

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
2 juillet 2009 (02.07.2009)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2009/081031 A2

- (51) Classification internationale des brevets :
A61B 3/16 (2006.01) A61B 5/0215 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2008/052328
- (22) Date de dépôt international :
17 décembre 2008 (17.12.2008)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :
0759925 18 décembre 2007 (18.12.2007) FR
- (71) Déposant et
(72) Inventeur : TELANDRO, Alain [FR/FR]; Résidence
Le Saint Michel, 69/71 Avenue Roi Albert 1er, F-06400
Cannes (FR).
- (74) Mandataire : CABINET BEAUMONT; 1, Rue Cham-
pollion, F-38000 Grenoble (FR).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: SYSTEM FOR MEASURING INTRAOCULAR PRESSURE

(54) Titre : SYSTEME DE MESURE DE LA PRESSION OCULAIRE

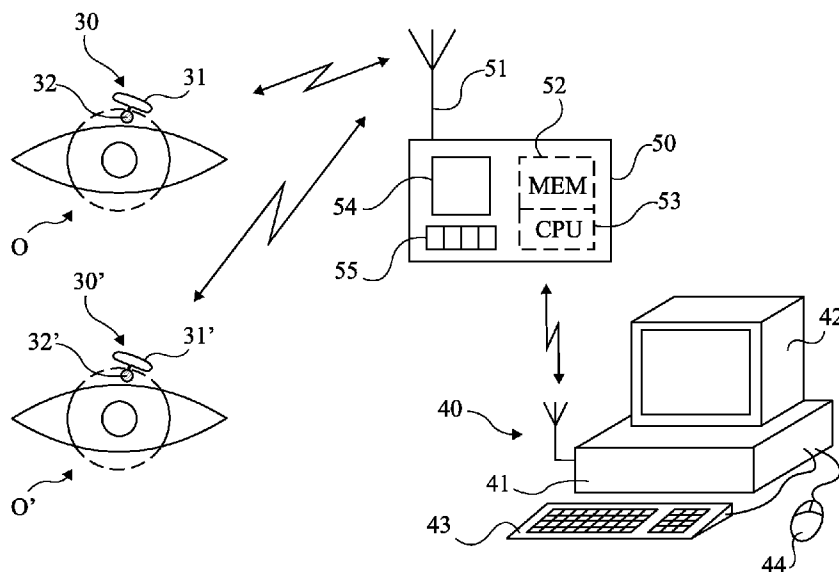


Fig 7

(57) Abstract: The invention relates to a system for measuring intraocular pressure, comprising at least one implant (30) that includes a pressure sensor (33) and an electronic circuit (32), implanted in the cornea of an eye, and an antenna (31) connected to said circuit and implanted in the subconjunctival space, and a unit (50) for processing values which are representative of the pressure and are received by radiofrequency communication of said electronic circuit (30).

[Suite sur la page suivante]

WO 2009/081031 A2



Publiée :

- *sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport*

(57) Abrégé : L'invention concerne un système de mesure de la pression oculaire, comportant au moins un implant (30) incluant un capteur de pression (33) et un circuit électronique (32), implanté dans la cornée d'un oeil et une antenne (31) connectée audit circuit et implantée dans l'espace sous-conjonctival; et une entité (50) de traitement de valeurs représentatives de la pression, reçues par communication radiofréquence dudit circuit électronique (30).

SYSTÈME DE MESURE DE LA PRESSION OCULAIREDomaine de l'invention

La présente invention concerne de façon générale la biométrie oculaire et, plus particulièrement, la mesure de la pression oculaire.

5 Exposé de l'art antérieur

La mesure de la pression oculaire est utilisée en diagnostic et en surveillance de plusieurs affections et afin de vérifier l'efficacité de certains traitements. La mesure de la pression oculaire est utilisée en relation avec des maladies
10 telles que le glaucome. L'artériosclérose, la maladie de Horton (artérite temporale), le diabète, diverses pathologies dégénératives familiales héréditaires ou liées à l'âge, etc. peuvent faire l'objet d'un suivi par analyse du débit de perfusion de la tête du nerf optique.

15 Il peut être intéressant de suivre en temps réel les variations de pression intra-oculaire et la pression de l'artère centrale de la rétine pour l'analyse des pathologies citées ci-dessus.

Jusqu'à présent, la pression intra-oculaire est mesurée
20 par aplanation (tonométrie par aplanation) ou par jet d'air.

Ces techniques ne permettent que des mesures ponctuelles par un praticien.

De plus des mesures ponctuelles (espacées dans le temps) ne permettent pas de déduire de la pression mesurée, la tension artérielle au niveau de la tête du nerf optique.

Une technique par l'intermédiaire de lentilles cornéennes
5 intégrant une antenne et une puce électronique associée à un capteur de pression a également été décrite.

Un inconvénient du recours à des lentilles cornéennes est qu'elles requièrent un entretien régulier (nettoyage, hydratation, etc.) par le patient. D'une part, la manipulation de ces
10 lentilles par le patient risque d'endommager les circuits de détection et de transmission. D'autre part, un défaut d'entretien peut fausser les mesures.

Un autre inconvénient du recours à des lentilles cornéennes est que cela empêche un patient de porter des len-
15 tilles correctrices de la vision.

Ces contraintes font qu'il est difficile d'avoir une mesure en continu sur une durée relativement longue (plusieurs jours) sans interruption.

Un autre inconvénient des lentilles cornéennes est que
20 les mesures sont souvent fortement bruitées, ce qui limite la résolution, donc l'exploitation possible des mesures.

Il serait souhaitable de pouvoir mesurer la pression intra-oculaire sans interruption pendant de longues périodes et en particulier la nuit, et quelque soit l'activité.

Il serait également souhaitable de disposer d'un
25 système de mesure qui évite au patient d'intervenir pour l'entretien du capteur.

Il serait également souhaitable de disposer d'un système de mesure compatible avec le port de lentilles correctrices et
30 quelle que soit l'activité du patient.

Le document WO 2004/019773 décrit un détecteur de pression oculaire interrogeable sans fil et implanté dans l'humeur vitrée ou l'humeur aqueuse. Une telle implantation est particulièrement invasive.

Résumé de l'invention

L'invention vise à pallier tout ou partie des inconvénients des systèmes usuels de mesure de pression intra-oculaire.

Un objet vise plus particulièrement un système de
5 mesure de la pression oculaire évitant le recours à une lentille cornéenne.

Un autre objet vise plus particulièrement un système adapté à être conservé par le patient pendant une durée relativement longue (plusieurs jours, semaines ou mois).

10 Un autre objet vise à préserver la surface externe régulière de l'oeil, par exemple, pour autoriser le port de lentilles cornéennes correctrices.

Pour atteindre tout ou partie de ces objets ainsi que d'autres, il est prévu un système de mesure de la pression
15 oculaire, comportant :

au moins un implant, incluant un capteur de pression et un circuit électronique, implanté dans la cornée d'un oeil et une antenne connectée audit circuit et implantée dans l'espace sous-conjonctival ; et

20 une entité de traitement de valeurs représentatives de la pression, reçues dudit implant par couplage radiofréquence.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, ledit circuit électronique est placé dans une cavité intra-cornéenne hors de la zone pupillaire, débouchant à la surface de
25 l'oeil par au moins une fente et communiquant par un canal avec l'espace sous-conjonctival pour connexion à l'antenne.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le capteur est un capteur différentiel d'une différence de pressions entre la pression atmosphérique et la pression
30 intraoculaire.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le capteur est placé approximativement à égale distance des surfaces interne et externe de la cornée.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, l'entité (50) comporte des moyens de téléalimentation dudit circuit électronique.

5 Selon un mode de réalisation de la présente invention, ledit circuit électronique comporte des moyens pour transmettre périodiquement à ladite entité une valeur représentative de la pression mesurée.

10 Selon un mode de réalisation de la présente invention, ladite entité comporte des moyens de comparaison des valeurs représentatives de la pression par rapport à un ou plusieurs seuils.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, ladite entité comporte des moyens de génération d'un signal d'alarme.

15 Selon un mode de réalisation de la présente invention, le système comporte en outre un équipement informatique susceptible de communiquer avec ladite entité.

20 Selon un mode de réalisation de la présente invention, ladite entité (50) comporte des moyens pour déduire le pouls artériel à partir des valeurs de pression oculaire.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le circuit électronique et l'antenne sont enrobés d'un matériau biocompatible avec la nature de la cornée.

25 Selon un mode de réalisation de la présente invention, ladite cavité est réalisée par laser.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le système comporte deux implants respectivement destinés aux deux yeux d'une personne, les deux implants partageant une même entité de traitement.

