



(10) **DE 10 2015 215 085 B4** 2018.03.01

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2015 215 085.2**
(22) Anmeldetag: **07.08.2015**
(43) Offenlegungstag: **09.02.2017**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **01.03.2018**

(51) Int Cl.: **G01T 1/17 (2006.01)**
A61B 6/03 (2006.01)
G01T 1/24 (2006.01)

Innerhalb von neun 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. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

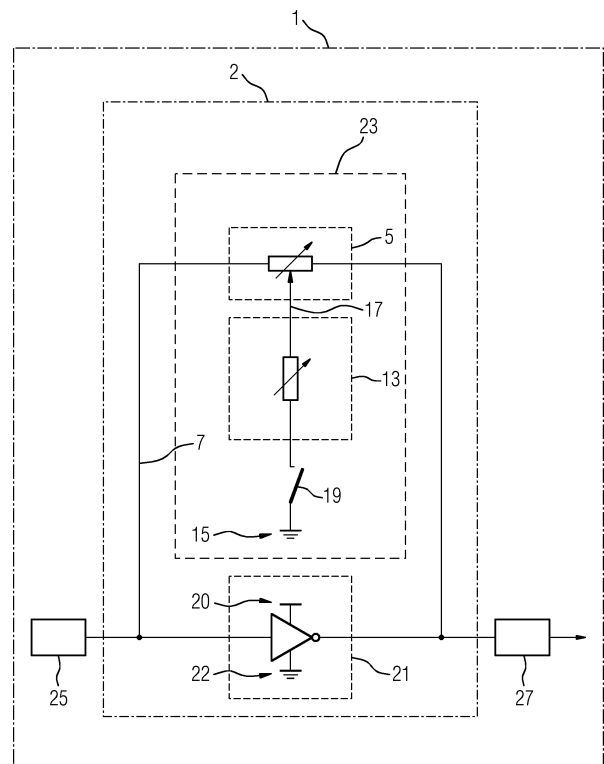
(56) Ermittelter Stand der Technik:
US 8 618 471 B2

(72) Erfinder:
**Groepl, Martin, 87527 Sonthofen, DE; Göderer,
Edgar, Dr., 91301 Forchheim, DE; Suttorp,
Thomas, Dr., 80686 München, DE**

**KNOLL G. F.: Radiation Detection and
Measurement. 3rd ed. USA : John Wiley & Sons,
Inc., 1999. S. 610-620. - ISBN 0-471-07338-5**

(54) Bezeichnung: **Röntgendetektor mit einem einstufigen Vorverstärker mit intrinsischer Pulsformung**

(57) Hauptanspruch: Zählender direkt-konvertierender Röntgendetektor (1) aufweisend ein analoges Front-End, wobei
a. das analoge Front-End einstufig ist,
b. die eine Stufe (2) einen Vorverstärker (21) und ferner eine Pulsformungseinheit (23, 7) aufweist,
c. die eine Stufe (2) einen Rückkopplungspfad (7) aufweist,
d. der Rückkopplungspfad (7) eine erste Impedanz Z_{Feedback} (5) aufweist,
e. eine Verstärkung des Eingangssignals und eine Pulsformung von der ersten Impedanz Z_{Feedback} (5) abhängig sind,
f. die Stufe (2) einen Pfad (17) zwischen der ersten Impedanz Z_{Feedback} (5) und einer Masse (15) oder einer Versorgungsspannung aufweist, wobei der Pfad (17) eine zweite Impedanz Z_{Bipolar} (13) aufweist, und
g. die zweite Impedanz Z_{Bipolar} (13) einstellbar ist oder/und der Pfad (17) durch einen Schalter (19) aktivierbar oder deaktivierbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft einen zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektor und ein medizinisches Gerät.

[0002] In der Röntgenbildgebung, beispielsweise in der Computertomographie, der Angiographie oder der Radiographie, können zählende direkt-konvertierende Röntgendetektoren verwendet werden. Die Röntgenstrahlung oder die Photonen können durch einen geeigneten Sensor in elektrische Pulse umgewandelt werden. Als Sensormaterial können beispielsweise CdTe, CZT, CdZnTeSe, CdTeSe, CdMnTe, InP, TlBr₂, HgI₂, GaAs oder andere verwendet werden. Die elektrischen Pulse werden von einer Auswerteelektronik, beispielsweise einem integrierten Schaltkreis (Application Specific Integrated Circuit, ASIC) bewertet und, falls sie eine definierte Schwelle überschreiten, gezählt.

[0003] Im integrierten Schaltkreis befindet sich typischerweise ein analoges Front-End und ein digitales Front-End. Im analogen Front-End weisen die ersten Schritte eine Verstärkung der kleinen Eingangssignale sowie eine Pulsformung auf. Grundsätzlich kann bei der Pulsformung zwischen unipolarer Pulsformung und bipolarer Pulsformung unterschieden werden. Eine unipolare Pulsformung kann bessere Ergebnisse hinsichtlich des Rauschens und der Energieauflösung erreichen. Die bipolare Pulsformung ist im Fall von hohen Photonenflüssen vorteilhaft. Bei hohen Photonenflüssen treffen die Eingangssignale der Photonen in zeitlich schneller Reihenfolge ein, es können dabei Überlagerungen mehrerer Eingangssignale, der sogenannte pileup-Effekt, stattfinden, die zu einer verfälschten Anzahl der detektierten Ereignisse und einer verfälschten Energieinformation führen kann. Die Verwendung von bipolarer Pulsformung kann die Überlagerung mehrerer Eingangssignale reduzieren.

