

(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



(10) 国際公開番号

WO 2011/125212 A1

(43) 国際公開日  
2011年10月13日(13.10.2011)

- (51) 国際特許分類:  
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/056402
- (22) 国際出願日: 2010年4月8日(08.04.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 独立行政法人放射線医学総合研究所(National Institute of Radiological Sciences) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 Chiba (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 山谷 泰賀(YAMAYA, Taiga) [JP/JP]; 〒2638555 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内 Chiba (JP).
- (74) 代理人: 高矢 諭, 外(TAKAYA, Satoshi et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木二丁目10番12号 南新宿ビル 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ(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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

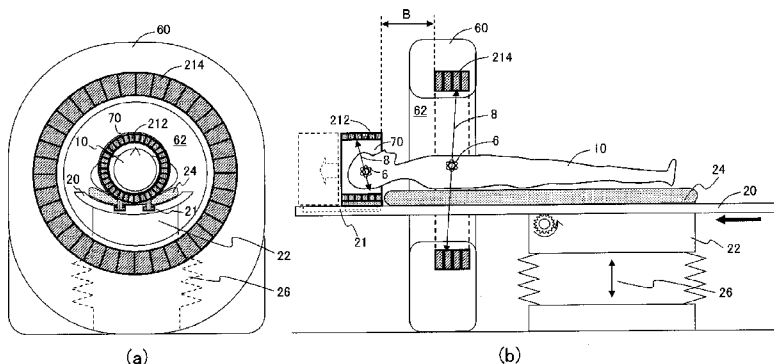
添付公開書類:

- 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: MACRO PHOTOGRAPHY PET APPARATUS AND SYSTEM

(54) 発明の名称: 近接撮影型PET装置およびシステム

[図1]



(57) Abstract: Disclosed are a macro photography PET apparatus and system that, by being equipped with a region-specific PET apparatus that is disposed near a specific region to be measured and a total body PET apparatus that is capable of imaging an entire body to be measured, achieve higher sensitivity by bringing a PET detector close to the specific region to be measured and can image a wide field of view.

(57) 要約: 測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET装置と、測定対象の全身を撮影可能な全身用PET装置とを備えることにより、測定対象の特定部位にPET検出器を近接させて高感度化を図ると共に、広い視野を画像化できる近接撮影型PET装置およびシステムを提供する。

WO 2011/125212 A1

## 明 細 書

**発明の名称**： 近接撮影型PET装置およびシステム

### 技術分野

[0001] 本発明は、近接撮影型PET装置及びシステムに係り、特に、測定対象の特定部位にPET検出器を近接させて高感度化を図ると共に、広い視野を画像化できる近接撮影型PET装置およびシステムに関する。

### 背景技術

[0002] PETは、陽電子放出核種で標識した薬剤を体内に投与し、薬剤の空間的および時間的な分布を画像化する方法であり、全身の癌やアルツハイマー病の早期診断等に有効であると注目を集めている。

[0003] PET装置は、測定対象を取り囲むようにリング状に配置した放射線検出器から構成される。PETの原理は次のとおりである。陽電子崩壊によって陽電子放出核種から放出された陽電子が周囲の電子と対消滅し、それによってほぼ正反対方向に飛び出す一对の511keVの消滅放射線を、一对の放射線検出器で同時計数の原理によって測定する。これにより、核種の存在位置を、一对の放射線検出器同士を結ぶ1本の線分(LOR)上に特定することができる。

[0004] 従来のPET装置では、放射線検出器を測定対象に近づけて装置感度を高めようとするとう分解能が低下してしまうため、検出器リング径を大きくし、感度を犠牲にして分解能を高めてきた。これは、消滅放射線を十分に検出するためには、3cm厚ほどのシンチレーション結晶で放射線をいったん可視光に変換した後、光電子増倍管などの受光素子でそれを電気信号に変換するという2段階方式が適するが、放射線検出器を体に近づけて感度を高めようすると、結晶素子の厚みによって斜め方向から入射する消滅放射線に対する位置精度が劣化してしまうためである。

[0005] これを解決するために、結晶内の深さ方向の相互作用位置(depth of interaction: DOI)を弁別するDOI検出器が開発さ

れてきた（特許文献1-8、非特許文献1-8）。さらに、光電子増倍管の代わりに半導体受光素子を使用して、DOI弁別能を高めたDOI検出器の開発も進んでいる（特許文献9、非特許文献9）。DOI検出器は、測定対象に近づけても位置検出精度が劣化しないため、感度と分解能を共に高めることができる。なお、一对の消滅放射線が成す角度が180度から多少ずれてしまうため（角度揺動と呼ばれる現象）、検出器リング径が大きいほど核種の存在位置に与える誤差が大きくなることが知られている。よって、放射線検出器の近接化は、角度動揺による影響を低減し、分解能をさらに高めることにも貢献する。分解能が高いほどより小さい病変が検出でき、感度が高いほど、画像の定量性向上に貢献する。

[0006] 2層DOI検出器は、頭部専用PET装置「HRRT」で実用化された（非特許文献10）。また、4層DOI検出器は、発明者らが開発した頭部専用PET装置「jPET-D4」や（非特許文献11）、乳がん診断専用PET装置（特許文献10-12、非特許文献12）にて検討や開発の例がある。部位別装置と言っても、放射線検出器は、受光素子である光電子増倍管等がコンパクトでないため、装置全体は大きくなる。

[0007] 又、PET薬剤は全身に広がる一方で、部位別PET装置では対象部位しか測定できない。全身の測定をするためには、部位別PETの測定前または後に、別途全身用のPET装置で測定する必要があり、時間的効率が悪いという問題点を有していた。

## 先行技術文献

### 特許文献

- [0008] 特許文献1：特開平6-337289号公報  
特許文献2：特開平11-142523号公報  
特許文献3：特開2004-132930号公報  
特許文献4：特開2004-279057号公報  
特許文献5：特開2007-93376号公報  
特許文献6：特開2005-43062号公報

特許文献7：特開平8－5746号公報

特許文献8：特開平5－126957号公報

特許文献9：特開2009－121929号公報

特許文献10：特開2007－271452号公報

特許文献11：特開2007－232685号公報

特許文献12：再表2007－119459号公報

特許文献13：再表2009－133628号公報

### 非特許文献

- [0009] 非特許文献1：J. Seidel, J. J. Vaquero, S. Siegel, W. R. Gandler, and M. V. Green, "Depth identification accuracy of a three layer phoswich PET detector module," *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, vol. 46, No. 3, pp. 485-490, June 1999
- 非特許文献2：S. Yamamoto and H. Ishibashi, "AGSO depth of interaction detector for PET," *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, vol. 45, No. 3, pp. 1078-1082, June 1998
- 非特許文献3：H. Liu, T. Omura, M. Watanabe, and T. Yamashita, "Development of a depth of interaction detector for  $\gamma$ -rays," *Nucl. Inst. Meth.*, A459, p. 182-190, 2001.
- 非特許文献4：N. Zhang, C. J. Thompson, D. Togane, F. Cayouette, K. Q. Nguyen, M. L. Camborde, "Anode position and last dynode timing circuits for dual-layer BGO scintillator with PS-PMT based modular PET detectors," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 49, No. 5, pp. 2203-2207, October 2002.
- 非特許文献5：T. Tsuda, H. Murayama, K. Kitamura, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Omura, H. Kawai, N. Inadama, and N. Orita, "A four layer depth of interaction detector block for small animal PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 51, pp. 2537-2542, October 2004.
- 非特許文献6：T. Hasegawa, M. Ishikawa, K. Maruyama, N. Inadama, E. Yoshida, and H. Murayama, "Depth-of-interaction recognition using optical filters for nuclear medicine imaging," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 52, pp. 4-7, February 2005.

uary 2005.

非特許文献7 : S. J. Hong, S. I. Kwon, M. Ito, G. S. Lee, K.-S. Sim, K. S. Park, J. T. Rhee, and J. S. Lee, "Concept verification of three-layer DOI detectors for small animal PET," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 51, pp. 912-917, June 2008.

非特許文献8 : N. Inadama, H. Murayama, M. Hamamoto, T. Tsuda, Y. Ono, T. Yamaya, E. Yoshida, K. Shibuya, and F. Nishikido, "8-layer DOI encoding of 3-dimensional crystal array," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 53, pp. 2523-2528, October 2006.

非特許文献9 : Y. Yazaki, H. Murayama, N. Inadama, A. Ohmura, H. Osada, F. Nishikido, K. Shibuya, T. Yamaya, E. Yoshida, T. Moriya, T. Yamashita, H. Kawai, "Preliminary study on a new DOI PET detector with limited number of photo-detectors," *The 5th Korea-Japan Joint Meeting on Medical Physics*, Sept 10-12, 2008, Jeju, Korea, YI-R2-3, 2008.

非特許文献10 : Wienhard K, Schmand M, Casey ME, et al: The ECAT HRRT: performance and first clinical application of the new high-resolution research tomograph. *IEEE Trans Nucl Sci* 49: 104-110, 2002.

非特許文献11 : Yamaya T, Yoshida E, Obi T, et al: First human brain imaging by the jPET-D4 prototype with a pre-computed system matrix, *IEEE Trans Nucl Sci*, 55: 2482-2492, 2008.

