CH 685 461 B5

(19) CONFÉDÉRATION SUISSE
INSTITUT FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

(11) CH 685 461 B5

(51) Int. Cl.[6]: A 61 M 005/20
A 61 M 005/14

Brevet d'invention délivré pour la Suisse et le Liechtenstein
Traité sur les brevets, du 22 décembre 1978, entre la Suisse et le Liechtenstein

(12) FASCICULE DU BREVET B5

Pièces techniques conformes au fascicule annexé de la demande no 685 461G

(21) Numéro de la demande: 00010/93

(22) Date du dépot: 05.01.1993

(42) Demande publiée le: 31.07.1995

(44) Fascicule de la demande publiée le: 31.07.1995

(24) Brevet délivré le: 31.01.1996

(45) Fascicule du brevet publiée le: 31.01.1996

(73) Titulaire(s):
Jean Claude Berney, Route de Mouthe, 1343 Les Charbonnières (CH)

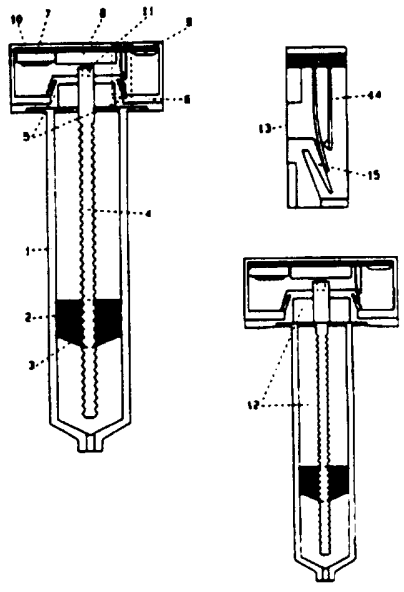
(72) Inventeur(s):
Berney, Jean Claude, Les Charbonnières (CH)

(74) Mandataire:
ICB Ingénieurs Conseils en Brevets S.A., Passage Max-Meuron 6/8, 2001 Neuchâtel (CH)

(56) Rapport de recherche au verso

(54) Dispositif portable de perfusion de substances thérapeutiques liquides et ensembles comprenant un tel dispositif.

(57) Le dispositif de perfusion de substances thérapeutiques liquides comportant premièrement un réservoir (1) équipé d'un piston (2) entraîné linéairement par un système de vis-mères (4). Le réservoir peut être formé d'un corps de seringue standard 10cc, 20cc, etc. et deuxièmement d'un système de motorisation comprenant au moins un moteur-réducteur (8) agencé pour entraîner ledit système de vis-mères. Ce système de motorisation comporte des moyens de commande électroniques dudit moteur-réducteur, une source d'énergie (7), et des moyens de programmation desdits moyens de commande électroniques.



CH 685461 A3

(19) CONFÉDÉRATION SUISSE
OFFICE FÉDÉRAL DE LA PROPRIÉTÉ INTELLECTUELLE

(11) CH 685461 G A3

(51) Int. Cl.[6]: A 61 M 5/20
A 61 M 5/145

Demande de brevet déposée pour la Suisse et le Liechtenstein
Traité sur les brevets, du 22 décembre 1978, entre la Suisse et le Liechtenstein

(12) FASCICULE DE LA DEMANDE A3

(21) Numéro de la demande: 10/93

(22) Date de dépôt: 05.01.1993

(42) Demande publiée le: 31.07.1995

(44) Fascicule de la demande publiée le: 31.07.1995

(71) Requérant(s):
Jean Claude Berney, Les Charbonnières

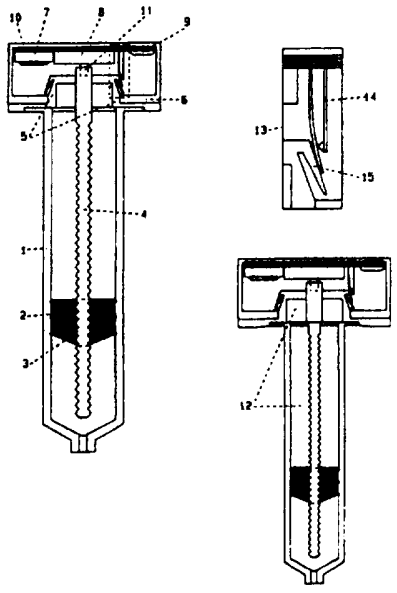
(72) Inventeur(s):
Berney, Jean Claude, Les Charbonnières

(74) Mandataire:
ICB Ingénieurs Conseils en Brevets SA, Neuchâtel

(56) Rapport de recherche au verso

(54) Dispositif portable de perfusion de substances thérapeutiques liquides et ensembles comprenant un tel dispositif.

