 31 的切片畫像 32 平行的面將位置姿勢變換樣板區域 40 予以切斷而呈現的斷面, 係從三維基準畫像 31 的複數個切片畫像 32 生成者(斷面生成步驟)。可用例如實施形態 1 中說

明過的方法來生成斷面 41。亦即，可將斷面 41 的資料設定為從構成三維基準畫像 31 的複數個切片畫像 32 切出者。此外，位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41，亦可為包含以讓其資料密度與三維現在畫像 36 的資料密度一樣之方式增補過的資料者。

然後，一次核對部 16 產生將用於二次型樣匹配中之現在畫像樣板區域 44。一次核對部 16 係從例如就各個切片畫像 37a, 37b, 37c 進行之也包含旋轉三軸在內之搜尋的結果，來求出相關值最高之位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41、該時之位置姿勢變換樣板區域 40 的姿勢變化量、以及與該斷面 41 對應之切片畫像 37 的抽出區域。一次核對部 16 係從求出的各個切片畫像的抽出區域之中，產生出包含有相關值最高的三維現在畫像的抽出區域之現在畫像樣板區域 44。現在畫像樣板區域 44 係為二維的畫像。

然後，如第 12 圖所示，由核對處理部 22 的位置姿勢變換部 25，以產生現在畫像樣板區域 44 之際求出的前述姿勢變化量使三維基準畫像 31 全體的姿勢變換，而產生出姿勢變換後的三維姿勢變換基準畫像 45，亦即產生出姿勢變換基準畫像區域 47。第 12 圖係顯示本發明實施形態 2 中之姿勢變換後的三維基準畫像之圖。切片畫像 46a, 46b, 46c, 46d, 46e 分別為以前述姿勢變化量使切片畫像 32a, 32b, 32c, 32d, 32e 的姿勢變化後之切片畫像。

然後，如第 13 圖所示，二次核對部 17 使現在畫像樣板區域 44 在姿勢變換後的三維姿勢變換基準畫像 45，亦

即姿勢變換基準畫像區域 47 中沿著掃描路徑 49 呈逐行掃描狀移動而進行比對，就可高速地檢測出只有平移之偏移。第 13 圖係用來說明本發明實施形態 2 中的二次型樣匹配方法之圖。姿勢經變換而成為的姿勢變換基準畫像區域 47，係表現成包含五片切片畫像 46a, 46b, 46c, 46d, 46e 之立方體。核對執行面 48，係為與一個姿勢(此姿勢係和藉由一次型樣匹配而找到之與三維現在畫像 36 的切片畫像 37 對應的姿勢有最高的相關值之姿勢)相對應之畫像面，亦即姿勢變換基準畫像區域 47 中之和與三維現在畫像 36 的切片畫像 37 對應的姿勢有相同姿勢之面。二次核對部 17 係從三維姿勢變換基準畫像 45 的複數個切片畫像 46 來產生出姿勢變換基準畫像區域 47 中之預定的核對執行面 48(核對執行面產生步驟)。可用例如實施形態 1 中說明過的方法來產生核對執行面 48。亦即，可將核對執行面 48 的資料設定為從構成三維姿勢變換基準畫像 45 的複數個切片畫像切出者。此外，核對執行面 48，亦可為包含以讓其資料密度與現在畫像樣板區域 44 的資料密度一樣之方式增補過的資料者。

歸納說明實施形態 2 之兩階段型樣匹配方法。首先，由核對處理部 22 的位置姿勢變換部 25，從三維基準畫像 31 產生出進行位置姿勢變換而得到的位置姿勢變換樣板區域 40(位置姿勢變換樣板區域產生步驟)。然後，核對處理部 22 的一次核對部 16 執行位置姿勢變換樣板區域 40 相對於三維現在畫像 36 之一次型樣匹配(一次型樣匹配步

驟)。一次型樣匹配係針對構成現在畫像區域 38 之各個切片畫像 37，進行：每次使位置姿勢變換樣板區域 40 的位置姿勢變化(每次執行位置姿勢變換步驟)，就產生出位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41(斷面產生步驟)，並進行位置姿勢變換樣板區域 40 的斷面 41 與構成現在畫像區域 38 之切片畫像 37 之間之畫像核對。

而且，一次核對部 16 在每次使位置姿勢變換樣板區域 40 的位置姿勢變化時計算出現在畫像區域 38 與位置姿勢變換樣板區域 40 的相關值(相關值計算步驟)。以及，一次核對部 16 在每次使位置姿勢變換樣板區域 40 掃描時，計算出現在畫像區域 38 與位置姿勢變換樣板區域 40 的相關值，藉由這樣的一次型樣匹配來產生出將現在畫像區域 38 與位置姿勢變換樣板區域 40 的相關值最高之位置姿勢變換樣板區域 40 的抽出區域包含在其中的現在畫像樣板區域 44(現在畫像樣板區域產生步驟)。

接著，核對處理部 22 利用位置姿勢變換部 25，以產生現在畫像樣板區域 44 之際求出的前述姿勢變化量使三維基準畫像 31 全體的姿勢變換，而產生出姿勢變換後的三維姿勢變換基準畫像 45，亦即產生出姿勢變換基準畫像區域 47(姿勢變換基準畫像區域產生步驟)。然後，二次核對部 17 執行現在畫像樣板區域 44 相對於姿勢變換基準畫像區域 47 之二次型樣匹配(二次型樣匹配步驟)。二次型樣匹配，係在核對執行面產生步驟中產生出核對執行面 48，然後進行在核對執行面產生步驟中產生的核對執行面 48 與

現在畫像樣板區域 44 之畫像核對。在此畫像核對之際，一邊使現在畫像樣板區域 44(不旋轉地)平移，一邊計算核對執行面 48 與現在畫像樣板區域 44 之相關值(相關值計算步驟)。