30 Brève description des dessins

Ces objets, caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres seront exposés en détail dans la description suivante de modes de réalisation particuliers faite à titre non-limitatif en relation avec les figures jointes parmi lesquelles :

la figure 1 est une coupe transversale schématique d'un oeil ;

la figure 2 représente un détail de la coupe de la figure 1 illustrant une étape préparatoire à la mise en place d'un implant oculaire selon un mode de mise en oeuvre de l'invention ;

la figure 3 est une face correspondant à la figure 2 ;

les figures 4A, 4B et 4C sont des vues partielles schématiques illustrant un mode de mise en place d'un capteur de pression et d'une antenne de transmission ;

la figure 5 est une vue partielle en coupe correspondant à la vue de la figure 2 avec un capteur et son antenne en position ;

la figure 6 est une vue schématique de face d'un oeil illustrant le capteur et son antenne en position ;

la figure 7 représente, de façon très schématique, un mode de réalisation d'un système de mesure de la pression intra-oculaire ;

la figure 8 est un schéma-bloc d'un implant et d'une entité de réception ;

la figure 9 illustre un exemple de courbe mesurée ;

la figure 10 est une vue partielle en coupe d'un oeil équipé d'un capteur et de son antenne illustrant un autre mode de mise en oeuvre de la présente invention ;

la figure 11 est une vue en coupe d'un détail au niveau du capteur de la figure 10 ; et

la figure 12 représente, de façon très schématique une variante du système de la figure 7.

De mêmes éléments ont été désignés par de mêmes références aux différentes figures.

Description détaillée

La figure 1 est une coupe transversale schématique et partielle d'un oeil faisant apparaître, à l'arrière de la cornée 1, l'iris 2 et le cristallin 3. La périphérie externe de l'iris 2 rejoint l'uvée 5 (le corps ciliaire) auquel est lié le cris-

tallin 3. L'ensemble baigne dans l'humeur aqueuse 6 (entre la cornée et le cristallin) ou vitrée 7 (derrière le cristallin). En périphérie de la cornée, se trouve la sclère 8 recouverte à l'extérieur par la conjonctive 9 qui forme le blanc de l'oeil et qui s'arrête en périphérie de la cornée. Dans la représentation de la figure 1 apparaissent des canaux lacrymaux 81 entre la sclère et la cornée. La pupille 21, au diamètre variable et formée par l'ouverture centrale de l'iris 2, contrôle le flux de lumière pénétrant dans l'oeil en traversant la cornée.

La cornée est constituée de différentes couches. A l'extérieur se trouve l'épithélium cornéen 1a qui présente une épaisseur d'environ 50 µm représentant approximativement 1/10ème de l'épaisseur totale de la cornée. En dessous se trouve la membrane de Bowman 1b qui sépare l'épithélium cornéen du stroma-cornéen 1c. Le stroma 1c constitue la couche principale de la cornée. Son épaisseur est généralement comprise entre 400 et 600 µm. Côté intérieur de l'oeil, l'endothélium cornéen 1d donne à la cornée sa transparence.

Selon un mode de mise en oeuvre, l'invention prévoit de ménager une cavité dans la cornée afin d'y inclure un capteur de pression associé à un émetteur (ou émetteur-récepteur) radiofréquence. Cette cavité est créée principalement dans la stroma-cornéen et hors de l'aire pupillaire (hors du champ de vision), c'est-à-dire à l'aplomb d'une partie de l'iris qui subsiste quelle que soit la dilatation de la pupille. De plus, l'invention prévoit de ménager un canal entre la cavité créée dans la cornée et l'espace sous conjonctival afin d'y loger une antenne de transmission avec un récepteur externe et de permettre la connexion de l'antenne au circuit électronique inclus dans la cavité.

En variante, le capteur est introduit dans la cornée depuis l'espace sous conjonctival comme cela sera illustré en relation avec la figure 10.

La cavité et les différentes ouvertures sont obtenues au moyen d'un laser du type de ceux utilisés dans des

interventions de chirurgie oculaire. Par exemple, des implants (appelés intacts) sont utilisés pour modifier la courbure de la cornée dans la correction d'astigmatisme asymétrique (kératocône par exemple). Dans ces techniques, un segment en forme d'arc en plexiglas est glissé dans un espace créé par laser. L'invention 5 prévoit d'utiliser ce type de laser hors du champ de vision afin de ne pas affecter la fonctionnalité de l'oeil. Un exemple de laser utilisable est un laser fournissant des impulsions d'une durée de l'ordre de la femto-seconde. Un tel outil est 10 susceptible de réaliser des incisions dans la cornée avec une précision meilleure que 10 μm . Par exemple, des lasers connus sous les dénominations commerciales FEMTEC conviennent.

Par rapport à d'autres lasers, les lasers femto-seconde permettent de réaliser des cavités intra-cornéennes sans 15 qu'il soit nécessaire de découper une partie externe pour rendre accessible la partie à creuser. La précision d'un laser femto-seconde permet de ne vaporiser que des zones enterrées dans la cornée sans détruire les zones superficielles. Un tel laser peut être programmé pour réaliser la cavité en mode automatique.

20 La cavité créée au moyen du laser dans la cornée comporte au moins un espace ou logement destiné à recevoir un circuit électronique (incluant au moins un capteur de pression et un circuit d'émission radiofréquence). Les formes et dimensions de ce logement sont donc adaptées aux dimensions du 25 circuit à implanter. Une fente ou canal reliant le logement à l'extérieur de l'oeil sert à introduire le circuit. Une autre fente ou canal débouche entre la sclère et la conjonctive pour y placer l'antenne de transmission. Le tunnel corneo-sous-conjonctival limbique ainsi formé sert au passage des extrémités de 30 l'antenne raccordées au circuit d'émission.

La cavité est principalement réalisée dans le stroma-cornéen dont l'épaisseur est compatible avec l'inclusion d'un circuit électronique. En pratique, l'épaisseur maximale du logement ne devra pas dépasser 300 à 400 μm afin de laisser

subsister au moins une épaisseur plancher d'au moins 100 μm au dessus de l'humeur aqueuse.

Les figures 2 et 3 sont respectivement des vues en coupe et de face d'une partie d'un oeil dans une zone où a été
5 réalisée une cavité intra-cornéenne 10.

La cavité 10 comporte un espace ou logement 11 de réception d'un circuit électronique (non visible aux figures 2 et 3) qui communique avec l'extérieur de l'oeil par une fente 12, rectiligne ou incurvée, servant à l'introduire. Cette fente
10 12 n'est pas réalisée à une extrémité du logement mais de façon que son aplomb sépare le logement 11 en deux parties 111 et 112. La direction approximativement perpendiculaire au plan de la fente 112 définit la direction principale (arbitrairement longitudinale) de la cavité 10. La longueur de la fente 12 est de
15 préférence supérieure à la largeur de la cavité dans une proportion fonction de l'épaisseur du circuit à introduire, de façon à autoriser une déformation non traumatisante lors de son introduction. La cavité 11 est complétée par un espace 13 de glissement ou de déformation servant lors de la mise en place du
20 circuit. L'espace 13 communique avec la première partie 111 du logement, du côté de son extrémité opposée à la fente 12. L'espace 13 est d'épaisseur inférieure à celle du logement 11 et sa longueur, dans la direction principale de la cavité 10, correspond approximativement à celle de la deuxième partie 112
25 du logement.

Dans l'exemple de la figure 3, le logement 11 a une forme générale circulaire, par exemple celle d'un disque. Un laser femto-seconde permet toutefois de créer une cavité intra-cornéenne de toute forme souhaitée (par exemple, sphérique, ovoïde,
30 parallélépipédique, polygonale, en forme de disque, tubulaire, etc.) pour être adaptée aux formes et dimensions du capteur de pression oculaire et de son circuit d'émission.

Dans la partie de la cavité située à proximité du bord externe de l'iris, un canal 18 relie la partie 111 de la cavité
35 à l'espace sous-conjonctival 91. Ce canal 18 est destiné d'une

part à introduire l'antenne dans l'espace sous-conjonctival et d'autre part à la liaison électrique de cette antenne au circuit contenu dans la cavité 11.

Les figures 4A, 4B et 4C illustrent un mode d'insertion d'un implant incluant un circuit électronique et une antenne dans la cornée et dans l'espace sous-conjonctival. Ces figures sont des vues partielles de face à différentes étapes du procédé d'insertion. Pour simplifier, seules les lisières de l'iris 2 et de la conjonctive 9 de l'oeil ont été représentées. On suppose un logement 11 en forme de disque.

