RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 458 804**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 79 14270**

(54) **Dispositif de détection et de mesure de corps liquides ou solides en mouvement.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **G 01 N 15/02; A 61 M 5/14; G 01 N 21/26.**

(22) Date de dépôt ..... 5 juin 1979, à 13 h 36 mn.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 1 du 2-1-1981.

(71) Déposant : HANUSSE Gérard, résidant en France.

(72) Invention de :

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire :

La présente invention concerne un dispositif étudié pour détecter le passage et mesurer le volume de corps liquides ou solides et délivrer les signaux correspondants.

Bien que l'appareil de l'invention ne concerne pas exclusivement l'usage médical, car il peut servir notamment dans les industries chimiques et les laboratoires, il a été particulièrement conçu pour l'amélioration de la perfusion médicale.

Dans cette technique, il est connu d'utiliser, en plus du dispositif classique comportant un flacon renversé suspendu à une potence et relié aux veines du malade par une tubulure à usage unique et une aiguille, un appareil de régulation du débit. En effet, on avait souvent constaté des incidents allant de la simple irrégularité dans le débit à de graves accidents de surcharge cardiaque ou d'hémorragies lors de l'administration d'une perfusion. Au point que l'administration par perfusion intraveineuse de médicaments dangereux tels les anticoagulants a pu être abandonnée au profit d'une administration discontinue intra-tubulaire, malgré les contraintes que cela impliquait.

Divers dispositifs de régulation ont déja été proposés. A côté des pompes, soit pompes à pistons avec ou sans clapets, soit pompes péristaltiques, toutes actionnées par un moteur, il existe divers systèmes de régulation du débit à l'aide d'un moyen modifiant les conditions d'écoulement naturel.

La plupart de ces dispositifs, pompes ou régulateurs, utilisent des boucles d'asservissement (Figure 1).

Le moyen "X" sensible au passage des gouttes 2 du liquide 5 à perfuser s'écoulant par un ajutage 6 envoie l'information correspondante vers le moyen "Y". Celui-ci compare l'information reçue de "X" à l'information proportionnelle au débit qui a été affichée. Le moyen "Y" élabore ainsi un signal de commande à destination du moyen "Z" de modification du débit, le dit signal étant variable et proportionnel à la différence entre débit réel et débit demandé. La modification du débit induite en 7 contrôle rétroactivement le rythme de passage des gouttes, bouclant ainsi la boucle d'asservissement. Quels que soient les moyens X,Y,Z, ce principe de base peut être retrouvé, notamment pour les pompes ou les régulateurs.

Nous avons nous-mêmes proposé un appareil régulateur de débit répondant à ce principe général.(Brevet Français du 22 Mai 1974 N° 2.272.435.)

Cet appareil était caractérisé, d'une part par le fait que le moyen "Y" était réalisé en deux parties, la première recevant les données de volume et de temps de perfusion, mais aussi les données de volume de la goutte calibrée et de nature du liquide perfusé, élaborant ainsi un signal plus adéquat pour le rythme de passage des gouttes, comparé dans la seconde partie avec le signal venant du moyen "X", d'autre part par le fait que le moyen "Y" comportait un dispositif sensible aux modifications 7.

Ainsi, nous avions tenté d'apporter une réponse aux différences entre le volume théorique et le volume réel des gouttes "calibrées". Ces différences sont dues pour une partie à l'erreur inévitable sur le diamètre de l'ajutage calibré, aux variations de la température ambiante, aux indices de viscosité variables avec la nature du liquide perfusé, et pour la plus grande partie aux divers débits qui conditionnent la plus ou moins grande vitesse de formation des gouttes: une goutte qui se constitue lentement est beaucoup plus grosse qu'une autre qui se serait constituée rapidement. Des expériences avec la même tubulure standard de 20 gouttes par centimètre cube montrent, toutes choses égales par ailleurs, que ce rapport peut varier entre 18 et 22 suivant le débit. L'appareil selon le brevet cité plus haut comportait une compensation établie selon cette moyenne.

L'apparition, sur un appareil réglant des perfusions, de ces divers moyens d'entrée des données conduisait à un réel progrès puisque l'on évitait à l'utilisateur des calculs déjà fastidieux quand il s'agit de transformer des litres par heures en gouttes par minute, calculs qui deviennent presque impossibles si l'on veut tenir compte des variations du volume des gouttes.

Il restait que cette compensation n'était pas toujours rigoureusement adaptée, et aussi surtout que le tableau de commande de l'appareil était encombré de touches correspondant aux divers liquides perfusés ainsi qu'aux divers standards de tubulures que l'on voulait pouvoir utiliser, soit 6 touches déjà pour: Sang, Sérum, Solutés, et 10, 20, 60 gouttes/cc (en délaissant les compensations pour: Plasma, Culots, et tubulures au standard de 15 gouttes par cc).

Il convenait donc d'éviter à l'utilisateur ces surcroîts de touches, en conservant, ou mieux en améliorant la connaissance du volume réel des gouttes perfusées.

Le dispositif de la présente invention est donc destiné à remplacer, dans tous les systèmes d'amélioration de la perfusion, pompes ou régulateurs, le moyen "X" de la figure 1, pour ainsi améliorer les performances et la précision, et plus généralement à prendre place dans tous les systèmes de mesure ou tous les systèmes de régulation, pourvu qu'ils mettent en oeuvre des corps liquides ou solides sur lesquels une intervention de mesure directe n'est pas souhaitable ou pas possible.

Tel est le cas de la perfusion, où les gouttes de liquides sont stériles, et inaccessibles selon des moyens simples. Selon les tubulures employées, dont le nombre typique de gouttes par centimètre-cube est couramment de 20, mais peut varier selon les standards de 10 à 60, le volume théorique de la goutte calibrée peut varier depuis 100 jusqu'à 16,66 millimètres-cubes. Comme la goutte prend au cours de sa chute une forme grossièrement sphérique, la mesure de son diamètre donne une bonne approximation de son volume réel. Dans les cas cités plus haut, ce diamètre pourra varier respectivement de 5,75 à 3,17 millimètres.

Le dispositif selon l'invention est caractérisé par le fait qu'on réalise une mesure du diamètre, donc du volume de la goutte lors de sa chute selon un principe qui consiste à ramener la dite mesure à celle d'un intervalle de temps lors d'un déplacement relatif d'une goutte et d'un faisceau lumineux, à disposer des moyens pour connaître ou contrôler la vitesse de ce déplacement relatif, en utilisant au moins un faisceau lumineux de faible épaisseur, encore qualifié d'étroit, modifié par le passage de la goutte, laquelle produit lors de son passage au moins deux modifications, et à mesurer l'intervalle de temps qui s'écoule entre les modifications pour fournir un signal variable avec le diamètre, donc le volume, des gouttes.

Le dispositif selon l'invention fournit simultanément, par simple prélèvement d'une des modifications, un signal de passage.

L'invention sera mieux comprise à l'aide de la description ci-après qui donne, pour illustrer le principe de mesure selon l'invention, deux modes de réalisation possibles, différant seulement par la manière selon laquelle, pour obtenir le mouvement relatif décrit plus haut, on exploite simplement, selon le premier mode, le mouvement de chute de la goutte, vertical, par rapport à un ou plusieurs faisceaux lumineux étroits à grand axe horizontal disposés pour être modifiés, ou même franchement interrompus d'une façon

successive par le passage de la goutte, des moyens étant prévus pour préciser alors la vitesse de passage de la goutte, et par la manière selon laquelle, selon le second mode, on imprime à un faisceau lumineux étroit de grand axe vertical, un mouvement horizontal rapide de vitesse connue, des moyens étant prévus pour rendre le mouvement vertical de la goutte sans influence.

Ces deux modes de réalisation constituent des exemples de réalisation non limitatifs et seront mieux compris en se référant aux dessins joints dans lesquels:

Les figures 2 et 6 représentent chacune un exemple de réalisation selon le premier mode, les figures 10 et 14 représentent chacune un exemple de réalisation selon le second mode, les figures 5 et 9 représentent des exemples de circuits pour traiter les signaux selon le premier mode, les figures 13 et 21 représentent des exemples de circuits pour traiter les signaux selon le second mode, et les figures 23 à 25 représentent des exemples de réalisation d'appareils pour règler les perfusions selon l'invention.

Sur les figures 2,3,6,7,10,11,14 et 15, seuls ont été figurés les moyens originaux du dispositif selon l'invention, les moyens associés connus de la technique, tels que lentilles, chambre à gouttes et un nécessaire moyen de centrage de celle-ci, n'ont pas été figurés ici pour plus de clarté.

