

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5339561号
(P5339561)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.		F I			
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	A
GO 1 T	1/172	(2006.01)	GO 1 T	1/172	
GO 1 T	1/17	(2006.01)	GO 1 T	1/17	F

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-506711 (P2012-506711)	(73) 特許権者	301032942
(86) (22) 出願日	平成22年3月25日 (2010.3.25)		独立行政法人放射線医学総合研究所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2010/055185		千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(87) 国際公開番号	W02011/117990	(74) 代理人	100080458
(87) 国際公開日	平成23年9月29日 (2011.9.29)		弁理士 高矢 諭
審査請求日	平成25年3月19日 (2013.3.19)	(74) 代理人	100076129
早期審査対象出願			弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015
			弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	吉田 英治
			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
		(72) 発明者	山谷 泰賀
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 PET装置における同時計数判定方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定時間内に検出された一対の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数するPET装置における同時計数判定方法において、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が最も小さい同時計数を真の同時計数と判定して抽出することを特徴とするPET装置における同時計数判定方法。

【請求項2】

所定時間内に検出された一対の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数するPET装置における同時計数判定方法において、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、視野中心に最も近い同時計数線を1つ選択することを特徴とするPET装置における同時計数判定方法。

【請求項3】

所定時間内に検出された一対の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数するPET装置における同時計数判定方法において、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収

10

20

集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、検出された1対の消滅放射線のエネルギーの合計が最も高い同時計数線を1つ選択することを特徴とするPET装置における同時計数判定方法。

【請求項4】

核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、
各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、
複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、
集すべき同時計数線の優先度を設定し、
多重同時計数の内、検出時間差が最も小さい同時計数を真の同時計数と判定して抽出する
手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置。

【請求項5】

核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、
各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、
複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する
手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、
集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、視野中心に最も近い同時計数線を1つ選択する手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置。

【請求項6】

核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、
各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、
複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する
手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、
集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、検出された1対の消滅放射線のエネルギーの合計が最も高い同時計数線を1つ選択する手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、PET装置における同時計数判定方法及び装置に係り、従来は捨てていた多重同時計数から真の同時計数を抽出し、放射能濃度が高い場合における検出感度を向上すると共に、ダイナミックレンジも改善することが可能な、PET装置における同時計判定方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

PET装置で用いられる同時計数法(非特許文献1、2)は、図1に示す如く、数ナノ秒程度の非常に短い時間内に検出された1対の消滅放射線14を、同一のポジトロン核種12から発生した真の同時計数であるとみなす検出法である。図1において、10は患者等の検査対象、20は、PET装置を構成する、複数の放射線検出器(以下、単に検出器とも称する)22が例えば円周上に配設された検出器リング(以下、単にリングとも称する)、24は、各検出器22による放射線の検出位置や時間情報を検出する回路、26は、複数の検出器22による検出時刻の差が所定の同時計数時間幅内であるときに同時計数と

10

20

30

40

50

判定する同時計数回路、28は、同時計数データを保存するデータ保存装置である。

【0003】

ポジトロン核種を判定する時間幅（同時計数時間幅）は、PET装置の持つ時間的な分解能と視野サイズから決定される。現在、PET装置の持つ時間的な分解能を500ピコ秒程度にまで高めた装置が開発されている。また、同時計数時間幅は、ポジトロン核種の存在する位置、検出される検出器のリング径によっても制限され、4ナノ秒程度以下では既存の臨床用PET装置の画像化できる視野を制限してしまう。

【0004】

非常に高い時間分解能を持つPET装置では、1対の消滅放射線の飛行時間差（Time-of-Flight、以下TOFと略す）による情報を利用して同時計数線上の位置を制限することで装置の感度を改善できるTOF-PET装置が開発されている。しかしながら現状の500ピコ秒程度の時間分解能では装置の感度を劇的に改善するまでには至っていない。

