

(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
2016 年 4 月 7 日(07.04.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/051996 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/06* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/073616
- (22) 国際出願日: 2015 年 8 月 21 日(21.08.2015)
- (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 2014-198921 2014 年 9 月 29 日(29.09.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 馬場 理香(BABA, Rika); 〒1008280 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 Tokyo (JP). 米山 明男(YONEYAMA, Akio); 〒1008280 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 山王坂特許事務所(SAN-NOZAKA PATENT LAW FIRM); 〒2210835 神奈川

県横浜市神奈川区鶴屋町 2 丁目 2 6 番地 2 第 4 安田ビル 9 階 Kanagawa (JP).

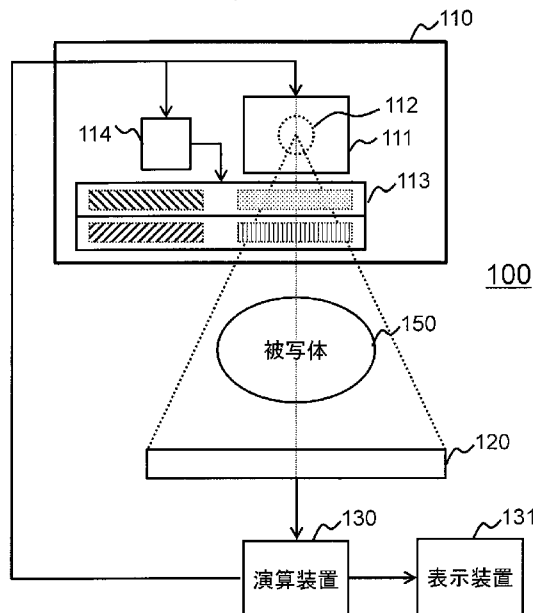
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, 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, 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),

[続葉有]

(54) Title: FLUOROSCOPY DEVICE AND MULTI-ENERGY IMAGING METHOD

(54) 発明の名称: X線透視撮影装置およびマルチエネルギー撮影方法

図3



(57) Abstract: Provided is a fluoroscopy technology that can achieve multi-energy imaging by using a simple configuration, and that can display, in real-time as video, component images of elemental components that constitute a subject. X-rays, of a plurality of energy bands the peaks of which are different, are switched at at least one prescribed frame and are projected to the subject. Transparent images are generated from the x-rays which were transmitted at a frame rate determined in advance. Using the transparent images which were generated from the x-rays of the plurality of energy bands with different peaks, the component images of elemental components that constitute the subject are generated, and such images are displayed, by each component, on a display device using the frame rate. The x-rays of the plurality of energy bands the peaks of which are different are achieved by causing the x-rays to pass through a filter in which a plurality of different metal foils are combined.

(57) 要約:

[続葉有]

130 Calculation device
131 Display device
150 Subject



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

簡易な構成でマルチエネルギー撮影を実現し、被写体を構成する元素成分の成分画像をリアルタイムに動画として表示することのできるX線透視撮影技術を提供する。ピークの異なる複数のエネルギー帯域のX線を、1以上の所定のフレーム毎に切り替えて被写体に照射し、予め定めたフレームレートで透過したX線から透視像を生成する。複数のピークの異なるエネルギー帯域のX線から生成した透視像を用い、被写体を構成する元素成分の成分画像を生成し、前記フレームレートで表示装置に成分毎に表示する。ピークの異なる複数のエネルギー帯域のX線は、複数の異なる金属箔を組み合わせたフィルタを通過させることにより実現する。

明 細 書

発明の名称： X線透視撮影装置およびマルチエネルギー撮影方法 技術分野

[0001] 本発明は、X線画像を動画で表示するX線透視撮影技術に関する。特に、マルチエネルギー撮影技術に関する。

背景技術

[0002] 医療診断や工業製品の不良検査のために、被写体内部を非破壊で可視化する方法として、X線を被写体に照射し、被写体を透過したX線を検出器で検出して画像を取得する手法がある。特に、1秒間に複数枚のX線画像を取得し、リアルタイムで動画として表示する技術は、X線透視技術として、手術中の医療診断に特に有効であるため、広く用いられている。このような透視は、X線源とX線検出器とを対向して配置し、両者の位置を固定して、あるいは、両者を相対的に移動させてX線撮像を行うX線透視撮影装置を用いて行われる。

[0003] 一方、被写体を装置に対して相対的に回転しながら、X線を被写体に照射し、被写体を透過したX線を検出して、検出した透過X線情報を再構成演算処理し、断面像を得るX線CT (Computed Tomography) 装置がある。

[0004] X線CT装置の分野では、X線管から所定のエネルギーのX線を照射してCT画像を取得した後、異なるエネルギーのX線を照射して別のCT画像を取得し、得られた複数のCT画像から被写体の元素組成に関する情報を演算により求めるマルチエネルギー撮影技術がある。

[0005] マルチエネルギー撮影技術では、元素のX線吸収係数のX線エネルギーに対する変化率が、元素によって異なることを利用する。異なるエネルギーのX線を照射するために、複数種類のX線管を予め搭載したX線CT装置や、一つのX線管の管電圧を変化させることにより、異なるエネルギー帯域のX線を照射するX線CT装置が知られている。

[0006] 特許文献 1 には、2 枚の金属箔を用いて、2 つないし 3 つのエネルギーピークを有する X 線を照射可能な X 線発生装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献 1：特開 2006-155925 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] X 線透視撮影装置において、被写体の元素組成に関する情報を画像化し、リアルタイムで動画表示することができれば、医療診断に有用である。しかしながら、リアルタイムで動画を表示する X 線透視撮影装置に対し、リアルタイムで画像を表示しない X 線 CT 装置の複数種類のエネルギー照射技術をそのまま適用することはできない。

[0009] また、管電圧を変える手法では、エネルギー分布のピーク位置は移動するが、目的とするエネルギー以外のエネルギーを低減させることができず、エネルギー帯域を狭くすることはできない。マルチエネルギー撮影において、高精度に組成成分を弁別する場合、帯域幅の狭いエネルギーの X 線を照射する必要がある。

[0010] また、特許文献 1 には、複数のエネルギーピークを有する X 線を照射できる X 線発生装置が開示されているが、それをどのように検出するかは不明であり、被写体の元素組成の画像を動画としてリアルタイムに表示することはできない。

[0011] 本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、簡易な構成でマルチエネルギー撮影を実現し、被写体を構成する元素成分の成分画像をリアルタイムに動画として表示することのできる X 線透視撮影技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明は、ピークの異なる複数のエネルギー帯域の X 線を、1 以上の所定

のフレーム毎に切り替えて被写体に照射し、予め定めたフレームレートで透過したX線から透視像を生成する。複数のピークの異なるエネルギー帯域のX線から生成した透視像を用い、被写体を構成する元素成分の成分画像を生成し、前記フレームレートで表示装置に成分毎に表示する。ピークの異なる複数のエネルギー帯域のX線は、複数の異なる金属箔を組み合わせたフィルタを通過させることにより実現する。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、X線透視撮影において、簡易な構成でマルチエネルギー撮影を実現し、被写体を構成する元素成分の成分画像をリアルタイムで動画として表示できる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1] (a) ~ (c) は、本発明の実施形態のX線透視撮影装置全体の概略構成図である。

[図2] マルチエネルギー撮影の原理を説明するための説明図である。

[図3] 本発明の実施形態のX線透視撮影装置のX線発生装置、X線検出装置、演算装置の機能構成図である。

[図4] (a) および (b) は、本発明の実施形態のフィルタの一例を説明するための説明図である。

[図5] (a) および (b) は、本発明の実施形態の単色X線を得る原理を説明するための説明図である。

[図6] (a) および (b) は、本発明の実施形態の金属箔の組み合わせの一例を説明するための説明図である。

[図7] (a) および (b) は、本発明の実施形態の金属箔の組み合わせの一例を説明するための説明図である。

[図8] 本発明の実施形態の演算装置の機能ブロック図である。

[図9] 本発明の実施形態の計測処理のタイミングチャートである。

[図10] 本発明の実施形態の計測処理のフローチャートである。

[図11] (a) および (b) は、本発明の実施形態の表示画面例を説明するた

めの説明図である。

[図12] (a) および (b) は、本発明の実施形態のフィルタの変形例を説明するための説明図である。

[図13] 本発明の実施形態のフィルタの変形例を説明するための説明図である。

[図14] (a) および (b) は、本発明の実施形態のフィルタの変形例を説明するための説明図であり、(c) は、(a) および (b) に示すフィルタを用いた場合の金属箔の組み合わせ例を説明するための説明図である。

[図15] 本発明の実施形態の計測処理の変形例のタイミングチャートである。

[図16] 本発明の実施形態の計測処理の変形例のフローチャートである。

[図17] (a) および (b) は、本発明の実施形態の変形例の表示画面例を説明するための説明図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明の実施形態の一例を説明する。以下、本発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

[0016] [X線透視撮影装置の全体構成]

本実施形態のX線透視撮影装置全体の概略構成図を図1 (a) ~ (c) に例示する。本実施形態のX線透視撮影装置100 (101、102、103) は、被写体150にX線を照射するX線発生装置110と、被写体150を透過したX線を検出するX線検出装置と、各部の動作を制御するとともに検出したX線から画像を生成する演算装置130と、アーム141と、移動装置142と、を備える。図中、143は、被写体150を搭載する寝台である。X線発生装置110と、X線検出装置120とは、アーム141によって移動装置142に接続される。

[0017] 図1 (a) および図1 (c) に示すX線透視撮影装置101、103では、アーム141はC字型の形状をしており、X線発生装置110とX線検出装置120とは紙面上の回転軸144を中心として円軌道上を回転移動する

。なお、図 1 (a) および図 1 (c) の X 線透視撮影装置 101 および 103 において、アーム 141 の形状は、C 字型に限られない。U 字型、コ字型であってもよい。

[0018] 図 1 (b) に示す X 線透視撮影装置 102 では、X 線発生装置 110 と X 線検出装置 120 とは各々、別のアーム 141 に設置される。X 線透視撮影装置 102 では、X 線発生装置 110 と X 線検出装置 120 とは、平行移動、回転移動、回転及び平行移動を行う。例えば、X 線発生装置 110 と X 線検出装置 120 とは、寝台 143 あるいは床面に平行に、紙面に垂直な方向に移動する。あるいは、紙面上の回転軸 144 を中心として円軌道上を移動する。あるいは、X 線発生装置 110 は、寝台 143 あるいは床面に平行に紙面に垂直な方向に移動し、X 線検出装置 120 は紙面上の回転軸 144 を中心として円軌道上を移動する。あるいは、X 線発生装置 110 は紙面上の回転軸 144 を中心として円軌道上を移動し、X 線検出装置 120 は寝台 143 あるいは床面に平行に紙面に垂直な方向に移動する。

[0019] 図 1 (a) および図 1 (b) に示す X 線透視撮影装置 101 および 102 では、被写体 150 は、その体軸が回転軸 144 に直交するよう配置される。このため、回転可能な角度範囲は 180 度より狭くなる。一方、図 1 (c) に示す X 線透視撮影装置 103 では、被写体 150 は、その体軸が回転軸 144 に平行に配置される。従って、回転可能な角度範囲が広がり、断面像の画質が向上する。また、被写体 150 の側面を X 線発生装置 110 および X 線検出装置 120 が回転することが可能となり、被写体 150 の側面から見た透視像が得られるため、側面方向から見た良好な断面像を得ることができ。

[0020] なお、被写体 150 の体軸と回転軸 144 との位置関係は様々に考えられる。また、寝台 143 と X 線発生装置 110 および X 線検出装置 120 との距離も、図 1 (a) ~ 図 1 (c) に示す距離より近接させてもよい。また、X 線発生装置 110 と X 線検出装置 120 とは異なる円軌道を移動するよう構成してもよい。さらに、X 線透視撮影装置の外形は、図 1 (a) ~ (c)

に示すものに限られない。また、X線発生装置110とX線検出装置120とは、回転、平行移動に限らず、どのような軌道上を移動してもよい。さらに、X線発生装置110とX線検出装置120とは、相対的に移動せず、固定であってもよい。

[0021] X線検出装置120では、検出したX線を、強度に応じた電気信号に変換し、計測像を得、この計測像を出力する。X線検出装置120においてX線の検出に用いる検出器には、2次元検出器を用いる。本実施形態では、1次元検出器を並べて多列化したものも2次元検出器に含める。2次元検出器としては、平面型X線検出器、X線イメージインテンシファイアとCCDカメラの組み合わせ、イメージングプレート、CCD検出器、固体検出器等がある。平面型X線検出器としては、アモルファスシリコンフォトダイオードとTFTを一对としてこれを正方マトリックス上に配置し、これと蛍光板を直接組み合わせたもの等がある。検出器にフィルムを用い、これをフィルムデジタイザーで読み出して計測像を得てもよい。

[0022] 各X線透視撮影装置101、102、103において、X線発生装置110におけるX線の発生や、X線検出装置120におけるX線の検出、X線発生装置110およびX線検出装置120の移動の制御は、演算装置130において行われる。例えば、演算装置130は、計測開始の指示を受け付けると、X線発生装置110からパルスX線を照射させる。同時に、X線検出装置120を制御し、パルスX線に同期してX線を検出させ、出力された計測像からX線画像（透視像）を得る。このとき、パルスX線の強度は、継続的に被写体150に照射しても害のない程度の低線量とする。本実施形態の演算装置130は、さらに、透視像に対する各種の処理（画像処理）を行う。

[0023] なお、図1（a）～（c）には示していないが、演算装置130には、表示装置、記憶装置、入力装置が接続される。

[0024] 本実施形態では、X線発生装置110とX線検出装置120とを制御することにより、X線検出装置120が検出したX線から、被写体150の透視像を、所定のフレームレートで生成し、当該透視像を表示装置に順次出力し

て動画として表示させる透視撮影を行う。このとき、フレーム毎に、ピークが異なり、かつ、エネルギー帯域の狭いX線を用いて被写体150を撮影し、マルチエネルギー撮影を行う。得られたフレーム毎の、異なるピークのエネルギー帯域のX線から生成した透視像から、被写体150を構成する元素成分を弁別した成分画像を得、同じフレームレートで各成分画像を表示する。

[0025] 以下、本実施形態におけるマルチエネルギー撮影を実現する構成について説明する。マルチエネルギー撮影を実現する各部の説明に先立ち、マルチエネルギー撮影を説明する。

[0026] [マルチエネルギー撮影]

マルチエネルギー撮影とは、異なるエネルギーを持つ複数のX線を用いて被写体150の撮影を行い、得られたエネルギー毎の画像から、被写体150を構成する成分を物質ごとに弁別した、物質ごとの成分画像を得る撮影である。エネルギーが2種類の場合には、デュアルエネルギー撮影と呼ばれる。

[0027] 上述のように、被写体150を構成する各元素の線吸収係数は、照射するX線のエネルギーの変化に対して、異なる変化率を示す。従って、単一のX線エネルギーによる撮影では、近い画素値を示し、物質の違いが弁別できない場合でも、異なるエネルギーのX線で撮影すれば、異なる画素値を示し、物質の違いを弁別できる。

[0028] 図2を用いて、マルチエネルギー撮影の原理を説明する。強度 I_0 の単一エネルギーのX線を被写体150に照射した場合、被写体150を透過したX線の強度 I は、以下の式(1)で表される。ここで、 μ はX線の線吸収係数(線減弱係数： cm^{-1})、 t はX線が被写体150を透過する距離(cm)である。

[数1]

