(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 704 417**
(à n'utiliser que pour les commandes de reproduction)

(21) N° d'enregistrement national : **94 03349**

(51) Int Cl[5] : A 61 B 5/04

(12) DEMANDE DE BREVET D'INVENTION A1

(22) **Date de dépôt** : 22.03.94.

(30) **Priorité** : 23.03.93 IE 930230.

(43) **Date de la mise à disposition du public de la demande :** 04.11.94 Bulletin 94/44.

(56) **Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire :** *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

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

(71) **Demandeur(s) :** *McLAUGHLIN James Andrew* — GB, *McCUNE ANDERSON John* — GB et *McADAMS Eric Thomas* — GB.

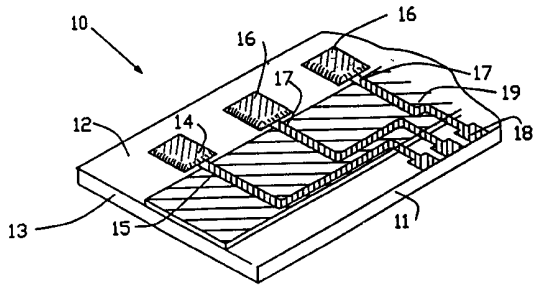
(72) **Inventeur(s) :** McLAUGHLIN James Andrew, McCUNE ANDERSON John et McADAMS Eric Thomas.

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

(74) **Mandataire :** Bureau D.A. Casalonga Josse.

(54) Dispositif à électrode(s) profilée(s) pour la détection de signaux bioélectriques.

(57) Ce dispositif comprend un substrat (11) isolant de l'électricité sur lequel a été déposée une couche conductrice de l'électricité formant un capteur-électrode (14) et un conducteur (15) pour ce capteur. La partie du substrat portant le capteur (14) est formée en relief.



FR 2 704 417 - A1

Dispositif à électrode(s) profilée(s) pour la détection de signaux bioélectriques.

La présente invention concerne un dispositif à électrode(s) profilée(s) pour détecter des signaux bioélectriques.

La couche extérieure extrême de la peau, à savoir la couche cornée de l'épiderme, est composée de cellules mortes. Cette couche est relativement non conductrice et oppose une impédance élevée à la transmission des signaux bioélectriques. La couche cornée, en raison de ses propriétés diélectriques et de sa minceur, permet un couplage capacitif entre une électrode métallique placée sur la surface de la peau et les tissus conducteurs sous-jacents. Certains ions parviennent à traverser la couche cornée et la circulation de ce courant ionique peut être représenté électriquement par une résistance de valeur importante montée en parallèle sur la capacité de la peau. Si l'impédance électrode-peau est grande par rapport à l'impédance d'entrée de l'amplificateur, il se produit une atténuation du signal bioélectrique. La présence d'une composante réactive dans l'impédance électrode-peau peut aussi créer un filtrage et, de ce fait, une distorsion du signal.

Une autre source du problème est le couplage du champ électrique à 50/60Hz entre les lignes d'alimentation électriques voisines et les câbles de surveillance du patient. Cette interférence est due à un désaccord d'impédance électrode-peau qui conduit à un signal d'interférence différentiel à l'entrée de l'amplificateur.

Une variation dans la concentration ionique en travers de l'épiderme entraîne une différence de potentiel. Ce potentiel a une valeur caractéristique de 30 mV, la surface de la peau étant

normalement négative par rapport à l'intérieur du corps. Ce potentiel varie d'un point à l'autre, d'un patient à un autre patient, et dépend de la composition du gel, qui est utilisé conjointement avec l'électrode, et de l'état de la peau. De légères différences dans les matériaux constituant l'électrode et dans les paramètres propres à l'endroit de la peau entraînent un désaccord des potentiels électrode-peau. La différence entre les potentiels se trouve amplifiée en même temps que le signal bioélectrique désiré. Les fluctuations apparaissant dans les valeurs des potentiels et leur différence peuvent introduire une composante de fréquence indésirable dans le signal recherché, en rendant difficile l'obtention d'un diagnostic précis. La dépendance du potentiel électrode-peau vis-à-vis de l'épaisseur de la couche épidermique est importante dans de nombreuses applications d'enregistrement de signaux bioélectriques. Si cette épaisseur est modifiée par étirage ou compression de la peau, le potentiel peut varier jusqu'à 10mV. Cette modification est la source principale de signaux parasites dus aux mouvements (appelés "motion artefacts" dans la technique anglo-saxonne) (fluctuations de la ligne de référence avec les mouvements du patient) et est fonction du degré de déformation de la peau.

De nombreuses électrodes pour courant électrique comprennent des gels électrolytiques qui servent à garantir un contact électrique optimal entre le capteur formé par l'électrode et la peau du patient et qui sert également à diminuer l'impédance élevée de l'épiderme.

L'utilisation de gels électrolytiques non seulement diminue l'impédance de la peau, en évitant ainsi les problèmes associés, mais également s'est révélée réduire les niveaux des altérations dues aux mouvements.

Les inconvénients potentiels entraînés par l'utilisation d'électrodes pourvues d'un gel résident dans l'utilisation du gel électrolytique qui nécessite que ce gel soit fourni de l'extérieur pendant l'application. Habituellement, le gel est emballé dans un tube qui doit être pressé pour distribuer une charge de ce gel. parfois, une charge de gel est emballée séparément de celle de l'électrode dans un

récipient fermé de façon hermétique. Dans le premier cas, la nécessité de fournir un gel extérieur pendant l'application est un inconvénient évident, spécialement dans l'environnement domiciliaire dans des conditions d'urgence. A la suite de l'utilisation, l'électrode (si elle peut être réutilisée), et l'emplacement de l'application doivent être nettoyés.

