(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 591 464**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **85 18598**

(51) Int Cl⁴ : A 61 B 5/04; G 08 C 19/00.

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt :** 16 décembre 1985.

(30) **Priorité :**

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** BOPI « Brevets » n° 25 du 19 juin 1987.

(60) **Références à d'autres documents nationaux apparentés :**

(71) **Demandeur(s) :** *Etablissement public dit : CHARBONNAGES DE FRANCE.* — FR.

(72) **Inventeur(s) :** Christophe Pternitis et Jacky Muller.

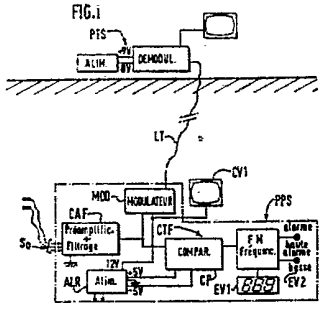
(73) **Titulaire(s) :**

(74) **Mandataire(s) :** Rinuy, Santarelli.

(54) Poste primaire d'examen électrocardiographique à distance et installation le comportant.

(57) L'invention propose un poste primaire d'examen électrocardiographique à distance, destiné à être connecté à des capteurs électrocardiographiques, caractérisé en ce qu'il comporte en combinaison un circuit d'amplification et de filtrage CAF adapté au traitement d'un signal électrocardiographique brut S_o capté par les capteurs, un circuit de traitement de fréquence CTF adapté à déterminer la fréquence caractéristique dudit signal, un circuit de modulation MOD adapté à fournir un signal adapté à être transmis par voie téléphonique, et un circuit d'alimentation ALR.

FIG.1



FR 2 591 464 - A1

Vente des fascicules à l'IMPRIMERIE NATIONALE, 27, rue de la Convention — 75732 PARIS CEDEX 15

La présente invention concerne l'examen et le monitorage électrocardiographiques de patients situés en un lieu inaccessible aux appareils médicaux électroniques ou électriques traditionnels, soit du fait de leur incarcération en un lieu éloigné, difficile à atteindre, soit du fait de leur séjour dans une ambiance riche en substances détonantes : gaz (méthane), poussières (poussière de charbon), vapeurs (vapeurs d'essence), etc..

Elle est destinée en priorité aux équipes de secours des mines de charbon, mais elle peut être employée avantageusement par d'autres équipes intervenant dans des conditions similaires.

Dans les exploitations minières souterraines, les secours et le sauvetage d'ouvriers emmurés à la suite d'un éboulement sont particulièrement laborieux.

A l'occasion d'une augmentation exceptionnelle et soudaine de la pression des terrains, il se produit un effrondement de plusieurs mètres de galeries, avec incarcération du personnel présent sur le chantier dans la poche créée en amont. (Il s'agit, fort heureusement, d'un évènement relativement rare).

Afin d'éviter des nouveaux éboulements, mettant en danger la vie des emmurés et des sauveteurs, les travaux de sauvetage se déroulent en plusieurs temps, à partir d'un quartier situé en-dessous du quartier sinistré :

(a) localisation des emmurés,

(b) percement d'un conduit de communication, de faible diamètre pour les liaisons phoniques et l'approvisionnement des emmurés en vivres et en médicaments,

(c) creusement d'un tunnel d'évacuation.

Le délai qui s'écoule entre le percement du conduit de communication et l'achèvement du tunnel d'évacuation peut atteindre plusieurs jours, voire plusieurs semaines.

Actuellement, les équipes médicales, ne disposant d'aucun moyen d'investigation paraclinique, conduisent le traitement de leurs patients à partir des renseignements fournis par ces derniers lors des communications phoniques.

Les règles précises régissant ces conditions particulières d'intervention, permettent de faire face à un grand nombre de situations.

Néanmoins, dans certaines circonstances, l'absence d'un moyen instrumental de diagnostic est susceptible de retarder dramatiquement une décision thérapeutique.

Le but de l'invention actuelle est de remédier à cette carence par le biais de la télé-électrocardiographie.

Dans le cadre présent, on entend par TELE-ELECTROCARDIOGRAPHIE la transmission par fil de signaux électrocadiographiques bruts, captés à l'aide d'électrodes convenablement disposées sur le corps d'un patient, situé à une distance pouvant dépasser 100 mètres du poste de réception.

Il est précisé que la différence de potentiel entre deux points quelconques du corps humain, conventionnement définis pour la fixation des capteurs électrocardiographiques, est de un à deux millivolts, sous une impédance pouvant atteindre plusieurs centaines de milliers d'ohms.

Le terme "signaux électrocardiographiques bruts" désigne les signaux électrocardiographiques avant toute transformation due à une amplification ou à un filtrage.

L'objectif susvisé (télétransmission de signaux électrocardiographiques sans amplification ni filtrage préalables) semblerait, a priori, difficile à atteindre dans la mesure où en pratique courante, tous les actes de diagnostic et de surveillance basés sur l'électrocardiogramme impliquent la présence du patient à proximité de l'appareil d'électrocardiographie, hormis les cas de la transmission par voie hertzienne.

Dans le cas particulier qui nous préoccupe (monitorage de patients emmurés dans une exploitation souterraine), la transmission par voie hertzienne s'avère impraticable du fait des obstacles opposés à la propagation des ondes hertziennes par la structure du milieu minier souterrain d'une part, et par les conditions d'incarcération des patients, d'autre part.

Les moyens mis en oeuvre par l'invention permettent de contourner ces difficultés et d'introduire l'examen et le monitorage électrocardiographiques dans les opérations de sauvetage.

L'invention permet d'atteindre l'objectif précité grâce à la mise en oeuvre, à l'extrémité libre du conduit de communication, d'un poste primaire de surveillance d'électrocardiogramme relié par une liaison par fil à des électrodes posées sur la poitrine d'un sujet emmuré, adapté, malgré l'atténuation le long de ce fil de liaison du signal d'électrocardiogramme, à l'amplifier et le filtrer, à en déterminer sur place la fréquence en sorte de la comparer à des valeurs limites de seuils, et, de façon très avantageuse, à moduler le signal alternatif qui constitue cet électrocardiogramme en sorte de pouvoir le transmettre par voie téléphonique au centre de diagnostic le plus proche par l'intermédiaire d'un démodulateur approprié associé à ce centre. De préférence, ce poste primaire de traitement est équipé d'un dispositif de visualisation adapté à afficher la forme de l'électrocardiogramme.

