

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6215108号  
(P6215108)

(45) 発行日 平成29年10月18日(2017.10.18)

(24) 登録日 平成29年9月29日(2017.9.29)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)**  
 A 6 1 N 5/10 T  
 A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 4 (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-64970 (P2014-64970)                  (22) 出願日 平成26年3月27日 (2014.3.27)                  (65) 公開番号 特開2015-186537 (P2015-186537A)                  (43) 公開日 平成27年10月29日 (2015.10.29)                  審査請求日 平成28年6月23日 (2016.6.23)</p>	<p>(73) 特許権者 000005108                  株式会社日立製作所                  東京都千代田区丸の内一丁目6番6号                  (74) 代理人 100098660                  弁理士 戸田 裕二                  (72) 発明者 梅川 徹                  東京都千代田区丸の内一丁目6番6号                  株式会社日立製作所                  内                  (72) 発明者 青木 孝道                  東京都千代田区丸の内一丁目6番6号                  株式会社日立製作所                  内                  審査官 寺澤 忠司</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線治療装置向けベッド位置決め装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ベッド上の被検体周辺で X 線管及び X 線検出器を回転させることで、X 線透視画像撮影及び CT 画像撮影が可能な放射線治療システムのベッド位置決め装置であって、

計画 CT 画像から生成された模擬透視画像と前記 X 線管及び前記 X 線検出器で撮像された第 1 X 線透視画像から差分画像を生成し、当該差分画像を前記 X 線管の回転する軸方向に平均化して生成された、または当該差分画像の当該軸方向における画素の最頻値に基づき生成された補正用画像を用いて前記第 1 X 線透視画像を補正し、当該補正後の第 2 X 線透視画像と前記模擬透視画像を比較して前記ベッドの移動量を求める透視画像位置決め装置を備えることを特徴とするベッド位置決め装置。

【請求項 2】

前記 X 線管と前記 X 線検出器の間に配置される構造物を備え、

前記第 1 X 線透視画像は前記構造物を配置して撮像された透視画像であり、前記計画 CT 画像は前記構造物が映っていない基準となる CT 画像であることを特徴とする請求項 1 に記載のベッド位置決め装置。

【請求項 3】

前記構造物は、前記 X 線管及び X 線検出器の回転軸の方向には厚みが略一様であり、前記回転軸と垂直な方向には厚みが異なる構成を有することを特徴とする請求項 2 に記載のベッド位置決め装置。

【請求項 4】

前記透視画像位置決め装置は、

前記補正用画像を用いて前記第1 X線透視画像を補正することで、前記構造物を第1透視画像から除去した第2 X線透視画像を生成することを特徴とする請求項2又は3に記載のベッド位置決め装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療向けベッド位置決め装置に関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療において、治療時にベッド上の被検体をX線透視撮影し、撮影された画像と治療計画の基準画像との比較により、被検体位置が計画と一致するようベッドを位置決めする。

【0003】

高精度な放射線治療である粒子線治療やX線IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)などでは標的に集中した線量分布が実現可能であり、位置決めにおいても被検体中の標的の位置を計画と高精度に一致させる必要がある。

【0004】

位置決めを用いる治療時の画像としては、X線透視画像やX線CT(Computed Tomography)画像が用いられる。X線透視画像は主に骨構造等のX線コントラストの高い構造物の位置を明確に確認可能な2次元画像であり、直交する2方向から撮影して、被検体内の骨構造等を基にした位置決めを用いられる。X線CT画像は軟組織も確認可能な3次元画像であり、放射線治療の標的の位置を確認し、被検体の位置決めを行う。これらは被検体の治療対象部位や、治療方法によって使い分けられるため、同一の装置で選択的に実施できることが望ましい。

【0005】

X線透視画像による位置決めでは、治療計画CT画像から被検体と治療装置の相対位置関係を基に数値シミュレーションにより作成された模擬透視画像、又は、事前に計画通りの位置で撮影したX線透視画像と、治療時の透視画像に写った被検体位置を一致させる(2D/2D位置決め)。また、それとは別に、治療計画CT画像から様々な被検体と治療装置の相対位置関係で模擬透視画像を計算し、治療時の透視画像との比較から被検体のずれ量を算出して位置決めする方法がある(3D/2D位置決め)。