【0005】

同時計数法は有限の時間内でポジトロン核種の判定を行うため、図1に示した真の同時計数の他、図2(A)に例示するような、異なるポジトロン核種からの消滅放射線を同時に検出する偶発同時計数や、図2(B)に例示するような散乱同時計数が発生する。放射能濃度が高いほど偶発同時計数の割合も高くなるが、図3に例示する如く、同時計数時間幅内に複数の同時計数を検出する多重同時計数も発生する。図3(A)は、2つのポジトロン核種から2対の消滅放射線(T_1 、 T_2)、(T_3 、 T_4)が発生し、同時計数時間幅内に3個の検出器が検出した例、図3(B)は、3つのポジトロン核種から3対の消滅放射線(T_1 、 T_2)、(T_3 、 T_4)、(T_5 、 T_6)が発生し、同時計数時間幅内に3個の検出器が検出した例、図3(C)は、2つのポジトロン核種から2対の消滅放射線(T_1 、 T_2)、(T_3 、 T_4)が発生し、同時計数時間幅内に4個の検出器が検出した例、図3(D)は、3つのポジトロン核種から3対の消滅放射線(T_1 、 T_2)、(T_3 、 T_4)、(T_5 、 T_6)が発生し、同時計数時間幅内に4個の検出器が検出した例である。一般にPET装置は検出器リング中心部に視野を設定し、視野よりも外を通過する同時計数線は収集しないので、図3においても近傍の検出器同士の同時計数は無効にしてある。すなわち、図3の例における同時計数事象の検出数は、図3(A)では2、図3(B)では2、図3(C)では4、図3(D)では3である。

【0006】

従来のPET装置において、多重同時計数は、事象の一部に真の同時計数を含んでいるにもかかわらず、判別する手法が確立していないため、図4に示す如く、同時計数判定（ステップ100）後、検出器が3個以上の多重同時計数と判定（ステップ110）された時は、すべての事象を捨てていた。

【0007】

近年ではPET装置の感度を高めるためにリング長を長くし、リング径を短くして近接撮像を行う装置も開発されているが、これらの装置においては従来のPET装置より多重同時計数が発生する確率が高くなる。

【0008】

なお、非常に高いエネルギー分解能を持つCZT検出器等を用い、コンプトンカメラの原理を利用して、それぞれの消滅放射線の入射方向を特定することで、多重同時計数から真の同時計数を特定する技術も研究されている（特許文献1、非特許文献3）。

【0009】

この方法によれば、原理的には真の同時計数を解析的に抽出することができるが、PET用検出器としてCZT検出器等はまだ実用段階でなく、検出器内でコンプトン散乱した事象しか利用できないため、利用可能な事象がかなり制限される、すなわち検出器の感度が低いという問題点を有していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

【特許文献 1】特表 2 0 0 8 - 5 2 2 1 6 8 号公報

【非特許文献】

【 0 0 1 1 】

【非特許文献 1】H.M. Dent, W.F. Jones, and M.E. Casey, "A real time digital coincidence processor for positron emission tomography", IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 33, 556-559, 1986

【非特許文献 2】D. F. Newport, H. M. Dent, M. E. Casey, and D. W. Bouldin, "Coincidence Detection and Selection in Positron Emission Tomography Using VLSI", IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 36, 1052-1055, 1989

【非特許文献 3】G. Chinn, C.S. Levin, "A method to reject random coincidences and extract true from multiple coincidences in PET using 3-D detectors", Nuclear Science Symposium Conference Record, 5249-5254, 2008.

【発明の概要】

【 0 0 1 2 】

図 4 に示す従来の P E T 装置の同時計数判定方法においては、同時計数時間幅内に複数の同時計数を検出する多重同時計数を有効利用してこなかった。多重同時計数をすべて捨てることは、放射能濃度が高い場合に検出感度を低減することになり、画質の低下を引き起こす。また放射能濃度が非常に高くなると多重同時計数の割合が増え P E T 装置のダイナミックレンジを狭める原因にもなる。また、多重同時計数は散乱同時計数と偶発同時計数のノイズ成分のみで構成されたり、図 3 に例示したように 3 本以上の同時計数が検出されたり、そのバリエーションは非常に複雑である。

【 0 0 1 3 】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、従来は捨てていた多重同時計数から真の同時計数を抽出し、放射能濃度が高い場合における検出感度を向上すると共に、ダイナミックレンジの改善にも寄与することを課題とする。