(57) Le dispositif de perfusion de substances thérapeutiques liquides comportant premièrement un réservoir (1) équipé d'un piston (2) entraîné linéairement par un système de vis-mères (4). Le réservoir peut être formé d'un corps de seringue standard 10cc, 20cc, etc. et deuxièmement d'un système de motorisation comprenant au moins un moteur-réducteur (8) agencé pour entraîner ledit système de vis-mères. Ce système de motorisation comporte des moyens de commande électroniques dudit moteur-réducteur, une source d'énergie (7), et des moyens de programmation desdits moyens de commande électroniques.



Bundesamt für geistiges Eigentum
Office fédéral de la propriété intellectuelle
Ufficio federale della proprietà intellectuale

RAPPORT DE RECHERCHE

Demande de brevet N°.:
HO 16083
CH 17194

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée
A	EP-A-0 070 052 (MAGLIOLI) * page 4, ligne 27 - page 6, ligne 25 *	1,5,9
A	US-A-4 623 260 (CITIZEN WATCH CO LTD) * colonne 2, ligne 43 - colonne 3, ligne 68 *	1,9,15
A	EP-A-0 493 613 (CITIZEN WATCH CO LTD) * figures 1-3 *	1,15
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 010, no. 019 (P-423) (2076) 24 Janvier 1986 & JP-A-60 171 478 (CITIZEN TOKEI K.K.) 4 Septembre 1985 * abrégé *	1,15
A	US-A-4 211 066 (KABUSHIKI KAISHA DAINI SEIKOSHA) * colonne 1, ligne 63 - colonne 2, ligne 68; figures 1,2 *	1,15
A	EP-A-0 215 345 (CASIO COMPUTER CO. LTD.) * colonne 1, ligne 52 - colonne 3, ligne 17; figure 1 *	1
A	PATENT ABSTRACTS OF JAPAN vol. 006, no. 070 (P-113) (948) 6 Mai 1982 & JP-A-57 012 386 (CITIZEN TOKEI K.K.) 22 Janvier 1982 * abrégé *	1
D,A	CH-A-675 940 (DETRA S.A.) * abrégé; figure 1 *	14

DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.5)

G04F
G04C

Date d'achèvement de la recherche: 16 Août 1994

Examinateur OEB:

CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES

X : particulièrement pertinent à lui seul
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie
A : arrière-plan technologique
O : divulgation non-écrite
P : document intercalaire

T : théorie ou principe à la base de l'invention
E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date
D : cité dans la demande
L : cité pour d'autres raisons

& : membre de la même famille, document correspondant

EPO FORM 1503 03.82 (P04C15)

Description

Il peut être utile, dans le traitement de certaines maladies, de pouvoir administrer des substances thérapeutiques liquides sur de longues périodes allant de 1 à plusieurs jours.

Le système le plus connu est le «goutte-à-goutte», comportant un simple étranglement permettant de régler le débit entre le réservoir et le tuyau de sortie. Ce système passif et peu précis ne peut être utilisé que dans des applications très générales.

Pour pallier à ces défauts, il est apparu depuis une dizaine d'années des systèmes motorisés comportant une pompe intercalée entre le réservoir et le tuyau de sortie du système. Le débit de la pompe peut être régulé, voir programmé de manière précise par des moyens de commande électroniques adéquats. Ces pompes sont généralement de type «péristatique» et comportent un système de galets entraînant la substance voulue en écrasant un tuyau dans lequel celle-ci circule. Ce système donne des variations périodiques du débit et a un très mauvais rendement énergétique, mais présente l'avantage que le liquide ne soit jamais en contact avec des éléments extérieurs qui pourraient l'altérer.

Certains de ces systèmes sont portables et comportent leur propre source d'alimentation, ce qui permet au patient de se déplacer avec un minimum de contraintes. Cela représente un avantage important, surtout pour les traitements de longue durée hors du milieu hospitalier. Cependant, il va sans dire que, plus le système est petit, plus la puissance disponible au niveau de la pompe est faible, et celle-ci peut donc se bloquer relativement facilement, surtout si le rendement est faible.

