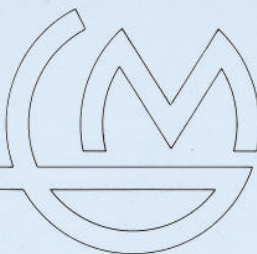


CABINET

GERMAIN & MAUREAU

FONDÉ EN 1849

CONSEILS EN PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE



TELEX 370391 F
TÉL. (7) 860.24.93

LE BRITANNIA - TOUR C
20, BOULEVARD E.-DERUELLE
69003 LYON

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

PAYS : FRANCE

NUMÉRO : 84 05173

DATE : 27 MARS 1984

TITRE : "PROCÉDE DE RECONNAISSANCE TRIDIMENSIONNELLE DE FORMES D'OBJETS, TELS QUE D'ORGANES EN MEDECINE OU EN CHIRURGIE DENTAIRE"

TITULAIRE : François DURET
rue Paul Claudel
LE GRAND LEMPS (Isère)

INVENTEUR : IDEM

PRIORITÉ :

DURÉE : 20 ANS MAXIMUM

Revue

**"Procédé de reconnaissance tridimensionnelle de formes d'objets,
tels que d'organes en médecine ou en chirurgie dentaire"**

La présente invention a pour objet un procédé de reconnaissance tridimensionnelle de formes d'objets, tels que d'organes en médecine ou en chirurgie dentaire.

Il est intéressant dans de nombreuses applications, telles que les applications mécaniques, ou des applications médicales ou chirurgicales de connaître avec précision la forme d'un organe, visible ou non, à des fins diagnostiques, ou pour effectuer le suivi d'une intervention.

Une première solution consiste à mettre en oeuvre une technique de photogrammétrie. Néanmoins, ce procédé, qui n'est applicable qu'à la saisie de forme d'organes visibles, nécessite un logiciel de mise en oeuvre très coûteux, impose un nombre important de saisies pour la matérialisation d'un même organe et ne donne qu'une vision médiocre des angles vifs de celui-ci.

Une seconde solution consiste à réaliser une corrélation vectorielle sur des images obtenues par exemple par des rayonnements X. Ce procédé nécessite de nombreux captages pour l'obtention d'une bonne précision, ce qui n'est pas sans présenter aucun danger pour le patient.

Une troisième solution mettant en oeuvre la Résonnance Magnétique Nucléaire, consiste à associer des coupes entre elles pour reconstituer un objet en trois dimensions. Le dispositif nécessaire est toutefois très coûteux et très encombrant.

Enfin, la technique de MOIRE, décrite récemment, nécessite l'interposition de deux trames à l'intérieur du système optique, diminuant considérablement la qualité de l'image.

La présente invention vise à remédier à ces inconvénients.

A cet effet, le procédé qu'elle concerne consiste à projeter sur l'organe dont la forme doit être visualisée un ensemble de repères, par l'intermédiaire d'un faisceau de rayons dont la longueur d'onde est telle que la surface de l'organe à matérialiser se comporte comme une surface réfléchissante pour la longueur d'onde considérée, puis à analyser la déformation subie par l'ensemble de repères à la suite de la réflexion sur l'organe pour déterminer la forme de celui-ci.

L'onde projetée peut être de toute nature. S'il s'agit d'objets externes ou rendus externes au cours d'une intervention, elle sera de

nature optique classique cohérente ou non. S'il s'agit d'objets internes, l'onde projetée sera un rayonnement X, ultra-sons, lumière cohérente ou incohérente afin d'assurer une bonne réflexion sur les plans de différents indices, ou se situera encore entre le domaine ultra-violet et celui du rayonnement X.

Une première solution consiste, comme montré notamment aux figures 1 et 2 à projeter sur l'organe à analyser une trame, telle qu'une grille, puis à réaliser une analyse de la trame réfléchie après squelettisation de l'image, en comparant la forme de la trame réfléchie à celle de la trame de référence, et en tenant compte de la distance entre la surface de l'organe à analyser et le récepteur optique et éventuellement de la distance entre l'ensemble d'émission et la surface réfléchissante, dans la mesure où les rayons émis ne sont pas parallèles.