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot t) \quad \dots (1)$$

[0029] 式(1)は、その両辺の対数をとると、以下の式(2)で表される。式(

2) の左辺は撮影画像をエア画像（被写体 1 5 0 無しで撮影した画像）で除算した結果であり、感度補正処理像である。

[数2]

$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu \cdot t \quad \dots (2)$$

[0030] 式（2）の右辺は線吸収係数 μ と距離 t との乗算となり、距離の項が残るため、物質を弁別することができない。そこで、距離 t の項を消去するために、2種類のエネルギー E_1 と E_2 で撮影を行い、両者の画像を除算する。感度補正処理像（式（2））は、エネルギー E_1 の場合は、式（3）、エネルギー E_2 の場合は、式（4）で表される。

[数3]

$$\ln\left(\frac{I_{E1}}{I_{0E1}}\right) = -\mu_{E1} \cdot t \quad \dots (3)$$

$$\ln\left(\frac{I_{E2}}{I_{0E2}}\right) = -\mu_{E2} \cdot t \quad \dots (4)$$

式（3）を式（4）で除算した結果は、式（5）で表され、線吸収係数 μ の比となる。

[数5]

$$\frac{\ln\left(\frac{I_{E2}}{I_{0E2}}\right)}{\ln\left(\frac{I_{E1}}{I_{0E1}}\right)} = \frac{-\mu_{E2} \cdot t}{-\mu_{E1} \cdot t} = \frac{\mu_{E2}}{\mu_{E1}} \quad \dots (5)$$

[0031] 原子番号が異なる物質の線吸収係数 μ は、X線のエネルギーの変化により、その値、変化率が異なる。これを利用して、物質を特定する。被写体 1 5 0 が単一の成分から成る場合、エネルギーに応じた吸収係数 μ の値の変化態様により、物質を特定できる。

[0032] 被写体 1 5 0 に2種類の成分が含まれる場合、各々の成分（成分 1 および

成分 2) に対して、同様の式を作成する。式 (6) は、成分 1 に、式 (7) は、成分 2 に関する式である。なお、 $\mu(1)_{E1}$ 、 $\mu(1)_{E2}$ は、成分 1 の、各エネルギーの線吸収係数であり、 $\mu(2)_{E1}$ 、 $\mu(2)_{E2}$ は、成分 2 の、各エネルギーの線吸収係数である。これらは、既知の定数である。

[数6]

$$\frac{-\mu(1)_{E2} \cdot t(1)}{-\mu(1)_{E1} \cdot t(1)} = \frac{\mu(1)_{E2}}{\mu(1)_{E1}} \quad \dots (6)$$

$$\frac{-\mu(2)_{E2} \cdot t(2)}{-\mu(2)_{E1} \cdot t(2)} = \frac{\mu(2)_{E2}}{\mu(2)_{E1}} \quad \dots (7)$$

[0033] ところが、線吸収係数の、エネルギーに対する変化態様を示す式 (6) と式 (7) との値は、場合によって等しくなることが有り得る。そして、その場合は、成分 1 と成分 2 は分別できない。

[0034] 2 種類の成分は、3 種類のエネルギーを用いることにより弁別が可能である。3 つ目のエネルギー E_3 に関して、成分 1 に対しては式 (8)、成分 2 に対しては式 (9) が成り立つ。式 (6)、式 (7)、式 (8)、式 (9) から、成分 1 と成分 2 とは弁別が可能である。

[数8]

$$\frac{-\mu(1)_{E3} \cdot t(1)}{-\mu(1)_{E2} \cdot t(1)} = \frac{\mu(1)_{E3}}{\mu(1)_{E2}} \quad \dots (8)$$

$$\frac{-\mu(2)_{E3} \cdot t(2)}{-\mu(2)_{E2} \cdot t(2)} = \frac{\mu(2)_{E3}}{\mu(2)_{E2}} \quad \dots (9)$$

なお、 $\mu(1)_{E3}$ 、 $\mu(2)_{E3}$ は、それぞれ、成分 1 および成分 2 の、エネルギー E_3 における線吸収係数である。

[0035] このように、マルチエネルギー撮影では、 $p-1$ 個 (p は 2 以上の整数) の未知の成分を確定し、弁別するためには、 p 個の式が必要であり、これは、 p 個の異なるエネルギーに基づく画像により得られる。そして、 p 個のエネルギーに基づく画像を得るためには、 p 種類のエネルギー分布での撮影が必要となる。

[0036] なお、式（２）を－１倍して回転角度方向に積算した値が再構成像となるため、上記のマルチエネルギー撮影による弁別の原理はそのまま断面像に拡張される。

[0037] [X線発生装置]

本実施形態のX線発生装置１１０は、複数のエネルギー帯域のX線を、それぞれ独立して照射可能な構成を有する。X線発生装置１１０は、図３に示すように、被写体１５０にX線を照射するX線源１１２を有するX線管１１１と、X線源１１２から照射されるX線のエネルギー帯域を変化させるとともに狭帯域化するフィルタ１１３と、フィルタ１１３の動作を制御することにより、X線源１１２から照射されるX線のエネルギー帯域を切り替える切替器１１４を備える。

[0038] X線源１１２は、マルチエネルギー演算に用いる複数のエネルギー帯域を含むエネルギー帯域のX線を出射する。X線源１１２から照射されるエネルギー幅の広いX線を、以後、多色X線と呼ぶ。

[0039] フィルタ１１３は、X線源１１２から照射される多色X線を、フレーム毎に、複数の異なる狭いエネルギー幅のX線（以後、単色X線と呼ぶ）に変換する。本実施形態では、異なる２種の金属箔をX線の通過位置に配置することにより、単色X線を得る。また、金属箔の組み合わせを変えることにより、エネルギー帯域の異なる単色X線を得る。

[0040] 本実施形態のフィルタ１１３の一例を図４（ａ）および図４（ｂ）に示す。本実施形態のフィルタ１１３は、X線源１１２から出射された多色X線から複数のエネルギー帯域のX線をそれぞれ選択的に透過させる複数種類の金属箔３１０と、複数種類の金属箔３１０を平面状に並べて保持する保持部３２０と、を備える。

[0041] 保持部３２０は、中心軸を同じくする２枚の円板３２１、３２２により構成され、中心軸回りに回転可能に保持される。なお、保持部３２０の形状、構成する板の枚数はこれに限定されない。

[0042] 各金属箔３１０は、照射野３３０の直径より大きな直径を有する円形とす

る。各金属箔310は、保持部320の各円板321、322上に、円板321、322の同心円上に、周方向に等間隔に並べて配置される。金属箔310の中心と円板321、322の中心との距離は、金属箔310がX線の通過位置上に配置された場合、照射野330を含む位置となるよう決定される。なお、各金属箔310の直径は、円板321、322に配置した際、隣接する金属箔310と重ならない大きさとする。

[0043] 各金属箔310は、それぞれ、異なる金属で形成する。例えば、アルミニウムAl、銅Cu、チタンTi、鉄Fe、マンガンMn、ニッケルNi、銀Ag、スズSn、亜鉛Zn、ガドリニウムGdなどを用いる。図4(a)および図4(b)では、各円板321、322がそれぞれ4種の金属箔310(A、B、C、DおよびE、F、G、H)を保持する場合を例示する。しかしながら、保持する金属箔310の数は、これに限定されない。

[0044] 切替器114は、保持部320を移動させることにより、保持部320上の複数種類の金属箔310を、X線の通過位置に順番に配置する。本実施形態では、保持部320の各円板321、322を、中心軸回りに回転させ、照射野の位置に配置される金属箔310を切り替える。

[0045] 切り替えは、演算装置130からの指示に従って、フレームレートに同期して行われる。なお、図4(a)および図4(b)では、各円板321、322を同方向に回転させているが、回転方向は、これに限定されない。これにより、X線源112から照射された多色X線は、円板321上の金属箔311と、円板322上の金属箔312との2種の異なる金属箔310を通過し、エネルギー帯域の狭いX線となり、被写体150に照射される。

[0046] [単色光を得る原理]

ここで、複数の異なる金属箔310を通過させることにより、多色X線から単色X線が得られることを図5(a)および図5(b)を用いて説明する。

[0047] 各金属箔310は、X線源112から照射される多色X線から、異なるエネルギー帯域のX線をそれぞれ、選択的に透過させる。このとき、金属箔3

10を透過させることにより、照射される多色X線は、当該金属の特性X線である単色X線のピーク位置にピークを有する分布を示す。ここで、図5（a）に示すように、金属箔Aを透過するX線の分布（金属箔Aの分布）を411、金属箔Eを透過するX線の分布（金属箔Eの分布）を412とする。

[0048] 金属箔Aと金属箔Eとの2枚が積層されたフィルタ113を通過するX線の分布（合成分布）413は、金属箔Aの分布411と、金属箔Eの分布412とを掛け合わせたものとなる。本図に示すように、合成分布413は、金属箔Aの分布411と金属箔Eの分布412との重複するエネルギー帯域幅を有するものとなり、金属箔Aの分布411および金属箔Eの分布412により、さらにエネルギー帯域幅が狭くなる。

[0049] 従って、X線源112から照射される多色X線の分布を421とすると、図5（b）に示すように、この多色X線は、フィルタ113を通過することにより、合成分布413と掛け合わされた分布422を有するX線となる。この分布422は、エネルギー帯域が、合成分布413と同等となり、狭いものとなる。

[0050] このように、多色X線分布421を有する照射X線を、複数の異なる金属箔310を透過させることにより、幅の狭いエネルギー分布のX線である単色X線を得ることができる。すなわち、複数の種類の金属箔310を透過させることで、多色X線を単色化できる。

[0051] [切り替え制御]

切替器114は、上述のように、演算装置130からの指示に従って、各保持部（円板321、322）上の各金属箔310を、X線の通過位置に順番に配置する。このとき、X線透視撮影装置101が生成する透視像のフレームレートに同期させて切り替える。このとき、各円板321、322の回転速度、すなわち、1フレームあたりに回転させる中心角を制御することで、多様な組み合わせを得ることができる。

[0052] 図6（a）に、図4（a）および図4（b）に示すフィルタ113の2つの円板321および322を、同じ速さで回転させる（金属箔310を、同

じ頻度で切り替える) 場合、すなわち、ともに、1 フレーム毎に45度回転させる場合の、金属箔310の組み合わせの例を示す。本図において、横軸は時間 t である。この場合、円板321および322は、ともに、1 フレーム毎に、隣接する金属箔310に切り替えられる。

[0053] 切替器114は、まず、円板321の金属箔Aと、円板322の金属箔Eとが、照射野330において重なるよう2つの円板321、322を動作させる。その後、フレーム毎に、両円板321、322を45度回転させる。これにより、1フレーム毎に、順に、金属箔BとF、CとG、DとHが、それぞれ照射野330を含む位置で重なる。これを繰り返す。

[0054] この場合、金属箔AとEによるエネルギー分布、金属箔BとFによるエネルギー分布、金属箔CとGとによるエネルギー分布、金属箔DとHとによるエネルギー分布の、4種類のエネルギー分布を実現できる。

[0055] 図6(b)に、図4(a)および図4(b)に示すフィルタ113において、円板321を、円板322の2倍の速度で回転させる(金属箔310を、2倍の頻度で切り替える) 場合、すなわち、円板321を、1フレーム毎に45度回転させ、円板322は、2フレーム毎に45度回転させる場合の、金属箔310の組み合わせの例を示す。この場合、円板321は、1フレーム毎に隣接する金属箔310に切り替えられ、円板322は、2フレーム毎に隣接する金属箔310に切り替えられる。

[0056] 切替器114は、まず、円板321の金属箔Aと、円板322の金属箔Eとが、照射野330において重なるよう2つの円板321、322を動作させる。その後、円板321は、1フレーム毎に、円板322は、2フレーム毎に、それぞれ、45度回転させる。

[0057] これにより、1フレーム毎に、順に、金属箔BとE、CとF、DとF、AとG、BとG、CとH、DとHが、照射野330を含む位置で重なる。この場合、8種類の金属箔の組合せが得られ、これにより、8種のエネルギー分布(合成分布)を実現できる。

[0058] 図7(a)に、図4(a)および図4(b)に示すフィルタ113におい

て、円板 3 2 1 を、円板 3 2 2 の 3 倍の速度で回転させる（金属箔 3 1 0 を、3 倍の頻度で切り替える）場合、すなわち、円板 3 2 1 を、1 フレーム毎に 4 5 度回転させ、円板 3 2 2 は、3 フレーム毎に 4 5 度回転させる場合の、金属箔 3 1 0 の組み合わせの例を示す。この場合、円板 3 2 1 は、1 フレーム毎に隣接する金属箔 3 1 0 に切り替えられ、円板 3 2 2 は、3 フレーム毎に隣接する金属箔 3 1 0 に切り替えられる。

[0059] 切替器 1 1 4 は、まず、円板 3 2 1 の金属箔 A と、円板 3 2 2 の金属箔 E とが、照射野 3 3 0 において重なるよう 2 つの円板 3 2 1、3 2 2 を動作させる。その後、円板 3 2 1 は、1 フレーム毎に、円板 3 2 2 は、3 フレーム毎に、それぞれ、4 5 度回転させる。

[0060] これにより、1 フレーム毎に、順に、金属箔 B と E、C と E、D と F、A と F、B と F、C と G、D と G、A と G、B と H、C と H、D と H が、照射野 3 3 0 を含む位置で重なる。この場合、1 2 種類の金属箔の組合せが得られ、これにより、1 2 種のエネルギー分布（合成分布）（1 2 種のエネルギーの単色光）を実現できる。

[0061] 図 7（b）に、図 4（a）および図 4（b）に示すフィルタ 1 1 3 において、円板 3 2 1 を、円板 3 2 2 の 4 倍の速度で回転させる（4 倍の頻度で切り替える）場合、すなわち、円板 3 2 1 を、1 フレーム毎に 4 5 度回転させ、円板 3 2 2 は、4 フレーム毎に 4 5 度回転させる場合の、金属箔 3 1 0 の組み合わせの例を示す。この場合、円板 3 2 1 は、1 フレーム毎に隣接する金属箔 3 1 0 に切り替えられ、円板 3 2 2 は、4 フレーム毎に隣接する金属箔 3 1 0 に切り替えられる。

[0062] 切替器 1 1 4 は、まず、円板 3 2 1 の金属箔 A と、円板 3 2 2 の金属箔 E とが、照射野 3 3 0 において重なるよう 2 つの円板 3 2 1、3 2 2 を動作させる。その後、円板 3 2 1 は、1 フレーム毎に、円板 3 2 2 は、4 フレーム毎に、それぞれ、4 5 度回転させる。

[0063] これにより、1 フレーム毎に、順に、金属箔 B と E、C と E、D と E、A と F、B と F、C と F、D と F、A と G、B と G、C と G、D と G、A と H

、BとH、CとH、DとHが、照射野330を含む位置で重なる。この場合、16種類の金属箔の組合せが得られ、これにより、16種類のエネルギー分布（合成分布；16種のエネルギーの単色光）を実現できる。

[0064] このように、円板321と円板322とに、それぞれ異なるn種類の金属箔が設置され、円板321上の金属箔310を、円板322のm倍の頻度で切り替える場合、 $n \times m$ 種類のエネルギー分布が実現できる。

[0065] [演算装置]

本実施形態の演算装置130の処理について説明する。本実施形態の演算装置130は、X線発生装置110およびX線検出装置120の動作を制御することにより、X線検出装置120が検出したX線から被写体150のX線画像を所定のフレームレートで取得し、取得したX線画像を表示装置に順次出力して動画として表示させる。本実施形態では、表示装置に表示されるX線画像は、透視像および後述する成分画像である。