非特許文献12 : Masafumi Furuta, et al: Basic Evaluation of a C-Shaped Breast PET Scanner, 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, M05-1, 2009

非特許文献13 : H. Iida, 他、"A New PET Camera for noninvasive quantitation of physiological functional parametric images. HEADTOME-V-Dual.," *Quantification of brain function using PET* (eds. R. Myers, V. Cunningham, D. Bailey, T. Jones) p. 57-61, Academic Press, London, 1996)

## 発明の概要

## 発明が解決しようとする課題

[0010] 本発明は、前記従来の問題点を解決するべくなされたもので、測定対象の特定部位にPET検出器を近接させて高感度化を図ると共に、広い視野を画像化できる近接撮影型PET装置およびシステムを提供することを課題とする。

## 課題を解決するための手段

[0011] 本発明は、上記知見に基づいてなされたもので、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET装置と、測定対象の全身を撮影可能な全身用PET装置と、を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置により、前記課題を解決したものである。

[0012] ここで、前記部位別PET装置が、前記全身用PET装置に対し、測定対象の長軸方向に相対的に移動できるようにすることができる。

[0013] 又、前記部位別PET装置を前記全身用PET装置の測定ポート内に挿入可能とすることができる。

[0014] 前記部位別PET装置同士による同時計数測定、前記全身用PET装置同士による同時計数測定、及び、前記部位別PET装置と全身用PET装置による同時計数測定を行うことができる。

[0015] 又、前記部位別PET装置の視野と全身用PET装置の視野が一部重複するようにすることができる。

[0016] 又、前記部位別PET装置を測定対象のベッドに取付けることができる。

[0017] 又、前記部位別PET装置を測定対象のベッドに対してスライド可能とすることができる。

[0018] 又、前記部位別PET装置を測定対象のベッドに対して着脱可能とすることができる。

[0019] 又、前記部位別PET装置をベルトにより測定対象のベッドに取付可能とすることができる。

[0020] 又、前記部位別PET装置を頭部用PET装置とすることができる。

- [0021] 又、前記部位別PET装置を乳房用PET装置とすることができる。
- [0022] 又、前記乳房用PET装置を円筒形の検出器を左右の乳房に合わせて配置したものとするすることができる。
- [0023] 又、前記乳房用PET装置を四角形の筒状に並んだ検出器を左右の乳房に合わせて配置したものとするすることができる。
- [0024] 又、前記円筒形又は四角形の筒状の2つの検出器の接点付近において検出器を共通化することができる。
- [0025] 又、前記乳房用PET装置を1つの四角形の筒状の検出器とし、両方の乳房を覆うようにすることができる。
- [0026] 又、前記乳房用PET装置の底部にもPET検出器を設けることができる。
- [0027] 又、前記乳房用PET装置が2枚の平面状の検出器で乳房をはさむようにすることができる。
- [0028] 又、前記乳房用PET装置が4枚の平面状の検出器で左右の乳房をそれぞれはさむようにすることができる。
- [0029] 又、前記乳房用PET装置をベッドに埋め込み、伏臥位で測定対象をベッド上に寝かした際に、乳房が前記乳房用PET装置の視野に自然に入るようにすることができる。
- [0030] 又、前記部位別PET装置を体幹部用PET装置とすることができる。
- [0031] 又、前記部位別PET装置を構成する放射線検出器をDOI検出器とすることができる。
- [0032] 又、前記部位別PET装置及び前記全身用PET装置を構成する放射線検出器の受光素子を半導体受光素子とし、MRIの近傍もしくはMRIの測定ポート内で使用できるようにすることができる。
- [0033] 本発明は、又、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、

消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシ  
デンスデータとして出力する部位別同時計数回路と、  
部位別データ収集装置と、  
該部位別データ収集装置の出力により画像再構成を行う部位別画像再構成  
装置と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデ  
ータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシ  
デンスデータとして出力する全身用同時計数回路と、  
全身用データ収集装置と、  
該全身用データ収集装置の出力により画像再構成を行う全身用画像再構成  
装置と、  
を備え、  
前記部位別画像再構成装置と全身用画像再構成装置のPET画像を足し合  
わせて複合画像を出力することを特徴とする近接撮影型PET装置システム  
を提供するものである。

- [0034] 又、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデ  
ータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシ  
デンスデータとして出力する部位別同時計数回路と、  
部位別データ収集装置と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデ  
ータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシ  
デンスデータとして出力する全身用同時計数回路と、



全身用データ収集装置と、  
前記部位別データ収集装置及び全身用データ収集装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システムを提供するものである。

[0035] 又、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
前記部位別放射線位置演算器と全身用放射線位置演算器のシングルイベントデータを合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、  
データ収集装置と、  
該データ収集装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システムを提供するものである。

[0036] 又、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
前記シングルイベントデータを保存する部位別データ収集装置と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
前記シングルイベントデータを保存する全身用データ収集装置と、  
前記部位別データ収集装置と全身用データ収集装置のシングルイベントデ

ータを合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、  
該同時計数装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システムを提供するものである。

- [0037] 又、測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
前記2種類のシングルイベントデータを合算して保存するデータ収集装置と、  
合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、  
該同時計数装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システムを提供するものである。

### 発明の効果

- [0038] がん診断を例にとれば、特定部位を高精度に検査しながら、全身への転移有無を確認することが、一度にできるようになる。

### 図面の簡単な説明

- [0039] [図1]本発明の第1実施形態を示す(a)正面図及び(b)側面から見た断面図  
[図2]ガイドレールおよび頭部用PET装置のスライド機構の別の形態を示す(a)正面図及び(b)平面図  
[図3]ベッドの代表的な動作側を示す断面図  
[図4]システムの様々な構成側を示すブロック図

- [図5]測定対象の長軸に沿ったPET画像の感度のプロファイルを示す図
- [図6]計測開始時における、頭部用PET検出器と全身用PET検出器の位置関係を示す断面図
- [図7]頭部用PET装置を取り外し可能にする、もうひとつの形態を示す斜視図
- [図8]頭部以外においても利用可能な局所撮影用のPET装置を示す分解斜視図
- [図9]本発明の第2実施形態を示す(a)正面図及び(b)側面から見た断面図
- [図10]本発明の第3実施形態を示す(a)正面図及び(b)側面から見た断面図
- [図11]第2、第3実施形態の部位別PET検出器の様々な例を示す平面図
- [図12]PET/MRI装置に本発明を応用した実施例を示す(a)正面図及び(b)側面から見た断面図
- [図13]前記実施例における検査開始から検査終了までの移動状態を示す側面図

### 発明を実施するための形態

- [0040] 以下、図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。
- [0041] 本発明の実施形態を図1に示す。図において、60は従来の、またはそれに似た構造をもつ全身用PET装置であり、ベッド移動装置22により、測定対象10（例えば患者）をベッド20ごと、全身用PET装置60の患者ポート62へスライドして挿入することにより、内蔵するPET検出器214の視野幅よりも広い範囲を計測することができる。ここで、6は陽電子放出核の一例、8は消滅放射線の一例、24は、患者10を保護するためのクッション、26は、ベッド上下機構である。
- [0042] 図1は、頭部用PET装置70をベッド20と一体化させた例である。頭部用PET装置70が内包するPET検出器212は、測定対象に近接化させるため、DOI検出器であることが好ましい。さらに、頭部用PET装置

70は、患者ポート62に挿入できるよう、外径を患者ポート62の内径より小さくする必要がある。コンパクトなDOI検出器の候補としては、発明者らが開発を進めている特許文献9や非特許文献9に示されたDOI検出器（以下、クリスタルキューブ検出器と称する）が挙げられる。

[0043] 頭部用PET装置70は、ベッド20に固定されてもよいが、図1では、ベッド20上にガイドレール21を設けて、頭部用PET装置70をベッド20に対してスライドできるようにしている。これにより、測定対象10をベッド20に寝かせる際に、頭部用PET装置70を図の左方（図中、点線矢印の方向）に除去して、測定対象10のセットアップを容易にすることができる。

[0044] 図2は、ガイドレール21および頭部用PET装置70のスライド機構の別の形態を示しており、ガイドレール21の片側をベッド20の端まで延長するなどして、頭部用PET装置70を取り外し可能にしている。

[0045] 図1のベッド20の代表的な動作例を図3に示す。図では、頭部用PET検出器212の視野と全身用PET検出器214の視野が接する位置を（a）PET計測開始時とし、測定範囲の末端（図では測定対象10のつま先）が全身用PET検出器214の視野に入ったところを（b）PET計測終了時としている。

[0046] なお、開始位置と終了位置は逆でもよいし、往復移動としてもよい。開始位置と終了位置は、厳密である必要はない。

[0047] また、ベッド20の移動は、連続でもよいし、ステップアンドシュート方式でもよい。

[0048] ベッド20の移動を特定の部位が全身用PET検出器214の視野内に入ったところで停止すれば、局所（図では頭部）と全身ではなく、頭部ともうひとつの局所の2箇所を高精度に検査することもできる。これは先行例があり、秋田県脳血管研究センターでは、市販のPET装置を2台並べて、脳と心臓の領域を同時刻にそれぞれ独立してPET撮影する研究が行われた（非特許文献13）。