Les figures 2 et 3 représentent les moyens originaux de la mesure selon l'invention: une source de rayonnement 3 produit, par des moyens connus de la technique, comportant notamment une fente étroite horizontale 8, un faisceau étroit 1 disposé pour être modifié par le passage de la goutte 2 et être reçu par le moyen récepteur 4 sensible au rayonnement. La figure 4 représente les positions relatives successives du faisceau 1 et de la goutte 2 au cours de sa chute, avec en regard, les modifications obtenues en sortie du moyen 4: lorsque la goutte 2 au cours de sa chute vient à commencer de modifier le faisceau 1, elle y produit le début d'une modification figuré en 9, lequel prend ici le rôle et le nom de première modification. Lorsque la goutte,poursuivant sa chute, continue de modifier le faisceau 1, le sens de la modification produite ne change pas, et son amplitude dépend des dimensions relatives de la goutte et du faisceau. Lorsque la goutte poursuivant sa chute, vient à cesser de modifier le faisceau 1, le sens de la modification s'inverse, et la sortie de la goutte du faisceau produit la fin de la modification figuré en 10,

laquelle prend ici le rôle et le nom de seconde modification.

Des moyens électroniques (figure 5) connus de l'homme de l'art sous le nom d'amplificateur et de trigger sont disposés (13) en sortie du moyen 4 pour traiter le signal et donner à la première et à la seconde modification un caractère de variation plus brutal figuré plus bas, pour déclencher par un moyen connu sous le nom de porte (14), un moyen de comptage de temps (17) pendant l'intervalle qui sépare la première de la seconde modification. Le contenu de ce moyen de comptage est figuré, ici sous forme d'une série d'impulsions, en bas de la figure 4, en regard des modifications 9 et 10. Le contenu de ce moyen de comptage est donc variable avec le temps pendant lequel la goutte a modifié le faisceau, c'est à dire au quotient de son diamètre par sa vitesse.

Dans ce premier exemple du premier mode de réalisation du principe de l'invention, la vitesse est maintenue à une valeur constante, en maintenant constante la distance verticale "d" qui sépare (figure 3), l'ajutage 6 du faisceau étroit 1 : un simple trait de repère peut permettre d'y parvenir si l'on croit pouvoir laisser cette manipulation à charge de l'utilisateur, ou une construction spéciale des chambres à gouttes et du bâti de l'appareil est nécessaire avec par exemple des moyens homologues mâle et femelle s'emboîtant pour assurer automatiquement la précision de mise en place.

Ainsi, avec une distance maintenue par exemple constante et égale à 15 mm, la chute libre des gouttes, compte tenu de leur diamètre moyen qui varie comme vu plus haut de 5,75 à 3,17 mm, commence 2,30 mm environ en dessous de l'ajutage 6, et la vitesse de la goutte est uniformément accélérée par la pesanteur sur une distance moyenne de 12,7 mm. C'est donc à une vitesse moyenne de 0,5 mètre par seconde que la goutte traverse pour le modifier comme vu plus haut le faisceau étroit 1.

Ainsi, l'intervalle de temps séparant la première 9 de la seconde 10 modification du faisceau variera selon le diamètre de la goutte considérée entre 11,5 et 6,34 millisecondes. Avec par exemple une fréquence du générateur 16 délivrant des impulsions à l'entrée de la porte 14 commandée comme vu plus haut par la sortie du moyen sensible 4, égale à 1 Mégahertz, le contenu du moyen de comptage variera de 11.500 impulsions pour la plus grosse goutte, à 6.340 pour la plus petite. Il est alors aisé, selon les buts de l'appareil où est monté le dispositif selon l'invention, de

traiter (22) le dit contenu par des moyens connus, pour réaliser un affichage et/ou une régulation.

Enfin, un moyen connu de l'homme de l'art, (figure 5) tel qu'un cicuit monostable 20 est disposé pour être déclenché par l'une des deux modifications 9 ou 10, et fournir un signal de passage 21. Le moyen 23 est un classique circuit de remise à zéro et éventuellement de prépositionnement.

Il est important de noter que, dans le dispositif qui vient d'être décrit selon le principe de l'invention, les sources d'erreur provenant par exemple de l'épaisseur non nulle du faisceau étroit, de l'éventuel retard entre le début des modifications du faisceau et les variations correspondantes du signal de commande de la porte, ou des variations géographiques de l'accélération de la pesanteur, agissent dans un sens constant, et qu'on peut prévoir (figure 5) que le moyen de remise à zéro 23 serve de moyen de compensation ajustable, modifiant par exemple, avant le passage de chaque goutte, de manière constante le contenu du moyen de comptage, sans sortir du cadre de l'invention.

Les avantages du dispositif décrit selon l'invention tiennent à ce qu'il permet une mesure précise du volume des gouttes si la réalisation pratique est soigneuse, mais surtout à ce qu'il permet dans le cas d'une réalisation moins contraignante, d'apprécier avec assez de précision, les variations relatives du volume des gouttes, et de pouvoir être incorporé dans tous les dispositifs, pompes ou régulateurs, destinés à améliorer les conditions de mise en oeuvre et la précision de la perfusion médicale.

Les figures 6 et 7 représentent un second exemple d'organisation des moyens pour réaliser le principe de l'invention selon le même premier mode, où l'on voit que deux ensembles combinant les mêmes moyens 1, 3, et 4 sont superposés pour créer un écartement 12 connu entre les deux faisceaux et les faire successivement modifier par le passage des gouttes 2.

La figure 8 représente les positions relatives successives des faisceaux 1 et de la goutte 2 au cours de sa chute, avec en regard, les signaux obtenus en sortie des moyens 13. On voit que le passage de la goutte provoque les mêmes première et deuxième modifications de chacun des deux faisceaux. Soient 9 et 10 celles d'un des deux, et 11 l'une quelconque de celles de l'autre, que nous appellerons ici troisième modification.

Comme dans l'exemple précédent, l'intervalle de temps séparant la première et la deuxième modification est variable avec le diamètre et la vitesse de la goutte. D'autre part, les intervalles de temps séparant respectivement la première 9 de la troisième 11 modifications (correspondant toutes deux au début des modifications des faisceaux respectifs par l'arrivée de la goutte), ou la deuxième 10 de la troisième 11 modifications (correspondant toutes deux à la fin des modifications des faisceaux respectifs par la fin du passage de la goutte), sont exclusivement variables avec la vitesse instantanée de la goutte entre ces moments respectifs, marqués 9 à 11 ou 10 à 11 sur la figure 8.

On dispose donc de deux sources d'information variables avec le volume de la goutte (intervalle 9-10 et 11-11, sur la figure 8), et de deux sources d'information variables exclusivement avec la vitesse de la goutte (intervalle 9-11 ou 10-11 sur la figure 8).

La figure 9 représente un exemple de réalisation d'une des nombreuses possibilités d'organisation des cicuits pour traiter les signaux de l'invention selon les figures 6 et 7.

On y voit que le récepteur supérieur 4 est connecté comme précédemment à travers 13 et 14 pour stocker dans un moyen 17 un certain nombre d'impulsions provenant d'un générateur 16, et à des moyens annexes 20 et 23. Il est de plus connecté à un inverseur 15 pour transformer le créneau négatif sortant de 13 en un créneau positif.

La porte logique 14' qui reçoit par 13 le créneau négatif du récepteur inférieur 4, et qui reçoit sur une autre entrée le créneau positif de l'inverseur 15, est ici du type connu sous le nom de Nand pour délivrer à sa sortie un créneau négatif qui commence avec la première 9 et finit avec la troisième 11 modifications. La largeur de ce créneau est donc inversement proportionnelle à la vitesse de la goutte entre 9 et 11. La sortie de cette porte 14' est connectée à l'entrée d'une seconde porte 14 pour stocker dans un second moyen de comptage 18 un nombre d'impulsions inversement proportionnel à la vitesse de la goutte. Les mêmes moyens 20 et 23 que précédemment assurent la remise à zéro ou un prépositionnement. Si on le souhaite, le contenu du moyen 18 peut fournir un signal de vitesse 24. Enfin, un moyen de calcul 19 reçoit le contenu des moyens 17 et 18 pour calculer le volume réel de la goutte et fournir le signal correspondant 22.

Les valeurs pratiques des dimensions et des intervalles de temps peuvent être semblables à celles de l'exemple précédent. Il a été trouvé commode de donner à l'écartement 12 des deux faisceaux une valeur inférieure à celle de la plus petite goutte que l'on veut pouvoir mesurer, pour limiter les dimensions du dispositif et les difficultés dues à une vitesse de goutte trop grande. Ainsi, l'écartement 12 sera environ égal à 3 millimètres, et la distance entre l'ajutage 6 et les faisceaux pourra varier entre 10 et 20 millimètres. Dans ce cas, la vitesse de la goutte au moment de la mesure sera environ de 0,5 mètre par seconde, l'intervalle de temps 9-11 sera environ de 6 millisecondes.