[0066] 本実施形態では、演算装置130は、1フレーム毎に異なるエネルギー帯域のX線が照射されるようX線発生装置110を制御し、マルチエネルギー撮影を行う。そして、得られた透視像から被写体150の元素組成に関する情報、すなわち、被写体150を構成する各元素の成分画像を得る。そして、得られた透視像および成分画像を、予め定めたフレームレートでリアルタイムに表示する。

[0067] これを実現するため、本実施形態の演算装置130は、図8に示すように、計測制御部510と、透視像生成部520と、成分画像生成部530と、を備える。

[0068] 本実施形態の演算装置130は、CPUとメモリと記憶装置とを備える。そして、演算装置130が実現する各機能は、記憶装置に格納されたプログラムを、CPUがメモリにロードして実行することにより実現される。また、全部または一部の機能は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (field-programmable gate array) などのハードウェア

アによって実現してもよい。また、各機能の処理に用いる各種のデータ、処理中に生成される各種のデータは、記憶装置に格納される。

[0069] [計測制御部]

計測制御部 510 は、X線発生装置 110 の動作を制御し、複数のエネルギー帯域のX線を、1以上の所定枚数のフレームごとに順番に切り替えて照射させる。そして、被写体 150 を透過したX線をX線検出装置 120 で検出させ、電気信号（計測像）として出力させる。そして、透視像生成部 520 および成分画像生成部 530 にフレームレートに同期して透視像および成分画像を生成させ、表示させる。

[0070] 本実施形態では、計測制御部 510 は、ユーザからX線透視開始の指示を受け付けると、終了の指示を受け付けるまで、予め設定された管電圧による多色X線をX線源 112 からパルス状に照射するようX線発生装置 110 を制御する。上記パルス状のX線は、予め定めたフレームレートに同期して照射される。そして、パルス状のX線の照射に同期して、X線検出装置 120 において、X線を検出させる。

[0071] さらに、本実施形態の計測制御部 510 は、上述のように切替器 114 に指示を行い、フレームレートに同期して照射されるX線のエネルギー帯域を、1以上のフレーム毎に順番に切り替える。

[0072] [透視像生成部]

透視像生成部 520 は、X線検出装置 120 から出力された、計測像から透視像を生成する。本実施形態では、フレーム毎に得られた計測像に感度補正等を施し、透視像を得る。そして、得られた透視像を、計測制御部 510 の指示に従って、予め定めたフレームレートに同期して、順次出力して表示装置 131 に表示する。

[0073] なお、本実施形態では、フレーム毎に、異なるエネルギー帯のX線が照射されるため、得られる透視像も、異なるエネルギー帯のX線の照射による透視像となる。

[0074] [成分画像生成部]

成分画像生成部 530 は、複数のフレームそれぞれで得た透視像を用いて、前記被写体を構成する元素毎の成分画像を生成し、前記表示装置 131 に順次出力して動画として表示する。

[0075] 上述のように、本実施形態では、フレーム毎にフィルタ 113 が切り替えられ、X線発生装置 110 から異なるエネルギーのX線が照射される。従って、本実施形態の成分画像生成部 530 は、複数のフレームで得た、エネルギー帯の異なるX線照射により得た透視像を用いて、成分画像を生成する。

[0076] すなわち、本実施形態では、3以上の異なるエネルギー帯域のX線が、X線発生装置 110 から照射される。本実施形態の成分画像生成部 530 は、この3以上のエネルギー帯域のX線によりそれぞれ得られる透視像を用いて、2以上の元素についてそれぞれ成分画像を生成する。

[0077] 成分画像は、異なるエネルギー帯のX線により得られた複数の透視像に対し、マルチエネルギー演算を施すことにより得る。

[0078] [計測処理]

本実施形態の計測制御部 510 による計測処理の概要を、図9のタイミングチャートを用いて説明する。ここでは、計測制御部 510 が、1フレーム毎に、X線発生装置 110 から照射するエネルギー帯域を切り替えるよう切替器 114 に指示を行い、成分画像生成部 530 が、生成した成分画像を、予め定めたフレームレートで表示装置 131 に順次出力して動画として表示させる。

[0079] 切替器 114 は、計測制御部 510 からの指示を受け、図9に示すように、円板 321 を1フレーム毎に金属箔 310 の種類が替わるよう、円板 322 を2フレーム毎に金属箔 310 の種類が替わるよう、それぞれ制御する。これにより、上述のように8種の異なるエネルギー帯のX線が得られる。

[0080] 透視像生成部 520 は、8種類の異なるエネルギー帯のX線による透視像を順次、フレーム毎に生成する。計測制御部 510 は、8種類の異なる透視像が得られると、成分画像生成部 530 に、これらを用いて成分画像を算出させ、順次、フレーム毎に表示装置 131 に表示させる。

- [0081] ここで、上述のように、８種類の異なるエネルギー帯のＸ線による透視像からは、７種類の成分画像が得られる。従って、８枚の透視像が取得された次のフレームから、７フレームに亘って、成分画像が表示される。
- [0082] ここで、８フレーム分の透視像を得て、７フレームの成分画像を表示させることを繰り返すと、８フレームの画像取得期間に対して、７フレームの表示となるため、１フレーム分は表示が更新されない。これを避けるため、本実施形態では、成分画像生成部５３０は、１回前のマルチフレーム演算に用いた最後のフレームの透視像を、現在のマルチフレーム演算にも用いる。
- [0083] すなわち、図９に示すように、第２回目のマルチフレーム演算（演算２）では、第１回目のマルチフレーム演算（演算１）に使用した最後のフレームの透視像を１フレーム目の透視像として用いる。この透視像から８フレーム分の透視像は、図９に示すように、全て照射Ｘ線のエネルギー帯域が異なるため、マルチエネルギー演算が可能である。
- [0084] 従って、本実施形態の計測制御部５１０は、図９に示すように、最初（演算１）のみ８フレーム分の透視像を取得後、マルチエネルギー演算を行い、７フレーム分の成分画像を得るよう成分画像生成部５３０を制御する。そして、その後は、７フレーム分の透視像を取得する毎に、直前の８フレームの透視像を用い、マルチエネルギー演算を行い、成分画像を得るよう、成分画像生成部５３０を制御する。
- [0085] 上記の計測制御部５１０により計測処理の流れを、図１０に示す処理フローに従って、説明する。なお、 i および j は、１以上の整数のカウンタである。また、ここでは、 K 種の異なるエネルギーのＸ線を順次照射可能とする。 K は１以上の整数である。
- [0086] まず、Ｘ線透視開始の指示を受け付けると、計測制御部５１０は、フレームをカウントするカウンタ i を初期化（ $i = 1$ ）する（ステップＳ１１０１）。
- [0087] そして、計測制御部５１０は、Ｘ線発生装置１１０およびＸ線検出装置１２０を制御し、透視像生成部５２０に、フレーム毎に透視像を生成させ、表

示装置 131 に表示させる（ステップ S1102）。計測制御部 510 は、透視像の生成を、K 回繰り返す（ステップ S1103、S1104）。以下、 i 番目のフレームで生成した透視像を $F_r(i)$ と表す。

[0088] このとき、計測制御部 510 は、上述のように、フレーム毎に、異なるエネルギー帯域の X 線が照射されるよう、切替器 114 に指示を出す。

[0089] K フレーム分の透視像を生成すると、計測制御部 510 は、成分画像生成部 530 に、直前の K 枚の透視像（ $F_r(i-K+1)$ から $F_r(i)$ ）を用いてマルチエネルギー演算をさせ（ステップ S1105）、 $(K-1)$ 種の成分画像を生成させる（ステップ S1106）。以下、生成された成分画像を、所定の順に $D_c(j)$ と表す。

[0090] 計測制御部 510 は、カウンタ i を 1 インクリメントするとともに、成分画像をカウントするカウンタ j を初期化する（ステップ S1107）。

[0091] そして、計測制御部 510 は、次のフレームから、透視像 $F_r(i)$ の生成、表示および生成した成分画像 $D_c(j)$ の表示を行う（ステップ S1108）。成分画像 $D_c(j)$ は、フレーム毎に、予め定めた順に、表示する。

[0092] 透視像 $F_r(i)$ の取得および成分画像 $D_c(j)$ の表示は、全種類（ $K-1$ 枚）の成分画像を表示するまで繰り返す（ステップ S1110、S1111）。そして、計測制御部 510 は、全種類の成分画像を表示すると、ステップ S1105 へ戻り、処理を繰り返す。

[0093] 一方、透視像 $F_r(i)$ の取得および成分画像 $D_c(j)$ の表示中に、ユーザから終了の指示を受け付けると（ステップ S1109）、計測制御部 510 は、処理を終了する。

[0094] ここで、ステップ S1102 およびステップ S1108 の、透視像 $F_r(i)$ および成分画像 $D_c(j)$ の表示の際の、表示画面例を説明する。図 11(a) は、表示画面 610 の一例である。

[0095] 本図に示すように、表示画面 610 は、透視像表示領域 620 と、成分画像表示領域 630 とを備える。透視像表示領域 620 には、フレーム毎に最

新の透視像 $F_r(i)$ が表示され、更新される。

[0096] 一方、成分画像表示領域 630 は、マルチエネルギー撮像で作成される成分画像の種類数の表示領域を備え、当該種類の成分画像が生成される毎に表示され、更新される。

[0097] 例えば、図 9 の例では、7 種の成分画像を得る。従って、各成分画像に割り当てられた 7 つの表示領域を備え、当該成分画像が更新される毎に、当該領域に表示される。すなわち、成分画像表示領域 630 の各表示領域は、7 フレーム毎に表示が更新される。

[0098] なお、表示画面は、上記構成に限定されない。例えば、図 11 (b) に示す表示画面 611 のように、成分画像表示領域 631 も、1 つの表示領域のみを備えるよう構成してもよい。この場合、成分画像表示領域 631 では、フレーム毎に $DcI(1)$ から $DcI(7)$ までの成分画像が、順次表示、更新される。

[0099] 以上説明したように、本実施形態の X 線透視撮影装置 100 は、被写体 150 に X 線を照射する X 線発生装置 110 と、前記被写体 150 を透過した X 線を検出する X 線検出装置 120 と、前記 X 線発生装置 110 および前記 X 線検出装置 120 の動作を制御することにより、前記 X 線検出装置 120 が検出した X 線から前記被写体 150 の X 線画像を所定のフレームレートで取得し、当該 X 線画像を表示装置 131 に順次出力して動画として表示させる演算装置 130 と、を備え、前記 X 線発生装置 110 は、複数のエネルギー帯域の X 線をそれぞれ独立して照射可能であり、前記演算装置 130 は、前記 X 線発生装置 110 から、前記複数のエネルギー帯域の X 線を、1 以上の所定枚数のフレームごとに順番に切り替えて照射させる計測制御部 510 と、複数のフレームそれぞれで得た X 線画像を用いて、前記被写体を構成する元素毎の成分画像を生成し、前記表示装置に順次出力して動画として表示する成分画像生成部 530 と、を備える。

[0100] 前記 X 線発生装置 110 は、前記複数のエネルギー帯域を含むエネルギー帯域の X 線を出射する X 線源 112 と、前記 X 線源 112 から出射された X

線から前記複数のエネルギー帯域のX線をそれぞれ選択的に透過させる複数種類の金属箔310を備えるフィルタ113と、前記複数種類の金属箔310を前記X線の通過位置に順番に配置する切替器114と、を備えてもよい。

[0101] 前記フィルタ113は、前記複数種類の金属箔310を平面状に並べて保持する保持部320を備え、前記切替器114は、前記保持部320を移動させることにより、前記複数種類の金属箔310を前記X線の通過位置に順番に配置してもよい。

また、前記保持部320は、前記金属箔310を円周方向に並べて保持する円板であり、前記切替器114は、前記円板を回転させることにより、前記複数種類の金属箔310を前記X線の通過位置に順番に配置してもよい。

さらに、前記保持部320は、前記円板を2以上備え、2以上の前記円板に保持される前記金属箔310は、それぞれ種類が異なり、前記2以上の円板は、前記X線の通過位置にそれぞれ配置され、前記切替器114は、2以上の前記円板をそれぞれ独立して回転させてもよい。

[0102] 前記X線発生装置110から照射させるエネルギー帯域は、3以上であり、前記成分画像生成部530は、前記3以上のエネルギー帯域のX線によりそれぞれ得られる前記X線画像を用いて、2以上の元素についてそれぞれ前記成分画像を生成してもよい。

また、前記計測制御部510は、1フレーム毎に、前記X線発生装置110から照射するエネルギー帯域を切り替え、前記成分画像生成部530は、前記生成した成分画像を前記フレームレートで前記表示装置131に順次出力して動画として表示させてもよい。

[0103] このように、本実施形態によれば、X線透視撮影装置100において、エネルギー幅の狭いX線を高速に異なるエネルギーで切り替えて被写体150に照射し、微小な密度変化が識別可能なX線像（成分画像）を得る。

[0104] これを実現するため、本実施形態のX線透視撮影装置100では、X線源112と被写体150との間に、複数の異なる種類の金属箔310を設置し

た円板を複数枚設置する。このとき、X線が複数の金属箔を透過するように円板を配置する。そして、円板を回転させながらX線を照射し、異なる金属箔310の組み合わせで複数枚のX線像（透視像）を取得する。そして、取得した透視像をマルチエネルギー処理し、得られた成分画像を表示装置にリアルタイムに表示する。

[0105] このように、本実施形態のX線透視撮影装置100は、フレームレートに同期して、フィルタ113を回転させることにより、フレーム毎に、複数の異なるエネルギー帯のX線を照射できる。本実施形態によれば、X線が通過する位置の金属箔を切り替えるだけであり、管電圧を変化させる手法に比べ、簡易な構成で、多数の異なるエネルギーピークを有するX線を得ることができる。

[0106] また、照射されるX線は、2つの異なる金属箔310を通過したものとなり、いずれかの金属箔310のみを通過したX線のエネルギー帯よりもさらに狭い帯域のエネルギー分布となり、より、単色光に近いものとなる。このようなエネルギー分布のX線を用いて得られた画像からは、より、高精度に組成成分を弁別できる。従って、本実施形態によれば、良好な成分画像を得ることができる。

[0107] また、X線が通過する位置の金属箔を切り替えるだけであるため、照射X線のエネルギー帯域の切り替えを、高速に実現できる。従って、本実施形態によれば、フレーム毎にエネルギー帯域を変更することができ、フレーム毎に異なるエネルギー帯のX線による透視像を得ることができる。

[0108] そして、フレームの空きのないよう、成分画像を得るよう制御するため、フレーム毎に透視像とともに成分画像を、ほぼリアルタイムで表示できる。従って、医用診断に有用な表示を得ることができる。特に、手術中など、リアルタイムで透視像と成分画像とを動画で得ることができるため、有用である。

[0109] すなわち、本実施形態によれば、医用診断に有用な表示を、簡易な構成で、高精度に得ることができる。

[0110] また、本実施形態では、金属箔 310 を円形に形成している。円形の金属箔 310 は製作が容易である点で有利である。

[0111] <フィルタの変形例>

フィルタ 113 の構成は、上記実施形態で説明した構成に限定されない。例えば、図 12 (a) に示すように、保持部 320 上に配置される金属箔 310 は、矩形であってもよい。

[0112] 矩形形状の金属箔 310 は、製作が容易である。また、コリメータ等で照射野 330 を矩形に絞る場合に適している。円形の金属箔 310 を用いる場合に比べ、矩形の金属箔 310 を用いる場合、照射野 330 を広く設定できる。

[0113] また、例えば、図 12 (b) に示すように、フィルタ 113 は、金属箔 310 を、保持部 320 の円板 321、322 の中心角を等分した扇形状領域に貼り付けた構成であってもよい。

