



N° 897.885

Classif. Internat.: A61B / H04R

Mis en lecture le:

16 -01- 1984

LE Ministre des Affaires Economiques,

Vu la loi du 24 mai 1854 sur les brevets d'invention;

Vu le procès-verbal dressé le 30 septembre 1983 à 15 h. 00

au Service de la Propriété industrielle;

ARRÊTE :

Article 1. - Il est délivré à la Sté dite : INTECH SYSTEMS CORP.
415 Rabro Drive East, Hauppauge, New York 11788 (Etats-Unis
d'Amérique),

repr. par le Bureau Gevers S.A. à Bruxelles,

un brevet d'invention pour: Stéthoscope différentiel,

(Inv. : M.J. Slavin)

Article 2. - Ce brevet lui est délivré sans examen préalable, à ses risques et périls, sans garantie soit de la réalité, de la nouveauté ou du mérite de l'invention, soit de l'exactitude de la description, et sans préjudice du droit des tiers.

Au présent arrêté demeurera joint un des doubles de la spécification de l'invention (mémoire descriptif et éventuellement dessins) signés par l'intéressé et déposés à l'appui de sa demande de brevet.

Bruxelles, le 14 octobre 1983

PAR DELEGATION SPECIALE:

Le Directeur

L. WUYTS

097005

MEMOIRE DESCRIPTIF

déposé à l'appui d'une demande de

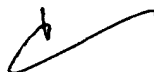
BREVET D'INVENTION

formée par

INTECH SYSTEMS CORP.

"Stéthoscope différentiel"

Inventeur : Martin J. Slavin



"Stéthoscope différentiel"

La présente invention est relative, d'une façon générale, à un stéthoscope du type utilisé par les médecins pour écouter des signaux de niveau réduit , par exemple les pulsations cardiaques , et elle se rapporte plus particulièrement à un stéthoscope présentant une sensibilité accrue dans la séparation des signaux de niveau réduit désirés par rapport aux signaux de niveau plus élevé des bruits ambiants. On connaît bien en pratique des stéthoscopes fonctionnant sur des principes totalement acoustiques. De tels stéthoscopes comprennent des têtes acoustiques qui sont placées contre le corps et une paire d'écouteurs qui sont introduits dans les oreilles de l'utilisateur. Entre les écouteurs et les têtes acoustiques , un tube acoustique assure la liaison.

L'utilisation de ces instruments pour déceler les pulsations cardiaques est compliquée par les bruits du corps produits par la respiration et d'autres activités corporelles. De tels bruits peuvent être de niveaux nettement plus élevés que le niveau des pulsations cardiaques que l'on doit déceler. De ce fait, la personne entraînée du point de vue médical, qui utilise le stéthoscope , demande généralement au sujet de prendre une respiration profonde et de la retenir



tandis que les écoutes au stéthoscope sont réalisées. Ceci réduit les bruits décelés provenant des poumons et de la respiration et facilite la distinction entre les pulsations cardiaques et les bruits étrangers.

5 Toutefois, il n'est pas toujours possible que le sujet retienne une respiration profonde tandis que la personne qualifiée écoute les pulsations cardiaques. A titre d'exemple , il est désirable d'écouter les pulsations cardiaques d'un foetus et fréquemment le sujet traité peut être dans un état soporeux et ne pas être sensible à la demande faite. De nombreux cas se présentent en pratique pédiatrique et en pratique gériatrique , où il n'est pas possible que le sujet se retienne de respirer pendant toute la période de temps désirée , pour autant même qu'il puisse le faire. En outre , lorsqu'on examine des animaux , il n'est pas possible d'éliminer facilement les bruits des poumons. De ce fait , les bruits corporels sont restés un problème lorsqu'on utilise un stéthoscope pour écouter les pulsations cardiaques.

20 En fait , on désire un stéthoscope isolant les signaux des pulsations cardiaques par rapport aux signaux de bruit , ce stéthoscope devant être de construction et de fonctionnement simples.

25 D'une manière générale , suivant la présente invention , on prévoit un stéthoscope différentiel convenant spécialement bien pour la séparation des signaux de pulsations cardiaques par rapport aux signaux des bruits corporels.

