

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

②

N° 80 22814

⑤④ Dispositif portatif de mesure de rayonnements ionisants utilisant un détecteur à semi-conducteur et à compensation électronique.

⑤① Classification internationale (Int. Cl. 3). G 01 T 1/15.

②② Date de dépôt..... 24 octobre 1980.

③③ ③② ③① Priorité revendiquée :

④① Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 17 du 30-4-1982.

⑦① Déposant : COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE, résidant en France.

⑦② Invention de : Robert Allemant, Michel Laval et Pierre Parot.

⑦③ Titulaire : *Idem* ⑦①

⑦④ Mandataire : Brevatome,
25, rue de Ponthieu, 75008 Paris.

La présente invention concerne un dispositif portatif de mesure de rayonnements ionisants utilisant un détecteur de rayonnements ionisants et à compensation électronique de l'hypersensibilité de
5 ce détecteur aux rayonnements de faibles énergies ; ce détecteur est de préférence un détecteur à semi-conducteur. La compensation électronique permet de mesurer de façon exacte la dose intégrée dans le temps du rayonnement ionisant. Ce dispositif permet
10 une visualisation directe de la dose intégrée. De plus, ce dispositif portatif peut délivrer un signal d'alarme pour un débit de dose donnée dudit rayonnement. Ce dispositif portatif s'applique en particulier dans le domaine de la radioprotection.

15 Dans certains postes de travail, par exemple dans des installations nucléaires, le personnel est soumis constamment à l'effet des rayonnements. Il en résulte qu'il est important de connaître avec précision, à la fin ou pendant chaque période de présence à ces postes de travail, la dose reçue par le
20 personnel ainsi que la dose cumulée par exemple au cours d'un trimestre ou d'une année, afin de s'assurer du respect de la réglementation en vigueur dans ce domaine. Le personnel est donc amené à porter en permanence des dispositifs portatifs tels que des
25 dosimètres individuels permettant de connaître la dose d'irradiation reçue au cours de certains travaux. Ces dispositifs portatifs peuvent aussi être utilisés en médecine nucléaire ou radiologique par
30 les médecins ou les patients.

Il existe actuellement divers types de dispositifs portatifs à lecture directe parmi lesquels on distingue principalement :

- les stylos dosimètres comprenant généralement
35 lement une chambre d'ionisation de faibles dimensions

à laquelle est associé un électroscope et donnant la dose intégrée dans le temps avec une lecture directe analogique. En général, ce type de dosimètre ne délivre pas de signal d'alarme pour un débit de dose donnée et en général la compensation de l'hypersensibilité du détecteur, ici la chambre d'ionisation, au rayonnement ionisant de faibles énergies est effectuée au moyen d'écrans, par exemple réalisés avec du graphite, d'un emploi délicat et limité et ne permettant de faire qu'une compensation grossière. Ces dosimètres sont de plus très sensibles aux chocs, ce qui entraîne des erreurs de mesures des doses reçues. De même, la plage de mesure est limitée ainsi que le nombre de graduations de l'échelle, ce qui rend la lecture délicate. Enfin, la recharge de la chambre après utilisation, c'est-à-dire la remise à zéro de celle-ci, est mal aisée et ne peut être faite que par un personnel spécialisé.

- les compteurs de Geiger-Muller miniature, associés à une électronique de traitement qui délivre un signal sonore pour un débit de dose donné et donne la dose intégrée dans le temps avec une lecture directe. Dans ce type de dosimètre, la compensation en énergie est effectuée, comme pour les chambres d'ionisation, au moyen d'écrans tels que des écrans en étain et en plomb. De plus, ces dosimètres présentent une durée de vie réduite, une usure des compteurs par pollution des gaz contenus dans lesdits compteurs au cours du temps. Enfin, leur fonctionnement nécessite l'utilisation d'une tension d'alimentation élevée, donc l'utilisation d'un convertisseur continu-continu.

L'invention a pour objet un nouveau dispositif portatif du genre dosimètre individuel permettant de remédier à ces inconvénients et permettant

notamment de compenser plus simplement et plus complètement l'hypersensibilité du détecteur aux rayonnements ionisants de faibles énergies.