Dans le second cas, une fois que l'emballage a été ouvert aux conditions atmosphériques, le gel sèche rapidement. Même quand il est emballé convenablement, l'électrode pourvu d'un gel a une durée de conservation relativement courte. Pour des applications de surveillance à domicile, par exemple, il faut prévoir et renouveler périodiquement des emballages jetables préchargés de gel.

Un procédé simple pour éviter des problèmes ci-dessus, par exemple dans l'environnement de surveillance à domicile, consiste à utiliser une électrode ou des électrodes formées par une plaque métallique sèche fixée, par exemple, à un membre du patient au moyen de bandes élastiques. Bien qu'aucun gel ne soit utilisé, l'accumulation de la transpiration sous la plaque métallique humidifie finalement la peau recouverte par l'électrode "sèche". L'impédance initiale est cependant beaucoup plus élevée que celle d'une électrode recouverte de gel et l'impédance diminue de façon relativement lente avec le temps. Toutefois ceci n'est pas nécessairement un problème majeur car il existe maintenant des amplificateurs ayant des impédances d'entrée et des rapports de réjection de mode commun suffisamment élevés pour faire face à des telles impédances électrode-peau importantes.

Les avantages de telles électrodes exemptes d'électrolyte sont nombreux. On peut appliquer les électrodes rapidement et avec facilité à un membre du patient, car une préparation de la peau ou de l'électrode avant ou après l'application de l'électrode n'est pas exigée. Les électrodes sont réutilisables, ne soulèvent aucun problème de stockage et la plaque métallique présente une faible corrosion. De telles électrodes se sont révélées d'un intérêt optimal dans le passé, par exemple, pour un relevé d'électrocardiogrammes en série, à bas prix et rapidement.

Les électrodes formées par des plaques métalliques sèches

sont toutefois susceptibles de problèmes d'interférence avec le courant à 50/60Hz due au désaccord de leurs impédances élevées électro-peau. Ces électrodes ne fonctionnent pas bien sur des sujets poilus en raison du contact électrique médiocre. Même lorsqu'elle est maintenue fermement à l'aide de bandes sur une partie du corps, une électrode formée d'une plaque métallique rigide a tendance à engendrer des fluctuations de mesure de signaux parasites dus aux mouvements lors d'un étirement ou d'un déplacement de la peau "sèche" sous-jacente ou lors d'une pression sur l'électrode. L'électrode formée d'une plaque relativement rigide ne convient que comme électrode pour un membre, car elle ne peut pas facilement fixée à la poitrine d'un patient, par exemple, et est incapable d'épouser les contours du corps.

La présente invention a pour objet de surmonter ces problèmes.

C'est pourquoi, la présente invention fournit un dispositif à électrode(s) pour la détection de signaux bioélectriques, ce dispositif comprenant un substrat flexible isolant de l'électricité et sur lequel est déposée une couche conductrice de l'électricité formant un capteur-électrode et un conducteur pour ce capteur, la partie du substrat portant le capteur étant réalisée en relief.

De préférence, la surface du capteur est rugueuse, "texturée", ondulée, percée ou analogues, tous ces termes étant désignés ci-après par le mot "rugueux".

Le dispositif à électrode(s) pour la détection de signaux bioélectriques selon la présente invention peut être fabriqué à l'aide de nombreuses techniques bien connues comprenant l'estampage mécanique ou l'estampage hydromécanique. Dans l'estampage mécanique, on utilise des ensembles complémentaires mâle et femelle de matrices pour mettre en forme la matière. Comme ce sont les saillies de la matrice mâle qui appliquent la pression initiale au substrat non supporté, elles génèrent dans le substrat des contraintes inégales qui peuvent perturber la forme obtenue. Des problèmes relatifs à la dilatation thermique peuvent être soulevés avec les procédés de mise en forme par voie thermique, et la température des outils peut endommager les systèmes d'encrage. Par conséquent la

technique de fabrication préférée est un estampage hydromécanique.

Dans l'estampage hydromécanique, la moitié de l'ensemble classique de matrices est supprimée et est remplacée par un agencement de cellules à fluide hydraulique qui comporte une face formée par un diaphragme d'uréthane. L'estampage hydromécanique utilise par conséquent un outil à une seule face, l'agencement de cellules à fluide servant de "contre-matrice" agissant en compression. Avec l'estampage hydromécanique, des forces de maintien hydrostatiquement égalisées sont appliquées à la zone superficielle totale de la matrice et au substrat avant que la mise en forme dans la cavité de la matrice se produise. Le substrat peut, par conséquent, être mis en forme en étant étiré dans la cavité plutôt qu'en étant regroupé autour des saillies de la matrice mâle et d'être refoulé ou resserré dans l'outil femelle avec endommagement résultant du substrat. Une contre-matrice se présentant sous la forme d'un diaphragme élastomère ne détériore pas le substrat en polymère.

Un autre avantage de l'estampage hydromécanique est que l'outil à une face peut être créé directement à partir de clichés photographiques et, de ce fait, permet une coïncidence précise entre la pièce d'estampage et l'outil. L'outil à une seule face permet également au substrat d'être mis en coïncidence d'une façon précise à l'aide de pions avec la plaque-matrice.

Avec l'estampage hydromécanique, de nombreuses applications d'estampage exceptionnels sont possibles, lesquelles ne pourraient être obtenues à l'aide des techniques classiques, telles que formage de coudes angulaires, l'emboutissage profond de formes et la création d'angles de dépouille négatifs ou nuls sur la partie mise en forme.