【 0 0 1 4 】

本発明は、多重同時計数として検出された同時計数線においても、放射能分布や検出された際の情報から、非常に簡便な方法で優先度を設定し、収集すべき同時計数線を判定することが可能なことに着目してなされたもので、所定時間内に検出された一对の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数する P E T 装置における同時計数判定方法において、前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、多重同時計数の内、検出時間差が最も小さい同時計数を真の同時計数と判定して抽出することにより、前記課題を解決したものである。

【 0 0 1 8 】

本発明は、又、所定時間内に検出された一对の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数する P E T 装置における同時計数判定方法において、前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、視野中心に最も近い同時計数線を 1 つ選択することにより、前記課題を解決したものである。

【 0 0 1 9 】

本発明は、又、所定時間内に検出された一对の消滅放射線を、同一の核種から発生したとみなして計数する P E T 装置における同時計数判定方法において、前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、検出された 1 対の消滅放射線のエネルギーの合計が最も高い同時計数線を 1 つ選択することにより、前記課題を解決したものである。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

本発明は、又、核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、多重同時計数の内、検出時間差が最も小さい同時計数を真の同時計数と判定して抽出する手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置を提供するものである。

本発明は、又、核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、視野中心に最も近い同時計数線を1つ選択する手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置を提供するものである。

本発明は、又、核種から発生した放射線を検出するための複数の放射線検出器と、各放射線検出器における放射線の検出時刻を検出するための手段と、複数の放射線検出器による検出時刻の差が所定時間内であるときに同時計数と判定する手段と、

前記所定時間内に同時計数を複数検出した時は、検出時間差に関する情報を用いて、収集すべき同時計数線の優先度を設定し、

多重同時計数の内、検出時間差が閾値よりも小さい同時計数が複数ある時は、検出された1対の消滅放射線のエネルギーの合計が最も高い同時計数線を1つ選択する手段と、

を備えたことを特徴とするPET装置における同時計数判定装置を提供するものである。

【0021】

本発明によれば、従来は捨てていた多重同時計数から真の同時計数を抽出することによって、放射能濃度が高い場合における検出感度を向上すると共に、ダイナミックレンジの改善にも寄与する。本発明は、現状の時間分解度の高いPET装置に対して、そのまま適用可能であるが、リング長が長くリング径が短いような超高感度PET装置（全身同時撮像PET装置等）において特に効果的であると考えられる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】従来の同時計数判定方法を示す図

【図2】(A)偶発同時計数及び(B)散乱同時計数の例を示す図

【図3】多重同時計数の例を示す図

【図4】従来の同時計数判定処理を示す流れ図

【図5】本発明の第1実施形態による同時計数判定処理を示す流れ図

【図6】参考形態による同時計数判定処理を示す流れ図

【図7】第1実施形態及び参考形態による多重同時計数判定の例を示すタイムチャート

【図8】本発明の第2実施形態による同時計数判定処理を示す流れ図

【図9】本発明の第3実施形態による同時計数判定処理を示す流れ図

【図10】検出器リング長毎に放射能濃度と多重同時計数の割合の関係をシミュレーションした結果を示す図

【図11】検出器リング長毎に放射能濃度と多重同時計数に含まれる真の同時計数の割合の関係をシミュレーションした結果を示す図

【図12】多重同時計数判定手法毎に放射能濃度と真の同時計数率の関係をシミュレーシ

10

20

30

40

50

ョンした結果を示す図

【図 1 3】多重同時計数判定手法毎に放射能濃度と偶発同時計数率の関係をシミュレーションした結果を示す図

【図 1 4】多重同時計数判定手法毎に放射能濃度と雑音等価計数 N E C R の関係をシミュレーションした結果を示す図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

一般的に P E T 装置において、被験者は視野の中心で撮像されることから、真の同時計数は視野中心付近に分布する傾向があり、偶発同時計数は視野内に一様に分布する。また、多重同時計数におけるノイズ成分の大部分は偶発同時計数であると考えられる。従って、検出時間差が小さい同時計数を選べば、真の同時計数である確率が高いと考えられる。