【0006】

CT画像を用いる位置決めでは主にコーンビームCTが用いられる。放射線治療装置は一般に任意の方向から治療放射線を照射するために回転可能な治療放射線照射装置を備え、治療放射線照射装置にX線撮影装置を付加することで、回転撮影し、コーンビームCT撮影機能を実現する。CT撮影により撮影された被検体内部の軟組織位置を計画と一致させる、又は、骨構造等で位置決めし、軟組織位置が正しい位置にあるか確認する。一般に治療放射線治療装置に設置されたX線撮影装置は、X線透視画像による位置決めにも使用され、少ない機器点数で両方の位置決めを可能としている。

【0007】

被検体以外の構造物を透視画像から除去する背景技術として、特許4344825(特許文献1)がある。特許文献1には以下の方法が記載されている。模擬透視画像と照射野確認画像(LG:Liniac Graphy)を用いて患者位置決めするシステムにおいて、模擬透視画像とLGを位置合わせし、コリメータの形状データを基にLG上のコリメータのエッジを除去し、除去画像により擬透視画像とLGのずれを検出する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許4344825

10

20

30

40

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0009】

コーンビームCT撮影では、高画質化を目的としてボウタイフィルタをつけて撮影する  
場合がある。図7に示すように、ボウタイフィルタ5は被写体の厚みが少ない辺縁部での  
X線量を減らすための金属性の構造体であり、X線管の下流に設置される。CTの回転軸  
方向にはボウタイフィルタ5の厚みは一樣であるのに対し、回転軸と垂直な方向には被写  
体の厚みに応じてボウタイフィルタ5の厚みが異なる。これにより撮影されるX線透視画  
像では、辺縁部に構造体が写ることになる。CT画像の再構成では、写った構造体を考慮  
して再構成する。一方で、ボウタイフィルタの写りこんだX線画像をそのまま3D/2D  
位置決め用いると、誤差が生じる可能性がある。高精度の3D/2D位置決めをするに  
ボウタイフィルタを外せば良いが、取り外しに時間がかかり、治療のスループットを低減  
させる問題があった。

10

## 【0010】

ボウタイフィルタが写りこんだ透視画像からボウタイフィルタを除去する方法として、  
予めボウタイフィルタの構造を読み込み、その情報を基にボウタイフィルタを除去する処  
理が考えられる。しかしながら、実際にはX線の撮影条件(X線強度など)毎に画像への  
写り方が異なる。除去したい構造物がコリメータの場合、コリメータ端部の投影形状のみ  
分かれば除去処理が可能である。しかしながら、ボウタイフィルタの場合、撮像の対象物  
と重なって映っているため、写り方に応じて除去処理をする必要がある。よって、構造情  
報だけからボウタイフィルタを除去することは困難である。実際には構造情報として、X  
線撮影条件毎に撮影したボウタイフィルタ投影画像情報を用いて除去する必要があり、適  
用が困難である。

20

## 【0011】

本発明の目的は、CT撮影時に必要なボウタイフィルタを、3D/2D位置決めにおい  
て、事前の除去用画像データなしに除去して高精度なベッド位置決めを実現することにあ  
る。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0012】

上記課題を解決するために、例えば特許請求の範囲に記載の構成を採用する。本願は上  
記課題を解決する手段を複数含んでいるが、その一例を挙げるならば、「ベッド上の被検  
体周辺でX線管及びX線検出器を回転させることで、X線透視画像撮影及びCT画像撮影  
が可能放射線治療システムのベッド位置決め装置であって、計画CT画像から生成され  
た模擬透視画像とX線管及びX線検出器で撮像された第1X線透視画像から差分画像を生  
成し、当該差分画像を予め定められた指定方向で処理した補正用画像を用いて第1X線透  
視画像を補正し、当該補正後の第2X線透視画像と模擬透視画像を比較してベッドの移動  
量を求める透視画像位置決め装置を備えることを特徴とするベッド位置決め装置」にある  
。

30

## 【発明の効果】

## 【0013】

予め多数の補正画像データを用意する必要なく、位置決め計算に用いるCT画像、透視  
画像からボウタイフィルタなどの構造物を除去し、高精度なベッド位置決めを可能とする  
。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】治療計画装置と本発明の一実施形態である放射線治療向けベッド位置決め装置の  
構成を示す構成図である。