Pour obtenir la rugosité de la surface du capteur, le substrat et la couche conductrice doivent être malléables de façon appropriée. En outre, le coefficient de dilatation thermique de la couche conductrice doit concorder avec celui du substrat flexible. La flexibilité des matériaux doit être telle qu'elle réduise à un minimum le fissurage, le pelage, etc.

La couche conductrice peut être formée au moyen d'une encre

conductrice de l'électricité qui présente également la propriété d'une "autoprotection" contre la corrosion et une croissance résiduelle sur la surface.

Une matière thermoplastique appropriée chargée, par exemple, avec des particules d'argent et de chlorure d'argent peut être utilisée comme couche conductrice. Un choix approprié de la taille des particules, du liant thermoplastique, des paramètres de dépôt et de durcissement conduise à une surface de couche conductrice optimale garantissant un bon contact électrique avec la peau.

Les "ondulations" ou bien les "pointes" percées, ou cratères sur la surface moulée du capteur optimisent en outre le contact entre le capteur et la peau du patient. Par suite des forces de frottement, les ondulations ou les pointes minimisent le déplacement de l'électrode par rapport à la peau et, de ce fait, garantissent un enregistrement plus stable du signal bioélectrique. Les ondulations ou les pointes augmentent la zone de contact et, lorsqu'elles sont pressées contre la peau, pénètrent dans le couche épidermique d'une façon suffisante pour diminuer notablement les fluctuations potentielles électrode-peau (fluctuations dues aux déplacements) sans apporter de traumatismes à la peau.

Le substrat entourant le conducteur peut être découpé ou enlevé de toute autre manière pour laisser un doigt de substrat sur lequel est placé le conducteur. Un tel doigt permet un déplacement relatif du capteur et, de ce fait, se prête aux changements de dimension et de forme de la portion de corps surveillé qu'entraîne la respiration, le mouvement du patient, etc.

Les dispositifs à électrodes multiples, désignés ci-après comme étant des électrodes "ramifiées" peuvent être connectés à un faisceau commun d'électrodes. Ce faisceau peut être formé de connecteurs femelles multiples que l'on peut réaliser à l'aide d'un estampage hydromécanique dans les zones du substrat du faisceau qui sont revêtues par une couche conductrice. Des électrodes ramifiées peuvent alors être connectées à l'aide de connecteurs mâles, fabriqués également à l'aide d'un estampage hydromécanique, à ceux correspondants des connecteurs femelles se trouvant sur le faisceau.

La couche conductrice formant le conducteur de connexion se trouvant, par exemple, sur la face avant de l'électrode "ramifiée" est raccordée par l'intermédiaire d'un trou métallisé à la face arrière du substrat pour que soit établie une connexion avec le capteur-électrode. Ce procédé de connexion permet à l'électrode "ramifiée" de pivoter autour du connecteur en permettant ainsi au dispositif à électrodes de se prêter aux variations anatomiques entre corps humains. Plusieurs sections comprenant des connecteurs mâle et femelle à chaque extrémité peuvent être connectées en série pour donner des électrodes ramifiées articulées présentant un degré élevé de manoeuvrabilité. Un bon contact électrique peut être garanti par : (i) l'obtention d'un emboîtement serré connecteurs mâle-femelle; (ii) l'obtention de la rugosité des surfaces de connexion des connecteurs mâle et femelle pendant l'opération de formage; et, (iii) le dépôt de couches conductrices aux endroits des connecteurs dont les surface sont rugueuses, par exemple par suite de la taille de particules de la matière de charge.

La couche conductrice peut être imprimée, ou déposée de toute autre manière, sur le substrat selon les besoins pour une application donnée. Dans le cas d'une multiplicité de capteurs, les capteurs peuvent être soutenus par une bande, par exemple en une mousse appropriée, pour : (i) maintenir les capteurs dans leur position relative correcte lorsque l'on enlève le substrat environnant, (ii) rendre le dispositif électrode encore plus maniable et éviter un enchevêtrement des fils conducteurs, (iii) à contribuer à répartir de façon uniforme toute pression appliquée sur les électrodes, et (iv) contribuer ainsi à minimiser les fluctuations dues aux déplacements. La couche d'appui doit, de préférence, être légère, flexible et étirable pour que le faisceau soit confortable à coup sût, c'est-à-dire qu'il puisse épouser facilement les contours du corps et qu'il puisse se prêter aux variations des dimensions de la portion du corps qu'entraîne la respiration et les mouvements du patient.

Le dispositif à électrode(s) selon la présente invention peut être appliqué manuellement par le sujet ou par le médecin à la partie du corps en cours d'examen pendant les applications qui ne nécessitent

qu'une observation "diagnostique" à court terme du ou des signaux bioélectriques détectés et sans qu'une couche de gel soit nécessaire. Pour les applications de surveillance à long terme, un faisceau d'électrodes comprenant une pluralité de capteurs-électrodes peut être maintenu en place sur la partie requise du corps au moyen de bandes élastiques, de bandes adhésives, de ventouses, etc. et, ici encore, sans qu'une couche de gel soit nécessaire.

Le dispositif à électrode(s) selon la présente invention, lorsqu'il se présente sous la forme d'un faisceau, peut comporter un gel, de préférence avec des "plots" ou blocs d'hydrogel, pour certaines applications biomédicales. Des plots d'hydrogel adhésifs conducteurs "massifs" peuvent être déposés par enduction sur les capteurs imprimés profilés, ce qui donne une structure d'électrode simple et facile à fabriquer. L'utilisation de cet hydrogel dispense de la nécessité d'une bague de retenue de gel, d'une éponge imprégnée de gel et d'un chapeau d'étanchéité utilisé dans les électrodes à gel "humide" habituelles.