Les avantages de ce dispositif découlent de la mesure précise du volume qui est réalisée: en effet, comme précédemment, les causes d'erreur agissent dans un sens constant et peuvent être compensées de la même manière. Le dispositif est particulièrement adapté à l'intégration dans des systèmes de perfusion sur batteries, étant entièrement statique donc robuste et pouvant être à faible consommation, réalisé par exemple en circuits intégrés du type connu sous le nom de C.MOS, celà d'autant que l'ensemble des moyens mis en oeuvre, à l'exception du générateur 16, ne voient leur signaux varier que lors du passage des gouttes.

Le premier exemple d'organisation des moyens pour réaliser le principe de l'invention selon le second mode qui consiste à créer le déplacement relatif du faisceau de toutes pièces pour mieux le contrôler est représenté figures 10,11 et 13. On y voit que le faisceau étroit 1 est créé par une fente 8 verticale portée par un cylindre tournant 25. L'ensemble émetteur 3 est ici constitué de ce cylindre tournant 25 porteur des fentes 8, associé à un moteur 24 qui l'entraîne en rotation, et à la source de rayonnement proprement dite 3, située à l'intérieur du cylindre. Un moyen récepteur 26, similaire aux moyens 4 déjà décrits, mais dont la raison d'être est différente, est disposé pour recevoir les faisceaux 1 annexes et contrôler, par la boucle d'asservisssement 24-25-26-13-27-24, dont le moyen 27 est un comparateur entre les impulsions reçues de 13 et les impulsions de référence reçues du générateur 16, la vitesse de rotation du cylindre 25.

Enfin, d'une part (figure 11), l'écartement des fentes 8 sur le cylindre 25 est tel que le faisceau 1 puisse parcourir une distance, (par exemple ici de 9 millimètres) figurée ici par les deux positions extrèmes, supérieure au diamètre de la plus grosse

goutte que l'on veut pouvoir mesurer, augmentée d'une certaine marge de sécurité, et tel qu'il y ait toujours au moins un faisceau qui parvienne au récepteur 4.

D'autre part, (figures 10 et 12) la hauteur des fentes 8 est telle que le faisceau 1 au cours de son déplacement horizontal, puisse être modifié sur toute la hauteur de la chute de la goutte la plus grosse que l'on veut pouvoir mesurer.Ainsi, si la vitesse de rotation du cylindre 25 et l'écartement des fentes à sa périphérie sont tels que le faisceau 1 (figure 11) passe de l'une à l'autre de ses deux positions extrêmes en 4 millisecondes, une goutte de 5,75 mm tombant à 0,5 m/s parcourra 2 millimètres et la hauteur du faisceau 1 sera d'environ 7 à 8 milimètres.

Le diagramme des temps (figure 12) montre les positions relatives du faisceau 1 au cours de son déplacement, horizontal, et de la goutte 2, au cours de sa chute, verticale. On retrouve les mêmes première 9 et deuxième 10 modifications reçues par les moyens 4 et 13 qui permettent de stocker dans le moyen de comptage 17 un nombre d'impulsions inversement proportionnel au diamètre de la goutte. Avec les valeurs pratiques citées plus haut, le signal 22 sera environ de 2560 pour la goutte la plus grosse, et de 1410 pour la plus petite. On retrouve de même le signal de passage 21.

Cependant, d'autres circuits de contrôle sont utiles pour éliminer les modifications du faisceau 1 survenant si la goutte le modifie avant et après son passage dans la zone de mesure qui vient d'être décrite: le nombre d'impulsions stockées en 17 ne représente alors qu'un diamètre partiel. Un circuit détecteur de valeurs de crête peut par exemple être connecté en 22.

Le second exemple de réalisation du principe de l'invention selon le second mode est illustré par les figures 14 et 15 pour ce qui est de l'organisation des moyens. On y voit que les moyens émetteur 3 et récepteur 4 sont tous deux réalisés par la juxtaposition d'un grand nombre de moyens élémentaires de petites dimensions. Chacun des systèmes 3 et 4 comporte le même nombre de moyens élémentaires qui peuvent prendre deux états: activé et non activé. Des moyens de traitement du signal sont associés pour faire que, parmi les "n" éléments que comporte l'émetteur 3, un seul "p" se trouve dans un état différent des "n-p" restants, pour faire qu'il en soit de même au niveau du récepteur 4, faire que le numéro d'ordre des moyens "p" respectifs soit à tout moment le

même pour l'émetteur 3 que pour le récepteur 4, et pour faire que ce numéro d'ordre "p" subisse au cours du temps une variation linéaire connue.

Avantageusement, les moyens émetteurs 3 seront du type connu sous le nom de diode électroluminescente, les moyens 4 seront du type connu sous le nom de phototransistor. Le principe de cette mesure étant applicable à des corps solides de toutes dimensions, la figure 16 représente un exemple de réalisation adaptée au calibrage d'agrumes: on y a figuré une tomate 2 qui passe sur un tapis convoyeur entre un émetteur 3 et un récepteur 4 tous deux constitués par la juxtaposition d'un certain nombre des éléments ci-dessus décrits. Pour mesurer des gouttes, tous deux seront réalisés ainsi qu'il est maintenant fréquent par les techniques de l'intégration à grande échelle, en regroupant éventuellement les circuits de traitement du signal décrits ci-après sur le même substrat pour prendre la forme de "cicuits intégrés" dont la figure 17 représente un exemple pratique. Cet exemple est applicable, bien sûr aux perfusions pour lesquelles il a été conçu, mais aussi par exemple en météorologie.

S'il est connu que les diodes électroluminescentes assurent en l'absence de moyens optiques une émission multidirectionnelle, et qu'il en est de même pour la réception par les phototransistors, le principe réalisé ici permet de s'affranchir des contraintes de précision mécanique et de tout moyen optique supplémentaire puisque la correspondance émetteur 3_p-récepteur 4_p limite à une seule droite 3_p-4_p la zone active du faisceau 1. On réalise ainsi à bon compte un ensemble de faisceaux parallèles dont la précision peut être très grande.

La résolution du dispositif représenté figures 14 et 15 est en principe égale à la distance "r" séparant deux moyens élémentaires juxtaposés. Elle peut être augmentée comme l'indiquent les figures 18 à 20. On peut ainsi doubler la résolution en provoquant un décalage (figure 18) dans la correspondance émetteur-récepteur: si à un moment donné, l'émetteur 3_m est associé au récepteur 4_m, le temps suivant mettra en association l'émetteur 3_m et le récepteur 4_{m+1}, le temps suivant mettra en association l'émetteur 3_{m+1} et le récepteur 4_{m+1}, et ainsi de suite. On peut de même doubler la résolution en superposant (figure 19) deux dispositifs identiques décalés de la moitié de la largeur d'un moyen élémentaire. On peut enfin augmenter cette résolution en disposant comme

l'indique la figure 20, un dispositif optique fait de lentilles 28 convergentes et divergentes, au détriment de l'avantage décrit plus haut, et de la capacité totale de mesure; un tel dispositif est plus adapté par exemple à la mesure du diamètre des hématies. Enfin, la combinaison de ces procédés permet encore d'augmenter la résolution. Ainsi, si l'état de la technique à un moment donné, permet de réaliser les dispositifs de la figure 17 avec un écart entre moyens élémentaires égal à 0,1 millimètre, l'utilisation des procédés 18 et 19 permet de ramener la résolution à environ le quart soit 25 microns, sans précautions de précision optique ou mécanique lors de la mise en oeuvre.

Le traitement des signaux nécessaire à la mise en oeuvre de ce dispositif peut être réalisé de multiples façons: on peut ainsi faire en sorte de retrouver les conditions décrites figures 10 et 11, en provoquant l'incrémentation au cours du temps des moyens élémentaires, de 3_o à 3_n en même temps que 4_o à 4_n, par un signal en "dents de scie". Mais les mêmes précautions seraient nécessaires pour éliminer les mesures partielles. De plus, le système serait en état d'activation permanente, préjudiciable aux performances de faible consommation.

On a jugé préférable de réaliser les cicuits de traitement de signaux comme l'indiquent les figures 21 et 22 où l'on a divisé les moyens émetteurs et récepteurs en deux groupes symétriques 3',3" et 4',4", de part et d'autre d'un élément central 3_o-4_o. La même structure est retrouvée pour les moyens de commutation 30, qui commutent le signal d'une source d'alimentation 29 vers les émetteurs 3, et les moyens de commutation 31 qui commutent le signal des récepteurs 4 vers les amplificateurs 13, 13', et 13". Les commutations effectuées par ces moyens sont commandées ici par deux registres à décalage 32 et33 organisés eux aussi symétriquement par rapport à l'élément central 0. Le circuit 20 est comme plus haut un monostable; 14, 14', et 14" sont des portes logiques. Tous les éléments décrits comme symétriques comportent un nombre identique de moyens élémentaires dont seuls les moyens extrèmes ont ici été figurés et notés: X_o, X_n.

