

ITALIAN PATENT OFFICE

Document No.

102012902050647A1

Publication Date

20131115

Applicant

BELLAZZINI RONALDO

Title

SENSORE RADIOLOGICO DIGITALE.

Descrizione dell'invenzione industriale dal titolo:
"SENSORE RADIOLOGICO DIGITALE", a nome di BELLAZZINI
Ronaldo, cittadino italiano residente a Pisa.

DESCRIZIONE

5 Ambito dell'invenzione

Questa invenzione riguarda un sensore radiologico
digitale per impiego diagnostico e di analisi.

Brevi cenni alla tecnica nota

Esistono sensori digitali a raggi X, in particolare
10 sensori digitali, provvisti di uno strato convertitore
nella forma di un coating amorfo, normalmente di Selenio
amorfo o Ioduro di Cesio, per trasformare, in modo diretto,
(Selenio amorfo) o in modo indiretto, Ioduro di Cesio,
fotoni di una radiazione X in carica elettrica. La carica
15 totale convertita durante una esposizione ai raggi X viene
accumulata all'interno dei pixel di un pannello con
struttura a pixel di TFT (Transistor a Film Sottile).

Una volta terminata l'esposizione, viene letta la
quantità di carica accumulata in ogni pixel. Più in
20 particolare, l'elettronica di acquisizione dell'immagine
comprende un convertitore analogico/digitale collocato alla
periferia del pannello integratore che trasforma la carica
complessivamente accumulata in ogni pixel in una tensione
elettrica e quindi in un numero proporzionale alla quantità
25 di radiazione totale che ha attraversato l'oggetto
irraggiato in corrispondenza di ogni pixel del TFT.
L'insieme di tali numeri può essere poi convertito in
un'immagine radiografica in cui il contrasto è funzione
della quantità di radiazione complessivamente accumulata in
30 ciascun pixel.

Esiste inoltre una tecnica, nota come photon-counting

con la quale vengono contati i fotoni uno per uno, e vengono classificati in una pluralità di canali, ottenendo una risoluzione "film grade". In particolare, esistono rivelatori ibridi noti come MediPix, che comprendono un ASIC per eseguire un procedimento di photon-counting. Tali rivelatori comprendono discriminatori usati in modo tale che l'elettronica conti solo eventi in una finestra di energia prescelta, permettendo un imaging ai raggi X con caratteristiche spettroscopiche.

Una versione più recente, nota come Medipix-3, ha una migliore risoluzione in energia grazie alla correzione in tempo reale della condivisione di carica. É inoltre provvista di contatori multipli per pixel che possono essere usati in diverse modalità di esercizio. Ciò permette una lettura in continuo, e fino a otto soglie di energia.

Il dispositivo Medipix, tuttavia presenta alcune limitazioni. In primo luogo, esso ha dei limiti fisici a realizzare una superficie dimensioni superiori a 14mm x 14mm ottenendo al massimo un numero di pixel 256x256 molto limitato; inoltre, essendo basato su una tecnologia CMOS, è intrinsecamente scalibrato, ossia le unità costituite dai suoi discriminatori/contatori non forniscono risposte di conteggio omogenee e quindi è richiesto un elevato sforzo computazionale per calibrare tra loro i dati disomogenei raccolti dal dispositivo. Ha inoltre una disposizione dei pixel su una griglia quadrata, che non è ottimale per il campionamento del campo di radiazione, in quanto non consente una definizione accettabile nelle direzioni diverse da quelle di una coppia di assi ortogonali. Infine, Medipix è stato concepito per essere accoppiato preferibilmente a convertitori in Silicio, e quindi a elevata attenuazione di conversione da fotoni a cariche. L'insieme di queste limitazioni non permette di utilizzare Medipix per realizzare di sensori che abbiano una

superficie attiva continua sufficientemente grande e che abbiano una sensibilità all'energia della radiazione X di interesse concreto per la radiologia medica.

Esistono altre tecniche che sono disponibili su
5 superfici sufficientemente grandi. Tuttavia, si tratta di tecniche integranti, come ad esempio descritto in WO96/33424, che non sono in grado di determinare la distribuzione dei fotoni convertiti in una medesima proiezione radiografica, rispetto all'energia che i fotoni
10 in arrivo allo strato convertitore possiedono. Questa informazione, nota anche come "colore" dei fotoni, può essere molto importante per alcune determinazioni diagnostiche ed analitiche.

Per ottenere tale informazione sul "colore", con la
15 tecnica nota di tipo integrante, sarebbe necessario eseguire tante proiezioni o flash quanti sono i livelli energetici di interesse, variando, per esempio, l'energia del fascio di radiazione X. Nel caso di una radiografia su un soggetto vivente, ciò ha lo svantaggio di esporre il
20 soggetto per un tempo prolungato a radiazioni nocive e ripetute. Un altro svantaggio è costituito dal tempo e dalle risorse necessarie per portare a compimento le sessioni radiografiche comprensive di più proiezioni.

Un'altra notevole limitazione della tecnica nota
25 deriva dall'esistenza di varie sorgenti di rumore. Oltre al rumore quantistico, che è inevitabilmente collegato alla intensità della radiazione X utilizzata, è sempre presente un livello di rumore sistematico collegato al sensore e all'elettronica di rivelazione, in particolare dei mezzi di
30 amplificazione della carica. Il rumore totale, quantistico + sistematico non permette ai pixel raccoglitori di rivelare la carica uscente dallo strato convertitore, quando questa è inferiore ad una determinata soglia. Per questo motivo, è sentita l'esigenza di far arrivare al

pixel più carica possibile, e/o di limitare il rumore al solo livello quantistico, in modo che il pixel richieda meno carica possibile per funzionare. In altre parole, è sentita l'esigenza di pixel a basso rumore, e di strati
5 convertitori a efficienza maggiore.

Un altro notevole svantaggio della tecnica nota risiede nella limitata capacità di conversione dello strato convertitore. Sono a tal fine noti convertitori al Selenio, con spessore al massimo 0,5 mm. Tali convertitori, a causa
10 del numero atomico relativamente basso del Selenio, sono sensibili alla radiazione X solo fino ad un'energia massima di circa 30-40 keV. Altri convertitori, allo Ioduro di Cesio, quando realizzati con spessori adeguati, mostrano comunque una perdita di risoluzione a causa del processo
15 indiretto di conversione della radiazione X in carica.

È pertanto desiderabile realizzare un sensore radiologico digitale che abbia uno strato convertitore ad elevata efficienza, e basso rumore, che permetta di raggiungere risoluzioni "film grade".

20 Sintesi dell'invenzione

È quindi scopo della presente invenzione fornire un sensore radiologico digitale con risoluzione "film grade" comparabile, cioè, a quella ottenibile utilizzando lastre radiografiche ad alta risoluzione, che permetta di ottenere
25 un rapporto massimo possibile fra qualità dell'immagine e dose di radiazioni assorbite.

È un altro scopo dell'invenzione fornire un sensore radiologico digitale con risoluzione "film grade" che permetta di aumentare considerevolmente il contenuto
30 informativo delle immagini prodotte, ad esempio per applicazioni densitometriche e mammografiche.

È inoltre scopo dell'invenzione fornire un sensore radiologico digitale con risoluzione "film grade" che abbia

un potenziale di risoluzione spaziale molto elevato, migliorando quindi la nitidezza delle immagini.

È poi scopo dell'invenzione fornire un sensore radiologico digitale con risoluzione "film grade" che sia
5 sostanzialmente esente da ogni rumore aggiuntivo rispetto al rumore quantico, e che permetta quindi uno sfruttamento ottimale di dosi di radiazioni relativamente basse.

È altresì scopo dell'invenzione fornire un sensore radiologico digitale che permetta di ottenere, a parità di
10 dose di radiazioni, una miglior risoluzione di contrasto rispetto ai sensori di tecnica nota, cioè un'elevata capacità di differenziare oggetti con piccole differenze di grigio, oppure che permetta di ottenere la stessa risoluzione di contrasto con una dose minore di radiazioni,
15 sempre rispetto ai sensori di tecnica nota.

È un ulteriore scopo dell'invenzione fornire un sensore radiologico digitale che abbia una velocità di lettura estremamente elevata, fino ed oltre a 100 frame/sec, rendendo così possibile effettuare acquisizioni
20 di immagini multiple per le applicazioni "slot-scanning" in tempi dell'ordine del secondo.

È uno scopo particolare della presente invenzione fornire un sensore radiografico in cui lo strato convertitore e l'elettronica di lettura consentano di
25 misurare fotoni in una finestra di energia più larga, sia verso il basso che verso l'alto, di quanto possibile con i sensori della tecnica nota.

È uno scopo particolare della presente invenzione fornire un sensore radiografico che abbia un rumore residuo
30 complessivo inferiore a quello dei sensori di tecnica nota.

È un altro scopo particolare della presente invenzione fornire un sensore radiografico in cui lo strato convertitore permetta di raccogliere una quantità di elettroni per fotone assorbito superiore a quanto possibile

con la tecnica nota.

È un altro scopo particolare della presente invenzione fornire un sensore radiografico in cui non sia necessario un elevato sforzo computazionale per effettuare la
5 calibrazione dei dati rilevati.

Questi ed altri scopi sono raggiunti da un sensore radiologico digitale comprendente:

- uno strato convertitore a semiconduttore, atto a ricevere fotoni radiologici e a convertirli in carica
10 elettrica;
- uno strato raccoglitore a semiconduttore integrato allo strato convertitore, lo strato raccoglitore essendo suddiviso in una pluralità di pixel raccoglitori disposti secondo un determinato pattern, ciascun pixel
15 raccoglitore dello strato raccoglitore essendo atto a ricevere elettroni dallo strato convertitore;
- mezzi di output per trasmettere ad una elettronica di acquisizione i dati raccolti dai pixel raccoglitori.

Secondo un primo aspetto dell'invenzione, un sensore
20 radiologico digitale prevede che

- in ciascun pixel raccoglitore sono contenuti mezzi di amplificazione (203) in carica, disposti per ricevere in ingresso detti elettroni (16) prodotti da detto strato convertitore (10), detti mezzi di amplificazione
25 (203) essendo configurati per produrre un segnale in tensione (17) avente un valore di picco (27) proporzionale a detta carica elettrica (16) in ingresso,
- in ciascun pixel raccoglitore (22) è contenuta una
30 pluralità di N discriminatori a finestra (24_i), ciascun discriminatore (24_i) essendo atto a:
 - eseguire un confronto fra detto valore di picco (27) e due valori di soglia di carica ($25_i, 25_{i+1}$)

- comprendenti un valore di soglia inferiore (25_i) e un valore di soglia superiore (25_{i+1}), e
- effettuare una transizione istantanea fra un livello di 0 e un livello di 1 se:
 - 5 — detto valore di picco (27) è maggiore di detto valore di soglia inferiore (25_i);
 - detto valore di picco (27) è minore di detto valore di soglia superiore (25_{i+1});
 - ciascun discriminatore di detti N discriminatori (24_i)
10 avendo:
 - detta propria soglia superiore (25_{i+1}) che è minore di detta soglia inferiore di uno qualsiasi di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i), in particolare avendo detta
15 propria soglia superiore (25_{i+1}) che è uguale a detta soglia inferiore di uno di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i),
 e/o
 - 20 — detta propria soglia inferiore (25_i) che è maggiore di detta soglia inferiore di uno qualsiasi di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i), in particolare avendo detta
25 propria soglia inferiore (25_i) che è uguale a detta soglia superiore di uno di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i),
- dal fatto che** in ciascun pixel raccoglitore (22) è contenuta una pluralità di N contatori (26_i), ciascuno di
30 detti contatori (26_i) essendo associato a uno rispettivo di detti discriminatori (24_i),
e dal fatto che ciascun contatore (26_i) è configurato per incrementare di 1 un valore di un proprio conteggio se:

— detto valore di picco (27) è maggiore di detta soglia inferiore (25_i) di detto rispettivo discriminatore (24_i) e

— detto valore di picco (27) è minore di detta soglia superiore (25_{i+1}) di detto rispettivo discriminatore (24_i) ,

mentre detti contatori $(26_k, k \neq i)$ distinti da detto ciascun contatore (26_i) sono configurati per mantenere immutato un proprio valore di conteggio associato,

10 e dal fatto che detti mezzi di output sono configurati per ricevere da ciascun pixel raccoglitore dati di misurazione della radiazione (2) incidente in N 'colori' corrispondenti ai conteggi accumulati in N finestre di energia (26_i) per ciascuna soglia di carica.