L'utilisation d'un hydrogel adhésif sur le dispositif à électrode(s) selon la présente invention est avantageuse dans des utilisations où, par exemple, il faut appliquer au corps de nombreuses électrodes. L'établissement d'une cartographie cardiaque en surface du corps est une application de ce type. Le nombre et la répartition des électrodes sont tels qu'il serait difficile de maintenir des électrodes sèches suffisamment bien, manuellement ou à l'aide de bandes, pour assurer un bon contact électrique.

La surface rendue rugueuse du capteur-électrode assure un contact électrique ferme entre le capteur et le "plot" de gel ainsi qu'une augmentation de la superficie de contact et, de ce fait, diminue l'impédance d'interface capteur-gel. La partie du dispositif à électrode sur laquelle se trouve le capteur-électrode peut être configurée pendant la technique d'estampage de manière telle qu'autour du capteur soit formé un évidement qui est entouré par une lèvre et dans lequel le gel peut être disposé. L'évidement permettrait au gel, pendant qu'il est à l'état fluide, d'être versé sur le capteur profilé et de durcir in situ. A la suite de l'application du gel dans les évidements, on peut

mettre en place une bande de protection amovible de manière à maintenir l'intégrité du gel avant l'utilisation. Le dispositif électrode selon l'invention, lorsqu'il se présente sous la forme d'une faisceau, permet à une pluralité de capteurs d'épouser de façon optimale les contours du corps.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée de modes de réalisation préférés que l'on va donner ci-après à titre d'exemples uniquement et pour lesquels on se référera aux dessins annexés sur lesquels :

la figure 1 est une vue en perspective d'un premier mode de réalisation d'un électrode de détection de signaux bioélectriques selon l'invention;

la figure 2 est une vue en coupe d'un seconde mode de réalisation d'une électrode de détection de signaux bioélectriques selon l'invention;

la figure 3 est une vue en coupe d'un troisième mode de réalisation d'une électrode de détection de signaux bioélectriques selon l'invention;

la figure 4 est une vue en perspective d'une quatrième mode de réalisation d'une électrode de détection de signaux bioélectriques selon l'invention;

la figure 5 est une vue en couple d'une cinquième de réalisation d'une électrode de détection de signaux bioélectriques selon la présente invention; et

la figure 6 est une vue en coupe d'un sixième mode de réalisation d'une électrode de signaux bioélectriques selon l'invention.

En se référant maintenant aux dessins, et en particulier à la figure 1 de ces derniers, on voit que l'on y a représenté un premier mode de réalisation d'un dispositif 10 à électrode(s), réalisé conformément à la présente invention et comprenant un substrat 11 comportant une face avant 12 et une face arrière 13. Sur la face avant 12 est déposé un capteur-électrode 14 et un conducteur associé 15. Des capteurs supplémentaires 16 et des conducteurs associés respectifs 17 peuvent aussi être déposés sur la face avant 12 ou sur la face arrière 13, si on le désire. Chacun des conducteurs 15, 17 se terminent par une extrémi-

té respective 18 formant connecteur. Les capteurs 14, 16, les conducteurs 15, 17, et les extrémités formant connecteurs 18, peuvent être déposées à l'aide de techniques bien connues comprenant une impression à l'écran, c'est à dire par sérigraphie, avec une encre conductrice de l'électricité. Une couche diélectrique 19 est déposée sur les conducteurs 15, 17 afin de les isoler d'un patient sur lequel le dispositif 10 sera utilisé. On comprendra que les capteurs 14, 16 et les extrémités formant connecteurs 18 peuvent rester découverts. Les parties du substrat 11 sur lesquelles se trouvent les capteurs 14, 16 sont en relief par rapport à la partie restante du substrat 11. Pour obtenir ce relief, on peut soumettre le substrat à des techniques bien connues comme par exemple un profilage, un estampage, un formage et diverses techniques de moulage. Une technique préférée est l'estampage par action hydraulique, ou l'hydroformage décrit précédemment. Pour obtenir ce relief, on peut soumettre le substrat à des techniques bien connues, comme par exemple un profilage, un estampage, un formage, et diverses techniques de moulage. Une technique préférée est l'estampage hydromécanique décrit précédemment.

Sur la figure 2 des dessins, on voit quel'on y a représenté un second mode de réalisation d'un dispositif 100 à électrode(s), réalisé conformément à la présente invention et sensiblement similaire au dispositif 10 à électrode(s) sauf sur les points suivants. La partie 111 du substrat 11 qui est relief est ondulée ou dentelée et, par conséquent, les capteurs-électrodes 14, 16 sont également ondulés ou dentelés en 114, ce qui donne une surface rugueuse ou texturée aux capteurs-électrodes 14, 16.

Sur la figure 3 des dessins, on voit que l'on y a représenté un troisième mode de réalisation d'un dispositif 200 à électrodes, réalisé selon la présente invention et sensiblement similaire au dispositif 10 à électrode(s) sauf sur les points suivants. La partie 211 du substrat 11 qui est en relief est perforée par une pluralité de trous relativement petits 212 qui donnent une pluralité de pointes fines 213 sur les capteurs électrodes 14, 16.

L'utilisation d'un substrat mince et flexible 11 et d'une couche diélectrique 19 donne un dispositif à électrode(s) global flexible

ou souple, conforme à la présente invention et capable d'épouser les contours d'un corps. La saillie que fait le capteur-électrode 14, 16 optimise davantage le contact entre les capteurs-électrodes 14, 16 et la peau du sujet lorsque le dispositif 10 est appliqué à la peau. Avec les capteurs-électrodes 14, 16 en relief, on obtient la caractéristique avantageuse supplémentaire d'une absorption des effets des variations de pression sur le dispositif selon l'invention pendant qu'il est utilisé et cette caractéristique contribue donc à minimiser les fluctuations dues aux déplacements, qui constituent en général un problème majeur avec les structures d'électrodes sèches.