[0114] 円形の場合に比べ、金属箔 310 が扇形状の場合、照射野 330 を、回転中心に近い位置に配置することができる。このため、円板 321、322 の直径を小さくできる。その結果、円板 321、322 の回転が安定し、高速回転を行うことができる。また、円板 321、322 上で、金属箔 310 が貼られていない領域が少ない。このため、円板 321、322 を連続回転させて、フレーム毎に 2 枚の円板 321、322 による金属箔 310 の組み合わせを切り替えることができる。

[0115] なお、各円板 321、322 上の金属箔 310 の形状、配置はこれに限定されない。円板 321、322 を回転させることで、異なる種類の金属箔 310 の組み合わせに切り替えられる配置であればよい。

[0116] 例えば、フィルタ 113 は、図 13 に示すように、予め 2 枚の異なる種類の金属箔を積層した金属箔を作成し、それを、1 枚の円形の保持部 320 上に、同心円上に周方向に等間隔に配置したものであってもよい。なお、図 13 では、異なる種類の金属箔が積層していることを説明するため、積層する 2 種の金属箔の直径を異なるものとして示しているが、積層する金属箔の直

径は同じであってもよい。

[0117] さらに、図14(a)および図14(b)に示すように、保持部320は、2枚の長方形の板323、324であってもよい。この場合、複数の異なる金属箔310も同サイズの長方形とする。各金属箔310は、板323、324の長手方向に、例えば、隙間なく配置される。

[0118] この場合、切替器114は、板323、324を、長手方向に往復直線移動させる。これにより、照射野330の位置の金属箔310を切り替える。

[0119] この場合の金属箔310の組み合わせ例を、図14(c)に示す。本図には、板323を1フレーム毎に、隣接する金属箔310に切り替え、板324を、4フレーム毎に隣接する金属箔310に切り替える場合を例示する。

[0120] 本形態は、構造および移動制御が簡単である。なお、直線移動を連続移動とする場合、両端部の金属箔A、D、E、Hが照射野位置に配置された後、移動方向を反転させる。このため、これらの金属箔310が配置されるタイミングで移動の速度が減速し加速する。そのため、金属箔A、D、E、Hの幅は、金属箔B、C、F、Gよりも短くすることができる。

[0121] また、フィルタ113は、照射野330より大きな領域であって、金属箔310が配置されず、多色X線を透過可能な領域を有するよう構成してもよい。あるいは、フィルタ113は、着脱自在としてもよい。このように構成することにより、多色X線の照射も可能となる。

[0122] <計測処理の変形例>

なお、上記実施形態では、K種の異なるエネルギー帯のX線による透視像から得られた(K-1)枚の成分画像を、それぞれ表示している。しかしながら、これに限定されない。例えば、得られた(K-1)枚の成分画像を加算して、1枚の加算画像を得るよう構成してもよい。各成分画像で元素が弁別されているため、これを重ねることで、軟組織から硬組織まで弁別でき、かつ、コントラストが強調された画像を得ることができる。

[0123] さらに、通常の透視像の撮影で、成分画像およびコントラストが強調された画像を得ることができるため、これらの画像を得るためのさらなる撮影を

行う必要がなく、被ばく量を抑えることができる。

[0124] この場合の計測制御部 510 による計測処理の概要を、図 15 のタイミングチャートを用いて説明する。ここでは、前記計測制御部 510 が、1 フレーム毎に、X 線発生装置 110 から照射するエネルギー帯域を切り替え、成分画像生成部 530 が、生成した成分画像を加算して加算画像を得、予め定めたフレームレートで当該加算画像を表示装置 131 に動画として表示させる。

[0125] 切替器 114 は、計測制御部 510 からの指示を受け、図 15 に示すように、円板 321 を 1 フレーム毎に金属箔 310 の種類が替わるよう、円板 322 を 2 フレーム毎に金属箔 310 の種類が替わるよう、それぞれ制御する。これにより、上述のように 8 種の異なるエネルギー帯の X 線が得られる。

[0126] 透視像生成部 520 は、8 種類の異なるエネルギー帯の X 線による透視像を順次、フレーム毎に生成する。計測制御部 510 は、8 種類の異なる透視像が得られると、成分画像生成部 530 に、これらを用いて 1 枚の加算画像を算出させる。加算画像は 8 種の異なる透視像から 7 種の成分画像を算出し、これらの 7 種の成分画像を加算することにより得る。そして、算出した加算画像を、フレームレートに同期させて表示装置 131 に表示させる。

[0127] ここで、8 フレームの透視像から 1 枚の加算画像しか得られないため、8 フレーム分の透視像を得て、1 枚の加算画像を表示させることを繰り返すと、加算画像の表示は 8 フレームにつき 1 枚しか更新されない。これを避けるため、本実施形態では、1 回前のマルチフレーム演算に用いた 2 フレーム目から 8 フレーム目までの 7 フレーム分の透視像を、現在のマルチフレーム演算にも用いる。

[0128] すなわち、図 15 に示すように、1 回目のマルチフレーム演算（演算 1）では、1 フレーム目から 8 フレーム目までの透視像を用い、2 回目のマルチフレーム演算（演算 2）では、2 フレーム目から 9 フレーム目までの透視像を用いる。第 1 回目のマルチフレーム演算（演算 1）に使用した最後のフレームの透視像を 1 フレーム目の透視像として用いる。これらの 8 フレーム分

の透視像は、図 15 に示すように、全て照射 X 線のエネルギー帯域が異なるため、マルチエネルギー演算が可能である。

[0129] 従って、本実施形態の計測制御部 510 は、図 15 に示すように、最初の演算（演算 1）のみ 8 フレーム分の透視像を取得後、マルチエネルギー演算を行い、1 フレーム分の加算画像を得るよう成分画像生成部 530 を制御する。そして、その後は、1 フレーム分の透視像を取得する毎に、直前に取得した 8 フレームの透視像を用い、マルチエネルギー演算を行い、加算画像を得るよう成分画像生成部 530 を制御する。

[0130] 上記の計測制御部 510 により計測処理の流れを、図 16 に示す処理フローに従って、説明する。なお、 i は、1 以上の整数のカウンタである。また、ここでは、 K 種の異なるエネルギーの X 線を順次照射可能とする。 K は 1 以上の整数である。

[0131] まず、X 線透視開始の指示を受け付けると、計測制御部 510 は、フレームをカウントするカウンタ i を初期化（ $i = 1$ ）する（ステップ S1201）。

[0132] そして、計測制御部 510 は、X 線発生装置 110 および X 線検出装置 120 を制御し、透視像生成部 520 に、フレーム毎に透視像を生成させ、表示装置 131 に表示させる（ステップ S1202）。計測制御部 510 は、透視像の生成を、 K 回繰り返す（ステップ S1203、S1204）。以下、 i 番目のフレームで生成した透視像を $F_r(i)$ と表す。

[0133] このとき、計測制御部 510 は、上述のように、フレーム毎に、異なるエネルギー帯域の X 線が照射されるよう、切替器 114 に指示を出す。

[0134] K フレーム分の透視像 $F_r(i)$ を生成すると、計測制御部 510 は、成分画像生成部 530 に、直前の K 枚の透視像（ $F_r(i-K+1)$ から $F_r(i)$ ）を用いてマルチエネルギー演算をさせ（ステップ S1205）、（ $K-1$ ）種の成分画像 D_{c1} を生成させる（ステップ S1206）。さらに、成分画像生成部 530 に、（ $K-1$ ）種の成分画像 D_{c1} を加算して加算画像 AD_{c1} を生成させる（ステップ S1207）。

- [0135] 計測制御部510は、カウンタ*i*を1インクリメントする（ステップS1208）。
- [0136] そして、計測制御部510は、次のフレームから、透視像*F_r(i)*の生成、表示および生成した加算画像*ADcI*の表示を行う（ステップS1209）。
- [0137] 計測制御部510は、ユーザから終了の指示を受け付けるまで、ステップS1205に戻り、処理を繰り返す（ステップS1210）。終了の指示を受け付けると、処理を終了する。
- [0138] ここで、ステップS1202およびステップS1209の、透視像*F_r(i)*および加算画像*ADcI*の表示の際の、表示画面例を説明する。図17(a)は、表示画面612の一例である。
- [0139] 本図に示すように、表示画面612は、透視像表示領域620と、加算画像表示領域640とを備える。透視像表示領域620には、フレーム毎に最新の透視像*F_r(i)*が表示され、更新される。加算画像表示領域640には、フレーム毎に最新の加算画像*ADcI*が表示され、更新される。
- [0140] なお、フレーム毎に、得られた透視像と加算画像とを加算し、加算後の画像を表示するよう構成してもよい。この場合の表示画面613の例を、図17(b)に示す。この場合、1つの画像表示領域650に、フレーム毎に最新の加算後の画像が表示され、更新される。
- [0141] <変形例>
- なお、上記実施形態および変形例では、X線を2種の異なる金属箔を透過させ、マルチエネルギー撮影で透視像および成分画像を取得し、リアルタイムに表示する場合を例にあげて説明した。しかしながら、2種の異なる金属箔の組み合わせたフィルタを用いる撮影は、マルチエネルギー撮影に限定されない。
- [0142] 通常のX線撮影に対して用いることで、単色X線撮影を実施する。単色X線撮影によれば、軟組織の識別が可能である。
- [0143] また、位相コントラスト撮影に用いることで、単色X線を用いた位相コン

トラスト撮影が可能である。これにより、軟組織の識別および元素弁別が可能である。

[0144] さらに、上記フィルタ 1 1 3 は、透視、撮影、C T 撮像、コーンビーム C T 撮像、トモシンセシス撮像等の、他の種類の撮像にも適用可能である。さらに、本実施形態は、X 線による計測にも限定されない。光、X 線、放射線、等の計測であっても適用可能である。

[0145] また、上記実施形態および各変形例では、パルス X 線を用いる場合を例にあげて説明しているが、用いる X 線はこれに限定されない。連続 X 線を用いてもよい。

符号の説明

[0146] 1 0 0 : X 線透視撮影装置、1 0 1 : X 線透視撮影装置、1 0 2 : X 線透視撮影装置、1 0 3 : X 線透視撮影装置、1 1 0 : X 線発生装置、1 1 1 : X 線管、1 1 2 : X 線源、1 1 3 : フィルタ、1 1 4 : 切替器、1 2 0 : X 線検出装置、1 3 0 : 演算装置、1 3 1 : 表示装置、1 4 1 : アーム、1 4 2 : 移動装置、1 4 3 : 寝台、1 4 4 : 回転軸、1 5 0 : 被写体、3 1 0 : 金属箔、3 2 0 : 保持部、3 2 1 : 円板、3 2 2 : 円板、3 2 3 : 板、3 2 4 : 板、3 3 0 : 照射野、4 1 1 : 金属箔 A による分布、4 1 2 : 金属箔 E による分布、4 1 3 : 合成分布、4 2 1 : 多色 X 線の分布、4 2 2 : 単色 X 線の分布、5 1 0 : 計測制御部、5 2 0 : 透視像生成部、5 3 0 : 成分画像生成部、6 1 0 : 表示画面、6 1 1 : 表示画面、6 1 2 : 表示画面、6 1 3 : 表示画面、6 2 0 : 透視像表示領域、6 3 0 : 成分画像表示領域、6 3 1 : 成分画像表示領域、6 4 0 : 加算画像表示領域、6 5 0 : 画像表示領域

請求の範囲

[請求項1]

被写体にX線を照射するX線発生装置と、
前記被写体を透過したX線を検出するX線検出装置と、
前記X線発生装置および前記X線検出装置の動作を制御することにより、前記X線検出装置が検出したX線から前記被写体のX線画像を所定のフレームレートで取得し、当該X線画像を表示装置に順次出力して動画として表示させる演算装置と、を備え、
前記X線発生装置は、複数のエネルギー帯域のX線をそれぞれ独立して照射可能であり、
前記演算装置は、
前記X線発生装置から、前記複数のエネルギー帯域のX線を、1以上の所定枚数のフレームごとに順番に切り替えて照射させる計測制御部と、
複数のフレームそれぞれで得たX線画像を用いて、前記被写体を構成する元素毎の成分画像を生成し、前記表示装置に順次出力して動画として表示する成分画像生成部と、を備えること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項2]

請求項1記載のX線透視撮影装置であって、
前記X線発生装置から照射させるエネルギー帯域は、3以上であり、
前記成分画像生成部は、前記3以上のエネルギー帯域のX線によりそれぞれ得られる前記X線画像を用いて、2以上の元素についてそれぞれ前記成分画像を生成すること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項3]

請求項1記載のX線透視撮影装置であって、
前記計測制御部は、1フレーム毎に、前記X線発生装置から照射するエネルギー帯域を切り替え、
前記成分画像生成部は、前記生成した成分画像を前記フレームレ-

トで前記表示装置に順次出力して動画として表示させること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項4]

請求項1記載のX線透視撮影装置であって、
前記計測制御部は、1フレーム毎に、前記X線発生装置から照射するエネルギー帯域を切り替え、
前記成分画像生成部は、前記生成した成分画像を加算して加算画像を得、前記フレームレートで当該加算画像を前記表示装置に動画として表示させること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項5]

請求項1記載のX線透視撮影装置であって、
前記X線発生装置は、
前記複数のエネルギー帯域を含むエネルギー帯域のX線を出射するX線源と、
前記X線源から出射されたX線から前記複数のエネルギー帯域のX線をそれぞれ選択的に透過させる複数種類の金属箔を備えるフィルタと、
前記複数種類の金属箔を前記X線の通過位置に順番に配置する切替器と、を備えること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項6]

請求項5記載のX線透視撮影装置であって、
前記フィルタは、前記複数種類の金属箔を平面状に並べて保持する保持部を備え、
前記切替器は、前記保持部を移動させることにより、前記複数種類の金属箔を前記X線の通過位置に順番に配置すること
を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項7]

請求項6記載のX線透視撮影装置であって、
前記保持部は、前記金属箔を円周方向に並べて保持する円板であり、

前記切替器は、前記円板を回転させることにより、前記複数種類の金属箔を前記X線の通過位置に順番に配置すること

を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項8]

請求項7記載のX線透視撮影装置であって、

前記保持部は、前記円板を2以上備え、

2以上の前記円板に保持される前記金属箔は、それぞれ種類が異なり、

2以上の前記円板は、前記X線の通過位置にそれぞれ配置され、

前記切替器は、2以上の前記円板をそれぞれ独立して回転させること

を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項9]

請求項6記載のX線透視撮影装置であって、

前記金属箔は、2種類の異なる種類の金属箔を積層した構造であること

を特徴とするX線透視撮影装置。

[請求項10]