Pour la mise en place de l'implant, le circuit électronique 32 (représenté sous la forme d'un disque aux figures) est préalablement connecté à l'antenne 31. Le circuit 32 est supposé intégrer le ou les capteurs de pression. En variante, le capteur de pression est distinct du circuit 32 tout en étant, de préférence, inclus dans un même élément à implanter dans la cavité 11. Par exemple, une puce électronique 32 incluant le capteur a ou s'inscrit dans un diamètre d'environ 3 mm et a une épaisseur maximale d'environ 200 à 250 μm . L'antenne définit, par exemple, une boucle conductrice dont les deux extrémités sont connectées au circuit 32. De préférence, l'antenne 31 et le circuit 32 (ou l'élément incluant le circuit 32 et le capteur de pression) sont enrobés d'un matériau biocompatible préalablement à leur mise en place. Par exemple, le circuit 32 est enrobé de plexiglas et l'antenne 31 est un fil conducteur dans une gaine de silicone. L'antenne 31 est de préférence formée dans un matériau à mémoire de forme, de sorte à pouvoir être introduite par le canal 18 dans l'espace sous-conjonctival et reprendre une forme de boucle une fois en place.

Il n'est pas nécessaire de creuser sous la conjonctive, l'antenne 31 étant de faible épaisseur (par exemple de l'ordre de 50 μm) par rapport au circuit, elle se logera d'elle-même dans l'espace sous-conjonctival. Toutefois, un liquide anesthésiant est préférentiellement injecté dans la cavité 11 (donc par communication à travers le canal 18 dans l'espace

sous-conjonctival) avant d'introduire l'implant. Le liquide anesthésiant crée une poche par libération d'adhérence. Cette poche peut accueillir l'antenne.

La figure 4A illustre le début de la mise en place de l'implant. L'antenne 31 est glissée en étant déformée à partir de la fente 12 en direction du canal 18 en déformant, vers l'intérieur de l'oeil, la partie de la cornée située au-dessus de la partie 112 du logement 11. Cette partie (14, figure 2) forme en quelque sorte une lèvre se déformant vers le bas pour laisser passer l'antenne 31 alors que la partie (15, figure 2) de la cornée au-dessus de la partie 111 du logement 11 se déforme vers l'extérieur. La figure 4B illustre une étape intermédiaire dans laquelle le circuit 32 commence à être introduit dans la cavité 11. Le circuit est inséré jusqu'à échapper la lèvre 14 en s'engageant dans l'espace de glissement 13. Puis, (figure 4C), il est ramené sous la lèvre 14 après que celle-ci ait repris sa position normale. Le circuit 32 occupe alors l'intégralité du logement 11 et l'antenne 31 a pris sa forme dans l'espace sous-conjonctival. L'espace de glissement 13 ainsi que la fente 12 se referment.

La figure 5 est une vue à rapprocher de celle de la figure 3 illustrant un implant en place.

La technique proposée pour la mise en place du circuit 32 et de l'antenne 31 ne requiert aucune suture dans la cornée dans la mesure où la fente 12 se referme sans tension.

La figure 6 est une vue de face schématique d'un oeil illustrant la position de la puce 32 et de l'antenne 31 selon un exemple de mise en oeuvre. La figure 6 illustre le fait que la puce 32 est placée hors de l'espace utile à la vision, de préférence dans la partie supérieure de l'oeil. La figure 6 illustre la position de paupières 95 faisant ressortir cette absence de gêne pour la vision.

La figure 7 est une vue schématique d'un système de mesure de la pression intra-oculaire selon un mode de réalisation. Dans cet exemple, deux implants 30 et 30' (antennes 31,

31' et circuits 32, 32') des deux yeux O et O' d'un patient sont associés à une entité 50 d'émission-réception radiofréquence chargée de stocker et/ou d'interpréter les mesures transmises par les implants. Selon les besoins, un seul oeil peut être
5 équipé d'un implant.

L'entité 50 comporte une antenne 51 et des circuits 52 (MEM) et 53 (CPU) de mémorisation et de traitement et/ou interprétation de valeurs reçues de l'implant et représentatives de la pression mesurée. La transmission entre le circuit 32 et
10 l'entité 50 s'effectue par modulation d'une porteuse sous une forme analogique ou numérique. Les circuits de l'entité 50 sont bien entendu adaptés en conséquence. Le rythme de transmission de valeurs représentatives des pressions mesurées dépend de l'application et du débit de transmission possible selon les
15 circuits d'émission-réception et les fréquences utilisées. L'entité 50 comporte également préférentiellement un écran 54 et un clavier simplifié 55. Cela permet, par exemple, d'afficher les valeurs instantanées de la pression mesurée sur l'écran 54.

Le système 50 peut également générer une alarme si la
20 pression excède un seuil déterminé stocké dans la mémoire 52. Par exemple, la pression normale supposée étant d'environ 1,3 kPa à 2,7 kPa alors qu'elle peut varier de 0 à 10 kPa selon les pathologies, on peut prévoir des seuils adaptés au patient et à sa pathologie. On peut également prévoir de surveiller les
25 variations de la pression oculaire sur une période donnée. Par exemple, on peut générer une alarme (visuelle et/ou sonore éventuellement transmise à distance) si la pression oculaire varie de plus d'environ 700 Pa sur une journée. On peut également surveiller des variations de pression à heures fixes ou en
30 fonction d'événements extérieurs (par exemple, la prise d'un traitement, une activité physique, la température ambiante, etc.). Le choix de la périodicité des mesures (de l'échantillonnage opéré par le circuit 32 d'un signal électrique qu'il reçoit du capteur de pression) dépend de l'application et du
35 type de données souhaitées.

La programmation des seuils s'effectue par exemple au niveau de l'entité 50, ce qui simplifie les fonctions de l'implant qui n'a alors qu'à mesurer, éventuellement convertir, et transmettre.

5 Une transmission dans le sens entité 50 vers circuit 32 peut servir à calibrer le capteur ou à le paramétrer, par exemple, pour permettre à l'entité 50 de distinguer les mesures entre plusieurs implants, pour fixer la périodicité des mesures, etc.

10 De préférence, un système informatique (par exemple un micro-ordinateur 40 incluant une unité centrale 41, un écran 42, un clavier 43, une souris 44 et d'autres périphériques selon les besoins) est susceptible d'exploiter les mesures relayées par l'entité 50. La communication entre l'entité 50 ou l'ordinateur
15 40 est filaire ou sans fil. Le micro-ordinateur 40 peut disposer d'une puissance de traitement supérieure à celle de l'entité 50. Par exemple, le micro-ordinateur 40 comporte un programme d'établissement des courbes de valeurs instantanées de la pression oculaire et autres outils d'analyse (moyenne journalière).

20 Selon un exemple, le circuit 32 inclus dans l'oeil 0 comporte une batterie lui fournissant l'alimentation nécessaire à son fonctionnement.

25 Selon un autre exemple préféré, le circuit 32 et son antenne 31 fonctionnent à la manière d'un transpondeur électromagnétique, c'est-à-dire que l'implant est dépourvu d'alimentation autonome. Il tire l'énergie nécessaire à son fonctionnement d'un champ haute fréquence rayonné par l'entité 50 lorsqu'il est à faible distance (par exemple, de l'ordre d'un
30 mètre). L'entité 50 est alors préférentiellement contenue dans un objet porté par le patient. Il s'agit, par exemple, d'un objet ayant la forme d'une montre poignet, d'un pendentif, d'un objet porté à la ceinture, etc.

35 La figure 8 est un schéma-bloc simplifié d'un tel mode de réalisation. Côté implant 30, l'antenne 31 constitue l'élément inductif d'un circuit résonnant relié à un circuit élec-

tronique 32. Le circuit 30 est également connecté à un capteur de pression 33 (de préférence intégré avec le circuit 32). Tout capteur de pression usuel convient pourvu d'être adapté à la plage de pressions à détecter et à la faible taille requise.

5 Côté entité 50, l'antenne 51 fait partie d'un circuit oscillant excité par un signal haute-fréquence (par exemple de plusieurs dizaines ou centaines de MHz). Ce signal est susceptible d'être modulé par l'entité 50 dans le cas où des informations (par exemple, des informations de configuration) doivent être trans-

10 mises à l'implant. L'implant 30 est téléalimenté à partir de la porteuse haute fréquence reçue de l'entité 50. Pour transmettre les mesures à l'entité 50, le circuit 32 de l'implant 30 utilise, par exemple, un principe dit de rétromodulation selon lequel l'impédance du circuit résonnant est modifiée selon un

15 codage des informations à transmettre de façon à moduler la charge constituée par l'implant sur le champ rayonné par l'entité. Cette variation de charge est alors détectée par les circuits de l'entité 50.