15 Vantaggiosamente, i mezzi di output sono configurati per ricevere da ciascun pixel raccoglitore dati di misurazione della radiazione incidente in N 'colori' corrispondenti ai conteggi accumulati in N finestre di energia per ciascuna soglia di carica.

20 La funzione di "photon counting" dell'ASIC è necessaria, ma non sufficiente per caratterizzare i fotoni in base al livello energetico. Tale caratterizzazione è consentita dall'aggiunta della funzione, nella struttura dell'ASIC, di misura dell'energia. Con tale funzione, in
25 ciascun pixel l'elettronica dell'ASIC è in grado di determinare quanti fotoni sono arrivati e quanti di questi hanno livelli energetici compresi nei vari intervalli o finestre di energia.

Grazie al sensore secondo l'invenzione, come sopra
30 definito, con un'unica esposizione ai raggi X su un soggetto, cioè sottoponendo il soggetto a un'unica dose di radiazioni, è possibile ottenere più immagini, ciascuna delle quali è riferita ad una specifica finestra di energia dei fotoni. Tale pluralità di immagini permette di

caratterizzare il campione o soggetto osservato in relazione al potere assorbente che il campione o soggetto ha nei confronti di fotoni aventi diversa energia.

Ad esempio le finestre di energia possono riferirsi a
5 valori di energia dei fotoni compresi tra 5 e 15 keV, 15 e 25 keV, 25 e 40 keV, 40 e 60 keV e così via.

Ad esempio, i contatori possono essere comuni registri di silicio a 15 bit, atti a contare $2^{15}-1$ fotoni. Impiegando i sensori di tecnica nota, sarebbe necessario
10 esporre il soggetto a un numero di proiezioni uguale al numero di livelli energetici a cui si desidera ottenere le immagini. Pertanto, a parità di informazioni radiologiche ottenute, il sensore secondo l'invenzione permette di ridurre l'esposizione del soggetto a radiazioni nocive per
15 la salute, rispetto a quanto possibile con i sensori di tecnica nota.

Ad esempio, la superficie di un sensore o blocco elementare può avere dimensioni dell'ordine di 2,5 x 3,0 centimetri, comprendente 476x512 pixel su cui sono disposti
20 circa 1 milione di multicanali. Con tali dimensioni del blocco elementare, un normale slot di 24 x 2,5 cm può essere coperto con 8 blocchi elementari.

Un sensore radiologico come da rivendicazione 1, in cui i pixel raccoglitori hanno in pianta una forma
25 esagonale, e sono disposti secondo un pattern a nido d'ape. Per pattern a nido d'ape si intende una struttura in cui ad un primo esagono, sono disposti affiancati 6 esagoni uguali al primo, ciascuno dei quali ha un lato parallelo ad un distinto lato del primo esagono. Rispetto ad una struttura
30 a maglia quadrata, la struttura a nido d'ape permette di aumentare la densità di pixel per unità di area. La maglia a nido d'ape permette inoltre di ottenere una risoluzione spaziale sostanzialmente uguale in tutte le dimensioni, anziché in due direzioni ortogonali privilegiate, parallele

ai lati della maglia quadrata, in cui la risoluzione secondo le direzioni delle diagonali dei quadrati è inferiore di circa il 40% rispetto alle due direzioni privilegiate.

5 In un secondo aspetto dell'invenzione, lo strato convertitore a semiconduttore comprende una pluralità di pixel convertitori disposti secondo un pattern corrispondente al pattern dei pixel raccoglitori dello strato raccoglitore, in modo che ci sia una corrispondenza
10 univoca e si possa realizzare una connessione elettrica fra i pixel dello strato convertitore e i relativi pixel dello strato raccoglitore.

In una forma realizzativa, essendo lo strato convertitore un materiale cristallino, avente la
15 metallizzazione affacciata allo strato raccoglitore strutturata a pixel, si permetterebbe di massimizzare la carica associata alla conversione di ciascun fotone, cioè il numero di elettroni che possono essere trasportati attraverso lo strato di conversione in modo da superare
20 agevolmente la soglia di rumore dei pixel dell'ASIC.

In particolare, i pixel dello strato convertitore affacciati sui pixel dello strato raccoglitore sono ottenuti mediante una tecnica fotolitografica (deposizione e patterning di film metallici, semiconduttori ed isolanti a
25 spessore sottile) simile a quella utilizzata per la realizzazione dei pixel dello strato raccoglitore

In una forma realizzativa dell'invenzione, lo strato convertitore è unito allo strato raccoglitore la tecnica di bump-bonding, in cui una pluralità di sferule di materiale elettricamente conduttore, in particolare un metallo come
30 una lega Indio-Bismuto, è disposta tra lo strato convertitore e lo strato raccoglitore, con una sferula disposta in corrispondenza di ciascun pixel raccoglitore. Tale tecnica permette di collegare in modo relativamente

semplice lo strato raccoglitore e lo strato convertitore, in modo che ciascun pixel dello strato convertitore sia connesso elettricamente al pixel corrispondente dello strato raccoglitore.

5 Più in dettaglio, le sferule o bump possono essere ottenute mediante deposito sull'ASIC dello strato raccoglitore di rispettive quantità di detto materiale elettricamente conduttivo.

10 In alternativa, o in aggiunta, le sferule possono essere ottenute, in corrispondenza di ciascun pixel dell'ASIC, con una fase di accrescimento di tali quantità di tale materiale elettricamente conduttivo, o mediante tecniche fotolitografiche, in un post-trattamento dell'ASIC.

15 Il collegamento, o bond, tra lo strato raccoglitore comprendente le sferule, e lo strato convertitore con struttura a pixel può avvenire attraverso una fase di sovrapposizione e centraggio reciproco dello strato convertitore e dello strato raccoglitore, ed una successiva
20 fase di applicazione di una compressione o di un riscaldamento per causare una fusione delle sferule e creare il collegamento, come noto nella tecnica.

In alternativa, lo strato convertitore a semiconduttore è uno strato convertitore a coating, ottenuto mediante una
25 tecnica di evaporazione e/o deposito di un materiale semiconduttore policristallino o amorfo sullo strato raccoglitore. Tali processi permettono di formare in modo naturale uno strato rilevatore modellato secondo una struttura a pixel in cui i pixel hanno lo stesso pattern
30 dell'ASIC, ossia dei pixel dello strato raccoglitore.

In particolare, detto materiale amorfo può comprendere materiali semiconduttori come Telloruro di Cadmio, Selenio, Ioduro di Piombo, Ioduro mercurico, Arseniuro di Gallio, Germanio o una combinazione di tali materiali.

In particolare, lo strato convertitore a coating amorfo può essere ottenuto mediante una tecnica di screen printing.

Lo strato di rivestimento a coating permette di
5 realizzare un sensore di costo relativamente ridotto.

Lo strato raccoglitore è vantaggiosamente implementato con tecnologia CMOS. Come noto, l'impiego della tecnologia CMOS ha il vantaggio di essere una tecnologia a basso consumo potenza, dell'ordine di pochi Watt, e a basso
10 costo, ed è la scelta ad oggi preferita per ASIC comprendenti un numero di componenti dell'ordine di 10^6 , quale quello previsto dall'invenzione.

Tuttavia, ciascun discriminatore CMOS ha un proprio valore di offset, che per di più può dipendere anche da
15 condizioni ambientali come la temperatura, e di esercizio. Un contatore associato ad un discriminatore che ha un offset più vicino alla soglia ad esso associata conta di più di un altro contatore associato ad un discriminatore con che ha un offset più lontano dalla soglia di eguale
20 valore nominale. Per questo motivo, un ASIC quale quello richiesto per realizzare l'invenzione, implementato con tecnologia CMOS, può dare una risposta disomogenea, all'interno del medesimo pixel e da un pixel all'altro.

Per superare tale problema, secondo un quarto aspetto
25 dell'invenzione sono previsti mezzi di autocalibrazione di ciascun discriminatore/contatore di ciascun pixel ricevitore, comprendenti un DAC, cioè un convertitore digitale/analogico, per ciascun discriminatore in ciascun pixel dello strato raccoglitore, i mezzi di
30 autocalibrazione essendo configurati per

iniettare in ciascun discriminatore una corrente di intensità decrescente a partire da un valore massimo atto ad indurre un conteggio in ciascun discriminatore/contatore;

verificare, per ciascun valore di intensità di corrente somministrata a ciascun discriminatore/contatore, se detto ciascun discriminatore/contatore esegua una fase di conteggio;

- 5 identificare, per ciascun discriminatore/contatore, una massima intensità di corrente iniettata, che non causa conteggi, e registrare un valore di intensità di corrente che non è atto a indurre un conteggio in detto ciascun discriminatore/contatore (24i,26i), come corrente di
10 correzione da applicare a detto ciascun
discriminatore/contatore (24i,26i) in una successiva fase
di lavoro

i corrente comprendenti un'intensità di corrente di valore massimo, ed essendo inoltre configurati per
15 eseguire, in assenza di radiazione incidente:

- un'iniezione di una corrente avente un'intensità pari a tale valore massimo, ottenibile da un DAC settato al proprio valore massimo, detta intensità di corrente essendo atta a indurre un conteggio in ciascun
20 discriminatore/contatore (24i,26i), avendo posto la soglia (25i) a un valore minimo, corrispondente ad un riferimento di terra di detto discriminatore/contatore (24i,26i);
- in ciascun discriminatore/contatore (24i,26i),
25 un'iniezione di una corrente successiva avente un'intensità minore rispetto a una corrente precedente, se detta corrente precedente induce un conteggio in detto ciascun discriminatore/contatore (24i,26i);
- 30 — in ciascun discriminatore/contatore (24i,26i), un'iniezione di una corrente successiva avente un'intensità maggiore rispetto a una corrente precedente, se detta corrente precedente non induce un

conteggio in detto ciascun discriminatore/contatore (24i,26i);

— per ciascun discriminatore/contatore (24i,26i), una registrazione di una intensità di corrente che non è
5 atta a indurre un conteggio in detto ciascun discriminatore/contatore (24i,26i), come corrente di correzione da applicare a detto ciascun discriminatore/contatore (24i,26i) in una successiva fase di lavoro.

10 — In altre parole, i mezzi di autocalibrazione sono atti ad iniettare correnti di intensità progressivamente decrescente. La riduzione progressiva della corrente iniettata fino a individuare, per ogni discriminatore/contatore, la massima corrente
15 iniettata, che non causa conteggi. In questo modo l'offset del discriminatore/contatore è spostato al massimo valore ancora sotto soglia.

— Il valore del DAC così determinato, è registrato in un DAC/register per la autocalibrazione durante le
20 acquisizioni successive.

Tali mezzi di autocalibrazione comprendendo inoltre mezzi di attivazione contemporanea per tutti detti pixel raccoglitori, in modo da eseguire la calibrazione contemporaneamente per ogni contatore, con un algoritmo del
25 genere "alto/basso" ottimizzato per minimizzare il numero di valori di corrente necessario per la calibrazione.