Le fonctionnement est le suivant: au départ, seuls les moyens notés 0 sont dans un état actif. Ainsi, par exemple, la case 0 des registres se trouve dans l'état logique 1, et l'émetteur 3_o est en fonction et envoie un faisceau vers le récepteur 4_o. La mémoire transfert 34 est passante, livrant ainsi le résultat de la mesure

précédente. La goutte (ou le corps de volume inconnu dans les autres applications) lors de sa chute commence à modifier le faisceau: cela entraîne le déclenchement du monostable 20, qui délivre le signal de passage 21, et active le décalage de l'information logique dans les registres vers les cases 1: le faisceau 3_o-4_o devient alors inactif et est remplacé par les deux faisceaux immédiatement adjacents $3'_1$-$4'_1$ et $3''_1$-$4''_1$. Aux temps suivants, la goutte poursuivant sa progression modifie ces faisceaux qui à leur tour activent par les amplificateurs 13' et 13" et les portes logiques 14' et 14" le décalage dans le registres 32 et 33 et dans les voies de commutation et les moyens photoélectriques 3 et 4.

On voit donc se créer devant le passage de la goutte une sorte de fenêtre s'ouvrant progressivement par décalages successifs; les impulsions de sortie des moyens 13' et 13" qui les provoquent sont additionnés dans la porte logique 14 pour produire dans le moyen de comptage 17 un nombre d'impulsions proportionnel au diamètre de la goutte. On note que l'indépendance des voies marquées en X' et en X" commandées par les registres 32 et 33 permet un décalage assymétrique, et donc une grande tolérance dans les impératifs de centrage de la chambre à goutte.

Enfin, une fois les décalages provoqués par la goutte amenés à leur valeur maximale, le monostable 35 connecté à la porte 14 détecte l'absence d'impulsions en 13' et 13" et commute à l'entrée des registres les impulsions du générateur 16, par les portes 14, 14', et 14", pour achever le décalage vers les voies marquées en X_n: 32_n et 33_n: le monostable 36 connecté à ces voies est alors activé pour remettre à zéro l'ensemble du dispositif: case 0 dans l'état logique 1, prêt à recommencer un nouveau cycle.

Les avantages de ce mode de réalisation sont importants: dès lors que la construction pratique fait appel à des circuits modernes du type C-Mos, la consommation à l'état de veille, c'est à dire entre le passage des gouttes se réduit à celle d'une diode électromuminescente de faibles dimensions puisque l'ensemble des circuits est alors au repos. La résolution, avec les chiffres cités plus haut qui peuvent sans doute être dépassés, et un simple entrelaçage comme indiqué figure 18, permet d'apprécier une variation du nombre typique des tubulures inférieure à 1 goutte par centimètre cube (tubulures à 20 gouttes/cc), soit, sans précautions spéciales d'ordre mécanique ou optique, une précision de 5%.

Le progrès est donc appréciable.

Le champ d'apllications de ce dispositif étudié pour prendre place dans les systèmes de régulation des perfusions, ne se limite pas à ceux-ci. On a représenté figure 16 un exemple d'application au calibrage industriel de denrées fragiles. On peut aussi envisager des applications à la météorologie, pour la mesure précise des gouttes de pluie, qui peut présenter un certain intérêt par exemple pour une meilleure connaissance de la structure des nuages et l'amélioration des prévisions. Le dispositif (figure 17), associé aux moyens d'augmentation de la résolution décrits notamment à la figure 20 peut enfin être intéressant en laboratoire pour par exemple la mesure automatique des dimensions des globules sanguins, et ainsi améliorer le diagnostic des anémies.

Faute de trouver commercialisés des dispositifs intégrés conformes à la figure 17, l'invention à l'heure actuelle ne peut être réalisée que préférentiellement selon le mode décrit figure 6. La figure 23 représente un exemple de réalisation d'un moyen mobile noté X sur la figure 1 et la description qui s'y rapporte. Ce moyen X, s'il a une forme similaire à celle de ceux antérieurement mis en oeuvre, diffère par sa structure conforme à celle décrite figure 6 (ou 15), et l'on retrouve les deux faisceaux étroits 1 qui permettent de mesurer le diamètre de la goutte en éliminant l'influence de sa vitesse. Ce dispositif est adaptable sur toutes les pompes, péristaltiques ou à pistons, pourvu qu'elles mettent en oeuvre des tubulures classiques avec chambre à gouttes, et il permet dans ce cas d'améliorer sensiblement la précision du débit effectif et une plus juste coincidence entre débit réel et débit demandé. (les circuits de traitement de signal,par exemple ceux de la figure 9, seront bien entendu, incorporés aux circuits déjà existants).

Les figures 24 et 25 représentent un appareil pour régler des perfusions réalisé selon notre brevet Français n° 2.272.435, et selon la présente invention.

Le boitier 36 de l'appareil ne comporte plus maintenant sur ses faces que les réglages de temps et de volume, et les accessoires 38 indispensables à la mise en oeuvre (mors de potence, mors de centrage de la chambre à gouttes, voyants, interrupteurs). Les dits réglages 35 de temps et de volume commandent par les diviseurs 37 correspondants une division de rapport variable de la fréquence des impulsions du générateur 16.

Le dispositif de la présente invention avec ses moyens 3 et 4

associés aux circuits de la figure 9 fournit ici le signal de passage 21 et le signal de volume de goutte 22; ce dernier, grâce au monostable 20 et à la mémoire 34, commande en permanence le rapport de division d'un dernier diviseur 37. Ainsi est élaboré un signal 39 de référence, variable avec le temps de perfusion demandé, le volume total à perfuser, et le volume réel des gouttes fournies par la tubulure quelconque utilisée.

Ce signal de référence est appliqué comme antérieurement à l'une des entrées d'un comparateur 40 qui reçoit sur l'autre le signal de passage 21, et qui élabore un signal de commande pour la pince de tubulure 7. Celle-ci, par le dispositif 41 sensible à l'écartement de ses mors, élabore un signal 42 variable reflétant bien la pression en aval de la tubulure de pince et appliqué à l'une des entrées du comparateur 40' qui reçoit sur l'autre, le signal de référence 39, éventuellement transformé, par exemple par un intégrateur si le signal 42 est un signal analogique. Ce comparateur élabore donc un signal de position anormale des mors de la pince pour actionner le circuit d'alarme 43.

Ce dispositif, apparamment imprécis, est pourtant fondamental car en son absence, tous les appareils de régulation de perfusion antérieurement décrits, finissent en cas d'anomalie progressive comme par exemple une thrombose veineuse, par compenser la diminution du débit qui en résulte grâce à une ouverture progressivement croissante des mors de leur pince de tubulure, et alors la pression au niveau du cathéter ou de l'aiguille devient égale à la pression hydrostatique, avec tous les risques que cela comporte: de la simple effraction vasculaire avec oedème local aux embolies par migration de caillots, ou aux épanchements pleuraux. La littérature médicale est riche en ce domaine.

Ainsi, aux avantages antérieurs décrits: disparition des calculs fastidieux et sécurité, s'ajoute une amélioration de la précision et une simplification de la mise en oeuvre puisque le type de tubulure devient indifférent, et que les variations du volume des gouttes sont maintenant compensées automatiquement.

Enfin, les divers modes de réalisation du principe selon l'invention permettent de mesurer et de détecter le passage de corps de toutes natures, avec des applications dans l'industrie, la météorologie et la biologie.

REVENDICATIONS.

1°/ dispositif pour la détection du passage et la mesure des dimensions de corps liquides ou solides en mouvement, caractérisé par le fait qu'on réalise la dite mesure pendant un intervalle de temps, en combinant des moyens établis pour faire que lors du passage des dits corps, un déplacement relatif provoque, dans la transmission d'un rayonnement selon au moins un faisceau étroit, au moins deux modifications par passage, le dit intervalle de temps étant celui qui sépare deux modifications d'un même faisceau, avec des moyens établis pour transmettre le dit rayonnement en lui donnant une dimension de caractère physique ou temporel, avec des moyens établis selon la dite dimension pour traiter les dites modifications et délivrer le signal de dimensions et avec des moyens établis pour traiter l'une quelconque des modifications et délivrer le signal de passage.

2°/ dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le déplacement relatif est produit par la vitesse propre du corps à mesurer pour provoquer dans la transmission d'au moins un faisceau étroit fixe, deux modifications consécutives séparées par un intervalle de temps.

3°/ dispositif selon la revendication 2, caractérisé par le fait que la variation dans un certain sens induite dans la transmission du faisceau par le début du passage du corps à mesurer constitue la première modification, par le fait que la variation en sens contraire induite dans la transmission du faisceau par la fin du passage du corps à mesurer constitue la seconde modification, par le fait qu'on mesure l'intervalle de temps séparant la première de la seconde modification pour produire un signal variable avec la vitesse et les dimensions du corps, et par le fait qu'on dispose des moyens pour connaître ou controler la vitesse du corps et ainsi obtenir ses dimensions.

