



FASCICULE DU BREVET A5



615 582

① Numéro de la demande: 9787/77

② Date de dépôt: 10.08.1977

③ Priorité(s): 16.08.1976 US 714873

④ Brevet délivré le: 15.02.1980

⑤ Fascicule du brevet
publié le: 15.02.1980

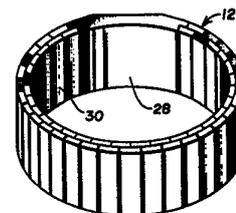
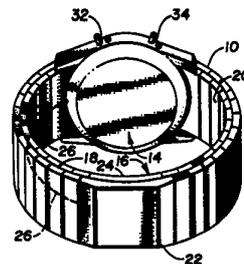
⑥ Titulaire(s):
Medtronic Inc., Minneapolis/MN (US)

⑦ Inventeur(s):
John Matthew Adams, Mesa/AZ (US)

⑧ Mandataire:
Bugnion S.A., Genève

⑨ Dispositif de surveillance cardiaque.

⑩ Le dispositif de surveillance cardiaque couplé à une bande métallique flexible (18, 20) détecte un signal électro-cardiaque sur un bras et applique ce signal détecté à un circuit électronique monté dans un boîtier (14). Des moyens sont également prévus pour recevoir un second signal électro-cardiaque de l'autre bras. Le récepteur peut être une pièce de contact (16) adaptée pour être placée en contact avec une deuxième bande métallique flexible autour du poignet de l'autre bras munie d'une pièce de contact identique (28) ou une pièce métallique adaptée pour être tenue entre le pouce et un doigt de l'autre main.



REVENDECATIONS

1. Dispositif de surveillance cardiaque comportant des électrodes cutanées en relation avec un circuit de traitement des signaux captés, caractérisé par le fait qu'il comporte un boîtier contenant un circuit pour traiter une paire de signaux électriques correspondant chacun à un membre différent de la personne à surveiller, au moins une bande étant fixée audit boîtier pour assurer avec celui-ci un contact ferme unique sur l'un des membres et fournir un premier signal audit circuit, des moyens de réception en liaison électrique avec ledit circuit étant fixés mécaniquement, mais isolés électriquement, dans ladite combinaison boîtier-bande et disposés pour recevoir par contact le signal électrique capté sur l'autre membre et fournir ce deuxième signal audit circuit.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'une deuxième bande est disposée pour capter le deuxième signal et qu'elle comporte une partie agencée pour entrer en contact avec lesdits moyens de réception, sur l'ensemble boîtier-bande.

3. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que lesdits moyens de réception du deuxième signal comportent au moins une électrode disposée pour entrer en contact avec au moins un doigt.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le boîtier comporte un dispositif d'affichage du rythme cardiaque détecté et compté par ledit circuit.

5. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que ledit circuit comporte des moyens de commutation pour sélectionner l'intervalle de temps durant lequel sont comptés les battements de cœur, des moyens de détermination desdits intervalles de temps et des moyens d'émission de signaux de temps et de comptage pour alimenter le dispositif d'affichage du rythme cardiaque de ladite personne.

6. Dispositif selon la revendication 5, caractérisé par le fait que lesdits moyens de commutation comprennent des moyens permettant de fixer l'intervalle de temps à 6 ou 60 s et que lesdits moyens de détermination comprennent en outre des moyens répondant aux moyens de commutation par lesquels, dans le cas où un signal correspondant à un intervalle de 60 s est sélectionné, lesdits moyens d'affichage affichent le nombre de battements détectés et comptés et, dans le cas où un signal correspondant à un intervalle de 6 s est sélectionné, lesdits moyens d'affichage affichent dix fois le nombre de battements détectés et comptés.

La présente invention concerne un dispositif de surveillance cardiaque comportant des électrodes cutanées en relation avec un circuit de traitement des signaux captés.

