(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017年11月2日(02.11.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/188345 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)　　*A61N 5/10* (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2017/016622

(22) 国際出願日：　2017年4月26日(26.04.2017)

(25) 国際出願の言語：　日本語

(26) 国際公開の言語：　日本語

(30) 優先権データ：
特願 2016-088501　2016年4月26日(26.04.2016)　JP

(71) 出願人: 国立大学法人東京大学 (**THE UNIVERSITY OF TOKYO**) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 芳賀 昭弘(**HAGA, Akihiro**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 名和 要武(**NAWA, Kanabu**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 中川 恵一(**NAKAGAWA, Keiichi**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). ブーサル チャタクリ リトゥ (**BHUSAL CHHATKULI Ritu**); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 稲葉 良幸，外(**INABA, Yoshiyuki** et al.); 〒1066123 東京都港区六本木６－１０－１ 六本木ヒルズ森タワー２３階 ＴＭＩ総合法律事務所 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,

(54) **Title:** IMAGE PROCESSING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称： 画像処理装置および画像処理方法

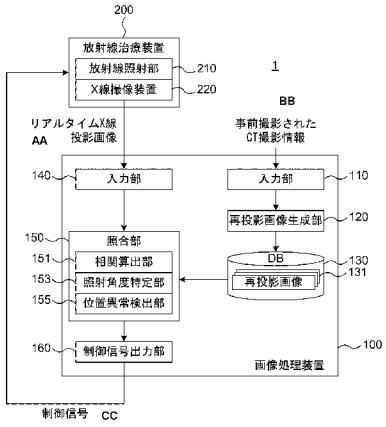


FIG. 1:
100 Image processing device
110, 140 Input unit
120 Reprojection image generating unit
131 Reprojection image
150 Collating means
151 Correlation calculation unit
153 Irradiation angle specifying unit
155 Positional abnormality detection unit
160 Control signal output unit
200 Radiotherapy device
210 Irradiation unit
220 X-ray imaging device
AA Real-time X-ray projection image
BB CT imaging information captured in advance
CC Control signal

(57) Abstract: [Problem] To provide an image processing device and image processing method whereby the position of a tumor in a patient can be suitably specified. [Solution] The present invention is provided with a means for managing one or more reprojection images corresponding to emission of radiation for imaging from each angle, generated using CT imaging information obtained by computed tomography of a subject, an input means for receiving inputting of a projection image obtained by radiating imaging radiation to a subject subjected to rotatory irradiation with treatment radiation, a collating means for collating the projection image and the one or more reprojection images, and an output means for outputting a control signal for controlling irradiation with the treatment radiation in accordance with the results of collation.

(57) 要約：（課題）好適に患者の腫瘍位置を特定することのできる画像処理装置及び画像処理方法を提供する。（解決手段）被写体のコンピュータ断層撮影により得られるＣＴ撮影情報を用いて生成される、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した１以上の再投影画像を管理する手段と、治療用の放射線が回転照射されている被写体に対して、撮像用の放射線を照射することにより得られる投影画像の入力を受ける入力手段と、前記投影画像と１以上の前記再投影画像とを照合する照合手段と、前記照合の結果に応じて、前記治療用の放射線の照射を制御するための制御信号を出力する出力手段とを備える。

WO 2017/188345 A1

［続葉有］

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

明　細　書

発明の名称 ： 画像処理装置および画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明に係るいくつかの態様は、例えば人体等の断層画像を処理する画像処理装置および画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 放射線を癌等の腫瘍に放射線を照射する放射線治療が近年発達している。一般に、放射線治療においては、腫瘍に照射する放射線量に対する応答関係が存在するため、治療の効果を得るためには、一定以上の放射線量を患部である腫瘍に照射する必要がある。

[0003] 一方で、患部である腫瘍に隣接する健常組織に対しても放射線を照射してしまうと、この健常組織に対して照射される線量に応じて合併症を引き起こしやすくなるため、患部に対してピンポイントで放射線を照射することが重要である。そこで特許文献１には、放射線療法のための準備中及び放射線療法中に、体内のターゲットの位置を正確に位置確認するための方法が開示されている。特許文献１記載の手法では、マーカー信号を発する複数のマーカーが、ターゲットに対して或る位置に患者の体内に埋め込まれる。センサでこのマーカー信号を測定することにより、ターゲットの位置が決定される。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許出願公開第２０１１／００４６４８１号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献１記載の手法では、患者の体内にマーカーを埋め込む必要があるため、患者への肉体的負担が大きい。

[0006] 本発明のいくつかの態様は前述の課題に鑑みてなされたものであり、好適に患者の腫瘍位置を特定することのできる画像処理装置及び画像処理方法を

提供することを目的の１つとする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の１の態様に係る情報処理装置は、被写体のコンピュータ断層撮影により得られるＣＴ撮影情報を用いて生成される、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した１以上の再投影画像を管理する手段と、治療用の放射線が回転照射されている被写体に対して、撮像用の放射線を照射することにより得られる投影画像の入力を受ける入力手段と、前記投影画像と１以上の前記再投影画像とを照合する照合手段と、前記照合の結果に応じて、前記治療用の放射線の照射を制御するための制御信号を出力する出力手段とを備える。

[0008] 本発明の１の態様に係る情報処理方法は、被写体のコンピュータ断層撮影により得られるＣＴ撮影情報を用いて生成される、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した１以上の再投影画像を管理するステップと、治療用の放射線が回転照射されている被写体に対して、撮像用の放射線を照射することにより得られる投影画像の入力を受けるステップと、前記投影画像と１以上の前記再投影画像とを照合するステップと、前記照合の結果に応じて、前記治療用の放射線の照射を制御するための制御信号を出力するステップとを画像処理装置が行う。