Un autre système connu n'utilise pas une pompe à proprement parler, car une pompe dispose normalement d'une entrée et d'une sortie, mais un simple corps de seringue équipé d'un piston. Ce corps de seringue fait office de réservoir. Dans le cas connu, le piston est simplement entraîné par de l'air comprimé. Ce système très simple présente cependant de gros défauts, car la compression de l'air dépend de nombreux paramètres qui ne sont pas facilement maîtrisables, comme, par exemple, la température, et on ne peut pas contrôler le débit de manière vraiment efficace.

D'autres paramètres importants de ce genre de systèmes sont le coût d'exploitation et la difficulté de mise en œuvre. En effet, au moment où le coût de la santé explose pratiquement dans tous les pays, la priorité est donnée à des systèmes simples, facile à mettre en œuvre, et globalement peu coûteux.

De nombreux autres dispositifs de ce type sont connus qui présentent chacun des inconvénients que l'invention pallie simultanément.

Les documents GB-A 2 153 445, EP-A 0 398 394, EP-A 0 143 895, CH-A 607 620 et EP-A 0 246 158 décrivent des dispositifs de perfusion motorisés comprenant un corps de seringue à piston entraîné linéairement dans la seringue par un moteur électrique. Ces dispositifs présentent cependant les inconvénients d'être coûteux et réserver à des applications complexes, installées et surveillées par un personnel professionnel.

Le document EP-A 0 462 508 décrit un dispositif analogue dans lequel le piston est actionné à l'aide de l'énergie emmagasinée dans un ressort. Ce dispositif présente l'inconvénient de ne pas permettre d'obtenir la linéarité du mouvement du piston désirée.

La présente invention propose une solution originale alliant la fiabilité à la simplicité et à la précision. Elle concerne un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques liquides conforme à la revendication 1 du brevet.

La fig. 1 représente schématiquement à titre d'exemple un dispositif simple selon l'invention, avec vitesse constante du déplacement du piston.

La fig. 2 représente schématiquement à titre d'exemple un dispositif selon l'invention comportant des moyens simples de programmation de la vitesse de déplacement du piston.

La fig. 3 représente schématiquement à titre d'exemple le circuit électronique de commande du dispositif de la fig. 2.

La fig. 4 représente schématiquement à titre d'exemple certaines particularités du circuit de la fig. 3.

La fig. 5 représente schématiquement à titre d'exemple des moyens de contrôle du bon fonctionnement des dispositifs des fig. 1 et 2.

La fig. 6 représente schématiquement à titre d'exemple un circuit électronique pour dispositif selon l'invention comportant des moyens de programmation électroniques.

La fig. 7 représente schématiquement à titre d'exemple des moyens de motorisation d'un dispositif selon l'invention correspondant au circuit de la fig. 6, ainsi que divers accessoires pour sa mise en œuvre.

La fig. 8 représente schématiquement à titre d'exemple des moyens de motorisation pour dispositif selon l'invention permettant le remplissage du réservoir.

La fig. 1 représente schématiquement à titre d'exemple une version simple du dispositif selon l'invention. Le réservoir (1), qui peut constitué d'un corps de seringue standard 5cc, 10cc, etc. est formé dans sa partie utile d'un tube de section constante. Ce tube comporte un piston (2) comportant un pas de vis intérieur (3) et entraîné par une vis mère (4). Cette vis-mère (4) est maintenue en place par un adaptateur (5) fixé sur le corps du réservoir (1). Les moyens de motorisation sont contenus dans un boîtier (6) qui vient se fixer sur l'adaptateur (5). Ce boîtier contient une source d'alimentation (7), un moteur-réducteur (8) pouvant se présenter sous la forme d'un mouvement d'horlogerie courant, par exemple un mouvement 6¾–8, et un circuit électronique simple sous forme d'un circuit intégré (9). Ces différents éléments sont assemblés sur un circuit imprimé (10) qui effectue les connexions électriques nécessaires. Une fois le boîtier moteur (6) assemblé sur l'adaptateur (5), l'axe des heures du mouvement (8) faisant office de moteur/

réducteur vient se coupler par la pièce intermédiaire (11) sur la vis-mère (4). Ce couplage peut être cent pour cent mécanique, ou de type magnétique. La vis-mère va effectuer normalement un tour à chaque tour de l'axe des heures, mais il est également possible d'introduire une démultiplication intermédiaire dans le système de couplage par des moyens que nous ne décrirons pas ici.