複数の異なるエネルギー帯域のX線を、1以上の所定のフレーム数毎に順番に切り替えて被写体に照射し、

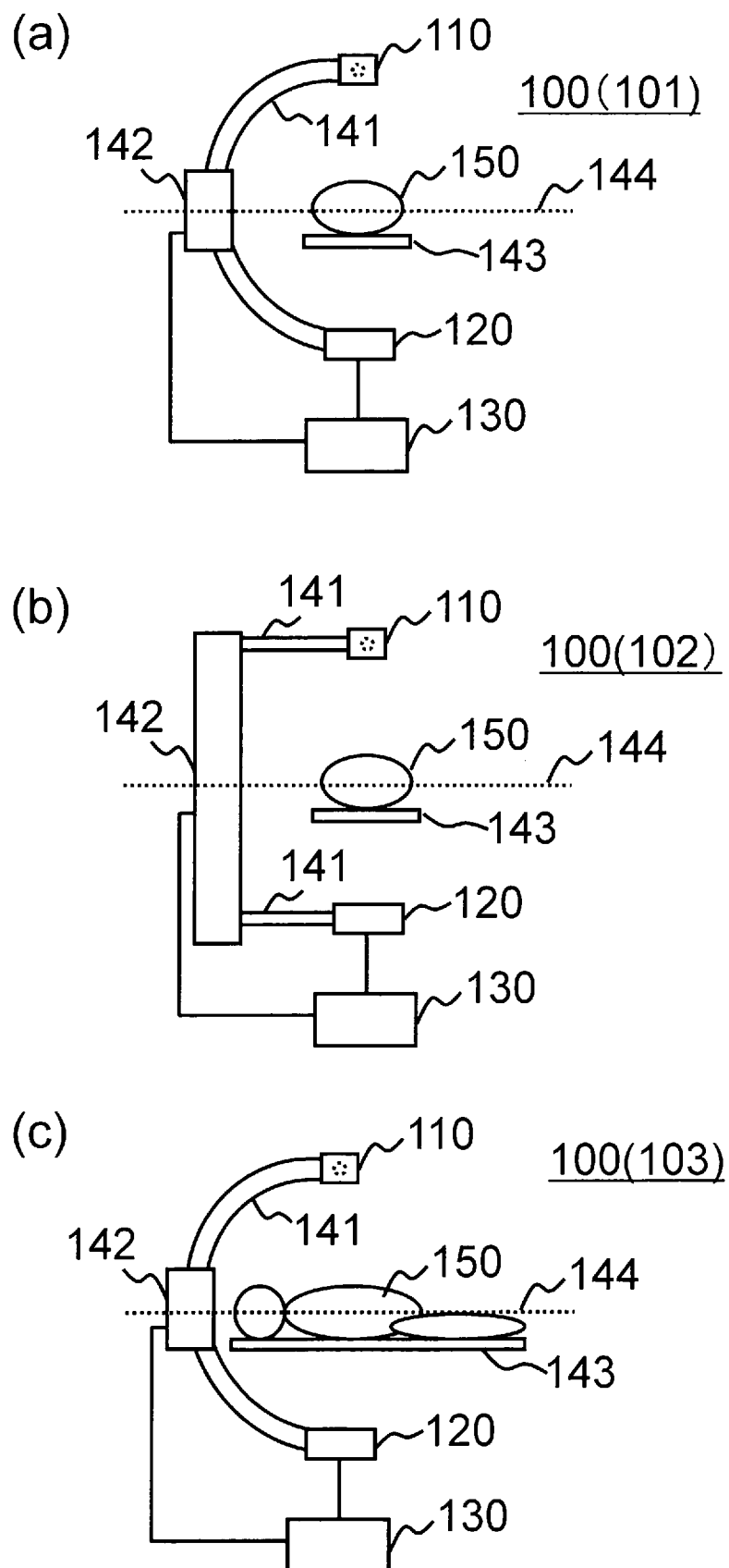
予め定めたフレームレートで、前記被写体を透過した前記X線から透視像を生成し、

直前に取得した複数の異なるエネルギー帯域のX線から生成した各透視像から成分画像を生成し、当該生成した成分画像を前記フレームレートで表示すること

を特徴とするX線透視撮影装置におけるマルチエネルギー撮影方法。

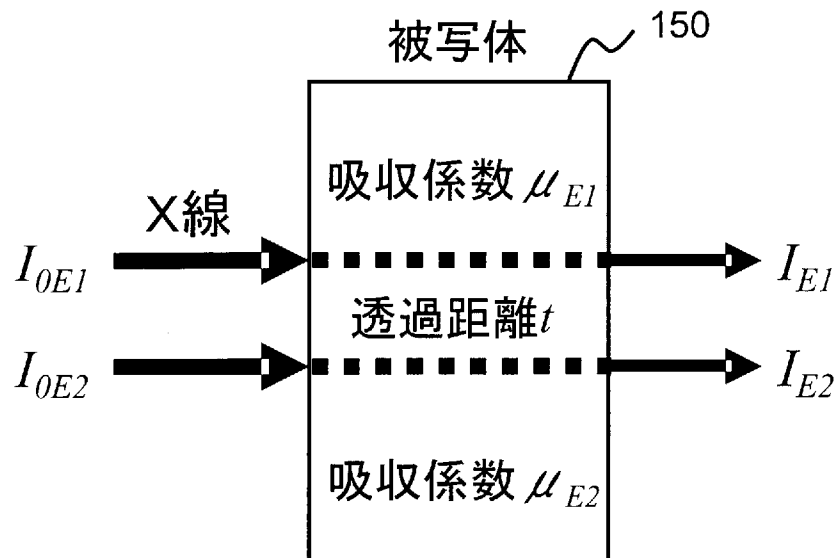
[図1]

図1



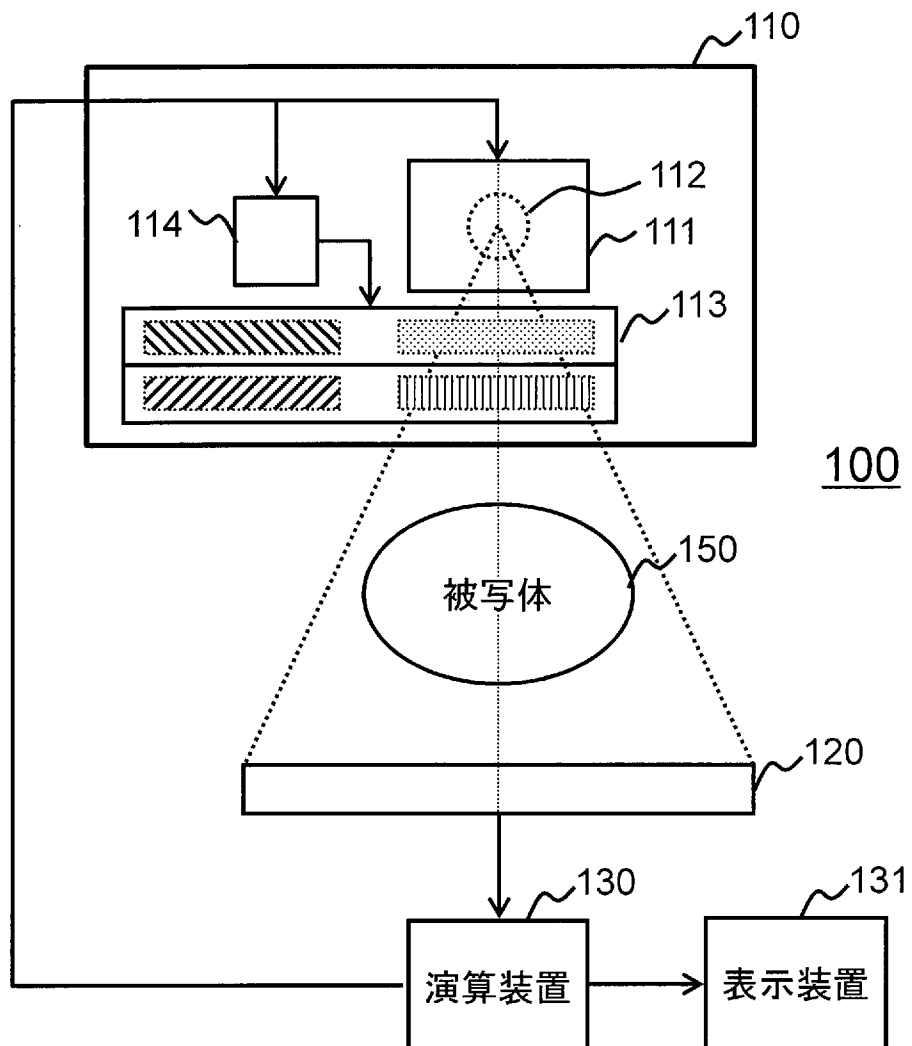
[図2]

図2



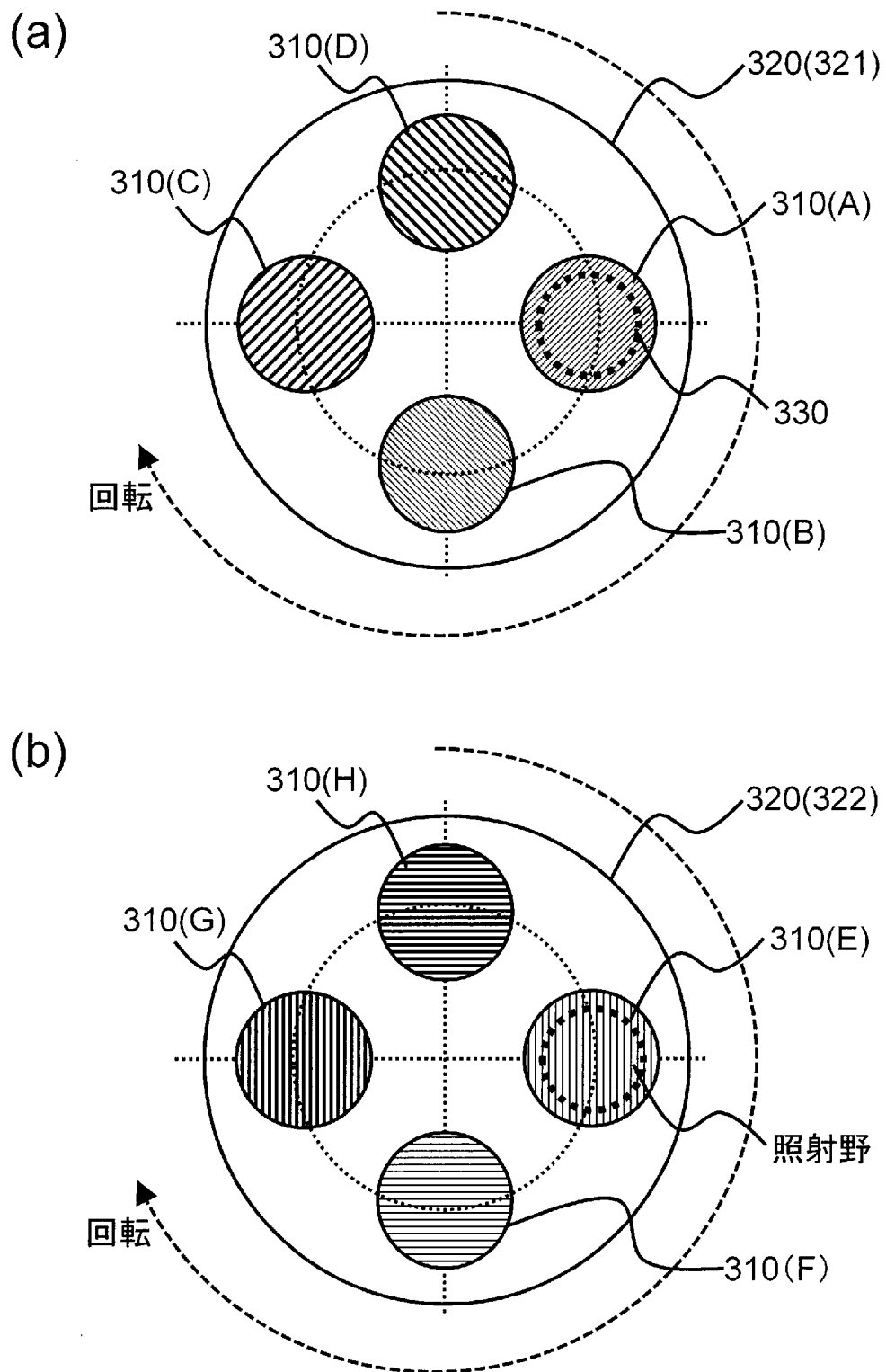
[図3]

図3



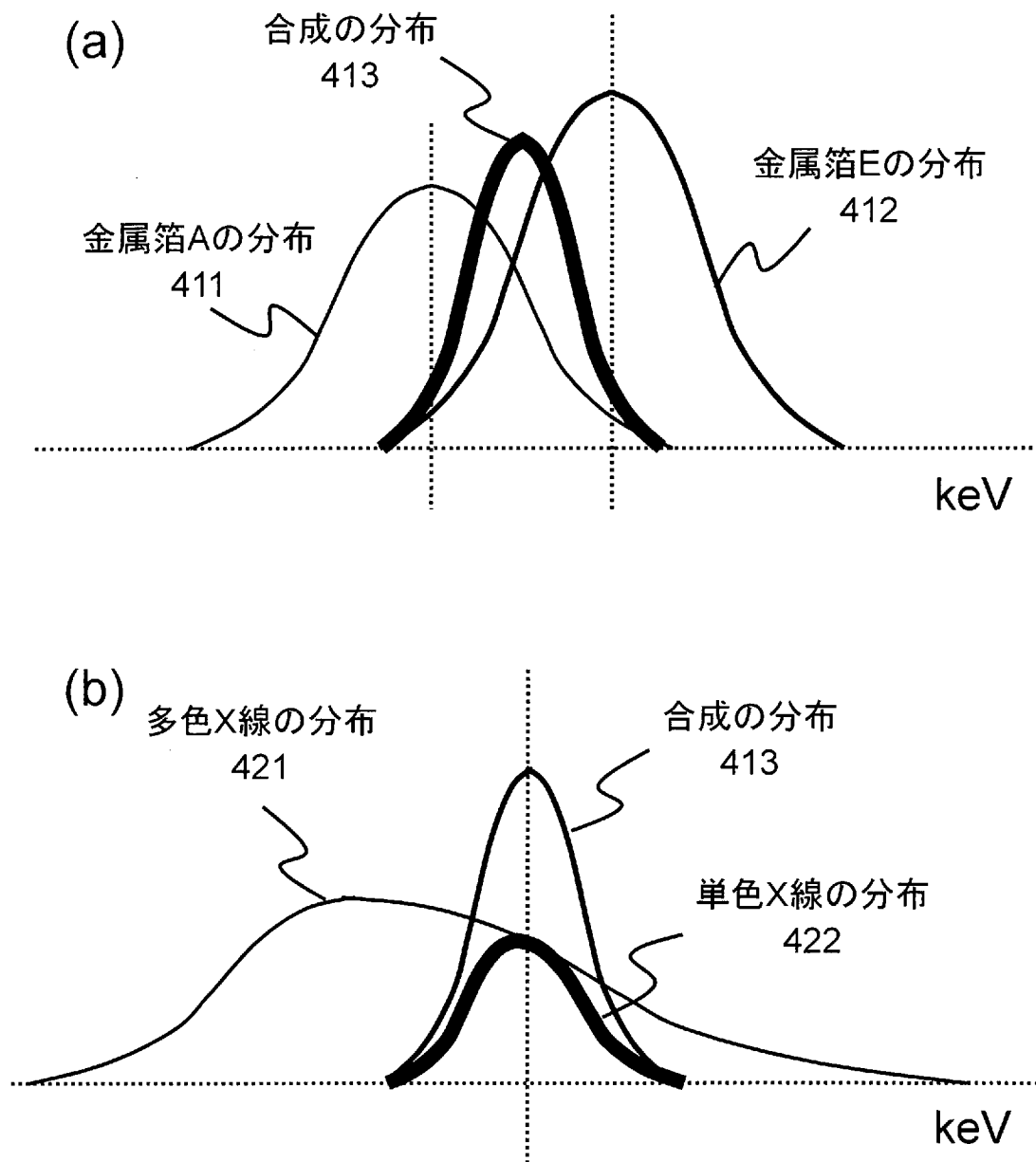
[図4]