5 L'invention a pour objet un dispositif portatif de mesure de rayonnements ionisants comprenant un détecteur susceptible de délivrer un signal électrique dépendant de façon biunivoque de l'énergie d'un rayonnement susceptible d'être reçu par le détecteur des moyens d'amplification et des moyens
10 électroniques de compensation des variations du signal électrique délivré par le détecteur et lié aux variations de l'énergie du rayonnement, produisant un signal de sortie qui est dans un rapport constant avec l'énergie dudit rayonnement pouvant être absorbée par des tissus humains et des moyens d'affichage
15 reliés au moyen d'amplification et de compensation, permettant d'afficher la dose de rayonnement reçue par le détecteur.

20 Un détecteur dont la réponse est dans un rapport constant avec l'énergie absorbée par les tissus humains pour le rayonnement considéré est appelé un détecteur à compensation "équivalent tissu".

25 Selon un mode préféré de l'invention, le détecteur est un détecteur à cristal semiconducteur tel que le tellurure de cadmium. Il est à noter qu'il a été proposé un certain nombre de dispositifs individuels comprenant un détecteur à semiconducteur du type tellurure de cadmium permettant uniquement de donner un signal d'alarme, indiquant la présence de
30 rayonnement, donc un débit de dose, mais ne donnant aucun renseignement sur la dose intégrée du rayonnement et ne réalisant aucune compensation de l'hypersensibilité du détecteur aux rayonnements de faibles énergies.

35 Selon un autre mode préféré de l'invention, le dispositif portatif comprend en outre, un filtre

nucléaire, constituant un écran absorbant.

L'invention a aussi pour objet un dispositif de calcul portatif produit en grande série, tel que des mini-calculatrices, sur lequel on adjoit une
5 fonction "détection nucléaire".

Ce dispositif de calcul portatif comportant de façon connue des moyens d'addition d'informations numériques, des moyens de détermination de périodesde temps et des moyens d'affichage, se caractérise
10 en ce qu'il comporte également un détecteur nucléaire apte à délivrer un signal fonction du rayonnement nucléaire où il est placé et des moyens de conversion de ce signal en informations numériques, les moyens d'addition recevant lesdites informations numériques,
15 les moyens de détermination de périodesde temps commandant lesdits moyens d'addition de manière à effectuer un calcul de la dose de rayonnement nucléaire reçue pendant une période de temps, dite d'intégration, qui est affichée par lesdits moyens d'affichage.

20 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront mieux de la description qui va suivre, donnée à titre purement illustratif et non limitatif en référence aux figures annexées dans lesquelles :

25 - la figure 1 représente schématiquement un dispositif portatif selon l'invention ;

- la figure 2 représente schématiquement une première variante du circuit électronique du dispositif selon l'invention ;

30 - la figure 3 représente un schéma détaillé du circuit électronique de la figure 2 ;

- la figure 4 représente schématiquement une deuxième variante du circuit électronique du dispositif selon l'invention.

35 Un dispositif portatif de mesure de rayonnements ionisants, selon l'invention, est schématisé sur la figure 1. Ce dispositif portatif du genre dosimètre individuel comprend un détecteur par exemple

à cristal semiconducteur 1 tel qu'un cristal de tellurure de cadmium fonctionnant à température ambiante. Sur les faces opposées 3 et 5 du détecteur à cristal 1 sont disposées deux électrodes métalliques 7 et 9 entre lesquelles est établie, au moyen d'une source d'alimentation une différence de potentiel de l'ordre de quelques Volts. Le détecteur à semiconducteur 1 peut être associé à un jeu d'écrans absorbants 11, placés devant le détecteur et réalisés en un matériau contenant de l'étain et du plomb, jouant le rôle de filtre nucléaire analogue à ceux utilisés avec les compteurs Geiger-Muller et servant de pré-compensation de l'énergie des rayonnements arrivant sur ce détecteur. Ce jeu d'écrans peut être protégé par une grille 12, perméable aux différents rayonnements ionisants à détecter. Un joint annulaire 13 est intercalé entre le détecteur à cristal 1 et le jeu d'écrans 11 de façon que toutes les particules ayant traversé le jeu d'écrans puissent être recueillies par le détecteur. Des cales telles que 14 permettent de maintenir le détecteur à cristal 1 dans un boîtier 16.