[0004] Typischerweise besteht das analoge Front-End aus mehreren Stufen, welche jeweils eine einzige Aufgabe ausführen. Typischerweise ist der Vorverstärker als Ladungsverstärker oder Transimpedanzverstärker aufgebaut. Der Ladungspuls oder das Eingangssignal wird im Fall eines Ladungsverstärkers mit kapazitiver Rückkopplung auf der Kapazität integriert, so dass sich die Spannung am Vorverstärker Ausgang stufenförmig ändert. Das Rücksetzen der Spannung kann mittels verschiedener Mechanismen erfolgen, beispielsweise mittels eines getriggerten Schalters, einem parallel geschalteten, hochohmigen Widerstand oder einer gesteuerten Stromquelle. Dem Vorverstärker ist ein Pulsformer oder Shaper in mindestens einer zweiten Stufe nachgeschaltet. Der Pulsformer besteht aus mehreren Stufen. Typischerweise kann ein CR^M-RC^N Pulsformer verwendet werden. Das CR-Glied dient als Hochpassfilter. Für

M = 1 erzeugt es aus dem Spannungssprung einen unipolaren Puls, welcher eine durch die Dimensionierung des Hochpasses definierte Abfallzeit besitzt. Für M = 2 erzeugt es aus dem Spannungssprung einen bipolaren Puls durch die Nachschaltung eines zweiten Hochpasses. Im Anschluss wird die weitere Pulsformung durch die RC-Glieder oder Tiefpässe verwendet, beispielsweise um im Falle eines unipolaren Pulses die Annäherung an einen Gaußpuls zu erreichen.

[0005] Mit Hilfe der Computertomographie werden viele verschiedene klinische Untersuchungsarten durchgeführt und die Computertomographie wird für viele verschiedene diagnostische Fragestellungen genutzt. Die Qualitätsparameter des Computertomographen, beispielsweise das Spektrum der Röntgenstrahlung, der Photonenfluss, werden in Abhängigkeit der Untersuchungsart oder der Fragestellung gewählt. Die Erfinder haben erkannt, dass eine zusätzliche Anpassung oder Abwägung der Energieauflösung und der Linearität des Röntgendetektors wünschenswert ist. Es besteht der Wunsch nach einer optimalen Anpassung des Messsystems bereits vor der Aufnahme an die Untersuchungsart oder Fragestellung. Zur Reduktion einer unerwünschten Überlagerung von Einzelsignalen und zum Erreichen einer optimalen Auflösung ist eine umschaltbare Pulsformung wünschenswert um den Röntgendetektor an den Photonenfluss anzupassen.

[0006] Aus der US 8 618 471 B2 ist eine Vorrichtung, ein Bildgebungsgerät und ein Verfahren zur Detektion von Röntgenphotonen bekannt, wobei die Photonen in elektrische Pulse umgewandelt werden und mittels eines Diskriminators mit einem Schwellwert verglichen werden. Das elektrische Netzwerk führt diese Funktionen aus, wobei das elektrische Netzwerk ein Umschaltelement aufweist, welches den elektrischen Pfad entlang dessen das Signal verläuft, verändern kann. Das Triggersignal zum Auslösen des Umschaltelements wird von einem elektrischen Zustand des elektrischen Pfads abgeleitet. Falls ein Puls in Verbindung mit einem Photon detektiert wird, dann wird das Umschaltelement betätigt, um zu verhindern, dass das Verarbeiten des Ladungspulses eines ersten Photons von einem nachfolgenden Photon beeinflusst wird.

[0007] Aus KNOLL G. F.: Radiation Detection and Measurement. 3rd ed. USA: John Wiley & Sons, Inc. 1999. S. 610–620. ISBN 0-471-07338-5 ist ein ladungssensitiver Vorverstärker für einen Strahlungsdetektor bekannt, bei welchem die Pulsamplitude am Ausgang unabhängig von der Eingangskapazität ist. Die Zeitkonstante aus dem Produkt aus Widerstand und Kapazität bestimmt die Abklingrate des Pulsendes am Ausgang.

[0008] Es ist Aufgabe der Erfindung einen zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektor und ein medizinische Gerät anzugeben, welche eine Gewichtung von Photonenfluss und Energieauflösung durch eine Anpassung der Pulsformung, eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses, und eine Reduktion der benötigten Fläche des analogen Front-Ends ermöglichen.

[0009] Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch einen zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektor nach Anspruch 1 und ein medizinisches Gerät nach Anspruch 8.

[0010] Die Erfindung betrifft einen zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektor, der ein analoges Front-End aufweist. Das analoge Front-End ist einstufig und die eine Stufe weist einen Vorverstärker und ferner eine Pulsformungseinheit auf. Die eine Stufe wirkt dabei gleichzeitig als Vorverstärker und Pulsformungseinheit oder Pulsformer. Das Feedback der einen Stufe bestimmt gleichzeitig die Verstärkung und die Pulsformung. Die eine Stufe weist neben der Verstärkung eine intrinsische Pulsformung auf. Das analoge Front-End ist einstufig und damit kann die Verstärkung und Pulsformung des Eingangssignals in einer Stufe erfolgen anstatt in mehreren Stufen. Anstatt einer ersten Stufe zur Verstärkung und mindestens einer zweiten Stufe zur Pulsformung finden erfindungsgemäß die Verstärkung und die Pulsformung in einer Stufe statt. Die eine Stufe des Front-Ends erfüllt dadurch sowohl die Aufgabe der Verstärkung als auch der Pulsformung.

[0011] Der Röntgendetektor weist mindestens einen Pixel auf. In einer bevorzugten Ausführungsform weist der Röntgendetektor eine zweidimensionale Matrix oder Anordnung einer Mehrzahl von Pixeln oder Subpixeln auf. Jeder Pixel oder Subpixel weist das analoge Front-End auf.

[0012] Das analoge Front-End besteht aus einer einzigen Stufe, welche die Funktionen des Vorverstärkers sowie der Pulsformung vereint. Die Anzahl der Stufen in einem analogen Front-End eines integrierten Schaltkreises eines zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektors kann damit vorteilhaft minimiert werden. Gleichzeitig können die erforderlichen Signalverarbeitungsschritte der Verstärkung des Eingangssignals und der Pulsformung in der einen Stufe erfolgen. Durch die Verwendung der einen Stufe kann vorteilhaft, insbesondere bei Betrieb des Vorverstärkers mit einer niedrigen Versorgungsspannung, eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses des Röntgendetektors erreicht werden. Der innerhalb der einzigen Stufe vorgesehene Vorverstärker kann wiederum einstufig oder mehrstufig sein. In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Vorverstärker dreistufig. Dies bedeutet, dass der Zweig der Vorverstärkerfunktion für sich mehrstufig ausgeführt sein