10

【 0 0 2 5 】

本発明の第 1 実施形態は、このような点に着目してなされたもので、図 5 に示す如く、図 4 の従来法と同様のステップ 1 1 0 で多重同時計数と判定されたときは、全ての同時計数の事象をステップ 1 2 0 に送り、検出時間差を算出する。次いでステップ 1 3 0 で、検出時間差が最も短い同時計数を、真の同時計数と判定して抽出するようにしたものである。

【 0 0 2 6 】

本実施形態においては、処理が比較的単純である。

20

【 0 0 2 7 】

なお、多重同時計数において常に真の同時計数が含まれているとは限らないため、第 1 実施形態のように、多重同時計数から必ず 1 つの事象を抽出することは、高放射能時においてノイズ成分を増加させる要因になる可能性もある。

【 0 0 2 8 】

そこで、参考形態では、図 6 に示すように、ステップ 1 1 0 で多重同時計数と判定されたときは、ステップ 1 4 0 に進み、検出時間差が所定の閾値より小さい同時計数線を抽出することで、真の同時計数を抽出する。この際、所定の閾値は、ステップ 1 1 0 の同時計数時間幅よりも短くする必要があり、例えば同時計数時間幅（例えば 6 ナノ秒）の 1 / 3（2 ナノ秒）に設定したり、計数率に応じて可変としたりすることができる。例えば、計数率が高い場合は、低い場合より閾値を短くする。なお、ステップ 1 1 0 の同時計数時間幅を最初からステップ 1 4 0 の閾値程度まで小さくしてしまうことは、検出器リング中央部から離れた位置から生じる消滅放射線を検出できなくなることになり、視野が狭くなってしまいうため望ましくない。

30

【 0 0 2 9 】

図 7 に、第 1 実施形態と参考形態を図 3 の多重同時計数に適用した例を示す。（視野外判定を行う前とする）真の同時計数と偶発同時計数を 1 つずつ含む図 3（A）の場合、どちらの方法でも正解を導ける可能性は高い。しかしながら、第 1 実施形態は必ず 1 つの同時計数線を選択するため、真の同時計数を含まない図 3（B）や、真の同時計数を多数含む図 3（C）の場合において判断を誤る。一方、参考形態においては図 3（B）及び（C）のパターンにおいても真の同時計数を算出できる可能性を有している。

40

【 0 0 3 0 】

参考形態においては判別する事象は 1 つに限らないが、実用的な放射能強度において多重同時計数内に複数の真の同時計数が検出される確率は低いと考えられる。また、図 3（D）に示すように、真の同時計数の検出時間差と同程度の検出時間差である偶発同時計数は識別できない。

【 0 0 3 1 】

従って、図 8 に示す本発明の第 2 実施形態のように、ステップ 1 4 0 の閾値判定によって複数の同時計数線が算出された場合、ステップ 1 5 0 で視野中心に対して最も近い同時

50

計数線を1つ選択することで、より真の同時計数を抽出する確率を上げることができると考えられる。

【0032】

また、真の同時計数は、図2(B)に示した散乱同時計数に比べて、検出されるエネルギーが高い確率が大きいことから、図9に示す本発明の第3実施形態のように、ステップ140の閾値判定によって複数の同時計数線が算出された場合、ステップ160で同時計数線ごとにエネルギーを算出し、ステップ170で、最も検出されたエネルギーが高い同時計数線を1つ選択することによって、真の同時計数を抽出する確率を上げることができると考えられる。

【実施例】

10

【0033】

全身同時撮像PET装置を想定したシミュレーションを実施した。本装置は2.9×2.9×20mm厚のLSOシンチレータをアレイ状にしたブロック検出器を用いて、84cmのリング径を持つ検出器リングを構成する。検出器リングの体軸方向の長さは、リング長64cm、15cm、130cmの3種類をシミュレートした。リング中央に直径20cm長さ1mの円柱ファントムを設置した。検出器の時間分解能は600ピコ秒、同時計数時間幅は6ナノ秒とした。

【0034】

図10は、3種類のリング長64cm、15cm、130cmのPET装置による放射能強度ごとの多重同時計数の割合である。放射能強度及びリング長が大きくなるにつれて多重同時計数の割合が大きくなる。