30 Le stéthoscope différentiel comprend de petits éléments de microphone , qui sont attachés aux



têtes de stéthoscope pour capter les signaux acoustiques provenant du corps. Les têtes de stéthoscope sont appliquées au corps en différents endroits où il est connu que les niveaux des signaux de pulsations sont différents. Les sons captés par les têtes de stéthoscope englobent les signaux de bruits corporels ainsi que les signaux des pulsations cardiaques. Chaque tête de stéthoscope et chaque élément de microphone fournit une sortie qui est amplifiée dans un amplificateur individuel. Les deux signaux amplifiés sont alimentés aux bornes distinctes d'un amplificateur différentiel par l'intermédiaire d'un élément de réglage du gain et de l'équilibre. L'amplificateur différentiel fournit un signal différentiel qui est amplifié et alimenté à un casque électrique ou à un élément d'écouteur électrique, qui est relié du point de vue acoustique au tube acoustique traditionnel. Le tube se subdivise vers les deux pavillons d'écouteur comme dans le cas de la pratique antérieure. Des bornes sont prévues pour que les sorties des amplificateurs puissent être affichées sur un oscilloscope. Les circuits électroniques sont logés dans une petite enceinte et sont commandés par batterie pour faciliter l'utilisation et assurer le caractère transportable. Sous des conditions idéales, qui sont rarement atteintes en pratique, les bruits corporels, tels que les bruits de la respiration, qui sont des entrées courantes aux deux éléments de microphone, sont éliminés dans l'amplificateur différentiel, en laissant des signaux de pulsations cardiaques pouvant se distinguer nettement. Les signaux de sortie des

b

pulsations cardiaques représentent la différence dans les signaux de pulsations cardiaques à chacune des têtes acoustiques et des éléments de microphone. En pratique , les réglages de gain des amplificateurs individuels sont ajustés pour se rapprocher très
5 étroitement de l'état idéal , avec le maximum d'élimination des bruits corporels.

En conséquence , un but de la présente invention est de prévoir un stéthoscope amélioré qui
10 présente une sensibilité élevée et sépare les signaux des pulsations cardiaques par rapport aux autres sons corporels.

Un autre but de l'invention est de prévoir un stéthoscope amélioré qui fournit une sortie amplifiée des signaux de pulsations cardiaques , tout en supprimant les bruits corporels étrangers.
15

Un autre but encore de l'invention est de prévoir un stéthoscope amélioré , qui donne une sortie amplifiée du point de vue électronique , assure des possibilités de filtrage et est de petites dimensions.
20

Un but supplémentaire de l'invention est de prévoir un stéthoscope amélioré qui fournit des signaux amplifiés du point de vue électronique et est léger et compact.
25

D'autres buts encore de l'invention , ainsi que les avantages de celle-ci , seront partiellement évidents ou apparaîtront partiellement de la description suivante.

L'invention englobe , en conséquence , les caractéristiques de construction , la combinaison d'éléments et l'agencement des pièces , que l'on décrira
30



ci-après.

La description suivante est donnée avec référence aux dessins annexés , qui ne sont nullement limitatifs du cadre de l'invention.

5 La Figure 1 est une représentation schématique fonctionnelle d'un stéthoscope différentiel suivant la présente invention.

La Figure 2 est un schéma fonctionnel du stéthoscope différentiel de la Figure 1.

10 La Figure 3 montre une variante d'agencement des amplificateurs opérationnels utilisés dans le circuit de la Figure 2.

Si on considère la Figure 1, un stéthoscope différentiel 10 suivant l'invention comprend une paire
15 de têtes acoustiques 12, 14 , auxquelles sont reliés des éléments de microphone , respectivement 16 et 18. Les signaux acoustiques captés par les têtes 12, 14 sont convertis par les éléments de microphone 16, 18 en signaux électriques convenant pour une alimentation
20 dans un circuit électronique.

Le stéthoscope différentiel comprend également une paire de pavillons d'écouteur 20 , convenant pour se mettre dans les oreilles de l'opérateur de la manière connue , ainsi qu'un tube acoustique 22. Un
25 ensemble électronique 24 reçoit les signaux électriques provenant des éléments de microphone 16, 18 et débite les signaux acoustiques choisis aux pavillons d'écouteur , de la façon que l'on décrira plus complètement par la suite.