Au passage d'une particule ionisante, la conductibilité induite dans le semiconducteur produit un signal électrique. Le circuit électronique 15, associé au détecteur a pour rôle d'effectuer un traitement de ce signal de façon à le transformer en une ou plusieurs grandeurs directement utilisables par le personnel, telles que le débit de dose et la dose intégrée. Ces grandeurs sont affichées sur un afficheur à cristaux liquides par exemple 17. De plus, l'électronique 15 commande une alarme sonore 19, se déclenchant pour un seuil numérique donné de débit de dose d'un rayonnement ionisant permettant ainsi d'indiquer la présence de rayonnements.

Avant de décrire l'électronique, associée au détecteur à cristal du dosimètre individuel repré-

senté sur la figure 1, on va rappeler quelques éléments de physique de détection des rayonnements ionisants et en particulier de détection des rayonnements γ . On sait que le bombardement d'un rayonnement γ avec un matériau permet d'obtenir l'émission de particules secondaires possédant une charge électrique. En particulier, ce bombardement permet d'obtenir l'effet photoélectrique (éjection d'un électron des couches K ou L d'un atome par perte de toute l'énergie du photon) ou l'effet Compton (choc entre un photon et un électron libre d'un atome au cours duquel l'électron éjecté ne reçoit qu'une partie de l'énergie du photon incident).

L'utilisation d'un matériau semiconducteur présentant un nombre élevé d'électrons Z fait que le nombre d'interactions avec le matériau, pour un flux γ d'énergie donnée, va être beaucoup plus important si ce flux est faiblement énergétique. En effet, pour un flux d'énergie E inférieur à 250 KeV, le nombre d'interactions suit la loi de l'effet photoélectrique, c'est-à-dire, que le nombre d'interactions est proportionnel à $Z E^{-3,5}$, et pour un flux d'énergie E compris entre 250 KeV et 2 MeV le nombre d'interactions suit la loi de l'effet Compton, c'est-à-dire que le nombre d'interactions est proportionnel à $Z E^{-1}$.

Pour des tissus humains, dont le nombre Z est beaucoup plus faible que celui du tellure de cadmium, la loi est très différente car l'effet photoélectrique est proportionnellement moins important que l'effet Compton. En conséquence, lorsque l'on utilise un détecteur à Z plus élevé que celui des tissus biologiques, il est nécessaire de diminuer l'hypersensibilité du détecteur pour des flux γ de basse énergie. La compensation électronique, que l'on

associe au détecteur à semiconduteur, permet donc de compenser les variations du signal issu du détecteur à semiconduteur de façon à rendre les courbes de variation en fonction de l'énergie du rayonnement, "plates" (c'est-à-dire, identiques à celles de l'énergie absorbée par les tissus humains pour le rayonnement considéré).

Il est à noter que cette compensation électronique est possible car la réponse du détecteur par exemple à cristal semiconduteur tel que le tellurure de cadmium, est fonction biunivoque de l'énergie du rayonnement. Cette compensation ne peut être envisagée avec des dosimètres à Geiger-Muller puisque dans ce cas, l'amplitude des impulsions est indépendante de l'énergie initiale.

Les figures 2, 3 et 4 représentent deux modes de réalisations des circuits électroniques associés au détecteur par exemple à cristal semiconduteur.

Dans le premier mode de réalisation, schématisé sur les figures 2 et 3, les moyens de traitement du signal issu du détecteur sont de type numérique. Sur la figure 3 représentant un schéma détaillé du circuit électronique, le détecteur 1 est relié à la source d'alimentation par l'intermédiaire de résistances R.