L'invention propose un poste primaire d'examen électrocardiographique à distance, destiné à être connecté à des capteurs électrocardiographiques, caractérisé en ce qu'il comporte en combinaison un circuit d'amplification et de filtrage adapté au traitement d'un signal électrocardiographique brut capté par les capteurs, un circuit de traitement de fréquence adapté à déterminer la fréquence caractéristique dudit signal, un circuit de modulation adapté à fournir un signal adapté à être transmis par voie téléphonique, et un circuit d'alimentation.

L'invention préconise avantageusement que ce poste primaire soit combiné, au sein d'un dispositif de surveillance d'électrocardiogramme à distance, à des électrodes électrocardiographiques formées de lamelles de balsa imprégnées de chlorure de lithium, dont les performances élevées sont bien connues. On peut se référer à ce propos notamment aux articles suivants :

- Clinical Trial of a Balsa-Lithium Electrode for Conventional Electrocardiography de FISHMANN et al dans The American Journal of Cardiology, p. 346, numéro de décembre 1962 ;

- Progress in Long Term Biomedical Monitoring of Human Heart Rate Through the Use of Lithium Chloride Impregnated Balsa Electrodes de F.K. COOMBS dans 1967 SWIEEECO Record 10-2-1, IEEE Cat N° F-72 ; ou

- Some New Electrode Techniques for Long Term Physiologic Monitoring de RICHARDSON et al dans Aerospace Medecine, Vol. 39, N° 7, July 1968.

L'invention propose également une installation complète de surveillance regroupant le dispositif précité et le démodulateur du centre de diagnostic associé.

Le dispositif préconisé est formé :

- d'un poste de réception primaire, placé au fond de la mine, et
- d'un poste de réception terminal, situé dans un centre médical, en surface.

Pendant les opérations d'examen électrocardiographique ou de monitorage, les patients reçoivent les capteurs (électrodes) électrocardiographiques et les fils qui les relient au poste de réception primaire, au travers du conduit de communication.

Parvenu au poste primaire, l'électrocardiogramme est amplifié, filtré, puis appliqué, inaltéré, à trois circuits indépendants.

Le premier circuit effectue (a) le calcul de la fréquence du coeur examiné, (b) l'affichage instantané de cette fréquence et (c) sa comparaison aux seuils d'alarme, haute et basse, fixés par l'examinateur ; (d) le dépassement de l'un des seuils entraîne instantanément l'allumage d'un voyant d'alarme.

Le second circuit fournit un signal non déformé, conforme aux normes IRIG, permettant de visualiser l'électrocardiogramme sur un appareil traditionnel (oscilloscope, oscillographe), répondant aux règles de sécurité en vigueur dans les mines grisouteuses.

Le troisième circuit est destiné à moduler le signal électrocardiographique, pour permettre sa transmission, par l'intermédiaire d'une installation téléphonique existante, vers un poste de réception terminal, rattaché à un centre de diagnostic et de traitement, sans limitation de distance.

A son arrivée au poste de réception terminal, le signal électrocardiographique est appliqué à un démodulateur qui le restitue, sans déformation, au standard IRIG, à des fins de visualisation, de traitement et d'archivage.

Tous les modules constituant la chaîne de prise d'informations électrocardiographiques décrits ci-dessus, ainsi que leurs sources d'alimentation en courant électrique, ont été conçus et réalisés conformément à la législation régissant l'utilisation d'appareils électriques dans les mines grisouteuses.

Les objets, caractéristiques et avantages de l'invention, ressortent de la description qui suit, donnée à titre d'exemple non limitatif, en regard des dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1 est un schéma synoptique d'une installation de surveillance d'électrocardiogramme selon l'invention,
- la figure 2 est un schéma électronique du circuit d'amplification de la figure 1,
- la figure 3 est un schéma électrique du modulateur de la figure 1,
- la figure 4 est un schéma électrique du comparateur de la figure 1,
- la figure 5 est un schéma électrique du fréquencemètre de la figure 1,
- la figure 6 est un schéma électrique de l'alimentation rechargeable de la figure 1,
- la figure 7 est un schéma électrique du démodulateur de la figure 1, et
- la figure 8 est un schéma électrique de l'alimentation du démodulateur de la figure 7.

Telle que représentée à titre d'exemple à la figure 1, une installation de monitorage par télé-électrocardiographie, selon l'invention, se compose de trois sous-ensembles : (1) des capteurs (électrodes) d'électrocardiographie et la filerie correspondante (non représentée) ; (2) un poste primaire de surveillance PPS, auquel les capteurs sont reliés par des fils de grande longueur (Ce poste est ici complété par une console primaire de visualisation CV1 (oscilloscope), répondant aux règles de sécurité en vigueur dans les mines grisouteuses) ; et (3) un poste terminal de surveillance PTS situé au jour relié au poste primaire PPS par une ligne téléphonique bifilaire LT, ici complétée par une seconde console de visualisation CV2.

Le poste primaire de surveillance PPS comporte principalement un circuit d'amplification et de filtrage CAF destiné à recevoir les signaux électrocardiographiques So provenant d'un patient, un modulateur MOD monté entre le circuit d'amplification et de filtrage et la ligne téléphonique LT, et un circuit de traitement de fréquence CTF adapté à la mesure de la fréquence caractéristique du signal électrocardiographique. Ce dernier circuit comporte ici un comparateur CP et un fréquencemètre FM équipé d'éléments de visualisation EV1 et EV2. Une alimentation rechargeable autonome ALR fournit à ces circuits l'énergie électrique nécessaire à leur fonctionnement. Tous ces circuits sont de sécurité intrinsèque.

Le circuit d'amplification et de filtrage CAF est représenté sur la figure 2 ; ce circuit comporte principalement sept amplificateurs opérationnels A01 à A07 répartis en trois étages : un premier étage (étage I) du type différentiel, un second étage (étage II) à amplificateur non inverseur à gain non linéaire, destiné à éliminer les fréquences parasites, et un troisième étage (étage III) à amplificateur non inverseur et à filtre rejecteur du second ordre.

- Premier étage : Le premier étage est constitué par un amplificateur différentiel, dont les entrées sont protégées contre les courants de fuite.