在二次型樣匹配中，核對處理部 22 的二次核對部 17 將相關值為計算出的相關值之中最高的之三維姿勢變換基準畫像 45 與現在畫像樣板區域 44 之位置姿勢關係(位置姿勢資訊)選定作為最佳解(最佳解選定步驟)。如此，就可藉由兩階段匹配而實現讓三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36 這兩個三維畫像最為一致之型樣匹配。實施形態 2 之兩階段型樣匹配方法就是包含位置姿勢變換樣板區域產生步驟、一次型樣匹配步驟、姿勢變換基準畫像區域產生步驟、以及二次型樣匹配步驟。一次型樣匹配步驟包含斷面產生步驟、相關值計算步驟、位置姿勢變換步驟、以及現在畫像樣板區域產生步驟。二次型樣匹配步驟包含核對執行面產生步驟、相關值計算步驟、以及最佳解選定步驟。

型樣匹配完成後，核對處理部 22 從相關值為計算出的相關值之中最高的之三維姿勢變換基準畫像 45 中的高相關值區域的位置姿勢，計算出使三維基準畫像 31 與三維現在畫像 36 相核對之際之體位修正量(平移量、旋轉量)(體位修正量計算步驟)。然後，核對結果顯示部 23 使體位修正量、及讓移動過該體位修正量之三維現在畫像重疊於三維基準畫像上而顯示的畫像等顯示於電腦 14 的監視器畫面上。而且，核對結果輸出部 24 將核對處理部 22 使三維

基準畫像 31 與三維現在畫像 36 相核對之際之體位修正量(平移量、旋轉量)予以輸出(體位修正量輸出步驟)。然後，治療台控制參數算出部 26 將核對結果輸出部 24 的輸出值(平移三軸 $[\Delta X, \Delta Y, \Delta Z]$ 、旋轉三軸 $[\Delta A, \Delta B, \Delta C]$ 共計六個自由度)變換為用來控制治療台 8 的各軸之參數，亦即算出用來控制治療台 8 的各軸之參數(治療台參數算出步驟)。然後，治療台 8 根據治療台控制參數算出部 26 所計算出的治療台控制參數而驅動治療台 8 的各軸的驅動裝置(治療台驅動步驟)。

因為實施形態 2 之畫像核對裝置 29，係進行三維基準畫像 31 的位置姿勢變換樣板區域 40 相對於三維現在畫像 36 之也包含旋轉三軸在內的畫像核對之一次型樣匹配，然後根據一次型樣匹配的結果，從三維現在畫像 36 產生出二次型樣匹配用的樣板區域，亦即現在畫像樣板區域 44，所以即使是三維現在畫像 36 的斷層畫像數(切片畫像數)比三維基準畫像 31 少之情況，也能夠實現高精度的兩階段型樣匹配。

再者，實施形態 2 之畫像核對裝置 29，係從三維基準畫像 31 產生出三維姿勢變換基準畫像 45(姿勢變換後的三維基準畫像)，亦即產生出姿勢變換基準畫像區域 47，因此可藉由使用二維的現在畫像樣板區域 44，使之不伴隨有旋轉移動地相對於姿勢變換基準畫像區域 47 平行移動而實現直接型樣匹配。而且，在二次型樣匹配中，只有計算每次平行移動的相關值，所以與計算每次旋轉移動及平行

移動的相關值之情況相比較，可達成二次型樣匹配之高速化。

實施形態 3

實施形態 3 係在使用人體資料庫(atlas model)來產生實施形態 1 中之一次型樣匹配的基準畫像樣板區域 33、或實施形態 2 中之作為位置姿勢變換樣板區域 40 的基礎之基準畫像樣板區域 33 之點，與實施形態 1 及 2 不同。第 14 圖係顯示本發明實施形態 3 之畫像核對裝置及患者定位裝置的構成之圖。實施形態 3 之畫像核對裝置 29 與實施形態 1 及 2 之畫像核對裝置 29 的不同點在於具有人體資料庫輸入部 50、及平均樣板區域產生部 51。實施形態 3 之患者定位裝置 30 係具有畫像核對裝置 29 及治療台控制參數算出部 26。

人體資料庫輸入部 50，係從資料庫裝置等之記憶裝置取得人體資料庫(atlas model)。平均樣板區域產生部 51，係從與患者 4, 10 的患部 5, 11 對應之人體資料庫的臟器部份將平均樣板區域 54 切出。核對處理部 22 的基準樣板區域產生部 18，係藉由將該平均樣板區域 54 與三維基準畫像 31 做型樣匹配，來自動產生出基準畫像樣板區域 33(基準畫像樣板區域產生步驟)。

使用上述之基準畫像樣板區域 33 來執行實施形態 1 中之兩階段型樣匹配或實施形態 2 中之兩階段型樣匹配。如此一來，即使三維基準畫像上未事先準備有表示患部之資訊(患部形狀等)，也可實現兩階段型樣匹配。

此外，也可考慮：平均樣板區域產生部 51 從與患者 4, 10 的患部 5, 11 對應之人體資料庫的臟器部份切出二維的平均樣板區域。二維的平均樣板區域 54 之情況，可切出複數個二維的平均樣板區域，然後將複數個二維的平均樣板區域一併輸出至核對處理部 22。核對處理部 22 的基準樣板區域產生部 18 藉由將該複數個二維的平均樣板區域與三維基準畫像 31 做型樣匹配，來自動產生出基準畫像樣板區域 33。

【圖式簡單說明】

第 1 圖係顯示本發明實施形態 1 之畫像核對裝置及患者定位裝置的構成之圖。

第 2 圖係顯示與本發明之畫像核對裝置及患者定位裝置相關的機器整體構成之圖。

第 3 圖係顯示本發明實施形態 1 中的三維基準畫像及基準畫像樣板區域之圖。

第 4 圖係顯示本發明實施形態 1 中的三維現在畫像之圖。

第 5 圖係用來說明本發明實施形態 1 中的一次型樣匹配方法之圖。

第 6 圖係用來說明第 5 圖之一次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切片畫像的關係之圖。

