



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 52 012 B4 2007.10.04**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **103 52 012.0**
 (22) Anmeldetag: **07.11.2003**
 (43) Offenlegungstag: **16.06.2005**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **04.10.2007**

(51) Int Cl.⁸: **G01T 1/29 (2006.01)**
G01T 1/166 (2006.01)
G01N 23/06 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

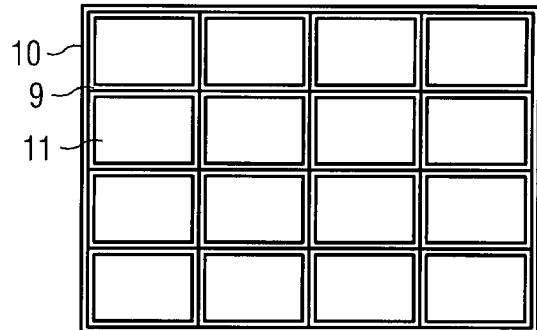
(73) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 102 12 638 A1
US2002/01 91 734 A1
US 64 49 331 B1
US 63 99 951 B1

(54) Bezeichnung: **Detektormodul für die CT- und/oder PET- und/oder SPECT-Tomographie**

(57) Hauptanspruch: Detektormodul für CT- und/oder PET- und/oder SPECT-Untersuchungen mit mehreren Messkanälen, von denen jeder Messkanal einen Direktwandler (1) zur direkten Wandlung einfallender Messstrahlung in analoge elektrische Signale, einen mit dem Direktwandler (1) verbundenen Impulsgenerator (2) zur Erzeugung von Zählimpulsen in Abhängigkeit von den empfangenen elektrischen Signalen und eine Zähleinrichtung (4) umfasst, die die empfangenen Zählimpulse über einen vorgebbaren Zeitabschnitt zählt und das Ergebnis ausgibt, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen der Zähleinrichtung (4) und dem Impulsgenerator (2) eine extern ansteuerbare Umschalteneinheit (3) angeordnet ist, über die zwischen der Zähleinrichtung (4) und einer Ereignis-Erfassungseinrichtung (5) umschaltbar ist, die zu jedem empfangenen Zählimpuls die Zeit und den zugehörigen Messkanal oder eine diesem Messkanal zugeordnete Ortsinformation registriert und ausgibt.



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Detektormodul für CT- und/oder PET- und/oder SPECT-Untersuchungen mit mehreren Messkanälen, von denen jeder Messkanal einen Direktwandler zur direkten Wandlung einfallender Messstrahlung in analoge elektrische Signale, einen mit dem Direktwandler verbundenen Impulsgenerator zur Erzeugung von Zählimpulsen in Abhängigkeit von den empfangenen elektrischen Signalen und eine Zähl-einrichtung umfasst, die die empfangenen Zählimpulse über einen vorgebbaren Zeitabschnitt zählt und das Ergebnis ausgibt.

[0002] Bei mannigfaltigen Problemgestaltungen der Medizin werden Untersuchungen mit Hilfe von Computertomographen durchgeführt. Der Computertomograph umfasst hierbei eine Röntgenquelle sowie ein der Röntgenquelle gegenüberliegendes Detektormodul mit mehreren Messkanälen, die durch einzelne Detektorelemente gebildet werden. Die Detektorelemente sind für die orts aufgelöste Erfassung der Röntgenstrahlung in der Regel ein- oder mehrzeilig nebeneinander angeordnet. Aus der orts aufgelösten Messung der Schwächung der Röntgenstrahlung durch das zwischen Röntgenquelle und Detektormodul befindliche Untersuchungsobjekt lassen sich Erkenntnisse über die Verteilung von Materie innerhalb des Untersuchungsobjektes gewinnen.

[0003] Zum Nachweis der Röntgenstrahlung sind einerseits Detektoren mit indirekten Wandlern bekannt, die sich aus einem Szintillatormaterial mit einem nachgeschalteten Photodetektor zusammensetzen. Durch den Szintillator wird die eintreffende Röntgenstrahlung in optische Strahlung umgewandelt, die anschließend vom Photodetektor erfasst wird. Die Anzahl der erzeugten Photonen pro Röntgenquant ist dabei im Allgemeinen etwa proportional zu seiner Quantenenergie. Bei dieser Technik wird über einen vorgegebenen Zeitabschnitt über das vom Photodetektor erhaltene elektrische Signale aufintegriert. Die Intensität der empfangenen Röntgenstrahlung ergibt sich dann durch Division des von dem Detektor aufintegrierten Wertes durch die stochastisch zu ermittelnde mittlere Quantenenergie pro Röntgenquant.