- [0049] もうひとつの局所が、全身用PET検出器214の視野幅よりも広い場合は、もうひとつの局所をカバーする分だけ、ベッド20を移動すればよい。
- [0050] 次に、同時計数測定について述べる。図3に示すように、少なくとも、頭部用PET検出器212同士による同時計数測定8Hと、全身用PET検出器214による同時計数測定8Bをする必要がある。さらに、特許文献13に記載された開放型PET装置の方法を応用し、双方による同時計数測定8Xを行うようにすれば、頭部用PET検出器212と全身用PET検出器214の境界付近A（後出図5参照）や間B（図1(b)）から発生した消滅放射線も逃さず検出することができる。
- [0051] 現実的には、図3(b)のように、頭部用PET検出器212と全身用PET検出器214が十分に離れている状況では、同時計数線が斜めになり、測定対象を横切る長さが増えるため、測定対象による吸収や散乱の作用を受けてしまう。よって、ある程度傾斜した同時計数線は、ノイズ成分を多く含むようになってしまうため、計測しない、もしくは画像再構成演算にて使わないようにすることもできる。
- [0052] 図4はシステムの構成、図5は測定対象の長軸に沿ったPET画像の感度のプロファイルを示している。ここでは、全身用PET検出器214が、頭部用PET検出器212がカバーする視野以外を全てカバーするとしている。
- [0053] まず、図4を用いて、システムの基本構成を説明する。頭部用PET装置70において、消滅放射線の一方が頭部用PET検出器212で検出されると、アナログデータADとして頭部用放射線位置演算器74へ送られ、位置演算やデジタル化処理の後、シングルイベントデータSDとして頭部用同時計数回路76に送られる。頭部用同時計数回路76では、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータSDを探し、コインシデンスデータCDとして頭部用データ収集装置500Hへ送る。そして、頭部用画像再構成装置400Hにて画像再構成演算を行い、PET画像IMGが出力される。全身用PET装置60の基本構成も、頭部用PET装置70と同じであるが

、ベッド20を移動しながら広い測定対象を計測するため、測定対象と全身用PET検出器214との相対的位置情報とコインシデンスデータCDを関連付けておく必要がある。

[0054] 図4(a)に示す方法Aは、頭部用PET装置70と全身用PET装置60が独立したシステムを構成している例であり、最後のそれぞれのPET画像を足し合わせて複合画像（全身用PET装置で頭部以外の全身を測定する場合は、全身画像）を得る。

[0055] しかし、この構成では図3で8Xとして示した全身用PET検出器214と頭部用PET検出器212の間での同時計数測定ができないため、図5(a)に示すように、頭部と胴体のつなぎ目において、感度の極端な低下が起きてしまう。

[0056] 図4(b)に示す方法Bのように、画像再構成装置400を共通化し、頭部用データ収集装置500Hおよび全身用データ収集装置500BからのコインシデンスデータCDを合算しても、全身用PET検出器214と頭部用PET検出器212の間での同時計数測定はできない。

[0057] 図4(c)の方法Cおよび図4(d)の方法Dは、全身用PET検出器214と頭部用PET検出器212の間での同時計数測定を可能にするシステム構成である。図4(c)の方法Cでは、それぞれの放射線位置演算器74、64から出力されるシングルイベントデータSDを合算し、共通の同時計数装置510に送る。図4(d)の方法Dは、それぞれの装置において、シングルイベントデータSDを頭部用データ収集装置500Hまたは全身用データ収集装置500Bにて一旦保存した後、共通の同時計数装置510で同時計数ペアを探索する。図4(c)の方法Cは、同時計数装置510までの処理をオンラインで高速処理できる一方、図中切り離し箇所として示す頭部用放射線位置演算器74と同時計数装置510の配線は複雑になるため、頭部用PET装置70を取り外すのは容易でない。よって、方法Cは、部位別PET装置（ここでは頭部用PET装置70）と全身用PET装置60がはじめから一体化されたシステムに適した方法であるといえる。一方、図4(d)の方法Dは、一旦デ

一タ収集装置500H、500BでシングルイベントデータSDを保存するため、方法Cほどのオンライン性は確保できないが、図中切り離し箇所として示す頭部用データ収集装置500Hと同時計数装置510の配線は、例えばLANケーブルなどシンプルな構成にできるため、部位別PET装置（ここでは頭部用PET装置70）と全身用PET装置60を容易に切り離すことが可能となる。

[0058] 図4(c)の方法Cおよび図4(d)の方法Dでは、全身用PET検出器214と頭部用PET検出器212の間での同時計数測定が可能になるため、図5(b)のように、頭部と胴体の境界付近における感度の低下を抑えることができる。

[0059] 計測開始時における、頭部用PET検出器212と全身用PET検出器214の位置関係を図6に示す。図6(a)では、頭部用PET検出器212の視野と全身用PET検出器214の視野が接する位置をPET計測開始時としているが、図示する消滅放射線8のように、頭部用PET検出器212と全身用PET検出器214の隙間において、放射線を取り逃がしてしまう。

[0060] そこで、図6(b)に例示するように、頭部用PET検出器212と全身用PET検出器214の視野を少し重複させるとよい。図6(b)では、全身用PET検出器214のリング両端の最も遠い検出器同士を結ぶ線分（図では破線で表示）に頭部用PET検出器212が接する位置を、PET計測開始時としている。

[0061] 頭部用PET装置70を取り外し可能にする、もうひとつの形態を図7に示す。50は、ベッド20に頭部用PET装置70を固定するベルトである。たとえば、マジックテープ（登録商標）にすれば、固定および解除を容易にすることができる。250は信号および電源供給ケーブル、252は端子である。本形態では、ベッド20に特別な機構を必要としないため、既存の不特定のベッドに容易に頭部用PET装置を装着でき、便利である。

[0062] 尚、局所撮影用のPET装置は、頭部に限らない。図8は、頭部以外においても利用可能な局所撮影用のPET装置である。検出器リング210は、

全身がぎりぎり通るくらいの大きさとし、円形でなくてもよい。図では楕円形としている。ベッド20は、ガイドレール21を含む土台20B、支柱20Sおよびカバー20Cから構成され、検出器リング210は、リングの一部を土台20Bとカバー20Cの間に挟むように配置する。これによって、測定対象10をベッド20に寝かせたまま、計測箇所を覆う適切な位置に検出器リング210をスライド移動することができて、便利である。

[0063] 図9は、乳房専用の部位別PET検出器80がベッド20と一体化されており、全身用PET装置60と合わせることで、乳房部分を精密に検査しながら、全身の検査も同時に行う第2実施形態を示している。乳房専用の部位別PET検出器80は、うつ伏せの体勢で、乳房がちょうど入るような構造をしている。乳房専用の部位別PET検出器80の下部は検出器で蓋をするようにしてもよいが、図では開放化している。図9は、ちょうど、部位別PET装置80が全身用PET検出器214の視野内に入ったところを示しているが、乳房専用の部位別PET検出器80の下部を開放化しておけば、たとえば6Bに示すような乳房以外にある陽電子放出核種から発生した消滅放射線8Bも、部位別PET検出器80にさえぎられることなく、全身用PET検出器214にて計測可能となる。また、例えば6Aに示す乳房内の陽電子放出核種から発生した消滅放射線のうち、8Aに示すように、部位別PET検出器80で検出できない方向に飛行した消滅放射線も、全身用PET検出器214にて計測可能となる。この場合、部位別PET装置80と全身用PET検出器214の間では、必ずしも同時計数測定が必要にはならないため、システム構成としては、図4に示した方法AからDのうち、いずれでもよい。

[0064] 一方図10は、乳房専用の部位別PET検出器80の下部にも検出器を敷き詰めた第3実施形態である。たとえば6Bに示すような乳房以外にある陽電子放出核種から発生した消滅放射線8Bは、部位別PET検出器80と全身用PET検出器214の間で同時計数測定可能である。また、例えば6Aに示す乳房内の陽電子放出核種から発生した消滅放射線のうち、8Aに示す



ようなものも、部位別PET検出器80と全身用PET検出器214の間で同時計数測定可能となる。この場合、部位別PET装置80と全身用PET検出器214の間で、同時計数測定が必要になるため、システム構成としては、図4に示した方法CまたはDとする必要がある。

[0065] 図11は、図9または図10に示した乳房専用の部位別PET検出器80について、別角度から見た検出器配置を示す。図11(a)は、円筒形の検出器を左右の乳房に合わせて配置したもの、図11(b)は図11(a)を変形したもので、2つの円筒の接点付近において検出器が共通化されている。図11(c)は、四角形の筒状に並んだ検出器を左右の乳房に合わせて配置したもの、図11(d)は、同じく四角形の筒状であるが、左右の乳房を一度に覆うようにした配置である。図11(e)は、2枚の平面状のPET検出器で、乳房をはさむようにする形態、図11(f)は図11(e)を変形し、左右の乳房それぞれに合わせて、検出器が分離している形態を示す。

[0066] なお、ベッド20がスライドするのではなく、ベッド20を固定して、全身用PET装置60をスライドするようしてもよい。

### 実施例

[0067] 以下は、PET/MRI装置に、本発明を応用した実施例である。

[0068] 図12(a)(正面図)及び(b)(側面から見た断面図)に示す如く、測定ポート(ここでは患者ポート)302を有するMRI装置300と、前記患者ポート302の内径より小さな外径を有する全身用PET検出器214と、全身用PET検出器214の内径より小さな外径を有する頭部用PET検出器212により構成される。頭部用PET検出器212がベッド20に固定される一方、全身用PET検出器214は、PET検出器移動装置220によりベッド20とは独立に水平方向に移動可能とされている。図において、320は患者ポート302内でPET検出器214を支持するローラ、220は全身用PET検出器移動装置である。