4°/ dispositif selon les revendications 1, 2 et 3, caractérisé par le fait qu'on obtient directement le signal de dimensions, en combinant un faisceau, étroit et fixe, unique modifié par le passage à une vitesse constamment identique des corps à mesurer, avec des moyens pour faire que la dite vitesse ait une valeur connue et reproductible.

5°/ dispositif selon la revendication 4, caractérisé par le fait que les moyens pour maintenir la vitesse des corps à une valeur connue consistent à provoquer une chute libre

des dits corps sur une hauteur connue et reproductible.

6°/ dispositif pour détecter le passage et mesurer le volume des gouttes dans les tubulures de perfusion selon la revendication 5, caractérisé par le fait que les moyens pour maintenir constante et reproductible la hauteur de chute libre des gouttes sont constitués d'un trait repère tracé sur le boîtier en regard duquel l'ajutage par où s'écoulent les gouttes doit être disposé.

7°/ dispositif pour détecter le passage et mesurer le volume des gouttes dans les tubulures de perfusion selon la revendication 5, caractérisé par le fait que les moyens pour maintenir constante et reproductible la hauteur de chute libre des gouttes sont constitués de moyens d'emboitement complémentaires portés, l'un par le boitier du dispositif, l'autre par la chambre à gouttes de la tubulure.

8°/ dispositif selon les revendications 1, 2 et 3, caractérisé par le fait qu'on dispose deux faisceaux étroits identiques pour qu'ils soient successivement modifiés par le passage à une vitesse quelconque des corps à mesurer, par le fait qu'on mesure l'intervalle de temps entre la première et la seconde modification de l'un des deux faisceaux pour fournir un signal variable avec la vitesse et les dimensions des corps à mesurer, par le fait qu'on mesure l'intervalle de temps entre les premières modifications ou entre les secondes modifications respectives de chacun des deux faisceaux pour produire un signal variable seulement avec la vitesse des corps à mesurer, et par le fait qu'on dispose un moyen de calcul pour recevoir les dits signaux et fournir le signal de dimensions.

9°/ dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, caractérisé par le fait qu'on réalise la transmission de rayonnement selon un faisceau étroit sans avoir recours à des dispositifs optiques pour éviter les phénomènes parasites lors de la transmission, en provoquant le passage du rayonnement par des fentes étroites correspondantes, aussi bien au départ qu'à l'arrivée du rayonnement.

10°/ dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le déplacement relatif entre les corps à mesurer et les faisceaux est provoqué par un déplacement controlé des dits faisceaux, en combinant des moyens pour transmettre les dits faisceaux selon une dimension physique ou temporelle, avec des moyens

pour provoquer le déplacement des dits faisceaux, avec des moyens pour traiter les susdites modifications, et avec des moyens pour rendre le déplacement des corps à mesurer sans influence sur le résultat de la mesure.

11°/ dispositif selon la revendication 10, caractérisé par le fait que les moyens pour rendre le déplacement des corps à mesurer sans influence sur le résultat de la mesure consistent à provoquer un déplacement des faisceaux perpendiculaire à celui des dits corps.

12°/ dispositif selon les revendications 10 et 11, caractérisé par le fait qu'on donne aux faisceaux une dimension d'ordre temporel, en combinant des moyens pour déplacer les dits faisceaux, des moyens pour maintenir la vitesse de ce déplacement à une valeur connue, des moyens pour mesurer l'intervalle de temps qui s'écoule entre la première modification induite par le début de la présence du corps à mesurer dans le champ de déplacement du faisceau, et la seconde modification induite par la fin de la présence du corps à mesurer dans le champ de déplacement du faisceau, et ainsi fournir le signal de dimensions.

13°/ dispositif selon les revendications 10 et 11, caractérisé par le fait qu'on donne au déplacement des faisceaux une dimension physique, en combinant un grand nombre de faisceaux élémentaires séparés chacun du faisceau élémentaire immédiatement adjacent par une distance connue, transmis par un grand nombre de moyens élémentaires de transmission, avec des moyens pour activer de proche en proche, les dits moyens élémentaires, et avec des moyens pour compter le nombre de faisceaux élémentaires modifiés par le passage des corps à mesurer.

14°/ dispositif selon les revendications 10 et 11, caractérisé par le fait que les moyens élémentaires de transmission sont des dispositifs photoélectroniques à semiconducteurs, et par le fait que les dits moyens sont réalisés sur un substrat unique encore appelé "circuit intégré".

15°/ dispositif selon les revendications 13 et 14, caractérisé par le fait que les moyens pour activer de proche en proche les moyens élémentaires sont des semiconducteurs et sont portés par le même substrat ou "circuit intégré" que les moyens élémentaires.

16°/ dispositif selon les revendications 13 à 15, caractérisé par le fait que le moyen d'activation de proche en proche est un générateur de fréquence et d'amplitude connues.

17°/ dispositif selon la revendication 13, caractérisé par le fait qu'on réalise l'activation successive des moyens de transmission élémentaires au cours et sous l'influence du passage des corps à mesurer, en combinant un moyen élémentaire transmettant à l'état de veille un faisceau élémentaire en l'absence de corps à mesurer avec des moyens pour provoquer, dès la modification d'un faisceau élémentaire quelconque, y compris celui de veille, l'activation des faisceaux élémentaires immédiatement adjacents, et avec des moyens pour dénombrer le nombre de moyens élémentaires successivement activés par le passage du corps à mesurer.

18°/ dispositif selon les revendications 13, 14 et 15, caractérisé par le fait qu'on augmente la résolution du dispositif en réalisant tantôt la transmission concordante entre un moyen élémentaire et son homologue, tantôt la transmission entre ce même moyen élémentaire et le moyen élémentaire immédiatement adjacent à son homologue.

19°/ dispositif selon les revendications 13, 14 et 15, caractérisé par le fait qu'on augmente la résolution du dispositif en superposant un certain nombre d'ensembles de moyens élémentaires identiques de telle sorte que les faisceaux élémentaires qu'ils transmettent soient décalés d'une distance égale au produit de la division de la distance séparant les moyens élémentaires de chaque ensemble par le nombre d'ensembles.

20°/ dispositif selon les revendications 13, 14 et 15, caractérisé par le fait qu'on augmente la résolution du dispositif en combinant un certain nombre de moyens optiques pour faire que la largeur totale de l'ensemble des faisceaux élémentaires transmis soit diminuée au niveau de la zone de mesure où passent les corps à mesurer.

21°/ dispositif pour mesurer ou contrôler le débit des perfusions en détectant le passage et en mesurant le volume des gouttes formées par les tubulures à fractionnement du liquide en gouttes de volume quelconque, caractérisé par le fait qu'il est réalisé selon l'une quelconque des revendications 1 à 20, et par le fait qu'il est relié à, ou compris dans le boitier d'un appareil de mesure ou de régulation.

22°/ appareil pour établir et/ou contrôler le débit des perfusions de liquides quelconques à une valeur exprimée en unités de volume par unité de temps - et non à une valeur exprimée en nombre de gouttes par unité de temps -,en utilisant pour cela

des tubulures à fractionnement du liquide en gouttes de volume quelconque, caractérisé par le fait que le moyen détecteur de gouttes est réalisé selon l'une quelconque des revendications 1 à 21, par le fait que le moyen détecteur de gouttes ainsi réalisé fournit un signal de passage et un signal de volume, par le fait que le signal de passage participe aux moyens mis en oeuvre pour maîtriser le débit, et par le fait que le signal variable avec les dimensions des gouttes coopère avec les moyens fournissant un signal de référence pour produire la variation adéquate du dit signal de référence, qui représente alors la fréquence idéale de passage, compte tenu de leur volume effectif, des gouttes.

23°/ appareil pour établir et/ou contrôler le débit des perfusions selon une valeur telle qu'un ou des volumes affichés de liquides quelconques soient administrés en un temps affiché en utilisant une tubulure à fractionnement du liquide en gouttes de volume quelconque, caractérisé par le fait que le moyen détecteur de gouttes est réalisé selon l'une quelconque des revendications 1 à 21, par le fait que le moyen détecteur de gouttes ainsi réalisé fournit un signal de passage et un signal de volume, par le fait que le signal de passage participe aux moyens mis en oeuvre pour maîtriser le débit, et par le fait que le signal variable avec les dimensions des gouttes coopère avec les moyens fournissant à partir des signaux des volumes et temps affichés un signal de référence, pour produire la variation adéquate du dit signal de référence, qui représente alors la fréquence idéale de passage, compte tenu de leur volume effectif, des gouttes.