[0004] Weiterhin sind zum Nachweis von Röntgenstrahlung auch bestimmte Halbleitermaterialien bekannt, in denen die einfallende Röntgenstrahlung direkt Ladungsträger erzeugt. Die Anzahl der in diesen Direktwandlern erzeugten Ladungsträger pro Röntgenquant ist dabei im Allgemeinen etwa proportional zu seiner Quantenenergie.

[0005] Anstelle der Integration über das vom Wandler erhaltene analoge elektrische Signal ist für Computertomographen auch ein zählendes Verfahren bekannt. So zeigt die DE 102 12 638 A1 ein Detektor-

modul für einen Computertomographen, das mehrere Detektoren bzw. Messkanäle aufweist, die auf Basis von Direktwandlern die Röntgenstrahlung erfassen. Jeder Detektor ist mit einem Impulsgenerator zur Erzeugung von Zählimpulsen in Abhängigkeit von den empfangenen elektrischen Signalen verbunden. Der Impulsgenerator gibt die Impulse an eine Zähl-einrichtung weiter, die die empfangenen Zählimpulse über einen vorgebbaren Zeitabschnitt zählt und das Ergebnis ausgibt. Bei dieser Ausgestaltung weist die Elektronik der Detektoren wesentlich weniger Analogteile als die Elektronik von herkömmlichen Detektoren auf. Die Elektronik kann somit kleiner, kostengünstiger und störungssicherer bereitgestellt werden. Das in dieser Druckschrift dargestellte Detektormodul umfasst ferner eine Schwellwertlogik aus mehreren parallel geschalteten Vergleichen als Teil des Impulsgenerators, wobei jedem der Vergleiche ein Zähler in der Zähl-einrichtung zugeordnet ist, um unabhängig voneinander Röntgenquanten unterschiedlicher Energie zählen zu können. Auf diese Weise wird die Erfassung der einfallenden Röntgenstrahlung sowohl hinsichtlich der Intensität als auch hinsichtlich der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten ermöglicht.

[0006] Neben der Computertomographie (CT) findet in den letzten Jahren auch die Positronenemissionstomographie (PET) zunehmend weitere Verbreitung in der medizinischen Diagnose. Während es sich bei der Computertomographie um eine anatomische Bildgebungstechnik handelt, ermöglicht die PET bspw. die Visualisierung und Quantifizierung metabolischer Aktivitäten in-vivo. Die Positronenemissionstomographie nutzt die besonderen Eigenschaften der Positronenstrahler und der Positronenannihilation aus, um quantitativ die Funktion von Organen oder Zellbereichen zu bestimmen. Dem Patienten werden dabei vor der Untersuchung entsprechende Positronenstrahler verabreicht. Beim Zerfall eines Positronenstrahlers wird ein Proton in ein Positron, ein Neutron und ein Neutrino umgewandelt. Das Positron wird allerdings nicht direkt nachgewiesen, da dessen Reichweite auf wenige mm begrenzt ist. Im Gewebe des Patienten wird das Positron durch Streuprozesse an den Hüllen benachbarter Atome abgebremst und von einem Hüllenelektron eingefangen. Durch Annihilation entstehen zwei Gamma-Quanten, die in entgegengesetzter Richtung auseinander fliegen. Die Energie der beiden Gamma-Quanten beträgt aufgrund des Energie- und Impulserhaltungssatzes jeweils 511 keV. Werden die beiden Gamma-Quanten von zwei gegenüberstehenden Detektorelementen innerhalb einer bestimmten Zeit gemessen, so ist der Ort der Annihilation auf eine Position auf der Verbindungslinie zwischen diesen beiden Detektorelementen festgelegt. Dies wird für die Bilderzeugung bei der PET ausgenutzt.