[0009] なお、本発明において、「部」や「手段」、「装置」、「システム」とは、単に物理的手段を意味するものではなく、その「部」や「手段」、「装置」、「システム」が有する機能をソフトウェアによって実現する場合も含む。また、１つの「部」や「手段」、「装置」、「システム」が有する機能が２つ以上の物理的手段や装置により実現されても、２つ以上の「部」や「手段」、「装置」、「システム」の機能が１つの物理的手段や装置により実現されても良い。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施形態に係る画像処理装置の機能構成を示すブロック図である。

[図2]図１に示す画像処理装置の処理の流れを示すフローチャートである。

[図3]図１に示す画像処理装置を実装可能なハードウェア構成の具体例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。ただし、以下に説明する実施形態は、あくまでも例示であり、以下に明示しない種々の変形や技術の適用を排除する意図はない。即ち、本発明は、その趣旨を逸脱しない範囲で種々変形して実施することができる。また、以下の図面の記載において、同一又は類似の部分には同一又は類似の符号を付して表している。図面は模式的なものであり、必ずしも実際の寸法や比率等とは一致しない。図面相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることがある。

[0012] 図１乃至図３は、実施形態を説明するための図である。以下、これらの図を参照しながら、以下の流れに沿って実施形態を説明する。まず「１」で実施形態に係る画像処理装置の概要を説明する。続いて「２」で当該画像処理装置の機能構成を説明し、「３」で当該画像処理装置の処理の流れを説明する。「４」では、画像処理装置を実現可能なハードウェア構成の具体例を説明する。最後に「５」以降で、実施形態に係る効果などを説明する。

[0013] （１． 概要）

人体などの被写体（以下、患者ともいう。）の腫瘍に放射線を照射することにより治療を行う放射線治療が近年急速に進歩している。一般に、放射線治療においては、腫瘍に照射する放射線の総量に対する応答関係が存在するため、治療の効果を得るためには、一定以上の放射線量を患部である腫瘍に照射する必要がある。

[0014] 一方で、患部である腫瘍に隣接する健常組織に対しても放射線を照射してしまうと、この健常組織に対して照射される放射線量に応じて、患者は合併症を引き起こしやすくなる。よって、健常組織に対して照射される放射線量を減らしつつ、患部により多くの放射線を照射することが求められている。

[0015] ここで、がん治療などのために放射線治療を行うことを考えると、まず、

患者をＣＴ（Ｃｏｎｐｕｔｅｄ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ。コンピュータ断層撮像）装置のカウチ（ｃｏｕｃｈ）に固定した上で、医師はＣＴ装置により断層画像を撮影する。医師は当該断層画像を観察、診断することにより、腫瘍などの患部を特定すると共に、照射する放射線量等を含む治療計画を策定する。

[0016] この時使用される一般のＣＴ装置では、リング状のガントリー（ｇａｎｔｒｙ）内を、リング中心方向に向けて放射線を放射する放射器、及び放射された放射線を検出する検出器が周状に走行できるようになっている。当該リングの中心付近を、被写体を載せたカウチが移動する。これにより、放射線が被写体に対して回転照射される。被写体を通過した放射線は、カウチを挟んで放射器と反対側にある検出器で検出され、ＣＴ撮影情報が生成される。当該ＣＴ撮影情報を元に、ＣＴ装置では被写体の断層画像が生成される。

[0017] 治療計画の策定後、実際に患者に対して放射線治療を行う際には、医師は患者を放射線治療装置のカウチに固定した上で、患者の患部（以下、ターゲットともいう。）に対して治療用の放射線を照射する。このとき治療に用いられる放射線は、診断用のＣＴ装置で用いられる放射線よりも一般に照射幅が狭く、また強度が強い。よって、放射線治療で照射する治療用の放射線を確実にターゲットに照射し、他方で患者の他の部位（健常組織）に当該治療用の放射線をなるべく当てないようにするため、治療用の放射線の照射前に、患者のカウチ上での位置合わせ（ｒｅｇｉｓｔｒａｔｉｏｎ）を好適に行うことが重要である。より具体的には、治療用の放射線が照射できる位置にターゲットが来るようにすると共に、患者の姿勢が診断用の断層画像の撮影時とほぼ同じになるように位置合わせをして患者をカウチに固定する必要がある。そのために、最新の放射線治療装置では、位置合わせ等に用いるための位置照合用のＸ線撮影装置を備えることが多い。

[0018] しかしながら、たとえ放射線治療の開始直前に綿密な位置合わせを行ったとしても、患者の呼吸等に応じてターゲットは患者の体内で、ある程度の範囲で移動してしまう。そこで、レーザや赤外線等を患者体表に照射し、その

反射を計測することにより患者の呼吸状態等を検出した上で、当該呼吸状態に応じて、ターゲットへの治療用放射線の照射の有無を切り換えることも考えられている。しかし、特に呼吸性移動が問題となる肺がんや肝臓がんに対しては、体表運動と体内臓器との相互関係が呼吸状態の変化により崩れることが指摘されている。すなわち、体表から検出される呼吸状態と、ターゲットの位置とは必ずしも十分に相関するわけではないため、体表運動のみを観察し、その結果に基づいて治療用放射線の照射の有無を切り替えたとしても、健常組織への治療用放射線の照射を十分に抑制することはできない可能性がある。

[0019] そこで、呼吸性移動対策を伴う放射線に関するガイドラインでは、Ｘ線投影画像による確認を、放射線治療と平行して行うことが推奨されている。しかしながら、Ｘ線投影画像のみによるターゲット位置の同定は困難である。Ｘ線投影画像からターゲット位置を同定しやすくするために、金属などの基準マーカーを患者の体内に埋め込むことも考えられるが、基準マーカーの体内への埋め込みは手術を伴うため、患者への負担が非常に大きい。また、放射線治療は数ヶ月以上の長期間に渡って行われることも多いため、この過程で、ターゲットと基準マーカーとの相対的な位置も変化してしまう。つまり、基準マーカーを体内に埋め込んだとしても、十分な精度をもってターゲット位置を同定することは困難である。