20

【0035】

図11に、多重同時計数に含まれる真の同時計数の割合を示す。リング長にはあまり依存せず、放射能強度に依存して真の同時計数が含まれる割合が減少している。

【0036】

図12と図13に、64cmのリング長の装置において、いくつかの多重同時計数判定手法を適用した際の真の同時計数率と偶発同時計数率を示す。参考形態における閾値、即ち、2回目の同時計数時間幅は2ナノ秒とした。ここで比較法として挙げたランダム選択は、多重同時計数の事象から無作為に1つの同時計数線を選択した場合である。

【0037】

30

図14に、いくつかの多重同時計数判定手法を適用した際の雑音等価計数(NECR)を示す。

【0038】

NECRは円筒ファントムにおいて、偶発同時計数などノイズとみなせる成分の割合を考慮して実効的な計数特性を評価するための指針であり、PET装置の性能を評価する際に多用され、以下の式で表される(S.C. Strother, M.E. Casey, E.J. Hoffman, , IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 37, 783-788, 1990参照)。

$$NECR = \frac{T^2}{T+S+R}$$

【0039】

40

ここでTは真の同時計数率、Sは散乱同時計数率、Rは偶発同時計数率である。得られた結果から、本発明を適用することで2割程度の画質の改善が示唆された。また、無作為に真の同時計数を抽出した場合(ランダム選択)に対しても優位な改善効果が見られた。

【産業上の利用可能性】

【0040】

現在、近接撮像によるPET装置等によるPET装置の高感度化が進んでいるが、同時計数時間幅は検出器配置によって制限されるため、多重同時計数の影響が大きくなると考えられる。したがって、多重同時計数の判定方法は超高感度PET装置の実現に向けて主要な要素技術になりうる。

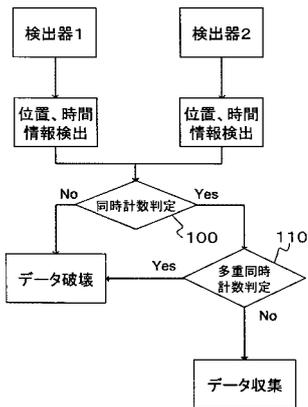
【符号の説明】

50

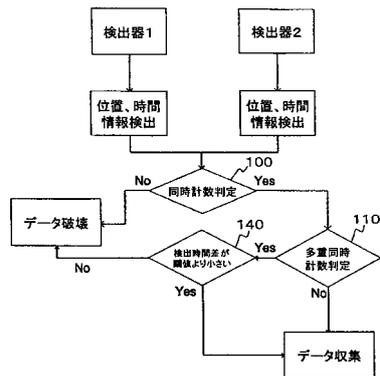
【 0 0 4 1 】

- 1 0 ... 測定対象
- 1 2 ... ポジトロン核種
- 2 0 ... 検出器リング
- 2 2 ... 放射線検出器
- 2 4 ... 位置・時間情報検出回路
- 2 6 ... 同時計数回路
- 2 8 ... データ保存回路