Dans un mouvement d'horlogerie classique dont le moteur fait un pas par seconde, on une rotation de l'axe des heures pour 43 200 pas du moteur. Pour une vis-mère ayant un pas de 1 mm, on a donc une avance du piston de 1 mm toutes les 12 heures, soit 2 mm par 24 heures. On pourrait légitimement se poser la question de savoir si un mouvement d'horlogerie classique est capable de développer une force suffisante pour assurer un fonctionnement fiable du dispositif. Or on peut calculer que une avance de 2 mm par 24 heures avec une force de 1 kg*, soit 10 N correspond à une puissance de:

$$10\ N * 2\ 10^{-3}\ m/86\ 400s = 0{,}23\ 10^{-6}\ Watt$$

Un moteur de mouvement d'horlogerie consomme typiquement 1,5 10^{-6} Watt, soit 6 à 7 fois plus, et l'on peut donc se permettre un rendement global de l'ordre de 15%, ce qui est parfaitement réalisable et largement suffisant pour assurer le bon fonctionnement du dispositif.

Il est clair qu'un déplacement de 2 tours par 24 heures peut être insuffisant. On peut agir à ce moment là sur la vitesse du moteur en augmentant la fréquence des impulsions motrices. Pour 32 pas par seconde, on obtient 64 tours par 24 heures; pour 16 pas par seconde on obtient 32 tours par 24 heures; pour 8 pas par seconde on obtient 16 tours par 24 heures, et pour 4 pas par seconde on obtient 8 tours par 24 heures, etc.

A ces différentes vitesses de déplacement du piston correspondent différentes durées pour vider le réservoir. Si, par exemple, une fois le réservoir préalablement rempli par des méthodes que nous décrirons plus loin, il faut 64 tours de la vis mère pour amener le piston en position finale, 32 pas par seconde permettront de le vider en 1 jour, 16 pas par seconde en 2 jours, 8 pas par seconde en 4 jours et 4 pas par seconde en 8 jours.

Dans l'exemple de la fig. 1, il n'est pas prévu de moyens pour choisir ces différentes options. Il s'agit typiquement d'un système très simple et donc très bon marché prévu pour une seule utilisation, utilisant un circuit intégré de type horloger délivrant simplement des impulsions motrices à la fréquence fixée. On sait que de tels circuits intégrés peuvent être fabriqués pour des prix très bas. Cette exécution peut exister en plusieurs versions par exemple pour une durée d'utilisation unique de 1, 2, 4 et 8 jours, ces différentes versions exigeant autant de versions de la partie électronique correspondant à autant de fréquences différentes des impulsions moteur. Ces différentes versions peuvent être obtenues par autant de versions du circuit intégré (9). Elles peuvent également être obtenues au moyen du même circuit intégré, par des options bonding par exemple. Ces différentes options peuvent être différenciées par un marquage adéquat du boîtier, voir par différentes couleurs de celui-ci.

Notons que les mêmes moyens de motorisation peuvent être utilisés sur plusieurs types de réservoirs de contenances diverses en jouant sur le pas des vis-mères (4) et la forme des adaptateurs (5) comme le montre l'exemple (12).

Par ailleurs, le déplacement du piston est une relation directe du nombre de tours des moyens de motorisation, et l'on peut donc établir une relation précise entre ce nombre de tours et la quantité de liquide distribué. Le seul problème qui pourrait se poser à ce niveau pourrait être un léger glissement angulaire du piston. Pour éviter cela, il serait souhaitable d'avoir une section non pas circulaire, mais légèrement ovale du réservoir et du piston.

Nous avons dit plus haut que la fig. 1 concernait typiquement une exécution pour une seule utilisation. Le détail (13) montre un système de contacts (14) qui se ferme lorsque l'on met en place le boîtier (6) contenant les moyens de motorisation sur l'adaptateur (5). Par ailleurs, cet adaptateur (5) comporte des griffes (15) qui empêchent de retirer le boîtier (6) lorsque celui-ci a été mis en place, afin d'éviter une deuxième utilisation des moyens de motorisation. Il y a évidemment bien d'autres moyens d'obtenir de telles fonctions, et nous ne les décrirons pas plus en détail ici.