A01 et A02 sont des amplificateurs à gain unitaire, servant à adapter la haute impédance de la chaine "patient - capteurs - fils conducteurs" aux exigences de fonctionnement de l'amplificateur différentiel A04.

- Deuxième étage : La sortie de l'amplificateur A04 est appliquée par le circuit C1-R7, à l'entrée positive de l'amplificateur A05, dont la sortie est à son tour appliquée à l'entrée positive de l'amplificateur A06.

Les amplificateurs A05 et A06 sont des amplificateurs non inverseurs, comportant des filtres passe-bas.

Un potentiomètre P1 permet d'ajuster le courant de repos de l'amplificateur A06 dont la sortie est appliquée au troisième étage.

- Troisième étage : Le troisième étage est constitué d'un amplificateur opérationnel A07, à filtre rejecteur du deuxième ordre,

composé des résistances R13-14-15, des condensateurs C3-4-5-6 et du circuit de contre-réaction C7-C8-R17-R18.

Le signal de sortie S1 de ce circuit d'amplification et de filtrage est appliqué au modulateur MOD et au comparateur CP.

Le modulateur MOD (figure 3) comprend principalement un circuit intégré IC1, auquel sont associées des résistances R19 et R20, des condensateurs C9 et C10, et un potentiomètre P2 qui sert à ajuster la fréquence porteuse.

Le fonctionnement du modulateur est fondé sur le principe de la modulation de fréquence. Sa sortie S2 est isolée de la ligne LT à l'aide d'un condensateur C11. Le signal S2 est modulé par S1, de telle sorte que S2 = fréquence porteuse + S1.

Le comparateur CP est représenté sur la figure 4. Il comporte un amplificateur non linéaire IC2 et un comparateur IC3. Un potentiomètre P3 permet d'ajuster le potentiel de référence appliqué au comparateur IC. La sortie S3 fournit un niveau logique de + 5V ou zéro, en fonction de la valeur de S1 par rapport à P3.

Le fréquencemètre de la figure 5, destiné la mesure de la fréquence cardiaque, comporte trois circuits : (a) un circuit d'horloge, (b) un circuit de comptage avec son élément de visualisation EV1 et (c) un circuit d'alarme avec son élément de visualisation EV2.

Circuit de comptage et d'affichage des fréquences :

Le circuit d'horloge est formé d'un oscillateur à quartz IC9 et de ses diviseurs (IC5-IC6-IC7 et IC4-1).

Les circuits IC11 et IC12 servent à synchroniser le compteur IC21, ainsi que les bascules IC22.

IC24-25-26-27-28 transforment le signal en binaire codé décimal, pour affichage.

IC41-42-43 sont les décodeurs des afficheurs IC47-48-49.

Circuit d'alarme :

IC13-14-15 et IC16-17-18 déterminent les fréquences d'alarme haute et d'alarme basse.

IC35-36-37 aiguillent ces fréquences vers les afficheurs d'alarme IC44-45-46.

IC29-30-31-32-33-34 sont les comparateurs logiques qui activent, selon le cas, l'alarme haute ou l'alarme basse.

IC35-36-37 sélectionnent la fréquence d'alarme haute ou d'alarme basse pour l'affichage.

IC38-39-40 sont les décodeurs des afficheurs de la fréquence d'alarme IC44-45-46.

L'alimentation autonome de sécurité intrinsèque (figure 6) : les éléments D2 à D10 et R34-R35-R36 rendent cette alimentation conforme à la législation relative aux circuits dits de sécurité intrinsèque, destinés à fonctionner dans des mines grisouteuses.

Le démodulateur (figure 7). Il comporte 3 parties :

1. IC52 transforme le signal d'entrée, de configuration non périodique, en un signal carré, destiné à exciter IC50.
2. IC50 est le démodulateur proprement dit, et :
   R40-C21 détermine la fréquence d'oscillation propre du modulateur. Le signal démodulé est prélevé sur la broche 7.
   La fréquence porteuse est éliminée par les filtres R42-C23-R43-C24-C25.
3. IC 51 est en amplificateur à gain non linéaire, dont le rôle est de restituer le signal sous une forme normalisée.

L'alimentation du démodulateur (figure 8) :

- T1 : transformateur abaisseur de tension,
- D11-D12 : pont de redressement,
- C30-C32 : filtrage,
- IC53-IC54 : régulateurs de tension,
- R53-54-57-58 : servent à déterminer la tension de sortie,
- R52-56 : résistances de limitation de courant.

Il a ainsi été décrit une chaine d'examen et de monitorage à distance, au moyen de l'électrocardiogramme, ayant les particularités suivantes :

- Association d'un circuit d'amplification et d'un circuit de filtrage adaptés au traitement de l'électrocardiogramme (signal composite de 1-2 mV), provenant d'un sujet éloigné de 10 à 100 mètres,

(par opposition aux moyens traditionnels caractérisés par la présence du patient à proximité de l'enregistreur), grâce aux particularités du premier étage d'amplification, composé de deux amplificateurs à gain unitaire, qui servent à adapter la haute impédance de la chaine "patient - capteurs - fils" à l'impédance d'entrée de l'amplificateur différentiel A4.

- Mesure de la fréquence dudit électrocardiogramme, suivi :
(1) de l'affichage instantané de la fréquence cardiaque,
(2) de sa comparaison à un seuil haut et à un seuil bas,
(3) de l'affichage instantané d'une alarme, haute ou basse, en cas de dépassement des seuils pré-établis.

- Elaboration d'un signal électrocardiographique, conforme au standard international, pour affichage oscilloscopique ou oscillographique à un poste de réception primaire.

- Modulation du signal pour sa transmission au moyen d'une ligne téléphonique jusqu'à un poste de réception terminal lié à un centre de diagnostic, sans limitation de distance.

- Démodulation du signal, au poste de réception terminal, suivie de sa restitution sous une forme normalisée, pour affichage oscilloscopique ou oscillographique, aux fins d'exploitation et d'archivage.

Les modules entrant dans la composition de la chaine d'examen et de monitorage ont été conçus et réalisés conformément à la règlementation régissant l'emploi d'appareils électriques dans les mines grisouteuses.

L'appareil, initialement conçu pour le sauvetage des patients emmurés au fond d'une mine de charbon, est également utilisable dans toutes les situations de sauvetage de patients incarcérés et, de ce fait, difficilement accessibles aux moyens de diagnostic et de monitorage traditionnels.