kann, jedoch die Funktion des Vorverstärkers und der Pulsformung insgesamt in einer einzigen Stufe vorgesehen sind. Der Vorverstärker kann mit einer niedrigen Versorgungsspannung, beispielsweise im Bereich von unter 1,5 V, betrieben werden, so dass der Vorverstärker im Fall hoher Photonenflüsse, beispielsweise bei Photonenflüssen von über $10^8 \cdot (1/(s \cdot mm^2))$ im linearen Bereich betrieben werden kann. Die Verstärkung ist dabei nach oben limitiert, so dass der Vorverstärker im linearen Bereich betrieben werden kann. Durch die Vermeidung weiterer aktiver Stufen kann eine Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses vermieden werden. Die Verwendung der einen Stufe kann vorteilhaft die Verlustleistung des Röntgendetektors reduzieren, insbesondere da in einem Röntgendetektor sehr viele Eingangssignale in einem kurzen Zeitraum verstärkt und geformt werden müssen. Die Verwendung der einen Stufe kann vorteilhaft die benötigte Fläche des analogen Front-Ends im integrierten Schaltkreis reduzieren. Die verfügbare Fläche für das analoge und das digitale Front-End ist durch die Größe der Pixel limitiert. Durch die Verwendung der einen Stufe kann vorteilhaft beispielsweise die Pixelgröße des Röntgendetektors reduziert werden um eine verbesserte Ortsauflösung zu erreichen oder es kann eine größere Fläche für andere Einheiten der integrierten Schaltkreises zur Verfügung stehen, beispielsweise im digitalen Front-End, um weitere Auswertungsschritte innerhalb des Röntgendetektors durchzuführen, und damit der Datenstrom zu externen Auswertungseinheiten reduziert werden kann.

[0013] Die Erfindung betrifft ferner ein medizinisches Gerät, das einen erfindungsgemäßen Röntgendetektor aufweist.

[0014] Die Vorteile des erfindungsgemäßen Röntgendetektors können auf das medizinische Gerät übertragen werden. Die Umschaltbarkeit zwischen der unipolaren Pulsformung und der bipolaren Pulsformung erlaubt beispielsweise eine Anpassung der Pulsformung an den Photonenfluss. Damit kann vorteilhaft der Einfluss von überlagerten Signalen, sogenanntem pile-up, bei hohen Photonenflüssen reduziert werden und es können damit vorteilhaft verbesserte bildgebende Eigenschaften des medizinischen Geräts erreicht werden. Zudem kann durch die Verwendung der einen Stufe die benötigte Fläche für das analoge Front-End reduziert werden, damit können kleiner Pixel oder andere analoge oder digitale Verarbeitungsschritte im integrierten Schaltkreis durchgeführt werden. Vorteilhaft kann eine verbesserte räumliche oder energetische Auflösung in der Bildgebung mit dem medizinischen Gerät erreicht werden. Zudem kann vorteilhaft das Signal-Rausch-Verhältnis verringert werden und eine verringerte Dosis pro Aufnahme oder eine verbesserte Diagnose mit dem medizinischen Gerät ermöglicht werden.

[0015] Erfindungsgemäß weist die eine Stufe einen Rückkopplungspfad auf. Die eine Stufe ist eine rückgekoppelte Verstärkerstufe.

[0016] Die eine Stufe weist einen Vorverstärker und ein Rückkopplungsnetzwerk mit dem Rückkopplungspfad auf. Mit Hilfe des Rückkopplungsnetzwerks wird das Nachschalten mehrerer Stufen umgangen und die Flexibilität hinsichtlich der Ausgestaltung der Pulsformung vorteilhaft erhöht.

[0017] Erfindungsgemäß weist der Rückkopplungspfad eine erste Impedanz Z_{Feedback} auf. Eine Verstärkung des Eingangssignals und eine Pulsformung sind von der ersten Impedanz Z_{Feedback} abhängig.

[0018] Die erste Impedanz Z_{Feedback} liegt zwischen dem Verstärkereingang und dem Verstärkerausgang. Die erste Impedanz Z_{Feedback} , die sogenannte direkte Rückkoppelimpedanz, der einen Stufe wird im Rückkopplungspfad derart gewählt, dass sowohl eine Verstärkung des Eingangssignals als auch eine Pulsformung vorgenommen wird. Mit Hilfe der ersten Impedanz Z_{Feedback} kann vorteilhaft der Puls innerhalb der einen Stufe geformt werden und zwar in Abhängigkeit der gewählten ersten Impedanz Z_{Feedback} . Es kann vorteilhaft eine unipolare Pulsformung stattfinden, welche insbesondere für niedrige Photonenflüsse geeignet ist und eine verbesserte Energieauflösung des Röntgendetektors ermöglicht.

[0019] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors weist die eine Stufe eine Kapazität mit parallel geschaltetem Widerstand auf.

[0020] Die rückgekoppelte Verstärkerstufe kann durch Verwendung einer Kapazität mit parallelgeschaltetem Widerstand sowohl eine Verstärkung als auch eine Pulsformung des Eingangssignals vornehmen. Vorteilhaft weist die eine Stufe die Funktion zur Verstärkung und zur Pulsformung auf.

[0021] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors ist der parallel geschaltete Widerstand niederohmig.

[0022] Der parallel geschaltete Widerstand des resistiven Zweigs des Vorverstärkers ist im Vergleich zum kapazitiven Zweig niederohmig dimensioniert. Niederohmig bedeutet hierbei insbesondere, dass der niederohmige parallel geschaltete Widerstand kurze Pulsformungszeiten im Bereich von weniger als 50 ns, insbesondere weniger als 30 ns und bevorzugt weniger als 20 ns ermöglicht. Der resistive Zweig ist stark leitungsfähig. Der parallel geschaltete Widerstand kann zwischen 100 k Ω und 900 k Ω ausgelegt sein, wobei der kapazitive Zweig eine Kapazität von 10 fF bis 20 fF aufweisen kann. Durch den niederohmig dimensionierten Widerstand kann ein hinreichend schneller Entladevorgang der Kapazität er-

reicht werden. Damit kann vorteilhaft eine Erzeugung eines unipolaren Pulses erreicht werden.

[0023] Erfindungsgemäß weist die Stufe einen Pfad zwischen der ersten Impedanz Z_{Feedback} und einer Masse oder einer Versorgungsspannung auf. Der Pfad weist eine zweite Impedanz Z_{Bipolar} auf.