Comme montré à la figure 1 du dessin schématique annexé, une trame (2) en forme de grille (3) possédant un pas déterminé subit une modification de forme après réflexion sur un organe (4). Dans la mesure où l'organe (4) possède une forme concave, l'image réfléchie (5) présentera un arrondissement de la trame avec grossissement de la surface d'un carré déterminé. Au contraire, une forme convexe de l'organe (4) se traduira par une image (6) correspondant, pour un carré déterminé de la grille par une réduction des angles et une diminution de surface.

Il est également important de connaître la distance entre la surface réfléchissante et le récepteur, une augmentation de cette distance se traduisant par une augmentation du pas de la grille tandis qu'une diminution de la distance se traduit par une diminution de la taille de la grille. La squelettisation des contours de la grille réfléchie et la connaissance de la distance du récepteur permet la reconstruction du volume de l'organe sur lequel un faisceau en forme de grille est projeté. Les différentes distances entre l'ensemble de projection et l'organe à analyser d'une part et entre l'organe à analyser et le récepteur d'autre part peuvent être mesurées physiquement par des méthodes physiques ou optiques, mesure physique à l'aide d'un bras si l'organe est accessible ou mesure optique par laser ou ultra-sons notamment dans le cas où l'organe est caché, ou par simple comparaison de la projection d'un indexage (toute forme projetée) dont l'importance de la surface est proportionnelle à la distance.

Selon une autre possibilité la distance entre le récepteur et la surface réfléchissante et éventuellement entre l'émetteur et la surface réfléchissante est déterminé par comparaison des résultats des deux mesures effectuées successivement sous le même angle après déplacement du récepteur d'une distance connue.

La figure 2 du dessin schématique annexé représente schématiquement un dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé. Ce dispositif comprend une source lumineuse (7) devant laquelle est disposé un cache (8) donnant au faisceau une forme de grille. Sur le trajet de ce faisceau, orienté vers l'organe (9) à analyser est disposé un miroir plan semi-transparent (10). Une partie des rayons est réfléchi par ce miroir (10), sans déformation de la grille, tandis qu'une autre partie traverse le miroir et vient se réfléchir sur l'objet (9), le faisceau réfléchi correspondant à une grille projetée en fonction de la forme de l'objet. Comme montré à la figure 3, qui représente une partie de grille déformée, la grille est d'autant plus large qu'elle est proche de l'objectif, dont il est supposé qu'il est situé en partie basse au dessin. Deux récepteurs (12 et 13) captent les faisceaux réfléchis par le miroir et par l'organe (9). L'angulation entre le miroir et les deux capteurs est parfaitement déterminée afin d'être intégrée dans la méthode de calcul. Les images reçues par les deux récepteurs (12 et 13) sont squelettisées en (14) puis subissent en (15) des opérations de comparaison, qui après traitement des informations en (16) fournissent en (17) des indications sur la forme de l'organe étudié.

Selon un mode de mise en oeuvre représenté à la figure 4, une source (18) projette sur un organe (19) à étudier un faisceau (20) consistant en une trame de pas déterminé obtenue par un système optique (22). Le faisceau réfléchi par l'organe (19) est recueilli par une cellule de lecture (23) après passage dans un système optique sans trame (24), le pas des lignes de lecture de la cellule formant le récepteur étant égal au pas de la trame projetée. Cet agencement permet une visualisation directe du volume de l'organe (19), phénomène pouvant également être obtenu dans la mesure où le pas de la trame projetée est un multiple du pas des lignes de lecture de la cellule (23).

Cette visualisation résulte de l'interférence entre le balayage du système de lecture, qui peut être un capteur de type CCD à transfert de charge, et la trame projetée sur l'organe formant cible.

Ce système se différencie fondamentalement de l'interférométrie holographique cohérente par l'utilisation d'une trame projetée, et de l'interférométrie holographique incohérente (MOIRE) par l'utilisation d'une seule trame, celle de projection, et enfin de la photogramétrie, par l'utilisation d'une seule optique de saisie.

Le principe est donc de créer une interférence d'onde, non pas strictement optique, mais optico-électronique, en jouant sur le balayage global du système CCD ou Vidicon.

Ceci est rendu aisément possible, du fait que, dans un système de balayage classique, il est possible de ne lire que x lignes sur n lignes, où l'espace n correspond à l'espace entre la trame projetée sur l'objet ou la trame qui crée une interférence d'onde cohérente.

