RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 486 386**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 80 15732**

(54) **Détecteur combiné thermographique et impédance métrique pour la détection précoce de tumeurs.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. 3). **A 61 B 5/05.**

(22) Date de dépôt ..... 9 juillet 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° 2 du 15-1-1982.

(71) Déposant : ARGAMAKOFF Alexis, résidant en France.

(72) Invention de : Alexis Argamakoff.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire :

2486386

Brevet d'Invention

DETECTEUR COMBINE THERMOGRAPHIQUE ET IMPEDANCEMETRIQUE POUR LA DETECTION PRECOCE DE TUMEURS

Inventeur : Alexis ARGAMAKOFF

Tous les échanges d'opinion des spécialistes éminents de la cancérologie en général, et de la cancérologie mammaire, en particulier, convergent sur le manque actuel de moyens de diagnostique simple, rapide, peu onéreux et d'une grande certitude de localisation, pour dépistage précoce de tumeurs et, en premier lieu, de tumeurs du sein. Car, tout le monde le sait, plus tôt la néoplasie mammaire maligne sera détectée et localisée, d'autant plus facile sera le traitement efficace, sans grandes conséquences pour l'avenir de la patiente.

Pour la détection clinique du cancer du sein, même débutant (T1) les grands centres de cancérologie et de radiologie mammaire, disposent des instruments adéquats, pour procéder à la mammographie, xérographie, sonar, thermographie, et même des hyper-fréquences, tout comme des laboratoires de cytologie. Ces méthodes fort onéreuses, réservées à des spécialistes, et prenant un temps considérable pour la conduite d'un diagnostic, ne peuvent pas être envisagées pour un dépistage de nombreuses femmes, qui ne sont point suspectées d'avoir un cancer. Un tel dépistage de routine, ne pourra se faire, que lorsque un médecin généraliste ou un gynécologue, pourra s'équiper d'un appareil simple, fiable, d'un faible prix, au moyen duquel le dépistage de néoplasie pourra se faire aussi rapidement qu'un test de la tension sanguine ou l'oscultation.

Ce moyen existe pourtant, et il fait l'objet de la présente invention. Il a été établi, depuis plus d'une décennie, qu'un carcinome, même au stade précoce de son développement, comme suite à un métabolisme accru et diverses réactions biochimiques, dégage une chaleur importante, pouvant atteindre 49 mW/ cm3. Et que, cet échauffement, engendré dans la circulation sanguine, apparait sur la surface cutannée en tant qu'une dissipation des vaisseaux périphériques. Sur ces phénomènes, furent développés les scanners thermographiques à infra-rouge et, plus récemment, les plaques thermosensibles (Dr Tricoire), qui donnent, en dépit d'un certain scepticisme d'un nombre de confrères, des résultats surprenants : 58 % de diagnostics justes pour les tumeurs au stade T1, 92 % pour les T2 et 100 % pour les stades T3 et T4. Mais, aussi, la thermographie en plaques, technique encore trop onéreuse pour un généraliste, demande près de 30 minutes pour un seul examen, et exige une expérience importante pour pouvoir interprêter ces thermogrammes. Même, si la thermographie était à la portée de chaque médecin, le taux moyen de 82 % du diagnostique juste serait insuffisant pour un diagnostic certain, ainsi, le test thermique doit être complèté par un test d'une certitude au moins aussi bonne, mais basé sur d'autres phénomènes physiques ou

biochimiques, tel par ex. mammographique, sonographique ou cytologique.

La présente invention tente de réunir deux techniques de l'exploration tissulaire quasi simultanées, l'une étant basée sur l'extériorisation thermique sur la surface cutanée au voisinage du siège du cancer,l'autre, sur l'exploration tissulaire en profondeur, 'in situ' par des moyens électriques de basse ou moyenne fréquence. Les deux méthodes, n'ayant nul lien, l'une par rapport à l'autre, permettent de cerner la certitude du diagnostic à un taux proche de 100%. l'avantage de ces deux méthodes complémentaires, une par rapport à l'autre, réside aussi dans le fait que selon la présente invention, une seule sonde peut être conçue pour ce double usage, et l'appareillage électronique d'analyse, de l'amplification, de multiplexage et de visualisation peut être (à quelques modifications près) le même pour les deux systèmes.