30 Lorsqu'on utilise un stéthoscope différentiel suivant l'invention , pour écouter les pulsations car-



diaques , les éléments de microphone 16 , 18 sont disposés en des endroits différents du corps , là on sait que les amplitudes des signaux de pulsations diffèrent. Un amplificateur opérationnel 26 reçoit le signal

5 électrique de l'élément de microphone 16 et fournit une sortie amplifiée 30 qui est alimentée à une borne d'un amplificateur différentiel 32. Le niveau du signal provenant de l'amplificateur 26 et introduit dans l'amplificateur différentiel 32 est réglé par

10 un dispositif de réglage du gain 36 , illustré sur la Figure 2 par une résistance comportant une prise intermédiaire variable.

Le signal électrique provenant de l'élément de microphone 18 est alimenté à un amplificateur opérationnel 28 et la sortie amplifiée 38 est fournie à

15 l'autre borne de l'amplificateur différentiel 32 par l'intermédiaire d'un dispositif de réglage du volume 40 , qui est similaire au dispositif 36.

La sortie de l'amplificateur différentiel 32

20 comprend la différence entre les deux signaux de pulsations alimentés respectivement par les éléments de microphone 16 et 18 , et la différence entre les signaux des bruits corporels , alimentés séparément par les mêmes éléments de microphone 16, 18. En ajustant

25 les dispositifs de réglage du gain 36, 40 , la différence dans la sortie des signaux de bruits est réduite à une valeur minimale , idéalement à une sortie nulle. La différence dans les signaux de pulsations reste

30 puisque , comme mentionné précédemment , les éléments de microphone 16, 18 se trouvent à des endroits différents sur le corps , là où on sait que les entrées



de pulsations cardiaques sont différentes.

La sortie de l'amplificateur différentiel 32 est introduite dans un amplificateur 42 et le signal amplifié est fourni à un casque électrique ou à un élément d'écouteur 44 qui fournit une entrée acoustique au tube acoustique 22 (Figure 1) et aux pavillons d'écouteur 20. De la sorte, les signaux des pulsations cardiaques, noyés dans les signaux des bruits corporels, sont séparés de ceux-ci grâce à l'amplificateur différentiel 32 qui soustrait un signal de l'autre. L'amplificateur différentiel est réglé pour une sortie équilibrée avec un minimum de bruits de sortie, lorsqu'aucun signal n'est alimenté aux éléments de microphone 16, 18, grâce à un dispositif de réglage d'équilibre 46.

Des jacks de sortie 48, 49, 50 prévus sur l'ensemble électronique 24 sont reliés aux sorties des amplificateurs opérationnels 42, 28, 26 respectivement, et permettent l'affichage des signaux de sortie sur un oscilloscope (non représenté) de la manière connue.

La Figure 3 illustre une variante de réalisation comportant des amplificateurs 52, 54, recevant respectivement les entrées des éléments de microphone 16, 18. Ces amplificateurs opérationnels 52, 54 remplacent les amplificateurs 26, 28 de la Figure 2. Un commutateur de largeur de bande 56 est connecté sélectivement à l'un des deux condensateurs à réaction 58, 59 reliés à l'amplificateur opérationnel 52. Les signaux de bruits captés du corps sont d'une fréquence plus élevée que les signaux cardiaques et les composantes de bruits à plus haute fréquence sont filtrées



grâce à des capacités et des résistances prévues dans la boucle d'asservissement d'amplificateur de la manière connue. En prévoyant un système de condensateurs à double effet , de la façon illustrée par la Figure 3, un faible blocage des signaux de bruits de plus haute fréquence est assuré pour une meilleure isolation des signaux de pulsations cardiaques dans une position du commutateur à deux directions 56.

L'amplificateur opérationnel 54 comporte un commutateur de largeur de bande à deux directions 60, qui se relie sélectivement à l'un de deux condensateur à réaction 61, 62. Les commutateurs 56, 60 sont jumelés pour assurer un fonctionnement concourant.