[0020] そこで本実施形態に係る画像処理装置では、例えば治療計画の策定や位置合わせのために事前に撮影したＣＴ撮影情報を事前情報として用い、この事前に撮影したＣＴ撮影情報と、放射線の治療中に撮影されるＸ線投影画像とを用いて、マーカーを利用することなくターゲット位置をリアルタイムに同定する。このリアルタイムに同定された結果に基づき、放射線照射を制御することで、ターゲット周囲の健常組織への放射線の照射を抑制することができる。

[0021] （２． 画像処理装置の機能構成）

以下、図１を参照しながら、本実施形態に係る画像処理システム１の機能

構成を説明する。図１は、画像処理システム１の機能構成の具体例を示す機能ブロック図である。画像処理システム１は、画像処理装置１００及び放射線治療装置２００を含む。

[0022] なお、図１の例では、画像処理装置１００及び放射線治療装置２００を物理的に異なる装置として記載しているが、これに限られるものではなく、例えば画像処理装置１００の機能を含む放射線治療装置２００として実装することも考えられる。或いは、画像処理装置１００の機能を、複数台の情報処理装置に分けて実現することも考えられる。

[0023] 放射線治療装置２００は、治療用の放射線を患者の腫瘍等に照射することにより、癌などを治療するための装置である。放射線治療装置２００は、放射線照射部２１０とＸ線撮像装置２２０とを含む。

[0024] 放射線照射部２１０は、カウチに固定された患者の患部であるターゲットに対して、治療用の放射線を照射する。この際、放射線照射部２１０は、ターゲットを略中心とする周状に移動することにより、治療用の放射線をターゲットに対して回転照射することができる。放射線を回転照射することにより、腫瘍等のターゲットに対して様々な角度から放射線を照射できると共に、ターゲット周囲の健常組織に照射される放射線の量を低減可能である。

[0025] ここで、本実施形態に係る放射線照射部２１０は、治療用放射線の照射を、画像処理装置１００から出力される制御信号に応じて制御することができる。より具体的には、例えば制御信号出力部１６０から照射をやめる（ＢＥＡＭ　ＯＦＦ）ための制御信号が出力されると、放射線照射部２１０は治療用放射線の照射を停止する。なお、制御信号による放射線照射部２１０の制御はこれに限られるものではなく、例えば照射の開始や、照射強度の制御も、画像処理装置１００からの制御信号に基づいて行えるようにしても良い。

[0026] Ｘ線撮像装置２２０は、患者の位置合わせや、治療中のターゲットの位置の特定のために、投影画像を撮像するための装置である。Ｘ線撮像装置２２０は、患者が固定されるカウチ方向に向けて撮像用の放射線（Ｘ線）を放射する放射器、及び放射された放射線を検出する検出器により構成される。放

射器から放射され、被写体である患者を通過した放射線は検出器で検出され、当該検出された放射線強度に応じて、Ｘ線撮像装置２２０は投影画像を作成する。

[0027] ここで、Ｘ線撮像装置２２０は、放射線照射部２１０の移動に合わせて移動する。より具体的には、放射線照射部２１０が、ターゲットを略中心とする円周上を移動するのであれば、当該円周上においてＸ線撮像装置２２０を構成する放射器及び検出器は、放射線照射部２１０の位置から約±９０度ずれた位置となるように移動する。これによりＸ線撮像装置２２０は、治療用放射線の照射方向に対して略水平にターゲットを撮像することが可能となる。

[0028] 放射線治療装置２００では、放射線照射部２１０が治療用の放射線を患者のターゲットに照射しながら、Ｘ線撮像装置２２０でターゲット周辺の投影画像を撮像することにより、治療中のターゲット周辺に係るリアルタイムの投影画像を出力することが可能である。当該リアルタイムのＸ線投影画像は、画像処理装置１００の入力部１４０に対して出力される。なお先述の通り、放射線照射部２１０の移動に合わせてＸ線撮像装置２２０が移動するため、Ｘ線投影画像として撮像されるターゲットの撮像角度は、撮影時刻に応じて変化する。

[0029] 画像処理装置１００は、事前情報として事前に撮影された撮影情報と、放射線治療装置２００により放射線治療中に撮影されるリアルタイムの投影画像とに基づいて、ターゲットが正常な位置（治療用の放射線が照射される位置）にあるか否かを判別するための装置である。また画像処理装置１００は、その判別結果に応じて、放射線照射部２１０を制御するための制御信号を出力する。本実施形態に係る画像処理装置１００は、入力部１１０、再投影画像生成部１２０、データベース（ＤＢ）１３０、入力部１４０、照合部１５０、及び制御信号出力部１６０を含む。

[0030] 入力部１１０は、事前情報として、ＣＴ撮影情報の入力を受ける。このＣＴ撮影情報は、治療計画の策定のために事前に行われるＣＴ撮影により、及

び／又は、位置照合のために放射線治療を開始する直前にＸ線撮像装置２２０によるＣＴ撮影により、得ることができる。ＣＴ撮影情報は、被写体に対して放射器を周状に移動させしながら放射線を回転照射することにより得られ、ボクセルデータを含む。