【図2】実施例1の放射線治療向けベッド位置決め装置を構成する透視画像位置決め装置  
の構成図である。

【図3】実施例1の放射線治療向けベッド位置決め装置によるベッド位置決めフローを

50

示すフローチャートである。

【図4】透視画像から補正透視画像を作成するまでの手順を説明する説明図である。

【図5】実施例2の放射線治療向けベッド位置決め装置を構成する透視画像位置決め装置の構成図の例である。

【図6】実施例2の放射線治療向けベッド位置決め装置によるベッド位置決めフローを示すフローチャートである。

【図7】ボウタイフィルタの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、実施例を図面を用いて説明する。

10

【実施例1】

【0016】

本実施例では、3D/2D位置決めを行うベッド位置決め装置を例に説明する。図1は、本実施例のベッド位置決め装置100の構成図の例である。放射線治療を受ける被検体1がベッド(支持台)2に支持される。ベッド2は平行移動、回転の駆動機構を備え、被検体1を乗せたまま移動させることができる。治療放射線照射装置3は回転機構を持ち、回転軸周りの任意の方向から被検体1に対し治療放射線を照射することができる。

【0017】

治療放射線照射装置3には、X線管4とX線検出器5が支持アームを通して設置されている。治療放射線照射装置3の回転に伴い、X線管4及びX線検出器5が回転軸周りに回転する。ベッド2上の被検体1のまわりをX線管4とX線検出器5を回転することで、被検体1の任意の方向からの透視画像を撮影可能である。

20

【0018】

治療時には画像撮影制御装置9が治療放射線照射装置3に指令を出して、撮影角度に回転し、X線管4及びX線検出器5を制御してX線画像を撮影する。特定の角度で停止した状態で撮影するX線透視画像撮影モードや、回転しながら複数の方向から撮影するCT撮影モードを切り替えて実施することができる。

【0019】

画像撮影制御装置9のCT撮影モードでは、X線管4とX線検出器5を回転させながら、間欠的、又は連続的にX線透視画像を撮影することで、被検体1の複数の方向の透視画像を撮影することができる。撮影された画像をCT再構成装置10で再構成することにより、ベッド2上の被検体1のCT画像を取得できる。CT画像は被検体1の断層像であり、複数の断層像から被検体1の3次元構造の情報を持った画像となる。また、CT撮影時に、X線管4とX線検出器5の間にボウタイフィルタ5を設置することで、被検体1を高精度に撮像できCT画像を高画質化することができる。X線管4から放出されたX線は、ボウタイフィルタ5を通過し、その後に被検体1を通過しX線検出器5で検出される。ボウタイフィルタ5は、図7に示すように、被写体(被検体)の厚みが少ない辺縁部でのX線量を減らすための金属性の構造体であり、X線管4の下流側に設置される。CTの回転軸方向にはボウタイフィルタ5の厚みは一樣であるのに対し、回転軸と垂直な方向には被写体の厚みに応じてボウタイフィルタ6の厚みが異なる。

30

40

【0020】

CT画像を用いる位置決めでは、撮影したCT画像をCT画像位置決め装置11に送信し、治療計画CTと被検体1の位置のずれを算出する。ずれの算出では、画像の類似度の指標である相互情報量や相関係数等を用いて最も画像が類似する位置を探索し、計画とのずれ量を求める。ずれ量を補正後の治療時CT画像と、治療計画CT画像を位置決め結果表示装置12にて表示する。操作者が確認後、CT画像位置決め装置11は、求めた計画とのずれ量に基づいてベッド2の移動量を求め、ベッドの移動量情報を治療放射線照射装置3に出力する。治療放射線照射装置3は受け取ったベッドの移動量情報に基づいてベッド2を駆動し、被検体1を正しい位置(計画した位置)に移動する。