Ainsi, le même instrument peut-il détecter pas-à-pas une aire cutanée sous examen, puis au second cycle, passer à l'exploration en profondeur, les deux images, thermique et électrique pouvant être imprimées directement sur une plaque à développement instantané (Polaroïd ou Kodak), en tant qu'images séparées ou superposées, ou rendues visibles sur l'écran d'un moniteur d'image.

L'invention présente consiste donc à n'utiliser qu'une et même sonde, appelée par la suite "Electrode multiple" (ou multi-électrode) pour l'exploration thermique cutanée, et aussi, pour l'exploration électrique en profondeur du tissu sous examen.

Quant à l'exploration thermique, cette sonde agissant comme un détecteur multicellulaire de rayonnement thermique cutané, ou comme un thermomètre à contact, chaque élément capteur (de rayonnement ou de la température par contact) se trouve incorporé derrière ou dans une multitude d'électrodes métalliques séparées les unes des autres, et formant une grille matricielle, couvrant un champ déterminant, par ex. 8cm × 8cm de surface. Lorsqu'on applique cette sonde sur la surface cutanée, chaque petit carré, par ex. de 7mm × 7mm, d'une fine lamelle métallique, par ex. en Inox, ou en métal approprié va être porté, quelques secondes après la pose, à la température cutanée, sous conditions toutefois que la couche métallique soit très mince et portée sur un isolant thermique poussé, par ex. la mousse vinylique ou autre isolant thermique approprié. Il suffirait maintenant de commuter par la technique électronique (multiplex) successivement chaque capteur au circuit de l'amplification adéquate, pour pouvoir explorer à la sortie chaque signal électrique correspondant à la température et de le recomposer, en tant qu'un scanning sous forme d'image.

Fig. 1 de la Pl. Unique démontre une solution simple, utilisant les capteurs de rayonnement : Sur une plaque en plastique-mousse, Styropor, par ex.(2) se trouve collé une couche de renforcement, en verre aggloméré métallisé, par ex. La couche de métallisation, cuivre par ex., est subdivisée par le traitement électrolytique en petits carrés de 6mm × 6mm, ensuite, par un autre traitement chimique de la plaquette porteuse (2') aura les ouvertures(4),mettant à nu la partie arri-

ère de la métallisation, cette partie sera noircie électrochimiquement, par l'électrolyse du chlorure de Platine. Sur la surface opposée de la plaque à électrodes multiples, comme Fig. 2 le démontre,se trouve placé un détecteur de rayonnement du type pyroélectrique, à thermistance ou à effet thermoélectrique (6), 7 et 8 étant les électrodes,(5) étant la plaquette absorbante, l'embase(6) pouvant comporter un petit miroir concave, focalisant le rayonnement thermique se dégageant de la plaquette métallique (1), sur la plaquette absorbante (5). pour une solution industrielle, il est plus économique de confectionner le matrix des détecteurs multiples évaporés sur une membrane en Mylar de 1,5 microns d'épaisseur, et de coller ensuite une telle membrane sur la partie arrière de la plaque à multiélectrodes. Fig. 3 démontre l'ensemble de la plaque, porteuse de multiélectrodes, lesquelles, pour parer l'effet d'oxydation ou de corrosion peuvent être dorées (1).

Une autre technique, fort simple du point de vue production industrielle, est de préfabriquer les plaques à haut pouvoir isolant thermique (2) à couche de renforcement (2') unilatérale ou bilatérale, pourvues des perforations adéquates. Une plaque métallique (1), noircie côté intérieur, (4) sera polymérisée sur cette surface, et ensuite subdivisée en petits carrés (1), correspondant à chaque trou de la plaque(2). Les électrodes (3), moulées dans la masse plastique à l'avance,(2) ,ayant leurs extrémités du côté opposé de la plaque isolante (2), seront ainsi, en contact avec les plaquettes matricielles (1), permettant de cueillir les potentiels électriques aux fins de mesure et d'interprétation. La recherche de la température de chaque plaquette matricielle (1) au contact de la peau du sujet examiné, peut se faire aussi en dotant ces plaquettes de capteurs thermiques, par ex. en collant du côté opposé (4) de ces plaquettes, les thermistances ou autres capteurs thermiques à faible temps de réponse, et haute résolution thermique, tels les thermocouples.