第 7 圖係顯示利用本發明實施形態 1 中的一次型樣匹配方法而抽出的切片畫像的一次抽出區域之圖。

第 8 圖係用來說明本發明實施形態 1 中的二次型樣匹

配方法之圖。

第 9 圖係用來說明第 8 圖之二次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切片畫像的關係之圖。

第 10 圖係用來說明本發明實施形態 2 中的一次型樣匹配方法之圖。

第 11 圖係用來說明第 10 圖之一次型樣匹配方法中之基準畫像樣板區域與切片畫像的關係之圖。

第 12 圖係顯示本發明實施形態 2 中之姿勢變換後的三維基準畫像之圖。

第 13 圖係用來說明本發明實施形態 2 中的二次型樣匹配方法之圖。

第 14 圖係顯示本發明實施形態 3 之畫像核對裝置及患者定位裝置的構成之圖。

【主要元件符號說明】

1	CT 模擬室
2, 7	CT 筒架
3, 9	頂板
4, 10	患者
5, 11	患部
6	治療室
8	旋轉治療台
12	射束照射中心
13	照射頭
14	電腦

- 16 一次核對部
- 17 二次核對部
- 18 基準樣板區域產生部
- 21 三維畫像輸入部
- 22 核對處理部
- 23 核對結果顯示部
- 24 核對結果輸出部
- 25 位置姿勢變換部
- 26 治療台控制參數算出部
- 29 畫像核對裝置
- 30 患者定位裝置
- 31 三維基準畫像
- 32a~32e 切片畫像
- 33, 33a, 33b, 33c 基準畫像樣板區域
- 34 外接四角形
- 35 ROI(注意區域)
- 36 三維現在畫像
- 37a~37c 切片畫像
- 38 現在畫像區域
- 39a~39c 掃描路徑
- 40, 40a, 40b, 40c 位置姿勢變換樣板區域
- 41 斷面
- 42 一次抽出現在畫像區域
- 43 一次抽出區域

- 44 現在畫像樣板區域
- 45 三維姿勢變換基準畫像
- 46a~46e 切片畫像
- 47 姿勢變換基準畫像區域
- 48 核對執行面
- 49 掃描路徑
- 50 人體資料庫輸入部
- 51 平均樣板區域產生部
- 53 切片畫像
- 55 切片畫像

七、申請專利範圍：

1. 一種畫像核對裝置，具備有：

三維畫像輸入部，係將放射線治療之治療計畫之際所攝得的三維基準畫像與治療之際所攝得的三維現在畫像分別予以讀入；以及

核對處理部，係核對前述三維基準畫像與前述三維現在畫像，計算出讓前述三維現在畫像中的患部的位置姿勢與前述三維基準畫像中的患部的位置姿勢一致之體位修正量，

前述核對處理部具有：

一次核對部，係進行從前述三維基準畫像相對於前述三維現在畫像之一次型樣匹配；以及

二次核對部，係進行從根據前述一次型樣匹配的結果而從前述三維基準畫像或前述三維現在畫像之一方所生成的預定的樣板區域，相對於根據前述一次型樣匹配的結果而從與前述預定的樣板區域的生成基礎不同之前述三維基準畫像或前述三維現在畫像之另一方所生成的預定的檢索對象區域之二次型樣匹配。

2. 如申請專利範圍第 1 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述核對處理部具備有：根據前述三維基準畫像中所準備的患部資訊，而從前述三維基準畫像產生出三維區域的基準畫像樣板區域之基準樣板區域產生部。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述之畫像核對裝置，其中，

具備有：

人體資料庫輸入部，係從資料庫裝置取得人體資料庫；以及

平均樣板區域產生部，係從前述人體資料庫中之與患者的患部對應之臟器部份來產生出平均樣板區域，

且前述核對處理部具有：進行從前述平均樣板區域相對於前述三維基準畫像之型樣匹配，並根據前述型樣匹配的結果而從前述三維基準畫像產生出三維區域的基準畫像樣板區域之基準樣板區域產生部。

4. 如申請專利範圍第 2 或 3 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述一次核對部係在前述一次型樣匹配之際，進行從前述基準畫像樣板區域相對於前述三維現在畫像之型樣匹配。

5. 如申請專利範圍第 4 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述一次核對部係從前述三維現在畫像產生出將與前述基準畫像樣板區域的相關值成為最高的區域包含在其中的作為前述檢索對象區域之一次抽出現在畫像區域。

6. 如申請專利範圍第 5 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述核對處理部具備有：使得三維畫像的位置姿勢變換之位置姿勢變換部，

前述位置姿勢變換部係產生出使前述基準畫像樣

板區域的位置姿勢變換到預定的位置姿勢的位置姿勢變換樣板區域，

前述二次核對部係在前述二次型樣匹配之際，進行從作為前述預定的樣板區域之前述位置姿勢變換樣板區域相對於前述一次抽出現在畫像區域之型樣匹配。

7. 如申請專利範圍第 6 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述二次核對部係產生出前述位置姿勢變換樣板區域的斷面，然後進行前述一次抽出現在畫像區域與前述斷面之間之型樣匹配。

8. 如申請專利範圍第 2 或 3 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述核對處理部具備有：使得三維畫像的位置姿勢變換之位置姿勢變換部，

前述位置姿勢變換部係產生出使前述基準畫像樣板區域的位置姿勢變換到預定的位置姿勢的位置姿勢變換樣板區域，

前述一次核對部係在前述一次型樣匹配之際，進行從前述位置姿勢變換樣板區域相對於前述三維現在畫像之型樣匹配。

9. 如申請專利範圍第 8 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述一次核對部係產生出前述位置姿勢變換樣板區域的斷面，然後進行前述三維現在畫像與前述斷面之間之型樣匹配，且執行：複數個前述斷面之中相關