Le signal ou impulsion issu du détecteur 1, présentant une très faible amplitude, doit tout d'abord être amplifié au moyen d'une chaîne d'amplification telle que 21 avant d'être compensé selon l'invention. Cette chaîne d'amplification peut être constituée comme représenté sur la figure 3 par un amplificateur A_1 à bas bruit de fond, fonctionnant en préamplificateur de charge avec une capacité C_1 de 0,5 à 1 picofarad et une résistance R_1 telle que $R_1 C_1$

soit compris entre 50 et 100 microsecondes et par un amplificateur A_2 monté en amplificateur de tension au moyen d'une résistance R_2 , la sortie de l'amplificateur A_1 étant reliée à l'entrée négative de l'amplificateur A_2 au moyen d'une résistance R_3 . Dans ce mode de réalisation, les moyens de compensation électronique comprennent essentiellement un circuit de mise en forme 23 assurant une conversion amplitude-temps et parallèlement la fonction "seuil" par l'intermédiaire de deux résistances r_1 et r_2 , afin d'éliminer les impulsions d'amplitude trop faible pour être prise en compte et notamment le bruit créé par le courant de fuite du détecteur à cristal 1. Ce circuit de mise en forme connecté à la sortie de l'amplificateur A_2 par l'intermédiaire d'une capacité C_2 peut être constitué par un circuit T.S. (figure 3) connu sous le nom de trigger de Schmidt et produit des signaux sous forme de créneaux servant à décharger la capacité C_1 du préamplificateur A_1 . La décharge de la capacité C_1 peut être réalisée au moyen d'une chaîne de contre-réaction constituée de deux résistances en série R_4 et R_5 , d'une résistance R_6 et d'une diode d montées en parallèle. La résistance R_4 est réglée de façon que la durée de charge de la capacité C_1 soit courte vis-à-vis de la durée $R_1 C_1$ par exemple de 5 à 10 microsecondes. La durée du créneau fournie par le circuit de mise en forme 23 est proportionnelle à l'énergie du rayonnement ionisant arrivant sur le détecteur à cristal 1. La chaîne de contre-réaction R_4 , d , R_6 , R_5 est connectée en un point A situé avant une capacité d'entrée C_3 reliant le détecteur 1 à l'entrée négative du préamplificateur A_1 . Le courant impulsionnel qui traverse cette contre-réaction présentant une valeur moyenne nulle ne modifie pas le potentiel du point A et ce quel que soit le signal de sortie du détecteur.

Dans l'exemple de réalisation décrit ci-dessus, la conversion en durée de l'amplitude des signaux sortant de la chaîne d'amplification 21 est linéaire, mais on peut envisager une conversion amplitude-temps non linéaire, suivant une loi préétablie permettant par exemple d'associer une durée plus faible pour les rayonnements de faible énergie que pour ceux d'énergie élevée.

Le signal issu du circuit de mise en forme 23 ouvre la porte 25 d'une échelle de comptage 27 qui compte les impulsions issues d'une horloge 29 à fréquence fixe par exemple de 1MHz.

A chaque détection d'une particule d'énergie supérieure à un certain seuil, on dispose d'une impulsion issue du circuit de mise en forme 23 dont la durée est liée à l'énergie des particules ionisantes arrivant sur le détecteur 1. On divise alors la durée des impulsions en une dizaine de classes 0 à 1 μ s, 1 à 2 μ s..., 9 à 10 μ s, en convertissant la durée des impulsions issues du circuit 23 en un nombre d'impulsions à l'aide de l'horloge 29 à fréquence fixe. Si ΔT correspond à N impulsions, 10 ΔT correspondent à 10N impulsions. Ceci a donc pour effet de diviser l'échelle des énergies reçues par le détecteur en 10 classes numérotées de 1 à 10 ; la classe 1 représente 0 à N impulsions, la classe 2 N à 2N impulsions, ...la classe 10, 9N à 10N impulsions. La compensation en énergie est ensuite assurée par une mémoire 31 telle qu'une mémoire programmable ou reprogrammable à lecture seule (PROM ou REPRM) qui attribue à chaque classe un coefficient prédéterminé (allant de 1 à 64 par exemple) de façon à appliquer un poids plus élevé à la classe la plus élevée (10) donc de donner plus de poids aux fortes énergies qu'aux faibles énergies, ce qui permet de compenser

l'hypersensibilité du détecteur aux faibles énergies.