Les dispositifs de réglage du gain 36, 40, les jacks d'oscilloscope 48, 49, 50 et le dispositif de réglage d'équilibre 36 sont montés extérieurement sur l'ensemble électronique 24 pour permettre la commande par l'utilisateur. Un interrupteur 64 assure la connexion et la déconnexion avec une alimentation par batterie interne 66 de manière à économiser l'énergie lorsque l'appareil n'est pas en utilisation. Une alimentation d'énergie autonome assure le caractère portable du dispositif.

Bien que les formes de réalisation précédentes fournissent une sortie acoustique à un pavillon d'écouteur ou une sortie électrique à un casque électrique , c'est-à-dire par exemple à des écouteurs , il doit être entendu que l'on peut prévoir d'autres sorties sensibles restant dans le cadre de l'invention. A titre d'exemple , une sortie visuelle peut être fournie sous la forme d'une connexion à un oscilloscope



à tube à rayons cathodiques , ou bien on peut utiliser un simple dispositif d'éclairage intermittent , répondant aux pulsations cardiaques. En outre , on peut utiliser un haut-parleur ou un ronfleur pour donner des sorties audibles pour les pulsations cardiaques. De plus , les sorties électriques peuvent être enregistrées de toute manière connue quelconque et ensuite lues dans tout dispositif de sortie ou d'affichage désiré.

Bien que le dispositif suivant l'invention ait été décrit en se référant à des applications médicales , il doit être entendu que de nombreuses applications industrielles pour le même dispositif ou un dispositif similaire , opérant sur les mêmes principes , existent aussi. A titre d'exemple , le fonctionnement de moteurs en marche et le fonctionnement de dispositifs immergés dans des fluides en circulation sont aussi pratiquables. Les circuits sont d'une construction simple , de fonctionnement sûr , de petites dimensions , et économiques à produire et à faire fonctionner. L'utilisation de deux entrées ayant des niveaux différents des signaux désirés et des niveaux relativement égaux d'un signal indésirable permet la séparation du signal désiré par rapport aux signaux indésirables par l'intermédiaire de l'utilisation d'un simple amplificateur différentiel. Une sélectivité supplémentaire peut être fournie lorsque les fréquences des deux signaux sont sensiblement différentes , par filtrage , spécialement lorsque le signal désiré se situe dans une bande connue de fréquences.

On peut voir ainsi que les buts mentionnés



précédemment , en plus de ceux qui sont apparus au cours de la description , sont atteints de façon efficace et , comme certains changements peuvent être envisagés dans les constructions précédentes , il doit
5 être entendu que l'invention n'est pas limitée aux détails décrits et/ou illustrés.



REVENDICATIONS

1. Stéthoscope portatif permettant d'écouter les sons internes d'un corps ou d'autres sons ,
comprenant un premier et un second dispositif détec-
teur , destinés à s'appliquer sélectivement à deux en-
5 droits espacés sélectivement et de façon variable de
la surface externe du corps , et permettant de déceler
les sons internes susdits et de sortir des signaux
électriques en réponse à ces sons , un tel signal sono-
re comprenant un premier signal que l'on désire déce-
10 ler et un second signal indésirable , le premier signal
étant masqué ou noyé par le second , des moyens de com-
paraison pour recevoir les signaux électriques susdits
provenant du premier et du second dispositif détecteur
et sortant un signal de comparaison , celui-ci étant
15 la différence entre les signaux électriques reçus en
même temps du premier et du second dispositif détec-
teur , et des moyens de sortie recevant ce signal de
comparaison et sortant un signal sensible , celui-ci
correspondant à au moins une partie du signal de com-
20 paraison de différence des signaux sonores décelés.

2. Stéthoscope suivant la revendication 1,
caractérisé en ce que le premier signal susdit est un
signal de pulsation cardiaque , tandis que le second
signal est un signal de bruit corporel.

25 3. Stéthoscope suivant l'une ou l'autre des
revendications 1 et 2 , caractérisé en ce que les moyens
de comparaison sont constitués par un amplificateur
différentiel.

30 4. Stéthoscope suivant la revendication 3,
caractérisé en ce qu'il comprend en outre un premier



et un second dispositif amplificateur , destinés à recevoir les signaux électriques susdits provenant du premier et du second dispositif détecteur et envoyant des signaux amplifiés aux moyens de comparaison.

5 5. Stéthoscope suivant la revendication 4, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un troisième dispositif amplificateur pour l'amplification du signal de comparaison susdit , ce signal de comparaison amplifié étant alimenté au dispositif de sortie de signal sensible.