La mesure de la pression peut être utilisée pour

20 interpréter la pression intra oculaire ou pour déduire la pression artérielle. La pression intra oculaire qui est liée au volume d'humeur aqueuse et vitrée dans l'oeil varie relativement lentement. On utilisera par exemple une valeur moyenne sur plusieurs heures. Par ailleurs, la pression dans l'oeil ne dépend

25 pas en elle-même de la tension artérielle, mais l'oeil dans son ensemble subit les variations du pouls (véhiculées par les humeurs aqueuse et vitrée depuis la tête du nerf optique jusqu'à la cornée). Un capteur de pression peut être suffisamment sensible pour détecter au niveau de la cornée de faibles variations

30 périodiques liées au pouls afin d'en déduire la pression artérielle des vaisseaux de la tête du nerf optique.

Un avantage d'un implant dans la cornée par rapport à un capteur contenu dans une lentille cornéenne est que les mesures sont moins polluées par du bruit. Cela permet de mieux

35 interpréter l'évolution de la pression oculaire dans le temps.

La figure 9 est un chronogramme illustrant un exemple d'allure de la pression oculaire P. Selon cet exemple, le rapport signal/bruit obtenu est suffisamment bon pour que les mesures permettent de distinguer des variations de pression traduisant le pouls artériel. On peut en effet distinguer des pics de pression d'amplitude P1 relativement élevée alternés avec des pics d'amplitude P2 plus faible. Les pics élevés correspondent à la pression systolique (contraction du coeur). Les pics faibles correspondent à la pression diastolique (relâchement du coeur). La période T entre deux pics systoliques (ou diastoliques) permet de déduire la fréquence cardiaque.

Le capteur et l'antenne peuvent être explantés de l'oeil. L'explantation du capteur et de l'antenne s'effectue en sectionnant le fil d'antenne du capteur de façon à dégager le fil d'antenne en tirant par une de ces extrémités. Une gaine fibreuse qui s'est constituée autour du fil d'antenne après sa mise en place facilite cette extraction. Pour ce qui est du capteur, une incision au laser permet d'ouvrir la cavité 11 pour libérer le capteur. Selon la taille du capteur, on peut souhaiter remplacer celui-ci par un implant en acide hyaluronique réticulé compatible avec la nature de la cornée et évitant d'en modifier la forme. Cela évite notamment d'induire un astigmatisme. Des implants transparents en acide hyaluronique réticulé sont d'utilisation usuelle en chirurgie ophtalmique. Ils sont par exemple utilisés pour réaliser des systèmes de drainage dans la chirurgie du glaucome.

La figure 10 est une vue en coupe à rapprocher de celle de la figure 5 illustrant une variante de l'invention selon laquelle le capteur est introduit dans la cornée depuis l'espace sous conjonctival.

On réalise une ouverture 120 dans la conjonctive 9 pour ménager, depuis l'espace sous scléral, une porte d'entrée latérale 121 débouchant dans le logement 11 du capteur. Le capteur 32 est mis en introduit depuis la porte ou fente 121. Le fil 31' de liaison à l'antenne 91 mise en place dans l'espace

sous conjonctival passe alors par cette porte 121. Le logement comporte, comme dans les autres modes de réalisation, un espace de déformation 13 facilitant l'introduction du capteur 32.

Une telle variante permet de limiter le traumatisme en évitant de faire passer l'antenne dans un canal (18, figure 5). De plus, l'introduction directe de l'antenne dans l'espace sous conjonctival évite de déformer ou contraindre l'antenne. Cela laisse donc plus de choix de matériau (on pourra par exemple utiliser un fil d'or qui risque d'être trop fragile pour être déformé sans risque pour le faire passer dans le canal 18). Dans cette variante, la surface cornéenne reste intacte.

La figure 11 est une vue en coupe d'un exemple de capteur de pression implantable dans la cornée selon un mode de réalisation de l'invention. Ce capteur est un capteur piezoresistif à couplage radiofréquence. Le capteur est un capteur différentiel, comportant un élément de mesure 321 d'une différence de pression entre ses deux faces. Une face avant 322 de l'élément 321 porte des éléments piezoélectriques ou jauges de contrainte sur lesquelles est rapportée une membrane souple électriquement isolante 324 (par exemple en acrylique ou en silicone). La face arrière 325 de l'élément 321 est en contact avec un liquide neutre (sans charge électrique), par exemple un liquide physiologique, contenu dans une chambre 326 dont le fond est délimité par une membrane 327. Le logement 11 est réalisé dans le stroma cornéen 1c de telle sorte que la membrane 324 soit le plus près possible de la surface de la cornée, c'est-à-dire de l'épithélium 1a tout en restant sous la membrane de Bowmann 1b, et que la membrane 327 soit le plus près possible de l'endothélium 1d. Le capteur mesure ainsi la différence entre la pression intra-oculaire et la pression atmosphérique.

Une mesure différentielle est plus fiable. En effet, la mesure devient indépendante de paramètres extérieurs. En outre, cela facilite la déduction du pouls artériel des mesures de pression oculaire.

Pour optimiser la mesure, le capteur est approximativement à égale distance des surfaces interne et externe de la cornée. On veillera également à ce que l'épaisseur de cornée subsistant de part et d'autre soit d'au moins 100 μm et que la même épaisseur soit présente de part et d'autre. A titre d'exemple particulier de réalisation, l'épaisseur h321 d'un cadre périphérique de l'élément de mesure 321 est d'environ 200 μm tandis que sa partie sensible centrale est d'une épaisseur d'environ 10 μm . La membrane 324 présente une épaisseur d'environ 20 μm . La hauteur h326 de la chambre 326 de transmission de la pression au droit du cadre de l'élément de mesure est d'environ 200 μm . Cette hauteur pourra être adapter à l'épaisseur du stroma cornéen 1c.

La figure 12 représente, de façon très schématique, une variante du système décrit précédemment en relation avec la figure 7. Selon cette variante, chaque implant (dans l'exemple de la figure 12, chaque oeil O, O' est équipé d'un implant 30, 30', et chaque implant est associé à un circuit émetteur-récepteur radiofréquence 60, 60', par exemple de type Bluetooth placé à faible distance. Chaque circuit 60, 60' est, par exemple, porté par un patch 65, 65' collé à la contre la tempe du patient ou par une branche d'une paire de lunette. Comme dans le mode de réalisation de la figure 8, les implants 30 et 30' sont téléalimenté par les circuits 60 et 60'. Les circuits 60 et 60' ont pour rôle de recevoir les mesures transmises par les capteurs 32 et 32' et de les faire suivre à un dispositif de stockage et/ou d'interprétation, par exemple, une entité 50 du type de celle de la figure 7 ou directement un équipement plus sophistiqué 40. A titre d'exemple, l'entité 50 ou l'équipement 40 peut être un ordinateur portable, un téléphone mobile, une montre poignet, etc.

Un avantage du recours à des circuits 60 et 60' de faible portée pour servir de relais de transmission entre les capteurs et le système d'analyse est de limiter la puissance de ces circuits 60 et 60'. On limite ainsi les risques de surchauffe dans le capteur cornéen et d'interférence avec d'autres appareils.

Un avantage de l'invention est qu'elle préserve l'aspect de surface de l'oeil et ne constitue aucune excroissance par rapport à la surface de la cornée. Elle est compatible avec le port de lentille cornéenne notamment correctrice.

5 Un autre avantage est que la technique proposée permet au capteur de pression oculaire de rester en place pendant des durées plus longues que les lentilles cornéennes.

Un autre avantage est que contrairement à l'utilisation d'une lentille, le capteur ne nécessite pas d'entretien.

10 Un autre avantage est qu'elle permet de choisir la position angulaire dans laquelle est positionné le capteur de pression intra-oculaire. Cela peut permettre, par exemple, de disposer plusieurs capteurs en périphérie de l'oeil, par exemple pour une mesure de champ de variation de la pression.