[0069] 頭部視野H+胴体視野Bで表されるPET視野は、MRI装置300の有効測定視野(MRI視野と称する)Mよりも広く、頭部用PET検出器21

2と全身用PET検出器214を異なる速度でスライドさせることによって、PET視野よりもさらに広い視野Fを、PETとMRIでほぼ同時撮影することを可能にした構成である。ここで、頭部用PET検出器212とベッド20は一体化して速度V<sub>b</sub>でスライドし、胴体用PET検出器214は速度V<sub>p</sub>でスライドするとする。

[0070] 図において、304は、MRI装置300用のRFコイルである。RFコイル304の患者背中側の部分は、クッション24と一体化していても良い。

[0071] 前記PET検出器212、214としては、MRIの磁場環境下でも安定に動作するもの、例えば、光電子増倍管の代わりにAPD等の半導体受光素子を用いたものや、前述のクリスタルキューブ検出器を用いることができる。

[0072] 前記RFコイル304は、PET視野Pと同様に、体軸視野をほぼカバーするように設置されている。このRFコイル304は、患者10に近付けた方が信号のS/N比が高まることに加え、PET検出器212、214からの電氣的ノイズ等を避けるためにも、PET検出器212、214より内側（内径内）に設置する。なお、消滅放射線はRFコイルを透過し易いため、RFコイル304の存在がPET測定に与える影響は限られる。

[0073] なお、ベッド移動装置22によるベッド20の移動速度は、一定でも良いし、ステップアンドシュートでも良い。

[0074] 検査開始から検査終了までの移動状態を図13に示す。ここで、ベッド移動速度V<sub>b</sub>、PET検出器移動速度V<sub>p</sub>共にそれぞれ一定速度と仮定し、MRI測定時間＝PET測定時間＝Tと仮定すると、V<sub>p</sub>およびV<sub>b</sub>は次式で表される。

$$[0075] \quad V_p = (B + H - M) / T \quad \dots (1)$$

$$V_b = (F - M) / T \quad \dots (2)$$

### 産業上の利用可能性

[0076] 本発明は、測定対象の特定部位にPET検出器を近接させて高感度化を図

ると共に、広い視野を画像化できる近接撮影型PET装置およびシステムとして有用である。

### 符号の説明

- [0077] 6…陽電子放出核種  
8…消滅放射線  
10…患者（測定対象）  
20…ベッド  
21…ガイドレール  
22…ベッド移動装置  
26…ベッド上下機構  
50…固定ベルト  
60…全身用PET装置  
62…全身用PET装置の患者ポート（測定ポート）  
64、74…放射線位置演算器  
66、76…同時計数回路  
70…頭部用PET装置  
80…乳房用PET装置  
212…頭部用PET検出器  
214…全身用PET検出器  
220…全身用PET検出器移動装置  
400…画像再構成装置  
500…データ収集装置  
510…同時計数装置  
B…胴体PET視野  
H…頭部PET視野

## 請求の範囲

- [請求項1] 測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET装置と、測定対象の全身を撮影可能な全身用PET装置と、を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置。
- [請求項2] 前記部位別PET装置が、前記全身用PET装置に対し、測定対象の長軸方向に相対的に移動できるようにしたことを特徴とする請求項1に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項3] 前記部位別PET装置が前記全身用PET装置の測定ポート内に挿入可能とされている請求項2に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項4] 前記部位別PET装置同士による同時計数測定、前記全身用PET装置同士による同時計数測定、及び、前記部位別PET装置と全身用PET装置による同時計数測定を行うようにしたことを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項5] 前記部位別PET装置の視野と全身用PET装置の視野が一部重複するようにされている請求項1乃至4のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項6] 前記部位別PET装置が測定対象のベッドに取付けられている請求項1乃至5のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項7] 前記部位別PET装置が測定対象のベッドに対してスライド可能とされている請求項6に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項8] 前記部位別PET装置が測定対象のベッドに対して着脱可能とされている請求項6又は7に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項9] 前記部位別PET装置がベルトにより測定対象のベッドに取付可能とされている請求項8に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項10] 前記部位別PET装置が頭部用PET装置である請求項1乃至9のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項11] 前記部位別PET装置が乳房用PET装置である請求項1乃至9のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。

- [請求項12] 前記乳房用PET装置が円筒形の検出器を左右の乳房に合わせて配置したものである請求項11に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項13] 前記乳房用PET装置が四角形の筒状に並んだ検出器を左右の乳房に合わせて配置したものである請求項11に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項14] 前記円筒形又は四角形の筒状の2つの検出器の接点付近において検出器が共通化されている請求項12又は13に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項15] 前記乳房用PET装置が1つの四角形の筒状の検出器であり、両方の乳房を覆うようにされている請求項11に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項16] 前記乳房用PET装置の底部にもPET検出器が設けられている請求項11乃至15のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項17] 前記乳房用PET装置が2枚の平面状の検出器で乳房をはさむようにされている請求項11に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項18] 前記乳房用PET装置が4枚の平面状の検出器で左右の乳房をそれぞれはさむようにされている請求項11に記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項19] 前記乳房用PET装置がベッドに埋め込まれており、伏臥位で測定対象をベッド上に寝かした際に、乳房が前記乳房用PET装置の視野に自然に入るようにされている請求項11乃至18のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項20] 前記部位別PET装置が体幹部用PET装置である請求項1乃至9のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項21] 前記部位別PET装置を構成する放射線検出器がDOI検出器である請求項1乃至20のいずれかに記載の近接撮影型PET装置。
- [請求項22] 前記部位別PET装置及び前記全身用PET装置を構成する放射線検出器の受光素子が半導体受光素子であり、MRIの近傍もしくはM

R I の測定ポート内で使用できるようにした請求項 1 乃至 2 1 のいずれかに記載の近接撮影型 P E T 装置。

[請求項23]

測定対象の特定部位に近接して配置される部位別 P E T 検出器と、  
該部位別 P E T 検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる 2 つのシングルイベントデータを探し、コ  
インシデンスデータとして出力する部位別同時計数回路と、  
部位別データ収集装置と、  
該部位別データ収集装置の出力により画像再構成を行う部位別画像  
再構成装置と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用 P E T 検出器と、  
該全身用 P E T 検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベ  
ントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる 2 つのシングルイベントデータを探し、コ  
インシデンスデータとして出力する全身用同時計数回路と、  
全身用データ収集装置と、  
該全身用データ収集装置の出力により画像再構成を行う全身用画像  
再構成装置と、  
を備え、  
前記部位別画像再構成装置と全身用画像再構成装置の P E T 画像を  
足し合わせて複合画像を出力することを特徴とする近接撮影型 P E T  
装置システム。

[請求項24]

測定対象の特定部位に近接して配置される部位別 P E T 検出器と、  
該部位別 P E T 検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベ  
ントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる 2 つのシングルイベントデータを探し、コ  
インシデンスデータとして出力する部位別同時計数回路と、  
部位別データ収集装置と、

測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する全身用同時計数回路と、  
全身用データ収集装置と、  
前記部位別データ収集装置及び全身用データ収集装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システム。

[請求項25]

測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、  
該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、  
前記部位別放射線位置演算器と全身用放射線位置演算器のシングルイベントデータを合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、  
データ収集装置と、  
該データ収集装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、  
、  
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システム。

[請求項26]

測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、  
該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、  
前記シングルイベントデータを保存する部位別データ収集装置と、  
測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、

該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、

前記シングルイベントデータを保存する全身用データ収集装置と、

前記部位別データ収集装置と全身用データ収集装置のシングルイベントデータを合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、

該同時計数装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、

を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システム。

[請求項27]