図4



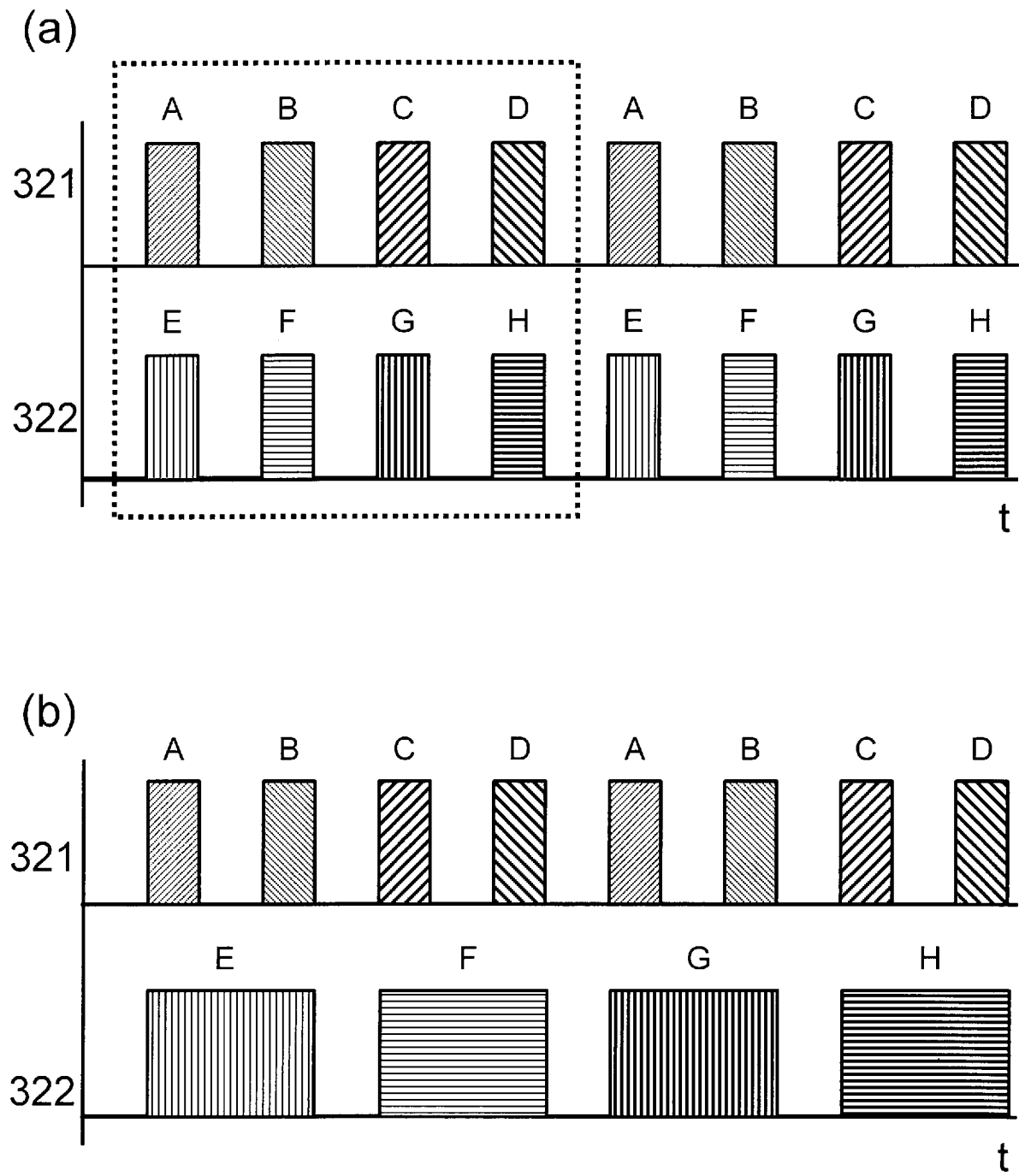
[図5]

図5



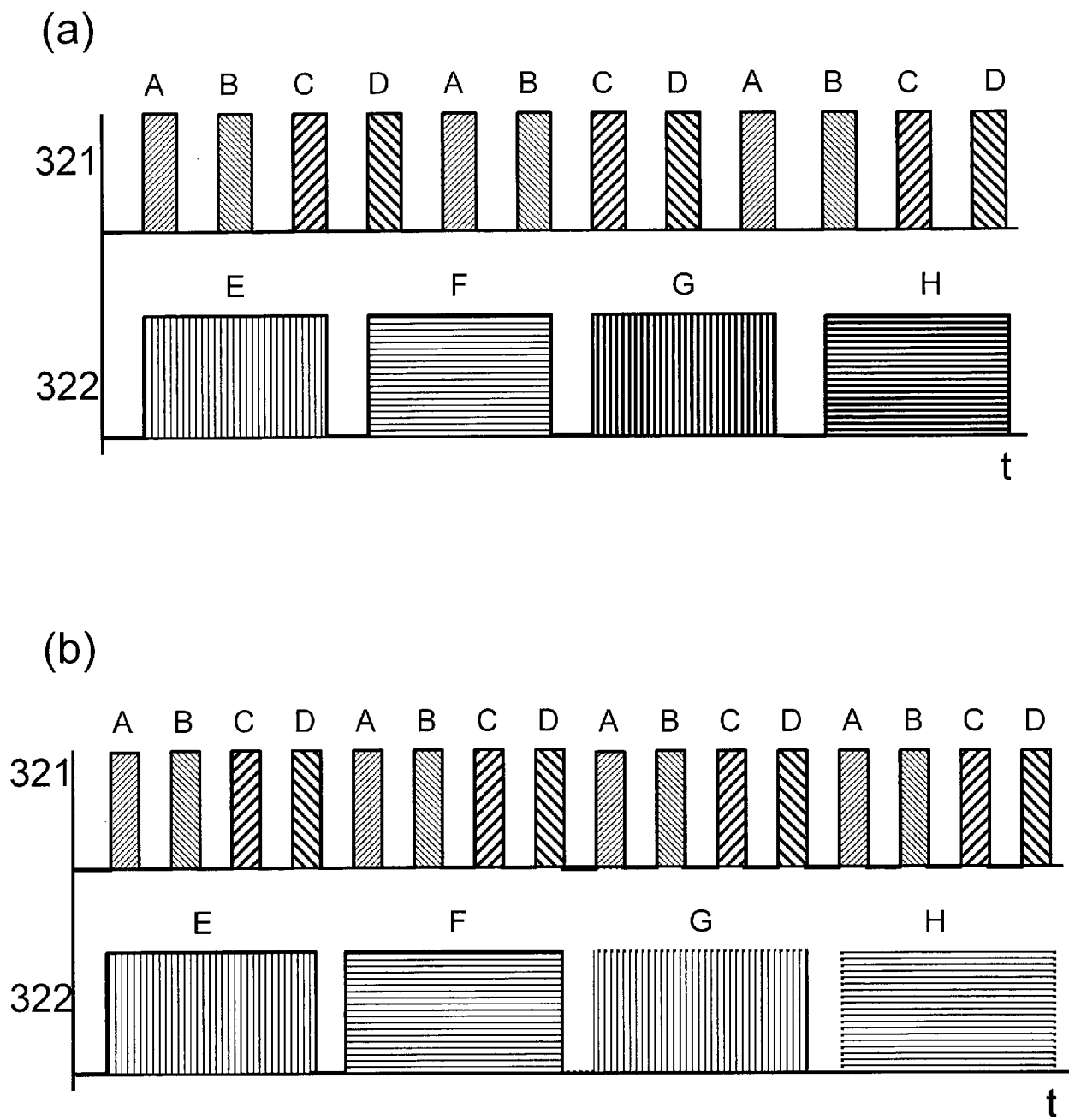
[図6]

図6



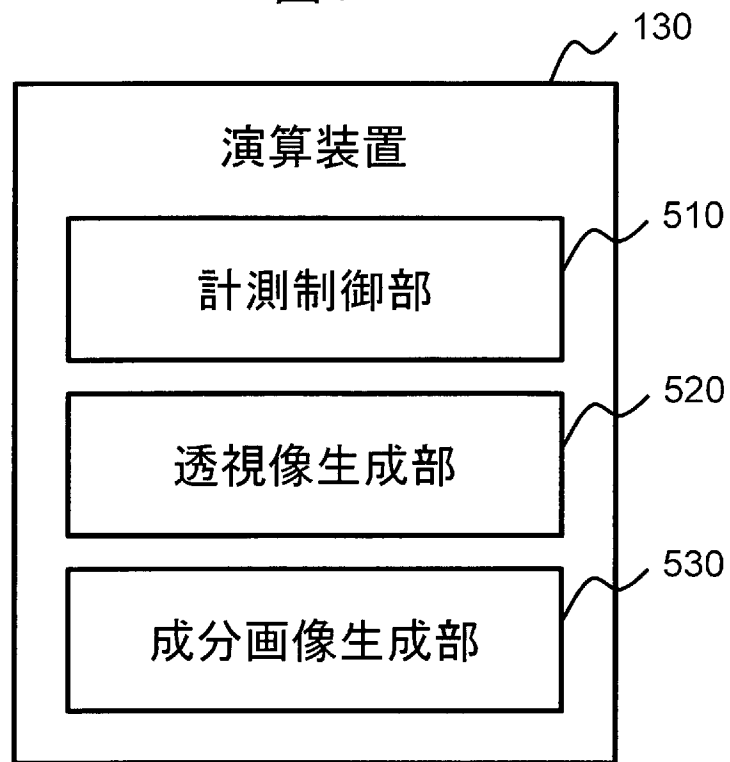
[図7]

図7



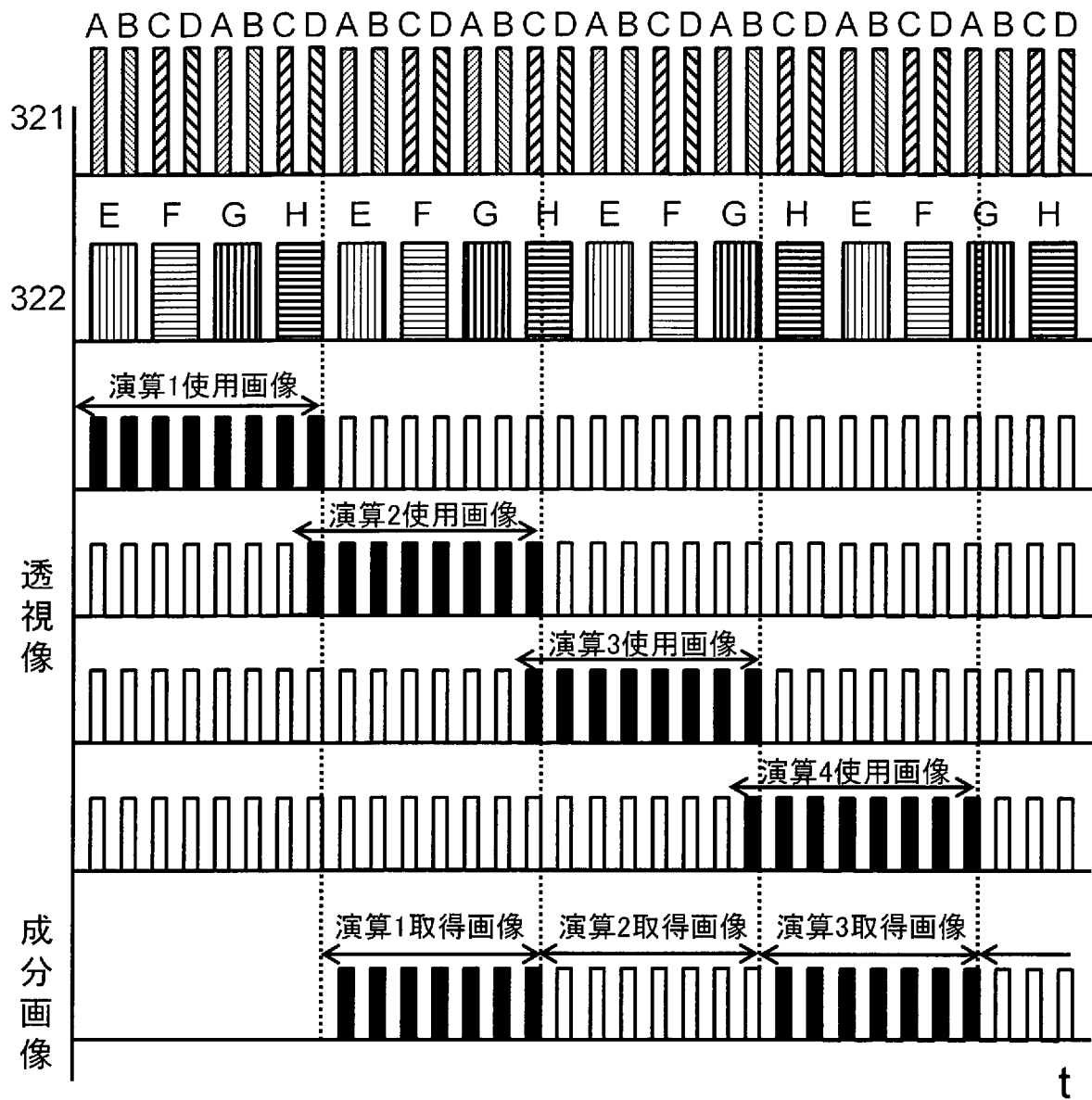
[図8]

図8

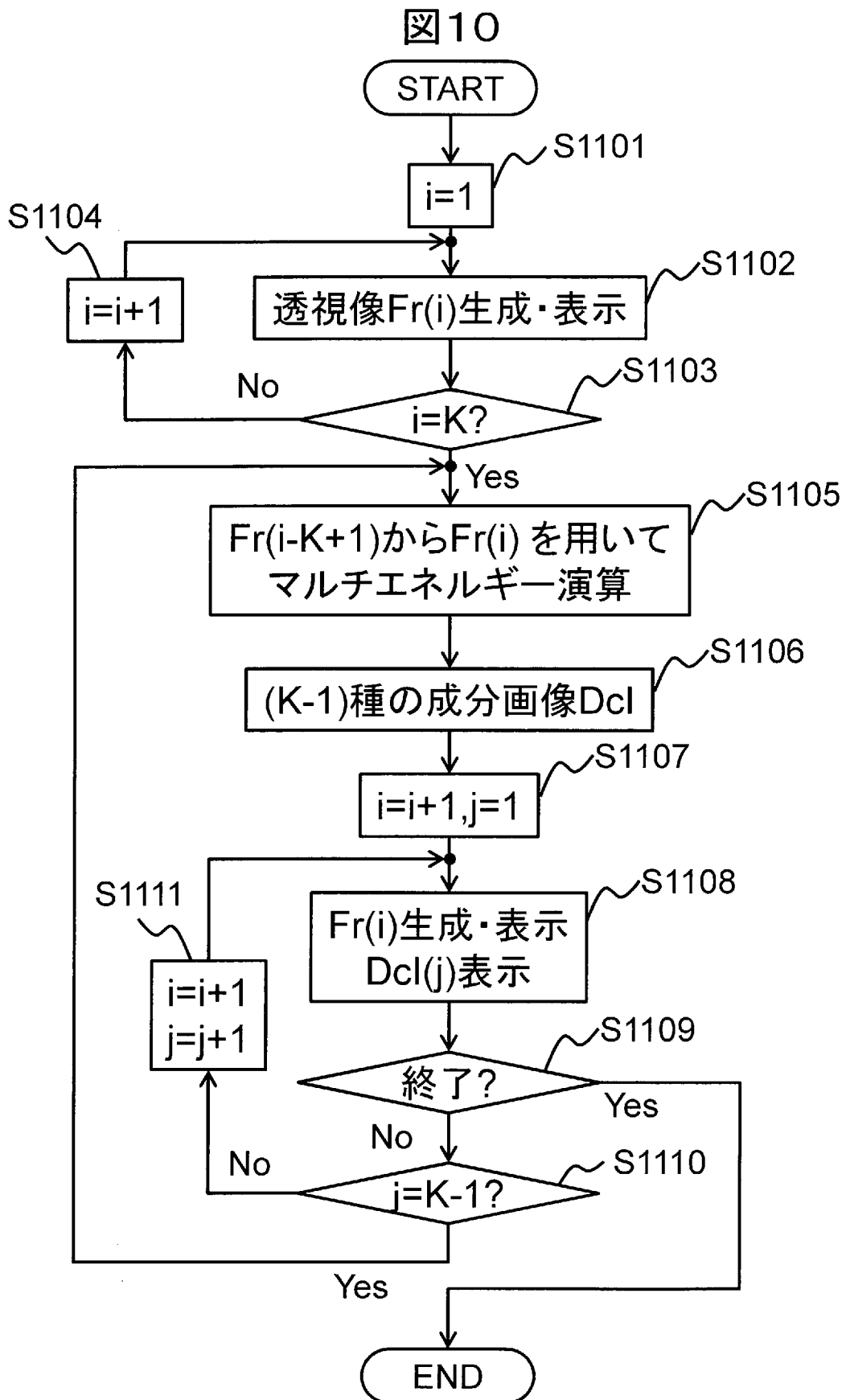


[図9]