15 Un autre avantage est l'aspect réversible de l'inclusion du capteur dans l'espace intra-cornéen.

Des modes de réalisations particuliers de la présente invention ont été décrits. Diverses variantes et modifications apparaîtront à l'homme de l'art. En particulier, la mise en oeuvre pratique de l'invention et notamment la réalisation des circuits électroniques est à la portée de l'homme du métier à partir des indications fonctionnelles données ci-dessus et des fonctionnalités respectives souhaitées pour l'implant 30, l'entité 50 et l'ordinateur 40. Par exemple, le circuit électronique 32 inclut uniquement le capteur de pression 33 et un système de transmission de l'information à destination de l'entité 50. Selon un autre exemple, le capteur 33 et le circuit 32 sont du type de ceux inclus dans les lentilles intra-cornéennes usuelles. De même, le choix des techniques de communication entre l'implant 30 et l'entité 50 puis, le cas échéant, entre cette entité et un micro-ordinateur 40 est à la portée de l'homme du métier en fonction des techniques non traumatisantes disponibles, compatibles avec les besoins de faible encombrement. En particulier, le choix des fréquences de transmission en fonction des normes et des fréquences disponibles, et le choix

20
25
30
35

de la ou des puissances d'émission (notamment de télé-
alimentation) pour ne pas traumatiser l'oeil sont à la portée de
celui-ci. En outre, l'emploi d'un laser, son paramétrage ou
programmation pour la mise en oeuvre de l'invention n'ont pas
5 été détaillés, car ils sont à la portée d'un homme de l'art
formé à l'utilisation d'un tel laser. En pratique, un
anesthésiant local est utilisé pendant la mise en oeuvre du
procédé (réalisation de la cavité et mise en place de l'antenne
et du capteur). Enfin, les différents modes de réalisation et
10 variantes peuvent être combinés.

REVENDICATIONS

1. Système de mesure de la pression oculaire, caractérisé en ce qu'il comporte :

au moins un implant (30), incluant un capteur de pression (33) et un circuit électronique (32), implanté dans la cornée d'un oeil et une antenne (31) connectée audit circuit et
5 implantée dans l'espace sous-conjonctival ; et

une entité (50) de traitement de valeurs représentatives de la pression, reçues dudit implant par couplage radiofréquence.

10 2. Système selon la revendication 1, dans lequel ledit circuit électronique (32) est placé dans une cavité (11) intracornéenne hors de la zone pupillaire, débouchant à la surface de l'oeil par au moins une fente (12) et communiquant par un canal (18) avec l'espace sous-conjonctival pour connexion à l'antenne
15 (31).

3. Système selon la revendication 1 ou 2, dans lequel le capteur est un capteur différentiel d'une différence de pressions entre la pression atmosphérique et la pression intraoculaire.

20 4. Système selon la revendication 3, dans lequel le capteur est placé approximativement à égale distance des surfaces interne et externe de la cornée.

5. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, dans lequel le capteur de pression est à couplage
25 radiofréquence.

6. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, dans lequel l'entité (50) comporte des moyens de téléalimentation dudit circuit électronique (32).

7. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, dans lequel ledit circuit électronique (32) comporte des
30 moyens pour transmettre périodiquement à ladite entité (50) une valeur représentative de la pression mesurée.

8. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, dans lequel ladite entité (50) comporte des moyens de

comparaison des valeurs représentatives de la pression par rapport à un ou plusieurs seuils.

9. Système selon la revendication 8, dans lequel ladite entité (50) comporte des moyens de génération d'un signal
5 d'alarme.

10. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, comportant en outre un équipement informatique (40) susceptible de communiquer avec ladite entité (50).

11. Système selon l'une quelconque des revendications 1
10 à 10, dans lequel ladite entité (50) comporte des moyens pour déduire le pouls artériel à partir des valeurs de pression oculaire.

12. Système selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, dans lequel le circuit électronique (32) et l'antenne (31)
15 sont enrobés d'un matériau biocompatible avec la nature de la cornée.

13. Système selon la revendication 2, dans lequel ladite cavité (11) est réalisée par laser.

14. Système selon l'une quelconque des revendications 1
20 à 13, comportant deux implants (30, 30') respectivement destinés aux deux yeux (O, O') d'une personne, les deux implants partageant une même entité de traitement (50).