【0021】

50

画像撮影制御装置 9 の X 線透視画像撮影モードでは、X 線管 4 及び X 線検出器 5 を用いて、位置決め用いる方向からの X 線の撮影を行う。一般に被検体 1 の正面方向と側面方向からの 2 方向の X 線撮影を行う。撮影された画像が透視画像位置決め装置 1 2 に送信される。透視画像位置決め装置 1 2 では、治療計画 CT 画像から被検体 1 と治療放射線照射装置 3 の相対位置関係を基に数値シミュレーションにより作成された模擬透視画像、又は、事前に計画通りの位置で撮影した X 線透視画像と、治療時の透視画像に写った被検体位置を一致させる 2 D / 2 D 位置決め計算か、または、治療計画 CT 画像から様々な被検体 1 と治療放射線照射装置 3 の相対位置関係で模擬透視画像を計算し、治療時の透視画像との比較から被検体 1 のずれ量を算出して位置決めする 3 D / 2 D 位置決め計算を行う。それぞれの計算結果のずれ量を補正した画像を表示装置 1 2 にて表示する。操作者が確認後、透視画像位置決め装置 1 2 は、求めた計画とのずれ量に基づいてベッド 2 の移動量を求め、ベッドの移動量情報を治療放射線照射装置 3 に出力する。治療放射線照射装置 3 は受け取ったベッドの移動量情報に基づいて、ベッド 2 を駆動し、被検体 1 を正しい位置に移動する。

10

#### 【 0 0 2 2 】

図 2 は、透視画像位置決め装置 1 2 の構成の例である。透視画像位置決め装置 1 2 は、3 D / 2 D 位置決め計算を行う被検体ずれ量計算部 2 1、求められたずれ量を基に X 線透視画像と一致する位置で模擬透視画像を生成し、X 線透視画像から減算する画像減算部 2 2、CT 画像撮影軸方向に画像を平均化する回転軸方向平均部 2 3 を備える。

20

#### 【 0 0 2 3 】

次に、本実施形態の処理手順を、図 3 を用いて説明する。図 3 は、本実施形態における処理内容を表すフローチャートである。

#### 【 0 0 2 4 】

ベッド位置決め装置 1 0 0 によるベッド位置決めが開始されると、ステップ S 9 0 において、オペレータの指示により画像撮影装置 9 を X 線透視画像撮影モードに切り替える。

#### 【 0 0 2 5 】

その後、ステップ S 1 0 0 に進み、被検体 1 の正面方向、及び、側面方向からの X 線透視画像 2 1 0 を撮影する。X 線管 4 と X 線検出器 5 が一組の場合、それぞれの方向からの撮影には治療放射線照射装置 3 を回転させ、X 線管 4 及び X 線検出器 5 を回転させて所定の位置に停止させてから撮影する。複数の X 線管 4 と X 線検出器 5 がある場合には、複数の方向をほぼ同時に撮影してよい。

30

#### 【 0 0 2 6 】

その後、ステップ S 1 1 0 に進み、画像撮影制御装置 9 が 2 方向の X 線透視画像 2 0 0 を透視画像位置決め装置 1 2 に送信する。

#### 【 0 0 2 7 】

その後、ステップ S 1 2 0 に進み、透視画像位置決め装置 1 2 の被検体ずれ量計算部 2 1 が 2 方向の X 線透視画像 2 0 0 と CT 画像を基に予備的に 3 D / 2 D 位置決め計算を行う。この時、X 線透視画像 2 0 0 にはボウタイフィルタ 5 が写りこんでおり、被検体 1 以外の構造物を含めた画像で画像の類似度を比較するため、誤差が生じているが、模擬透視画像 2 1 0 中の被検体 1 の投影像と X 線透視画像 2 0 0 中の被検体 1 の投影像はおおよそ一致している。基準画像である計画 CT 画像から生成された模擬透視画像 2 1 0 にはボウタイフィルタ 5 は写っていないため、被検体 1 の投影像のみが一致しており、それ以外の構造物は X 線透視画像 2 0 0 のみに写っている状態である。

40

#### 【 0 0 2 8 】

その後、ステップ S 1 3 0 に進み、画像減算部 2 1 により、それぞれの X 線透視画像 2 0 0 から、予備位置決めされた配置での模擬透視画像 2 1 0 を減算した、差分画像 2 2 0 を作成する。模擬透視画像 2 1 0 と X 線透視画像 2 0 0 では、被検体 1 の投影像がおおよそ一致しているため、差分画像 2 2 0 ではおおよそ被検体 1 以外の構造物のみが写った画像となる。特にボウタイフィルタ 5 が入っている場合には、ボウタイフィルタ 5 の成分が濃く写ることになる。差分画像 2 2 0 の作成時に予め設定された係数をかけて差分を取っ