2458804

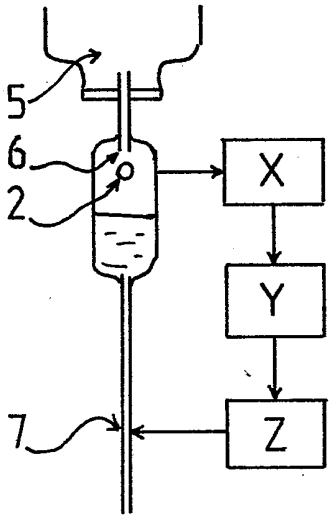


FIG.1

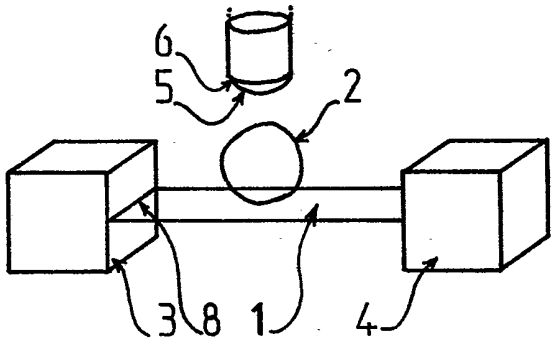


FIG.2

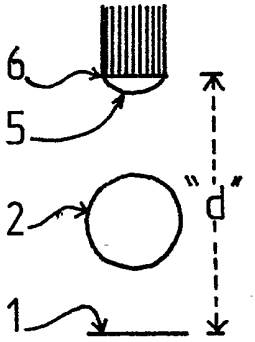


FIG.3

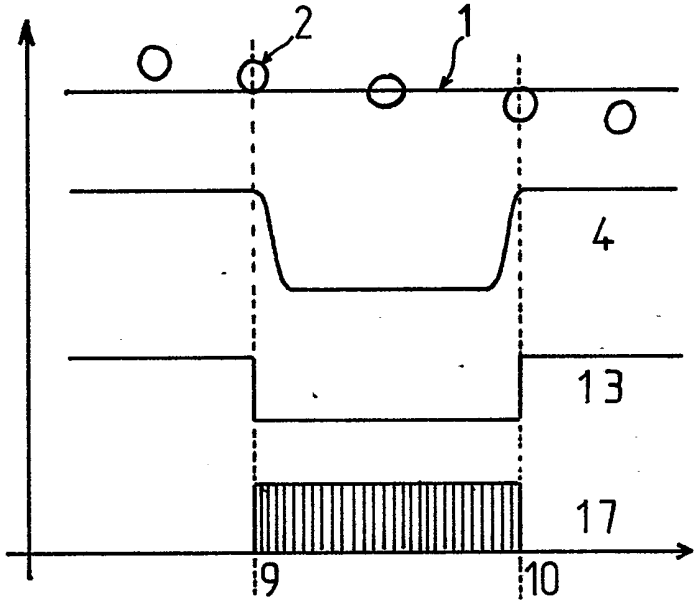


FIG.4

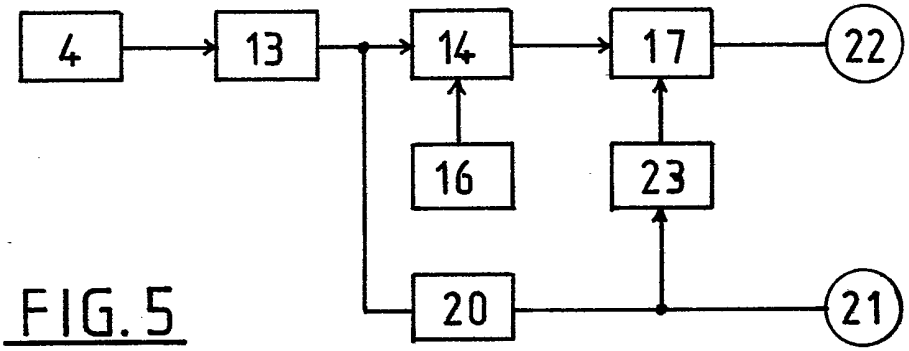


FIG.5

2458804

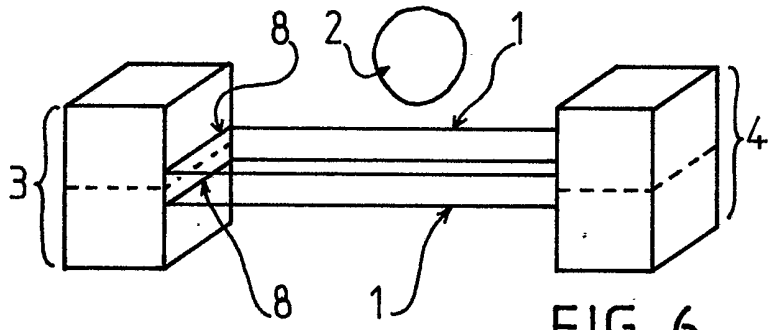


FIG. 6

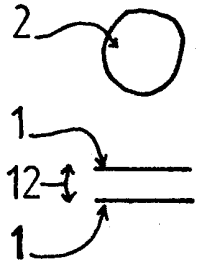


FIG. 7

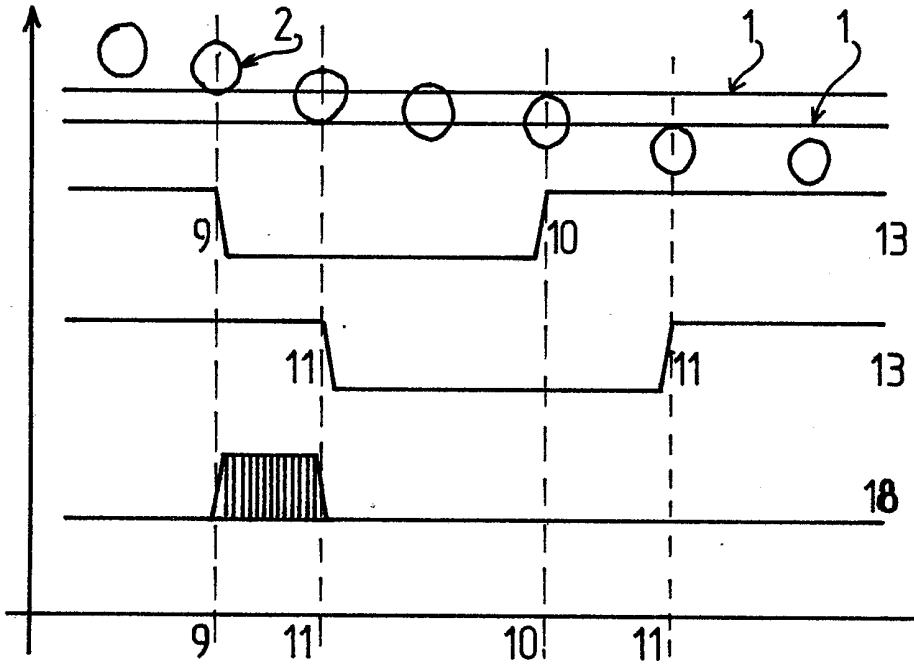


FIG. 8