図9

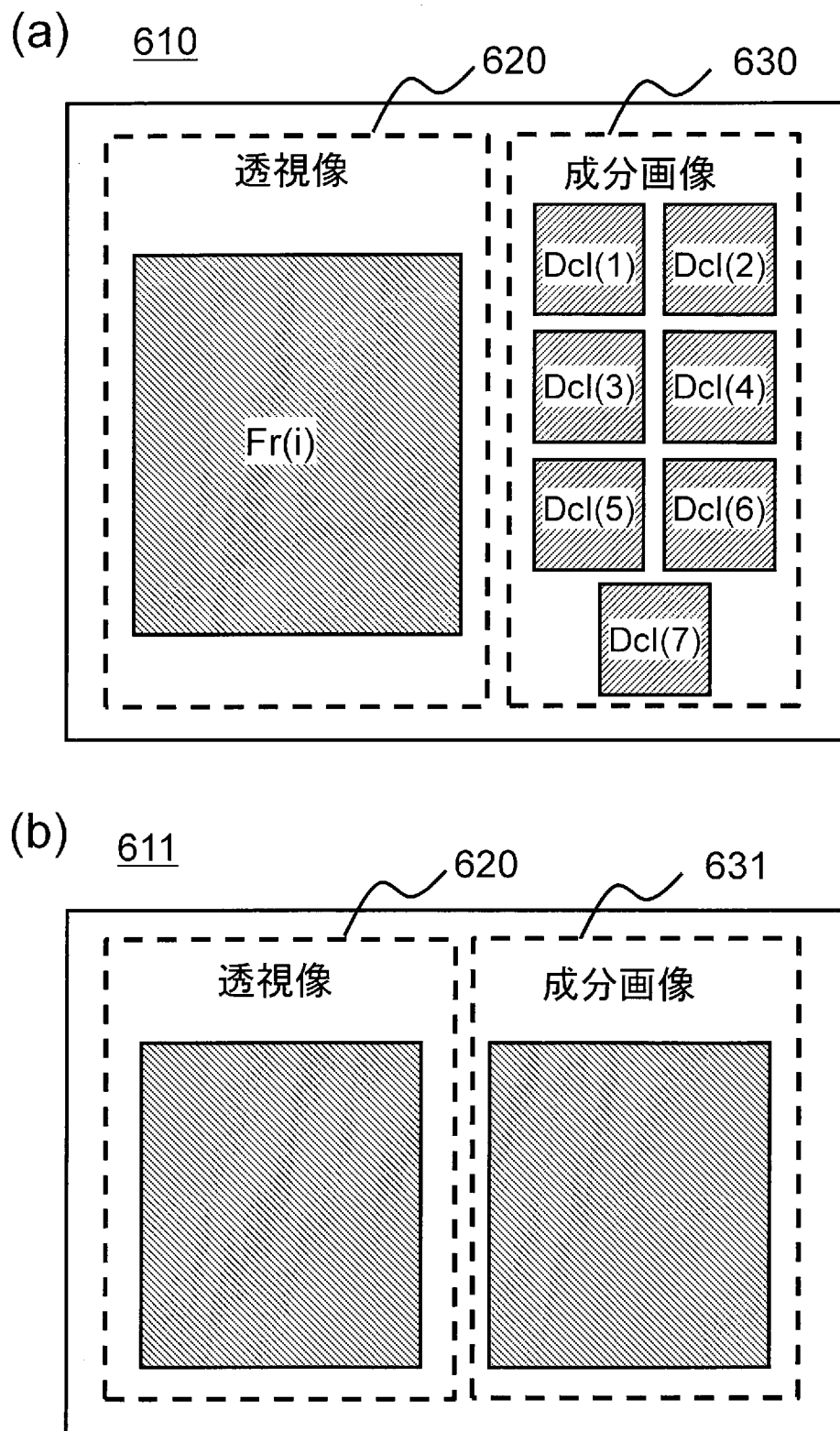


[図10]



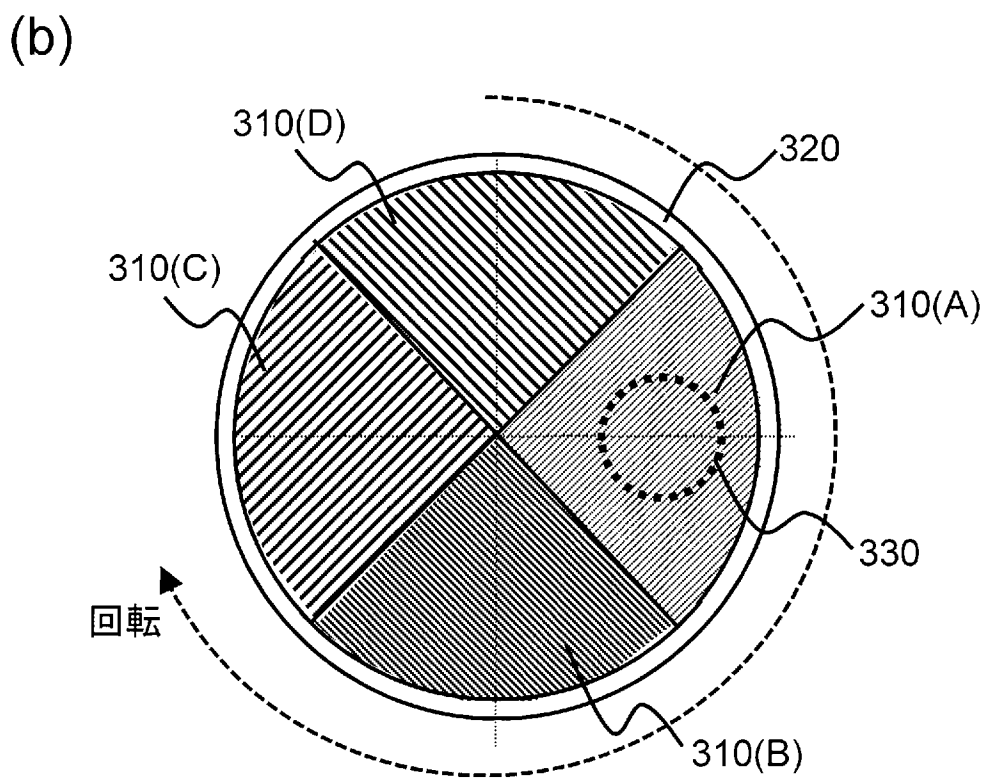
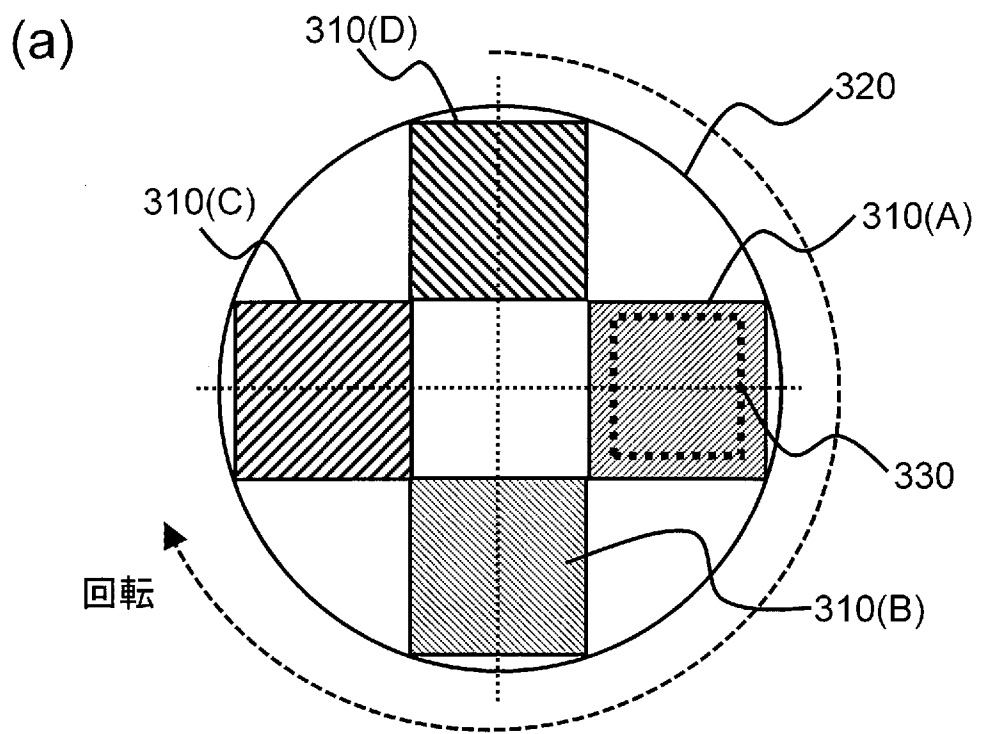
[図11]

図 11



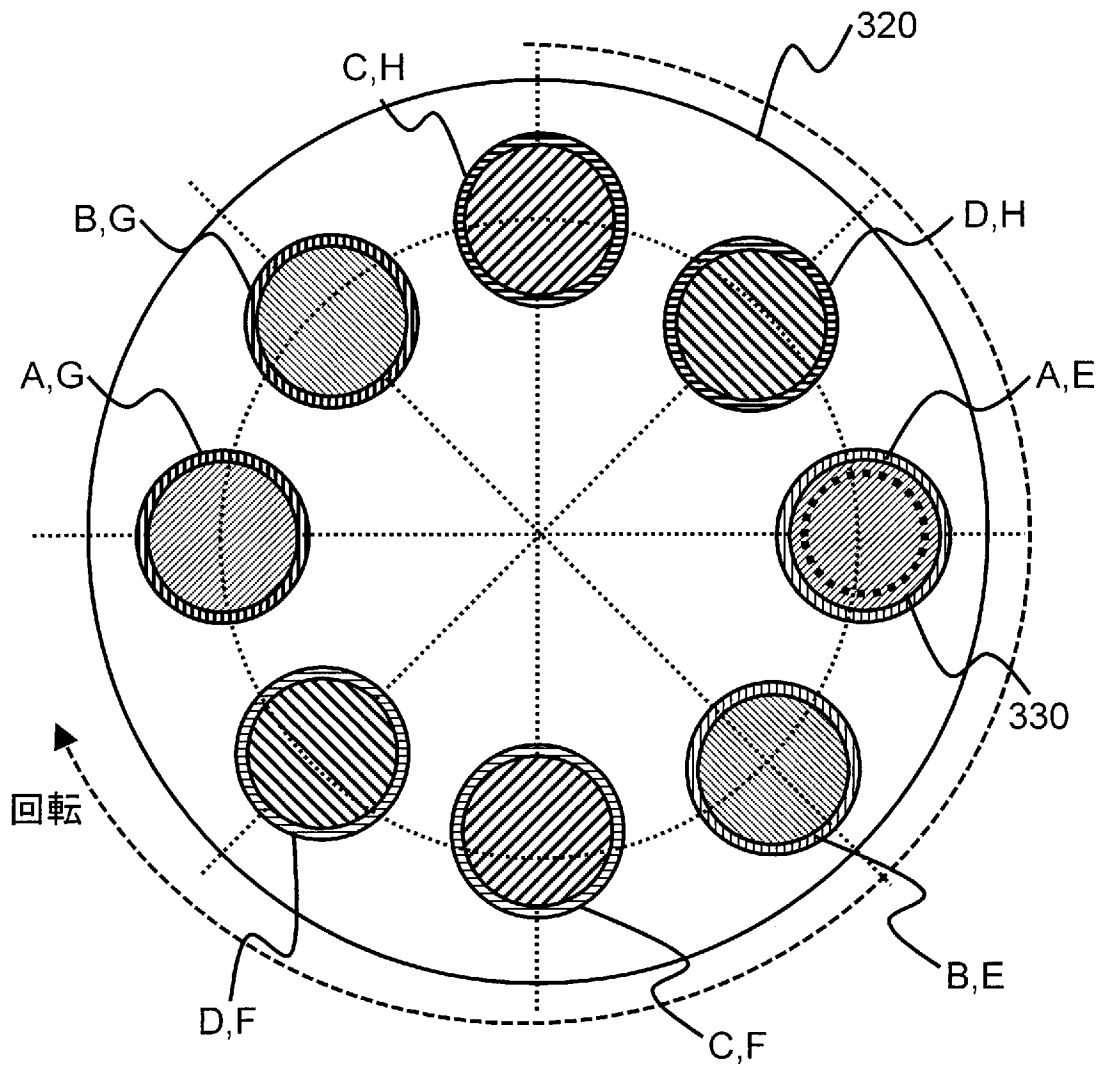
[図12]