[0031] 再投影画像生成部１２０は、入力部１１０から、事前情報として入力されたＣＴ撮影情報から、１以上の再投影画像（Ｒｅ－ｐｒｏｊｅｃｔｉｏｎ ｉｍａｇｅ）１３１（ＤＤＲ（Ｄｉｇｉｔａｌｌｙ Ｒｅｃｏｎｓｔｒｕｃｔｅｄ Ｒａｄｉｏｇｒａｐｈｙ）画像ともいう。）を生成する。ここで、再投影画像生成部１２０により生成される１以上の再投影画像１３１は、被写体である患者に対して、撮像用の放射線を各々の角度から照射した結果得られる擬似的な投影画像に相当する。例えば、３０度の角度から撮像した場合の投影画像、４０度の角度から撮像した場合の投影画像・・・といった、複数の角度から撮像した投影画像に対応する再投影画像１３１が１回のＣＴ撮影情報から得られる。当該再投影画像１３１は、後述するように、リアルタイムのＸ線投影画像と照合される。先述の通り、Ｘ線投影画像の撮像角度は時刻に応じて変化するため、様々な撮像角度に対応した再投影画像１３１を用意しておくことで、任意の撮像角度のＸ線投影画像が入力されても、角度が近似する再投影画像１３１を用いて照合することが可能となる。再投影画像生成部１２０により生成された再投影画像１３１はＤＢ１３０に格納される。

[0032] なお、本実施形態では、入力部１１０からＣＴ撮影情報の入力を受け、再投影画像生成部１２０にて再投影画像１３１を生成することとしているが、必ずしもこれに限られるものではない。例えば、ＣＴ撮影を行ったＣＴ装置や他の情報処理装置でＣＴ撮影情報から再投影画像１３１を生成し、入力部１１０で当該再投影画像１３１の入力を受けることも考えられる。

[0033] 入力部１４０は、放射線治療装置２００のＸ線撮像装置２２０により撮影された、放射線治療中のリアルタイムのＸ線投影画像の入力を随時受ける。

照合部１５０は、入力部１４０から入力されたＸ線投影画像と、ＤＢ１３

０に格納された１以上の再投影画像１３１とを照合する。照合部１５０は、相関算出部１５１と、照射角度特定部１５３と、位置異常検出部１５５とを含む。

[0034] 相関算出部１５１は、入力部１４０から入力されたＸ線投影画像と、ＤＢ１３０に格納された１以上の再投影画像１３１との間で、各々、相関値を算出する。この際、相関値を算出する前に、既存の手法を用いて両画像間の位置合わせを行っても良い。もし相関値が高ければ、Ｘ線投影画像と再投影画像１３１との類似度が高いことがわかる。

[0035] なおここで、リアルタイムのＸ線投影画像との照合に用いる再投影画像１３１は、先述の通り治療計画策定のために撮影されたＣＴ撮影情報から作成されたものであっても、位置照合のために放射線治療を開始する直前に撮影されたものであっても良い。しかしながら、治療直前に位置照合用に撮影されたＣＴ撮影情報から生成された再投影画像１３１を用いた方が、リアルイムのＸ線投影画像における患者やターゲットの状態に近いと考えられる。特に、数ヶ月に及ぶ放射線治療を行う場合には、治療計画用のＣＴ撮影が行われたのが数カ月前ということもあり得る。このような場合には特に、位置照合用に撮影されたＣＴ撮影情報から生成された再投影画像１３１を用いた方が、より良い事前情報となりうると考えられる。

[0036] 照射角度特定部１５３は、入力されたリアルタイムの投影画像の撮像角度に対応する再投影画像１３１を特定する。具体的には、例えば、相関算出部１５１により算出された各々の再投影画像１３１に対する相関値の中で、最も相関値の高いものを、Ｘ線投影画像の撮像角度に対応する再投影画像１３１であると特定することができる。なお、撮像角度の対応する再投影画像１３１の特定方法は、必ずしも相関値を用いる手法に限られるものではなく、例えば撮影角度情報を、放射線治療装置２００から直接取得することも考えられる。

[0037] 位置異常検出部１５５は、照射角度特定部１５３により特定された、撮像角度が対応するＸ線投影画像と、再投影画像１３１との間の相関が基準範囲

内であるか否かを判別する。撮像角度が対応するＸ線投影画像と再投影画像１３１との間で、画像間の相関が基準範囲内、例えば、両者の間の相関値が閾値以上あれば、事前撮影されたターゲット位置と、現在のターゲット位置との位置ずれが許容範囲内であると考えることができる。これは即ち、放射線治療計画に基づくターゲット位置、すなわち当該治療計画に基づいて放射線を照射している位置から現在のターゲット位置までの距離が、許容範囲内にあることを意味する。もし両者の間の相関値が閾値未満であれば、現在のターゲット位置と、治療計画に基づいて放射線を照射している位置との間の距離が許容範囲を超えている、すなわち異常状態であると考えられる。

[0038] なお、位置異常検出部１５５がターゲット位置の異常として検出する基準範囲（例えば、基準範囲を定める閾値）は、例えば統計的に算出することができる。例えば、過去に放射線治療中に患者を撮影した膨大な撮像画像と、それらの患者の治療後の回復状態や合併症の有無の情報等とを統計的に処理することで、ターゲット位置の異常を検出するための基準範囲を定めることが可能である。この統計処理には、例えば既存の様々な機械学習手法等を適用することが可能である。

[0039] 制御信号出力部１６０は、照合部１５０による照合結果に応じて制御信号を放射線治療装置２００に対して出力する。より具体的には、例えば、現在のターゲット位置に対する異常が位置異常検出部１５５により検出されれば、制御信号出力部１６０は、放射線の照射を停止するための制御信号を出力する。この後、例えば、再度ターゲット位置に関する異常が検出されなくなれば、制御信号出力部１６０は照射を再開するための制御信号を出力すれば良い。或いは、医師は必要に応じて、患者の位置合わせ（再セットアップ）等を行った上で、放射線治療を再開するようにしても良い。

[0040] （３． 処理の流れ）

以下、図２を参照しながら、画像処理装置１００の処理の流れを説明する。図２は、本実施形態に係る画像処理装置１００の処理の流れを示すフローチャートである。

[0041] なお、後述の各処理ステップは、処理内容に矛盾を生じない範囲で、任意に順番を変更して若しくは並列に実行することができ、また、各処理ステップ間に他のステップを追加しても良い。更に、便宜上１つのステップとして記載されているステップは複数のステップに分けて実行することもでき、便宜上複数に分けて記載されているステップを１ステップとして実行することもできる。