測定対象の特定部位に近接して配置される部位別PET検出器と、

該部位別PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する部位別放射線位置演算器と、

測定対象の全身を撮影可能な全身用PET検出器と、

該全身用PET検出器の出力により位置演算を行ってシングルイベントデータを出力する全身用放射線位置演算器と、

前記2種類のシングルイベントデータを合算して保存するデータ収集装置と、

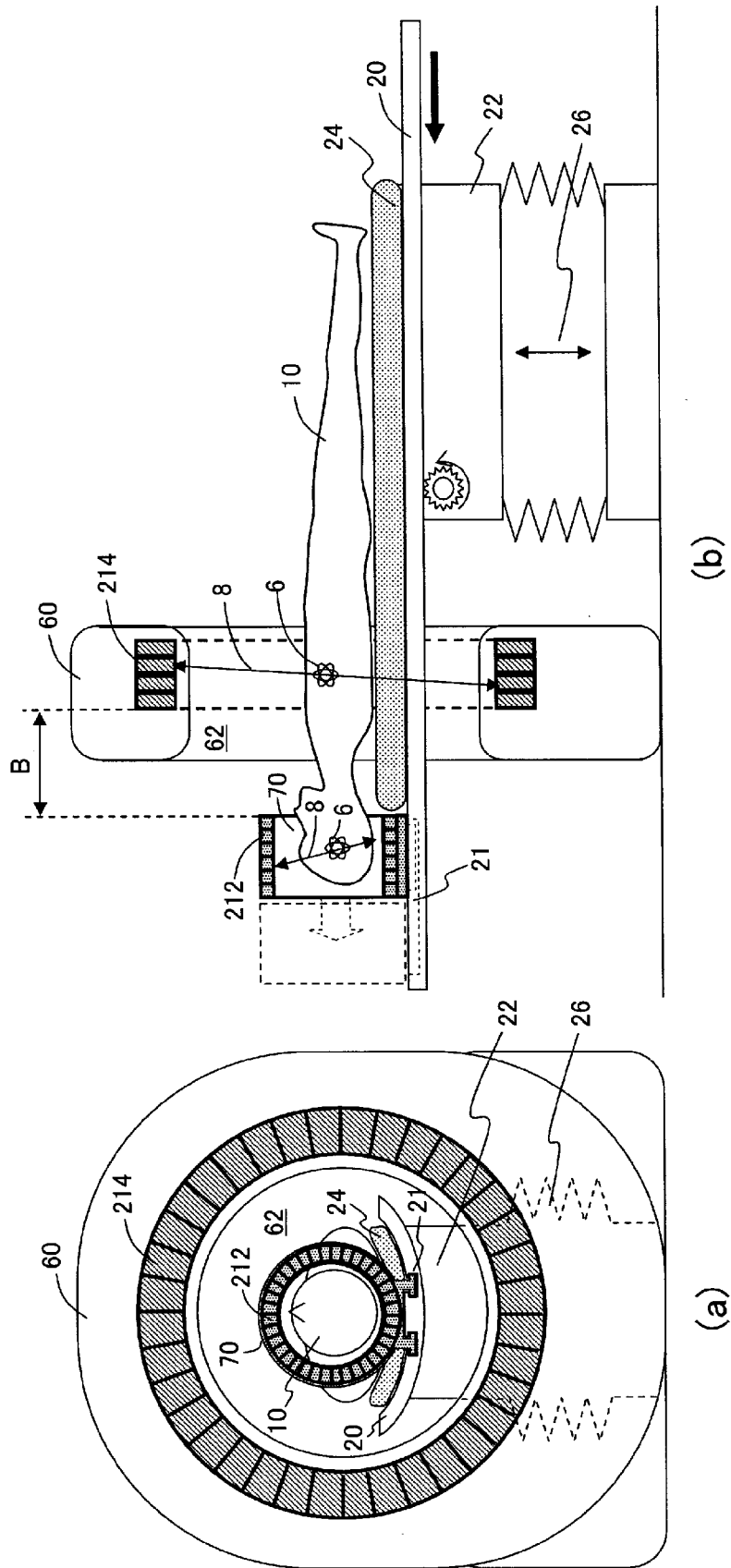
合算したデータから、消滅放射線のペアとなる2つのシングルイベントデータを探し、コインシデンスデータとして出力する同時計数装置と、

該同時計数装置の出力により画像再構成を行う画像再構成装置と、

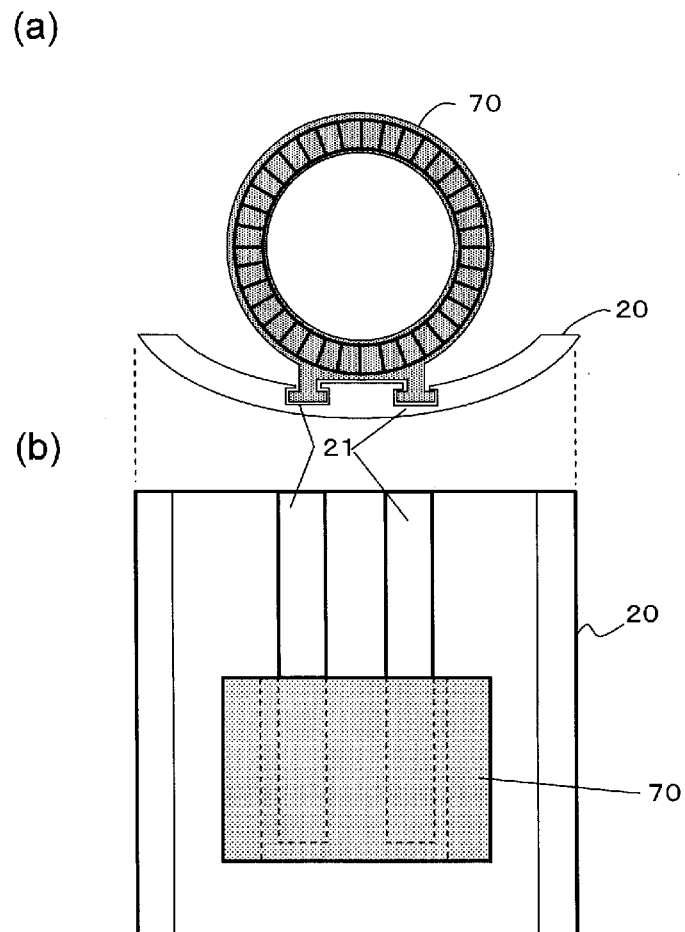
を備えたことを特徴とする近接撮影型PET装置システム。



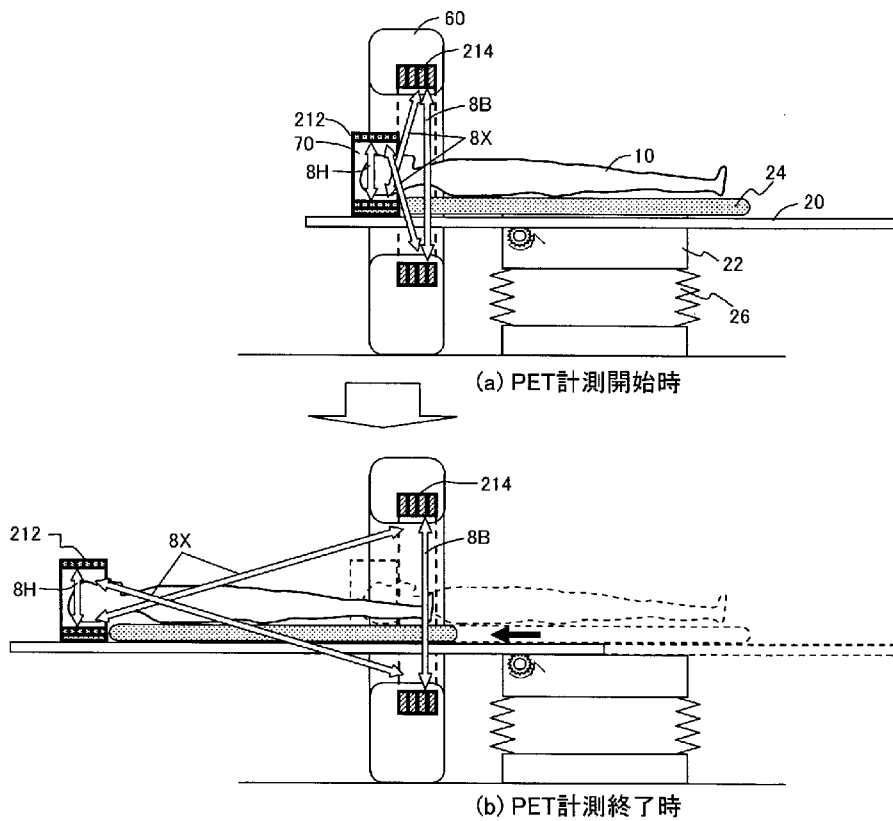
[図1]



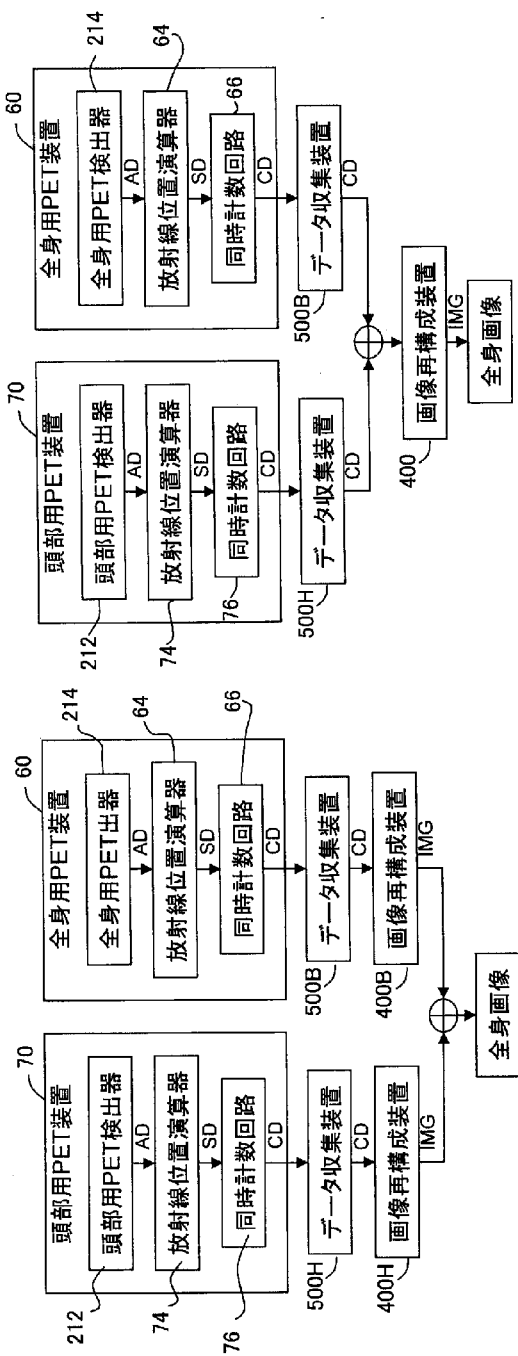
[図2]