La fig. 1 représente en quelque sorte une version mimimaliste pour une seule utilisation. Dans beaucoup de cas, cette version est insuffisante et il est nécessaire d'ajouter des fonctions supplémentaires, ce qui entraîne automatiquement une augmentation du prix, particulièrement des moyens de motorisation. Il est possible de pallier à cet inconvénient en divisant le dispositif de perfusion selon l'invention en deux parties distinctes. La première partie comporte le réservoir avec son piston et ses moyens d'entraînement. Il s'agit là d'un sous-ensemble simple, réalisé principalement en matières synthétiques, donc bon marché et destiné à un seul usage. La deuxième partie comporte les moyens de motorisation avec son circuit électronique de commande et sa batterie. Il s'agit là d'un sous-ensemble plus complexe mais qui peut être réutilisé un certain nombre de fois sans problèmes. Ainsi cette deuxième partie pourrait être destinée à un seul patient de manière à éviter une stérilisation, mais pourrait être réutilisée un nombre limité de fois, par exemple 10.

La fig. 2 représente schématiquement à titre d'exemple une version plus sophistiquée du dispositif selon l'invention répondant à ce critère.

Dans cette figure on retrouve le réservoir (1) avec son piston (2) et l'adaptateur (5). Le système de vis-mère est formé de trois éléments télescopiques (20, 21, 22), l'élément (22) étant fixé sur le piston (2) et pouvant ne former qu'une seule pièce avec lui. Enfin l'axe (20) comporte une roue dentée (23) pour l'entraînement du tout. Cette combinaison d'éléments télescopiques permet d'éviter que le système de vis-mère soit en contact avec le liquide contenu dans le réservoir et améliore l'étanchéité.

On voit que tous ces composants forment un

premier sous-ensemble qui peut être traîté comme tel. Il n'est formé que de pièces simples pouvant être réalisées en matière synthétique pour des prix très bas. Ce premier sous-ensemble peut donc être jeté après utilisation.

Le deuxième sous-ensemble comporte les moyens de motorisation avec son boîtier (6), la source d'alimentation (7), le moteur-réducteur (8) et le circuit intégré (9) avec le circuit imprimé (10). La pièce de couplage (11) est formée d'une roue dentée formant engrenage avec la roue dentée (23) du premier sous-ensemble lorsque le tout est assemblé. Ce deuxième sous-ensemble n'est pas en contact direct avec le liquide thérapeutique ou d'autres éléments proprement médicaux, et n'est soumis à aucune contrainte particulière. Il peut donc sans autres être utilisé plusieurs fois pour un même patient, ce nombre d'utilisation dépendant essentiellement de la durée de vie de la batterie. Cela permet de répartir le coût des moyens de motorisation sur plusieurs utilisations et d'introduire des fonctions plus complexes qui vont être décrites ci-après.

Ainsi on peut introduire un dispositif de commutation simple permettant de sélectionner par exemple les quatre vitesses du moteur correspondant aux durées d'utilisation de 1 jour, 2 jours, 4 jours et 8 jours, qui nécessitaient dans le cas de la fig. 1 quatre exécutions différentes. Ce dispositif de commutation comporte un bouton vissé (24) qui maintient un disque de sélection (25) comportant 4 inscriptions (26) correspondant aux 4 durées que l'on peut sélectionner. En dévissant le bouton (24) on dégage le disque de sélection (25) que l'on peut faire tourner par quarts de tour. Lorsque l'inscription correspondant à la durée voulue apparaît, on revisse le bouton (24), ce qui bloque le disque (25) dans la position choisie. Nous verrons aux figures suivantes la configuration électrique de ce sélecteur.

Un autre aspect important pour l'utilisation du dispositif selon l'invention est de pouvoir contrôler facilement si le dispositif fonctionne. A cet effet, le moteur-réducteur (8) a été décalé par rapport à l'axe du système de vis-mère, le couplage se faisant par les roues dentées (11 et 23). Cela permet de dégager l'axe des secondes et de fixer sur lui un visualisateur (27) qui tourne lorsque le dispositif est en marche. Ce visualisateur, réalisé typiquement en matière synthétique de manière à être très léger, comporte des éléments graphiques simples permettant à l'utilisateur de se rendre compte très rapidemment si le visualisateur tourne ou non. Nous verrons plus loin plusieurs variantes dans l'utilisation de ce visualisateur (27).

La fig. 3 représente schématiquement à titre d'exemple le circuit électronique de commande du dispositif de la fig. 2.