Ce procédé a de nombreux avantages :

- utilisation d'une onde cohérente ou incohérente,
- excellente définition de l'image du fait de l'utilisation d'une seule trame de projection, contrairement à la technique du MOIRE où l'image est pénalisée par la filtration de la deuxième trame,
- modulation électronique de l'interférence du capteur permettant de régler automatiquement l'interférence au niveau du capteur, sans avoir recours à des artifices optiques ; en cas de changement de trame, il suffit de modifier le balayage pour que celui-ci corresponde à la nouvelle trame,
- accession à des profondeurs de champ très importantes du fait de la suppression de la deuxième trame,
- réglage optique des déformations.

En utilisant une source lumineuse d'une longueur d'onde invisible, il est possible de projeter une trame invisible à l'oeil, mais détectable par le capteur.

Dans la mesure où, pour adapter le balayage du capteur à la trame projetée, on ne lit qu'une partie des lignes, l'image obtenue sera moins précise que si la totalité des lignes étaient lues. Pour pallier cet inconvénient, il est possible d'utiliser deux récepteurs, CCD ou Vidicon par exemple, disposés selon le même angle d'analyse, dont on réalise un balayage complet des lignes de lecture, et dont le pas de balayage de l'autre est adapté au pas de la trame projetée, afin de créer une interférence. La superposition des deux images permet donc une visualisation complète et précise de l'organe sur lequel la trame est projetée.

Un autre mode de mise en oeuvre de ce procédé consiste à projeter sur l'organe à analyser un réseau de points lumineux, puis à étudier l'image réfléchie. Cette technique présente l'intérêt de travailler simplement en système binaire, sans nécessiter la comparaison de l'image réfléchie avec un réseau de référence.

Comme montré à la figure 5, les points (P1) les plus proches de l'objectif occupent une partie importante de l'image, alors que les points (P2) plus éloignés sont plus petits et n'occupent que quelques PEL (point élémentaire d'image). En outre, la déformation conique (particulièrement visible pour les points (P1)) précise dans quel sens est orienté le plan.

Afin de quantifier les différences de position des différentes zones de l'organe assurant la réflexion des différents points reçus sur le récepteur pour donner un volume à l'organe, il convient d'effectuer deux saisies dans deux positions distinctes et connues du récepteur ou pour une même position du récepteur après changement de l'optique de celui-ci, les deux optiques utilisées successivement possédant des distances focales connues et différentes l'une de l'autre. Afin de visualiser le contour de l'organe il est avantageux de disposer du côté de celui-ci opposé à celui duquel se trouve le récepteur une source de rayonnement par exemple de rayonnement X.

La méthode mise en oeuvre est relativement simple car il suffit de connaître une distance L entre deux points de vues successifs et les coordonnées x et x' du point pour déterminer la valeur Z . Ceci évite de décomposer les surfaces en courbes complexes et de dessiner une série de sommets ou de capter les coordonnées de nombreux points. En outre, cette méthode n'augmente pas la complexité de l'algorithme, et ceci quel que soit le nombre de sommets traités. Enfin cette méthode peut être appliquée tant en optique classique, qu'en rayonnement X, seule la source variant.

Le principe général est le suivant :

Soit un point de l'organe à analyser dont les coordonnées sont X et Y par rapport à une origine O définie à une distance Z du récepteur. Si l'on admet l'existence d'un plan entre le récepteur et ce point, situé à une distance D du récepteur, les coordonnées bi-dimensionnelles du point projeté sur ce plan seront :

$$x = D.X/Z$$

$$y = D.Y/Z.$$

Si on éloigne le couple récepteur/plan en maintenant constante la valeur D, on obtient une nouvelle image dont les coordonnées sont :

5 $x' = D.X/Z'$

soit encore $DX = xZ$

$$DX = x'Z'.$$

Il ressort de ces deux équations que $xZ = x'Z'$.

En conséquence $Z = x'L/x-x'$ d'ou $L = Z'-Z$.

10 Il suffit donc de connaître la valeur L entre les deux points de vues successifs et les coordonnées x et x' pour déterminer la valeur de Z.

Si on connaît $D = Z \frac{x}{X}$ pour un point dont on a déterminé au préalable les coordonnées réelles par rapport à l'origine, il est possible

15 de calculer

$$X = Z \frac{x}{D}$$

$$Y = Z \frac{y}{D}$$

pour tout point de l'espace.