REVENDICATIONS

1. Poste primaire d'examen électrocardiographique à distance, destiné à être connecté à des capteurs électrocardiographiques, caractérisé en ce qu'il comporte en combinaison un circuit d'amplification et de filtrage (CAF) adapté au traitement d'un signal électrocardiographique brut (S_o) capté par les capteurs, un circuit de traitement de fréquence (CTF) adapté à déterminer la fréquence caractéristique dudit signal, un circuit de modulation (MOD) adapté à fournir un signal adapté à être transmis par voie téléphonique, et un circuit d'alimentation (ALR).

2. Poste primaire selon la revendication 1, caractérisé en ce que le circuit d'amplification et de filtrage comporte un premier étage de type différentiel comportant un amplificateur différentiel (A04) précédé par deux amplificateurs à gain unitaire (A01, A02) destinés à adapter l'impédance d'une chaîne comportant les capteurs, une filerie de liaison audit poste primaire et un patient portant ces capteurs, à l'impédance d'entrée dudit amplificateur différentiel (A04).

3. Poste primaire selon la revendication 2, caractérisé en ce que le circuit d'amplification et de filtrage (CAF) comporte en outre un second étage à amplificateur non inverseur à gain non linéaire (A05, A06) et un troisième étage à amplicateur non inverseur (A07) et à filtre rejecteur du second ordre (R13-14-15 ; C3-4-5 ; C7 - C 8 - R17 - R18).

4. Poste primaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le circuit de modulation (MOD) comporte un circuit (IC1) adapté à moduler en fréquence le signal incident (S_1).

5. Poste primaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que le circuit de traitement de fréquence comporte un circuit d'horloge (IC9 ; IC4-1 ; IC5 ; IC6 : IC7), un circuit de comptage (IC21, IC 22) et un circuit d'alarme (IC 29 à IC 34) adapté à comparer la fréquence mesurée à un seuil de fréquence basse et à un seuil de fréquence haute.

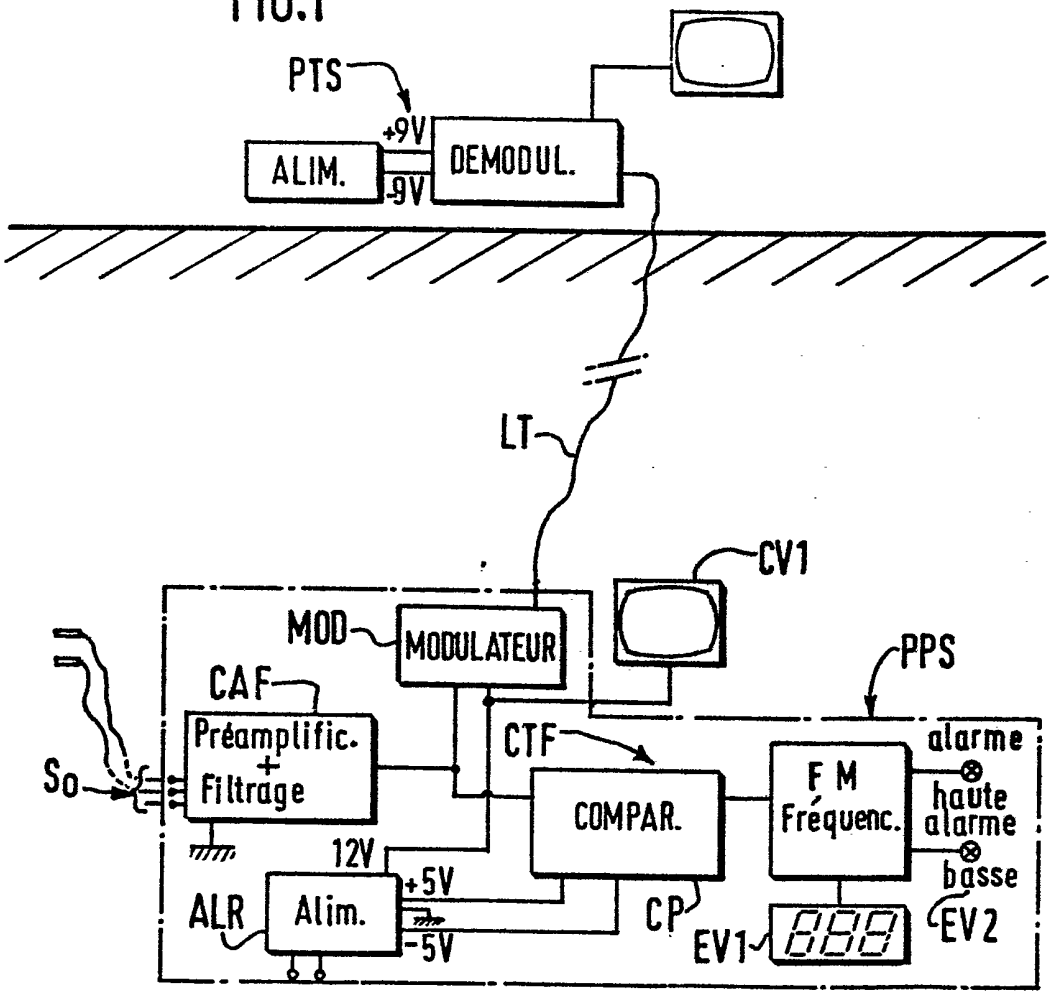
6. Poste primaire selon la revendication 5, caractérisé en ce que le circuit de traitement de fréquence (CTF) comporte un élément de visualisation (EV1) associé au circuit de comptage et un second élément de visualisation (EV2) associé au circuit d'alarme.

7. Poste primaire selon l'une quelconque des revendication 1 à 6, caractérisé en ce qu'il comporte en outre une console primaire de visualisation (CV1) adapté à visualiser le signal cardiographique.

8. Installation d'examen électrocardiographique à distance comportant un poste primaire selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisée en ce qu'elle comporte en outre des capteurs électrocardiographiques incluant des lamelles de balsa imprégnées de chlorure de lithium.

9. Installation selon la revendication 8, caractérisée en ce qu'elle comporte en outre un poste terminal de surveillance (PTS) comportant un démodulateur adapté à être connecté par voie téléphonique au poste primaire (PPS).