[0042] まず入力部１１０は、ＣＴ装置や放射線治療装置２００から、治療計画の策定のために撮影されたＣＴ撮影情報、及び／又は位置照合のために放射線治療の開始直前に撮影されたＣＴ撮影情報の入力を受ける（Ｓ２０１）。再投影画像生成部１２０は、入力されたＣＴ撮影情報から、各々の角度から患者を撮像した場合に得られる擬似的な投影画像である１以上の再投影画像１３１を生成する（Ｓ２０３）。生成された１以上の再投影画像１３１は、ＤＢ１３０に格納される。

[0043] 患者の位置合わせが完了し、放射線治療装置２００による放射線治療が開始すると、入力部１４０は、Ｘ線撮像装置２２０によりリアルタイムに撮像された投影画像の入力を受ける（Ｓ２０５）。先述の通り、リアルタイムに撮像される投影画像の撮像角度は、随時変化する。

[0044] 照合部１５０は、入力部１４０から入力された投影画像と、ＤＢ１３０に格納された１以上の再投影画像１３１との間で照合を行う（Ｓ２０７）。この際、例えば相関算出部１５１は、リアルタイムの投影画像と、１以上の再投影画像１３１との間でそれぞれ相関値を算出することができる。照射角度特定部１５３は、リアルタイムの投影画像と、撮像角度が対応する再投影画像１３１を特定する（Ｓ２０９）。この手法としては例えば、１以上の再投影画像１３１の内、リアルタイムの投影画像との相関が最も高いものを、照射角度特定部１５３は、撮像角度が対応する再投影画像１３１として特定することが可能である。

[0045] 位置異常検出部１５５は、撮像角度が対応する再投影画像１３１と、リアルタイム投影画像との間で、ターゲット位置のずれが許容範囲内に収まって

いるか否かを判別する（Ｓ２１１）。これは例えば、相関算出部１５１で算出した画像の相関値が、予め定めた基準範囲内に収まっているか否かで判断することができる。基準範囲を超えている、即ちターゲット位置の異常が検出された場合には（Ｓ２１１のＹＥＳ）、制御信号出力部１６０は、放射線治療装置２００に対して、放射線出力を停止するための制御信号を出力する（Ｓ２１３）。一方、ターゲット位置の異常が検出されない場合には（Ｓ２１１のＮＯ）、制御信号出力部１６０は、放射線出力を継続するための制御信号を放射線治療装置２００に対して出力し続ける（Ｓ２１５）。

放射線治療をまだ継続する場合には（Ｓ２１７のＮＯ）、Ｓ２０５に戻り、新たに入力されたリアルタイム投影画像に対して、同様の処理を行う。

[0046] （４．　ハードウェア構成の具体例）

以下、図３を参照しながら、画像処理装置１００のハードウェア構成の具体例を説明する。図３に示すように、画像処理装置１００は、制御部３０１と、通信インタフェース（Ｉ／Ｆ）部３０５と、記憶部３０７と、表示部３１１と、入力部３１３とを含み、各部はバスライン３１５を介して接続される。

[0047] 制御部３０１は、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ。図示せず）、ＲＯＭ（Ｒｅａｄ　Ｏｎｌｙ　Ｍｅｍｏｒｙ。図示せず）、ＲＡＭ（Ｒａｎｄｏｍ　Ａｃｃｅｓｓ　Ｍｅｍｏｒｙ）３０３等を含む。制御部３０１は、記憶部３０７に記憶される制御プログラム３０９を実行することにより、一般的なコンピュータに加え、上述した画像処理を実行可能に構成される。例えば、図１を参照しながら説明した入力部１１０、再投影画像生成部１２０、入力部１４０、照合部１５０、及び制御信号出力部１６０は、ＲＡＭ３０３に一時記憶された上で、ＣＰＵ上で動作する制御プログラム３０９として実現可能である。

[0048] また、ＲＡＭ３０３は、制御プログラム３０９に含まれるコードの他、入力されたＣＴ差杖情報やリアルタイムの投影画像、ＤＢ１３０に格納される再投影画像１３１等の一部又は全部を一時的に保持する。更にＲＡＭ３０３

は、ＣＰＵが各種処理を実行する際のワークエリアとしても使用される。

[0049] 通信Ｉ／Ｆ部３０５は、例えば放射線治療装置２００や、事前撮影されたＣＴ撮影情報を記憶する記憶装置や他の情報処理装置との間で、有線又は無線によりデータ通信を行うためのデバイスである。入力部１１０及び１４０が、投影画像やＣＴ撮影情報の入力を受ける際には、例えば通信Ｉ／Ｆ部３０５を使用することができる。

[0050] 記憶部３０７は、例えばＨＤＤ（Ｈａｒｄ Ｄｉｓｋ Ｄｒｉｖｅ）やフラッシュメモリ等の不揮発性の記憶媒体である。記憶部３０７は、一般的なコンピュータとしての機能を実現するためのオペレーティングシステム（ＯＳ）やアプリケーション、及びデータ（図示せず）を記憶する。また記憶部３０７は、制御プログラム３０９を記憶する。前述のとおり、図１に示した入力部１１０、再投影画像生成部１２０、入力部１４０、照合部１５０、及び制御信号出力部１６０は、制御プログラム３０９により実現することができる。

[0051] 表示部３１１は、様々な情報、例えば照合部１５０による照合結果等を提示するためのディスプレイ装置である。表示部３１１の具体例としては、例えば液晶ディスプレイや有機ＥＬ（Ｅｌｅｃｔｒｏ－Ｌｕｍｉｎｅｓｃｅｎｃｅ）ディスプレイ等が挙げられる。入力部３１３は、操作入力を受け付けるためのデバイスである。入力部３１３の具体例としては、キーボードやマウス、タッチパネル等を挙げることができる。