On connaît divers dispositifs pour mesurer le rythme cardiaque d'une personne. Ces dispositifs varient depuis l'appareillage sophistiqué commandé par ordinateur et capable de surveiller simultanément de nombreux patients, jusqu'à l'appareil individuel pour surveiller uniquement le rythme cardiaque. La majorité des appareils de ce dernier type mesurent le nombre de pulsations du cœur au moyen d'un bracelet qui maintient un capteur, sensible à la pression ou au son, en contact avec l'intérieur du poignet.

En plus de la mesure du nombre de pulsations du cœur, quelques rares dispositifs mesurent le signal électrocardiaque qui est détecté sur la peau du sujet. Pour cela, on utilise des fils qui réunissent le dispositif à des électrodes fixées par les procédés traditionnels sur la poitrine du sujet. L'appareil a été adapté pour être placé à différents endroits du corps, par exemple à la ceinture ou au poignet. Mais, quel que soit l'endroit où l'appareil est placé, subsiste le problème des fils qui sont toujours sujets à

rupture du fait des mouvements de la personne, ce qui diminue grandement la fiabilité du dispositif.

La nécessité d'utiliser des fils pour mesurer l'activité cardiaque semblait nécessaire dans le passé, parce qu'on croyait qu'il était nécessaire de surveiller en permanence le patient. Cependant, dans beaucoup de cas, il est seulement nécessaire de pouvoir faire une lecture instantanée du rythme cardiaque, par exemple lorsque le sujet a précédemment souffert d'une attaque coronaire et qu'il s'est rétabli de façon suffisante pour mener une vie à peu près normale pour autant qu'il ne surcharge pas son cœur outre mesure. Dans ce cas, il est nécessaire de contrôler le rythme cardiaque lors d'une activité particulièrement énergique. Une mesure continue du rythme cardiaque nécessiterait une grande dépense de courant pour alimenter l'appareillage, d'où usure très rapide des batteries. Bien entendu, il serait possible de modifier les appareils connus en leur ajoutant un simple interrupteur pour les mettre en action seulement lorsque c'est désiré. Cependant, le problème des fils réunissant l'appareil de mesure avec les électrodes demeure entier.

Le dispositif proposé par la présente invention élimine les inconvénients précités et se caractérise par le fait qu'il comporte un boîtier contenant un circuit pour traiter une paire de signaux électriques correspondant chacun à un membre différent de la personne à surveiller, au moins une bande étant fixée audit boîtier pour assurer avec celui-ci un contact ferme unique sur un des membres et fournir un premier signal audit circuit, des moyens de réception en liaison électrique avec ledit circuit étant fixés mécaniquement, mais isolés électriquement, dans ladite combinaison boîtier-bande et disposés pour recevoir par contact un signal électrique capté sur l'autre membre et fournir ce deuxième signal audit circuit.

Le dessin annexé représente à titre d'exemple une forme d'exécution du dispositif selon l'invention :

La fig. 1 montre une paire de bracelets détecteurs utilisés avec le circuit qui se trouve incorporé dans l'un d'eux ;

la fig. 2 montre la face du boîtier contenant le circuit de traitement des signaux ;

la fig. 3 montre une variante du boîtier contenant le circuit ;

la fig. 4a montre un schéma-bloc du circuit de traitement des signaux, et

la fig. 4b un schéma du dispositif d'affichage.

Revenons à la fig. 1, qui représente une paire de bracelets 10, 12 destinés à être portés aux deux poignets. Le bracelet 10 comporte un boîtier 14, un organe de contact 16 et des membres extensibles 18 et 20 reliant le boîtier 14 avec le contact 16.

Le boîtier 14 contient le circuit électronique pour le traitement des signaux provenant du cœur. Ce circuit est décrit plus loin par les fig. 4a et 4b.

Comme il est connu, le signal électrocardiaque est constitué par les signaux captés au poignet gauche et au poignet droit de la personne, et ces signaux mesurent l'activité électrique du cœur selon un plan horizontal lorsque le patient est en position debout.

L'organe de contact 16 comporte une partie conductrice 22 et une partie isolante 24 disposées de telle sorte que la partie conductrice 22 est isolée par rapport aux pièces extensibles 18 et 20. Un fil 26, ou tout autre conducteur, relie la partie 22 avec le circuit de traitement qui se trouve dans le boîtier 14.