[0007] Aufgrund der unterschiedlichen Informatio-

nen, die mit CT und PET erhalten werden, ist eine kombinierte Messung mit beiden Techniken in vielen Fällen wünschenswert. So ist bspw. aus T. Beyer et al., PET/CT-Tomographie mit neuem PET-Detektormaterial für ultraschnelle Bildgebung in der klinischen Onkologie, *electromedia* 70 (2002), Seiten 167–172 ein kombinierter PET/CT-Tomograph bekannt, mit dem sich in einer einzigen Untersuchung in kurzer Zeit komplementäre PET- und CT-Bilder erfassen lassen. Die Detektormodule für die Computertomographie und für die Positronenemissionstomographie sind dabei in der gleichen Anlage montiert, so dass eine problemlose und exakte Registrierung der mit den beiden Techniken erfassten Bilder möglich ist. Auch aus der US 2003/0004405 A1 ist ein kombinierter PET- und Röntgen-CT-Tomograph bekannt, mit dem unmittelbar nacheinander CT- und PET-Aufnahmen eines Untersuchungsobjektes gemacht werden können. Die beiden Detektormodule, das Detektormodul für die CT sowie das Detektormodul für die PET, sind hierbei auf einem gemeinsamen Träger innerhalb der Gantry montiert.

[0008] Die beiden vorgenannten Druckschriften zeigen, dass bislang CT-Detektoren sowie PET-Detektoren mit unterschiedlichen Technologien realisiert werden. Die Detektormodule für CT-Systeme beruhen im Allgemeinen auf integrierenden Detektoren, bspw. mit GdOS- oder CdWO-Szintillatoren. PET-Systeme arbeiten hingegen mit zählenden Szintillatordetektoren auf BGO- und LSO-Basis.

[0009] Auf den ersten Blick sind die Messanforderungen zwischen den Systemen sehr unterschiedlich. Die Computertomographie muss sehr große Quantenströme verarbeiten, wobei die Zeitauflösung dabei im Bereich von 200 μ s bis 600 μ s liegt. PET hingegen nutzt eine Koinzidenz-Messung. Hierfür ist eine hohe Zeitauflösung nötig, die bspw. bei Einsatz von BGO ca. 300 ns bei Einsatz von LSO ca. 30–50 ns beträgt, während die Quantenflüsse um Größenordnungen kleiner als bei der Computertomographie sind. Ein Positronenemissionstomograph nutzt an Stelle einer Röntgenröhre im Körper des Patienten die zerfallenden Radionukleide an funktionalen Schlüsselgruppen, bspw. an Tumorzellen, als Strahlenquelle. Beim Zerfall der Nukleide werden, wie bereits erläutert, zwei Gamma-Quanten in entgegengesetzte Richtungen ausgesendet. Zum Nachweis muss das Detektormodul bei der PET im Allgemeinen einen Großteil der Gantry-Bogenlänge bedecken. Es ist in Detektorelemente von wenigen mm Seitenlänge unterteilt. Jedes Detektorelement, in der vorliegenden Patentanmeldung auch als Messkanal bezeichnet, generiert bei Detektion eines Gamma-Quants eine Ereignisaufzeichnung, die die Zeit sowie den Nachweisort, d. h. das entsprechende Detektorelement angibt. Diese Informationen werden an eine schnelle Logik übermittelt und verglichen. Fallen zwei Ereignisse in einem zeitlichen Maximalabstand zu-

sammen, so wird von einem Gamma-Zerfallsprozess auf der Verbindungslinie zwischen den beiden zugehörigen Detektorelementen ausgegangen. Die Rekonstruktion des PET-Bildes erfolgt dann wie bei der CT mit einem Tomographiealgorithmus, d. h. der sog. Rückprojektion.

[0010] In der US 6 449 331 B1 ist ein kombiniertes PET- und CT-Detektormodul beschrieben, das auf einem Träger innerhalb der Gantry einer kombinierten PET- und CT-Anlage montiert ist. Die einzelnen Detektorelemente des Detektormoduls umfassen jeweils einen Szintillatorkristall mit einem nachgeschalteten Photodetektor. Als Szintillatormaterial wird LSO eingesetzt, wie es aus Positronenemissionstomographen bekannt ist. Der Photodetektor ist einerseits mit einer Ereignis-Erfassungseinrichtung, die alle Empfangsereignisse registriert, und andererseits mit einer Integrationseinheit verbunden, die über das empfangene Signal integriert. Das Detektormodul arbeitet in drei Betriebsmoden. In einem ersten Betriebsmodus als PET-Detektor gibt es über die Ereignis-Erfassungseinrichtung eine Information über die Zeit und den Ort eines Empfangsereignisses aus. In einem zweiten Betriebsmodus arbeitet das Detektormodul als Standard-CT-Detektor, bei dem das vom Photodetektor erhaltene Signal mit der Integrationseinheit integriert wird. In einem dritten Betriebsmodus werden im CT-Betrieb Einzelereignisse gezählt, um daraus ein CT-Bild zu erhalten. Dieser dritte Betriebsmodus lässt sich aufgrund der Totzeiten des indirekten Wandlers (Szintillatorkristall und Photodetektor) nur bei sehr geringen Quantenflüssen der Röntgenstrahlung einsetzen, so dass bei den bei CT üblichen Quantenflüssen in der Regel auf die Integrationseinheit in den zweiten Betriebsmodus umgeschaltet werden muss. Die Realisierung eines derartigen Detektormoduls ist jedoch noch immer aufwändig, da neben der Ereignis-Erfassungseinrichtung auch die Integrationseinheit für CT-Messungen erforderlich ist.