20 Il suffit donc de déterminer une origine, un sommet dont seulement l'une des coordonnées diffère de l'origine et la distance entre deux points de vues, pour qu'à partir d'une représentation en perspective de l'objet ou puisse déterminer les coordonnées tridimensionnelles de tous les sommets visibles de l'objet.

25 La mise en oeuvre d'une seule origine formant point de vue, permet de déterminer cette même valeur par utilisation de deux focales de valeurs connues et différentes.

Pour obtenir les sommets il suffit d'interposer, entre la source RX ou lumineuse et l'objet, un écran opaque perforé d'un grand nombre d'orifice ponctiforme. Les points "lumineux" se projettent sur l'objet
30 ou au travers et tiennent lieu de sommets. La précision de la construction de l'enveloppe est fonction du nombre de points et de la dimension de la tache lumineuse projetée ou traversant.

Si le système est fixe et parfaitement rigide, l'origine et le
35 sommet de référence peuvent être fictifs sinon il suffit d'ajuster la trame pour que les repères soient illuminés. Un algorithme de détection de ces sommets à partir de l'image video digitalisée est aisée. Il est

nécessaire d'y inclure les deux points de référence de la construction de l'enveloppe.

Il est donné ci-après deux principes de calcul d'une part dans le cas de deux saisies successives avec une caméra déplacée selon son axe (variation de D_p) et d'autre part dans le cas de saisies avec des caméras d'axes parallèles, ou deux optiques de focales différentes sur une même caméra.

Calcul avec une caméra déplaçable sur son axe. On se reportera dans ce cas à la figure 6, où les références correspondent aux valeurs définies précédemment.

$$X_p \cdot Z = D_p \cdot X$$

$$X_{p1} \cdot Z1 = D_p \cdot X \quad (1)$$

$$Y_{p1} \cdot Z1 = D_p \cdot Y \quad (2)$$

$$X_{p2} \cdot Z2 = D_p \cdot X \quad (3)$$

$$Y_{p2} \cdot Z2 = D_p \cdot Y \quad (4)$$

$$Z2 - Z1 = L \quad (5)$$

de (1), (3), (5) on déduit :

$$Z1 = (X_{p2} \cdot L) / (X_{p1} - X_{p2}) \quad (6)$$

$$D_p = Z1 \cdot X_{p1} / X \quad (7) \text{ déterminé si } X \text{ est connu}$$

$$X = (Z \cdot X_p) / D_p ; Y = (Z \cdot Y_p) / D_p$$

Calcul avec deux caméras parallèles

Trois points sont nécessaires pour vue :

. 1 origine

. 2 point de référence

. 1 distance entre ces points

Ces trois points connus donnent les équations :

$$Z1 \cdot X_{p1} = X1 \cdot D_p$$

$$Z2 \cdot X_{p2} = X2 \cdot D_p$$

$$Z3 \cdot X_{p3} = X3 \cdot D_p$$

Les mesures sur l'objet donnent les valeurs

$$X1, X2, X3, Z1, Z2, Z3$$

La numérisation de l'image donne X_{p1} X_{p2} et X_{p3} soit :

$$L1 = Z2 - Z1 \text{ et } L2 = Z3 - Z1$$

$$Z1 \cdot X_{p1} = X1 \cdot D_p \quad (1)$$

$$(L1 \cdot Z1) \cdot K_{p2} = X2 \cdot D_p \quad (2)$$

$$(L2 + Z1) \cdot K_{p3} = X3 \cdot D_p \quad (3)$$

$$(1) - (2) \quad Z1 = (Dp \cdot (X1 - X2) + L1 \cdot Xp2) / (Xp1 - Xp2)$$

$$(1) - (3) \quad Z1 = (Dp \cdot (X1 - X3) + L2 \cdot Xp3) / (Xp1 - Xp3)$$

$$Dp = \frac{(Xp1 - Xp2) \cdot L2 \cdot XD3 - (Xp1 - Xp3) \cdot L1 \cdot Xp2}{(X1 - X2) \cdot (Xp1 - Xp3) - (X1 - X3) \cdot (Xp1 - Xp2)}$$