In particolare, i mezzi di autocalibrazione comprendono un DAC a 5 bit, per cui tale valore massimo predeterminato è 32. Il tempo di autocalibrazione è stimabile dell'ordine
30 di pochi ms.

In questo modo, è possibile ridurre sensibilmente la soglia di discriminazione dei contatori dei pixel dell'ASIC avvicinandola quanto più possibile a quella minima necessaria a discriminare il rumore dell'amplificatore di

ingresso.

Ad esempio, con uno strato convertitore al Tellururo di Cadmio la soglia può essere circa 200 elettroni, corrispondenti a 1 keV, mentre con uno strato convertitore al Silicio la soglia può essere circa 0,8 keV.

Più in dettaglio, i mezzi di autocalibrazione permettono di realizzare una calibrazione dell'ASIC in modo sostanzialmente immediato, cioè in un tempo trascurabile rispetto al tempo richiesto dalle fasi di operazione di un dispositivo radiografico che comprende il sensore. Una calibrazione eseguita con metodi convenzionali richiederebbe un tempo inaccettabile per portare a compimento la calibrazione di ciascun contatore del sensore. I mezzi di autocalibrazione, secondo l'invenzione, permettono quindi di eseguire la calibrazione dei contatori del sensore in qualsiasi istante, ad esempio all'inizio di ogni seduta radiografica o prima di ogni proiezione o flash. Per questo motivo, è possibile impiegare sensori formati da blocchi elementari di dimensione maggiore di quelli di tecnica nota, e comprendenti 10^5 pixel, come ordine di grandezza, e quindi comprendenti 10^5 - 10^6 contatori da calibrare ciascuno.

L'uso di ASIC particolarmente performanti è vantaggiosa nel caso di strati convertitore a resa di carica relativamente bassa, come nel caso di strati convertitori a coating amorfo, permettendo l'implementazione di tali strati convertitori di costo ridotto.

In una forma realizzativa preferita, lo strato raccoglitore è provvisto di una piazzola conduttrice, preferibilmente in alluminio, per ogni pixel raccoglitore. Tale piazzola forma un'interfaccia verso l'amplificatore di carica costituente lo stadio di ingresso della elettronica di ciascun pixel. Ciò è particolarmente vantaggioso nel caso di uno strato di conversione ottenuto mediante una

tecnica di evaporazione/deposizione di uno strato di conversione policristallino, ad esempio CdTe, poiché il deposito del materiale su questa piazzola costituisce il contatto elettrico spontaneo fra lo strato convertitore e lo strato raccoglitore.

Vantaggiosamente, il sensore comprende mezzi di raffreddamento dello strato convertitore, configurati per portare e mantenere detto strato convertitore, in uso, ad una temperatura inferiore ad una determinata temperatura massima di esercizio, in particolare i mezzi di raffreddamento sono configurati per portare e mantenere detto strato convertitore tra 20°C e -20°C, più in particolare tra 0°C e -20°C. Tali valori di temperatura sono idonei, in particolare, nel caso di uno strato convertitore in telloruro di cadmio. I mezzi di raffreddamento possono essere ad aria o a liquido. In uso, l'ASIC dello strato raccoglitore 20 funziona a temperature normalmente comprese tra 50 e 70°C. In assenza di mezzi di raffreddamento dello strato di conversione, anche questo si porterebbe alle temperature di lavoro dello strato raccoglitore. Tuttavia, tale temperatura genera una rumorosità dello strato convertitore che costringe ad aumentare la soglia e ne limita la sensibilità, specialmente per i fotoni di bassa energia.

Esiste infatti una soglia di rumore che non permetterebbe di misurare la carica uscente dal substrato convertitore, se dal substrato esce una quantità limitata di carica. Quindi è necessario fare in modo che al pixel arrivi più carica possibile, e allo stesso tempo il convertitore sia efficiente in modo che anche fotoni di bassa energia producano abbastanza carica da superare la soglia. Il rumore residuo comunque non può essere portato a zero.

I pixel dello strato raccoglitore possono avere una

dimensione compresa tra 300 μm e 25 μm , in particolare possono avere una dimensione compresa tra 150 μm e 25 μm , più in particolare possono avere una dimensione compresa tra 75 μm e e 25 μm . La dimensione del pixel, per una
5 specifica applicazione, è scelta come compromesso tra la risoluzione, che richiede pixel di piccole dimensioni, e il numero di colori, che tende a far aumentare la dimensione dei pixel, in modo da ospitare l'elettronica necessaria. Ad esempio, implementando l'ASIC con normale tecnologia CMOS a
10 0,18 μm , sono previsti:

- pixel raccoglitori della dimensione di 200 μm , tipico in radiologia generale, provvisti di discriminatori e contatori per 8 finestre di energia;
- pixel raccoglitori della dimensione di 100 μm , più che
15 sufficienti per la maggior parte delle applicazioni radiologiche, provvisti di discriminatori e contatori per 6 finestre di energia;
- pixel raccoglitori della dimensione di 50 μm provvisti di discriminatori e contatori per 2 finestre di
20 energia.

Ad esempio, implementando l'ASIC con più avanzata tecnologia CMOS a 0,045 μm , sono previsti:

- pixel raccoglitori della dimensione di 200 μm provvisti di discriminatori e contatori per 32 finestre di
25 energia;
- pixel raccoglitori della dimensione di 100 μm provvisti di discriminatori e contatori per 16 finestre di energia;
- pixel raccoglitori della dimensione di 50 μm provvisti
30 di discriminatori e contatori per 8 finestre di energia.

Vantaggiosamente, il sensore comprende mezzi per imporre un campo elettrico nello strato raccoglitore comprendenti un primo film sottile metallico disposto, ad

esempio per deposizione, esternamente al sensore e atto ad essere portato ad una prima tensione predeterminata, e un secondo film sottile disposto, ad esempio per deposizione, sullo strato convertitore dal lato connesso allo strato
5 raccoglitore ed atto a essere portato alla tensione delle piazzole di ingresso dello strato convertitore (pochi Volt) La polarità della tensione sullo strato superiore sarà negativa se sulla metallizzazione dello strato inferiore si vogliono raccogliere cariche negative e viceversa se si
10 vogliono raccogliere cariche positive.

In particolare il secondo film sottile, o vari strati di film metallici depositati sul lato pixel dello strato convertitore, servono a realizzare una giunzione elettrica che permette il passaggio di corrente di una singola
15 polarità, mentre blocca il passaggio della corrente di polarità opposta. Nel caso di raccolta di carica negativa al pixel, la giunzione permette di lasciar passare la corrente negativa creata dalla raccolta degli elettroni prodotti dalla conversione dei fotoni, ma impedisce il
20 passaggio di carica negativa dall'esterno all'interno dello strato convertitore. Questa può essere una corrente di polarità positiva generata dall'estrazione di cariche dai metalli che formano la giunzione. In questa configurazione il sensore è caratterizzato da una corrente cd. oscura,
25 cioè da una corrente intrinseca, che può essere osservata anche senza l'irraggiamento esterno, molto piccola, anche in presenza di elevati campi elettrici raccoglitori. La corrente oscura è una delle componenti di rumore aggiuntivo, rispetto al rumore quantico, più significative.

30 Breve descrizione delle figure

L'invenzione verrà di seguito illustrata con la descrizione che segue di una sua forma realizzativa, fatta a titolo esemplificativo e non limitativo, con riferimento

ai disegni annessi in cui:

- la figura 1 è uno schema che illustra il funzionamento del sensore secondo l'invenzione, e che mostra schematicamente la struttura del sensore stesso;
- 5 - la figura 2 è uno schema di distribuzione di elementi di un CMOS in un pixel, per eseguire un'acquisizione di immagini con il sensore secondo l'invenzione;
- la figura 3 mostra i blocchi funzionali contenuti in un singolo pixel del sensore secondo l'invenzione;
- 10 - la figura 4 mostra un diagramma a blocchi di una fase di autocalibrazione eseguita contemporaneamente su tutti i pixel;
- la figura 5 mostra quattro immagini distinte di un medesimo campione, ottenute in una sessione radiografica in
- 15 cui è impiegato il sensore secondo l'invenzione;
- le figure 6-8 mostrano schematicamente il layout dell'elettronica dei pixel raccoglitori.

Descrizione di forme realizzative preferite

Con riferimento alla figura 1, viene descritto un
20 sensore radiologico digitale 100, secondo una forme realizzativa dell'invenzione, in cui il sensore 100 comprende uno strato semiconduttore convertitore 10 ASIC CMOS a pixel, come strato raccoglitore 20.

Lo strato convertitore 10 è in grado di ricevere
25 fotoni radiologici 2 provenienti da una sorgente 101 di raggi X, di tipo convenzionale, e a convertire i fotoni 2 in elettroni 14, che formano una carica elettrica 16. Lo strato convertitore 10 ha le facce superiore e inferiore con provviste di rispettivi film sottili 12,13 di
30 metallizzazione. Il film sottile 12 può essere realizzato mediante deposizione di un materiale conduttore, preferibilmente un metallo come Platino, ed ha la funzione di elettrodo. Il film sottile 12 è elettricamente connesso

con una sorgente 4 di tensione, ad esempio una tensione compresa tra -300 e -400 V, ossia con un elemento che si trova ad una tensione elettrica predeterminata.

Sulla faccia opposta è deposto un film di
5 metallizzazione 13, che può essere realizzato nella forma di una giunzione Schottky, cioè di un diodo, per fare in modo che la corrente di elettroni possa fluire in una sola direzione, verso lo strato raccoglitore 20. Più in dettaglio, la giunzione 13 può essere realizzata con
10 diversi livelli di metallizzazione, ad esempio con due strati di metallo a diverso potenziale elettrochimico formando una barriera che può essere superata da cariche di un segno e non può essere superata da cariche di segno opposto, in modo da ridurre al minimo la corrente di
15 perdita, di origine termica, che è causata dalla temperatura di lavoro dell'ASIC 20.

A sua volta, la giunzione 13 è elettricamente connessa alla tensione, compresa fra 0,1 V e 1V, delle piazzole dei pixel dell'ASIC, alimentato con una sorgente 5
20 di tensione.

Le tensioni applicate ai film sottili 12 e 13 generano nello strato convertitore 10 un campo elettrico idoneo a far migrare gli elettroni generati dalla conversione dei fotoni che ha luogo nello strato convertitore 10, verso lo
25 strato raccoglitore 20.

Lo strato raccoglitore 20 è integrato allo strato convertitore 10, secondo una delle tecniche che saranno indicate nel seguito. Lo strato raccoglitore 20 è suddiviso in una matrice di pixel raccoglitori 22, ciascuno dei quali
30 è in grado di ricevere una quota di elettroni 14 dallo strato convertitore 10, accumulando una carica elettrica su una propria piazzola o pad metallica, non rappresentata.

I pixel raccoglitori 22, nella forma realizzativa rappresentata, hanno in pianta una forma esagonale, e sono

disposti secondo un pattern a nido d'ape, in cui a ciascun esagono 22 sono disposti affiancati generalmente sei esagoni 22, ciascuno dei quali ha un lato parallelo ad un distinto lato a tale ciascun esagono.

5 Il sensore 100 è implementato con tecnologia CMOS. Secondo l'invenzione, ciascun pixel raccoglitore 22 contiene un'elettronica 200, mostrata più in dettaglio in figura 2.

10 Nell'elettronica 200, la carica 16 raccolta dalla pad del pixel raccoglitore 22 connessa allo strato convertitore 10, viene amplificata dall'amplificatore 203. L'amplificatore 203 produce un segnale in tensione 17 che ha un determinato tempo di salita 29' e un determinato tempo di discesa 29'', e un valore di tensione di picco 27
15 che è proporzionale alla carica elettrica 16 in ingresso.