Sur la figure 4 des dessins, on voit que l'on y a représenté un quatrième mode de réalisation d'un dispositif 300 qui est réalisé conformément à la présente invention et qui est sensiblement similaire au dispositif de la figure 1 et peut présenter les caractéristiques supplémentaires telles que décrites à propos des dispositifs 100 ou 200 sauf sur les points suivants.

La partie du substrat 311 qui entoure les conducteurs 17 peut être découpée ou enlevée de toute autre manière pour laisser des doigts 320, 321, 322 de substrat sur lesquels sont placés les conducteurs 17. La présence des doigts 320, 321, 322 permet un déplacement des capteurs 14, 16 par rapport aux extrémités formant connecteurs 18 et, de ce fait, le capteur se prête aux déplacements du sujet qu'entraîne, par exemple, la respiration, etc...

Les capteurs 14, 16 et les conducteurs associés 15 peuvent être imprimés ou déposés de toute autre manière sur le substrat 11 selon les orientations et les distances relatives requises pour une application donnée. Quand cela se révèle possible, les capteurs 14, 16 peuvent être soutenus par une bande 319 d'une mousse appropriée, par exemple, pour (i) que les capteurs 14, 16 soient maintenus dans leurs positions relatives correctes quand le substrat environnant 11 a été retiré, (ii) rendre le dispositif 300 à électrode(s) plus maniable et éviter un enchevêtrement des conducteurs, (iii) contribuer à répartir de façon uniforme toute pression appliquée aux capteurs 14, 16, et (iv) contribuer ainsi à minimiser les fluctuations dûes aux mouvements. La bande 319 doit, de préférence, être légère, souple et pouvoir être étirée

pour garantir un certain confort, épouser les contours du corps et pouvoir se prêter à des variations dans les dimensions des portions du corps entraînées par la respiration ou les mouvements du patient.

Sur la figure 5 qui représente une électrode "ramifiée", on a représenté un cinquième mode de réalisation 400 d'un dispositif à électrode réalisé selon la présente invention et sensiblement similaire au dispositif 10 de la figure 1 sauf sur les points suivants. En premier lieu, il ne comprend qu'un seul capteur 14 et un seul conducteur 15. En second lieu, le conducteur 15 est absent sur la face avant 12 mais étant, par contre, déposé sur la face arrière 13. Le conducteur 15 communique électriquement avec le capteur 14 par suite de la présence d'un trou 301 qui est formé dans le substrat 11 et qui permet à l'encre conductrice de l'électricité de s'écouler à travers le trou 301 en assurant ainsi une communication électrique entre le capteur 14 et le conducteur 15. En outre, l'extrémité du substrat 11, qui est éloignée de l'extrémité sur laquelle se trouve le capteur 14, une forme en U dans une direction opposée à celle du substrat 11 sur lequel a été déposé le capteur 14 pour constituer un connecteur mâle 302. La face arrière 13 du substrat 11 sur laquelle se trouve le connecteur mâle 302 comporte également sur sa surface un prolongement du conducteur 15.

On a également prévu un faisceau 310 qui comprend essentiellement un substrat 311 comportant également un face avant 312 et une face arrière 313. Ce faisceau comporte une pluralité de configurations sous la forme de connecteurs femelles 303 qui peuvent être ac couplés aux connecteurs mâles respectifs 302.

La face avant 312 du faisceau 310 comporte un conducteur 315 qui y est déposé d'une manière similaire à celle utilisée pour le conducteur 15. Le conducteur 315 s'étend jusque dans le connecteur femelle 303 de sorte que lorsque les connecteurs 302 et 303 sont accouplés comme représenté sur la figure 5, il existe une connexion électrique entre les conducteurs 15 et 315. Le conducteur 315 peut se terminer sur le faisceau 310 de manière similaire à l'extrémité formant connecteur 18. On comprendra que le faisceau 310 comporte une pluralité de conducteurs 15 isolés électriquement les uns des autres pour permettre à une pluralité de dispositifs à électrodes ramifiées d'être

connectés à ce faisceau de telle sorte que le faisceau 310 non seulement constitue un moyen permettant de fixer une pluralité de dispositifs à électrode(s) au corps d'un patient ou d'un sujet mais également, procure un conducteur électrique indépendant qui s'étend à partir de chaque dispositif à électrode(s) et dont l'extrémité peut être connectée électriquement à un dispositif de surveillance approprié.

Sur la figure 6 des dessins, on a représenté un cinquième mode de réalisation d'un dispositif 500 à électrode(s) réalisé conformément à la présente invention et essentiellement similaire au dispositif représenté sur la figure 1 sauf sur les points suivants. La partie du substrat 11, sur laquelle se trouve le capteur 14 qui est en relief, est pourvue d'un évidement 501 comportant une lèvre 503 et dans lequel le capteur 14 est placé. Après la fabrication du dispositif à électrode(s), on verse dans l'évidement 501 un gel électrolytique 502 qui, selon le type de gel utilisé, durcit en prenant une consistance visqueuse. On applique ensuite à l'évidement 501 ou, d'une façon plus préférable, à une pluralité d'évidements, une bande de protection que l'on peut enlever avant d'utiliser le dispositif.

Il est bien entendu que la description qui précède n'a été donnée qu'à titre purement illustratif et non limitatif et que des variantes et des modifications peuvent y être apportées dans le cadre de la présente invention.

REVENDICATIONS

1. Dispositif à électrode(s) pour la détection de signaux bioélectriques, caractérisé par un substrat flexible (11) isolant de l'électricité et sur lequel est déposée une couche conductrice de l'électricité formant un capteur-électrode (14) et un conducteur (15) pour ce capteur, la partie du substrat portant le capteur étant formée en relief.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que la surface (114 ou 213) du capteur en rendue rugueuse.

3. Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le conducteur (15) est déposé sur la surface du substrat (11) qui est située à l'opposé du capteur (14) et est relié à ce capteur par l'intermédiaire d'une ouverture (301) formée dans le substrat.

4. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce que la partie du substrat (11) qui est en relief et qui porte le capteur (14) est légèrement évidée afin de former un évidement (501), et en ce que cet évidement contient un gel électrolytique (502).

5. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'une pluralité de capteurs (14) et des conducteurs associés (15) se trouvent sur le substrat (11).

6. Dispositif selon la revendication 5, caractérisé en ce que des régions (311) du substrat (11) entre les capteurs et les conducteurs ont été enlevés pour former des doigts de substrat portant chacun un capteur (14) et son conducteur associé (15).

7. Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que les capteurs (14) sont supportés par une bande souple et étirable (319) en une matière isolante.

8. Dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'une partie du substrat (11) éloignée du capteur (14) se présente sous la forme d'une partie (302) d'un connecteur mâle/femelle, la partie (302) de connecteur comportant sur sa surface une couche conductrice de l'électricité qui est reliée électriquement au conducteur (15).

9. Système à électrode(s) pour la détection de signaux bioélec triques caractérisé par un faisceau (310) se présentant sous la forme d'un substrat (311) isolant de l'électricité et comportant une pluralité de conducteurs (315) déposés sur ce substrat et se terminant chacun par une partie (303) d'un connecteur mâle/femelle, et une pluralité de dispositifs à électrode(s) de détection de signaux bioélectriques selon la revendication 8, chacun de ces dispositifs pouvant être connectés par une partie (302) de connecteur à une partie (303) de connecteur correspondante présente sur le faisceau.