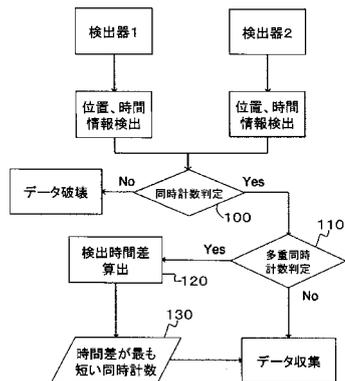
【 図 4 】



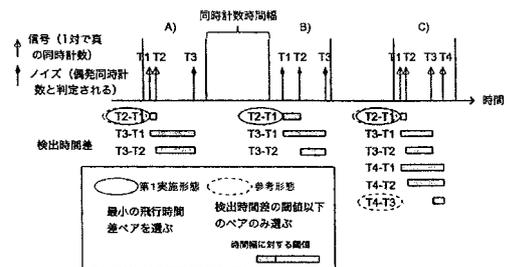
【 図 6 】



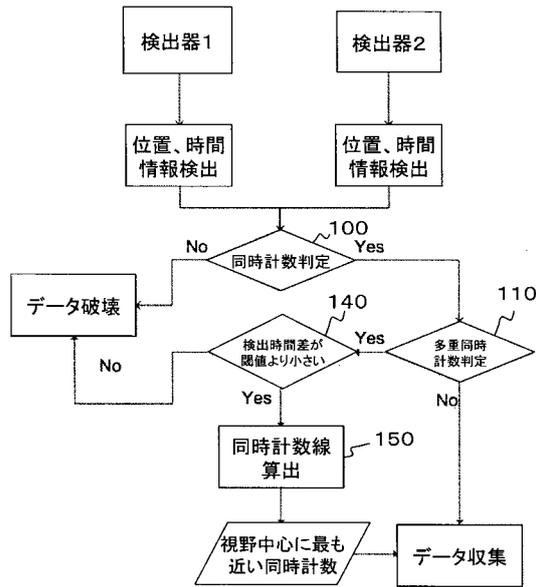
【 図 5 】



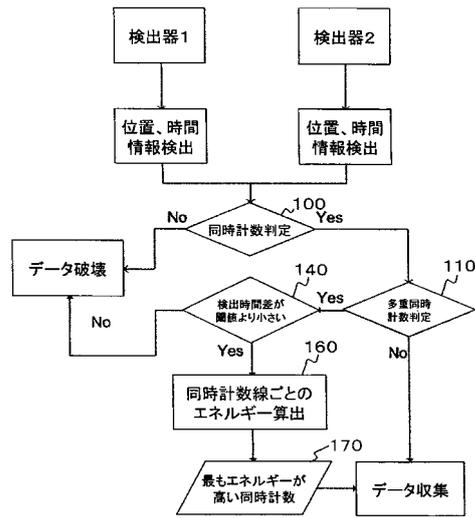
【 図 7 】



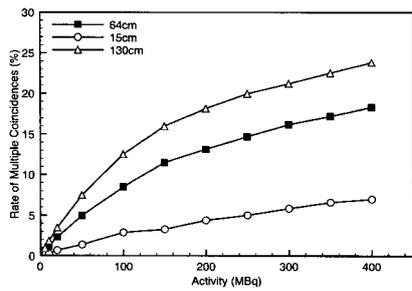
【図8】