[0011] Aus der US 2002/0191734 A1 ist ein Detektor für CT- und PET-Untersuchungen bekannt. Bei dem bekannten Detektor kann das Ausgangssignal des Direktwandlers über einen Umschalter entweder einem Diskriminator oder einem Signalprozessor zugeführt werden.

[0012] Aus der US 6,399,951 B1 ist ein Detektor für CT- und SPECT-Untersuchungen mit einem Direktwandler bekannt.

[0013] Ausgehend von diesem Stand der Technik besteht die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, ein Detektormodul anzugeben, das einfach aufgebaut und gleichsam für CT- und PET-Messungen geeignet ist.

[0014] Die Aufgabe wird mit dem Detektormodul ge-

mäß Patentanspruch 1 gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen des Detektormoduls sind Gegenstand der Unteransprüche oder lassen sich aus der nachfolgenden Beschreibung sowie dem Ausführungsbeispiel entnehmen.

[0015] Das vorliegende Detektormodul für CT- und/oder PET- und/oder SPECT-Untersuchungen weist in bekannter Weise mehrere Messkanäle in Form von Detektorelementen auf, von denen jeder Messkanal einen Direktwandler zur direkten Wandlung einfallender Messstrahlung in analoge elektrische Signale, einen mit dem Direktwandler verbundenen Impulsgenerator zur Erzeugung von Zählimpulsen in Abhängigkeit von den empfangenen elektrischen Signalen und eine Zählleinrichtung umfasst, die die empfangenen Zählimpulse über einen vorgebbaren Zeitabschnitt zählt und das Ergebnis ausgibt. Zusätzlich ist zwischen der Zählleinrichtung und dem Impulsgenerator eine extern ansteuerbare Umschalteinheit angeordnet, über die zwischen der Zählleinrichtung und einer weiterhin vorgesehenen Ereignis-Erfassungseinrichtung umschaltbar ist, die zu jedem empfangenen Zählimpuls die Zeit und den zugehörigen Messkanal oder eine diesem Messkanal zugeordnete Ortsinformation registriert und ausgibt.

[0016] Der Direktwandler ist hierbei vorzugsweise als Halbleiterwandler ausgebildet. Durch die von einem Bediener ansteuerbare oder konfigurierbare Umschalteinheit kann das vorliegende Detektormodul zwischen einem Betriebsmodus, bei dem die Zählimpulse aufaddiert werden, um CT-Messdaten zu erhalten, und einem Betriebsmodus, in dem der Ort und die Zeit von Einzelereignissen registriert und ausgegeben werden, um PET-Daten zu erhalten, umgeschaltet werden. Damit wird ein Detektormodul bereitgestellt, das sowohl für CT- als auch für PET-Messungen einsetzbar ist. Insbesondere lässt sich dieses Detektormodul damit in einer kombinierten CT/PET-Anlage einsetzen. Selbstverständlich eignet sich das Detektormodul jedoch auch für SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography). Somit bietet das vorliegende Detektormodul gegenüber einem Teil des eingangs genannten Standes der Technik den Vorteil, dass für kombinierte CT/PET-Messungen nunmehr lediglich ein Detektormodul eingesetzt werden muss. Gegenüber dem Detektormodul der US 6 449 331 B1 bietet es den Vorteil eines einfacheren Aufbaus, da auf eine zusätzliche Integrationseinheit für CT-Messungen verzichtet werden kann.