2704417

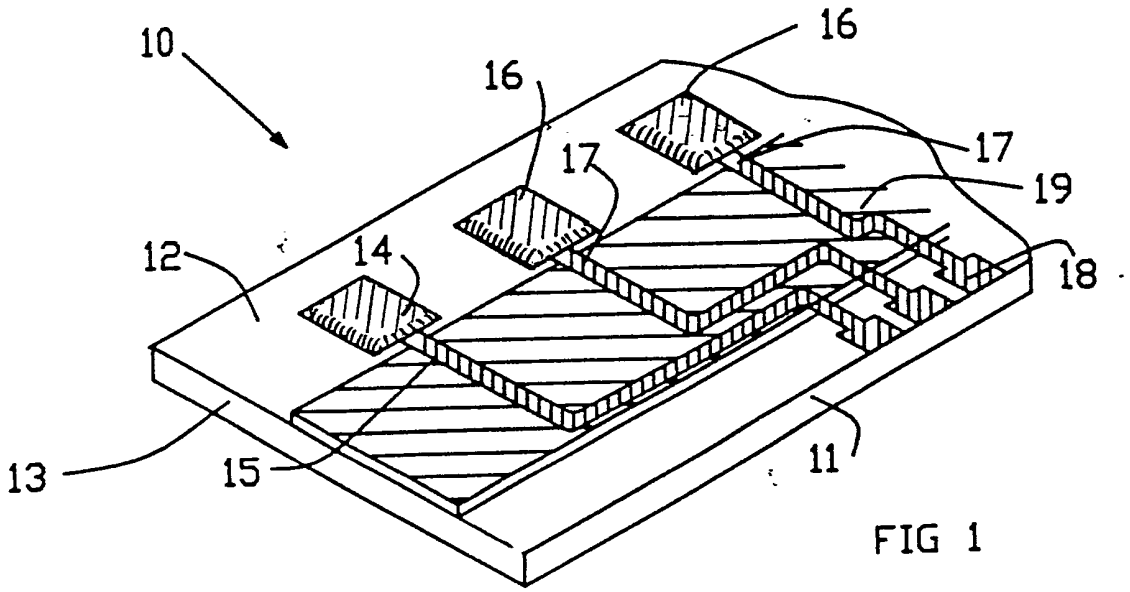


FIG 1

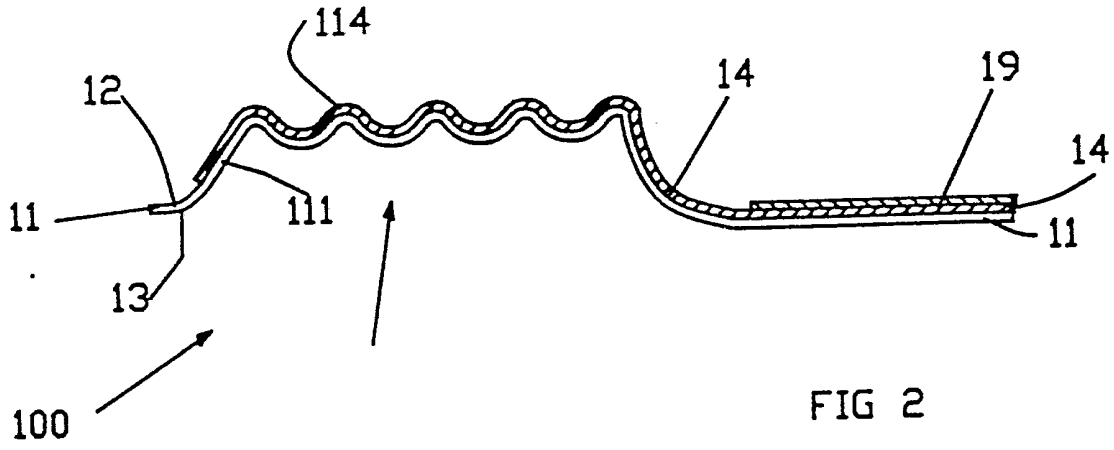


FIG 2

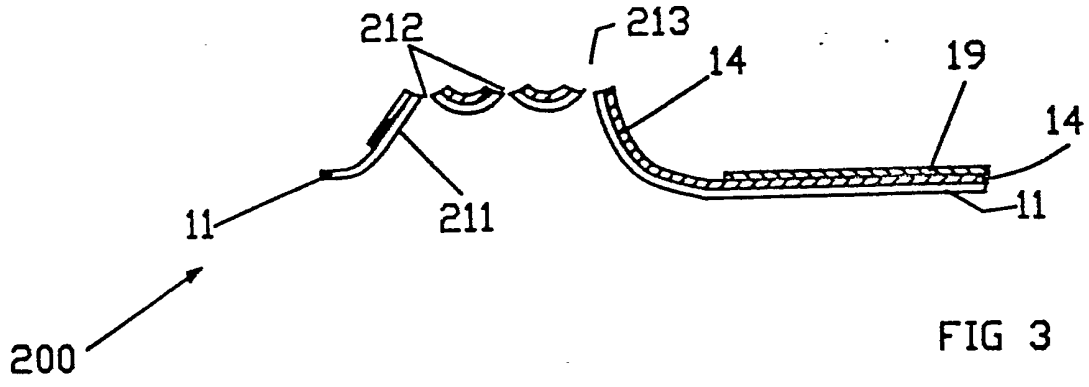