Nell'elettronica 200 sono previsti N discriminatori 24_i a finestra, ciascuno dei quali è in grado di confrontare il voltaggio di picco 27 con due tensioni di riferimento o valori di soglia inferiore e superiore, 25_i e 25_{i+1} , in cui
20 $25_i < 25_{i+1}$. Ciascun discriminatore è inoltre configurato per generare un segnale di transizione, non rappresentato, che fa incrementare di 1 il contatore 26_i , tipicamente un contatore a 15 bit associato al discriminatore 24_i , se si verifica che $25_i < 27 < 25_{i+1}$. In particolare, secondo
25 l'invenzione, la soglia di tensione superiore 25_i del discriminatore 24_i coincide con la soglia di tensione inferiore del discriminatore 24_{i+1} , per una parte o tutti i valori di i realizzando una serie di finestre di energia tutte o in parte consecutive.

30 In altre parole, il circuito CMOS contenuto in ciascun pixel raccoglitore 22 è atto a confrontare il valore della carica 14 raccolta dopo la conversione del fotone 2 nello strato convertitore con ciascuna delle soglie 25_i dei discriminatori 24_i . Se la carica produce un segnale

maggiore della soglia 25_i ed inferiore alla soglia 25_{i+1} , solo il contatore 26_i sarà incrementato di un conteggio, cioè di un'unità, mentre gli altri contatori mantengono immutato il valore dei propri conteggi.

5 In questo modo, il sensore radiografico 100 è in grado di eseguire un procedimento di photon-counting cromatico, cioè permette di misurare la radiazione 2 incidente in N "colori" che corrispondono ai conteggi accumulati in N finestre di energia 26_i , con i numero intero compreso tra
10 1 e N.

I pixel raccoglitori 22 possono avere una dimensione inferiore a 300 μm , ad esempio una dimensione scelta tra 200, 100, 50 μm . In specifiche forme realizzative, tali pixel sono provvisti di discriminatori e contatori per
15 implementare, rispettivamente, due, quattro, otto finestre di energia, cioè $N = 2, 4, 8$. In particolare, tale numero di finestre è reso possibile impiegando una tecnologia CMOS a 0.18 μm .

Ciascun contatore è abilitato da un segnale di
20 shutter comune 212 che definisce l'intervallo temporale in cui il dispositivo è attivo. Questo segnale garantisce la durata definita al μs dei tempi di esposizione, particolare necessario per acquisizioni ad alto frame rate per acquisizioni di tipo "slot-running".

25 I valori di conteggio per ciascun pixel raccoglitore 22 e per ciascuna finestra di energia 26_i vengono letti via mezzi di output quali un bus digitale 213 di lettura e controllo verso un elettronica di acquisizione esterna 250, di tipo convenzionale (Fig.1), atta a produrre un' immagine
30 3_i per ciascuna finestra di energia 26_i , che può essere resa accessibile ad un osservatore con mezzi di visualizzazione 7 di tipo convenzionale (Fig.1).

L'elettronica di acquisizione può essere in grado di associare i valori di conteggio riferiti a ciascun pixel 22

di una medesima finestra di energia 26_i con un livello di grigio, o più in generale un tono di gradazione di luce, in modo da trasformare i valori di conteggio di tale medesima finestra di energia in un'immagine 3_i in cui il livello di grigio o il tono di luce chiaro-scuro è indice della
5 porzione di radiazione 2 che attraversa il campione osservato 9.

L'elettronica di acquisizione, o i mezzi di visualizzazione possono essere provvisti di mezzi per
10 associare ciascuna finestra energetica con un colore base, per cui i dati pertinenti le singole finestre energetiche sono rappresentati in ciascuna immagine come diverse gradazioni di un rispettivo colore base.

L'elettronica di acquisizione, o i mezzi di
15 visualizzazione possono essere provvisti di mezzi per sovrapporre tali immagini creando una o più nuove immagini in cui le informazioni pertinenti ciascuna finestra di energia sono riconoscibili dal colore base, mentre i dati pertinenti le singole finestre energetiche sono
20 riconoscibili nella nuova immagine come diverse gradazioni dei vari colori base.

Con riferimento ancora alla figura 1, anche lo strato convertitore 10 del sensore radiologico può essere suddiviso in una pluralità di pixel convertitori 11, e
25 ciascun pixel convertitore 11 corrisponde a un pixel raccoglitore 22 dello strato raccoglitore 20.

Lo strato convertitore 10 può comprendere un materiale sia allo stato cristallino che allo stato amorfo. Ad esempio, lo strato convertitore 10 può essere ottenuto con
30 una tecnica di evaporazione e/o di deposito di un materiale semiconduttore policristallino o amorfo, scelto ad esempio tra tellururo di cadmio, selenio allo stato amorfo, ioduro di piombo, ioduro mercurico. Se suddiviso in pixel, la suddivisione può essere eseguita ricorrendo a tecniche

fotolitografiche.

Nella forma realizzativa mostrata in figura 1, lo strato convertitore 10 è unito allo strato raccoglitore 20 mediante una tecnica di bump-bonding. Secondo tale tecnica, una pluralità di sferule di metallo 23, ottenuta ad esempio per accrescimento sullo strato raccoglitore 20 a semiconduttore, viene disposta tra lo strato convertitore 10 e lo strato raccoglitore 20. In particolare, le sferule 23 possono comprendere una lega Indio-Bismuto.

L'ASIC dello strato raccoglitore 20 del sensore 100 (Fig.1) può essere implementato con tecnologia CMOS. Sempre secondo l'invenzione, in ogni pixel sono presenti mezzi per effettuare l'autocalibrazione delle tensioni di riferimento dei segnali in ingresso ai discriminatori 24_i . Nella forma realizzativa rappresentata in figura 2, in ciascun pixel ricevitore 22 dello strato raccoglitore 20, i mezzi di autocalibrazione comprendono un DAC 28_i cioè un convertitore digitale-analogico per ogni gruppo discriminatore/contatore $24_i/26_i$. Tipicamente, il DAC 28_i è un DAC a 5bit che può essere regolato in modo da fornire una corrente tale da spostare il riferimento del segnale 27 quanto più possibile vicino al valore di terra secondo la procedura descritta in seguito in dettaglio. La procedura di autocalibrazione serve a rendere uniforme la risposta di ogni singolo discriminatore di ogni singolo pixel in un tempo di pochi ms. Nel circuito di autocalibrazione di ogni singolo discriminatore è inoltre presente un registro, non rappresentato, in cui vengono memorizzati i valori del DAC 28_i stabiliti nella procedura di autocalibrazione per le successive acquisizioni radiografiche.

Sempre con riferimento alla forma realizzativa di figura 2, è previsto un ingresso di iniezione di carica 206 o "charge injection" all'amplificatore 203. L'ingresso di iniezione di carica 206 può essere utilizzato per

caratterizzare la risposta dell'elettronica a una quantità di carica calibrata.

I mezzi di autocalibrazione comprendenti i DAC 28_i possono essere configurati per eseguire le fasi 303-309 di una procedura 300 di autocalibrazione, cioè di calibrazione
5 automatica e contemporanea di tutti i contatori 26_i, mostrate nello schema di figura 4.

In sintesi, la procedura 300 consiste nell'iniezione in sequenza a ciascun contatore 26_i di correnti di diversa
10 intensità, e nel valutare il valore di corrente iniettato più vicino al valore che permette di superare l'offset caratteristico di ciascun contatore, in particolari condizioni ambientali e di lavoro. Applicando tale corrente in una successiva fase di lavoro, i contatori di tutti i
15 pixel saranno in grado di fornire una risposta di conteggio di carica il più possibile omogenea.

Più in dettaglio, la procedura 300 di autocalibrazione presuppone una fase 301 di scelta di un numero massimo di valori di intensità di corrente da iniettare. Sono
20 possibili tanti valori quante le combinazioni espresse dal numero di bit del DAC, per cui con un DAC a 5 bit possono essere iniettare 32 diverse intensità di corrente in ogni discriminatore 24_i per ogni esecuzione della procedura 300.

La procedura 300 presuppone inoltre una fase 302 di
25 scelta di un valore di corrente iniziale che sulla base di collaudi o esperienze sposti l'offset di tutti i contatori al di sopra del valore di soglia. Applicando tale corrente iniziale, tutti i contatori 26_i risponderanno eseguendo un conteggio. I mezzi di autocalibrazione comprendono inoltre
30 un comando per una fase 303 di avvio sostanzialmente contemporaneo della procedura di autocalibrazione preferibilmente per tutti i contatori 26_i di tutti i pixel raccoglitori 22, in modo da eseguire una calibrazione contemporanea di ciascun contatore 26_i.

Successivamente, i mezzi di autocalibrazione 28_i eseguono una fase 304 di iniezione a ciascun contatore 26_i , di una o più correnti di intensità inferiore o decrescente, a partire dal valore iniziale prescelto. Sono altresì
5 previste fasi 305 di verifica del raggiungimento del numero massimo di iterazioni predefinito, ossia del numero di correnti di diversa intensità che la procedura 300 prevede di applicare ai discriminatori/contatori CMOS $24_i/26_i$ ad ogni applicazione. Contestualmente alla fase di verifica
10 305 viene eseguita, per ciascun contatore 26_i , una fase 306 di verifica del fatto che il contatore stia ancora eseguendo una fase di conteggio o meno. In caso di prosecuzione del conteggio, a ciascun contatore viene iniettata una nuova corrente di intensità inferiore alla
15 precedente, ossia viene ripetuta la fase 304, mentre in caso di interruzione del conteggio viene eseguita una fase 307 di iniezione di una o più corrente di intensità superiore alla precedente, o di intensità crescente. Anche in questo caso, ad ogni iniezione di corrente viene
20 eseguita una fase 305 di verifica del numero di correnti complessivamente iniettate a ciascun contatore, e una fase 306 di verifica del fatto che il conteggio del convertitore sia ancora inattivo o meno. In caso di prosecuzione del conteggio, a ciascun contatore viene iniettata una nuova
25 corrente di intensità superiore alla precedente, ossia viene ripetuta la fase 307, mentre in caso di riavvio del conteggio viene eseguita una nuova fase 304 di iniezione di una corrente di intensità inferiore alla precedente.

Quando la fase verifica 305, eseguita dopo qualsiasi
30 fase di iniezione di una corrente, segnala che a un contatore 26_i è stato iniettato un numero di correnti uguale al numero massimo prestabilito, l'intensità dell'ultima corrente applicata viene definita come la corrente di correzione dell'offset di quel particolare

contatore, in una fase di registrazione 309, per una successiva fase operativa del sensore 100.

In una forma realizzativa, non rappresentata, i pixel 22 dello strato raccoglitore 20 sono provvisti di una piazzola conduttrice 33 per ogni pixel 22 che forma
5 un'interfaccia di ingresso di mezzi di amplificazione 28_i (Fig.2) di ciascun pixel 22.

Come noto, la tecnologia CMOS è una tecnologia planare, in cui i transistor sono disposti sul cd. metal 1
10 o top metal layer, mentre gli ulteriori strati, cioè altri 4-5 di metallo, oltre al polisilicio, sono utilizzati per le interconnessioni tra blocchi funzionali e per la distribuzione della potenza. Pertanto, nelle figure 6-8 è mostrata schematicamente la distribuzione dei blocchi
15 funzionali, implementati mediante transistor, sul livello 1.

Le figure 5A e 5B mostrano due immagini di un campione costituito da una lucertola, ottenute impiegando un sensore secondo l'invenzione. Le immagini delle figure 5^a e 5B sono
20 riferite a due finestre energetiche distinte, rispettivamente ad una finestra di energia superiore e ad una finestra di energia inferiore.