[0017] Das vorliegende Detektormodul basiert auf der Nutzung von zählenden Detektoren auf Basis von Direktwandlern, insbesondere von zählenden Halbleiterdetektoren, für die CT-Detektion. Ein derartiges Detektormodul wird durch die vorliegende Erfindung mit einem zusätzlichen Modus ausgestattet, bei dem ein Zählereignis in der Elektronik eines Messkanals,

der einem Pixel des CT-Bildes entspricht, nicht zum Hochzählen eines Zählers führt, sondern stattdessen eine Ereignisinformation mit Zeit- und Ortsangabe generiert wird. Dieser Modus kann dem Detektormodul über einen Konfigurationswert mitgeteilt werden, der bspw. über eine graphische Benutzerschnittstelle der Anlage, in dem das Detektormodul eingesetzt ist, eingegeben werden kann.

[0018] Der Impulsgenerator umfasst beim vorliegenden Detektormodul vorzugsweise eine Schwellwertlogik, auf deren Basis ein Zählimpuls generiert wird, sobald und sooft das empfangene elektrische Signal den eingestellten Schwellwert überschreitet. In einer bevorzugten Weiterbildung umfasst diese Schwellwertlogik mehrere parallel geschaltete Vergleicher, von denen jeder Vergleicher einen anderen Schwellwert aufweist und jedem Vergleicher ein gesonderter Zähler in der Zählleinrichtung zugeordnet ist. Auf diese Weise wird der jeweils zugeordnete Zähler nur dann um eine Einheit erhöht, wenn die Quantenenergie eines Strahlungsquants der empfangenen Messstrahlung den Schwellwert des jeweiligen Vergleichers überschreitet. Durch diese Ausgestaltung kann im Betriebsmodus der CT-Messung neben der Intensität auch eine Information über die Verteilung der Quantenenergie der einzelnen Röntgenquanten erhalten werden. Diese Ausgestaltung entspricht somit einer Weiterbildung des in der DE 102 12 638 A1 offenbarten Detektormoduls, deren Offenbarungsgehalt explizit in die vorliegende Patentanmeldung einbezogen wird.

[0019] Da sich unter dem Gesichtspunkt der Kosten-Nutzen-Effizienz die idealen Dicken der Direktwandler für CT und PET aufgrund der unterschiedlichen Quantenenergien von 30–14 keV bzw. 511 keV sehr stark unterscheiden, muss bei der Dimensionierung des vorliegenden Detektormoduls ein Kompromiss eingegangen werden. Vorzugsweise werden hierbei die für CT-Messungen geeigneten Dimensionen des Direktwandlers verwendet, die bspw. beim Einsatz von CdZnTe nur eine Dicke von wenigen mm aufweisen müssen um bspw. einen Absorptionsgrad von > 95% für die Röntgenstrahlung zu erreichen. Hierbei wird berücksichtigt, dass die Quanteneffizienz-Anforderungen bei PET bei weitem nicht so hoch sind wie bei der CT, so dass auch durch den Einsatz derart dünner Direktwandler noch ausreichende Messergebnisse für die PET erhalten werden. Selbstverständlich ist es auch möglich, entsprechend dickere Direktwandler einzusetzen, um eine höhere Quanteneffizienz für die PET zu erhalten.

[0020] Das vorliegende Detektormodul wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit den Zeichnungen nochmals näher erläutert. Hierbei zeigen:

[0021] Fig. 1 ein aus einer Vielzahl von Detektorele-

menten bestehendes Detektormodul gemäß der vorliegenden Erfindung in Draufsicht;

[0022] Fig. 2 schematisch wesentliche Elemente des vorliegenden Detektormoduls gemäß einem Ausführungsbeispiel; und

[0023] Fig. 3 schematisch einzelne Elemente des Impulsgenerators sowie der Zählleinrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform des vorliegenden Detektormoduls.