FIG.1


PTS
+9V
ALIM.
-9V
DEMODUL.
LT
CV1
MOD
MODULATEUR
PPS
CAF
Préamplific.
+
Filtrage
So
CTF
COMPAR.
F M
Fréquenc.
alarme
haute
alarme
basse
12V
+5V
-5V
ALR
Alim.
CP
EV1
EV2

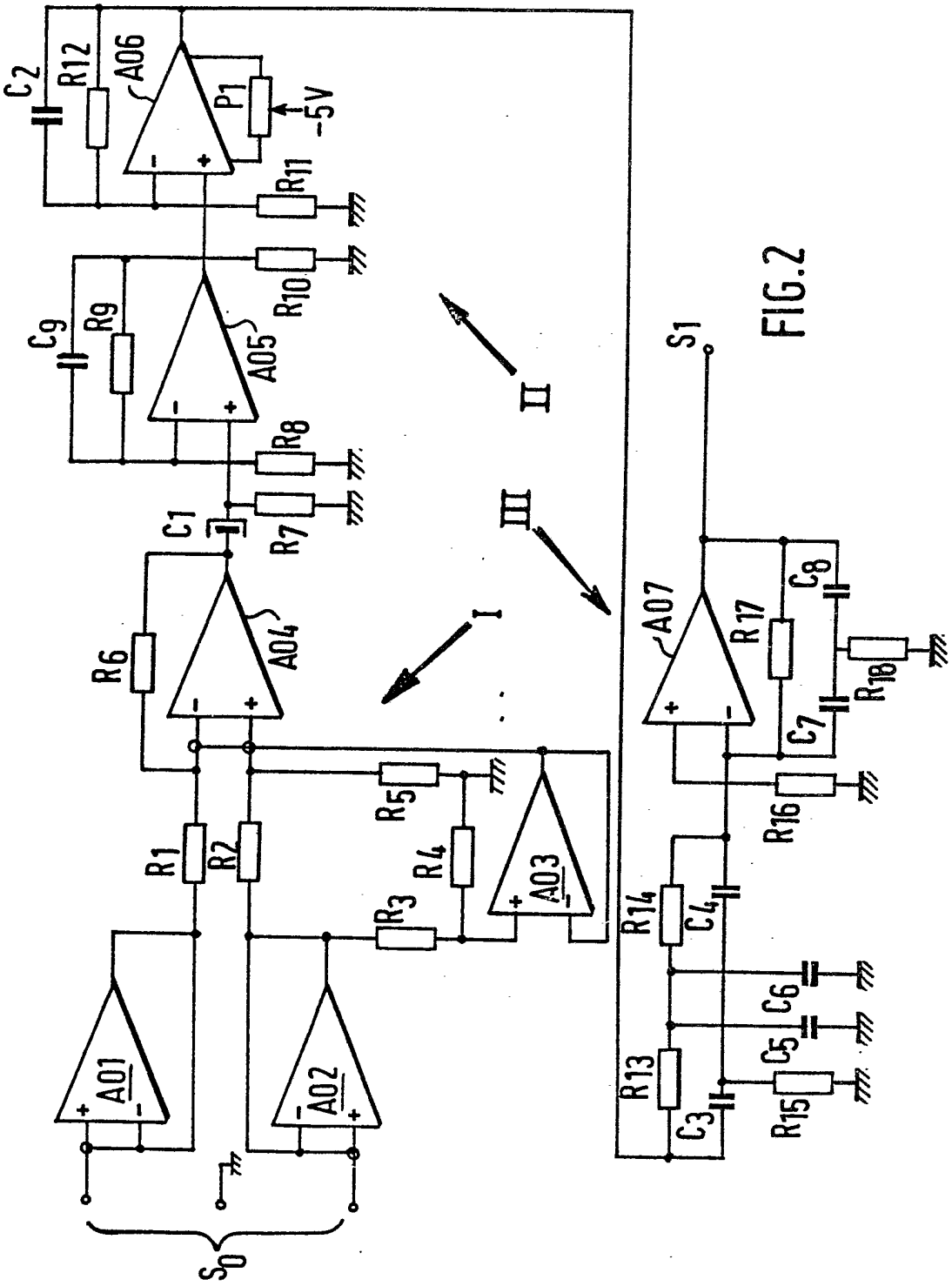

C2
R12
A06
P1
-5V
R11
R10
C9
R9
A05
R8
C1
R7
R6
A04
R5
R4
A03
R1
R2
R3
A01
A02
S0
I
II
III
S1
A07
R17
C8
R18
C7
R16
R14
C4
C6
C5
R13
C3
R15