La figura 6 mostra una visione d'insieme di una sottomatrice 3x2 pixel che fa vedere anche la pad di input
25 del pixel realizzata con il top metal layer. In una forma realizzativa del collegamento con lo strato convertitore, su questa pad viene fatto crescere il bump per il bonding, ad esempio impiegando una lega indio-bismuto. L'elettronica che si riferisce al singolo pixel è contenuta nella cornice
30 perimetrale.

Le figure 7A e 7B mostrano un dettaglio di un singolo pixel di figura 6, avente dimensioni di circa 50 µm. In ciascun pixel sono implementate due finestre di energia, ad esempio, mediante tecnologia CMOS 0,18 µm. Sul top metal

layer sono disposti i vari blocchi funzionali, di cui vengono evidenziati ossia gli amplificatori 203, i discriminatori 24₁ e 24₂, i contatori 26₁ e 26₂, i DAC 28₁, la logica 31. Sono visibili anche i layer sottostanti al
5 top metal layer.

Le figure 8A e 8B si riferiscono invece a un pixel da 100 µm, in cui sono presenti i medesimi blocchi funzionali 24₁, 26₁, 28₁, 203 del pixel da 50 µm di figura 7A, e in cui in ciascun pixel è implementata un'architettura a 6 colori,
10 sempre con tecnologia CMOS standard.

La descrizione di cui sopra di varie forme realizzative specifiche è in grado di mostrare l'invenzione dal punto di vista concettuale in modo che altri, utilizzando la tecnica nota, potranno modificare e/o adattare in varie
15 applicazioni tali forme realizzative specifiche senza ulteriori ricerche e senza allontanarsi dal concetto inventivo, e, quindi, si intende che tali adattamenti e modifiche saranno considerabili come equivalenti delle forme realizzative descritte. I mezzi e i materiali per
20 realizzare le varie funzioni descritte potranno essere di varia natura senza per questo uscire dall'ambito dell'invenzione. Si intende che le espressioni o la terminologia utilizzate hanno scopo puramente descrittivo e, per questo, non limitativo.

25 p.p. BELLAZZINI Ronaldo

RIVENDICAZIONI

1. Un sensore radiologico digitale (100) comprendente:

— uno strato convertitore (10) a semiconduttore, atto a ricevere fotoni radiologici (2) e a convertirli in carica elettrica (14);

— uno strato raccoglitore (20) a semiconduttore integrato a detto strato convertitore (10), detto strato raccoglitore (20) essendo suddiviso in una pluralità di pixel raccoglitori (22) disposti secondo un determinato pattern, ciascun pixel raccoglitore (22) di detto strato raccoglitore (20) essendo atto a ricevere elettroni (16) da detto strato convertitore (10);

— mezzi di output (213) per trasmettere ad una elettronica di acquisizione (250) i dati raccolti da detti pixel raccoglitori (22);

caratterizzato dal fatto che

- in ciascun pixel raccoglitore (22) sono contenuti mezzi di amplificazione (203) in carica, disposti per ricevere in ingresso detti elettroni (16) prodotti da detto strato convertitore (10), detti mezzi di amplificazione (203) essendo configurati per produrre un segnale in tensione (17) avente un valore di picco (27) proporzionale a detta carica elettrica (16) in ingresso,

- in ciascun pixel raccoglitore (22) è contenuta una pluralità di N discriminatori a finestra (24_i), ciascun discriminatore (24_i) essendo atto a:

- eseguire un confronto fra detto valore di picco (27) e due valori di soglia di carica ($25_i, 25_{i+1}$) comprendenti un valore di soglia inferiore (25_i) e un valore di soglia superiore (25_{i+1}), e

- effettuare una transizione istantanea fra un livello di 0 e un livello di 1 se:

- detto valore di picco (27) è maggiore di detto valore di soglia inferiore (25_i);
 - detto valore di picco (27) è minore di detto valore di soglia superiore (25_{i+1});
- 5 - ciascun discriminatore di detti N discriminatori (24_i) avendo:
- detta propria soglia superiore (25_{i+1}) che è minore di detta soglia inferiore di uno qualsiasi di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto
10 ciascun discriminatore (24_i), in particolare avendo detta propria soglia superiore (25_{i+1}) che è uguale a detta soglia inferiore di uno di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i),
15 e/o
 - detta propria soglia inferiore (25_i) che è maggiore di detta soglia inferiore di uno qualsiasi di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto
20 ciascun discriminatore (24_i), in particolare avendo detta propria soglia inferiore (25_i) che è uguale a detta soglia superiore di uno di detti discriminatori ($24_k, k \neq i$) distinto da detto ciascun discriminatore (24_i),
- dal fatto che** in ciascun pixel raccoglitore (22) è
25 contenuta una pluralità di N contatori (26_i), ciascuno di detti contatori (26_i) essendo associato a uno rispettivo di detti discriminatori (24_i),
- dal fatto che** ciascun contatore (26_i) è configurato per incrementare di 1 un valore di un proprio conteggio se:
- 30 — detto valore di picco (27) è maggiore di detta soglia inferiore (25_i) di detto rispettivo discriminatore (24_i) e

— detto valore di picco (27) è minore di detta soglia superiore (25i+1) di detto rispettivo discriminatore (24i),

5 — mentre detti contatori (26k, k≠i) distinti da detto ciascun contatore (26i) sono configurati per mantenere immutato un proprio valore di conteggio associato,

e dal fatto che detti mezzi di output (213) sono configurati per ricevere da ciascun pixel raccoglitore (22) 10 dati di misurazione della radiazione (2) incidente in N 'colori' corrispondenti ai conteggi accumulati in N finestre di energia per ciascuna soglia di carica.

2. Un sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui detti pixel raccoglitori (22) hanno in pianta 15 una forma esagonale, e sono disposti secondo un pattern a nido d'ape.

3. Un Sensore radiologico digitale (100) come da rivendicazione 1, in cui detto strato convertitore (10) a semiconduttore comprende una pluralità di pixel 20 convertitori (11) disposti secondo un pattern corrispondente al pattern dei pixel raccoglitori (22) di detto strato raccoglitore (20), in modo che ci sia una corrispondenza univoca e si possa realizzare una connessione elettrica fra detti pixel (11) di detto 25 strato convertitore e detti relativi pixel (22) di detto strato raccoglitore.

4. Sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui lo strato convertitore (10) è realizzato in un 30 materiale cristallino, in particolare i pixel (11) dello strato convertitore (10) affacciati sui pixel (22) dello strato raccoglitore (20) sono ottenuti mediante una tecnica fotolitografica, in particolare mediante deposizione e patterning di film metallici

semiconduttori ed isolanti a spessore sottile.

5. Un sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui lo strato convertitore (10) è unito allo strato raccoglitore (20) pixel-per-pixel (11-22) mediante una tecnica di bump-bonding, consistente in una pluralità di sferule (23) di materiale elettricamente conduttore, in particolare un metallo come una lega Indio-Bismuto, disposte tra lo strato convertitore (10) e lo strato raccoglitore (10), con una sferula (23) disposta in corrispondenza di ciascun pixel raccoglitore (22), in particolare le sferule o bump essendo ottenute mediante deposito sull'ASIC dello strato raccoglitore (20) di rispettive quantità di detto materiale elettricamente conduttivo.
6. Sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui lo strato convertitore è ottenuto mediante coating di detto strato raccoglitore con una tecnica di evaporazione e/o deposito, quale una tecnica di screen printing, di un materiale semiconduttore policristallino o amorfo sullo strato raccoglitore, in particolare lo strato convertitore comprendendo un materiale scelto tra Telloruro di Cadmio, Selenio, Ioduro di Piombo, Ioduro mercurico, Arseniuro di Gallio, Germanio o una combinazione di tali materiali.
7. Sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui detto strato raccoglitore (20) è realizzato con tecnologia CMOS e sono previsti mezzi di autocalibrazione (28i) di ciascun discriminatore/contatore (24i,26i) di ciascun pixel ricevitore (22), comprendenti un convertitore digitale/analogico DAC (28i) per ciascun discriminatore (24i) in ciascun pixel (22) dello strato raccoglitore (20), i mezzi di autocalibrazione (28i) essendo

configurati per

— iniettare in ciascun discriminatore (24i) una corrente di intensità decrescente a partire da un valore massimo atto ad indurre un conteggio in ciascun discriminatore/ contatore (24i/26i);

— verificare, per ciascun valore di intensità di corrente somministrata a ciascun discriminatore/contatore (24i/26i), se detto ciascun discriminatore/contatore (24i/26i) esegua una fase di conteggio;

— identificare, per ciascun discriminatore/contatore (24i/26i), una massima intensità di corrente iniettata, che non causa conteggi, e registrare un valore di intensità di corrente che non è atto a indurre un conteggio in detto ciascun discriminatore/contatore (24i/26i) come corrente di correzione da applicare a detto ciascun discriminatore/contatore (24i/26i) in una successiva fase di lavoro.

in particolare detti mezzi di autocalibrazione di ciascun discriminatore/contatore (24i/26i) di ciascun pixel ricevitore comprendono inoltre mezzi di attivazione contemporanea per tutti detti pixel raccoglitori (22), in modo da eseguire la calibrazione contemporaneamente per ogni contatore (26i), con un algoritmo del genere "alto/basso" ottimizzato per minimizzare il numero di valori di corrente necessario per la calibrazione.

8. Un Sensore radiologico digitale come da rivendicazione 8, in cui detto strato raccoglitore (20) è provvisto di una piazzola conduttrice, preferibilmente in alluminio, per ogni pixel raccoglitore, in particolare tale piazzola formando un'interfaccia verso l'amplificatore

(203) di carica costituente lo stadio di ingresso della elettronica (200) di ciascun pixel (22).

9. Un sensore radiologico digitale come da rivendicazione 1, in cui sono previsti mezzi di raffreddamento dello strato convertitore (10), configurati per portare e mantenere detto strato convertitore (10), in uso, ad una temperatura inferiore ad una determinata temperatura massima di esercizio, in particolare i mezzi di raffreddamento sono configurati per portare e mantenere detto strato convertitore tra 20°C e -20°C, più in particolare tra 0°C e -20°C.