Les parties extensibles 18 et 20 sont du même genre que celles utilisées dans les bracelets de montre extensibles. Cependant, les parties 18 et 20 doivent être en un matériau apte à capter les signaux électriques apparaissant sur la peau. Notons que le bracelet dans son ensemble doit être construit de telle sorte que, lorsque l'on ajoute ou retranche des maillons pour l'adapter aux dimensions du poignet, ceux-ci ne doivent pas empêcher les parties 18 et 20 de faire un bon contact avec la peau, et la surface de ces parties 18 et 20 devra donc être suffisante pour offrir un contact efficace avec la peau. Le bracelet 12 est semblable au bracelet 10, avec cette différence qu'il ne comporte pas de boîtier

pour un circuit électronique et, de ce fait, ne comporte pas non plus de parties isolantes telles que les parties 24; le bracelet 12 comporte un organe de contact 28 et une partie extensible 30, analogue aux parties 18 et 20. Il est également possible de partager la partie 30 en deux et d'y insérer une montre-bracelet traditionnelle de façon analogue à celle dont est inséré le boîtier 14 dans le bracelet 10.

Le bracelet 12 est conçu pour être porté sur le poignet opposé à celui qui porte le bracelet 10. Lorsque l'on désire mesurer le rythme cardiaque, l'organe de contact 28 est placé contre le contact 16. De cette façon, le signal capté sur la peau par l'organe extensible 30 est transmis électriquement par le contact 28 à la partie conductrice 22 du contact 16. Par la partie 22, le signal électrique est appliqué par l'intermédiaire du fil 26 au circuit électronique qui se trouve dans le boîtier 14. Au même instant, le signal détecté sur l'autre poignet par les membres extensibles 18 et 20 est appliqué directement au circuit électrique par l'intermédiaire du boîtier 14.

Ajoutons encore que les surfaces des parties 16 et 28 destinées à entrer en contact l'une avec l'autre doivent être d'une forme assurant un bon contact mutuel.

Le boîtier 14 comporte encore une paire de contacteurs 32 et 34, chacun étant muni de deux boutons-poussoirs, l'un étant plus haut que l'autre; pour changer la position de l'un ou de l'autre des contacteurs 32 ou 34, il suffit d'enfoncer le bouton le plus élevé. Le contacteur 32 est un simple interrupteur qui branche la source de courant lorsque l'on veut procéder à la mesure, et le contacteur 34 est un sélecteur du temps de mesure 6 ou 60 s, ce qui fait qu'il est possible de procéder à la mesure en comptant les ondes R pendant 6 s et en multipliant par 10 pour obtenir le nombre de battements par minute, ou de mesurer les ondes durant 60 s et obtenir ainsi directement le nombre de battements par minute. Les deux contacteurs 32 et 34 agissent sur le circuit électronique qui se trouve dans le boîtier 14, comme il sera décrit sur la fig. 4a. Notons encore qu'il est possible de placer le contacteur 32 à l'intérieur de l'organe de contact 16 de la fig. 1 ou dans les contacts 40 et 42 de la fig. 3, ce qui a l'avantage d'empêcher que le patient oublie de manœuvrer le poussoir lorsqu'il veut procéder à la mesure.

La fig. 2 montre la face du boîtier 14 sur laquelle on voit le dispositif d'affichage 36 à trois chiffres constitué de sept segments lumineux. Par le choix de l'illumination de certains segments, les chiffres de 0 à 9 peuvent être rendus visibles selon la technique connue.

Examinons maintenant la fig. 3, qui est une variante du boîtier représenté par les fig. 1 et 2. La différence réside dans le fait que le boîtier comporte un plat 38 sur lequel est implanté un organe de contact 40, respectivement 42. Ces deux contacts 40 et 42 sont disposés sensiblement sur un même diamètre, perpendiculairement aux bracelets. Si l'on utilise le boîtier selon la fig. 3, le deuxième bracelet 12 représenté par la fig. 1 est éliminé, car le deuxième contact est donné directement par deux doigts de la main sur les parties 40 et 42, et le signal ainsi capté est transmis au circuit qui se trouve dans le boîtier 38. Il faut remarquer cependant que le fonctionnement avec les contacts 40 et 42 peut être compromis avec les personnes dont les extrémités des doigts sont calleuses.