值最高的斷面之高相關斷面之決定、前述位置姿勢變換樣板區域的姿勢變化量之演算、及前述三維現在畫像中與前述高相關斷面對應之抽出區域的抽出。

10. 如申請專利範圍第 9 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述一次核對部係產生出將前述一次型樣匹配之際所抽出的前述抽出區域包含在其中之作為前述預定的樣板區域之現在畫像樣板區域，

前述位置姿勢變換部係產生出使前述三維基準畫像的位置姿勢只變換與前述現在畫像樣板區域對應之前述抽出區域的姿勢變化量的三維姿勢變換基準畫像區域，

前述二次核對部係在前述二次型樣匹配之際，進行從前述現在畫像樣板區域相對於作為前述檢索對象區域之前述三維姿勢變換基準畫像區域之型樣匹配。

11. 如申請專利範圍第 10 項所述之畫像核對裝置，其中，

前述二次核對部係產生出屬於前述姿勢變換基準畫像區域的斷面之核對執行面，然後進行前述現在畫像樣板區域與前述核對執行面之間之型樣匹配。

12. 一種患者定位裝置，具備有：

申請專利範圍第 1 至 3 項、第 5 至 7 項、第 9 至 11 項中任一項所述之畫像核對裝置；以及

根據前述畫像核對裝置所計算出之體位修正量，來算出用來控制治療台的各軸之參數之治療台控制參數算出部。

13. 一種畫像核對方法，係核對放射線治療之治療計畫之際所攝得的三維基準畫像與治療之際所攝得的三維現在畫像，包括：

執行從前述三維基準畫像相對於前述三維現在畫像之一次型樣匹配之一次型樣匹配步驟；以及

執行從根據前述一次型樣匹配的結果而從前述三維基準畫像或前述三維現在畫像之一方所生成的預定的樣板區域，相對於根據前述一次型樣匹配的結果而從與前述預定的樣板區域的生成基礎不同之前述三維基準畫像或前述三維現在畫像之另一方所生成的預定的檢索對象區域之二次型樣匹配之二次型樣匹配步驟。

14. 如申請專利範圍第 13 項所述之畫像核對方法，其中，包括：從前述三維基準畫像來產生出三維區域的基準畫像樣板區域之基準畫像樣板區域產生步驟，

且前述一次型樣匹配步驟係執行從前述基準畫像樣板區域相對於前述三維現在畫像之一次型樣匹配。

15. 一種患者定位裝置，具備有：

申請專利範圍第 4 項所述之畫像核對裝置；以及

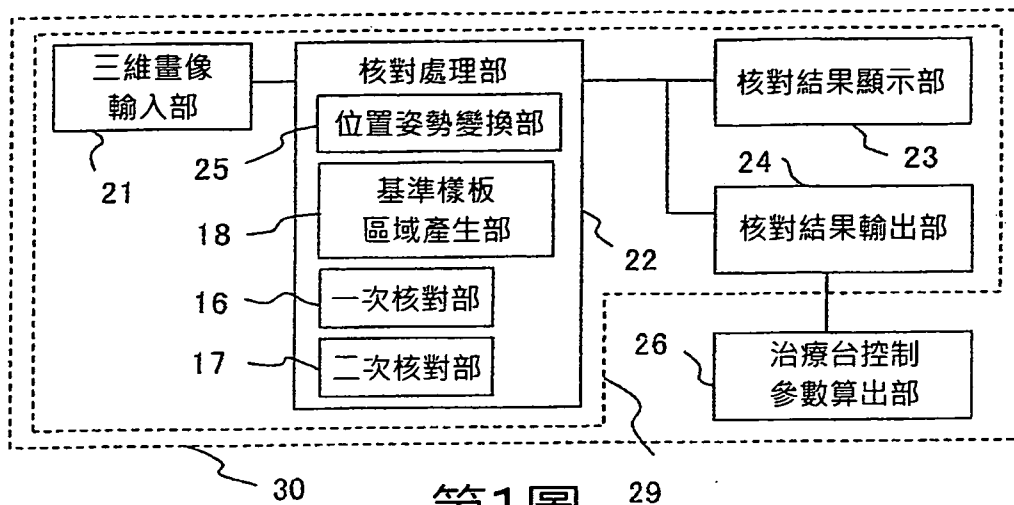
根據前述畫像核對裝置所計算出之體位修正量，來算出用來控制治療台的各軸之參數之治療台控制參數算出部。