5

De Dp connu ou déduit :

$$Z = (Xp2 - Dp) / (Xp1 - Xp2)$$

$$X = (Z \cdot Xp) / Dp$$

$$Y = (Z \cdot Yp) / Dp$$

10

La figure 7 du dessin représente un montage pour la mise en oeuvre de ce procédé dans lequel l'organe (25) à analyser reçoit un faisceau constitué par un réseau de points obtenus à partir d'une source (26) d'un filtre (27) et éventuellement d'une fibre optique (28). Le réseau réfléchi est dans un premier temps reçu par une caméra (29) par exemple de type CCD à laquelle est associé un convertisseur analogique numérique (30). Une première image est saisie dans la position représentée en traits pleins au dessin. Le récepteur (29,30) est ensuite déplacé sur son axe (32), d'une distance connue, jusqu'à la position représentée en pointillés avant réception d'une nouvelle image. Afin de visualiser le contour de l'objet une source (33) est disposée du côté opposé de l'objet par rapport au récepteur (29,30). Dans la mesure où l'on souhaite visualiser plusieurs faces de l'objet il est possible soit de monter celui-ci sur un support pivotant soit de déplacer le système émetteur-récepteur par rapport à l'objet.

25

La figure 8 représente une variante du montage de figure 7 dans laquelle l'émetteur présente les mêmes caractéristiques mais dans lequel sont prévus deux systèmes récepteur (34 et 35) à axes parallèles permettant de recueillir un réseau réfléchi de points sous deux angles de vue différents dont l'analyse comparative permet la reconstitution du volume de l'objet.

30

Si une partie de l'objet seulement est en mouvement, il peut être intéressant d'étudier ce déplacement dans l'espace par rapport au reste de l'objet. Il convient alors :

a) de disposer de repères sur les surfaces en mouvement et d'étudier les mouvements de repères par rapport aux différents plans définis par le phénomène optico-électronique, ou

35

b) de suivre les variations de déformation des trames ou grilles

projetées pendant que l'objet est en mouvement. Il est assez facile de repérer électroniquement ces points en mouvement, car ce sont les seuls dont les valeurs des coordonnées se modifient.

Il est à noter que, dans la première méthode, il est nécessaire
5 de connaître le volume de l'objet en mouvement, ce qui n'est pas forcément le cas dans la seconde méthode.

Comme il ressort de ce qui précède, l'invention apporte une grande amélioration à la technique existante en fournissant un procédé de reconnaissance de forme d'objets ou d'organes fournissant d'excellents
- 10 résultats, ne nécessitant pas des moyens importants de mise en oeuvre et ne présentant pas de danger pour le patient dans la mesure où il est appliqué dans le domaine médical.

REVENDECATIONS

1. Procédé de reconnaissance tridimensionnelle de formes d'organes, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter sur l'organe dont la forme doit être visualisée un ensemble de repères (8), par l'intermédiaire d'un faisceau de rayons dont la longueur d'onde est telle que la surface de l'organe (4) à matérialiser se comporte comme une surface réfléchissante pour la longueur d'onde considérée, puis à analyser la déformation subie par l'ensemble de repères à la suite de la réflexion sur l'organe pour déterminer la forme de celui-ci.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter sur l'organe à analyser (19) une trame (22) dont le pas est égal ou est constitué par un multiple du pas des lignes de lecture du tube récepteur (23).

3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce qu'il consiste à adapter le pas du balayage du récepteur (23), au pas de la trame (22) projetée sur l'organe à analyser (19).

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 2 et 3, caractérisé en ce qu'il consiste à diriger le faisceau réfléchi sur l'organe à analyser (19) sur deux capteurs disposés selon le même angle d'analyse, dont l'un réalise le balayage complet des lignes de lecture, et dont l'autre réalise un balayage selon un pas adapté au pas de la trame projetée sur l'organe, puis à superposer les images obtenues par les deux capteurs.

5. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter sur l'organe à analyser une trame telle qu'une grille (8) puis à réaliser une analyse de la trame réfléchie après squelettisation de celle-ci, en tenant compte de la trame de référence, de la distance entre la surface réfléchissante (9) et le récepteur (13) et éventuellement de la distance entre le système émetteur (7,8) et la surface réfléchissante (9) si le faisceau émis n'est pas à rayons parallèles.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la distance entre le récepteur (13) et la surface réfléchissante (9) et éventuellement entre l'émetteur (7,8) et la surface réfléchissante (9) est mesurée physiquement par des méthodes mécaniques ou optiques.

7. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la distance entre le récepteur et la surface réfléchissante et éventuellement entre l'émetteur et la surface réfléchissante est déterminée par comparaison des résultats des deux mesures effectuées successivement sous le

même angle après déplacement du récepteur d'une distance connue.

8. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter sur l'objet (25) dont la forme est à déterminer un réseau de points, puis à recevoir l'image réfléchie sur deux récepteurs (29,30) possédant des positions différentes l'une de l'autre, et connues l'une par rapport à l'autre, ou successivement sur un même récepteur fixe après modification de ses caractéristiques optiques de façon connue, en vue de réaliser une analyse de la variation de la taille des points réfléchis permettant une détermination du volume de l'organe.

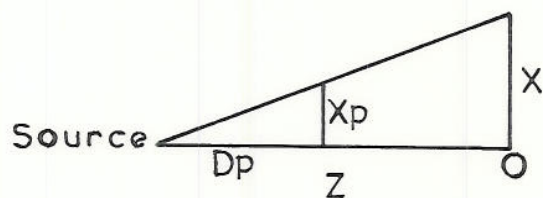
9. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce que deux images réfléchies sont recueillies successivement sur un même récepteur (29,30) après déplacement de celui-ci sur son axe (32) d'une valeur déterminée.

10. Procédé selon la revendication 9, caractérisé en ce que deux images réfléchies sont recueillies successivement sur un même récepteur équipé lors des deux opérations de deux objectifs de distance focale connue et de valeurs différentes.

11. Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il consiste à recevoir deux images réfléchies sur deux récepteurs (34,35) placés sur des axes parallèles.

12. Procédé selon l'une quelconque des revendications 10 et 11, caractérisé en ce qu'il consiste à disposer une source lumineuse (33) du côté de l'organe opposé à celui duquel se trouve l'émetteur.

A diagram showing a linear gradient. A horizontal line segment starts at a point labeled "Source" on the left and ends at a point labeled "O" on the right. A vertical line segment is drawn at a point labeled "Z" on the horizontal segment. The height of this vertical segment is labeled X_p . The height of the vertical segment at point "O" is labeled X . The horizontal distance from "Source" to "Z" is labeled D_p . The entire figure is a right-angled triangle with vertices at "Source", "O", and the top of the vertical segment at "O".



A schematic diagram of a laser system. A dashed line represents the optical path, starting from a laser source (33) on the right, passing through a lens (25), and then reflecting off a mirror (32) to a second mirror (30). The beam then passes through a lens (29) and a mirror (30) to a lens (29) and a mirror (30) on the left. Above the beam path, a component (28) is shown with a lens (27) and a component (26). A magnified view of the beam spot is shown on the right.