[0024] Fig. 1 zeigt ein Beispiel für das aus einer Vielzahl von Detektorelementen **9** bestehende Detektormodul **10** der vorliegenden Erfindung. In diesem Beispiel sind die einzelnen Detektorelemente **9**, durch die die Messkanäle des Detektormoduls **10** gebildet werden, in Draufsicht zu erkennen. Die Anzahl der Detektorelemente **9** ist in diesem Beispiel aus Gründen der Übersichtlichkeit begrenzt und beträgt in der Regel ein Vielfaches der aus der Figur ersichtlichen Anzahl. Die Detektorelemente **9** sind in bekannter Weise rasterartig nebeneinander angeordnet. Jedes Detektorelement **9** weist an der der Messstrahlung zugewandten Seite eine Empfangsfläche **11** für die Messstrahlung auf, die im vorliegenden Beispiel durch das Material des Direktwandlers, einem Halbleitermaterial, gebildet ist. Als Halbleitermaterialien kommen hierbei insbesondere CdZnTe (Kadmium-Zink-Tellurit), CdTe (Kadmium-Tellurit) oder HgJ₂ (Quecksilber-Jodid) in Betracht. Diese Materialien sind in der Lage, in Folge eines empfangenen Röntgenquants direkt, d. h. ohne Umweg über optische Strahlung, ein elektrisches Signal zu erzeugen. Die Höhe des Signals ist dabei etwa proportional zur Quantenenergie des empfangenen Strahlungsquants.

[0025] Fig. 2 zeigt schließlich schematisch wesentliche Elemente eines Detektormoduls gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, wobei hierbei auf einen einzelnen Messkanal des Detektormoduls Bezug genommen wird.

[0026] Jedes Detektorelement des Detektormoduls setzt sich aus dem Röntgenwandler zusammen, der als Direktwandler **1** ausgebildet ist und einfallende Strahlungsquanten in Strompulse umwandelt, die als elektrisches Signal ausgegeben werden, wie es im rechten Teil der Figur zu erkennen ist. Das elektrische Signal wird von einem Impulsgenerator **2** empfangen, der im vorliegenden Beispiel eine Schwellwertlogik umfasst und in Abhängigkeit von dem empfangenen elektrischen Signal, d. h. bei Empfang eines Signals, das auf ein Strahlungsquant zurückgeht, einen Zählimpuls generiert, wie er ebenfalls im rechten Teil der Figur erkennbar ist. In der Regel ist zwischen dem Direktwandler **1** und dem Impulsgenerator **2** zusätzlich ein Signalverstärker vorgesehen. Die Zählimpulse gelangen über eine Umschalteneinheit **3**

entweder zu einer Zählleinrichtung **4** oder zu einer Ereignis-Erfassungseinrichtung **5**. Die Umschalteneinheit **3** lässt sich durch eine externe Eingabe zwischen zwei Schaltzuständen umschalten, die den beiden Betriebsmodi des Detektormoduls entsprechen. Im ersten Modus gelangen die Zählimpulse des Impulsgenerators **2** zur Zählleinrichtung **4**, im zweiten Modus zur Ereignis-Erfassungseinrichtung **5**.

[0027] Beim CT-Betrieb des Moduls werden die Zählimpulse mit dem oder den in der Zählleinrichtung **4** vorgesehenen Zählern über einen vorgebbaren Zeitabschnitt, dem Messintervall, gezählt, d. h. der Zähler wird mit jedem Zählimpuls um eine Einheit inkrementiert. Nach Ablauf des Zeitabschnittes wird der entsprechend erhaltene Wert über eine Schnittstelle **7** ausgegeben. Wird die Ausgestaltung des Detektormoduls mit mehreren Vergleichern sowie mehreren Zählern pro Messkanal eingesetzt, wie dies im Zusammenhang mit der nachfolgenden Figur erläutert wird, so ist das ausgegebene Ergebnis eine Kombination mehrerer Zählwerte, bspw. 5-3-2-8-5-1, wobei jeder Wert von einem der Zähler stammt und einem bestimmten Energiebereich der gezählten Quanten zugeordnet werden kann.

[0028] Beim Betrieb dieses Detektormoduls für PET-Messungen werden die Zählimpulse vom Impulsgenerator **2** an die Ereignis-Erfassungseinrichtung **5** weitergeleitet, die für jeden Zählimpuls eine Information über die Zeit und den Ort des Auftretens generieren. Die Zeit kann hierbei eine Systemzeit oder ein Zeitabstand zu einem Bezugszeitpunkt sein. Die Ortsinformation kann entweder die Information über den Messkanal, von dem der Zählimpuls erhalten wurde, oder davon abgeleitet die Information über den Ort innerhalb des Detektormoduls, an dem das Gamma-Quant detektiert wurde, umfassen. So liefert die Ereignis-Erfassungseinrichtung **5** bspw. bei jedem empfangenen Zählimpuls die Nummer des zugehörigen Messkanals sowie eine entsprechende Zeitinformation (z.B. #13748/183 ns). Auch diese Daten werden über die gemeinsame Schnittstelle **7** ausgegeben.