16. 一種患者定位裝置，具備有：

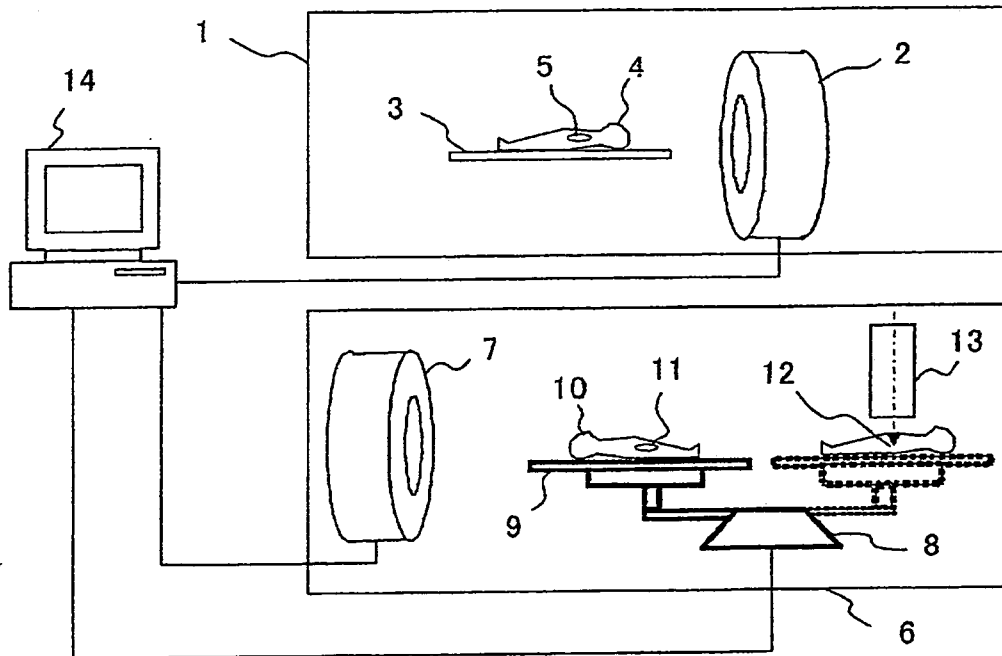
申請專利範圍第 8 項所述之畫像核對裝置；以及

根據前述畫像核對裝置所計算出之體位修正量，
來算出用來控制治療台的各軸之參數之治療台控制參
數算出部。

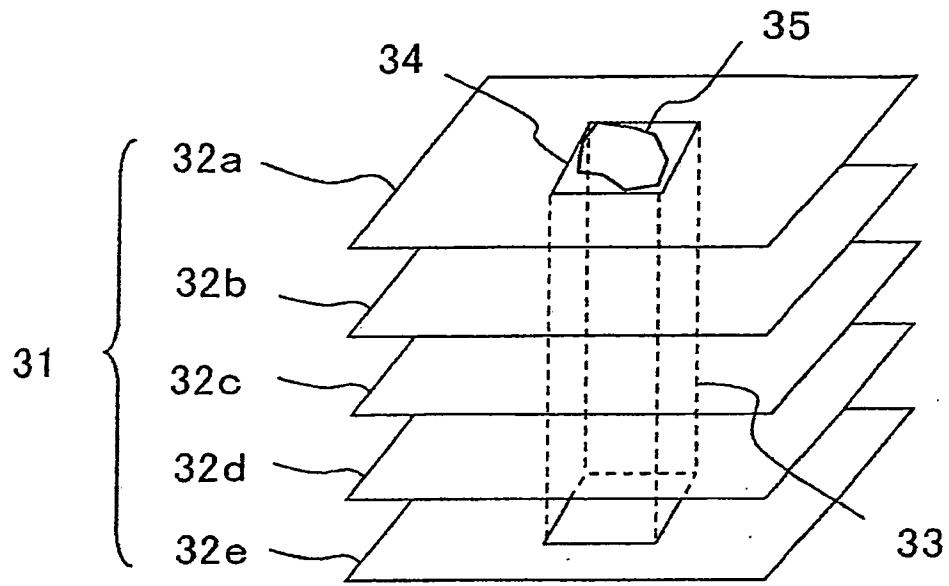
八、圖式：