[0024] Der Pfad weist eine endliche Impedanz auf. Zusätzlich zur ersten Impedanz Z_{Feedback} kann die eine Stufe eine zweite Impedanz Z_{Bipolar} aufweisen. Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} kann sich im Rückkopplungsnetzwerk befinden. Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} kann von einem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} nach Masse oder Versorgungsspannung gehen. Durch einen kapazitiven Anteil kann der Übertragungsfunktion des Verstärkers eine Hochpass-Charakteristik hinzugefügt werden. Die eine Stufe kann damit vorteilhaft eine bipolare Pulsformung aufweisen.

[0025] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors weist der Pfad einen Schalter auf. Der Schalter ist zum Aktivieren oder Deaktivieren des Pfades ausgelegt.

[0026] Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} ist zuschaltbar. Mit Hilfe des Schalters kann der Pfad mit der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} vorteilhaft schnell und einfach aktiviert oder deaktiviert werden. Der Schalter kann dabei zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} und der Masse oder der Versorgungsspannung angeordnet sein. Alternativ kann der Schalter zwischen dem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} angeordnet sein.

[0027] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors weist die eine Stufe im aktivierten Zustand des Pfades eine bipolare Pulsformungseinheit auf. Damit weist im aktivierten Zustand des Pfades die erste Stufe mit einer Anordnung aus erster Impedanz Z_{Feedback} und zweiter Impedanz Z_{Bipolar} eine Verstärkung und eine bipolare Pulsformung auf.

[0028] Die bipolare Pulsformung wird durch die zweite Impedanz Z_{Bipolar} ermöglicht, die vorteilhaft schnell und einfach durch Aktivierung des Pfades mit Hilfe des Schalters zur Pulsformung beiträgt. Die bipolare Pulsformung ist im Fall von hohen Photonenflüssen vorteilhaft. Die Verwendung von bipolarer Pulsformung kann die Überlagerung mehrerer Eingangssignale vorteilhaft reduzieren und es können vorteilhaft fehlerhafte Zählungen, hinsichtlich Energie und Anzahl der Photonen, vermieden werden.

[0029] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors weist die eine Stufe im deaktivierten Zustand des Pfades eine unipolare Pulsformungseinheit auf. Damit entfaltet im deaktivierten Zu-

stand des Pfades die zweite Impedanz keine oder eine geringe Wirkung und die erste Stufe wirkt als Verstärker und unipolarer Pulsformer. Im deaktivierten Zustand trägt bevorzugt nur die erste Impedanz Z_{Feedback} zur Pulsformung bei und die eine Stufe weist eine Verstärkung und eine unipolare Pulsformung auf. Bei einer Anordnung des Schalters zwischen dem geeigneten gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} im deaktivierten Zustand keine Wirkung. Bei einer Anordnung des Schalters zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} und der Masse oder der Versorgungsspannung entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} im deaktivierten Zustand eine geringe Wirkung. Eine unipolare Pulsformung kann vorteilhaft bessere Ergebnisse hinsichtlich des Rauschens und der Energieauflösung erreichen.

[0030] Die eine Stufe kann gemäß der beiden vorgenannten Aspekte der Erfindung in Abhängigkeit vom Aktivieren oder Deaktivieren des Pfades eine unipolare Pulsformung oder eine bipolare Pulsformung aufweisen. Vorteilhaft kann die Pulsformung beispielsweise in Abhängigkeit des Photonenflusses gewählt werden. Der Schalter ermöglicht vorteilhaft ein schnelles und einfaches Umschalten zwischen der unipolaren Pulsformung und der bipolaren Pulsformung. Dadurch kann die Pulsformung vorteilhaft auf die jeweilige Anwendungssituation angepasst werden.

[0031] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen Röntgendetektors ist die erste Impedanz Z_{Feedback} einstellbar. Erfindungsgemäß ist die zweite Impedanz Z_{Bipolar} einstellbar.

[0032] Zur Einstellung der Pulsform können die erste Impedanz Z_{Feedback} und die zweite Impedanz Z_{Bipolar} einstellbar oder konfigurierbar sein. Die Pulsform kann beispielsweise bezüglich der Verstärkung, der Pulsbreite oder der Unterschwinger einstellbar sein. Vorteilhaft kann die Pulsform variiert werden. Beispielsweise kann die Verstärkung bei unipolarer Pulsformung der Verstärkung bei bipolarer Pulsformung vorteilhaft angeglichen werden. Durch die Einstellbarkeit der ersten Impedanz Z_{Feedback} oder der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} können die erste Impedanz Z_{Feedback} oder die zweite Impedanz Z_{Bipolar} für jeden Pixel oder Kanal unterschiedlich eingestellt werden, damit können vorteilhaft Unterschiede zwischen verschiedenen Fertigungschargen ausgeglichen werden und es kann vorteilhaft ein einheitliches Verhalten aller Pixel oder Kanäle erreicht werden.

[0033] Der Aufbau des Rückkopplungsnetzwerks mit der ersten Impedanz Z_{Feedback} oder der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} kann in Kombination mit einem einstufigen Verstärker und der gezielten Nutzung der intrinsischen Pulsformung auf besonders effiziente Weise alle Anforderungen an einen Vorverstärker

eines zählenden direkt-konvertierenden Röntgendetektors erfüllen.

[0034] Gemäß einem Aspekt des erfindungsgemäßen medizinischen Geräts ist das medizinische Gerät ein Computertomograph.

[0035] Die verschiedenen Untersuchungsarten die mit Hilfe eines Computertomographen durchgeführt werden verlangen unterschiedliche Parameter. Insbesondere hinsichtlich des Photonenflusses stellt ein Computertomograph hohe Anforderungen an den Röntgendetektor. Zur Vermeidung einer unerwünschten starken Überlagerung von Einzelsignalen und zum Erreichen einer optimalen Auflösung ist eine umschaltbare Pulsformung wünschenswert um den Röntgendetektor an den Photonenfluss anzupassen. Bei der Implementierung eines analogen Front-Ends ist auf Grund der hohen Anzahl an Pixeln des Röntgendetektors eine geringe Verlustleistung wünschenswert. Der Betrieb der Auswerteelektronik oder des integrierten Schaltkreises bei niedriger Versorgungsspannung ist vorteilhaft. Es können Schwankungen zwischen den Kanälen eines Chips oder Röntgendetektors als auch Schwankungen durch den Fertigungsprozess auftreten. Durch die hohe Anzahl an Kanälen oder Pixeln, die in der Bildgebung mit einem Computertomographen verwendet werden, ist es vorteilhaft ein möglichst gleichartiges Antwortverhalten der einzelnen Kanäle zu erhalten. Es ist vorteilhaft, dass die Pulsformung der einzelnen Kanäle möglichst gleichartig erfolgt.