50

ても良い。また、骨の強調処理等を実施しても良い。CT画像中であらかじめ分離が容易なベッドを除去してから模擬透視画像210を作成しても良い。

【0029】

その後、ステップS140に進み、回転軸方向平均部23により、差分画像220をCT画像撮像軸方向（治療放射線照射装置3のX線管4及びX線検出器5の回転軸の方向）に平均化する。これはポウタイフィルタ5が、CT画像撮像軸方向で略一様な厚みを備えるためである。差分画像220にはポウタイフィルタ5以外の物質も写っているが、平均化処理をすることで均され、CT画像撮像軸方向に一様な媒質が強調される。この平均された画像を補正用画像230と呼ぶ。

【0030】

1組のX線管4及びX線検出器5で複数の角度から撮影する場合には、同一のポウタイフィルタ5で撮影することになる。その場合、補正用画像230中のポウタイフィルタ5成分は同一となるはずである。よって、回転軸方向平均部23により、複数の方向から得られたそれぞれの補正用画230の平均を取ることによって誤差を低減することもできる。

【0031】

その後、ステップS150に進み、画像減算部22により、透視画像200から補正用画像を差し引き、補正透視画像（第2X線透視画像）240を作成する。補正透視画像240はポウタイフィルタ5成分が低減され、おおよそ被検体1のみが写った画像となる。

【0032】

その後、ステップS160に進み、被検体ずれ量計算部21により、補正透視画像240とCT画像を用いて3D/2D位置決め計算を行う。補正後透視画像240と模擬透視画像210には双方ともおおよそ被検体1のみが写った画像となるため、高精度の位置決めが可能となる。

【0033】

その後、ステップS170に進み、透視画像位置決め装置12から位置ずれ量を補正するベッド位置をベッド2に送信し、ベッドを移動させる。

【0034】

ここで、ステップS160で得られた高精度の位置決め計算結果を基に、ステップS130からステップS150の補正透視画像240の作成を修正することでさらに高精度の位置決め計算が可能となる。この過程を再帰的に行い、より高精度に位置決め計算をしても良い。

【実施例2】

【0035】

本実施例では、実施例1に記載の3D/2D位置決めを行う装置100において、透視画像位置決め装置の中の回転軸方向平均部23を図5に記載の回転軸方向最頻値抽出部24に置き換えた位置決め装置について説明する。

【0036】

フローチャートは図6となり、図3で示したフローチャートのステップS140がステップS340に置き換わったものとなる。差分画像220の作成までは、実施例1のフローチャート（図3）と同一の手順で実施され、ステップS340にて、CT画像回転軸方向に平均を取るのではなく、最頻値を取る。最頻値とは、画像のCT画像撮像軸方向の線上の画素を同一画素値を取る組に分け、画素数が最も大きい組の画素値のことを示す。特に画像全体に被検体1が部分的にしか写っていない場合に有効である。その場合、ポウタイフィルタ5のみを通過して画像化される領域が存在し、一様である。一方で、被検体を通過した領域は減算処理によりおおよそポウタイフィルタのみの画像となっている。この画像でCT画像回転軸方向に最頻値を取ると、ポウタイフィルタのみが写った領域が抽出される。よって、CT画像回転軸方向に得られた最頻値で一様な値を持った画像を補正用画像230とすることで、より高精度にポウタイフィルタを除去した高精度の位置決め計算が可能となる。