[0052] なお、画像処理装置１００は、表示部３１１及び入力部３１３を必ずしも備える必要はない。また表示部３１１及び入力部３１３は、ＵＳＢ（Ｕｎｉｖｅｒｓａｌ Ｓｅｒｉａｌ Ｂｕｓ）やディスプレイポート等の各種インタフェースを介して外部から画像処理装置１００へ接続されても良い。

[0053] （５． 本実施形態に係る効果）

以上説明したように、本実施形態に係る画像処理装置１００では、事前にＣＴ撮影されたＣＴ撮影情報から生成された再投影画像１３１を事前情報として用い、この再投影画像１３１と、放射線治療中に撮影されるリアルタイ

ムの投影画像との照合を行う。その結果に応じて、放射線治療装置２００による放射線の照射を制御するための制御信号を、画像処理装置１００は出力する。これにより、画像の照合のみで自動的に治療領域の異常をリアルタイムに検知することができる。

[0054] 一般に、Ｘ先頭映画像のみで腫瘍を同定することは孤立性の肺がんにおいてでさえ極めて困難であるが、本画像処理装置１００の手法のように事前に撮影された画像を用いることにより、十分な精度で腫瘍位置を同定することができる。また、治療計画用に撮影されたＣＴ情報のみならず、治療直前に撮影されたＣＴ情報を事前情報に用いることで、長期間に渡る患者の体系や臓器位置の変化にも対応することが可能である。更に、治療中に取得するＸ線投影画像と同じ撮影系（たとえば撮像角度）で事前情報を用意することで、異常検知の精度を上げることも可能である。

[0055] （６． 付記）

なお、上述の実施形態の構成は、組み合わせたり或いは一部の構成部分を入れ替えたりしてもよい。また、本発明の構成は上述の実施形態のみに限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲内において種々変更を加えてもよい。

符号の説明

[0056] １ ：画像処理システム

１００ ：画像処理装置

１１０ ：入力部

１２０ ：再投影画像生成部

１３１ ：再投影画像

１４０ ：入力部

１５０ ：照合部

１５１ ：相関算出部

１５３ ：照射角度特定部

１５５ ：位置異常検出部

１６０　：制御信号出力部

２００　：放射線治療装置

２１０　：放射線照射部

２２０　：Ｘ線撮像装置

３０１　：制御部

３０３　：ＲＡＭ

３０５　：通信インタフェース（Ｉ／Ｆ）部

３０７　：記憶部

３０９　：制御プログラム

３１１　：表示部

３１３　：入力部

３１５　：バスライン

請求の範囲

[請求項1] 被写体のコンピュータ断層撮影により得られるＣＴ撮影情報を用いて生成される、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した１以上の再投影画像を管理する手段と、

治療用の放射線が回転照射されている被写体に対して、撮像用の放射線を照射することにより得られる投影画像の入力を受ける入力手段と、

前記投影画像と１以上の前記再投影画像とを照合する照合手段と、

前記照合の結果に応じて、前記治療用の放射線の照射を制御するための制御信号を出力する出力手段と

を備える画像処理装置。

[請求項2] 前記ＣＴ撮影情報を用いて、複数の撮像角度に対応する複数の前記再投影画像を生成する手段

を更に備える請求項１記載の画像処理装置。

[請求項3] 前記照合手段は、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した複数の前記再投影画像の中から、前記投影画像における撮像用の放射線の照射角度に対応した前記再投影画像を特定し、

前記出力手段は、放射線の照射角度が対応する前記再投影画像及び前記投影画像の照合結果に応じて、前記制御信号を出力する、

請求項２記載の画像処理装置。

[請求項4] 前記照合手段は、前記投影画像と前記再投影画像との前記照合の結果が、統計的に定められる基準範囲内であるか否かを判別する、

請求項１乃至請求項３のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記照合手段は、前記再投影画像の各々に対して、前記投影画像との相関値を算出する、

請求項１乃至請求項４のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記再投影画像は、治療用の放射線の回転照射前に、前記被写体の位置合わせ用に撮影された前記ＣＴ撮影情報を用いて生成される、

請求項１乃至請求項５のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項7] 前記制御信号は、治療用の放射線のＯＮ／ＯＦＦを切り換えるためのものである、

請求項１乃至請求項６のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項8] 前記入力手段は、放射線治療装置から前記投影画像の入力を受け、

前記出力手段は、前記放射線治療装置に対して制御信号を出力する、

請求項１乃至請求項７のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項9] 被写体のコンピュータ断層撮影により得られるＣＴ撮影情報を用いて生成される、各々の角度からの撮像用の放射線の照射に対応した１以上の再投影画像を管理するステップと、