5 Le résultat, c'est-à-dire la dose intégrée reçue par le détecteur, consiste donc à additionner ces coefficients au moyen d'un additionneur tel que 33. Le résultat final est alors affiché sur l'afficheur 17.

10 L'introduction de la mémoire 31 permet de réaliser de façon discrète, n'importe quelle loi de compensation de l'énergie des particules ionisantes ; ceci permet de s'adapter à n'importe quels volume et qualité du détecteur. En effet, le choix des poids à attribuer aux différentes énergies peut être fait en comptant directement les impulsions d'horloge
15 contenues dans les créneaux du circuit 23 (la mémoire 31 étant en court-circuit) et en mesurant la sensibilité du détecteur aux différentes énergies au moyen de sources de rayonnement connues. Il suffit alors de calculer les coefficients égaux, à l'inverse de la
20 sensibilité. Cet étalonnage permet donc de programmer la mémoire 31 suivant la sensibilité du détecteur utilisé.

A la place de l'horloge fixe et de la mémoire 31, on peut utiliser une horloge à fréquence
25 réglable. A chaque impulsion issue du circuit de mise en forme 23 est déclenchée une séquence d'impulsion d'horloge de fréquence croissante, c'est-à-dire, que les intervalles de temps séparant les impulsions d'horloge vont en diminuant au fur et à mesure de
30 leur avènement ; par exemple 8, 4, 2, 1 microsecondes, de façon à prendre en compte un nombre d'impulsions inférieur au nombre d'impulsions comptées, issues du circuit de mise en forme 23, ce qui revient à donner plus de poids aux fortes énergies qu'aux faibles énergies donc de compenser l'hypersensibilité du
35

détecteur au rayonnement de faibles énergies. La réalisation de telles séquences programmées est avec les éléments technologiques en circuits intégrés, disponibles actuellement, très facile à réaliser pour l'homme de l'art.

5

Au moyen de compensation utilisant l'horloge à fréquence réglable, on peut associer le filtre nucléaire 11, jouant un rôle de précompensation. Ceci permet d'effectuer une compensation en énergie plus faible, donc meilleure, et de compenser ainsi les variations de volume et les caractéristiques des différents détecteurs à cristal qui ne manqueront pas de se produire, compte tenu de la faible tension d'alimentation de ces détecteurs.

10

15

Selon un autre mode de réalisation, les moyens d'amplification et de compensation du signal électrique issu du détecteur à cristal 1 sont de type analogique. De tels moyens sont représentés sur la figure 4. Dans ce mode de réalisation, les moyens d'amplification et de compensation comprennent un amplificateur à gain variable 35, c'est-à-dire qu'en fonction de l'amplitude du signal de sortie du détecteur, dépendant de l'énergie du rayonnement, on module le gain de l'amplificateur de façon à donner plus de poids aux fortes impulsions qu'aux faibles. La dose intégrée dans le temps peut être affichée, comme précédemment, sur l'afficheur 17 par l'intermédiaire de l'additionneur 33, de l'échelle de comptage 27 et d'un convertisseur analogique numérique 39 relié à l'amplificateur de gain 35.

20

25

30

Dans ce mode de réalisation, l'affichage de la dose intégrée peut se faire de façon analogique en remplaçant l'échelle de comptage 27 et le convertisseur analogique numérique 39 par un intégrateur donnant directement la dose intégrée dans le temps.

35

Bien entendu, tout autre mode de réalisation de compensation de l'énergie des rayonnements permettant de produire des signaux "équivalents tissus" peut être envisagé sans pour autant sortir du cadre de l'invention.

Les détecteurs à semi-conducteur fonctionnant à température ambiante ont maintenant atteint un niveau technologique tel que leurs propriétés permettent de les utiliser en radioprotection, ces propriétés étant les suivantes :

- très faible encombrement (quelques millimètres cube),
- gamme d'énergie assez large (quelques 10 Kev à 1 Mev),
- compensable électroniquement pour respecter les normes de dosimétrie,
- alimentation sous faible tension, compatible avec les tensions utilisées en micro-électronique.