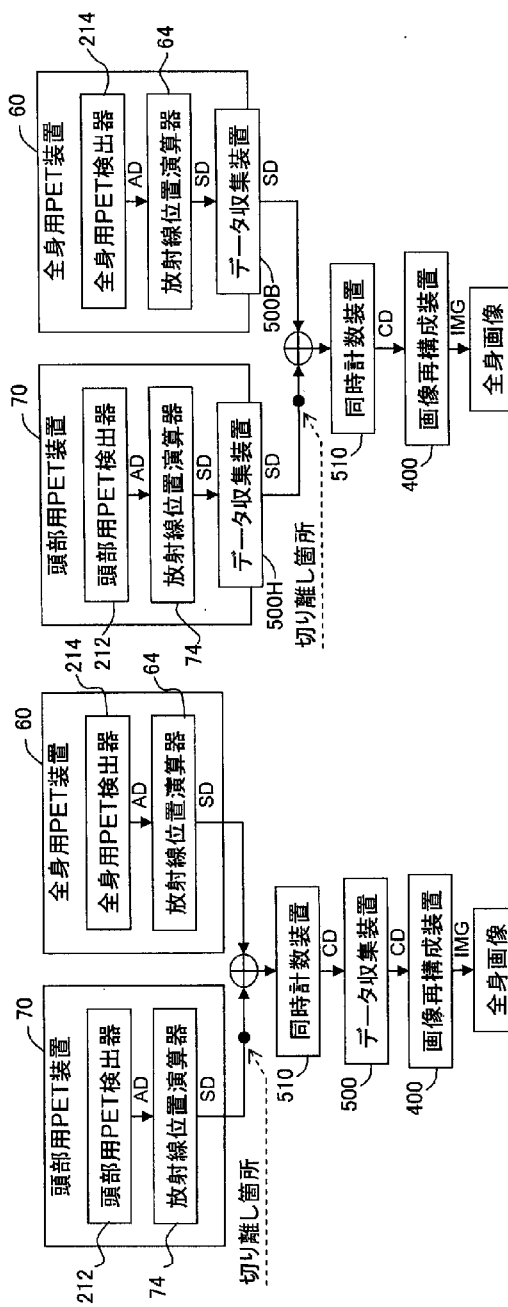
[図3]



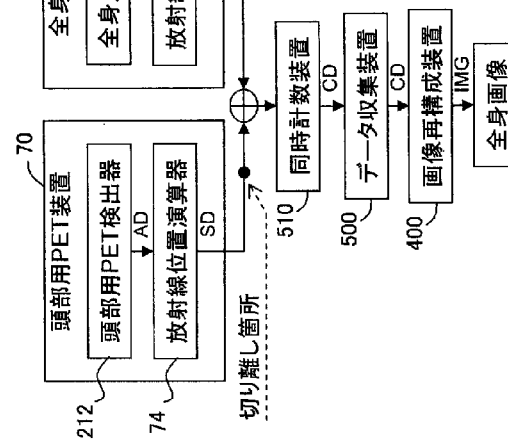
[図4]



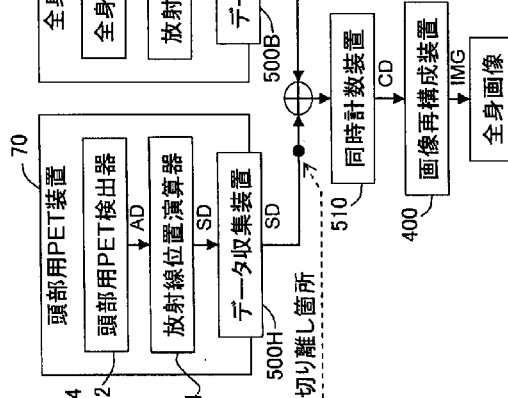
(b) 方法B



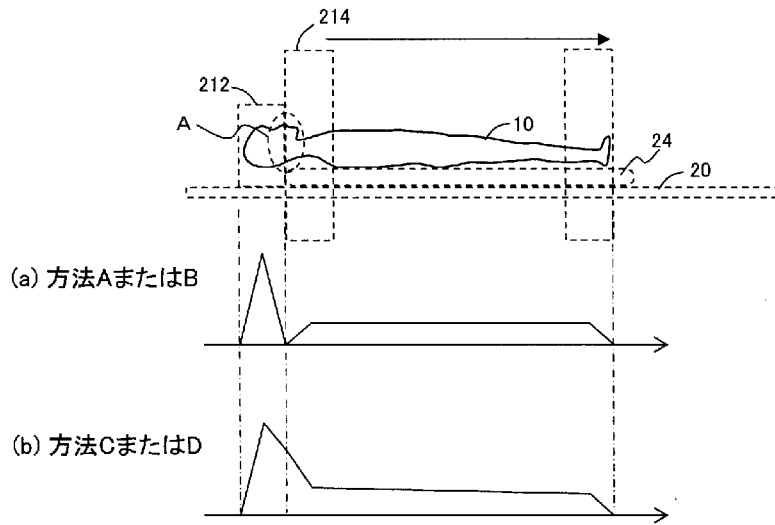
(c) 方法C



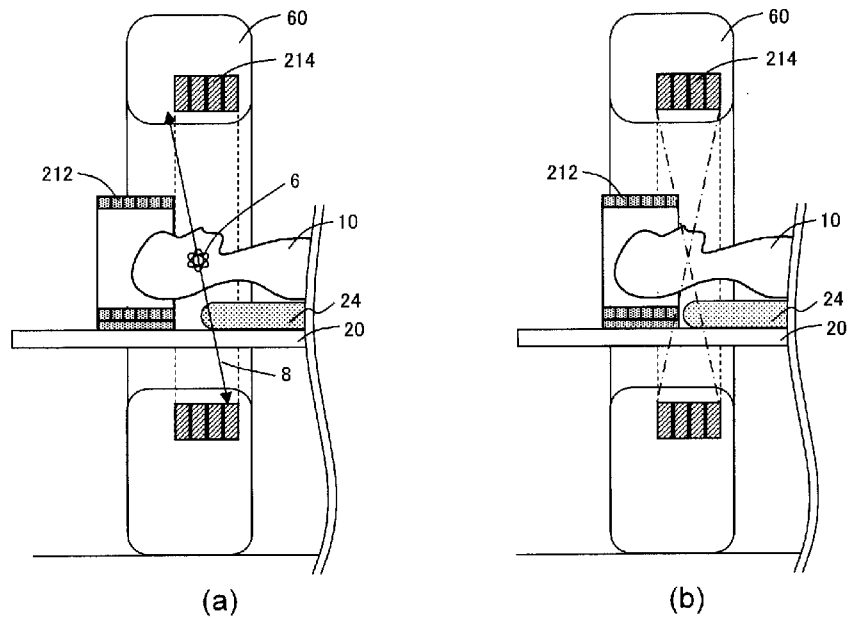
(d) 方法D



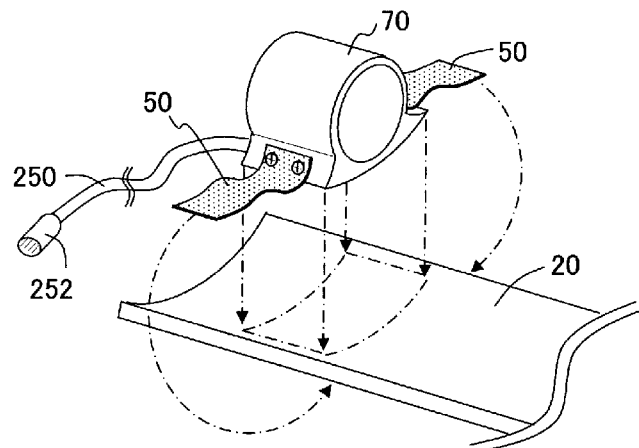
[図5]