FIG.2

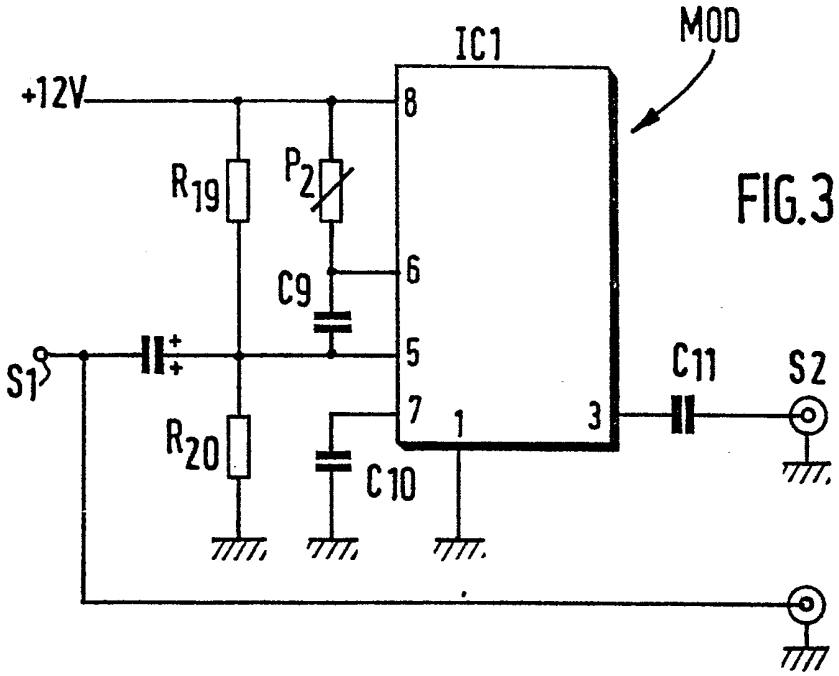

IC1
MOD
+12V
8
R19
P2
6
C9
5
S1
C11
S2
7
1
3
R20
C10

FIG.3

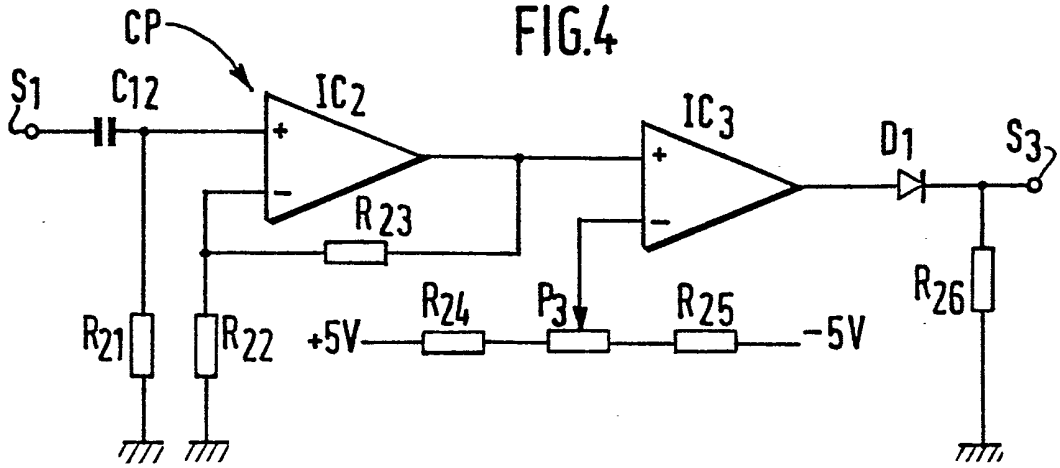
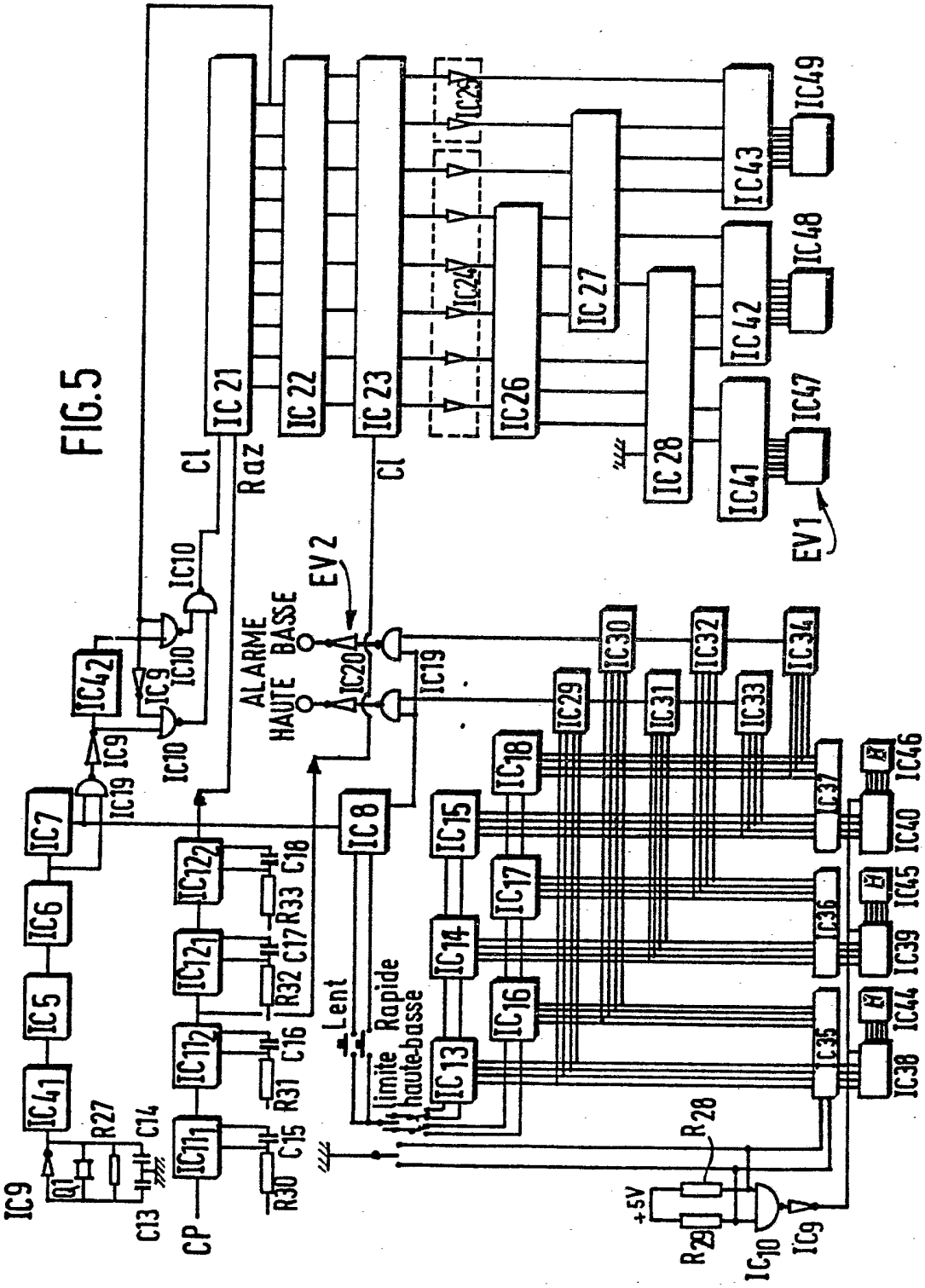

CP
S1
C12
IC2
IC3
D1
S3
R23
R21
R22
+5V
R24
P3
R25
-5V
R26

FIG.4

FIG.5


IC9
Q1
R27
C14
C13
CP
IC41
IC5
IC6
IC7
IC42
IC9
IC19
IC10
IC9
IC10
IC10
C1
Raz
IC11 1
IC11 2
IC12 1
IC12 2
R30 C15
R31 C16
R32 C17
R33 C18
IC 21
IC 22
IC 23
C1
IC 26
IC 27
IC 28
IC41
IC42
IC43
IC49
IC48
IC47
EV1
EV2
ALARME
HAUTE BASSE
IC20
IC19
IC8
Lent
Rapide
limite
haute-basse
IC13
IC14
IC15
IC16
IC17
IC18
IC29
IC30
IC31
IC32
IC33
IC34
IC35
IC36
IC37
IC38
IC39
IC40
IC44
IC45
IC46
R28
+5V
R29
IC10
IC9