[0036] Nachfolgend werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand von Zeichnungen näher erläutert. Hierbei zeigt:

[0037] Fig. 1 schematisch ein Konzept eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors gemäß einer ersten Ausführungsform;

[0038] Fig. 2 schematisch ein Konzept eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors gemäß einer zweiten Ausführungsform;

[0039] Fig. 3 schematisch ein Konzept eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors gemäß einer Weiterbildung der ersten Ausführungsform;

[0040] Fig. 4 schematisch ein Detektormodul mit einer Anordnung von erfindungsgemäßen Röntgendetektoren; und

[0041] Fig. 5 schematisch eine Darstellung eines erfindungsgemäßen Computertomographen.

[0042] Die Fig. 1 zeigt eine beispielhafte Ausführung eines Konzepts eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors **1** gemäß einer ersten Ausführungsform. Der Röntgendetektor **1** umfasst einen Sensor **25**, der

mit einer Auswerteelektronik, ein integrierter Schaltkreis oder ASIC, über beispielsweise Lotverbindungen verbunden ist (nicht dargestellt). Der Röntgendetektor **1** weist mindestens einen Pixel auf. In einer bevorzugten Ausführungsform weist der Röntgendetektor **1** eine zweidimensionale Matrix oder Anordnung einer Mehrzahl von Pixeln oder Subpixeln auf. Jeder Pixel oder Subpixel weist das analoge Front-End auf. Der integrierte Schaltkreis enthält ein analoges Front-End und ein digitales Front-End (nicht dargestellt). Der Puls aus dem Sensor **25** wird im analogen Front-End zunächst in der einen Stufe **2** verstärkt und geformt und anschließend an einen Analog/Digital-Wandler **27** weitergeleitet. Die eine Stufe **2** besteht aus einem Vorverstärker **21** und einem Rückkopplungsnetzwerk **23**. Der Vorverstärker **21** ist ein Transimpedanz-Verstärker, welcher den Strompuls verstärken kann. Die Verstärkung ist abhängig von der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5**. Außerdem ist die Peakhöhe des Pulses proportional zur Pulsformungszeit. Die Pulsformungszeit kann weniger als 50 ns betragen und das eingehende Signal kann beispielsweise eine Länge von 20 ns aufweisen. An dem Vorverstärker **21** liegt eine positive Versorgungsspannung **20** und eine negative Versorgungsspannung **22** oder Masse an. Das Rückkopplungsnetzwerk **23** weist einen Rückkopplungspfad **7** auf, der sich zwischen Verstärkereingang und Verstärkerausgang befindet. Der Rückkopplungspfad **7** weist die erste Impedanz Z_{Feedback} **5** auf. Ein Pfad **17** zwischen Masse **15** oder Versorgungsspannung und einem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** weist die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** auf. Der Pfad **17** weist eine endliche Impedanz auf. Der Pfad **17** weist einen Schalter **19** zur Aktivierung und Deaktivierung des Pfades **17** auf. Der Schalter **19** kann dabei zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** und der Masse **15** oder der Versorgungsspannung angeordnet sein. Bei einer Anordnung des Schalters **19** zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** und der Masse **15** oder der Versorgungsspannung entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** im deaktivierten Zustand eine geringe Wirkung. Die eine Stufe **2** kann in Abhängigkeit vom Aktivieren oder Deaktivieren des Pfades **17** eine unipolare Pulsformung oder eine bipolare Pulsformung aufweisen.

[0043] Die Fig. 2 zeigt eine beispielhafte Ausführung eines Konzepts eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors **1** gemäß einer zweiten Ausführungsform mit einer alternativen Anordnung des Schalters **19** im analogen Front-End. Der Schalter **19** kann dabei zwischen dem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** angeordnet sein. Bei einer Anordnung des Schalters **19** zwischen dem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** im deaktivierten Zustand keine Wirkung.

[0044] Die Fig. 3 zeigt eine beispielhafte Ausführung eines Konzepts eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors **1** gemäß einer Weiterbildung der ersten Ausführungsform. Zu der in Fig. 1 beschriebenen beispielhaften Ausführung eines Konzepts eines erfindungsgemäßen Röntgendetektors **1** wird als Weiterbildung eine beispielhafte Ausführung einer Implementierung der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** beschrieben. Die erste Impedanz Z_{Feedback} **5** kann durch eine Kapazität **9** mit parallel geschaltetem Widerstand **11** ausgebildet sein. Der parallel geschaltete Widerstand ist dabei niederohmig dimensioniert um einen hinreichend schnellen Entladevorgang der Kapazität zu ermöglichen und damit eine Erzeugung eines unipolaren Pulses zu ermöglichen. Der parallel geschaltete Widerstand kann zwischen 100 k Ω und 900 k Ω ausgelegt sein, wobei der kapazitive Zweig eine Kapazität von 10 fF bis 20 fF aufweisen kann. Zusätzlich zur ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** befindet sich an einem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13**. Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** liegt auf einem Pfad **17**, der durch einen Schalter **19** aktivierbar und deaktivierbar ist. Der Schalter **19** ist dabei zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** und der Masse **15** oder der Versorgungsspannung angeordnet. Bei einer Anordnung des Schalters **19** zwischen der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** und der Masse **15** oder der Versorgungsspannung entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** im deaktivierten Zustand eine geringe Wirkung. Der Schalter **19** kann alternativ zwischen dem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** (nicht dargestellt) angeordnet sein. Bei einer Anordnung des Schalters **19** zwischen dem geeignet gewählten Abgriffpunkt der ersten Impedanz Z_{Feedback} **5** und der zweiten Impedanz Z_{Bipolar} **13** (nicht dargestellt) entfaltet die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** im deaktivierten Zustand keine Wirkung. Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** kann als in Serie geschaltete Kapazität **10** und Widerstand **12** ausgebildet sein. Die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** ist im aktivierten Zustand des Pfades **17** endlich. Durch einen kapazitiven Anteil wird der Übertragungsfunktion des Vorverstärkers **21** eine Hochpass-Charakteristik hinzugefügt und infolge dessen eine bipolare Pulsformung ermöglicht. Die erste Impedanz Z_{Feedback} **5** und die zweite Impedanz Z_{Bipolar} **13** sind konfigurierbar, variierbar oder einstellbar, sodass die Pulsform beispielsweise hinsichtlich Verstärkung, Pulsbreite und Unterschwinger einstellbar ist.