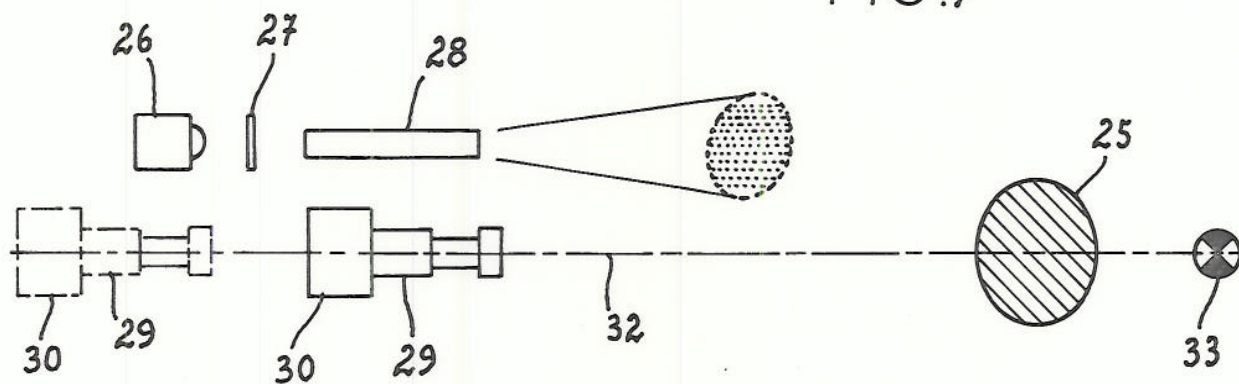


FIG. 8

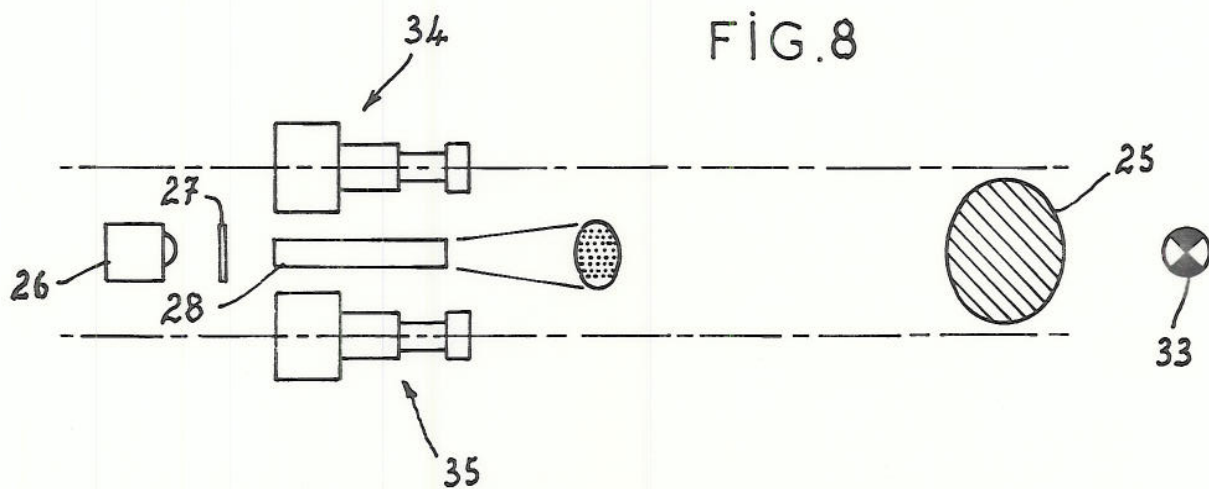


FIG. 1

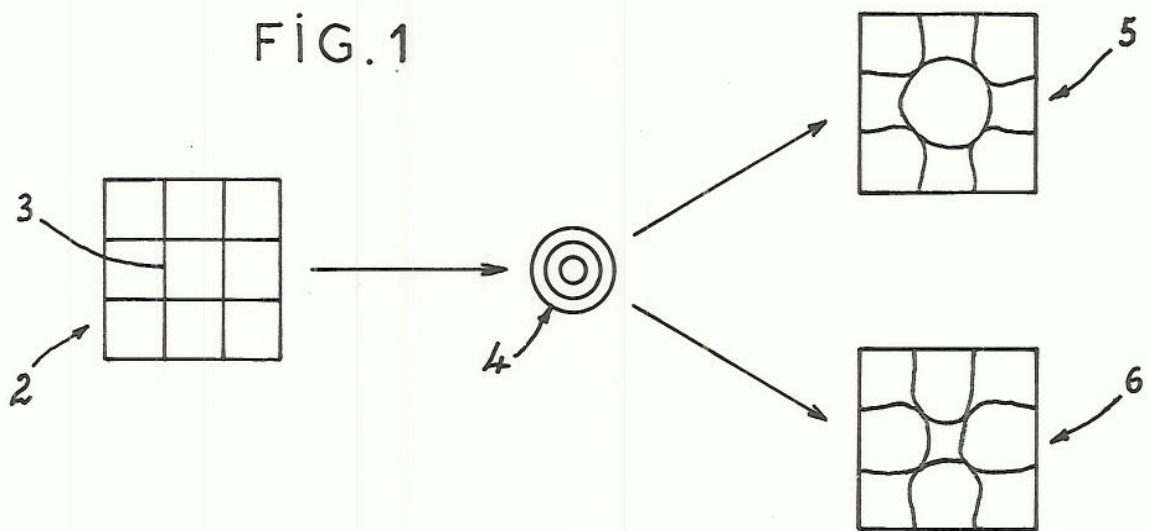