Etant donné que la partie intérieure de la plaque isolante (2) sera isolée thermiquement de variations thermiques de l'air ambiant, on pourra constituer ces thermocouples, selon la présente invention, en composant chaque électrode (1) de deux dépositions (9 et 12) selon Fig.4 à haut coefficient thermoélectrique du signe opposé,par ex., dans le cas le plus simple se composant d'Antimoine et de Bismuth, formant sel. Fig. 6, deux triangles pour chacune des branches du thermocouple (9-9 et 12) se superposant sur les diagonales et formant ainsi une jonction thermoélectrique à faible épaisseur (donc à faible inertie thermique) mais à grande surface de jonction, donc à faible résistance ohmique. Le dépot de ces jonctions thermoélectriques peut se faire facilement par la technique de l'évaporation sous vide, en appliquant les masques adéquats pour l'évaporation de couches "p" et "n" successives, cette technique exigeant toutefois une pose préalable des électrodes composées de même matériaux (10 et 11) thermoélectriques, aboutissant à la surface opposée de la plaque isolante.

La même déposition peut se faire industriellement par coulage sous pression de couches "p" et "n" successives, en rectifiant, dans la phase finale, la surface (1) des multiélectrodes. Les plaquettes ,des électrodes (1) peuvent être constituées d'une métallisation uniforme, en argent ou cuivre, par exemple (13) doré pour

la protection contre l'oxydation ou la corrosion, cette déposition doit se faire sur des électrodes (14) et (15) en métaux thermoélectriques, (p et n) posées préalablement dans la masse isolante de la plaque (2 - 2') : ainsi, chaque plaquette 13, au contact de la peau, va être portée à la température cutanée, conférant sur les points de jonction avec les électrodes 14 et 15 à la formation du potentiel thermoélectrique, qui sera proportionnel à la température cutanée, et pourra être cueillie sur les terminaisons des électrodes 14 et15 de chaque plaquette 13.

Pour la recherche thermique ponctuelle, par exemple des températures des organes internes : la muqueuse de l'estomac, le col de l'utérus, le rectum, etc... une seule électrode sera suffisante,laquelle peut constituer une terminaison d'une sonde endoscopique, comme cela est indiqué sur Fig. 8. La partie terminale 16, d'une sonde souple 17, aura comme terminaison une boule métallique 19 isolée du reste de la sonde 16-17 ; Il suffira alors d'équiper cette boule 19 par un palpeur thermique adéquat (20) prélevant la température de la terminaison 19. L'électrode 21 est la masse de la sonde, (22) est la masse de la terminaison 19, et 23 est la terminaison du capteur thermique (20). Le contact électrique avec la muqueuse sera assuré entre la masse 21 et la terminaison métallique 19. Le prélèvement de la température sera fait entre cette dernière (19) et le capteur thermique 20, donc entre 22 et 23.

Le second volet de l'instrument diagnostique selon la présente invention sera constitué par la mesure intracellulaire du tissu, par la méthode de mesure de l'impédance électrique.

Divers chercheurs, au cours de leurs récents travaux,(H.P. Schwan, 1968), (R.P. Henderson & J.G. Webster, USA, 1978),(J. Setka & J. Vrana, Tchecoslov. 1972) , et (E.H. Frei, B. Man, B.D. Sollish & M. Moshitzky et Y. Shoukron, Weitzmann Institut d'Israel,1979), ont signalé qu'en faisant traverser le tissu sous examen par un courant alternatif (d'une basse fréquence d'un kHz pour E.H. Frei) ou d'une moyenne fréquence (100 kHz pour J. Setka & J. Vrana), la mesure de l'impédance pouvant se faire sous un très faible courant de l'ordre de 10^{-4} à 10^{-5} Amp., l'impédance moyenne d'un tissu normal, correspondant à sa structure, sa teneur en graisse etc, correspond à des valeurs impédancemétriques bien délimitées. La présence de néoplasies, et en particulier de néoplasies malignes, par contre démontre l'augmentation très nette de la valeur de la composante capacitive de l'impédance, ce qui conduit ces chercheurs à la conclusion, que la texture tissulaire tumorale contient des membranes intracellulaires ou autres inclusions à constante diélectrique élevée, ce qui se caractérise par la croissance du vecteur capacitif de l'impédance ainsi mesurée.