[0045] Die Fig. 4 zeigt eine beispielhafte Ausführung eines Detektormoduls **51** mit einer Anordnung von erfindungsgemäßen Röntgendetektoren **1**. In einer bevorzugten Ausführungsform weist der Röntgendetektor **1** eine zweidimensionale Matrix oder Anordnung einer Mehrzahl von Pixeln oder Subpixeln auf. Die Anzahl der Subpixel kann beispielsweise im Bereich

von 100 bis mehrere Tausend liegen. Der Röntgendetektor **1** weist einen Sensor **53** auf. Der Sensor **53** kann als flächenhafter Direktkonverter, beispielsweise aufweisend CdTe, CZT, CdZnTeSe, CdTeSe, CdMnTe, InP, TlBr₂, HgI₂, GaAs oder andere als Konvertermaterial, ausgebildet sein. Die Oberseite des Sensors **53** weist eine Top-Elektrode **55** auf. Die Unterseite des Sensors **53** weist eine zweidimensionale Anordnung von Kontakten **56** auf. Die Kontakte **56** sind über Lotverbindungen **69** mit den Pixelelektroden **57** und den Pixelelektroniken **67** im ASIC **59** verbunden. Die Lotverbindungen **69** können beispielsweise als Lotkugeln (bump bonds) oder Lotmaterial in Verbindung mit Kupfersäulen (copper pillars) ausgebildet sein. Die Anzahl der Kontakte **56**, die Anzahl der Lotverbindungen **69**, die Anzahl der Pixelelektroden **57** und die Anzahl der Pixelelektroniken **67** im ASIC **59** sind gleich. Das elektrische Feld zwischen der Top-Elektrode **55** und einem Kontakt **56** bestimmt ein sensitives Detektionsvolumen. Die Einheit aus einem Detektionsvolumen, einem Kontakt **56**, einer Lotverbindung **69**, einer Pixelelektrode **57** und einer mit der Pixelelektrode **57** verbundenen Pixelelektronik **67** bildet einen Pixel oder Subpixel. In jeder Pixelelektronik **67** befindet sich das analoge Front-End aufweisend die eine Stufe **2**. Jeder Subpixel weist das analoge Front-End auf. Über weitere Schaltungen können insbesondere im digitalen Front-End die Signale von mehreren Subpixeln, beispielsweise innerhalb eines Makropixels, zusammengefasst werden. Der ASIC **59** ist an der Unterseite mit einem Substrat **61** verbunden. Der ASIC **59** ist über TSV-Verbindungen **63** durch das Substrat **61** hindurch mit einer peripheren Elektronik **65** verbunden.

[0046] Die Fig. 5 zeigt eine beispielhafte Ausführung eines erfindungsgemäßen Computertomographen **31** mit einer erfindungsgemäßen Detektorvorrichtung **29**. Die Detektorvorrichtung **29** weist den erfindungsgemäßen Röntgendetektor **1** auf. Die Detektorvorrichtung **29** kann mehrere Detektormodule **51** aufweisen die mindestens einen Röntgendetektor **1** aufweisen. Bevorzugt weisen die Detektormodule **51** eine Mehrzahl an Röntgendetektoren **1** in einer zweidimensionalen Matrix oder Anordnung auf. Der Computertomograph **31** beinhaltet eine Gantry **33** mit einem Rotor **35**. Der Rotor **35** umfasst eine Röntgenquelle **37** und die erfindungsgemäße Detektorvorrichtung **29**. Der Patient **39** ist auf der Patientenliege **41** gelagert und ist entlang der Rotationsachse **z 43** durch die Gantry **33** bewegbar. Zur Steuerung und Berechnung der Schnittbilder wird eine Recheneinheit **45** verwendet. Eine Eingabeeinrichtung **47** und eine Ausgabevorrichtung **49** sind mit der Recheneinheit **45** verbunden.

Patentansprüche

1. Zählender direkt-konvertierender Röntgendetektor (**1**) aufweisend ein analoges Front-End, wobei

a. das analoge Front-End einstufig ist,
 b. die eine Stufe (**2**) einen Vorverstärker (**21**) und ferner eine Pulsformungseinheit (**23**, **7**) aufweist,
 c. die eine Stufe (**2**) einen Rückkopplungspfad (**7**) aufweist,
 d. der Rückkopplungspfad (**7**) eine erste Impedanz Z_{Feedback} (**5**) aufweist,
 e. eine Verstärkung des Eingangssignals und eine Pulsformung von der ersten Impedanz Z_{Feedback} (**5**) abhängig sind,
 f. die Stufe (**2**) einen Pfad (**17**) zwischen der ersten Impedanz Z_{Feedback} (**5**) und einer Masse (**15**) oder einer Versorgungsspannung aufweist, wobei der Pfad (**17**) eine zweite Impedanz Z_{Bipolar} (**13**) aufweist, und
 g. die zweite Impedanz Z_{Bipolar} (**13**) einstellbar ist oder/und der Pfad (**17**) durch einen Schalter (**19**) aktivierbar oder deaktivierbar ist.

2. Röntgendetektor (**1**) nach Anspruch 1, wobei die eine Stufe (**2**) eine Kapazität (**9**) mit parallel geschaltetem Widerstand (**11**) aufweist.