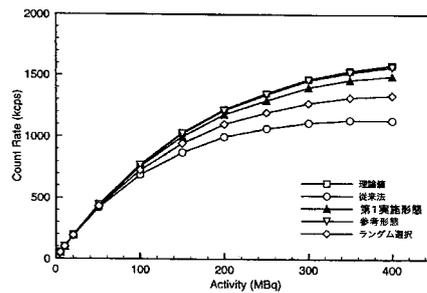
【図9】



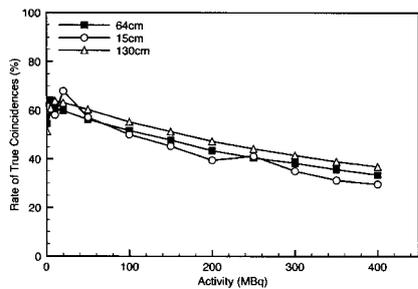
【図10】



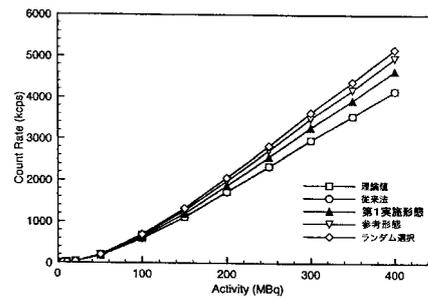
【図12】



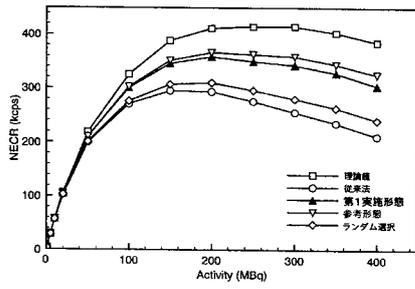
【図11】



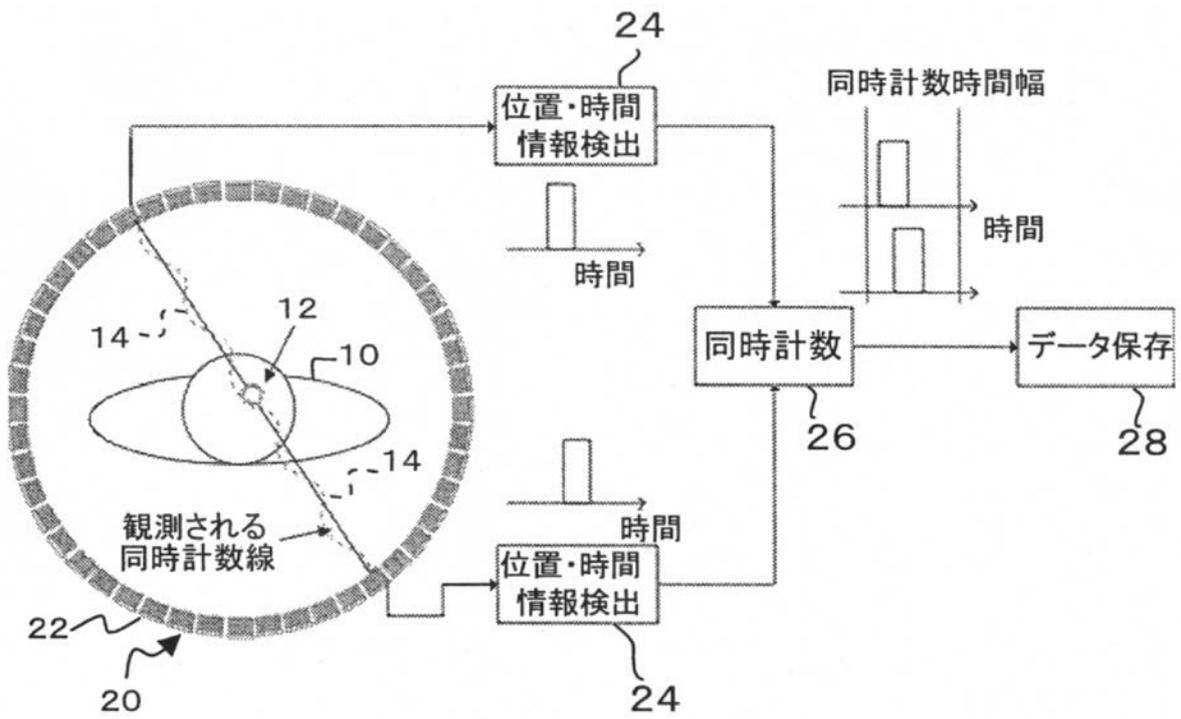
【図13】



【図14】

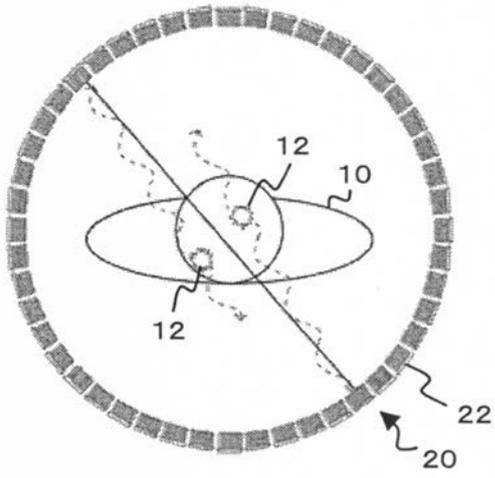