La présente invention a comme objet d'utiliser les mêmes électrodes matricielles multiples, qui assurent le prélèvement de la topographie thermique cutanée, illustrée sel. Fig.3, pour des mesures impédancemétriques en profondeur du tissu sous examen. Il suffit dans ce but, de relier chaque électrode matricielle (Fig.1,(1) par chaque extrémité (3), ou 14 et 15 sel. Fig.5, ou bien 19 sel. Fig.8 à un pont impédancemétrique, par ex. selon Fig. 9, pour mesurer instantanément l'impédance propre de chaque fragment de la surface

cutanée couverte par l'électrode multiple sel. Fig. 3.

Ainsi, l'examen de deux paramètres tissulaires sous l'étude diagnostique notamment la température superficielle cutanée, sur la surface couverte par la grille matricielle, et la mesure de l'impédance, en profondeur du tissu, qui se trouve couvert par la dite électrode multiple, se fera, selon la présente invention, simultanément ou successivement, en prélevant, par la mesure en courant continu, les températures de chaque plaquette (1) constituant la grille matricielle (Fig. 3), et la mesure en courant alternatif de l'impédance entre chaque plaquette matricielle (1) et la masse commune du corps (une seconde électrode que le patient sous examen, tiendra en main).

Etant donné que chaque plaquette matricielle (1) par ses électrodes accessibles du côté intérieur(2)de la plaque isolante,donne selon la présente invention simultanément les deux informations, notamment la température cutanée du tissu en contact avec la plaquette de l'électrode, et l'impédance du tissu concerné, en profondeur, le prélèvement de ces informations se fera électroniquement par une commutation cyclique rapide de chaque électrode, en la reliant par multiplex à un circuit d'indication de température d'une part, et un circuit de mesure d'impédance, d'autre part. Très schématiquement, ce mode d'exploration combiné par multiplexage, est indiqué sur la Fig. 9.

L'électrode multiple matricielle (Fig. 3) est appliquée sur l'organe humain sous examen (24 fig.9). Chaque plaquette élémentaire (1) fournit, entre les électrodes 3 et 8, la température cutanée séquentielle, sous la plaquette donnée. Le commutateur électronique double (25-26) conduit l'information de la température de chaque plaquette à un thermomètre électronique 28, ce dernier reconstitue le scanning thermique en image, rendue par la démodulation multiplex synchrone, sur un moniteur d'image 34 et 37. La restitution de chaque point matriciel de la température peut se faire de manière visuelle, selon l'invention également, en utilisant selon la Fig. 1o une grille matricielle de même nombre, composée des LED's bi-couleurs. Chaque diode luminescente (39) sera reliée par l'électrode (de couleur rouge par ex) au démodulateur synchrone à multiplexage 34, et cela de manière à ce que à chaque position géométrique de l'électrode matricielle (1) corresponde la même position du LED correspondant.La valeur de la température va s'exprimer par l'intensité de la luminosité du LED correspondant, allant par ex. du seuil sombre de luminescence à la température cutanée normale, par ex. 33° C et allant jusqu'au rouge vif intense à 34°C. le multiplexage, recueillant les températures de toutes les plaquettes matricielles une dizaine de fois par seconde, rendra ainsi une image thermographique géométriquement conforme à la température de l'organe, et nuancée en plusieurs degrés d'intensité, selon les températures.

De même, le multiplexage, par commutation 25 de la conductivité impédancemétrique tissulaire (entre chaque plaquette et la masse), en partant du générateur de basse ou moyenne fréquence (27) permettra, selon la présente invention, la recherche de l'impédance de la masse tissulaire en profondeur, sous chaque plaquette (1),

sur un pont impédancemétrique adéquat (pont de Wien par ex.) et après l'amplification de la tension de déséquilibre du vecteur capacitif, de le reconstituer par la démodulation (34) sous forme d'image sur le moniteur (37) conventionnel, ou sur l'écran matriciel à LED's sel. Fig. 10. Dans ce dernier cas on fera jouer une seconde couleur (par ex. verte) de LED (39) en superposant à l'image thermique (par ex. en rouge) une image topographique des valeurs impédancemétriques, exprimées en divers degrés d'intensité de luminescence de la seconde couleur, par ex. le vert.