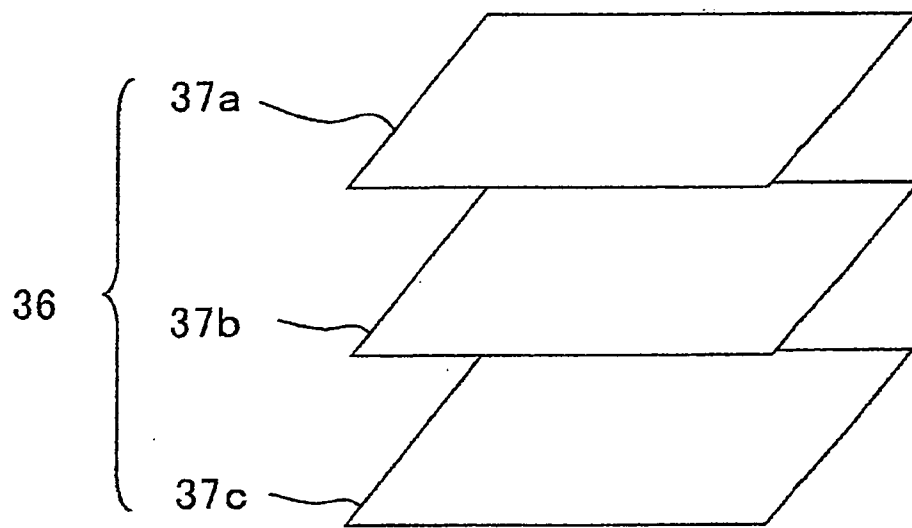
第1圖



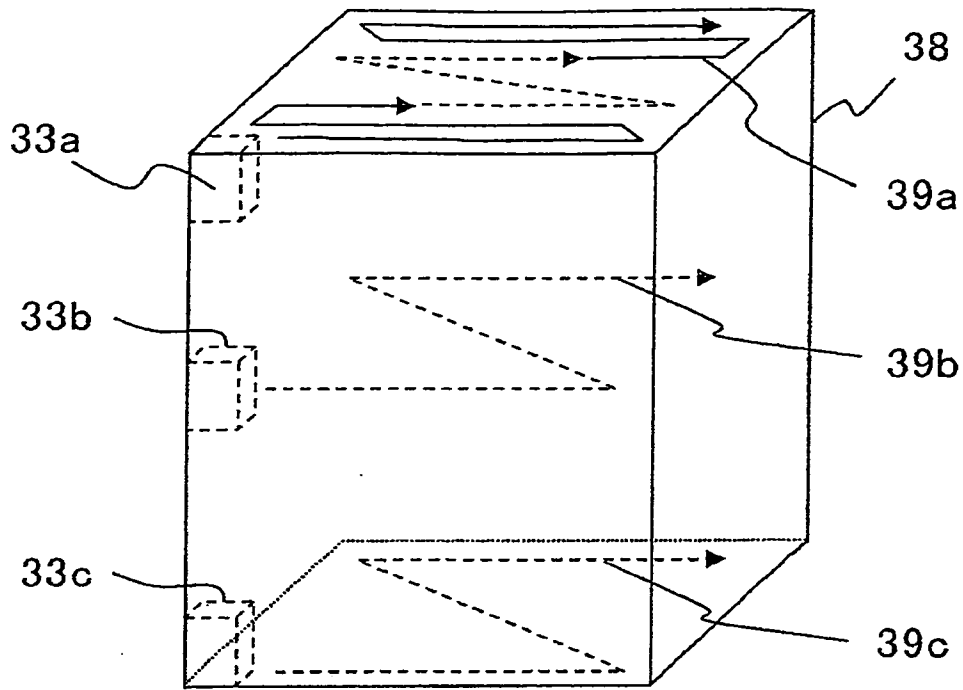
第2圖



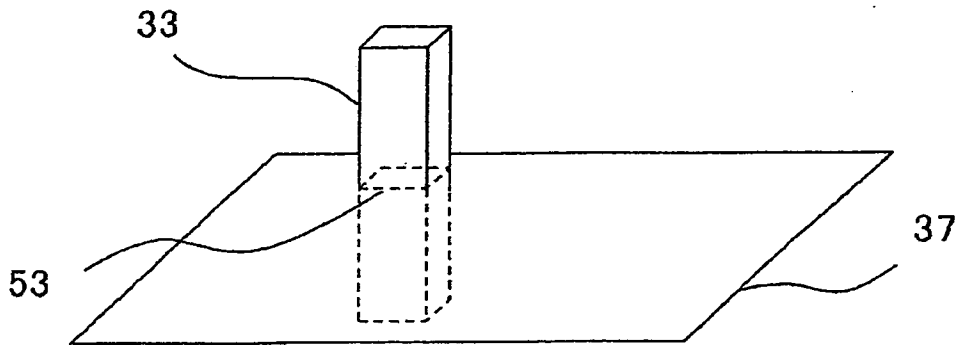
第3圖



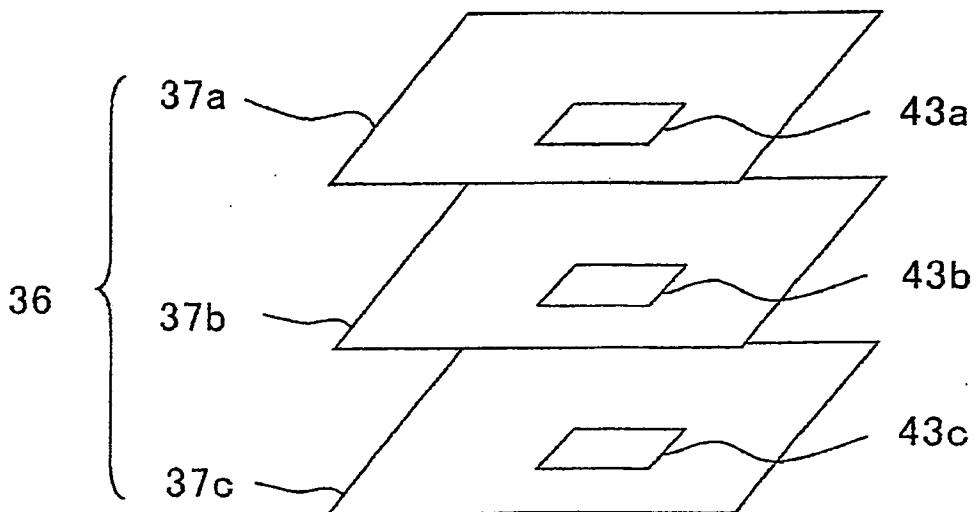