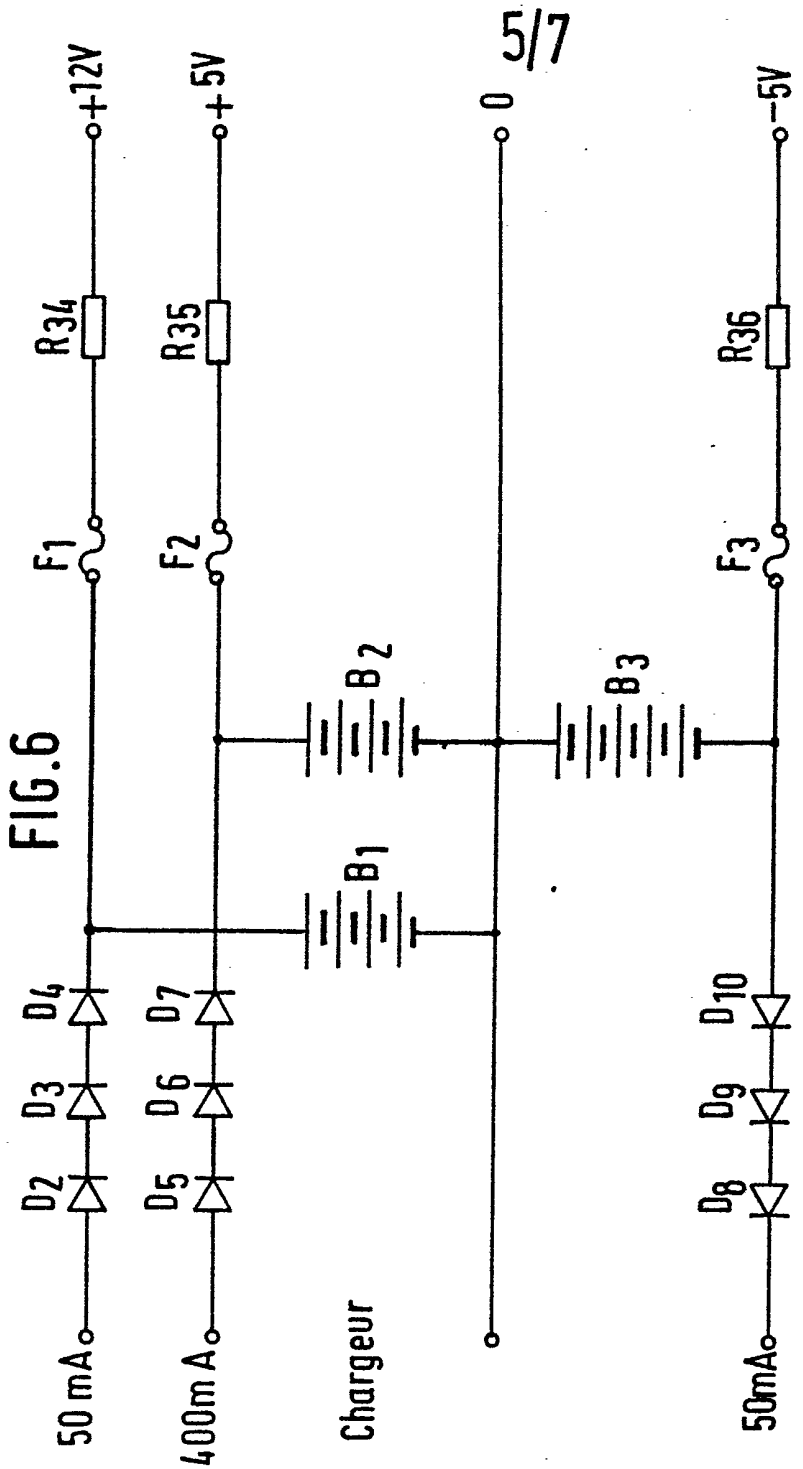

+12V
+5V
0
-5V
R34
R35
R36
F1
F2
F3
B2
B3
B1
D4
D3
D2
D7
D6
D5
D10
D9
D8
50 mA
400m A
Chargeur
50mA