Dans des dispositifs de calcul portatif tels que des mini-calculatrices ou dans des montres, on peut adjoindre, conformément à l'invention, une fonction "détection nucléaire" en plaçant dans le dispositif portatif un détecteur à semi-conducteur tel que le tellurure de cadmium et présentant les propriétés décrites ci-dessus. Pour connaître le débit de dose et éventuellement la dose intégrée d'un rayonnement ionisant, on utilisera, alors, certaines fonctions qui existent dans de tels dispositifs tels que l'affichage numérique, l'alarme sonore, l'intégration, le comptage, le chronomètre électronique, les registres d'attente..., en intercalant entre les circuits numériques correspondant à ces fonctions et le détecteur à semi-conducteur un circuit intégré approprié.

En effet, l'affichage numérique pourra

être utilisé pour afficher, le débit de dose, la dose, les points du spectre en énergie, etc..., l'intégration et le comptage permettront de calculer la dose intégrée, le chronomètre électronique permettra
5 de calculer le débit de dose et les registres d'attente permettront de choisir des seuils d'alarme (présence de rayonnements).

Ces dispositifs portatifs fabriqués en grande série pourront être utilisés comme badges
10 électroniques permettant d'avoir : les fonctions dosimètre à alarme sur seuil en débit de dose, les fonctions de calcul de dose intégrée facilement centralisable dans un système informatique direct de saisie d'informations numériques, les fonctions de
15 lecture directe en débit de dose ou en dose intégrée.

Ces dispositifs portatifs munis de la fonction "détection nucléaire" s'appliquent dans les mêmes domaines que ceux utilisant un dosimètre individuel tel que décrit précédemment.

REVENDICATIONS

1. Dispositif portatif de mesure de rayonnements ionisants, caractérisé en ce qu'il comprend un détecteur (1), susceptible de délivrer un signal électrique dépendant de façon biunivoque de l'énergie d'un rayonnement susceptible d'être reçu par le détecteur (1), des moyens d'amplification et des moyens électroniques de compensation (21, 23, 25, 29, 35) des variations du signal électrique délivré par le détecteur (1), lié aux variations de l'énergie du rayonnement, produisant un signal de sortie qui est dans un rapport constant avec l'énergie dudit rayonnement pouvant être absorbée par des tissus humains et des moyens d'affichage (27, 33, 17), reliés au moyen d'amplification et de compensation, permettant d'afficher la dose de rayonnement reçue par le détecteur.

2. Dispositif portatif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le détecteur est un détecteur à semiconducteur.

3. Dispositif portatif selon la revendication 2, caractérisé en ce que le cristal semiconducteur (1) est un cristal de tellurure de cadmium.

4. Dispositif portatif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un filtre nucléaire (11) constituant un écran absorbant.

5. Dispositif portatif selon la revendication 4, caractérisé en ce que l'écran absorbant est en un matériau contenant de l'étain et du plomb.

6. Dispositif portatif selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comprend une alarme sonore (19) se déclenchant par un seuil donné de débit de dose d'un rayonnement.

7. Dispositif portatif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les moyens de compensation sont de type numérique et comprennent un circuit de mise en forme assurant
5 une conversion amplitude-temps (23), dont la sortie est connectée à l'une des entrées d'une porte ET (25), et une horloge (29), dont l'entrée est connectée à l'autre entrée de ladite porte.

8. Dispositif portatif selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'horloge (29) est une
10 horloge à fréquence fixe.