La fig. 4a représente un schéma-bloc du circuit 50 qui se trouve dans le boîtier. Les deux signaux captés sur la peau du sujet sont amenés aux bornes 52 et 54. La borne 54 est connectée à un potentiel de référence, telle que la masse du dispositif, cependant que la borne 52 est reliée à l'entrée d'un amplificateur 56. La sortie de l'amplificateur est reliée à un filtre passe-bas 58 pour éliminer les fréquences industrielles et les bruits musculaires.

La sortie du circuit passe-bas 58 est connectée à l'entrée d'un circuit à seuil 60 tel qu'un élément Schmitt. Ce circuit de seuil 60 produit une impulsion chaque fois que la tension qui lui est appliquée dépasse la valeur de seuil. La valeur de seuil est ajustée

de façon à correspondre uniquement à l'onde R du signal électrocardiaque. Notons que l'onde R du signal électrocardiaque est une onde positive qui correspond au maximum d'amplitude du signal. L'onde R est normalement précédée d'une amplitude positive réduite, connue sous le nom d'onde P, et suivie par une autre onde d'amplitude réduite, connue sous le nom d'onde T. Un potentiomètre, non représenté sur le schéma, est prévu dans le boîtier afin d'ajuster la valeur de seuil du circuit 18, de façon à n'utiliser que les ondes R et non les ondes P et T.

La sortie du circuit de seuil 60 est reliée à un multivibrateur monostable 62 qui produit une impulsion chaque fois qu'une onde R est détectée par le circuit 60. Une contre-réaction 64 branchée entre la sortie du multivibrateur 62 et le circuit à seuil 60 consiste en un autre multivibrateur monostable qui empêche le circuit 60 de réagir en même temps à des impulsions autres que celles de l'onde R. Ce circuit 64 empêche qu'une onde T de grande amplitude puisse être détectée comme étant une deuxième onde R ou, d'autre part, dans l'éventualité où une onde P serait détectée comme onde R, le circuit 64 empêche qu'une onde R suivant de près l'onde P puisse être détectée comme une deuxième onde R. Ici également, un potentiomètre, non représenté, permet d'ajuster le circuit 64 aux conditions particulières de chaque patient.

Tous les éléments du circuit qui viennent d'être décrits sont alimentés par l'alimentation 66 mais, pour plus de clarté, le point d'application du potentiel positif de la source à chacun des composants n'est pas représenté. La sortie du multivibrateur 62 est une impulsion qui coïncide dans le temps avec chaque onde R du signal électrocardiaque. Cette impulsion est traitée dans la mémoire du circuit de la manière suivante.

Le cœur du circuit logique consiste en l'organe de temps 68 qui produit une impulsion toutes les 6 s. Un sélecteur 34, 6/60 s, est connecté à la sortie de l'organe de temps 68. Les contacts 34a et 34b, tous deux connectés à la sortie de l'organe de temps 68, permettent de mettre respectivement hors circuit ou en circuit le diviseur 70. Dans ce dernier cas, le diviseur 70 divise le nombre d'impulsions par 10, c'est-à-dire qu'il produit une impulsion de sortie après que dix impulsions ont été amenées à son entrée, c'est-à-dire que le circuit diviseur produira une impulsion toutes les 60 s. Par contre, lorsque le commutateur 34 est dans sa position supérieure, le diviseur 70 est court-circuité et une impulsion apparaît toutes les 6 s.

Le contact 34 dans sa position supérieure est relié au pôle + et il transmet un signal logique 1. Lorsque ce contact 34c est dans sa position inférieure, il est mis à la masse, ce qui correspond à un signal logique zéro.