10 6. Stéthoscope suivant la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comprend en outre des moyens de réglage pour faire varier indépendamment le gain du premier et du second dispositif d'amplificateur.

15 7. Stéthoscope suivant la revendication 6, caractérisé en ce que le premier et le second dispositif détecteur comprennent des têtes acoustiques et des éléments de microphone pour la conversion des signaux acoustiques en signaux électriques.

20 8. Stéthoscope suivant la revendication 7, caractérisé en ce que le dispositif de sortie de signal sensible fournit au moins une sortie du type audible , visuel ou électrique.

25 9. Stéthoscope suivant la revendication 8, caractérisé en ce que la sortie sensible est audible et le dispositif de sortie susdit comprend un casque électrique ou un tube acoustique avec pavillons d'écouteur , ce tube acoustique et ce casque étant excité en réponse au signal de comparaison amplifié.

30 10. Stéthoscope suivant la revendication 4, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un disposi-

6

tif de filtrage de largeur de bande pour faire passer le premier signal et bloquer au moins en partie le second.

11. Stéthoscope suivant la revendication 10, caractérisé en ce que le second signal comprend des
5 fréquences plus élevées que le premier signal , le premier et le second dispositif amplificateur étant des amplificateurs opérationnels avec boucles d'asservissement comprenant une capacité variable sélectivement.

12. Stéthoscope suivant la revendication 11,
10 caractérisé en ce que les capacités variables susdites du premier et du second amplificateur opérationnel sont jumelées afin de permettre un réglage simultané.

13. Stéthoscope suivant la revendication 2 , caractérisé en ce qu'il comprend en outre un premier
15 et un second dispositif amplificateur destinés à recevoir les signaux électriques susdits depuis le premier et le second dispositif détecteur respectivement, et alimentant des signaux amplifiés aux moyens de comparaison.

20 14. Méthode pour séparer les pulsations cardiaques d'un signal dominé par des bruits , comprenant les phases opératoires suivantes :

(a) la détection simultanée de signaux combinés de pulsations cardiaques et de bruits corporels
25 en un premier et en un second endroit externe variable du corps , les signaux de pulsations étant d'amplitudes différentes à ce premier et à ce second endroit ;

(b) la soustraction , l'un de l'autre , des signaux combinés susdits provenant du premier et du
30 second endroit du corps;

(c) la sortie du signal différentiel produit



dans la phase (b) susdite , ce signal différentiel étant dominé par la différence des signaux de pulsations provenant du premier et du second endroit du corps.

5 15. Méthode suivant la revendication 14 ,
comprenant en outre les phases suivantes :

(1) L'amplification indépendante des signaux susdits décelés suivant la phase (a) précédente ;

10 (2) avant la phase (c) , l'amplification du
signal différentiel produit dans la phase (b).

16. Méthode suivant la revendication 15 ,
comprenant en outre la phase suivante :

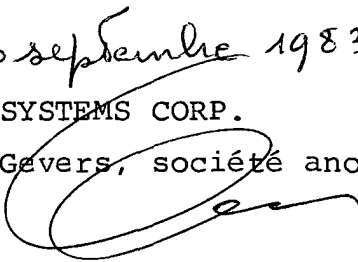
15 (3) la variation indépendante du gain amplifié des signaux décelés dans la phase (a) pour rendre maximum le signal de différence de pulsations par rapport au signal de différence de bruits.

17. Stéthoscopes portatifs, tels que décrits ci-dessus et/ou illustrés par les dessins annexés.

Bruxelles, le 30 septembre 1983

P. Pon de INTECH SYSTEMS CORP.

P. Pon du Bureau Gevers, société anonyme.



097885

U.78 7.148

pl.1

INTECH SYSTEMS CORP.