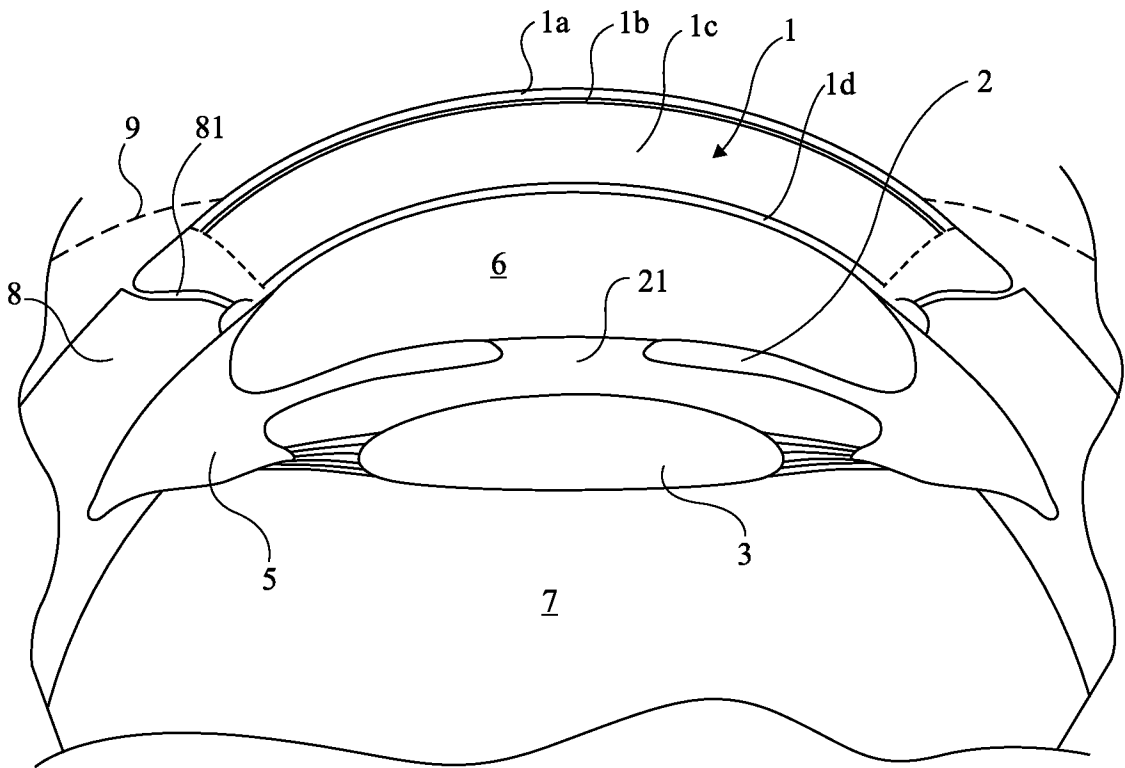


Fig 1

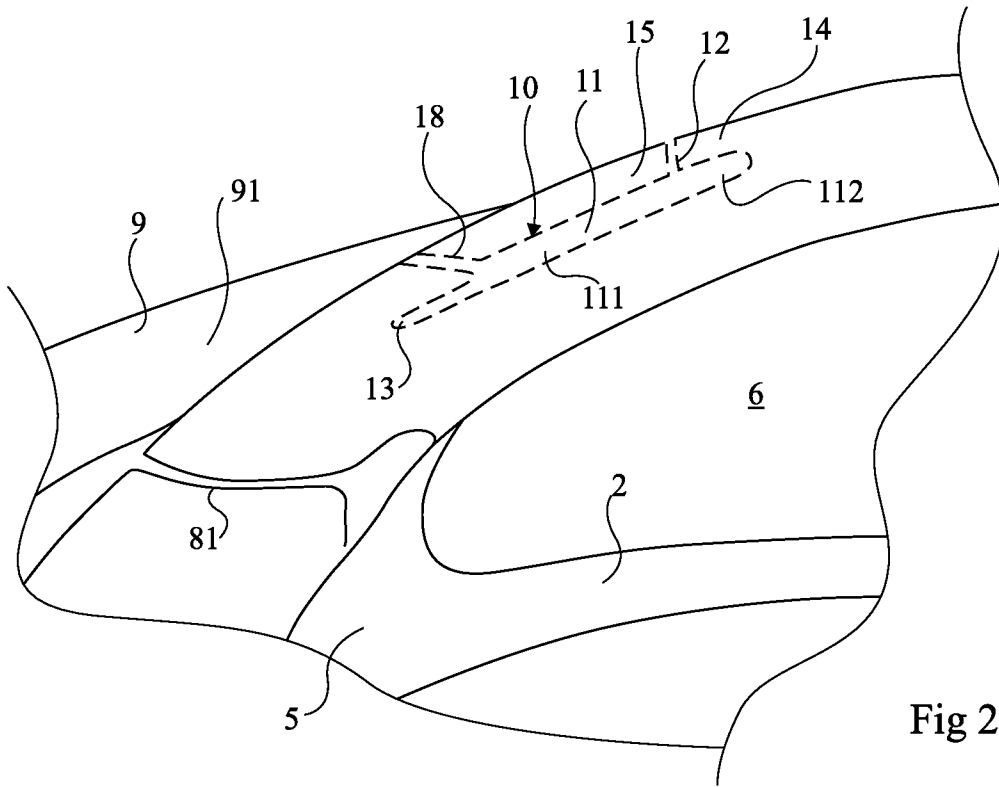


Fig 2

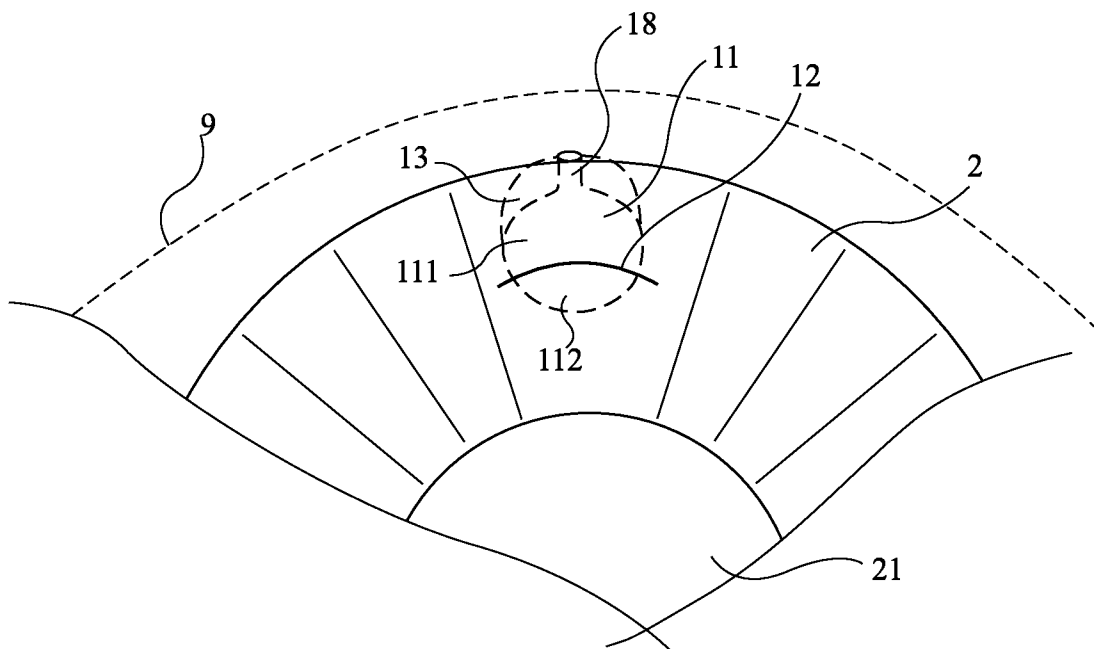
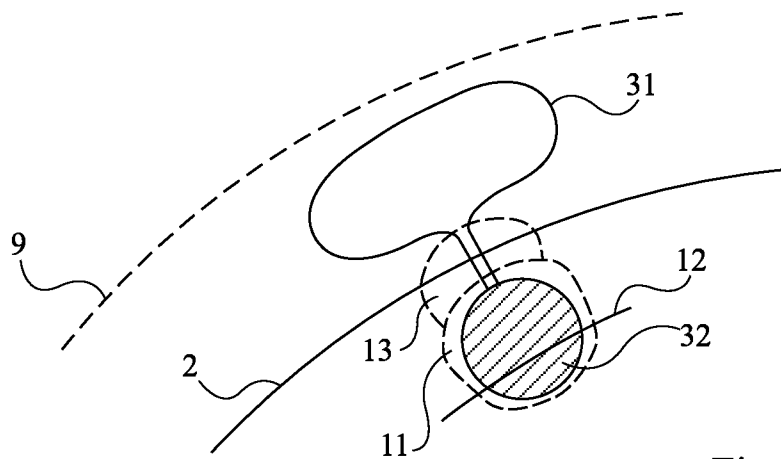
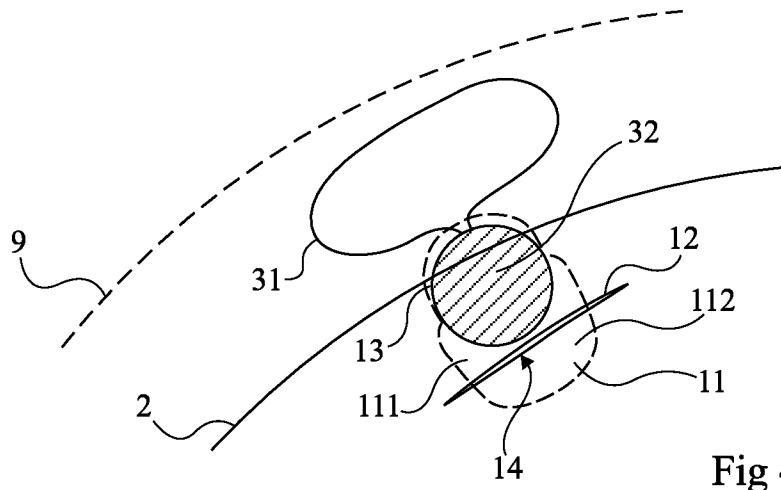
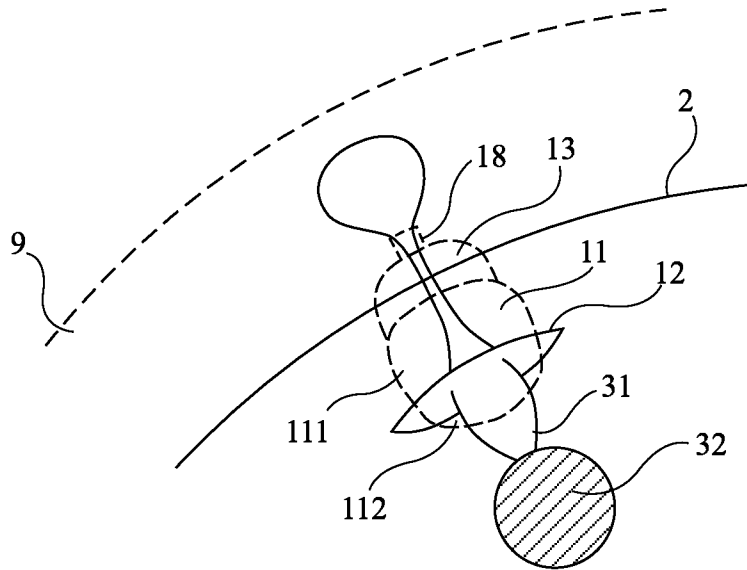