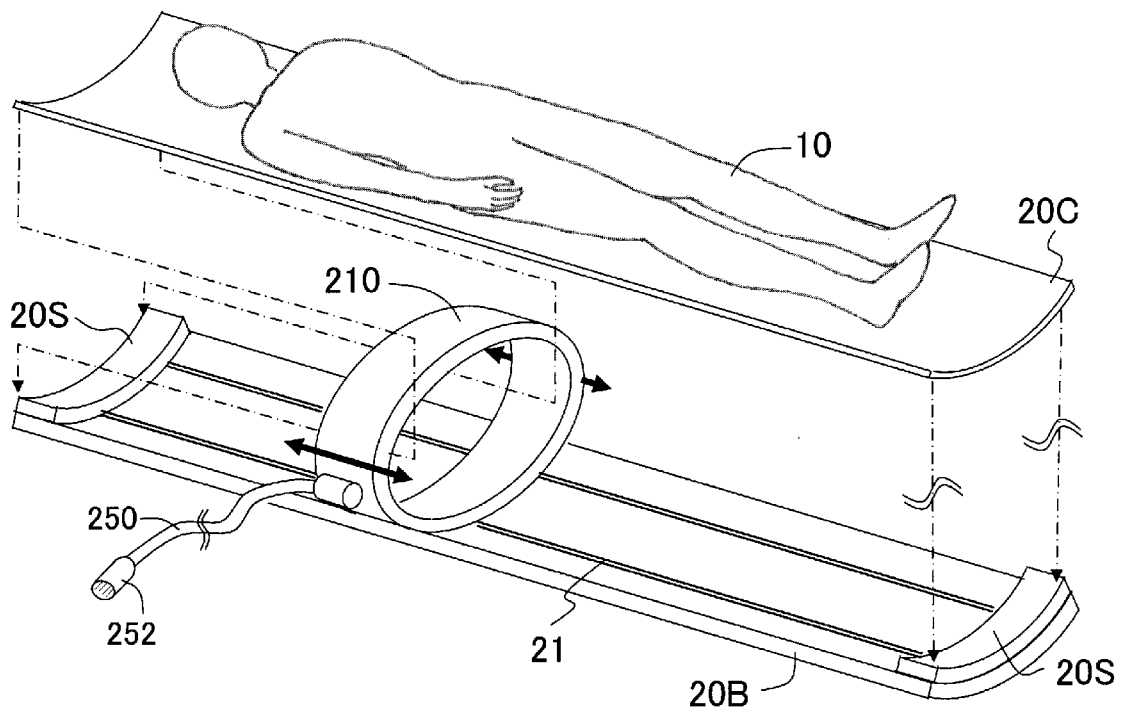
[図6]



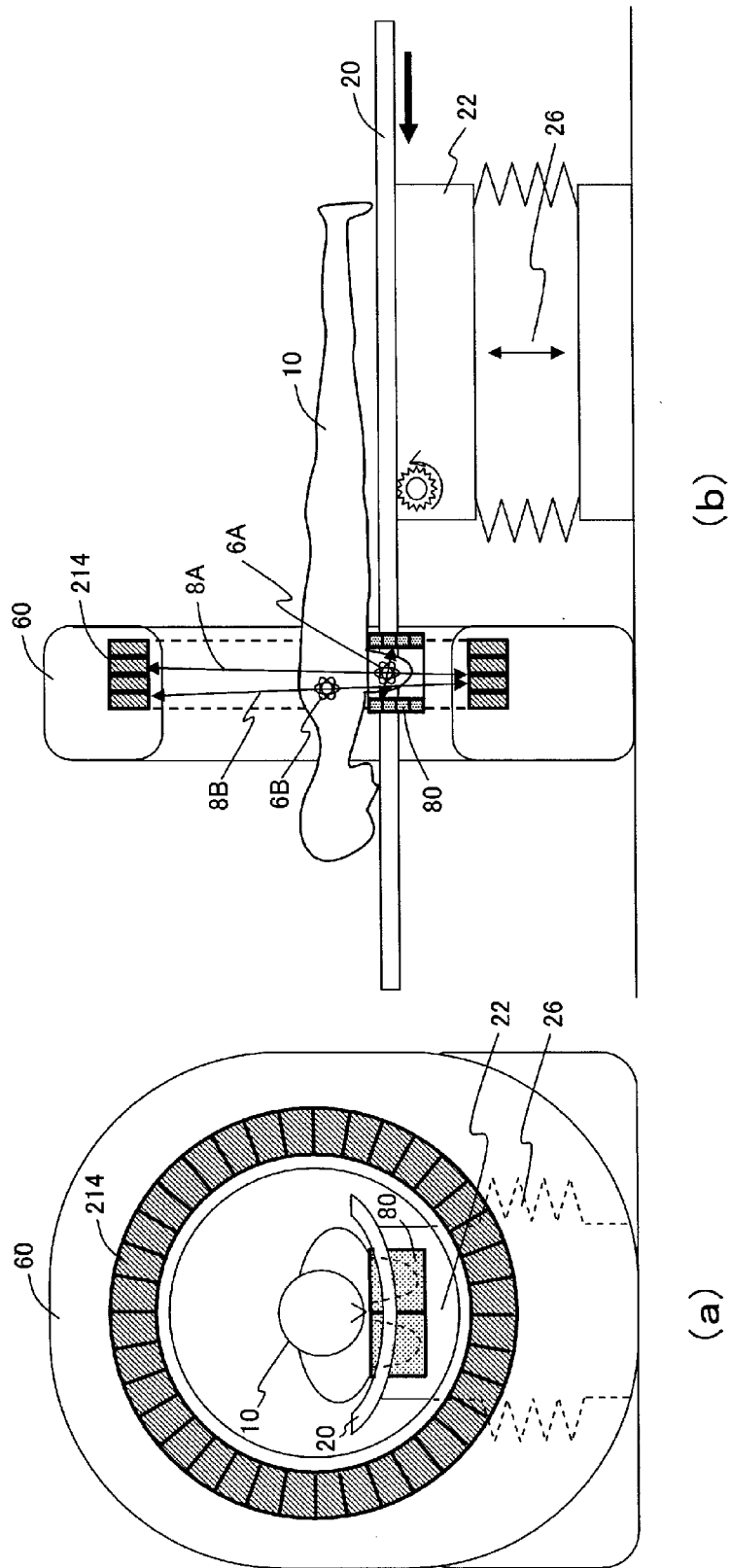
[図7]



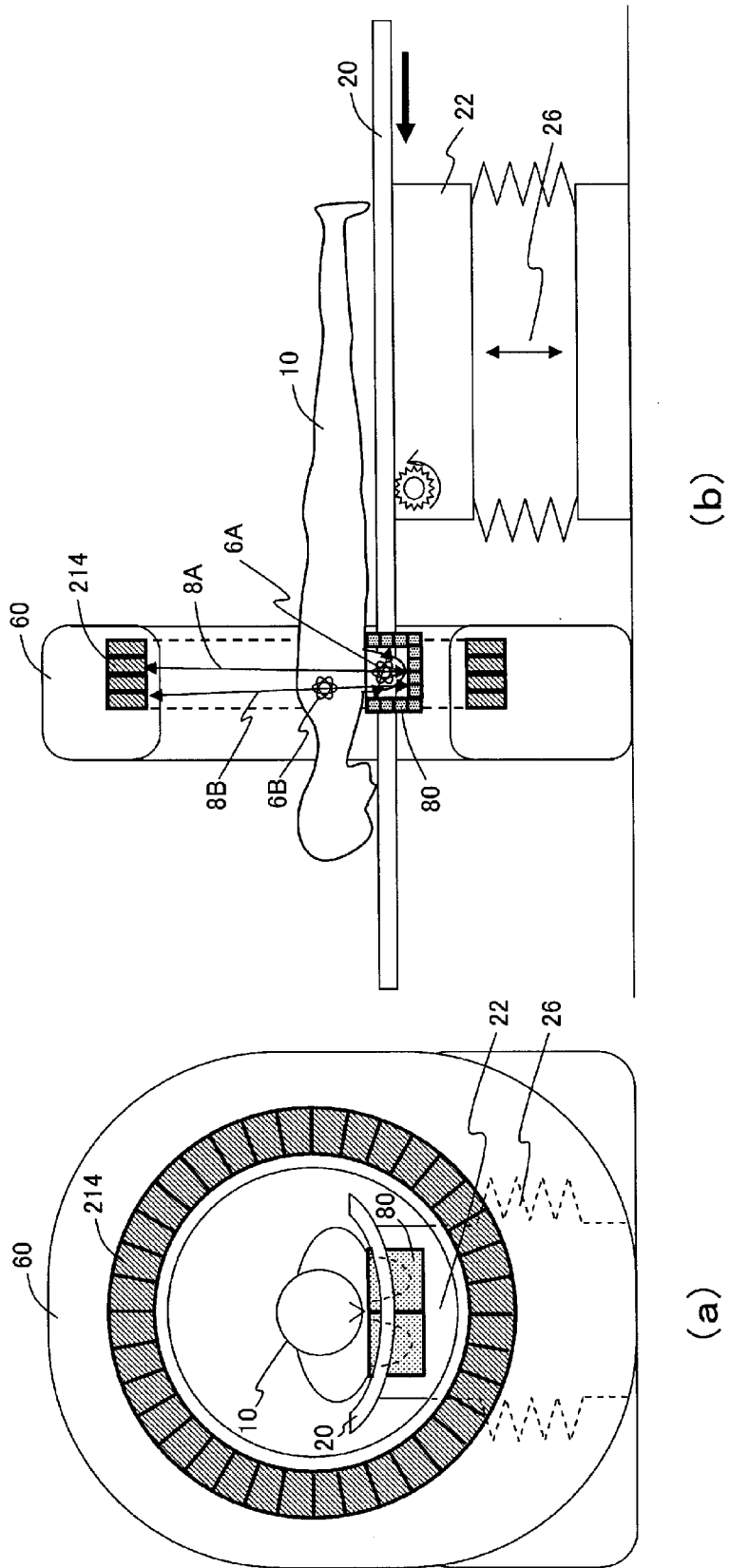
[図8]