【図1】

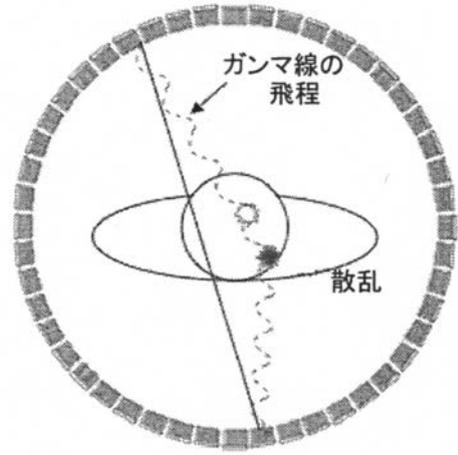


【図2】

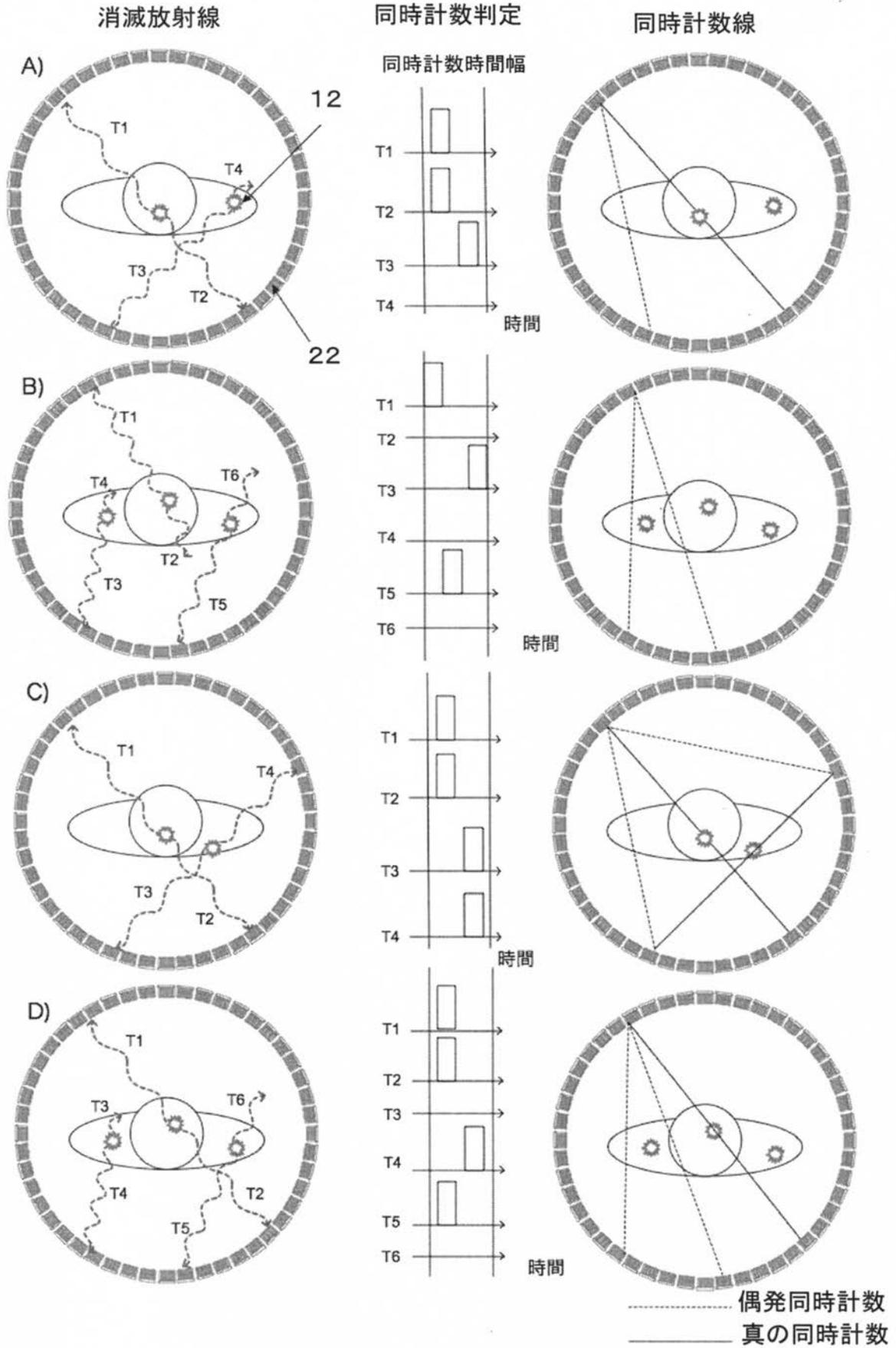
(A)



(B)



【図3】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特表2009-544973(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T	1/161
G01T	1/17
G01T	1/172