図12



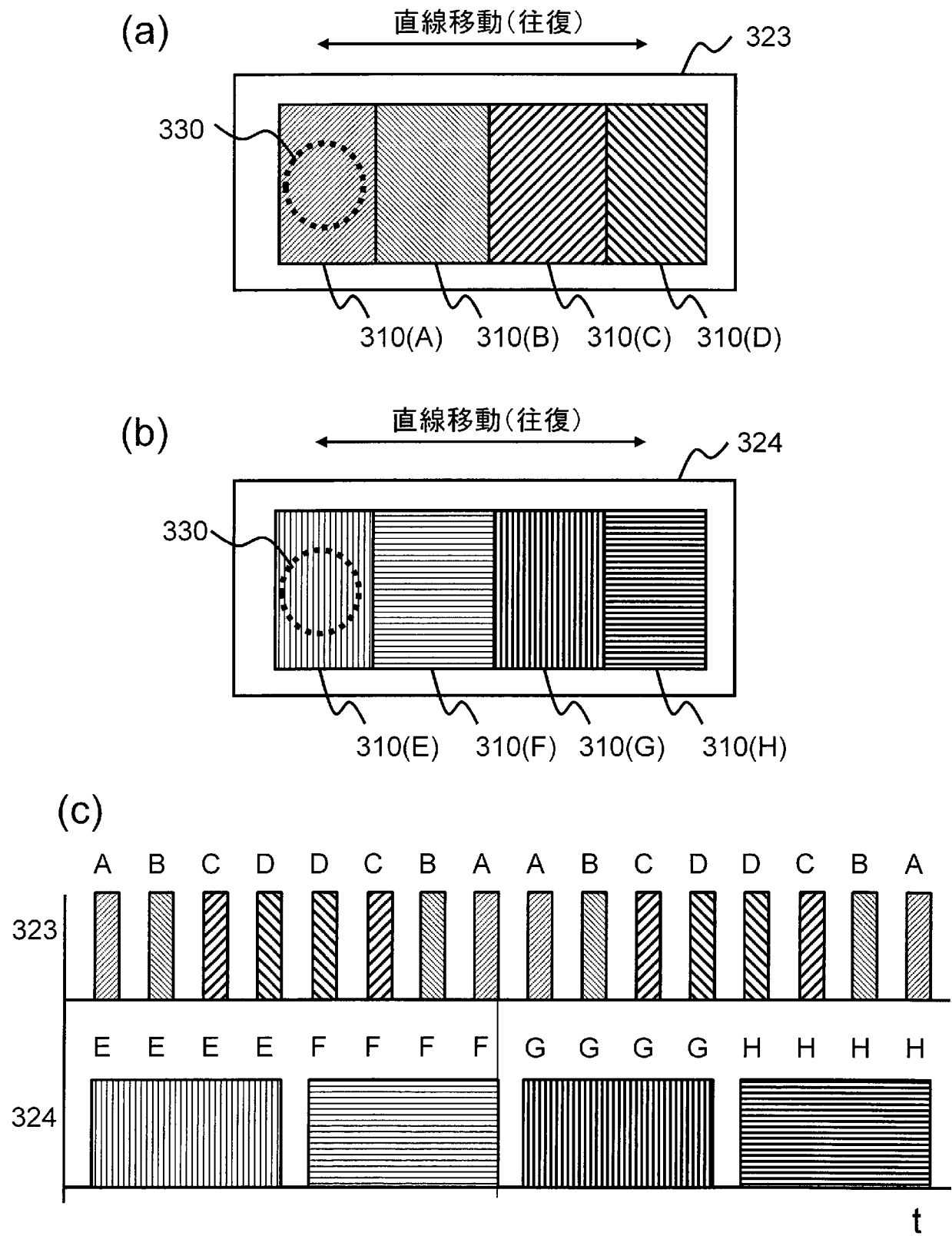
[図13]

図13



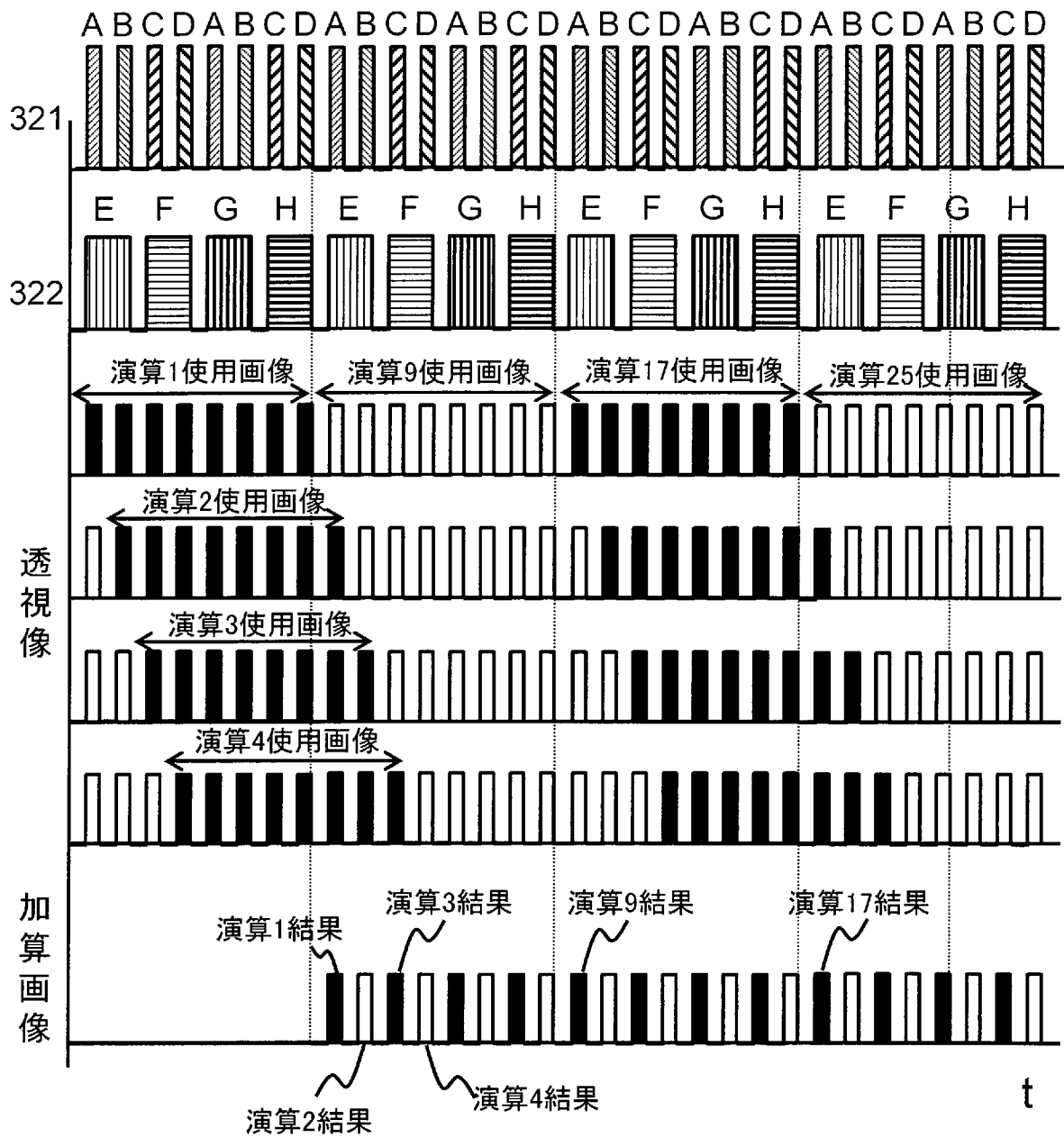
[図14]

図14

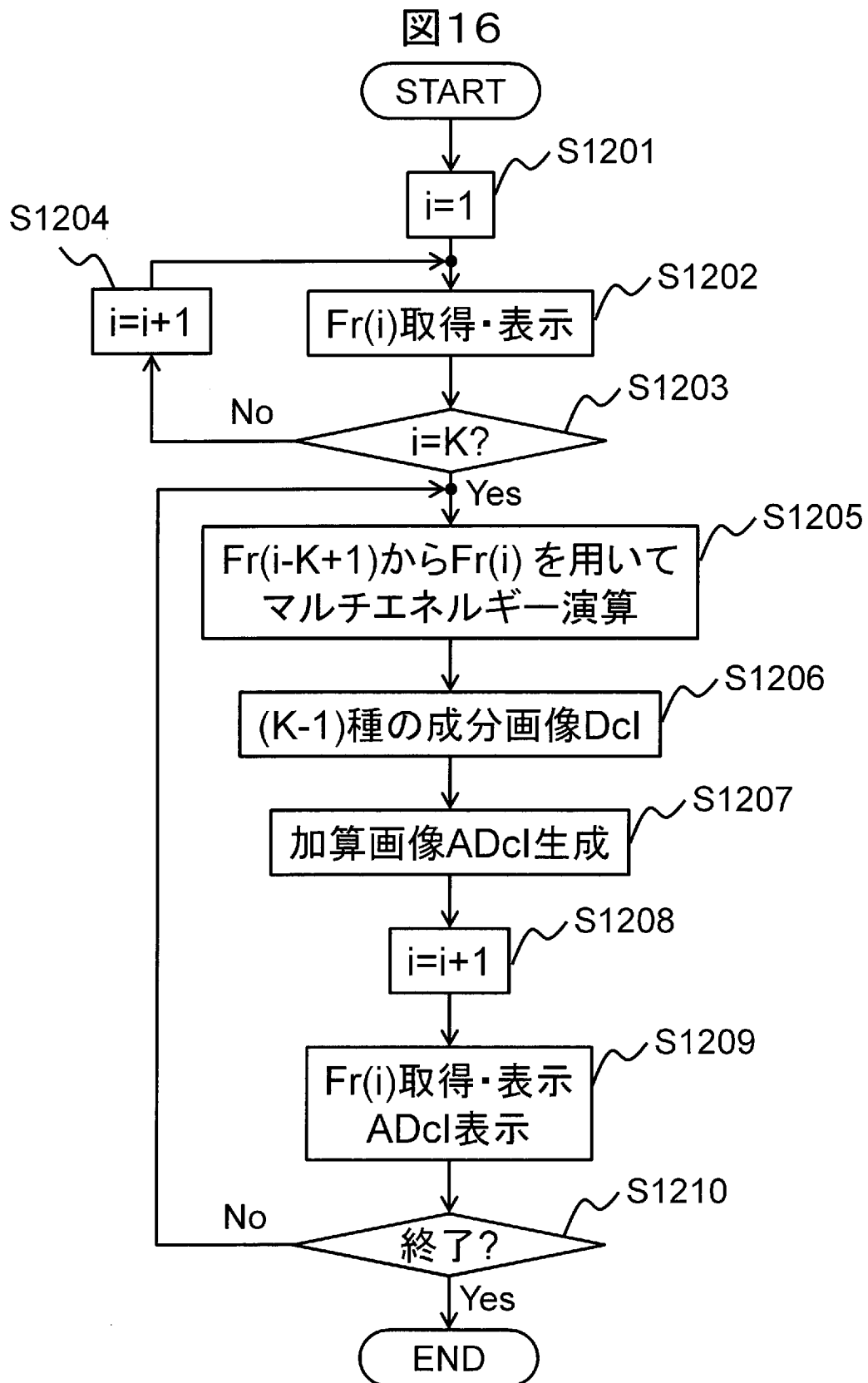


[図15]

図15

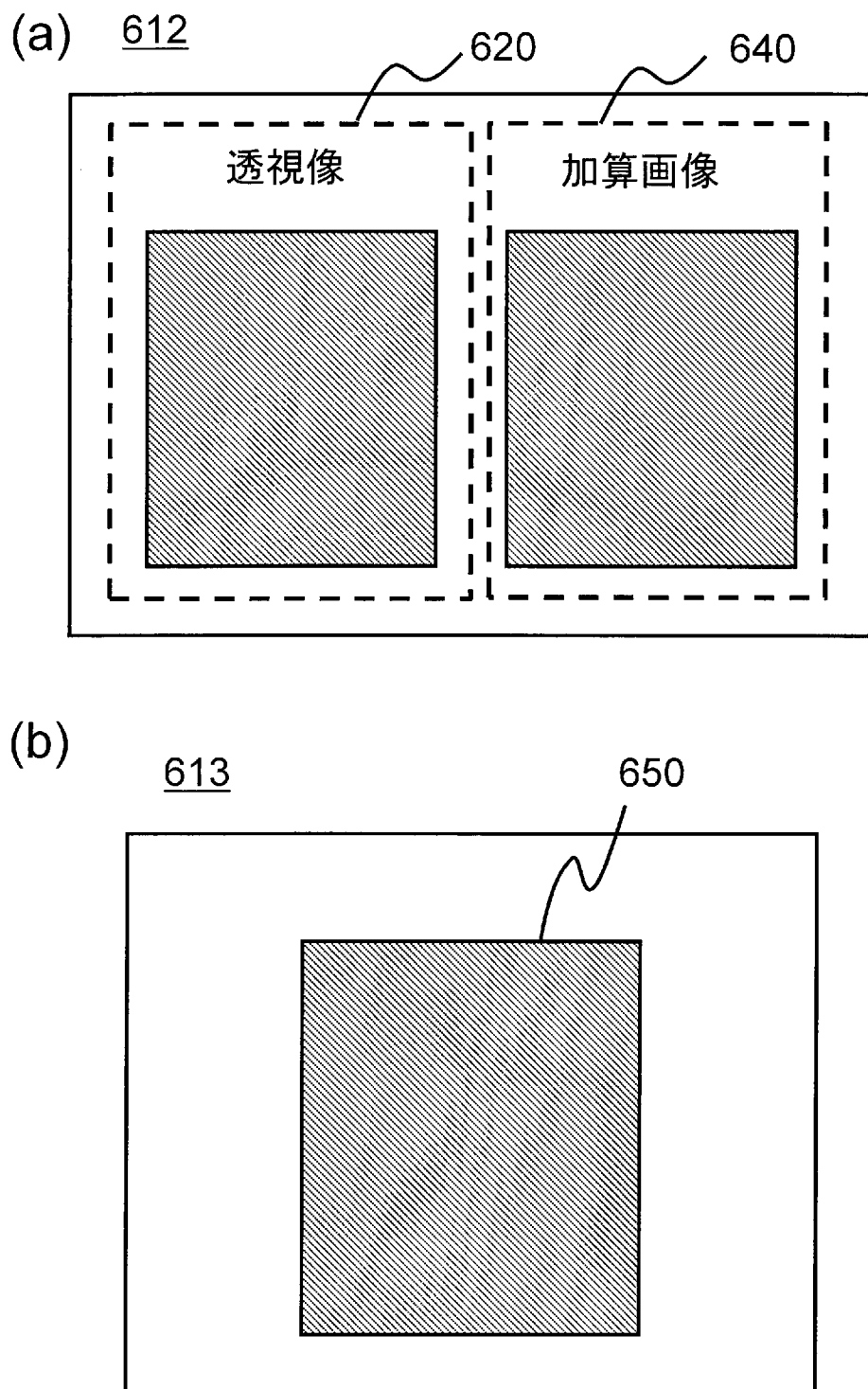


[図16]



[図17]

図 17



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/073616

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(2006.01)i

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)

A61B6/00, A61B6/06

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
X Y	JP 2003-180669 A (Shimadzu Corp.), 02 July 2003 (02.07.2003), entire text; all drawings (Family: none)	1-7, 9, 10 8
Y A	JP 2011-067333 A (Fujifilm Corp.), 07 April 2011 (07.04.2011), paragraphs [0109] to [0114]; fig. 13, 14 & US 2011/0075810 A1 paragraphs [0124] to [0129]; fig. 13, 14 & EP 2302644 A2	8 1-7, 9, 10
A	JP 2009-000293 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 08 January 2009 (08.01.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

☒ 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
30 October 2015 (30.10.15)

Date of mailing of the international search report
10 November 2015 (10.11.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/073616

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-271437 A (Aloka Co., Ltd.), 12 October 2006 (12.10.2006), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2001-087254 A (Hitachi Medical Corp.), 03 April 2001 (03.04.2001), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 4-141156 A (Shimadzu Corp.), 14 May 1992 (14.05.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 39-002801 B1 (Hayakawa Denki Kogyo Kabushiki kaisha), 18 March 1964 (18.03.1964), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(2006.01)i

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（I P C））

Int.Cl. A61B6/00, A61B6/06

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
X Y	JP 2003-180669 A（株式会社島津製作所） 2003.07.02, 全文、全図（ファミリーなし）	1-7, 9, 10 8
Y A	JP 2011-067333 A（富士フイルム株式会社） 2011.04.07, 段落 [0109] - [0114], [図13]、[図14] & US 2011/0075810 A1, pars. [0124]-[0129], FIGs. 13, 14 & EP 2302644 A2	8 1-7, 9, 10

☒ 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

3 0 . 1 0 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

1 0 . 1 1 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

亀澤 智博

2 Q

4 7 4 6

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 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 2009-000293 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2009.01.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2006-271437 A (アロカ株式会社) 2006.10.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2001-087254 A (株式会社日立メディコ) 2001.04.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 4-141156 A (株式会社島津製作所) 1992.05.14, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 39-002801 B1 (早川電機工業株式会社) 1964.03.18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-10