[0029] Die Fig. 3 zeigt schließlich wesentliche Komponenten des Impulsgenerators **2** sowie der Zählleinrichtung **4**, wie sie im Zusammenhang mit der Fig. 2 erläutert wurden, gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung des vorliegenden Detektormoduls. In dieser Ausgestaltung umfasst der Impulsgenerator **2** eine Schwellwertlogik **6** mit drei parallel geschalteten Vergleichern **6.1**, **6.2** und **6.3**. Das vom Direktwandler **1** erhaltene Signal wird dem Impulsgenerator **2** hierbei über einen Verstärker **8** zugeführt. Jedem der parallel geschalteten Vergleichern **6.1**, **6.2** und **6.3** ist ein anderer frei einstellbarer Schwellwert zugewiesen. Beispielsweise kann dem Vergleichern **6.1** der niedrigste und dem Vergleichern **6.3** der höchste Schwellwert zugewiesen sein. Die Vergleichern sind ausgebildet, um

das von dem Verstärker **8** erhaltene elektrische Signal mit ihrem jeweiligen Schwellwert zu vergleichen und ein positives Signal auszugeben, wenn das vom Verstärker **8** empfangene Signal höher als der jeweilige Schwellwert ist. Mit den Vergleichen ist jeweils eine Pulslogik **7** geschaltet, die bei Erhalt eines positiven Signale vom jeweiligen Vergleichs einen Zählimpuls generiert.

[0030] Im vorliegenden Beispiel ist jedem Vergleichs **6.1**, **6.2** und **6.3** in der Zählrichtung **4** ein eigener Zähler **4.1**, **4.2** und **4.3** zugeordnet. Wird vom entsprechenden Detektorelement ein Röntgenquant empfangen, dessen Quantenenergie über dem Schwellwert des Vergleichs **6.2** und somit auch über dem Schwellwert des Vergleichs **6.1**, aber unter dem Schwellwert des Vergleichs **6.3** liegt, so geben sowohl der Vergleichs **6.1** als auch der Vergleichs **6.2** ein positives Ausgangssignal aus. Infolgedessen werden die Zähler **4.1** und **4.2** um den Wert 1 erhöht. Der Zähler **4.3** bleibt hingegen unverändert. Dadurch lässt sich die Zahl der empfangenen Röntgenquanten, deren Quantenenergie einem jeweiligen Schwellwertbereich entspricht, einfach durch Differenz der Zählerstände der einzelnen Zähler von Vergleichs benachbarter Schwellwerte berechnen. Für die in der **Fig. 3** beispielhaft dargestellte Ausgestaltung lassen sich somit die Röntgenquanten in vier Quantenenergiebereiche unterscheiden.

[0031] Mit einer derartigen Ausgestaltung lassen sich somit mit nur einem Detektormodul nicht nur gleichsam CT- wie auch PET- oder SPECT-Aufnahmen durchführen. Vielmehr wird auch eine spektrale Information über die erfassten Röntgenquanten bei CT-Messungen ermöglicht.

Patentansprüche

1. Detektormodul für CT- und/oder PET- und/oder SPECT-Untersuchungen mit mehreren Messkanälen, von denen jeder Messkanal einen Direktwandler (**1**) zur direkten Wandlung einfallender Messstrahlung in analoge elektrische Signale, einen mit dem Direktwandler (**1**) verbundenen Impulsgenerator (**2**) zur Erzeugung von Zählimpulsen in Abhängigkeit von den empfangenen elektrischen Signalen und eine Zählrichtung (**4**) umfasst, die die empfangenen Zählimpulse über einen vorgebbaren Zeitabschnitt zählt und das Ergebnis ausgibt, **dadurch gekennzeichnet**, dass zwischen der Zählrichtung (**4**) und dem Impulsgenerator (**2**) eine extern ansteuerbare Umschalteneinheit (**3**) angeordnet ist, über die zwischen der Zählrichtung (**4**) und einer Ereignis-Erfassungseinrichtung (**5**) umschaltbar ist, die zu jedem empfangenen Zählimpuls die Zeit und den zugehörigen Messkanal oder eine diesem Messkanal zugeordnete Ortsinformation registriert und ausgibt.