第4圖



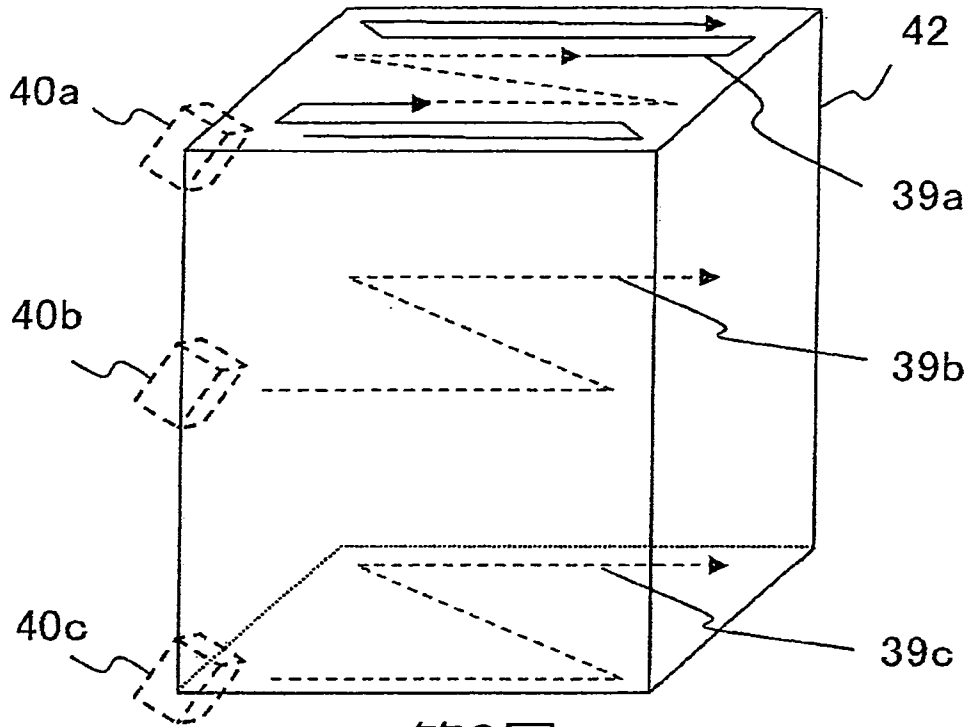
第5圖



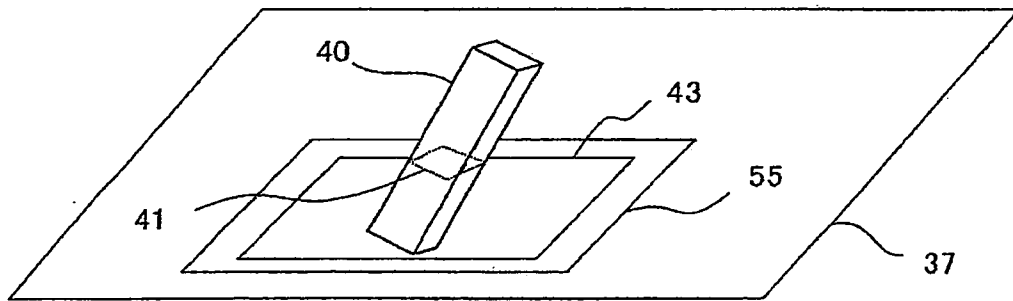
第6圖



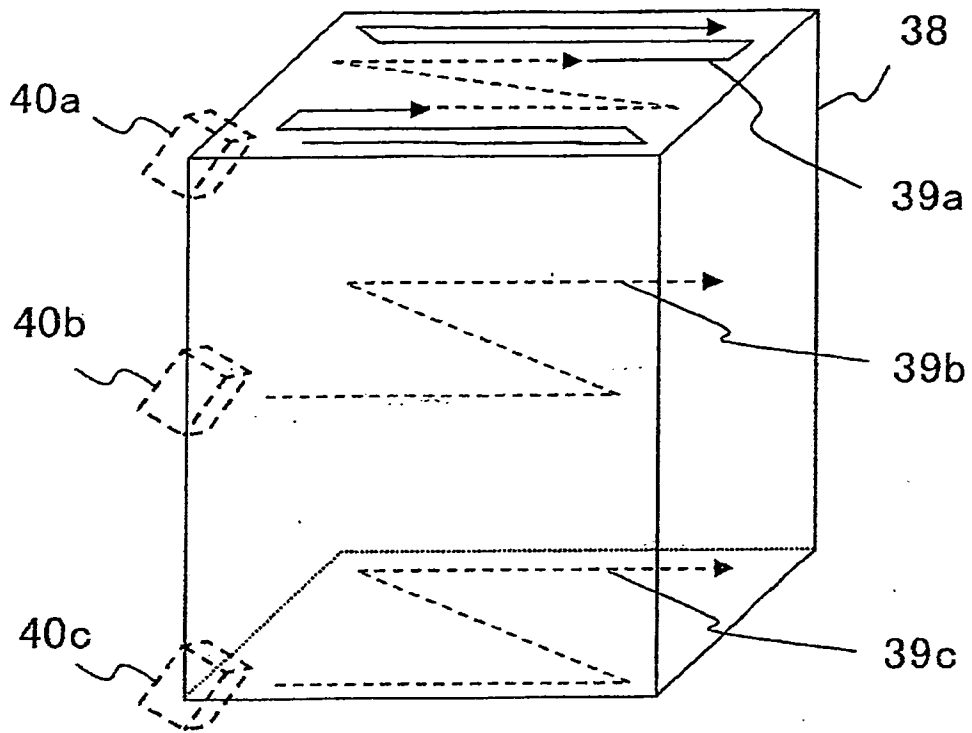
第7圖



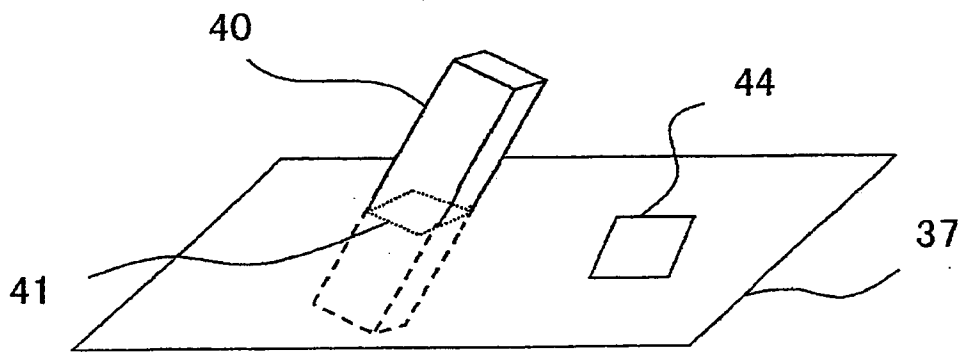