FIG. 2

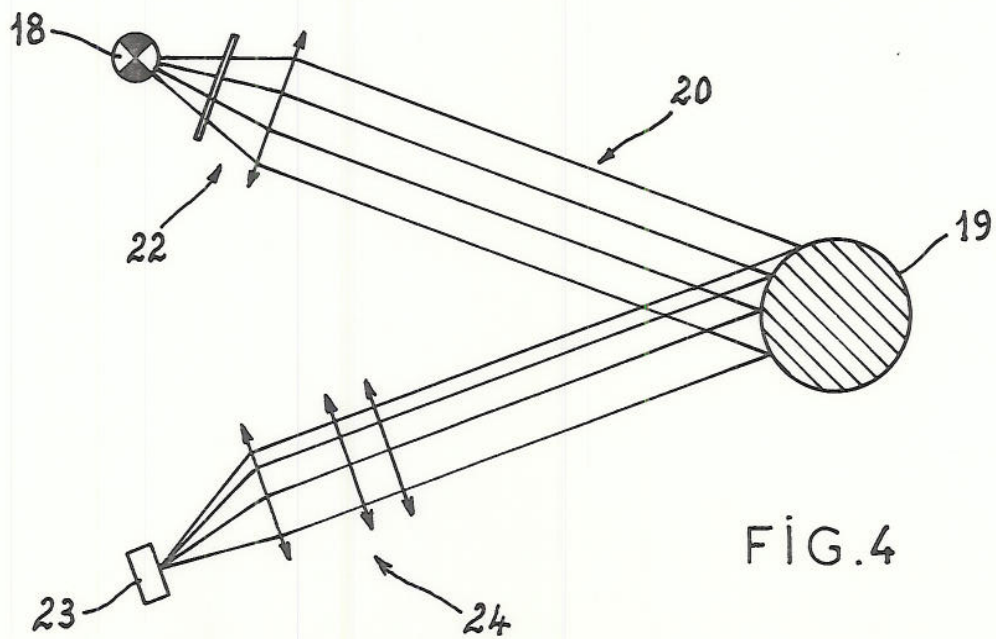
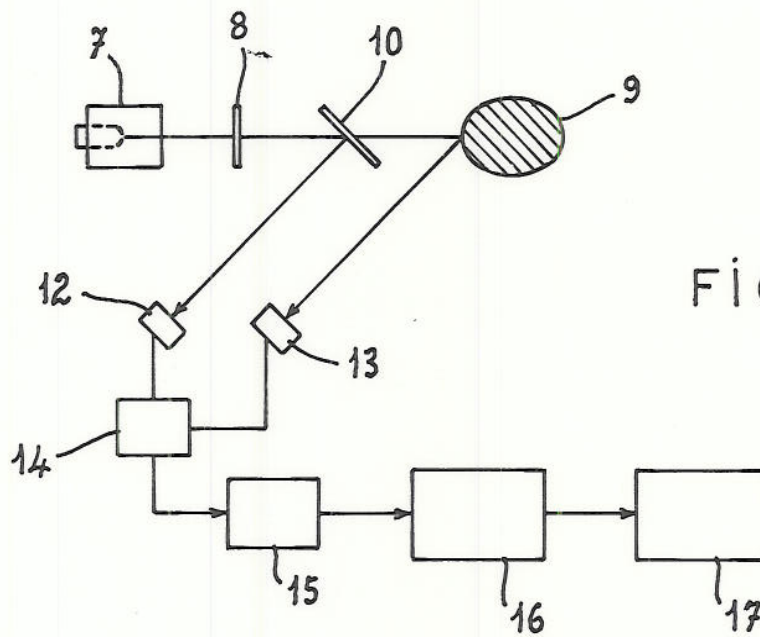


FIG. 3

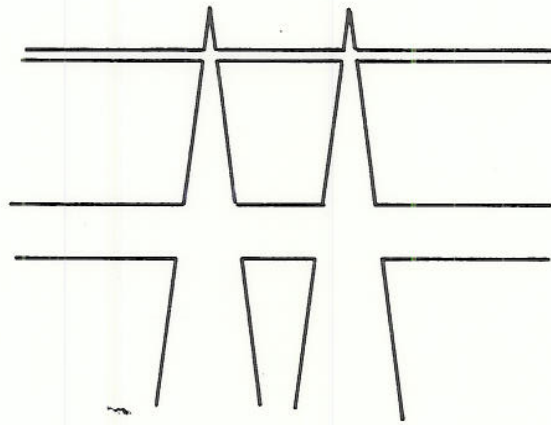


FIG. 5