2. Detektormodul nach Anspruch 1, dadurch ge-

kennzeichnet, dass der Direktwandler (**1**) ein Halbleiterdetektor ist.

3. Detektormodul nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Halbleiterdetektor aus HgJ₂, CdZnTe, CdTe oder TlBr gebildet ist.

4. Detektormodul nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der Impulsgenerator (**2**) eine Schwellwertlogik (**6**) umfasst.

5. Detektormodul nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Schwellwertlogik (**6**) aus mehreren parallel geschalteten Vergleichs (**6.1**, **6.2**, **6.3**) mit jeweils einem Schwellwert gebildet ist, wobei jedem Vergleichs (**6.1**, **6.2**, **6.3**) ein Zähler (**4.1**, **4.2**, **4.3**) der Zählrichtung (**4**) zugeordnet ist, um den jeweils zugeordneten Zähler (**4.1**, **4.2**, **4.3**) nur dann um eine Einheit zu erhöhen, wenn die Quantenenergie eines Strahlungsquants der empfangenen Messstrahlung den Schwellwert des jeweiligen Vergleichs (**6.1**, **6.2**, **6.3**) überschreitet.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

FIG 1

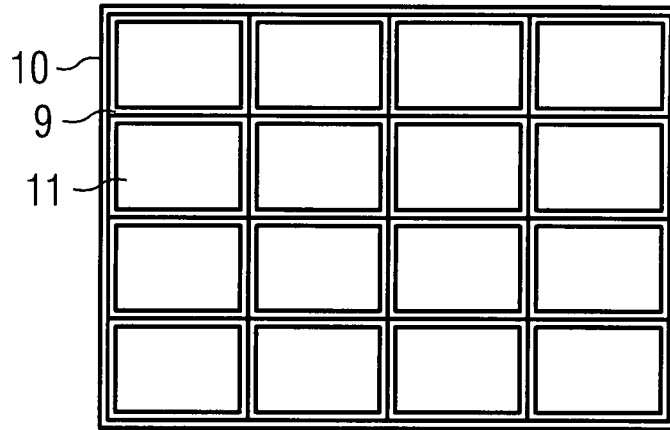


FIG 2

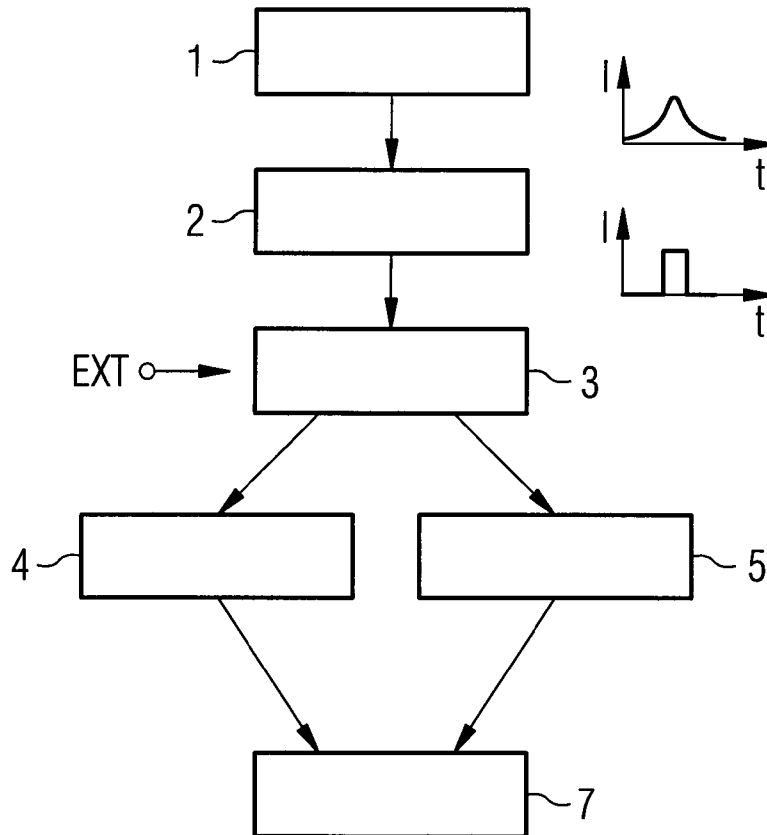


FIG 3