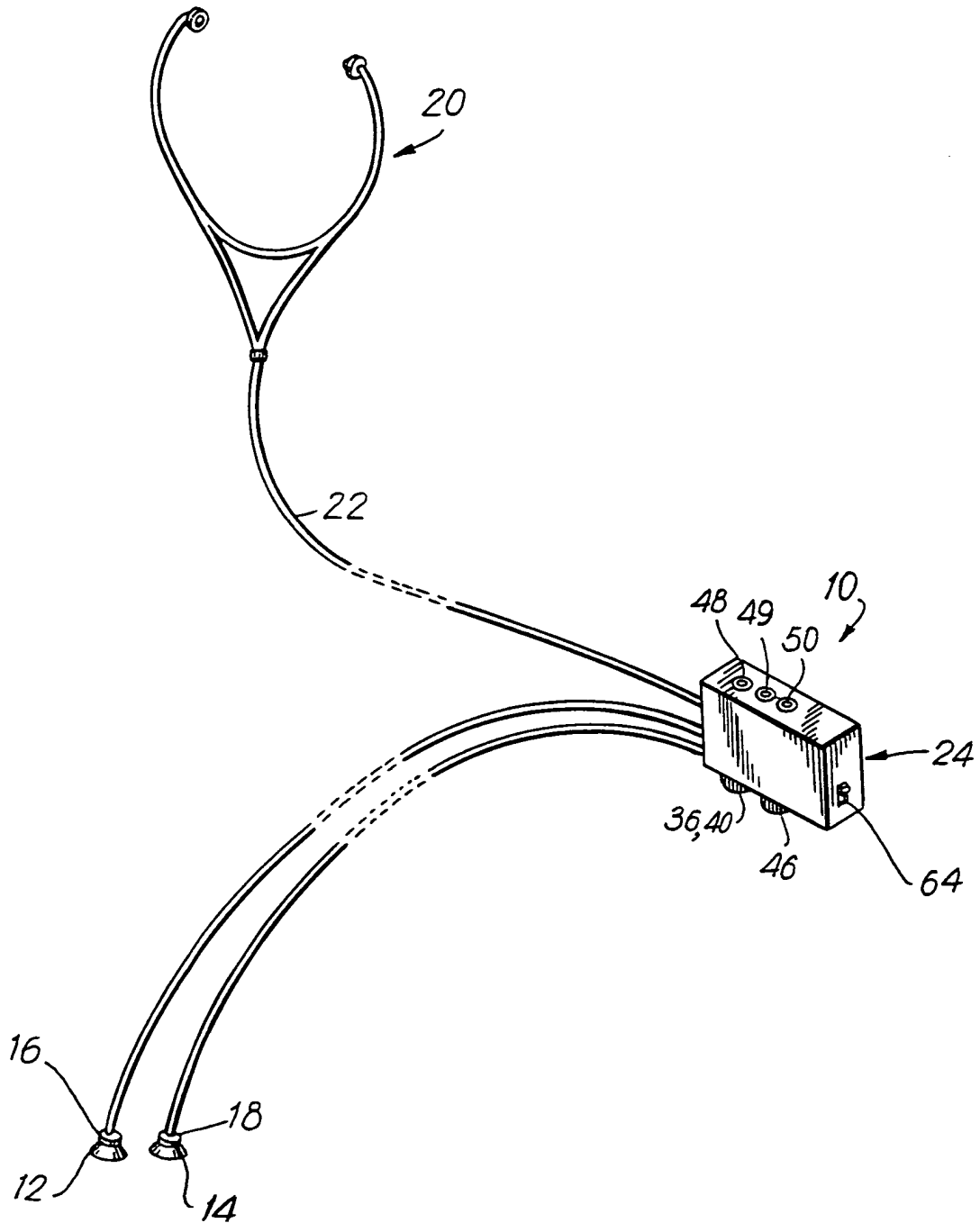


FIG. 1

BRUXELLES, le 30 septembre 1983
P. Pon. de INTECH SYSTEMS CORP.
P. Pon. du Bureau GEVERS
société anonyme