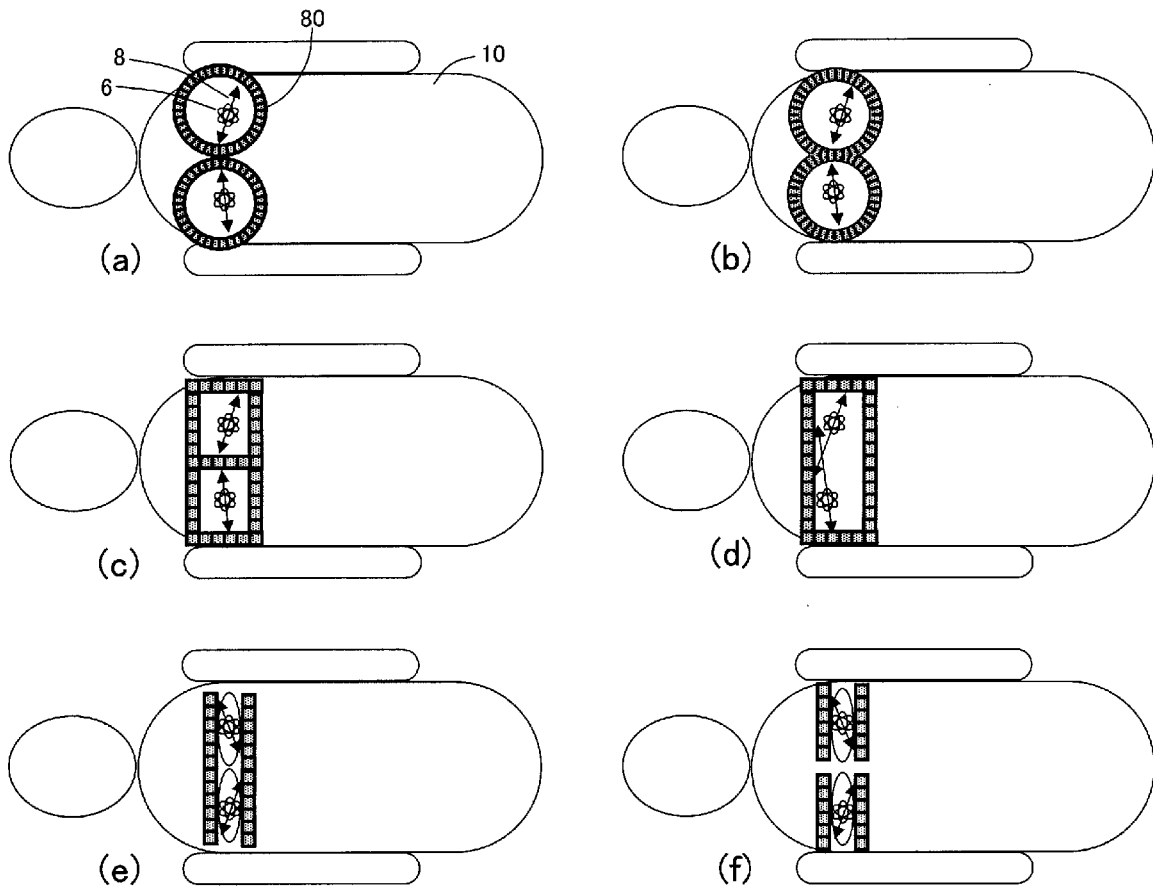
[ 9 ]



[図10]



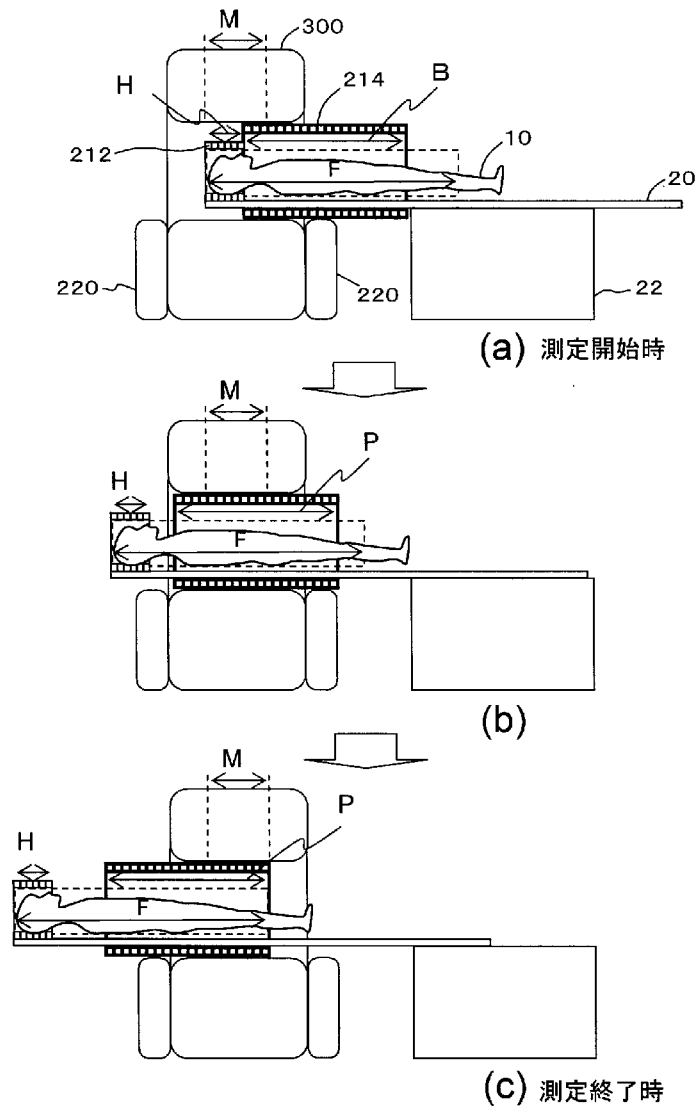
[図11]







[図13]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/056402

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G01T1/161 (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) G01T1/161		
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 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010		
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.
Y A	WO 2008/129666 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 30 October 2008 (30.10.2008), fig. 20 & EP 2138866 A1	1-6, 10-15, 17-27 7-9, 16
Y A	WO 2010/13346 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 04 February 2010 (04.02.2010), fig. 4 (Family: none)	1-6, 10-15, 17-27 7-9, 16
Y	JP 2007-271452 A (Shimadzu Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), (Family: none)	1, 11-14, 17-27
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 28 April, 2010 (28.04.10)		Date of mailing of the international search report 18 May, 2010 (18.05.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/056402

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-186315 A (Shimadzu Corp.), 20 August 2009 (20.08.2009), (Family: none)	1-5, 10, 20-27
Y	JP 2009-300319 A (Shimadzu Corp.), 24 December 2009 (24.12.2009), (Family: none)	1, 11, 15, 19-27
Y	JP 2007-333512 A (Shimadzu Corp.), 27 December 2007 (27.12.2007), (Family: none)	1, 6
Y	WO 2009/122561 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 08 October 2009 (08.10.2009), (Family: none)	21
Y	JP 2008-48923 A (Hitachi, Ltd.), 06 March 2008 (06.03.2008), (Family: none)	22
A	JP 2008-134205 A (Shimadzu Corp.), 12 June 2008 (12.06.2008), (Family: none)	1-27
A	WO 2009/133628 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 05 November 2009 (05.11.2009), (Family: none)	1-27
A	WO 2010/13345 A1 (National Institute of Radiological Sciences), 04 February 2010 (04.02.2010), (Family: none)	1-27
A	JP 10-39029 A (Toshiba Corp.), 13 February 1998 (13.02.1998), (Family: none)	1-27

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G01T1/161(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 (IPC)) Int.Cl. G01T1/161		
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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010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
Y A	WO 2008/129666 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2008.10.30, 【図20】 & EP 2138866 A1	1-6, 10-15, 17-27 7-9, 16
Y A	WO 2010/13346 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2010.02.04, 【図4】 (ファミリーなし)	1-6, 10-15, 17-27 7-9, 16
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 28.04.2010	国際調査報告の発送日 18.05.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 小田倉 直人 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9163

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
Y	JP 2007-271452 A (株式会社島津製作所) 2007. 10. 18, (ファミリーなし)	1, 11-14, 17-27
Y	JP 2009-186315 A (株式会社島津製作所) 2009. 08. 20, (ファミリーなし)	1-5, 10, 20-27
Y	JP 2009-300319 A (株式会社島津製作所) 2009. 12. 24, (ファミリーなし)	1, 11, 15, 19-27
Y	JP 2007-333512 A (株式会社島津製作所) 2007. 12. 27, (ファミリーなし)	1, 6
Y	WO 2009/122561 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2009. 10. 08, (ファミリーなし)	2 1
Y	JP 2008-48923 A (株式会社日立製作所) 2008. 03. 06, (ファミリーなし)	2 2
A	JP 2008-134205 A (株式会社島津製作所) 2008. 06. 12, (ファミリーなし)	1 - 2 7
A	WO 2009/133628 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2009. 11. 05, (ファミリーなし)	1 - 2 7
A	WO 2010/13345 A1 (独立行政法人放射線医学総合研究所) 2010. 02. 04, (ファミリーなし)	1 - 2 7
A	JP 10-39029 A (株式会社東芝) 1998. 02. 13, (ファミリーなし)	1 - 2 7