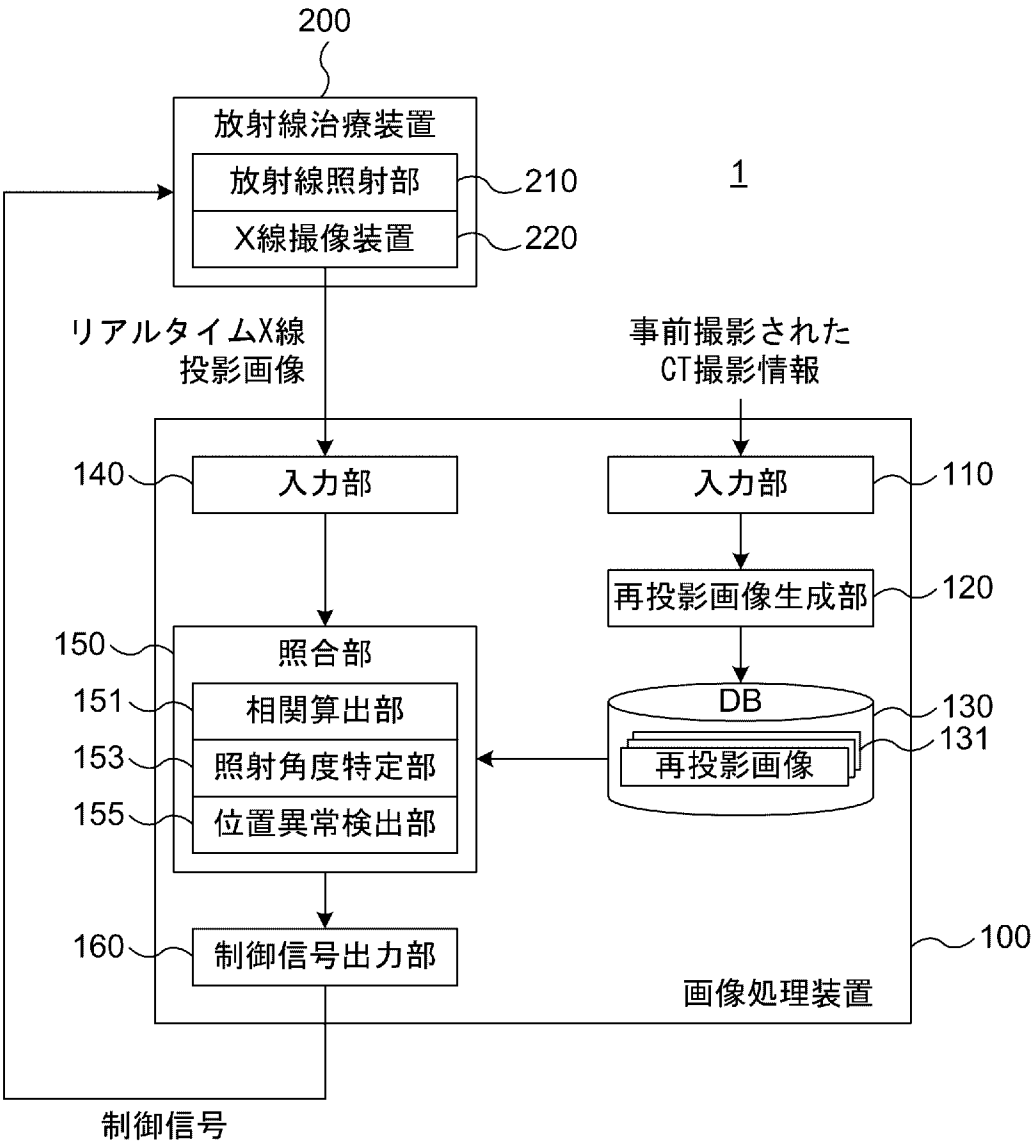
治療用の放射線が回転照射されている被写体に対して、撮像用の放射線を照射することにより得られる投影画像の入力を受けるステップと、

前記投影画像と１以上の前記再投影画像とを照合するステップと、

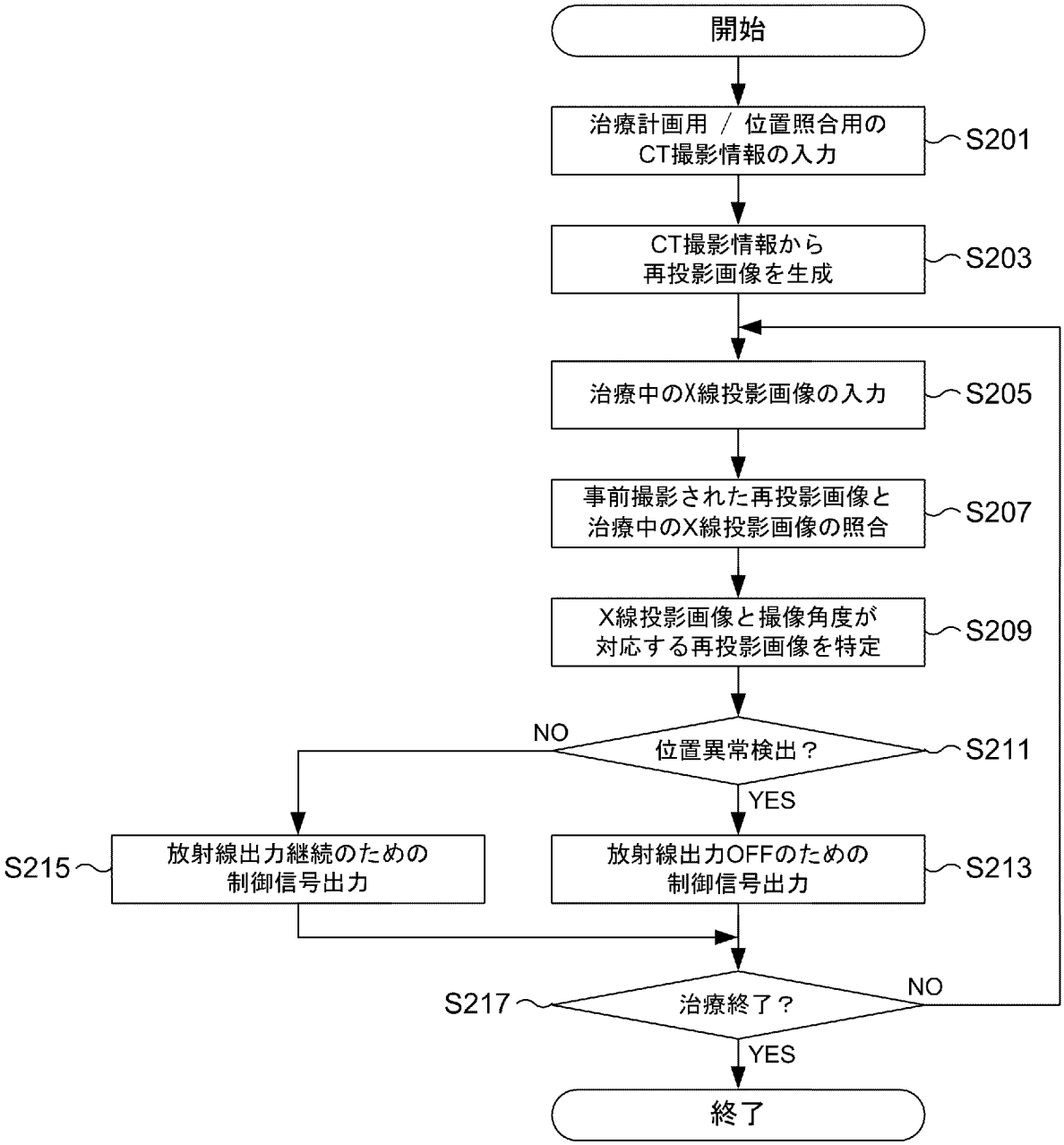
前記照合の結果に応じて、前記治療用の放射線の照射を制御するための制御信号を出力するステップと