FIG. 2

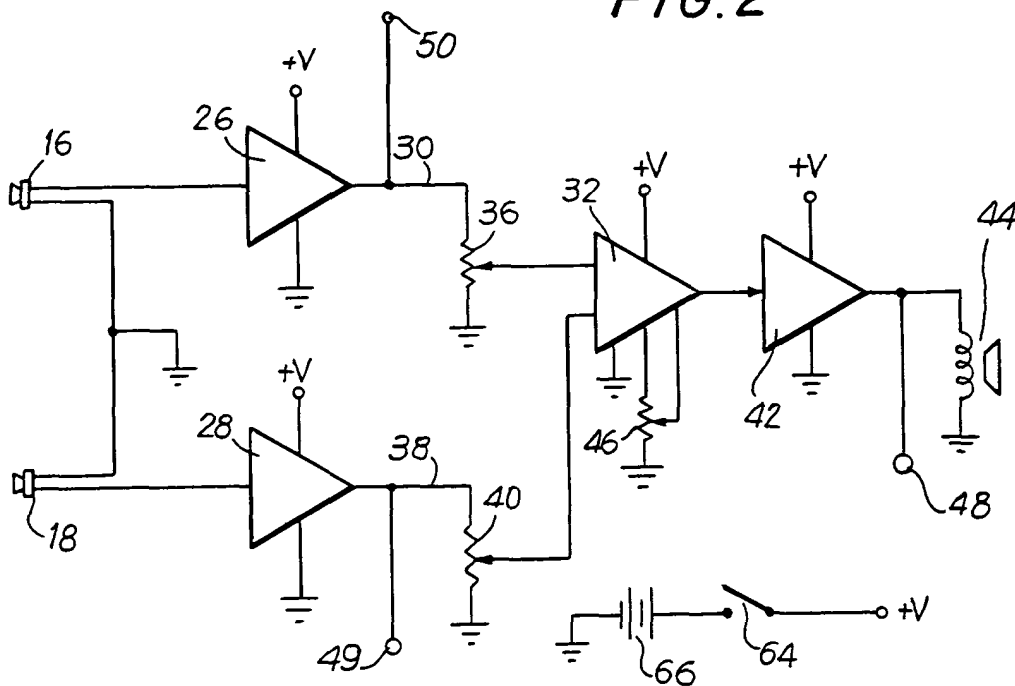
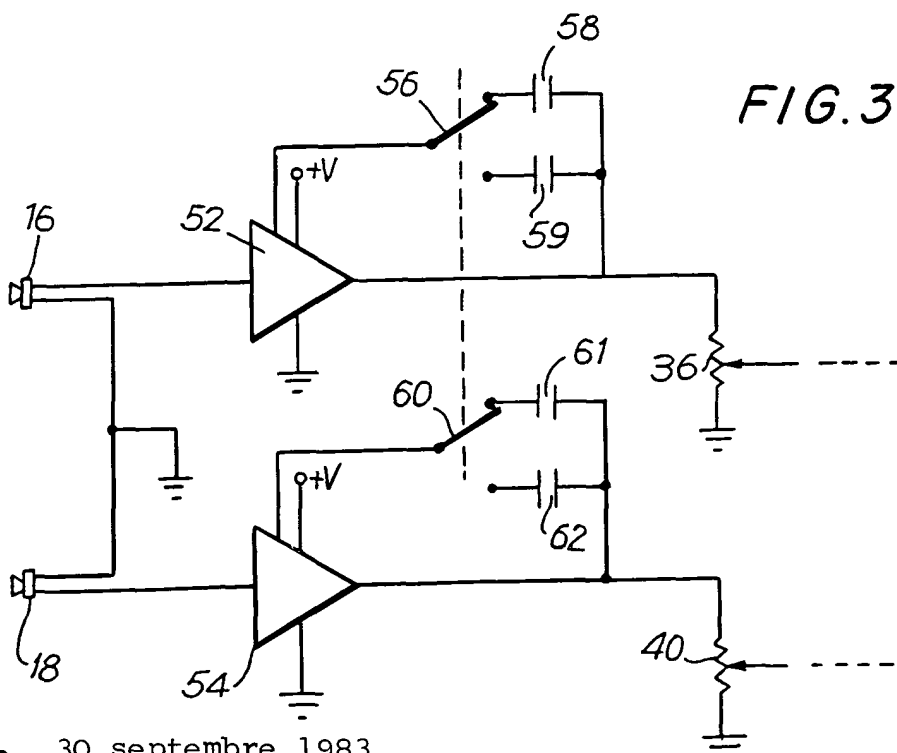


FIG. 3



BRUXELLES, le 30 septembre 1983

P. Pon. de INTECH SYSTEMS CORP.

P. Pon. du Bureau GEVERS

signature anonyme