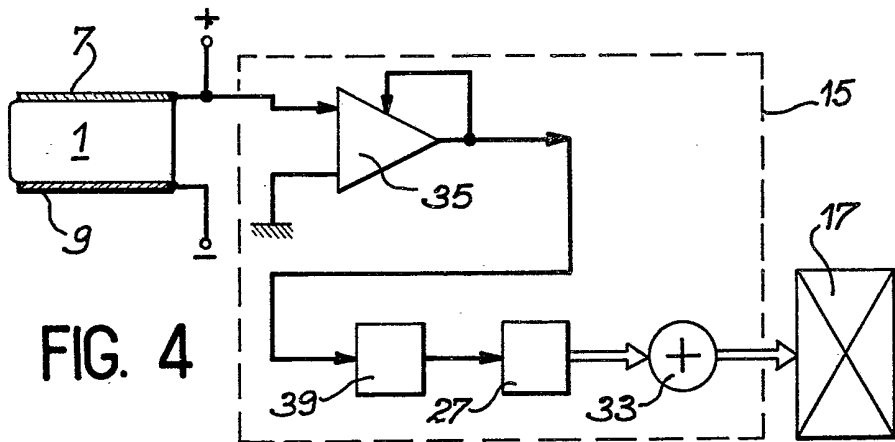
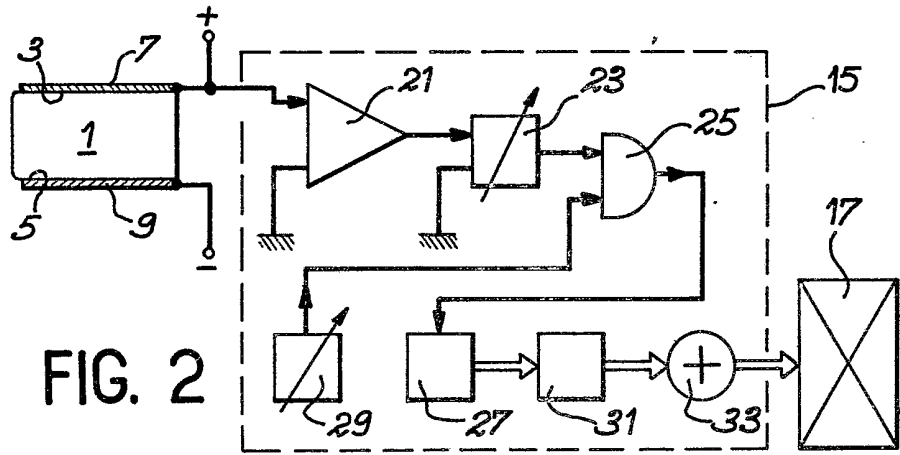
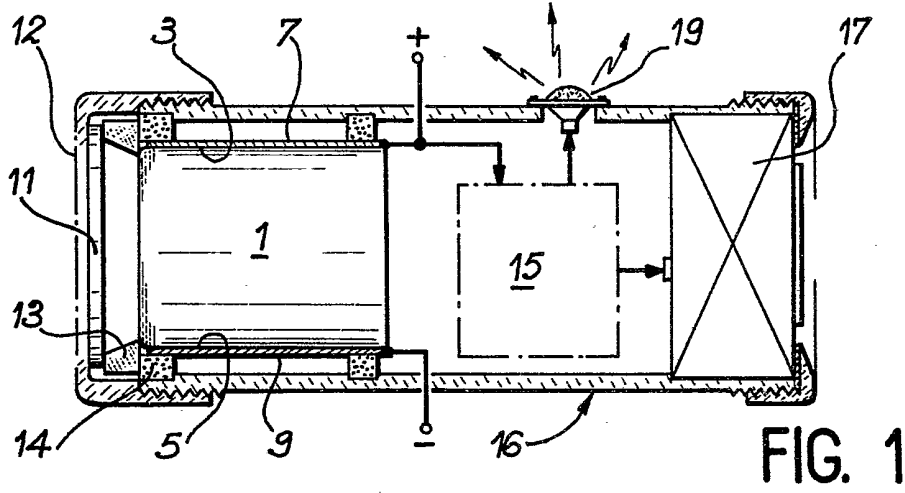
9. Dispositif portatif selon la revendication 7, caractérisé en ce que l'horloge (29) est une
horloge à fréquence croissante.

10. Dispositif portatif selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les moyens d'amplification et de compensation
15 sont de type analogique et comprennent un amplificateur à gain variable (35), dont la sortie est connectée par l'intermédiaire d'un circuit électronique approprié (39) aux moyens d'affichage (17, 27, 33).
20

11. Dispositif portatif selon l'une quelconque des revendications 1 à 10, caractérisé en ce que les moyens d'affichage comprennent une échelle de
25 comptage (27) connectée à un afficheur (17) par l'intermédiaire d'un additionneur (33).