L'écran matriciel sel. Fig. 10 rendra ainsi deux images topographiquement fidèles de la répartition exothermique sur la surface cutanée sous examen, et de la répartition des valeurs capacitives en profondeur, sur la même surface d'examen, les deux images pouvant être analysées ou photographiées séparément ou simultanément, à l'état superposé, sur le même écran.

A titre d'information, on pourrait indiquer ici , qu'un circuit de référence, sel. Fig. 9, (33), se composant d'une capacité de 1000 pF et d'une résistance de 33kOhm,branché en pont avec le "circuit tissulaire"(32) donne l'équivalent d'équilibre (en variant les résistances 30 et 31), cela pour une électrode de 7mmx7mm de surface (1), en application mammaire sur le cadran supérieur intérieur, moyennant, comme liaison conductrice,le gel pour les électrodes d'EKG, et en plaçant l'autre électrode dans la paume gauche fermée de la patiente, sur une valeur de conductivité ohmique de 33kOhm (cette valeur reste pratiquement inchangée si on place les deux électrodes de 7mmx7mm à travers la glande mammaire parfaitement saine), on obtient à la fréquence basse de 330hz l'équivalent du vecteur capacitif de l'impédance (32) la valeur de 15000pF. Par contre, pour une néoplasie mammaire maligne (carcinome) de 1 cm de diamètre, on peut extrapoler une variation d'une impédance capacitive, équivalente à la capacité (32) de l'ordre de 20 à 35 milles pF. La valeur accrue de cette impédance (augmentation du vecteur capacité) modifie sensiblement l'impédance des électrodes avoisinnantes, dont au moins 4 à 6 montreront l'augmentation du vecteur capacitif (32) .

L'invention présente se base sur un principe, et non sur les paramètres techniques de réalisation, quels que soient ces moyens de réalisation, les capteurs thermiques utilisés, les fréquences et les configurations des ponts ou circuits impédancemétriques utilisés, aussi bien que d'autres configurations ou compositions des électrodes ou sondes matricielles ou monoélectrodes utilisés.

REVENDICATIONS

1° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique caractérisé par le fait qu'une seule électrode, ou une surface matricielle des électrodes multiples, assure à la fois la fonction de la mesure de la température cutanée ainsi que celle de l'impédance, et plus particulièrement de la composante capacitive de l'impédance tissulaire, en profondeur de champs d'application de cette électrode ou de ces électrodes multiples.

2° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon la revendication 1°, caractérisé par le fait que les électrodes uniques ou multiples matricielles, comportent côté extérieur d'application un revêtement métallique, apte à assurer la mesure par radiation ou par contact de la température cutanée, cette même électrode pouvant servir à la mesure impédancemétrique du tissu sous examen.

3° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° et 2°, caractérisé par le fait que le prélèvement des signaux de mesure correspondants à la température cutanée et de l'impédance tissulaire se fait à partir de multiélectrodes au moyen de comutation électronique par multiplexage, et la restitution de ces données se faisant par un scanner d'image, formant un thermogramme d'une part et un capacigramme, d'autre part, ces deux balayages pouvant se dérouler successivement ou simultanément, selon les techniques de scanning d'image par contraste ou en couleurs codées.

4° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 3°, caractérisé par le fait que les signaux, prélevés de l'électrode matricielle à multiplaquettes, correspondants à la température et l'impédance captée par chaque plaquette, après le traitement, c.a.d. commutation, amplification et recommutation synchrone, sont réinjectés sur une disposition matricielle des LED's de préférence à éclairage bicolore, de manière à ce qu'une image thermographique soit reconstituée sur la grille en couleur déterminée, et l'image capacimétrique soit reproduite en couleur différente, l'intensité ou les nuances de coloration, reproduisant dans une certaine gradation les valeurs physiques (température, impédance) prélevées.

5° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1°à 3°, caractérisé par le fait que l'enceinte de multiélectrode matricielle contient les préamplificateurs reliés à chacune des électrodes et connectés à leur sortie au commutateur électronique multiplex, commutant de chacune des électrodes les signaux correspondants aux valeurs de la température de chaque électrode (en contact avec la peau), et les valeurs électriques, correspondant à des impédances tissulaires de parties d'organe, se trouvant sous ces électrodes, ainsi, la liaison électrique entre la multiélectrode appliquée sur le corps humain et l'appareil électronique de l'interprétation et la visualisation, se faisant par un seul câble à deux ou trois brins.

6° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 5°, caractérisé par le fait que le système électronique de l'interprétation et de la visualisation, compare les signaux captés des électrodes en contact avec la peau, amplifiés et transmis par le commutateur, avec une référence électrique de température, le signal résultant servant, après la reinsertion par un second commutateur-multiplex, à l'éclairage du LED, de préférence bi-colore, de manière que, lorsque la température de la plaquette captant la température cutanée correspond à un minimum, (32°C, par ex.), LED s'éclaire à une couleur correspondant à la température froide, vert par ex., et lorsque la température de la plaquette du capteur atteint la température cutanée la plus élevée (35°C, par ex.), LED s'éclaire d'une couleur chaude, rouge par ex, les nuances correspondant au mélange de ces deux couleurs, vont ainsi correspondre à toutes les températures comprises dans cet intervalle de 32°et 35° C.

7° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 6°, caractérisé par le fait que les mêmes LED, à l'excitation tri-colore, dont les deux couleurs de base sont réservées à l'indication visuelle de la température cutanée, seront utilisés, et une de ces couleurs (rouge par ex.) et la troisième couleur (bleu par ex.) seront utilisées à l'indication et la visualisation des valeurs de l'impédance tissulaire, venant par la transmission du commutateur multiplex de chacune des électrodes matricielles, à un LED correspondant, après la comparaison avec l'impédance moyenne simulée par un circuit RC reproduisant l'impédance moyenne du tissu normal, et éclairant par ex. par la couleur bleue l'impédance tissulaire correspondant à cette normale, c.a.d. à constante diélectrique relativement faible, éclairant, par contre, de la couleur rouge, l'impédance tissulaire la plus faible, à constante diélectrique tissulaire la plus élevée, toutes les valeurs intermédiaires d'impédances tissulaires comprises entre ces deux extrèmes faisant jouer sur le LED la coloration nuancée issue du mélange de ces deux couleurs.

8° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 7°, caractérisé par le fait que ces LED's à couleur double ou triple, seront disposés de manière matricielle, couvrant un champ spatial,correspondant à la forme et la surface de l'électrode matricielle; à chaque plaquette de cette multiélectrode va ainsi correspondre une LED sur l'écran de visualisation, l'éclairage et les nuances de coloration de ces LED's va ainsi former l'image correspondant à la répartition thermique cutanée sous examen, d'autre part, par une coloration différente, ces LED's vont reconstituer l'image visuelle correspondant à la répartition impédancemétrique au sein du tissu, délimité par la multiélectrode matricielle en contact avec l'organe sous examen.

9° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 8°, caractérisé par le fait que l'écran aux éléments d'image, constitué par les LED's à bi ou tri couleurs, indiquant soit la répartition thermique cutanée, sous forme d'un thermogramme, soit la répartition des impédances en profondeur du tissu sous examen, sous forme d'un capacigramme, des deux interprétations visuelles, peuvent être à volonté superposées l'une sur l'autre, permettant ainsi l'interprétation visuelle de coinci-

dences localisées des anomalies, par ex. des hyperthermies cutanées avec les croissances capacitives intratissulaires.

10° Détecteur combiné thermographique et impédancemétrique selon les revendications 1° à 9°, caractérisé par le fait que l'écran formant les images thermographiques ou capacimétriques ou les deux superposées simultanément, permet, par le cloisonnement opaque entre chacune des diodes électroluminescentes, d'appliquer les films photographiques et, en particulier, les packfilms-couleur à développement instantané, directement sur cet écran matriciel, sans se passer de la caméra photographique à objectif, l'exposition exacte se faisant par la durée d'éclairement des LED's correspondantes, et l'interruption électronique de l'alimentation de ces LED's après la pause, et cela en fonction de la sensibilité du film employé.