10. Un sensore radiologico digitale come da rivendicazione 8, comprendente mezzi per imporre un campo elettrico nello strato raccoglitore (20) comprendenti un primo film sottile (12) metallico disposto, in particolare per deposizione, esternamente a detto sensore (100) e atto ad essere portato ad una prima tensione predeterminata, e un secondo film sottile (13) disposto, in particolare per deposizione, sullo strato convertitore (10) dal lato connesso allo strato raccoglitore (20) ed atto a essere portato alla tensione delle piazzole di ingresso dello strato convertitore (10).

in particolare, il secondo film sottile (13), in particolare assieme ad altri film metallici depositati sulla medesima faccia dello strato convertitore (20), sono configurati per realizzare una giunzione elettrica tipo Schottky.

p.p. BELLAZZINI Ronaldo

CLAIMS

1. A digital X-ray sensor (100) comprising:

- a semiconductor conversion layer (10), arranged to receive X-ray photons (2) and to convert them into an electric charge (14);
- a semiconductor collection layer (20) integrated with said conversion layer (10), said collection layer (20) divided into a plurality of collection pixels (22) that are arranged to form a predetermined pattern, each collection pixel (22) of said collection layer (20) arranged to receive electrons (16) from said conversion layer (10);
- a data output means (213) for transferring the data collected by said collection pixels (22) to an acquisition electronics (250);

characterised in that

- a charge amplification means (203) is contained within each collection pixel (22), said charge amplification means arranged to receive, as an input, said electrons (16) produced by said conversion layer (10), said amplification means (203) configured to generate a voltage signal (17) having a peak value (27) that is proportional to said electric charge (16) received as an input,
- a plurality of N window discriminators (24_i) is contained within each collection pixel (22), each discriminator (24_i) configured to:
 - perform a comparison between said peak value (27) and two threshold charge values ($25_i, 25_{i+1}$) comprising a lower threshold value (25_i) and an upper threshold value (25_{i+1}), and
 - perform an instantaneous transition between a 0-level and a 1-level if:

— said peak value (27) is higher than said lower threshold value (25_i);

— said peak value (27) is lower than said upper threshold value (25_{i+1});

5 each discriminator of said N discriminators (24_i) having:

— said own upper threshold (25_{i+1}) lower than said lower threshold of any of said discriminators (24_k, k≠i) which is different from said each discriminator (24_i), in particular having said own upper threshold (25_{i+1}) that is equal to said lower threshold of any of said discriminators (24_k, k≠i) which is different from said each discriminator (24_i),

15 and/or

— said own lower threshold (25_i) higher than said lower threshold of any of said discriminators (24_k, k≠i) which is different from said each discriminator (24_i), in particular each discriminator having said own lower threshold (25_i) equal to said upper threshold of one of said discriminators (24_k, k≠i) which is different from said each discriminator (24_i),

25 **in that** a plurality of N counters (26_i) is contained within each collection pixel (22), each of said counters (26_i) associated with a respective discriminator of said discriminators (24_i),

in that each counter (26_i) is configured to increase an own count value by 1 if:

30 — said peak value (27) is higher than said lower threshold (25_i) of said respective discriminator (24_i) and

— said peak value (27) is lower than said upper threshold (25i+1) of said respective discriminator (24i),

whereas said counters (26k,k≠i) which are different
5 from said each counter (26i) are configured to keep an own associated count value unchanged,

and in that said data output means (213) is configured to receive from each collection pixel (22) measurement data of the radiation (2) incident in N "colours",
10 said measurement data corresponding to the count values that are stored in N energy windows for each charge threshold.

2. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein said collection pixels (22) have a hexagonal cross
15 section, and are arranged in a honeycomb pattern.

3. A digital X-ray sensor (100) according to claim 1, wherein said semiconductor conversion layer (10) comprises a plurality of conversion pixels (11) arranged in a pattern that corresponds to the pattern
20 of the collection pixels (22) of said collection layer (20), such that a one-to-one correspondence is established and an electric connection can be formed between said pixels (11) of said conversion layer and said corresponding pixels (22) of said collection
25 layer.

4. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein the conversion layer (10) is made of a crystalline material, in particular the pixels (11) of the conversion layer (10) that are located in front of the
30 pixels (22) of the collection layer (20) are obtained by a photolithographic technique, in particular by deposition and patterning of thin semiconductors and insulation metal films.

5. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein the conversion layer (10) is joined pixel-by-pixel (11-22) with the collection layer (20) by a bump-bonding technique that comprises a plurality of bumps (23) of an electrically conductive material, in particular of a metal such as an Indium-Bismuth alloy, said bumps arranged between the conversion layer (10) and the collection layer (10), with one bump (23) arranged at each collection pixel (22), in particular the bumps obtained by deposition of respective amounts of said electrically conductive material on the collection layer (20) or ASIC.
6. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein the conversion layer is obtained by coating said collection layer, by an evaporation and/or deposition technique, such as a screen-printing technique, with a polycrystalline or amorphous semiconductor material on the collection layer, in particular the conversion layer comprising a material selected from the group consisting of: cadmium telluride, selenium, lead iodide, mercuric iodide, gallium arsenide, germanium or a combination thereof.
7. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein said collection layer (20) is made by CMOS technology and a self-calibration means (28i) is provided for each discriminator/counter (24i,26i) of each collection pixel (22), said self-calibration means comprising a digital-to-analog converter DAC (28i) for each discriminator (24i) of each pixel (22) of the collection layer (20), the self-calibration means (28i) configured to:
- supply a decreasing current into each discriminator (24i), said decreasing current starting from a

- maximum current value that is adapted to cause a count step in each discriminator/counter (24i/26i);
- for each intensity value of said current supplied to each discriminator/counter (24i/26i), checking
5 whether said each discriminator/counter (24i/26i) is performing a count step;
 - for each discriminator/counter (24i/26i), identify a maximum supplied current value that does not cause a count step, and store a current value that
10 is not adapted to cause a count step in said each discriminator/counter (24i/26i) as a correction current to be supplied to said each discriminator/counter (24i/26i) in a subsequent operation step,
- 15 in particular, said self-calibration means of each discriminator/counter (24i/26i) of each collection pixel also comprises a contemporaneous switch-on means for all said collection pixels (22), such that a calibration is carried out at the same time in all the
20 counters (26i), with a "high/low"-type algorithm that is configured for keeping the number of current values of the calibration at a minimum number.
8. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein said collection layer (20) has a conductive plate,
25 preferably of aluminium, for each collection pixel, in particular said plate creating an interface to the charge amplifier (203) which forms the input portion of the electronics (200) of each pixel (22).
9. A digital X-ray sensor according to claim 1, wherein a
30 conversion layer cooling means is provided for cooling the conversion layer (10), said conversion layer cooling means configured to bring and to keep said conversion layer (10), in use, at a temperature lower

than a predetermined maximum operation temperature, in particular the cooling means is configured to bring and to keep said conversion layer between 20°C and -20°C, more in particular, between 0°C and -20°C.

- 5 **10.** A digital X-ray sensor according to claim 8, comprising an electric field means for establishing an electric field in the collection layer (20), said electric field means comprising a first thin metal film (12) that is arranged, in particular by deposition, out of said
- 10 sensor (100) and configured to be brought to a predetermined first voltage, and a second thin film (13) that is arranged, in particular by deposition, on the side of the conversion layer (10) that is connected to the collection layer (20) and configured to be
- 15 brought to the same voltage as the inlet plates of the conversion layer (10),
- in particular the second thin film (13) is configured to provide a Schottky type junction, preferably along with further metal films deposited on the same face of
- 20 the conversion layer (20).