Fig 3



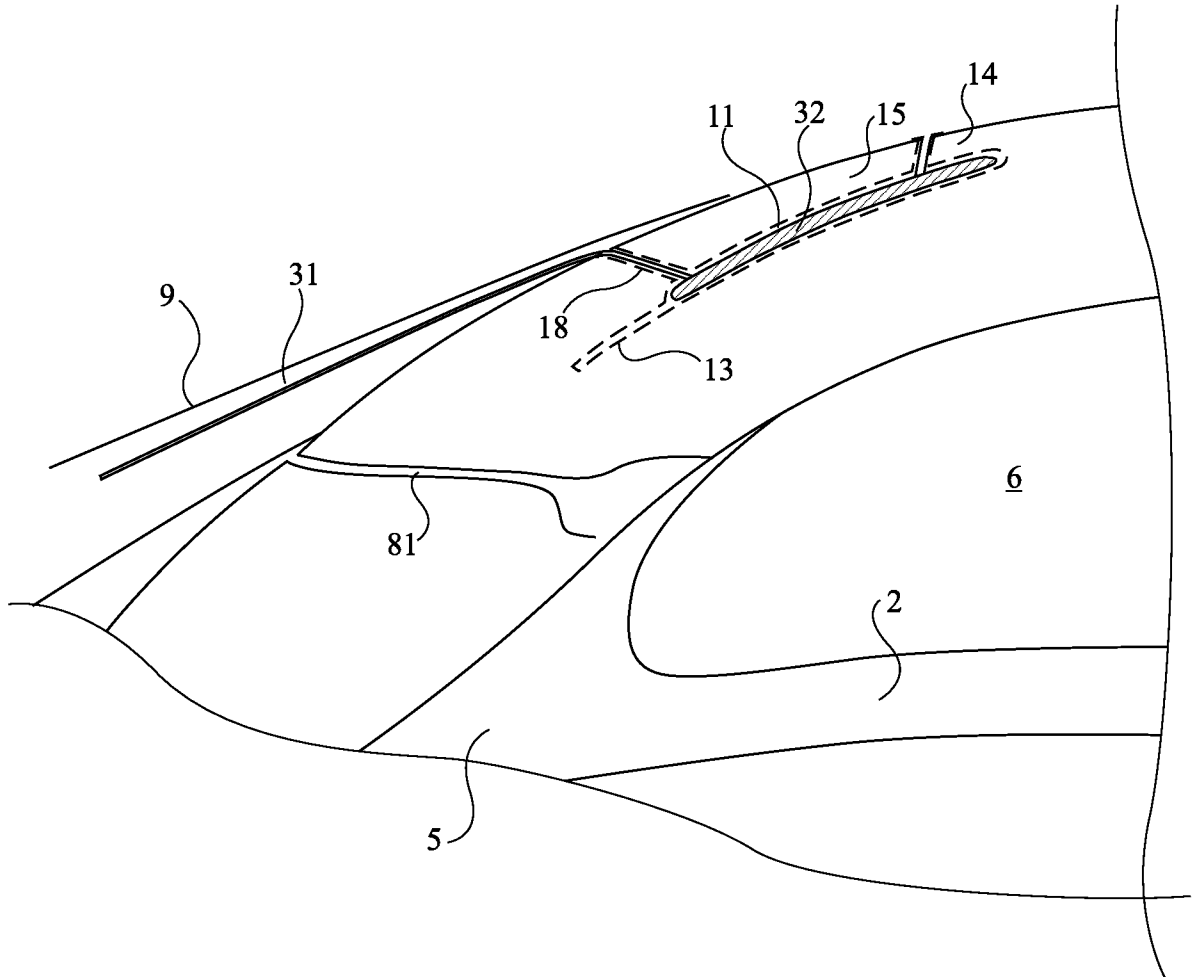
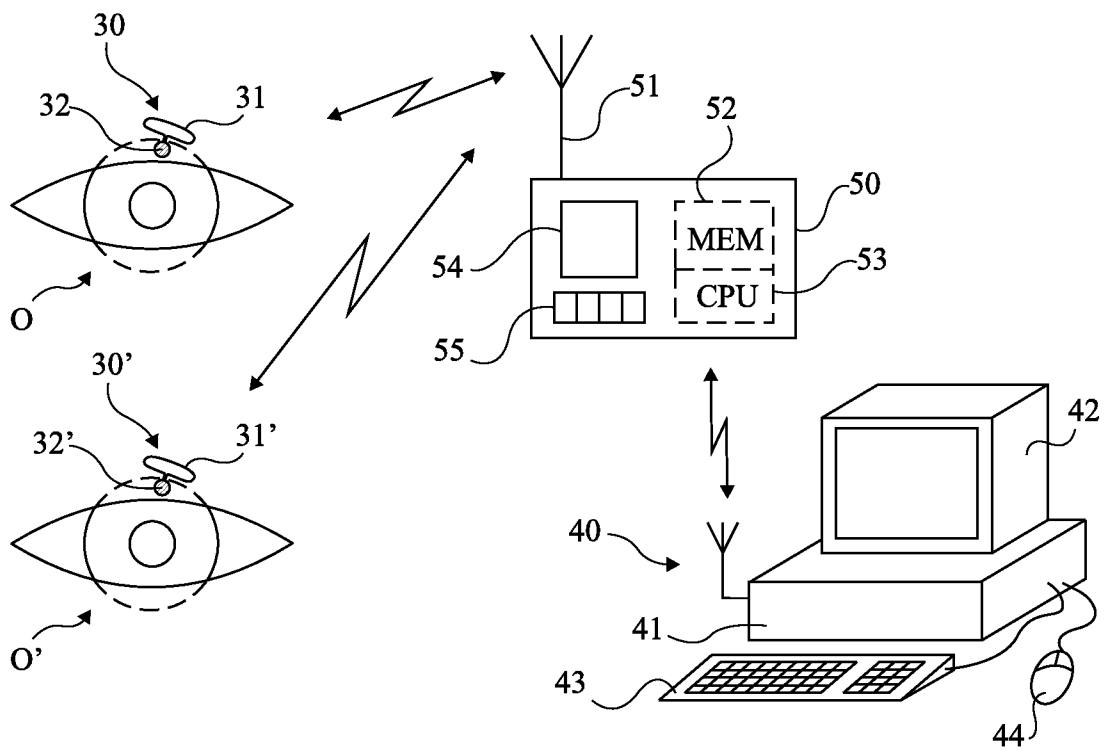
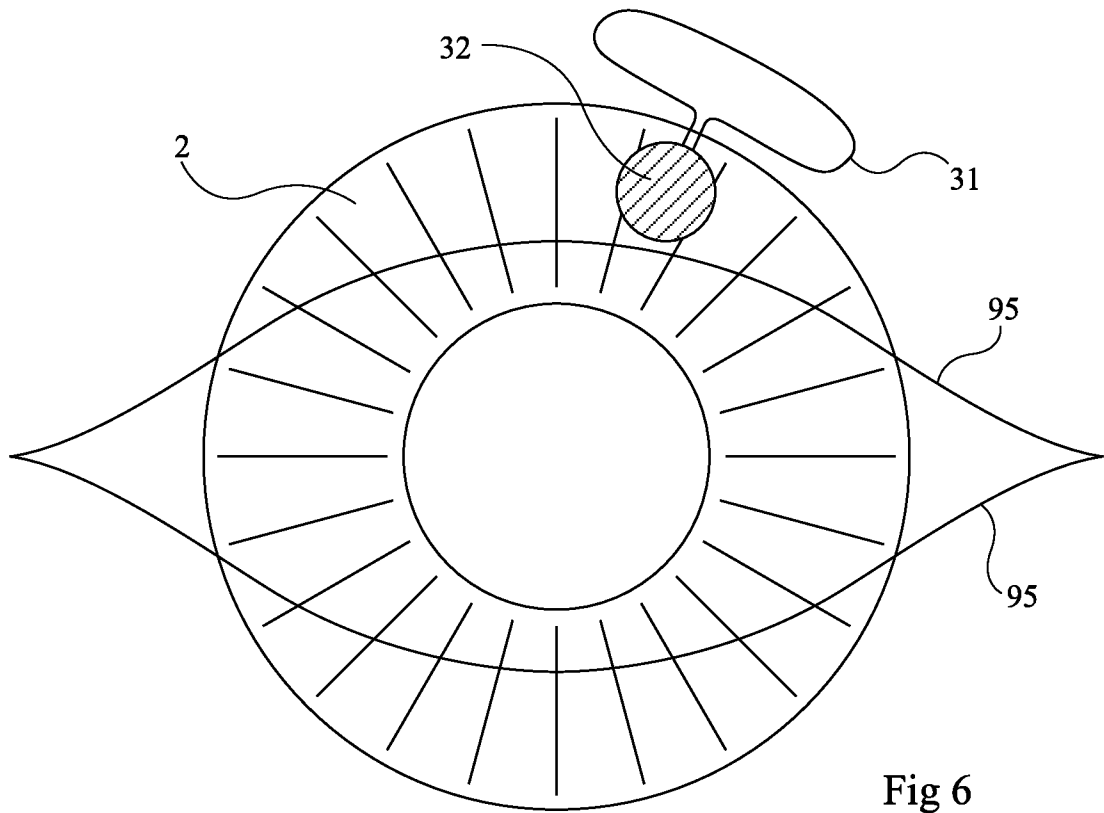