第8圖



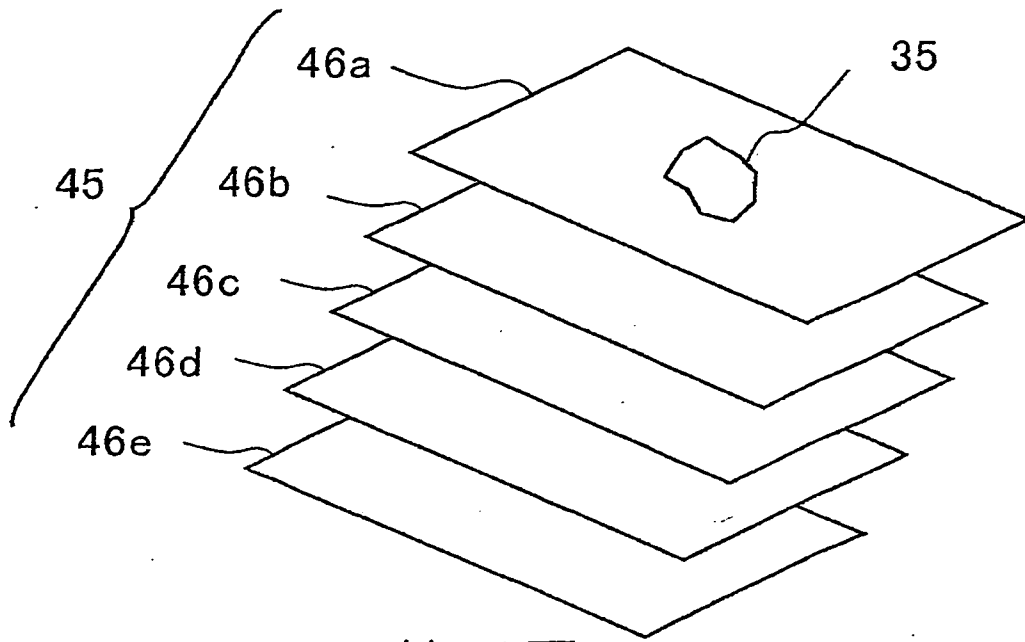
第9圖



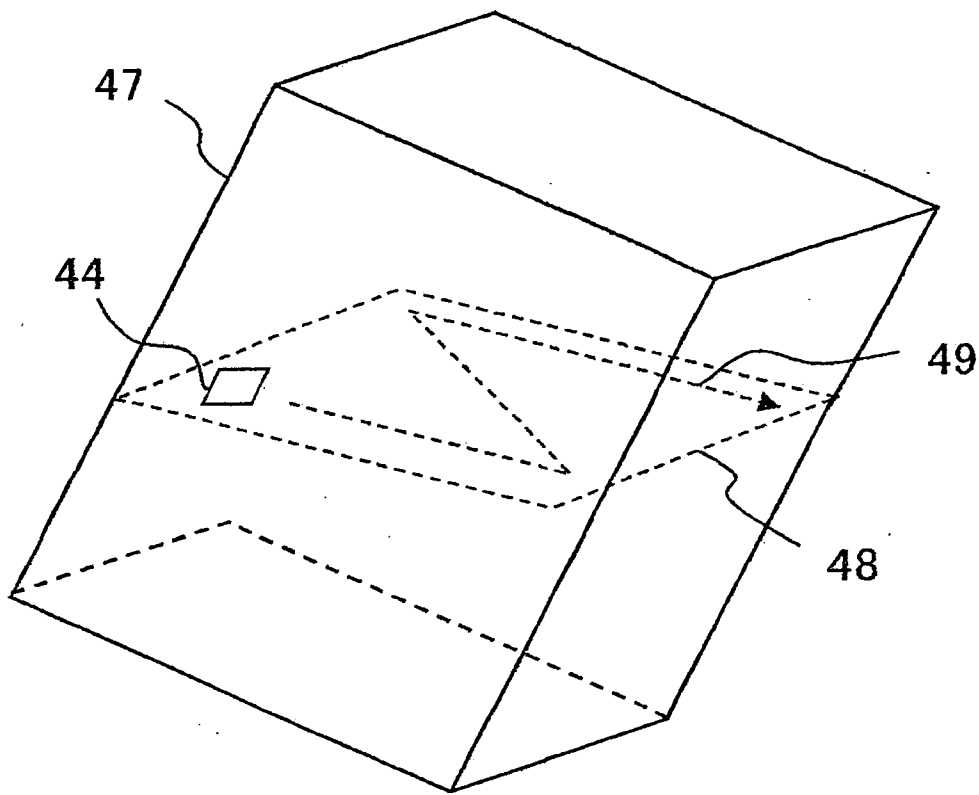
第10圖



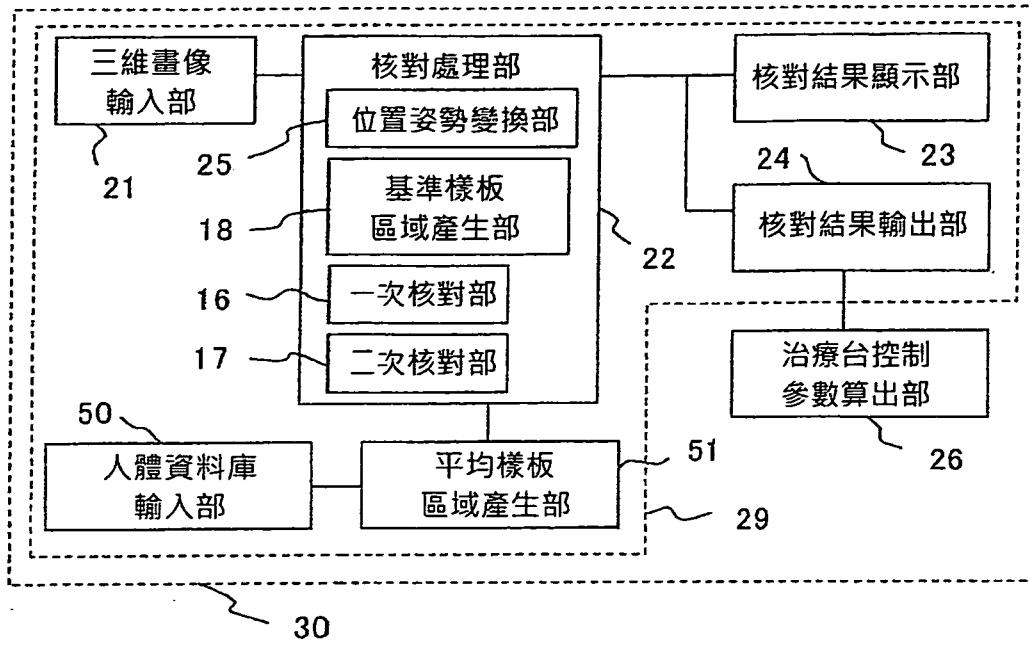
第11圖



第12圖



第13圖



第14圖