を画像処理装置が行う画像処理方法。

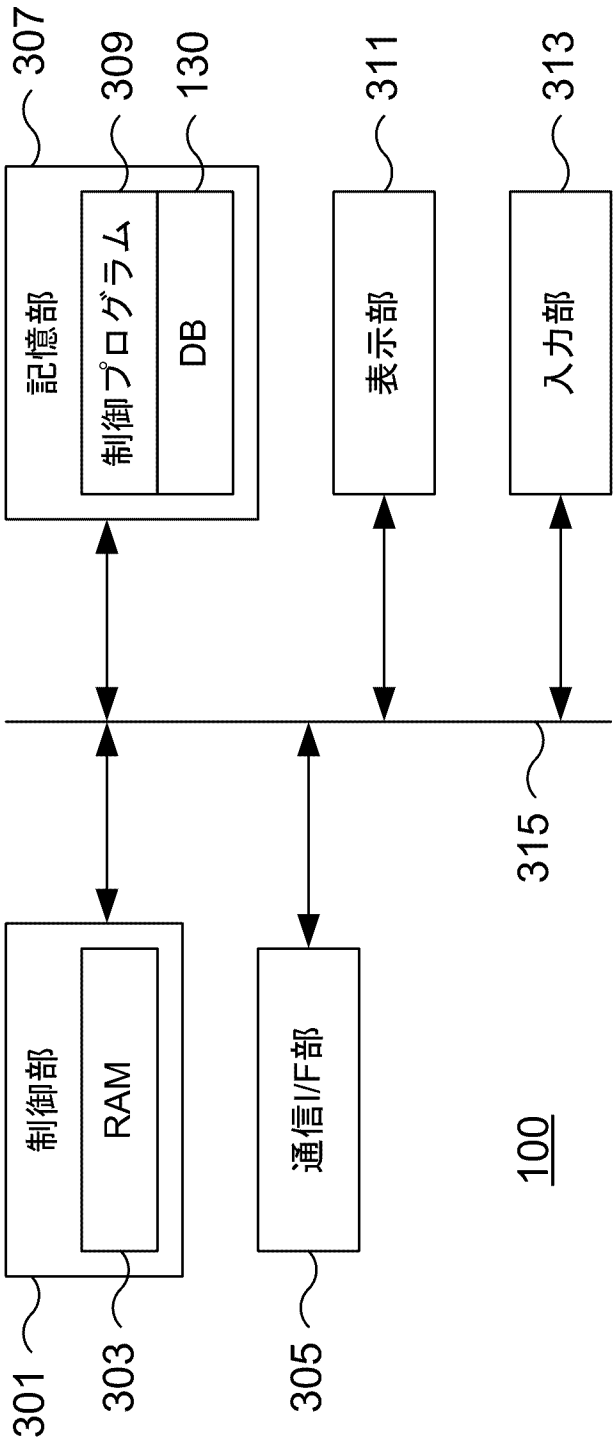
[図1]


200
放射線治療装置
放射線照射部
X線撮像装置
210
220
1
リアルタイムX線
投影画像
事前撮影された
CT撮影情報
140
入力部
入力部
110
再投影画像生成部
120
150
照合部
151
相関算出部
153
照射角度特定部
155
位置異常検出部
DB
130
131
再投影画像
160
制御信号出力部
100
画像処理装置
制御信号

[図2]


開始
治療計画用 / 位置照合用の
CT撮影情報の入力
S201
CT撮影情報から
再投影画像を生成
S203
治療中のX線投影画像の入力
S205
事前撮影された再投影画像と
治療中のX線投影画像の照合
S207
X線投影画像と撮像角度が
対応する再投影画像を特定
S209
位置異常検出？
S211
NO
YES
放射線出力継続のための
制御信号出力
S215
放射線出力OFFのための
制御信号出力
S213
治療終了？
S217
NO
YES
終了

[図3]


307
309
130
311
313
記憶部
制御プログラム
DB
表示部
入力部
315
制御部
RAM
通信I/F部
100
301
303
305

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/016622

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/03(2006.01)i, *A61N5/10*(2006.01)n

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)
A61B6/03, A61N5/10

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-029887 A (Wisconsin Alumni Research Foundation), 14 February 2008 (14.02.2008), & US 5673300 A	1-9
A	JP 2004-136021 A (Toshiba Corp.), 13 May 2004 (13.05.2004), (Family: none)	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family 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 application or patent 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	Date of mailing of the international search report
07 June 2017 (07.06.17)	20 June 2017 (20.06.17)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／０１６６２２

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/03(2006.01)i, A61N5/10(2006.01)n

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/03, A61N5/10

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2008-029887 A（ウイスコンシン　アラムナイ　リサーチ　フオンデーシヨン）2008.02.14, & US 5673300 A	１－９
A	JP 2004-136021 A（株式会社東芝）2004.05.13,（ファミリーなし）	１－９

☐　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
０７．０６．２０１７	２０．０６．２０１７

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｕ　４４０４
九鬼　一慶
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２