Fig 5



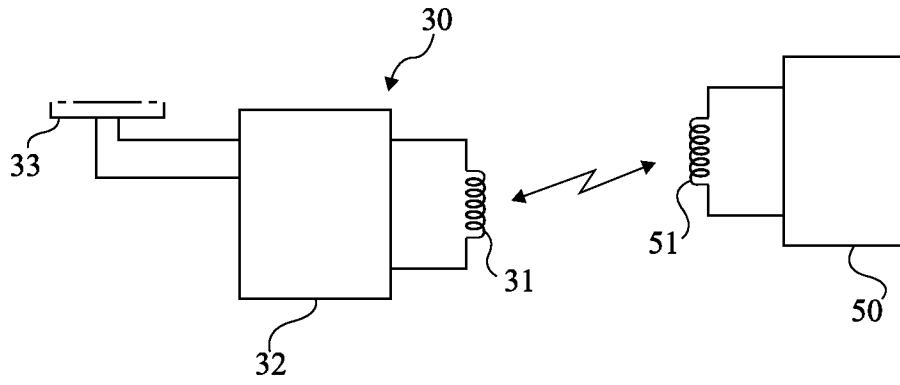


Fig 8

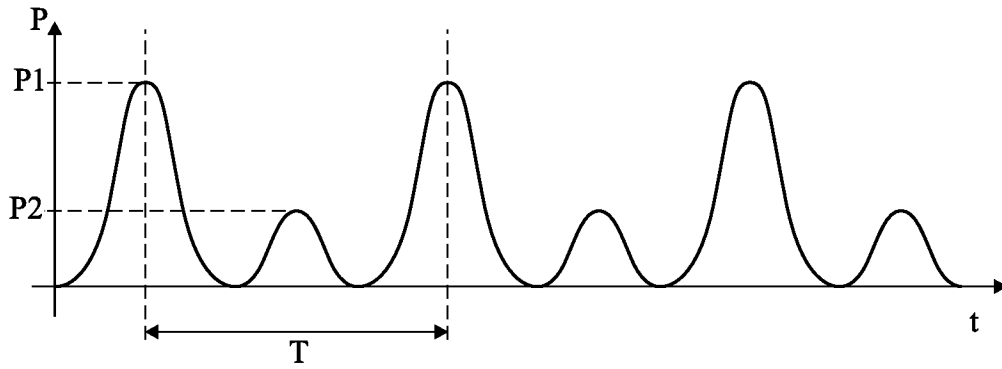


Fig 9

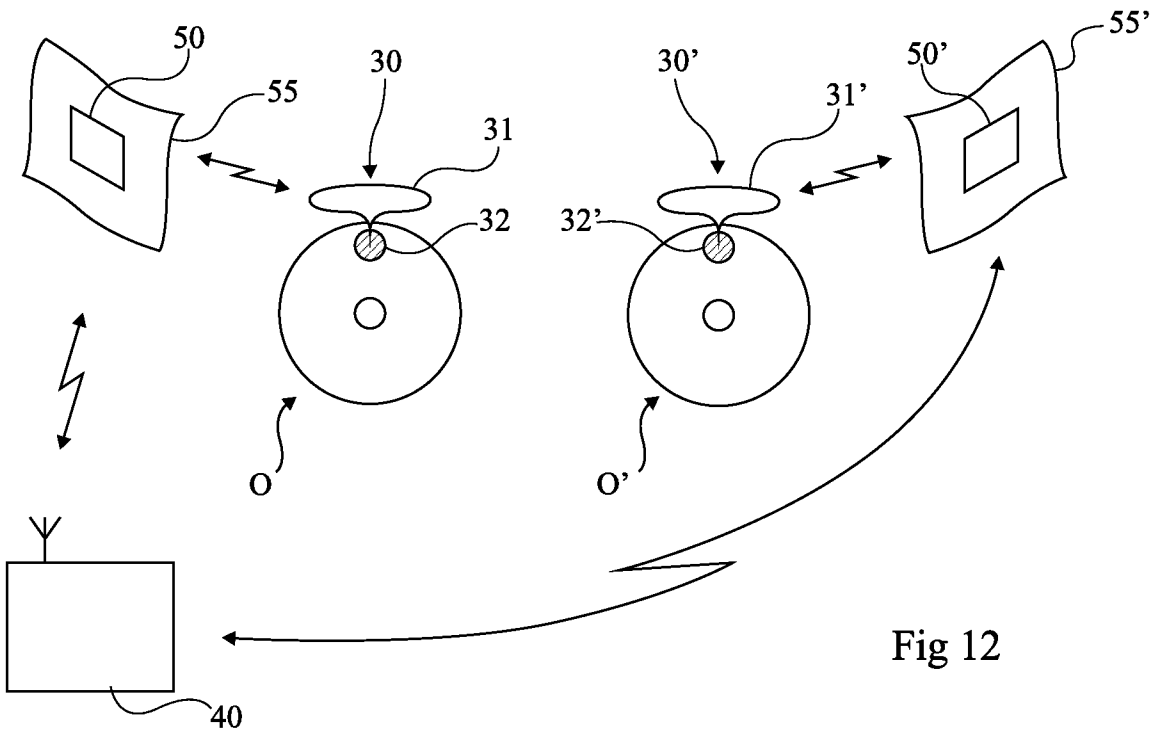


Fig 12

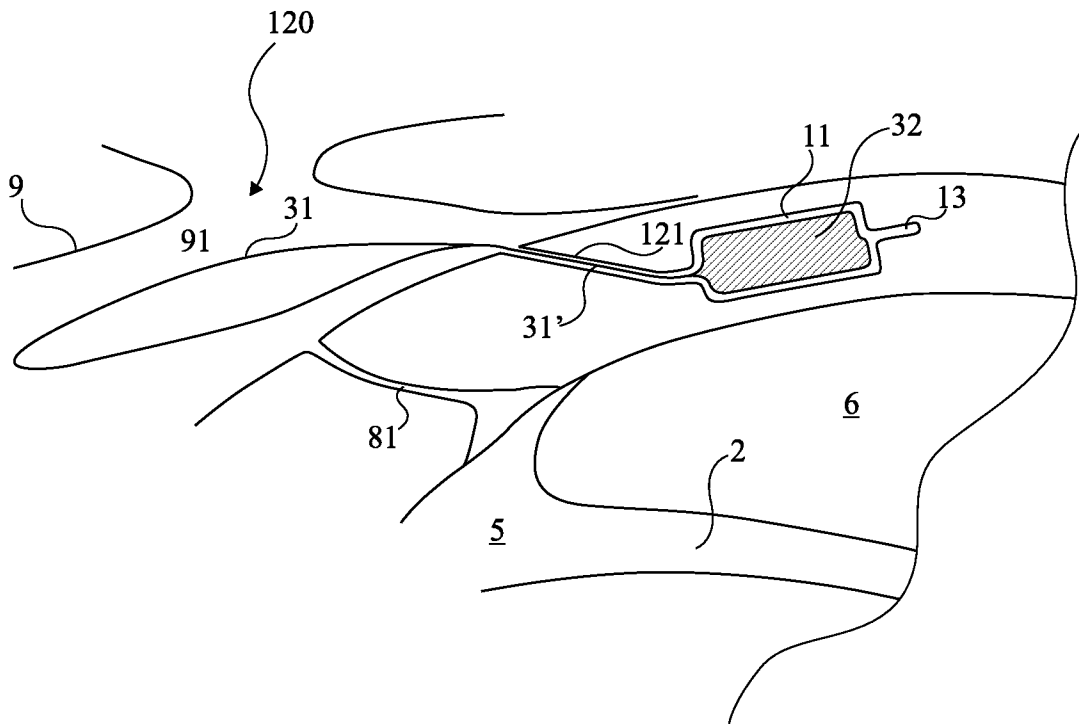


Fig 10

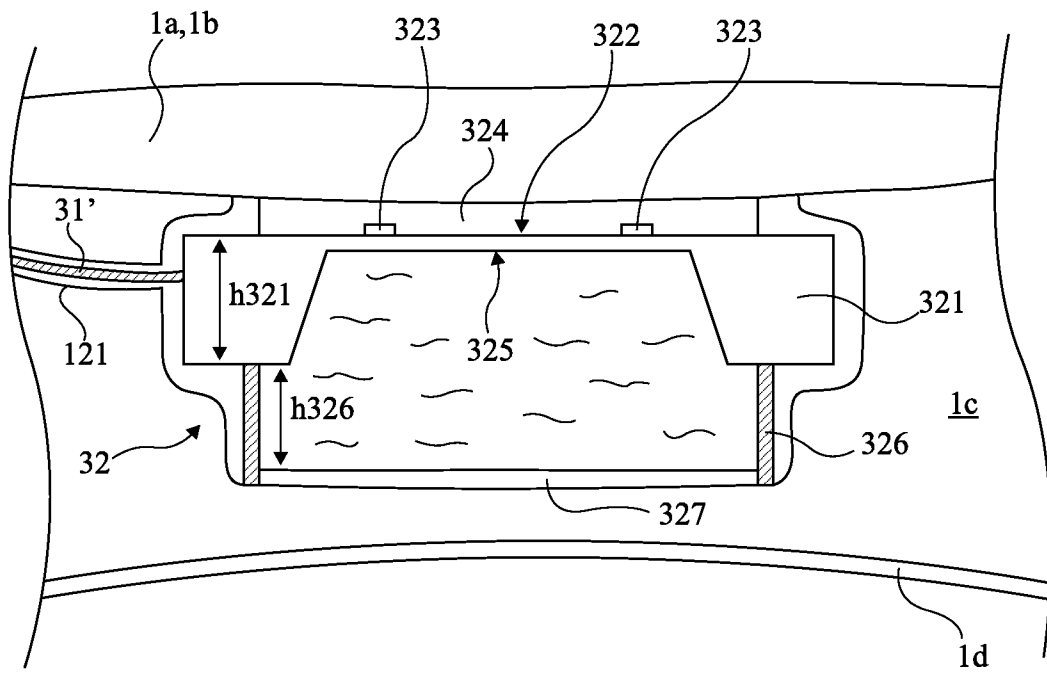


Fig 11