L'impulsion de temps est amenée à l'entrée du multivibrateur monostable 72 pour y produire une large impulsion. La sortie du multivibrateur 72 est amenée à l'entrée de chacune des 21 portes 74 qui sont réparties en trois groupes de sept portes chacun. La sortie du multivibrateur 72 est également connectée à l'entrée de la remise à zéro de chacune des trois décades 76, 78 et 80, dont le groupe compteur 76 constitue le plus petit chiffre significatif et le groupe 80 le plus grand. Les compteurs 76, 78 et 80 sont connectés pour répondre au flanc descendant de l'impulsion du multivibrateur 72 par un retour à zéro du comptage.

Lorsque le commutateur 34c est dans sa position supérieure, le pôle positif de l'alimentation est appliqué à la porte ET 82 de telle sorte que les impulsions correspondant aux ondes R détectées du signal électrocardiaque et apparaissant à la sortie du multivibrateur 62 sont appliquées à la porte ET 82 à l'entrée de la décade de comptage 78. Lorsque le sélecteur 34c est dans sa position inférieure, le potentiel de masse est appliqué à l'inverseur 86, lequel transforme en un signal logique 1 qui est transmis à l'entrée de la porte ET 84, de sorte que les impulsions correspondant aux ondes R détectées sont appliquées à la décade de comptage 76.

Les quatre sorties de chaque décade de comptage 76, 78 et 80 sont respectivement appliquées aux circuits convertisseurs 88, 90 et 92 qui convertissent le codage décimal binaire à quatre lignes

provenant des compteurs 76, 78 et 80 en un signal à sept lignes nécessaires pour l'affichage par sept segments.

Chacune des sept sorties de chacun des convertisseurs 88, 90 et 92 est appliquée par les portes 74 au moment favorable déterminé par l'impulsion du circuit multivibrateur 72 à un circuit de maintien représenté par les blocs 96, 98 et 100. D'autre part, le signal provenant de la sortie du diviseur 70 ou provenant du contact supérieur du commutateur 34b est appliqué à l'entrée du rappel à zéro de chacun des circuits de maintien 96, 98 et 100. Les signaux de sortie de chacun des circuits de maintien 96, 98 et 100 sont appliqués respectivement aux dispositifs d'affichage à sept segments 102, 104 et 106.

Le fonctionnement du circuit 50 sera décrit ci-après. Admettons tout d'abord que le commutateur 34 soit dans sa position supérieure, c'est-à-dire dans la position six secondes comme représenté à la fig. 4a, ce qui fait qu'une impulsion sera fournie au multivibrateur 72 toutes les 6 s. En même temps, les circuits de maintien 96, 98 et 100 sont ramenés à zéro et, après que le multivibrateur 72 s'est déclenché, les décades de comptage 76, 78 et 80 sont ramenées à zéro par le flanc descendant de l'impulsion du multivibrateur 72. Le commutateur 34 étant en position supérieure, le contact 34c envoie le pôle positif de la source, c'est-à-dire un signal logique 1, à l'entrée de la porte ET 82 et en même temps une tension négative, c'est-à-dire qu'un signe logique zéro est appliqué par l'inverseur 86 à l'entrée de la porte ET 84. Ainsi, la porte ET transmet l'onde R détectée par le multivibrateur 62 à la deuxième décade de comptage 78. Chaque fois qu'une impulsion est appliquée à la décade 78, le comptage est ajouté d'une unité. Après 6 s, une impulsion est appliquée pour libérer les circuits de maintien 96, 98 et 100, et provoquer une impulsion qui sera produite par le multivibrateur 72. Cette impulsion permet à chacune des portes ET 74 de transmettre les signaux enregistrés par les compteurs 76, 78 et 80 et convertis par les convertisseurs 88, 90 et 92, aux circuits de maintien 96, 98 et 100. Il est à noter qu'avec le contact 34c en position supérieure le chiffre