【符号の説明】

10

20

30

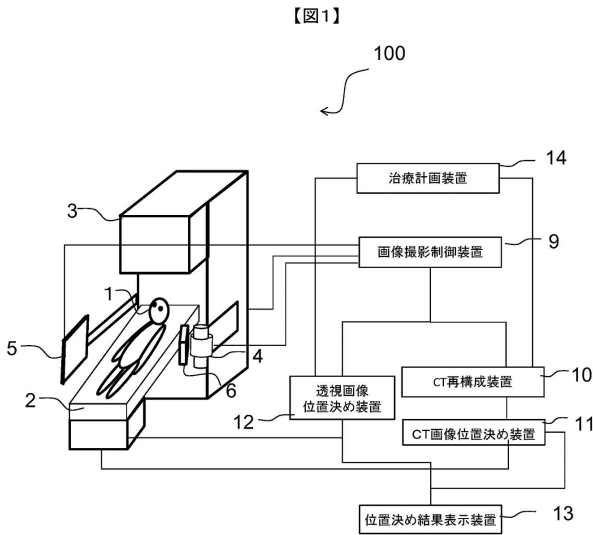
40

50

【 0 0 3 7 】

- 1 被検体
- 2 ベッド
- 3 治療放射線照射装置
- 4 X線管
- 5 X線検出器
- 9 画像撮影制御装置
- 10 CT再構成装置
- 11 CT画像位置決め装置
- 12 透視画像位置決め装置
- 13 位置決め結果表示装置
- 14 治療計画装置
- 21 被検体ずれ量計算部
- 22 画像減算部
- 23 回転軸方向平均部
- 24 回転軸方向最頻値抽出部
- 200 X線透視画像
- 210 模擬透視画像
- 220 差分画像
- 230 補正用画像
- 240 補正透視画像

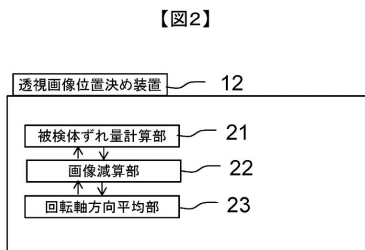
【 図 1 】



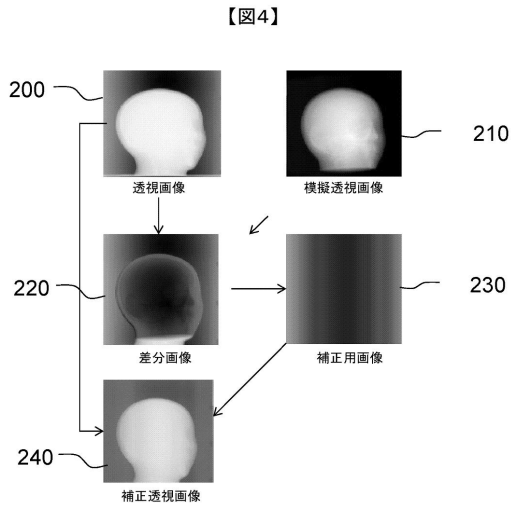
【 図 3 】



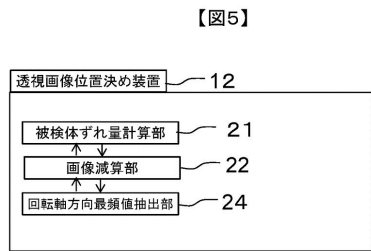
【 図 2 】



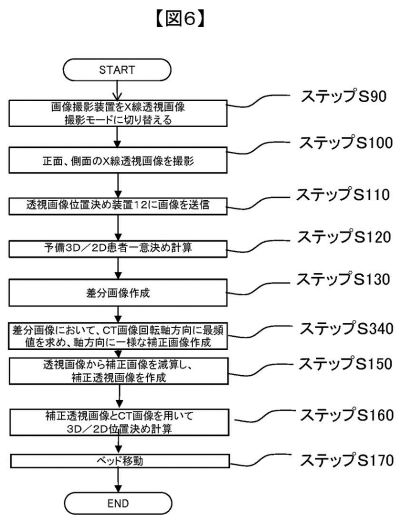
【図4】



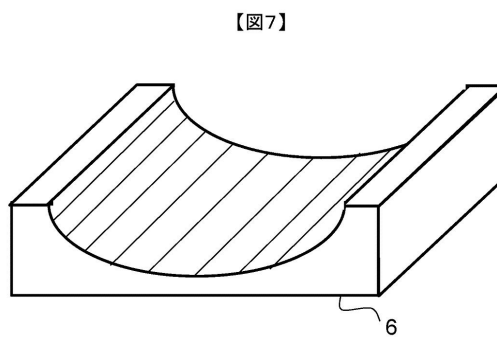
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-252420(JP,A)  
特開2010-246733(JP,A)  
特開平09-173329(JP,A)  
特開2014-018522(JP,A)  
特開昭63-139569(JP,A)  
特表2011-507652(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 5/10