PL. UNIQUE

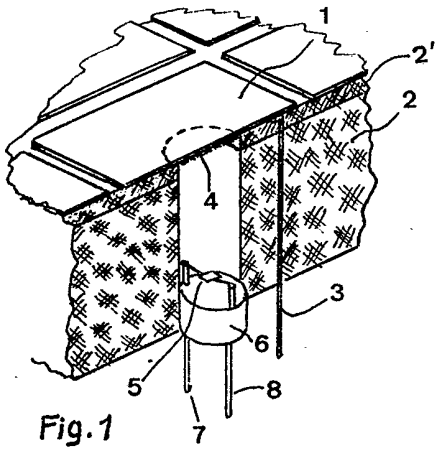


Fig.1

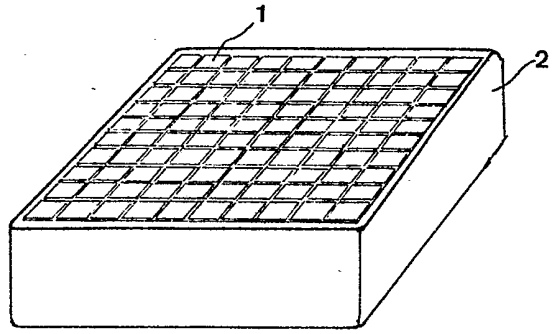


Fig.3

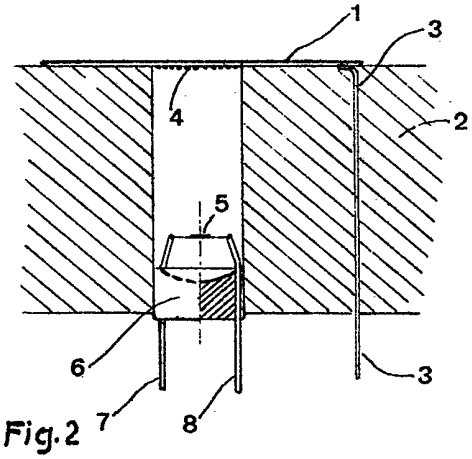


Fig.2

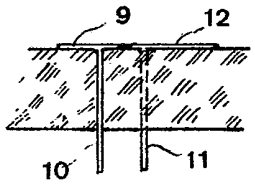


Fig.4

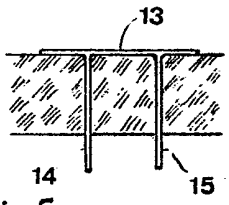


Fig.5

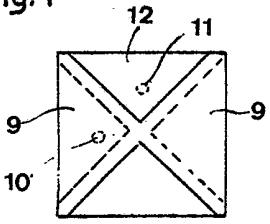


Fig.6

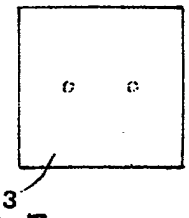


Fig.7

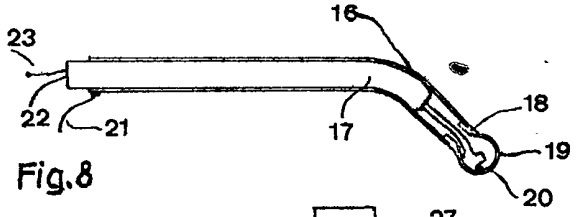


Fig.8

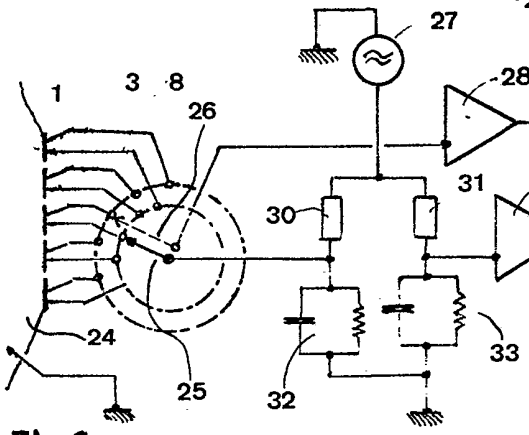


Fig.9

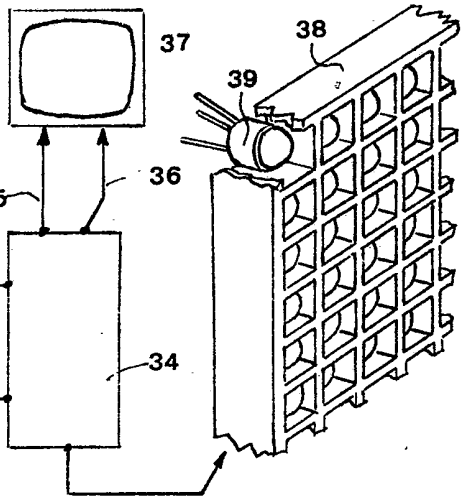


Fig.10