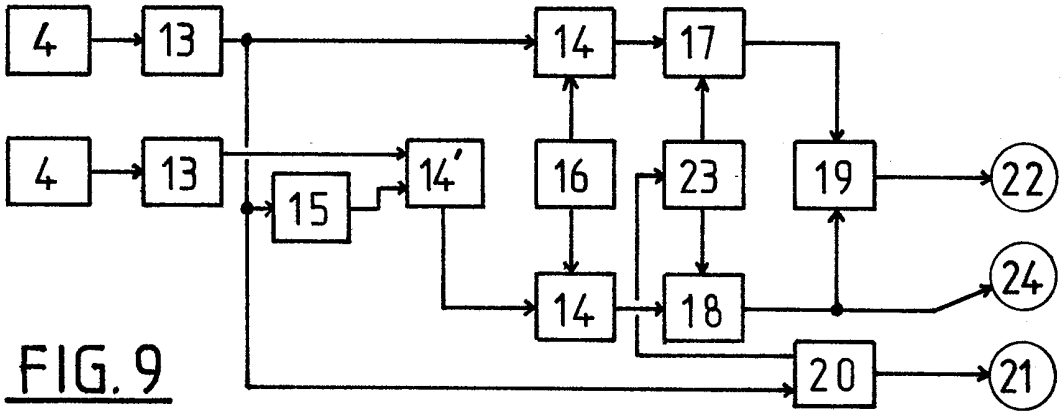


FIG. 9

2458804

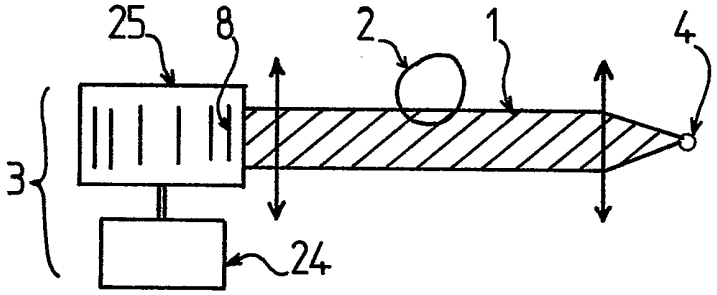


FIG.10

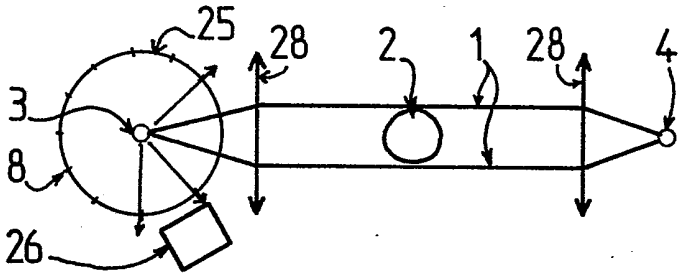


FIG.11

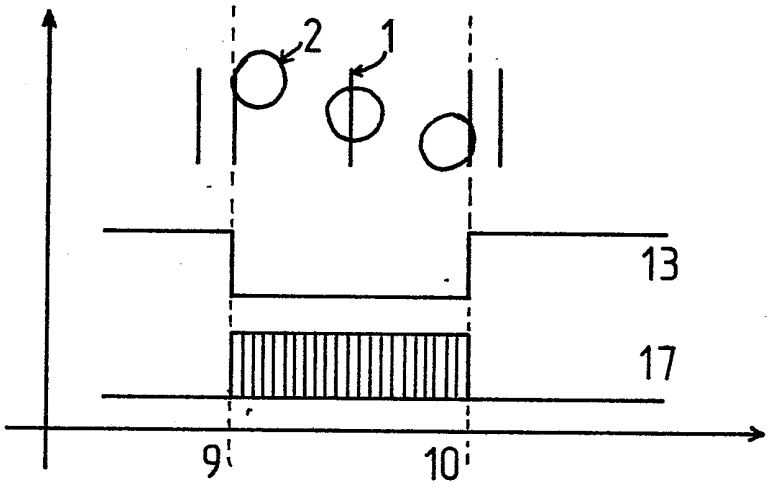


FIG.12

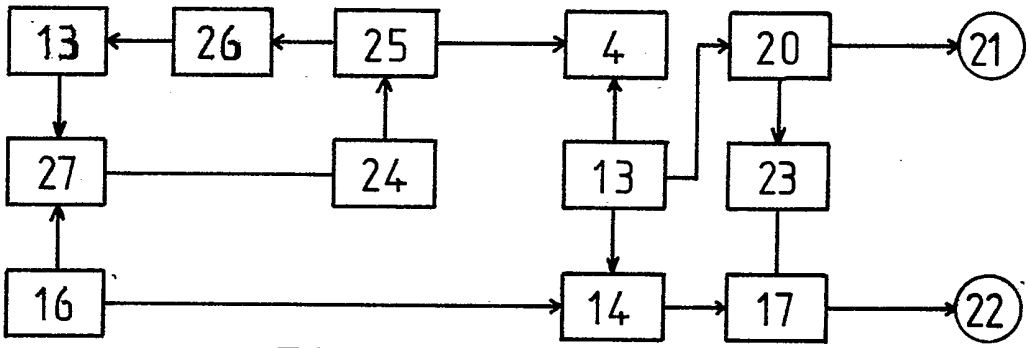


FIG.13

2458804

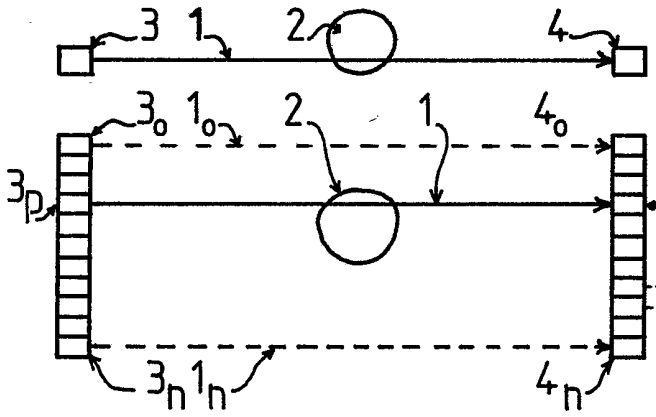


FIG.14

FIG.15

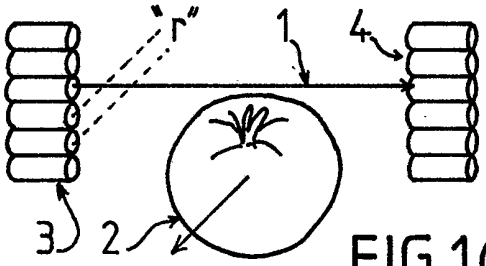


FIG.16

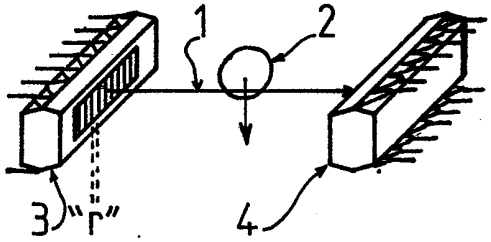


FIG.17