significatif le plus inférieur de la décade de comptage 76 est court-circuité, ce qui maintient son compte à zéro. Dans cette situation, les sept circuits de maintien 96 sont établis pour provoquer l'affichage 102, en l'occurrence un chiffre zéro comme nombre significatif le plus bas de l'affichage 36, d'où il résulte que le nombre affiché correspond à 10 fois le nombre d'impulsions comptées durant l'intervalle de 6 s. De cette façon, lorsque six impulsions ont été produites par le multivibrateur 62 durant 6 s d'intervalle, l'affichage 104 fera apparaître le chiffre six et les affichages 102 et 106 afficheront chacun un zéro; autrement dit, le chiffre 60 sera affiché. Si, d'autre part, douze impulsions sont comptées durant ces 6 s, la décade 78 portera un deux et la décade 80 comptera 1, de façon analogue à ce qui vient d'être décrit; on obtiendra, dans ce cas, l'affichage 120.

Le flanc descendant de l'impulsion du multivibrateur 72 est amené à chacun des compteurs 76, 78 et 80, et le processus précédent se répète chaque fois qu'une nouvelle impulsion apparaît à l'entrée du multivibrateur 72, laquelle libère le maintien des circuits 76, 78 et 80 et actionne le multivibrateur 72 pour produire une impulsion et actionner les portes ET 74.

Plus simplement, il est également possible d'afficher le nombre de battements pour les 6 s d'intervalle et, lors de la lecture, de multiplier ce nombre par dix.

Lorsque le sélecteur 34 est placé dans sa position inférieure, c'est-à-dire la position soixante secondes, il est nécessaire que dix impulsions de l'organe de temps 68 soient appliquées au travers des diviseurs 70 avant qu'une impulsion soit appliquée au multivibrateur 72. Entre les impulsions du multivibrateur 72, des impulsions provenant de la sortie du multivibrateur 62 sont appliquées au travers de la porte ET 84 à la décade de comptage 76. Dans ce cas, la tension de la masse est appliquée par le sélecteur 34c au travers de l'inverseur 86 pour ouvrir la porte ET 84, cependant que le chiffre significatif le plus bas du compteur 76 n'est pas court-circuité, ce qui fait qu'un nombre est affiché à l'organe d'affichage 102 de la même façon qu'il a été décrit précédemment.

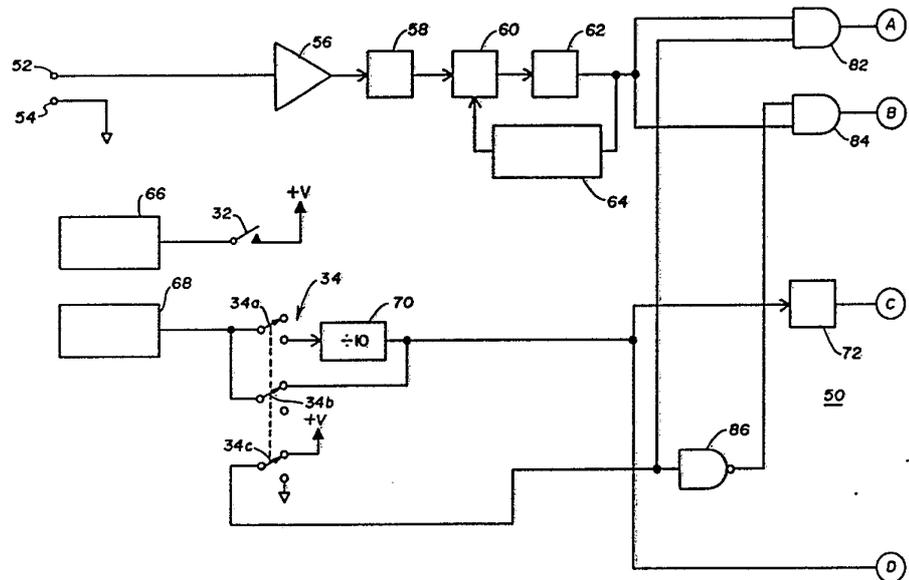
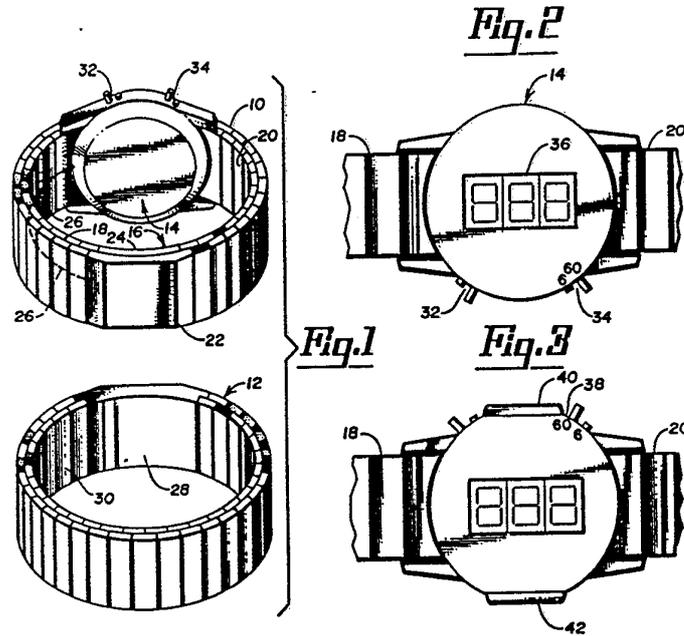