p.p. BELLAZZINI Ronaldo

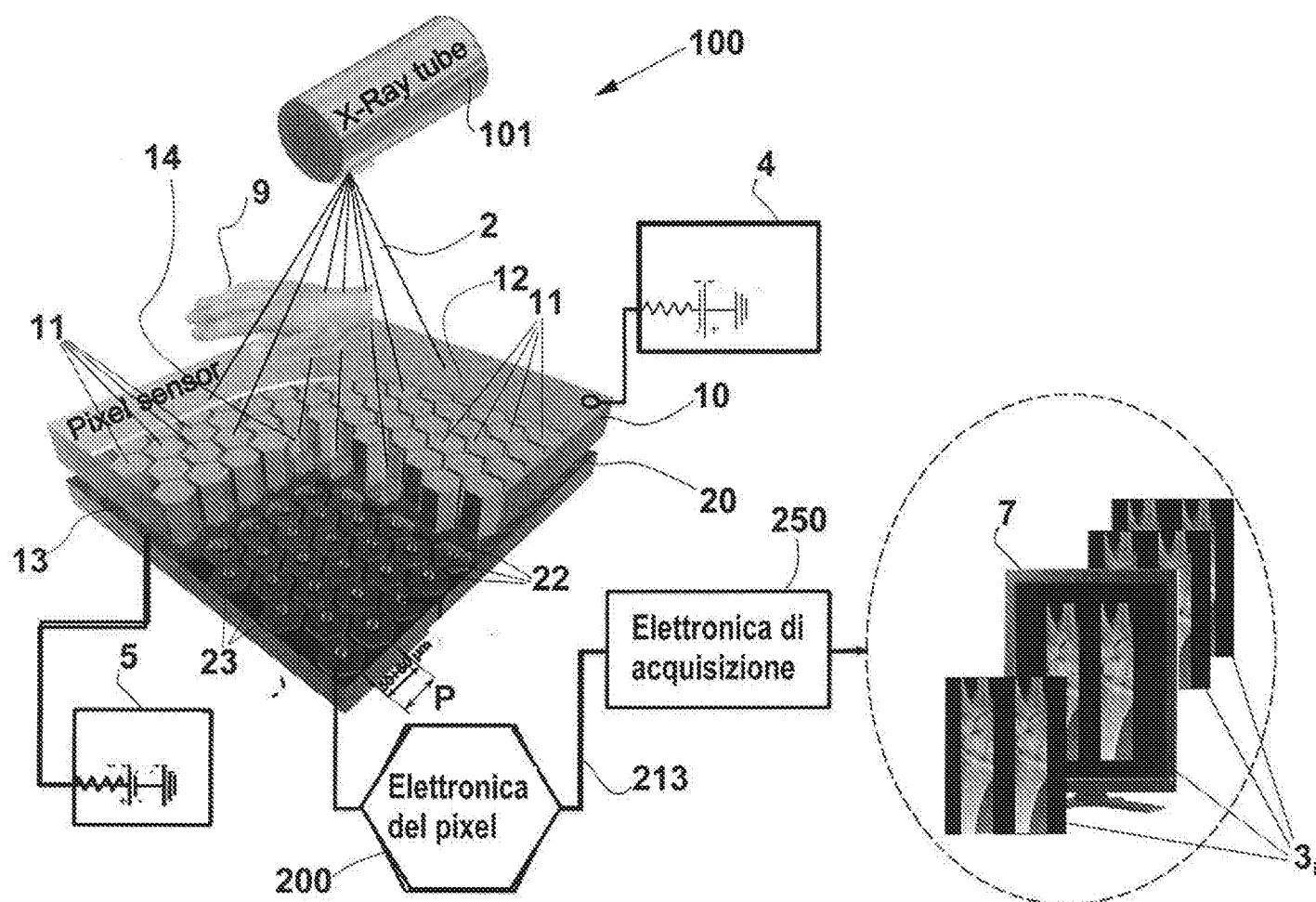
Fig. 1

Fig. 2

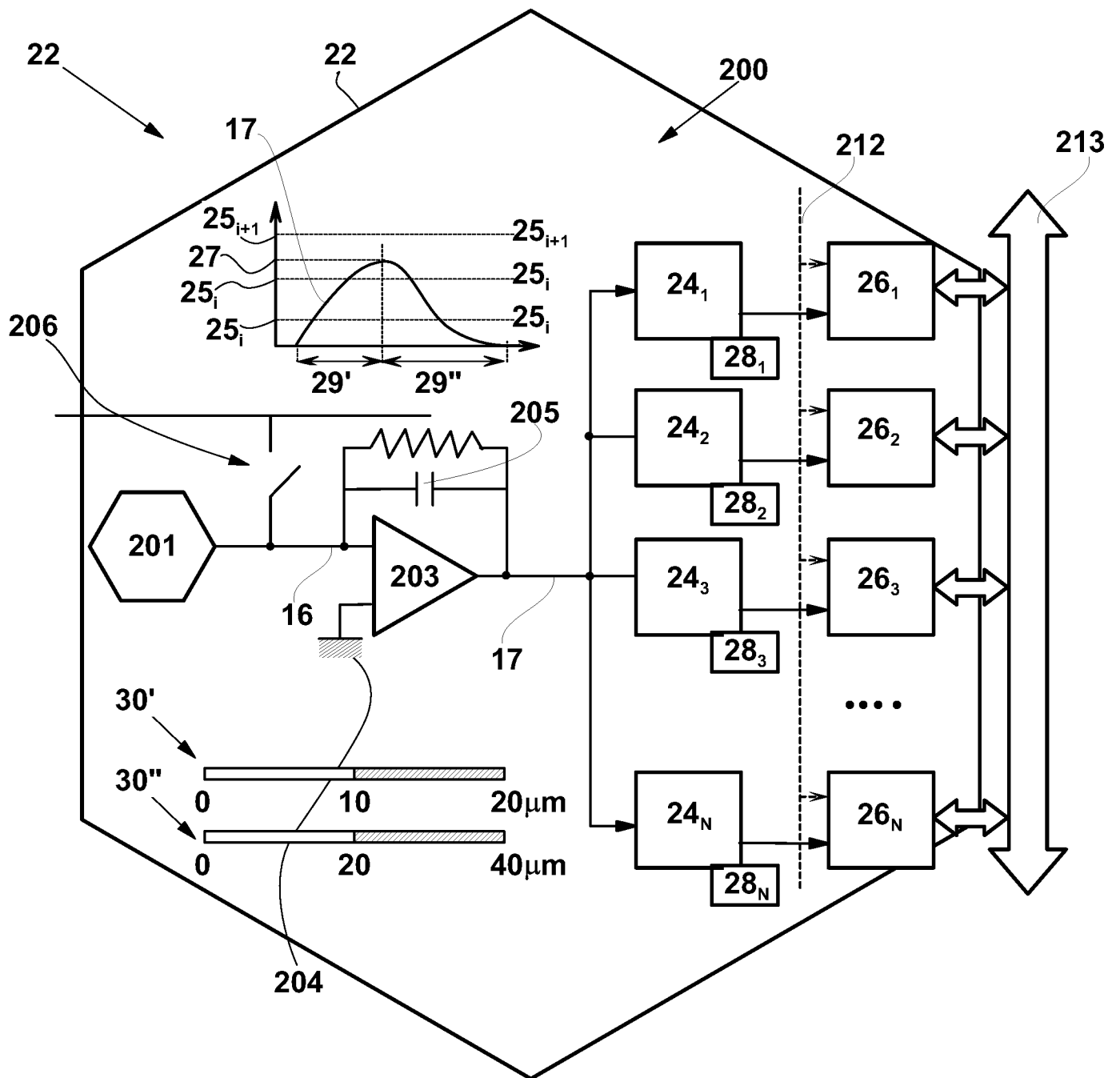


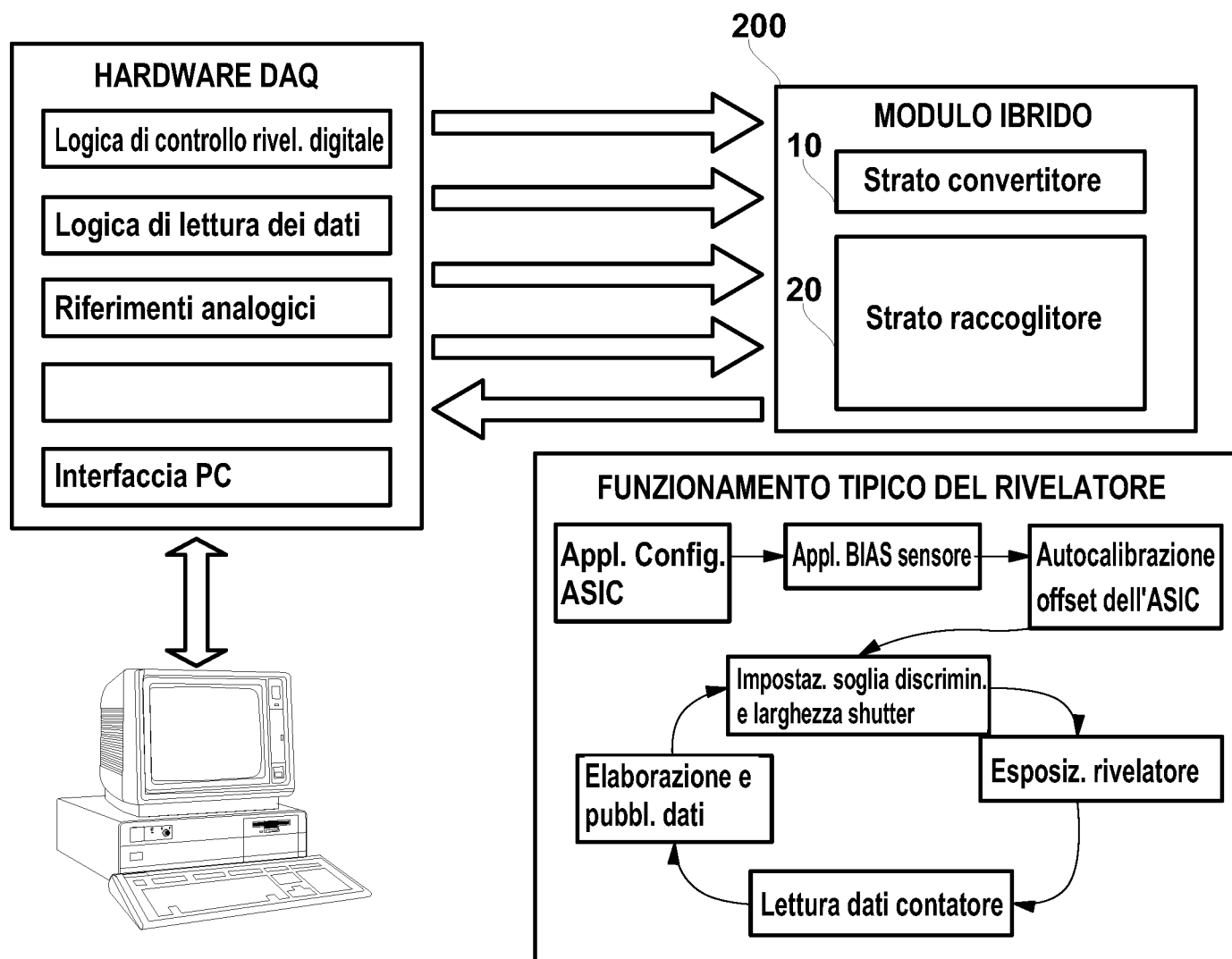
Fig. 3

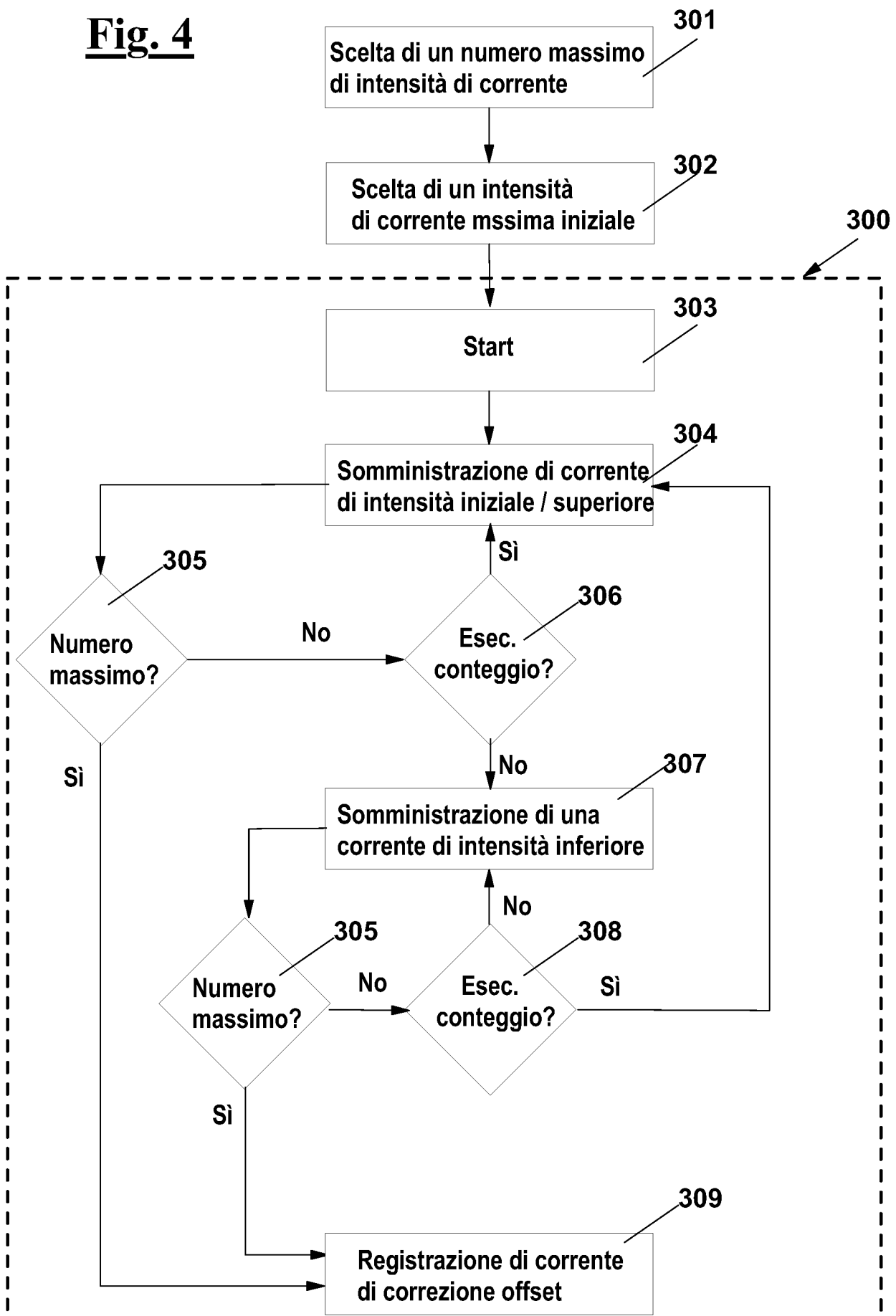
Fig. 4

Fig. 5A

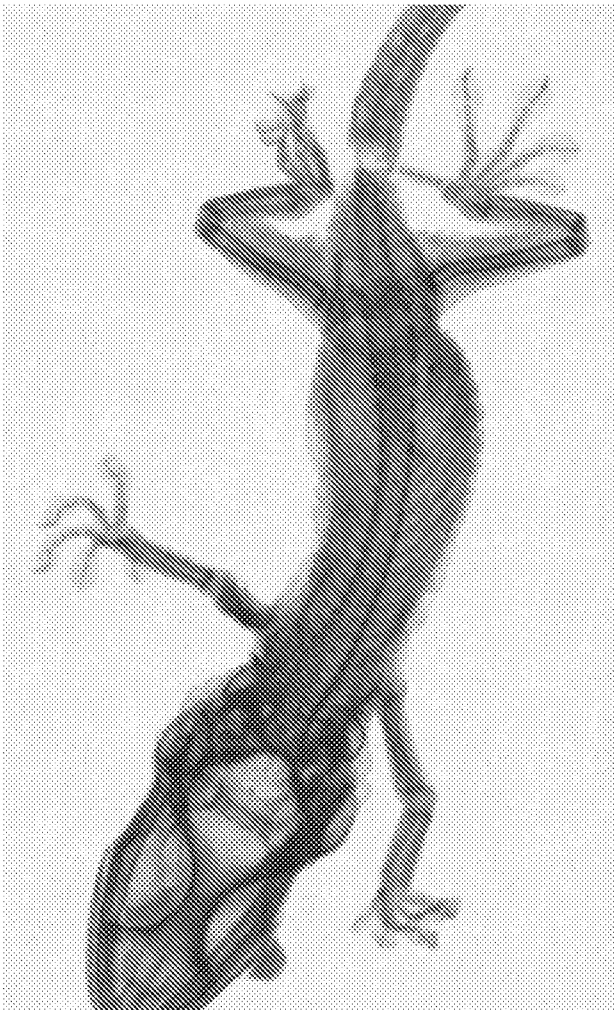