FIG 3

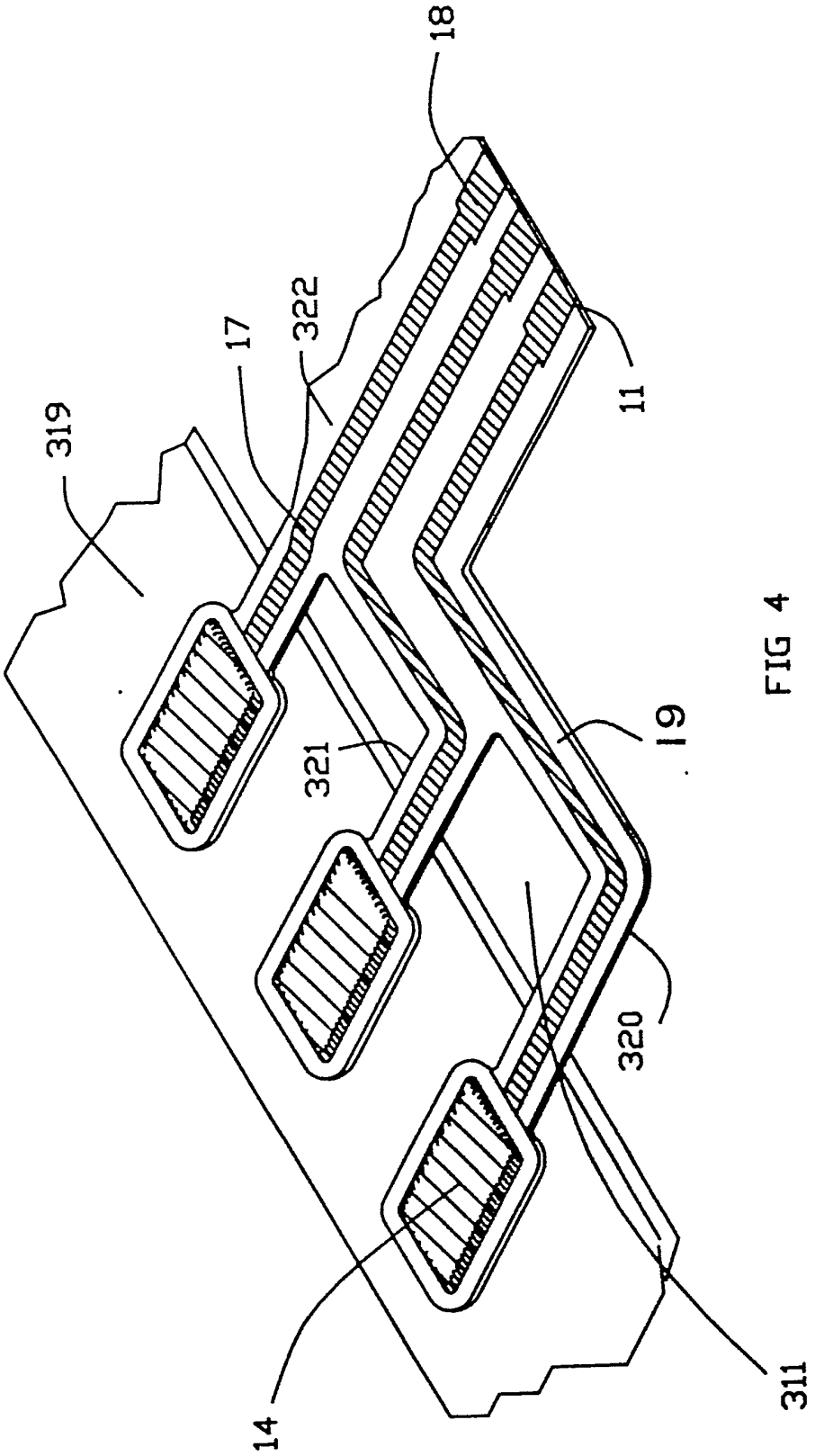


FIG 4

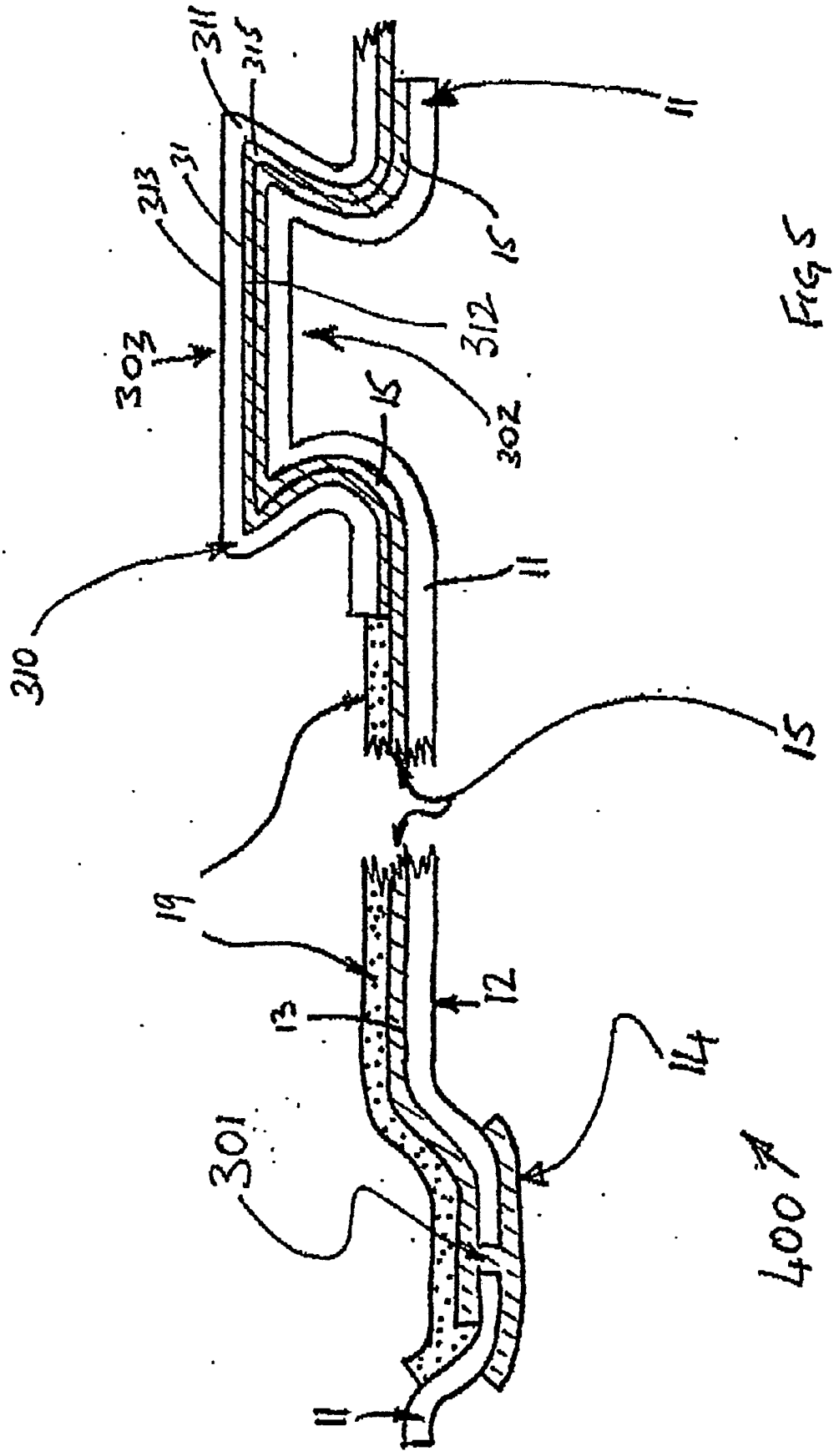


Fig 5

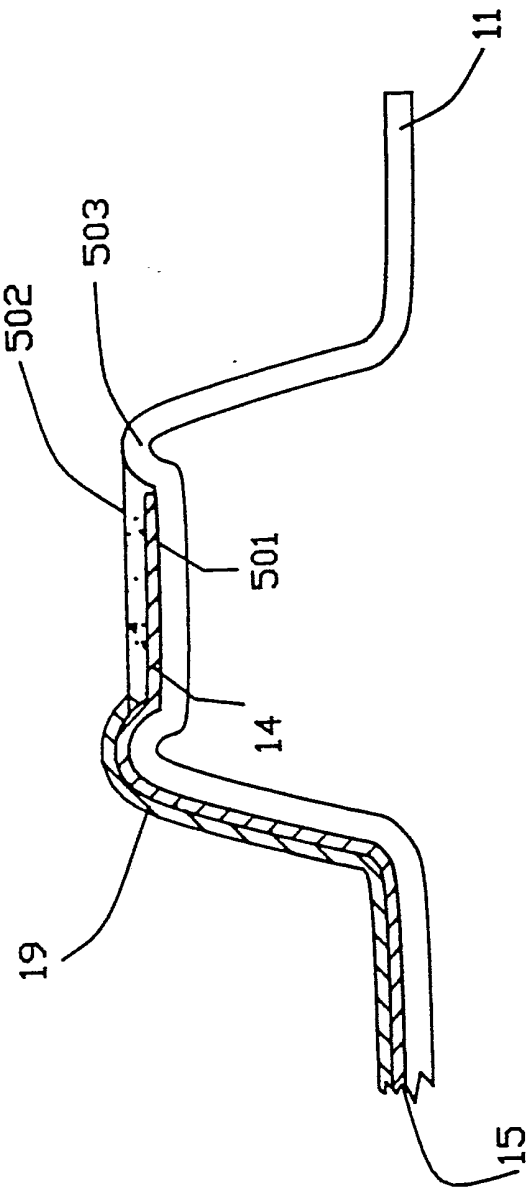


FIG 6