Fig. 4a

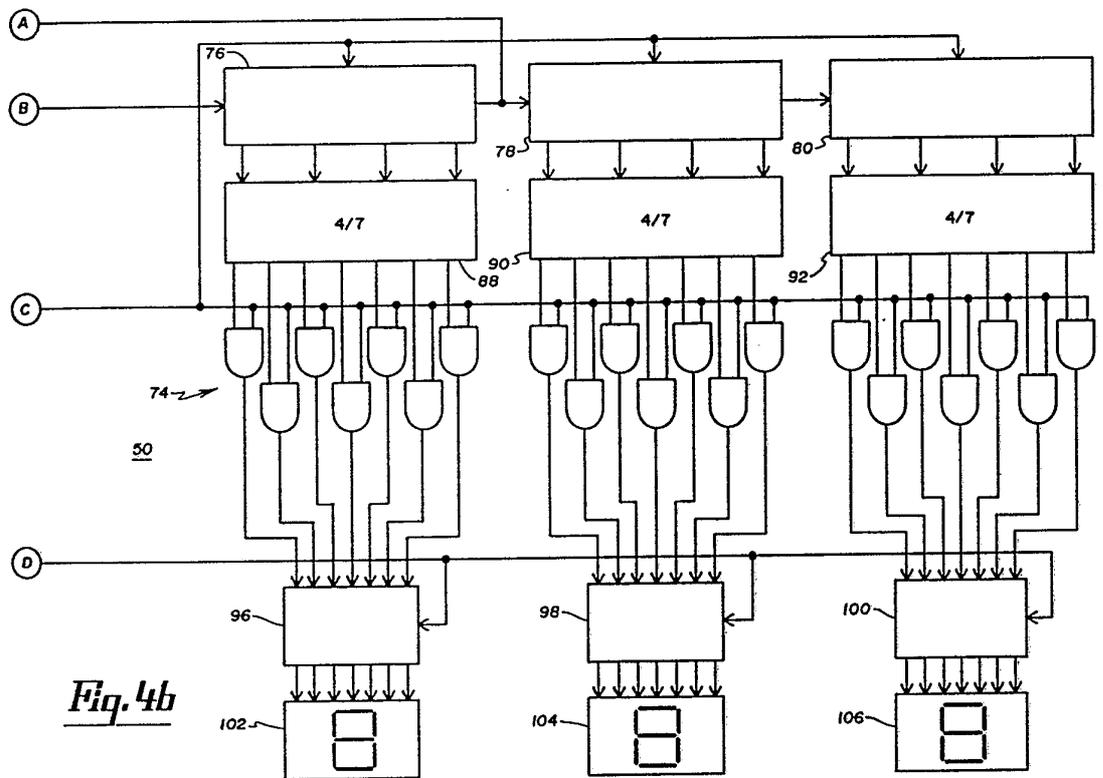


Fig. 4b