Fig. 5B

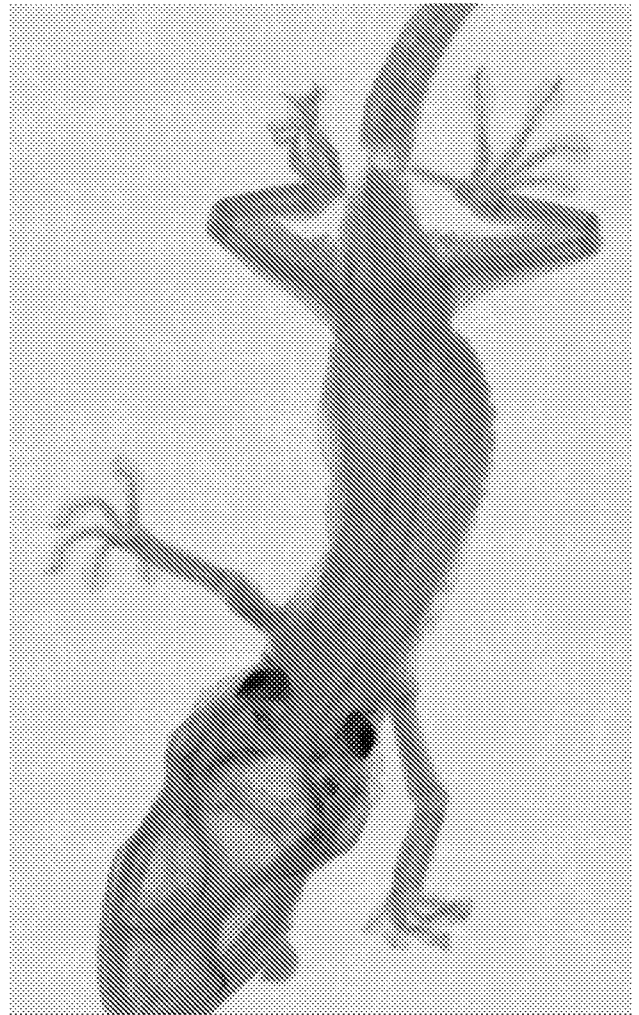


Fig. 6

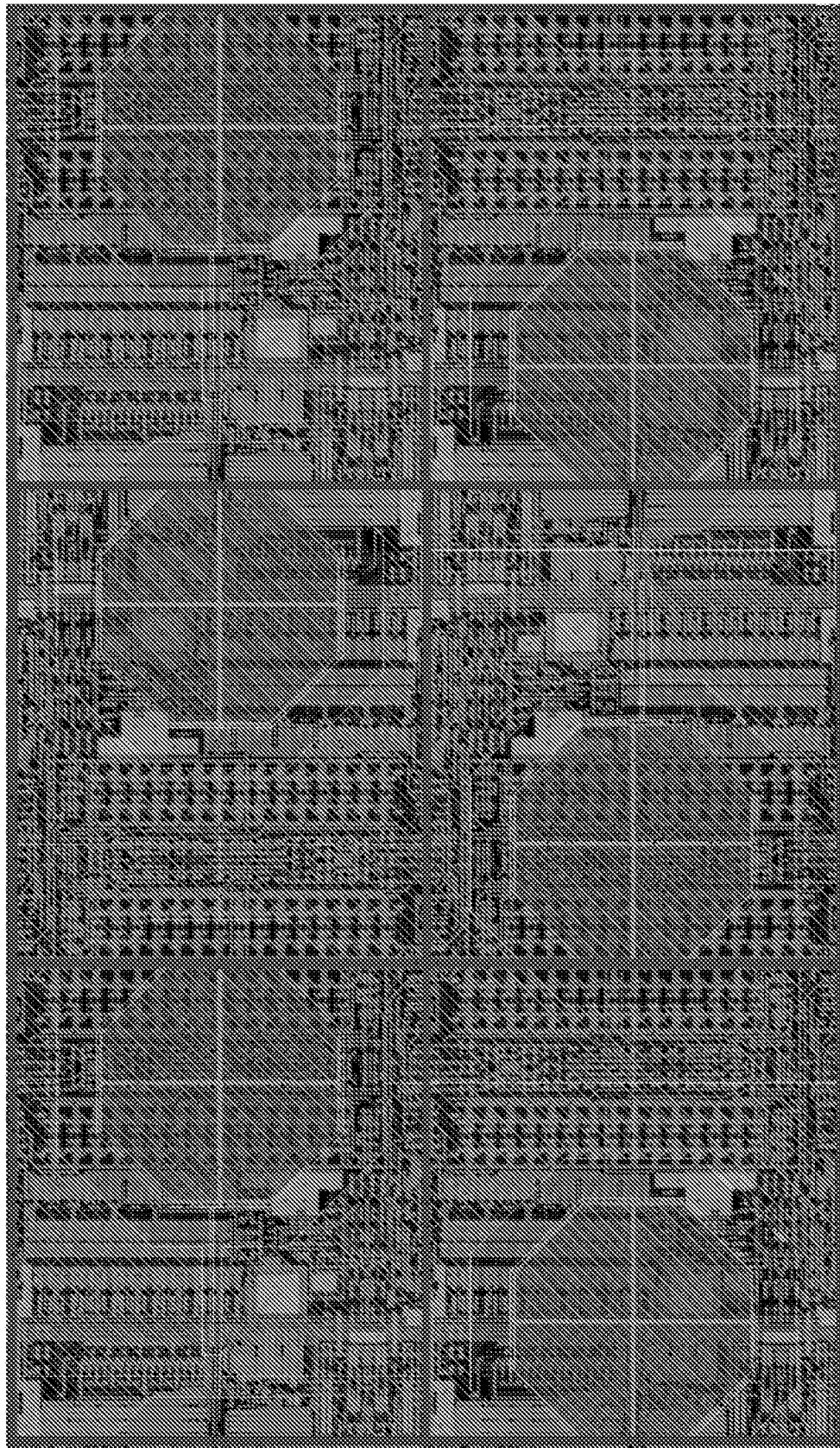


Fig. 7A

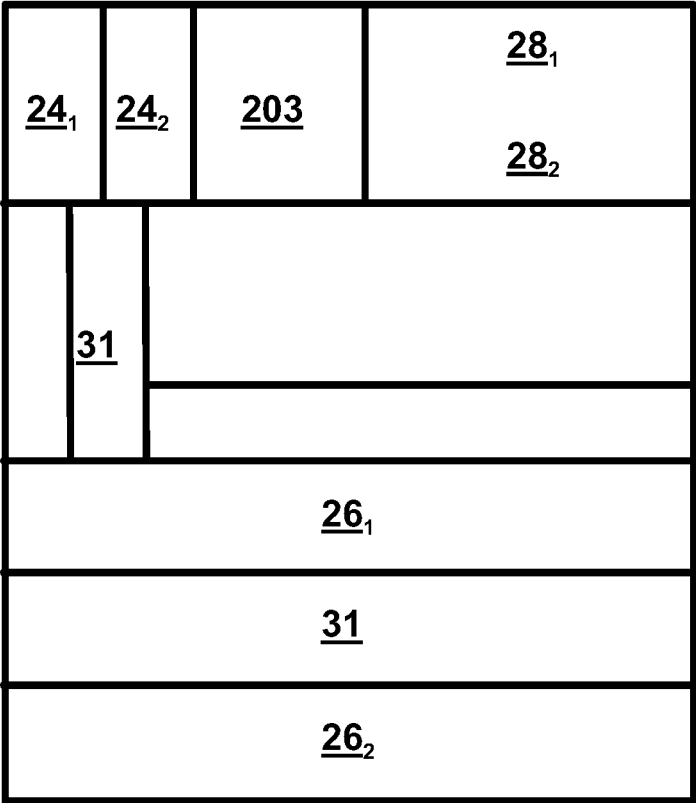


Fig. 7B

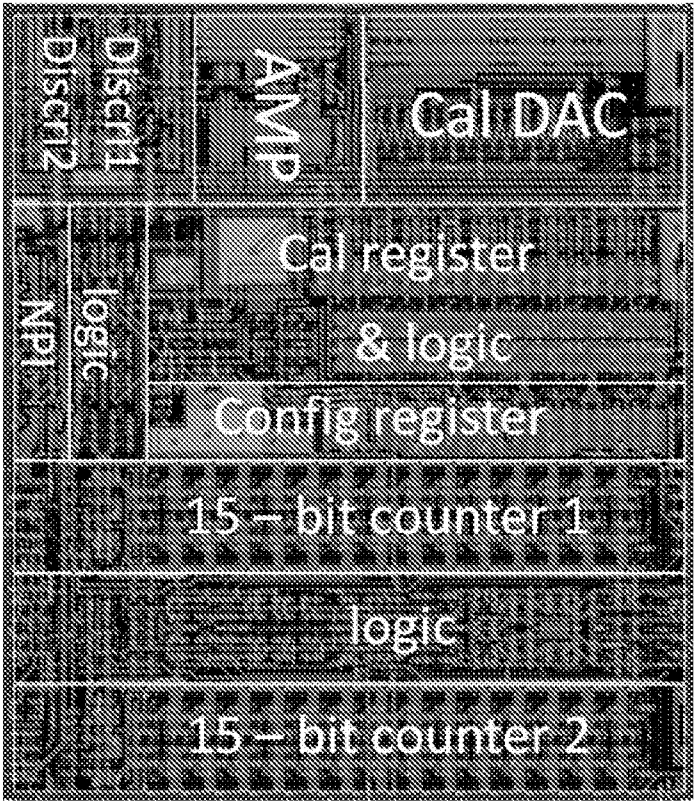
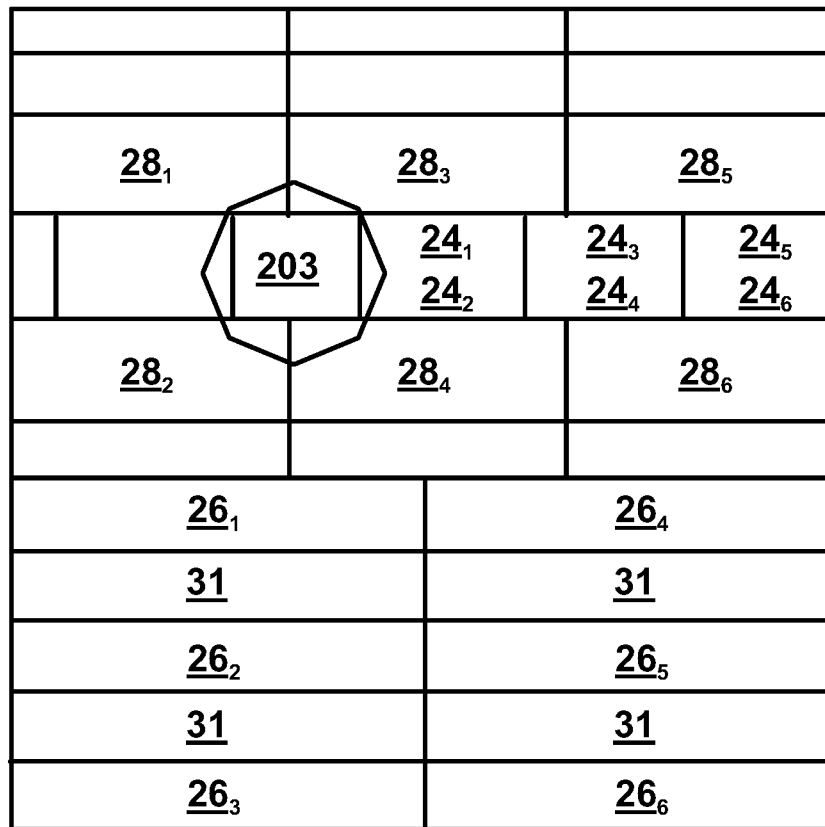


Fig. 8A**Fig. 8B**