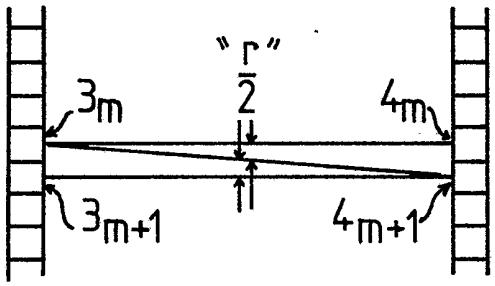


FIG.18

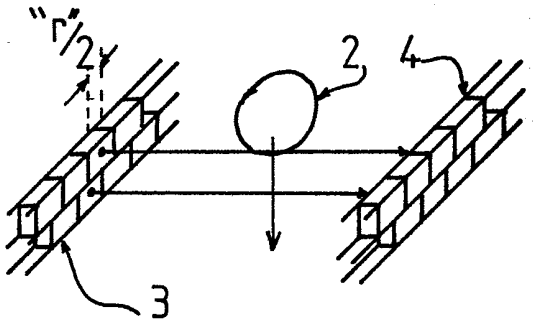


FIG.19

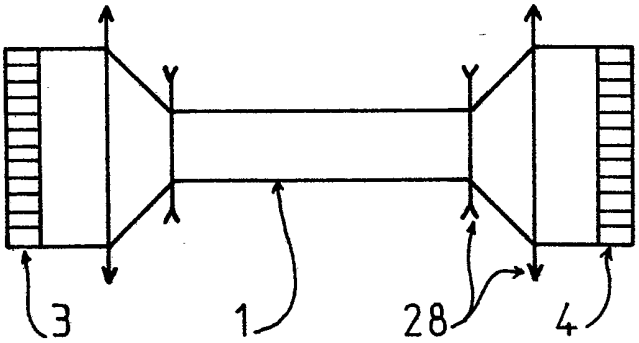


FIG.20

2458804

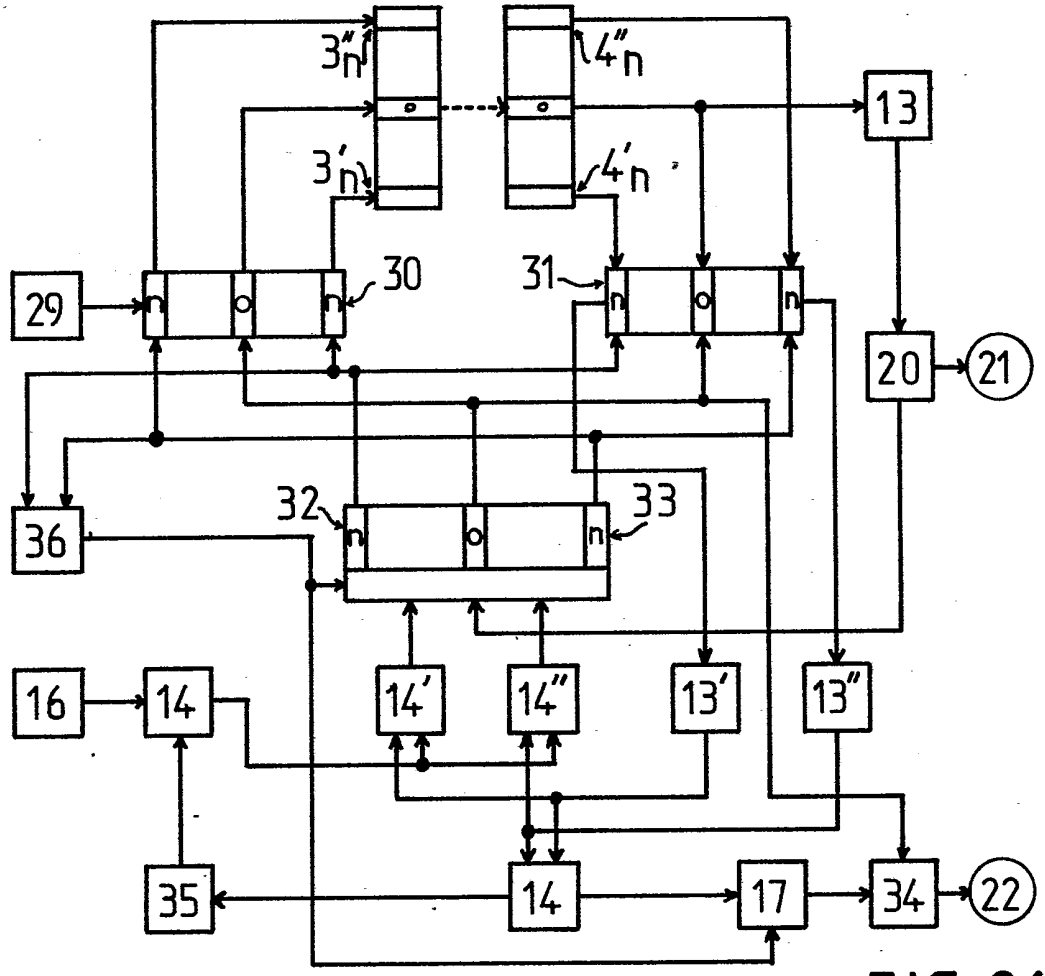


FIG. 21

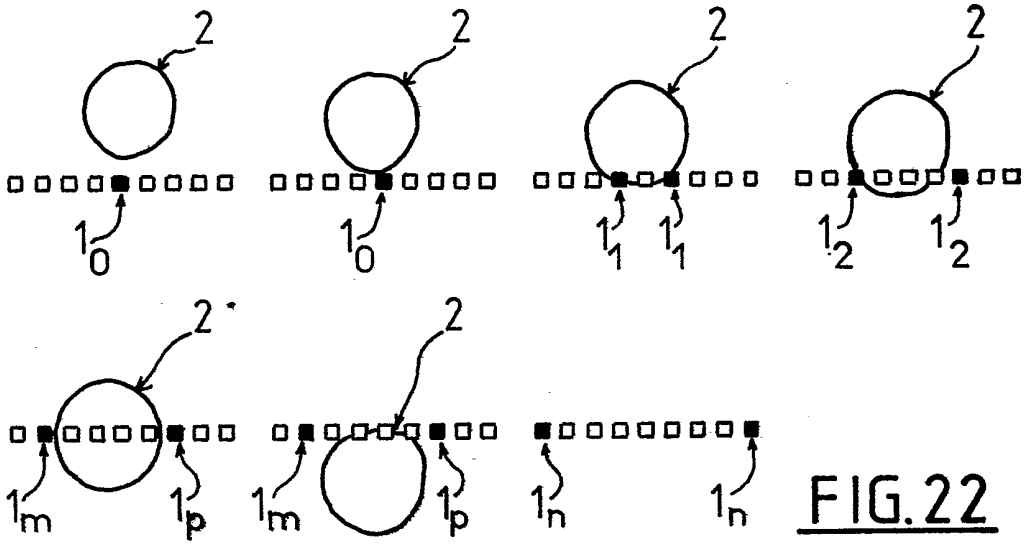


FIG. 22

2458804

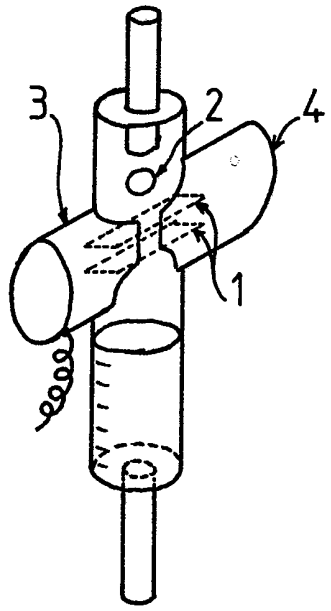


FIG. 23

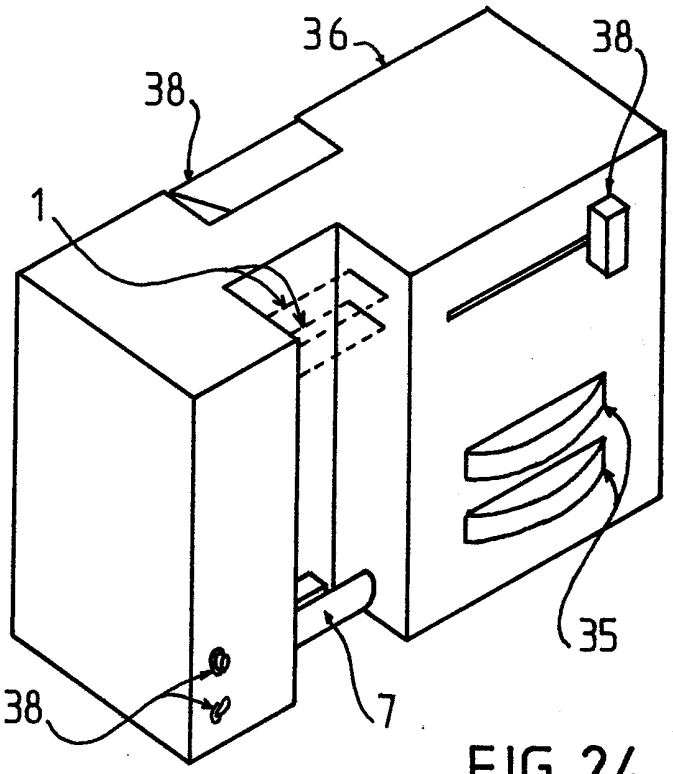


FIG. 24

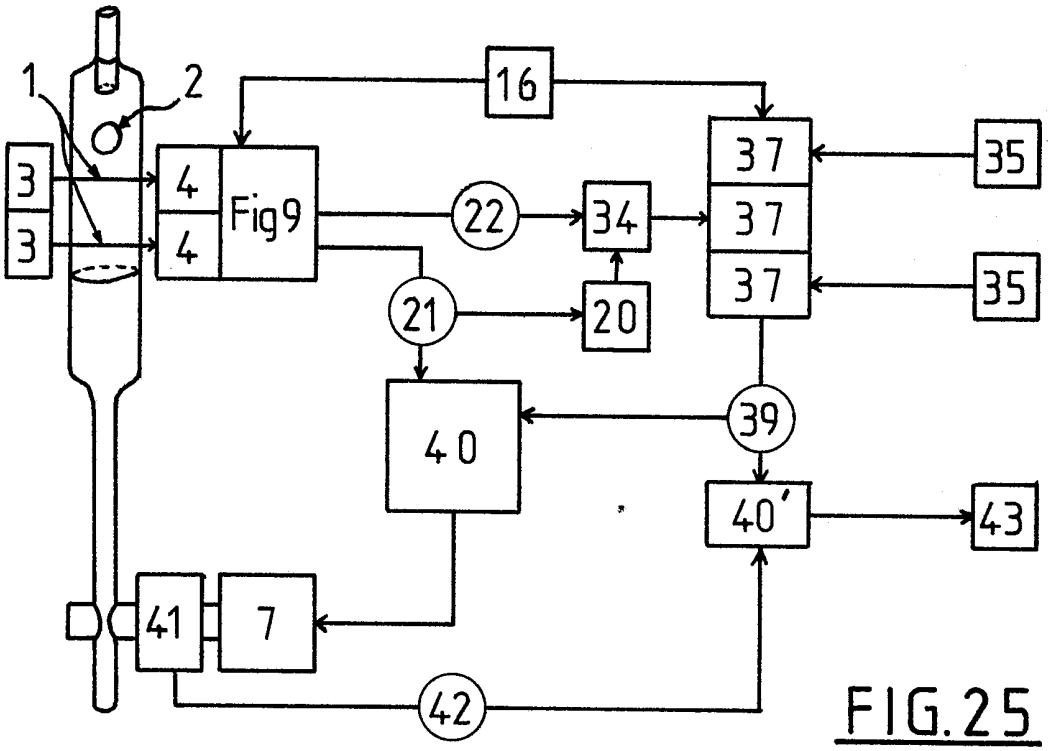


FIG. 25