FIG.6

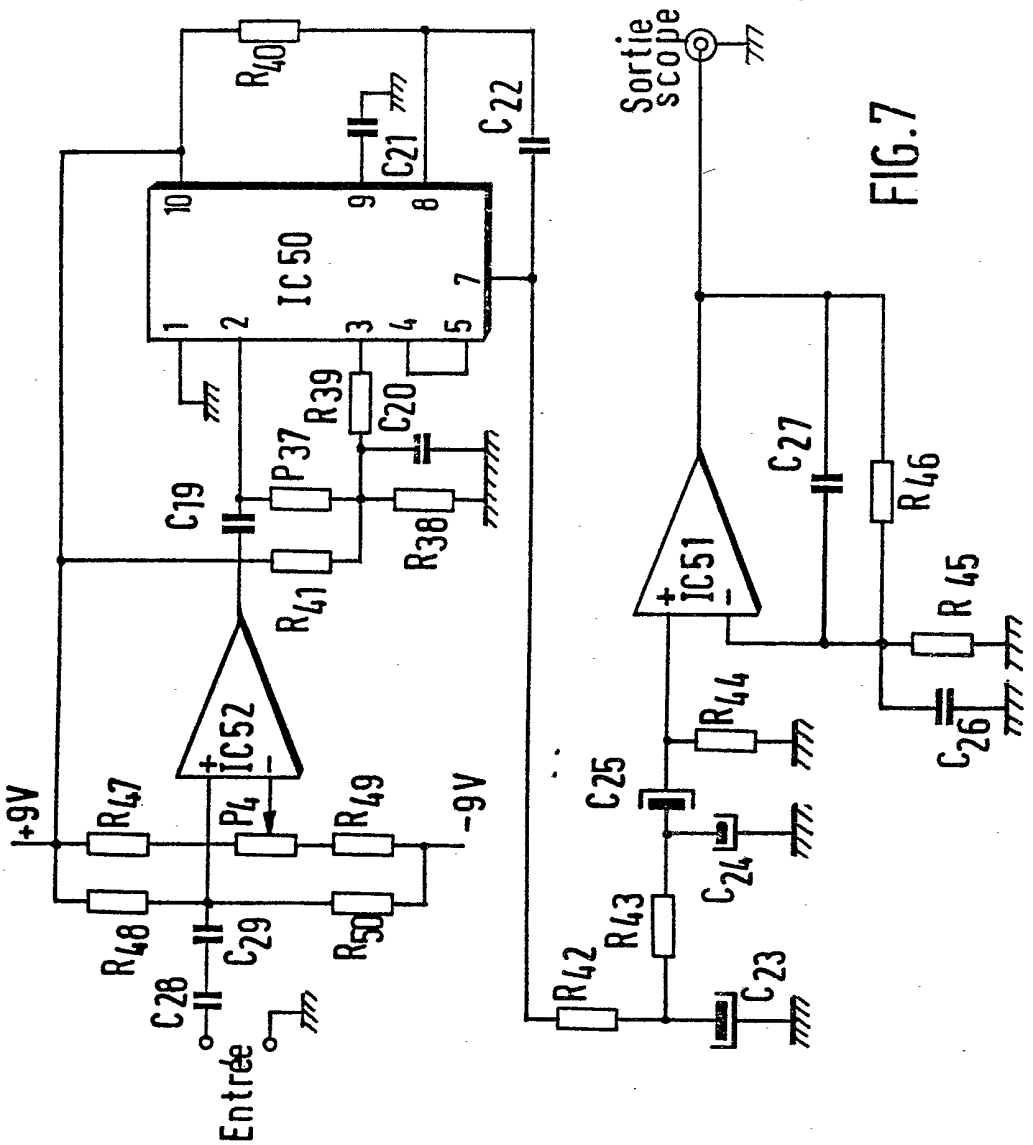

R40
C21
C22
IC 50
10
9
8
1
2
3
4
5
7
R39
C20
P37
C19
R38
R41
IC52
+9V
R47
P4
R49
-9V
R48
C29
R50
C28
Entrée
Sortie scope
C27
R46
IC51
R 45
R44
C25
C24
R43
C23
R42
C26

FIG.7

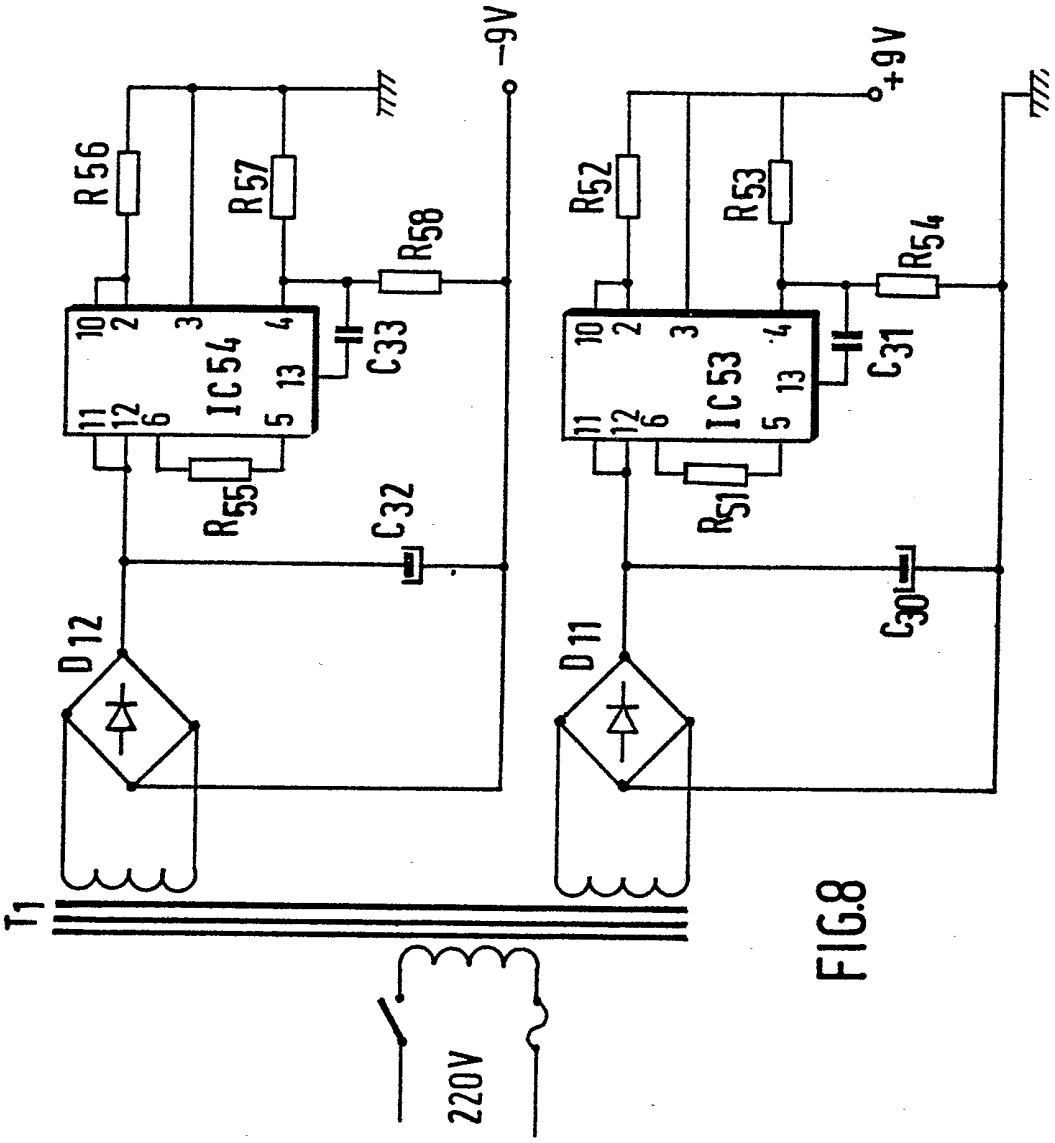

-9V
+9V
R56
R57
R58
R52
R53
R54
IC54
IC53
C33
C31
C32
C30
R55
R51
D12
D11
T1
220V

FIG.8