3. Röntgendetektor (**1**) nach Anspruch 2, wobei der parallel geschaltete Widerstand (**11**) niederohmig ist.

4. Röntgendetektor (**1**) nach Anspruch 1, wobei der Pfad (**17**) den Schalter (**19**) aufweist.

5. Röntgendetektor (**1**) nach Anspruch 4, wobei die eine Stufe (**2**) im aktivierten Zustand des Pfades (**17**) eine bipolare Pulsformungseinheit aufweist.

6. Röntgendetektor (**1**) nach Anspruch 4, wobei die eine Stufe (**2**) im deaktivierten Zustand des Pfades (**17**) eine unipolare Pulsformungseinheit aufweist.

7. Röntgendetektor (**1**) nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 6, wobei die erste Impedanz Z_{Feedback} (**5**) einstellbar ist.

8. Medizinisches Gerät aufweisend einen Röntgendetektor (**1**) nach einem der vorhergehenden Ansprüche.

9. Medizinisches Gerät nach Anspruch 8, wobei das medizinische Gerät ein Computertomograph (**31**) ist.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

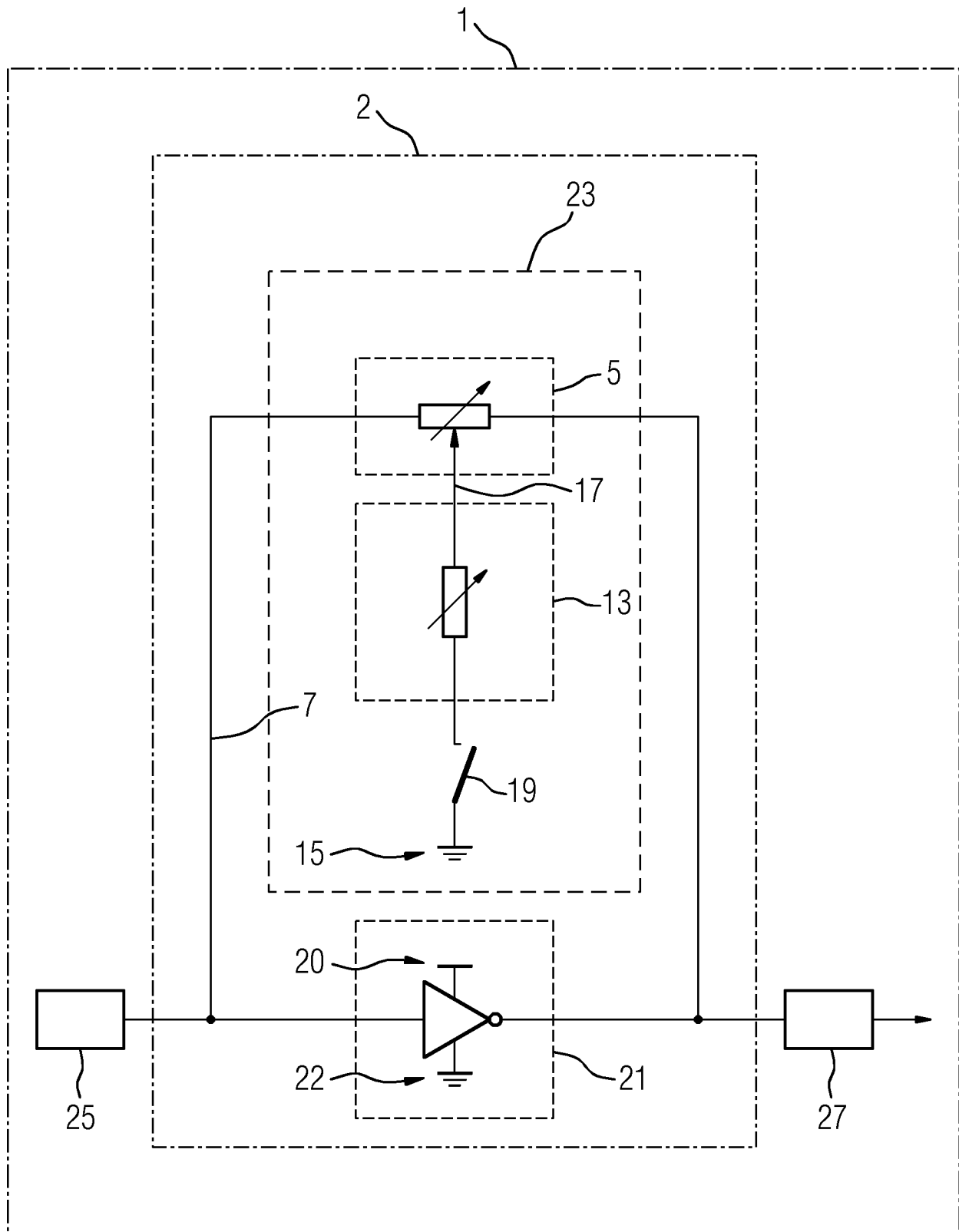


FIG 2

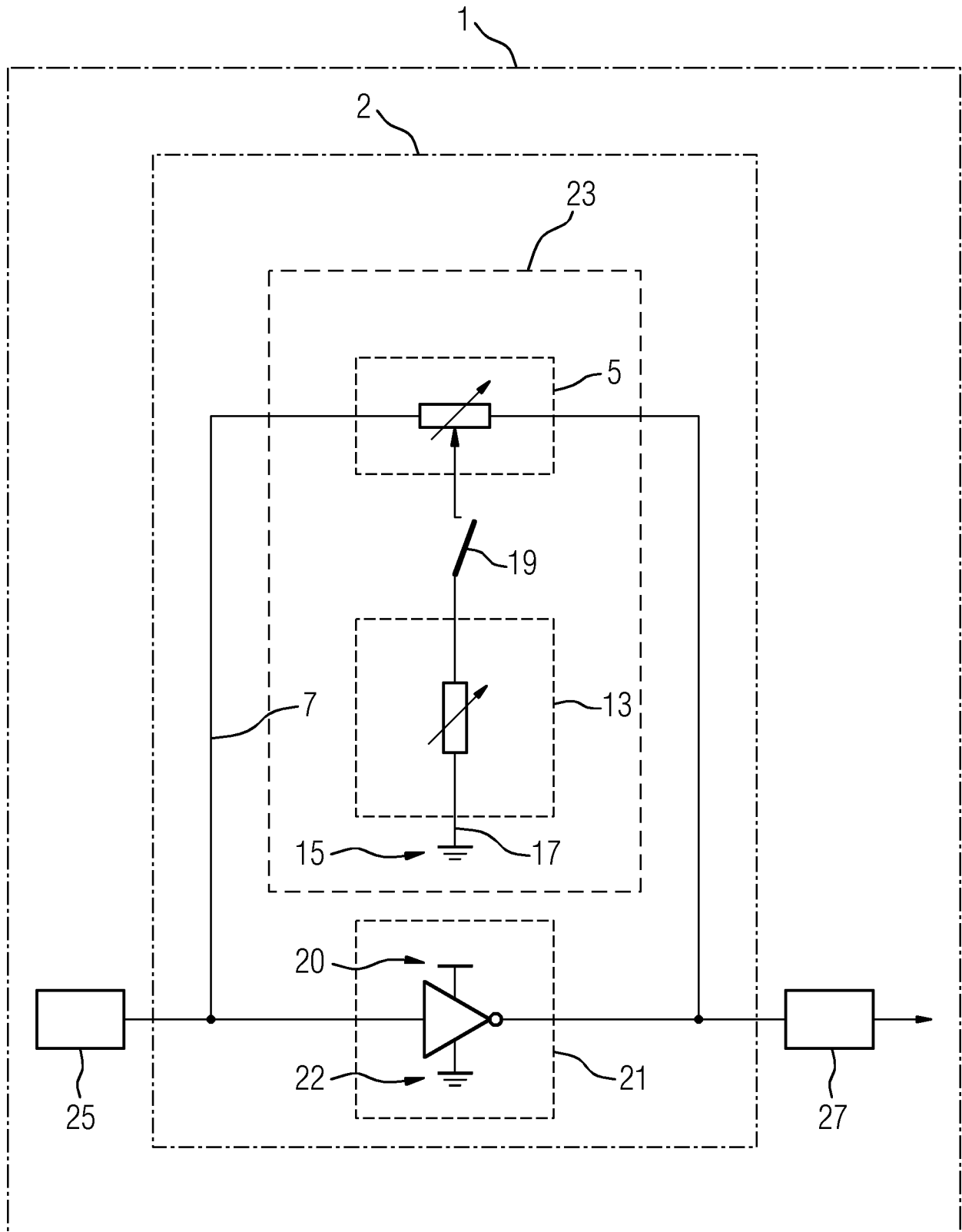


FIG 3

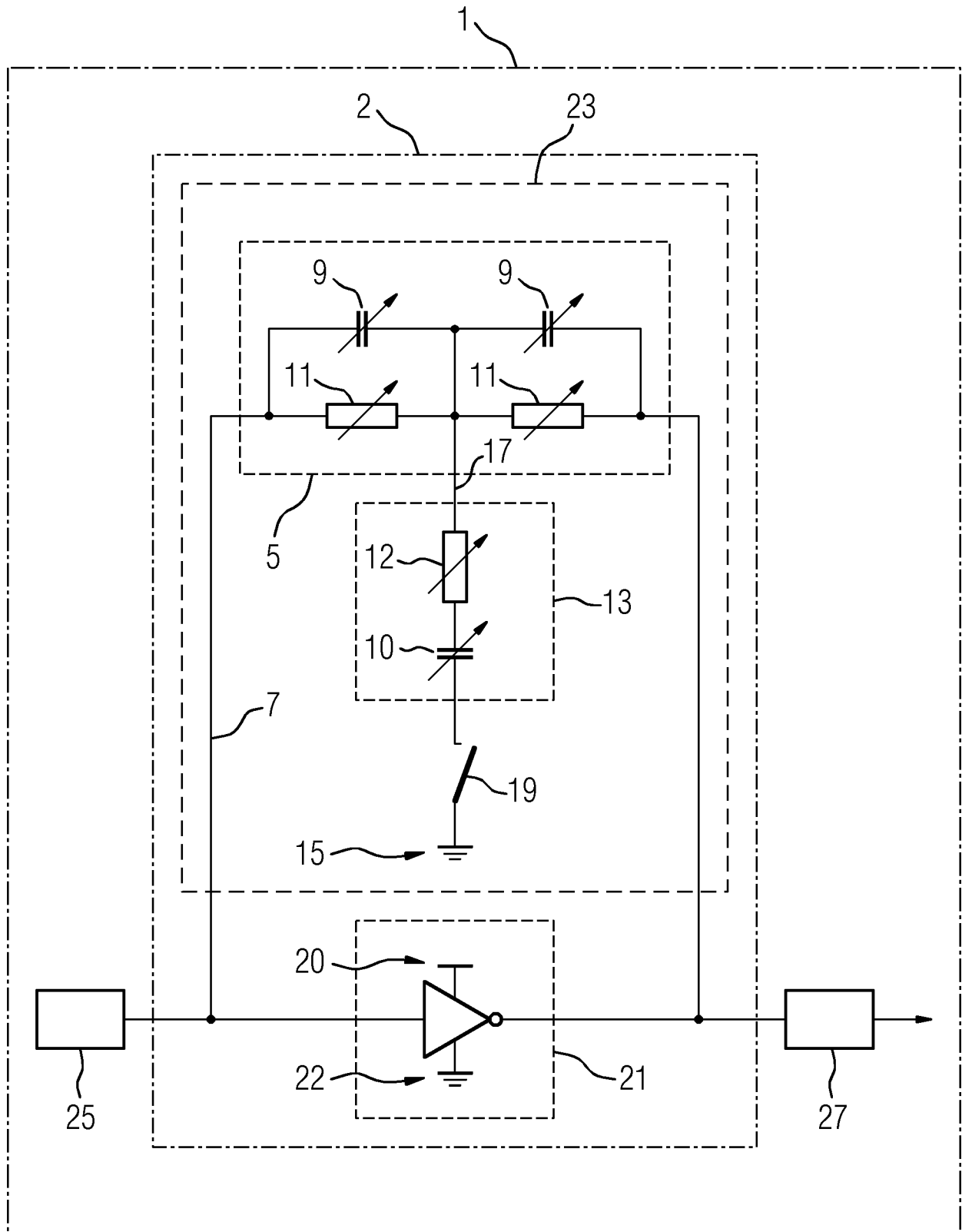


FIG 4