12. Dispositif portatif selon les revendications 8 et 11, caractérisé en ce que l'horloge à
30 fréquence fixe (29) est associée à une mémoire (31) dont les entrées sont connectées à l'échelle de comptage (27) et les sorties à l'additionneur (33).

1/2



2/2

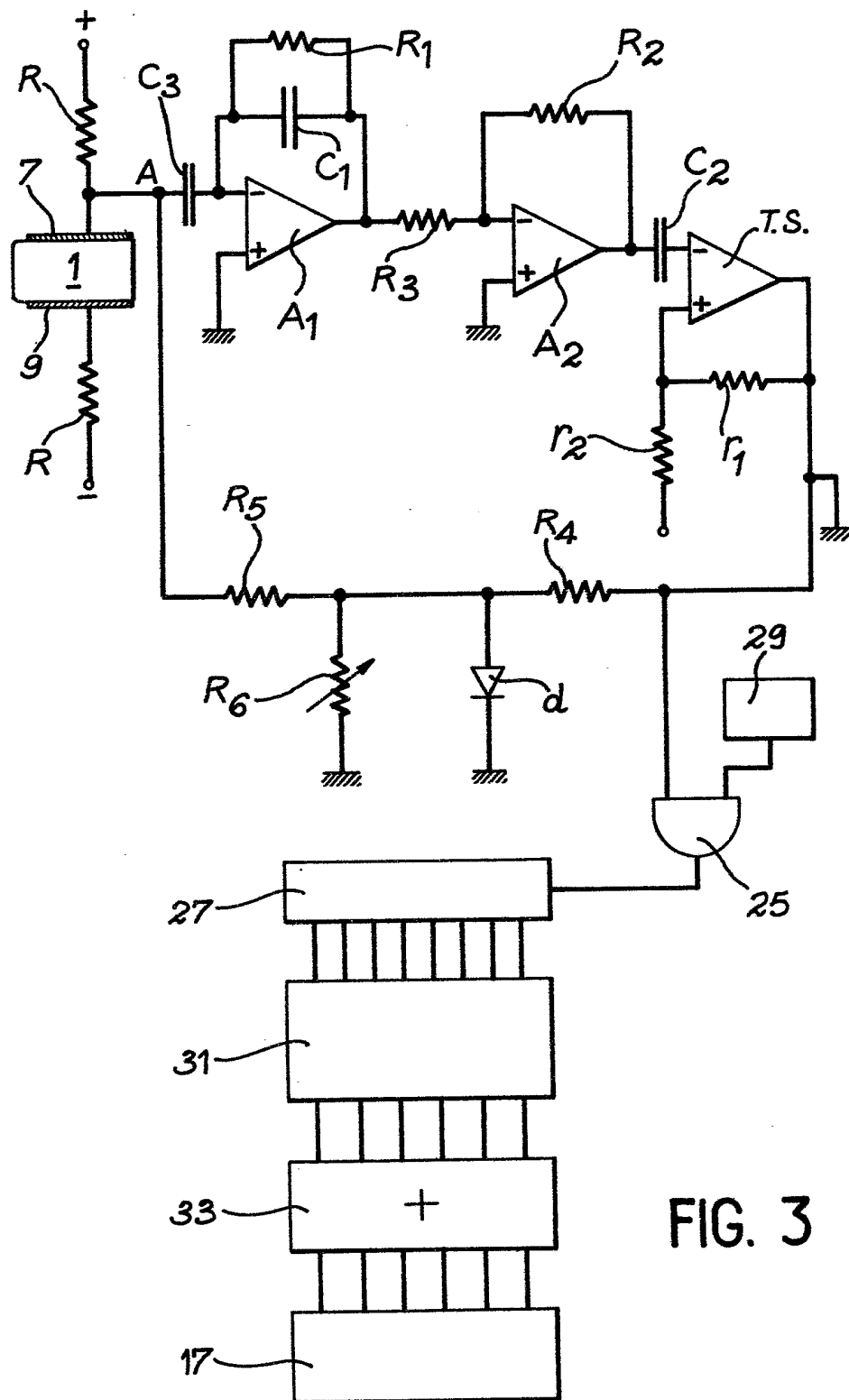


FIG. 3