Ce circuit électronique comporte premièrement un oscillateur (30) pouvant être, par exemple un oscillateur à quartz utilisant un quartz 32768 Hz utilisé couramment en horlogerie. Cet oscillateur est relié à un diviseur de fréquence (31) qui délivre des signaux de fréquences connues pour assurer le timing des différentes fonctions, dans notre exemple 64, 32, 16, 8 et 4 Hz. Ces signaux vont aux entrées d'un circuit de sélection (32) présentant sur sa sortie (33) des signaux dont la fréquence dépend de l'état d'un dispositif de sélection à contacts (34) relié à des entrées du circuit de sélection (32). La sortie (33) est reliée d'une part à un circuit de mise en forme des impulsions motrices du moteur (36), et d'autre part à l'entrée d'un compteur de tours du moteur (37) par l'intermédiaire d'un commutateur électronique (38). Dans le cas particulier, le moteur (36) est un moteur de type horloger comportant un rotor formé d'un aimant cylindrique aimanté perpendiculairement à l'axe de rotation. Le compteur de tours (37) est relié d'une part à un compteur du nombre d'utilisations (39) et d'autre part à un circuit de mise en service (40) relié à un contact de mise en marche (41). Le circuit de mise en service (40) est relié par ailleurs à l'entrée reset du circuit diviseur (31) et au compteur d'utilisations (39), ainsi qu'aux moyens de commutation (38).

Le fonctionnement du circuit de la fig. 3 peut s'expliquer comme suit:

Lorsque le dispositif selon la fig. 2 est mis en service par l'assemblage des sous-ensembles réservoir et moyens de motorisation, après sélection de la vitesse voulue au moyen du sélecteur formé des quatre contacts (34), le contact de mise en marche (41) se ferme.

Lorsque le dispositif n'a jamais été utilisé et que le compteur d'utilisations (39) est à 0, le diviseur (31) est maintenu à 0 par le circuit de mise en marche (40) lorsque le contact (41) est ouvert. Il n'y a pas de signaux sur la sortie (33) et le moteur (36) est immobile. En fermant le contact de mise en marche (41) le circuit de mise en marche (40) bascule et d'une part met en service le diviseur (31), et d'autre part fait basculer les moyens de commutation (38) dans la position représentée sur la figure. Simultanément le compteur de tours (37) est mis à 0 par la liaison (42). Des signaux à la fréquence sélectionnée apparaissent sur la sortie (33). Ces signaux sont mis sous forme d'impulsions motrices par le circuit (35) et mettent en mouvement le moteur (36). Les signaux de la sortie (33) sont reliés également à l'entrée du compteur de tours (37). Ce dernier est donc incrémenté de 1 pas chaque fois que le moteur reçoit une impulsion motrice. Pour autant que le piston ait été placé au départ dans une position déterminée que nous nommerons position 0, l'état du compteur de tours (37) est représentatif du nombre de tours effectué par le système de vis-mère. Dans un mouvement d'horlogerie classique avec moteur à 1 pas par seconde, l'axe des heures fait un tour pour 43 200 pas du moteur. Si la course totale du piston correspond par exemple à 70 tours, celui-ci arrivera en position finale après environ 3 000 000 de pas moteurs.

Lorsque cette condition est remplie, nombre d'impulsions motrices = 3 000 000, un signal apparaît à la sortie (43) du compteur (37). Cette sortie est reliée à une entrée du circuit de mise en marche (40).

Il y a alors deux possibilités.

Si la mise en service a été courte, uniquement pour un contrôle de fonctionnement par exemple, et

est interrompue par l'ouverture du contact (41), le compteur d'utilisations n'a pas été incrémenté et est resté à 0. Dans ce cas, le circuit de mise en service (40) revient dans l'état initial à l'ouverture du contact (41) et le diviseur (31) est mis à 0, ce qui met hors service l'ensemble des circuits électroniques en aval. Il est ainsi possible d'effectuer des contrôles de fonctionnement du dispositif, puis de le stocker avec un minimum de consommation.

Dans le deuxième cas, la durée de mise en service a été suffisante pour qu'un signal délivré sur sa sortie (44) par le compteur (37) ait incrémenté le compteur de nombre d'utilisations (39). Lorsque cette condition nombre d'utilisations plus grand que 0 est remplie, le compteur (39) délivre sur sa sortie (45) un signal qui, appliqué à une entrée du circuit de mise en service (40), va modifier le comportement de celui-ci. Lorsque le compteur (37) délivre un signal de fin d'utilisation sur sa sortie (43), ou si l'on ouvre le contact (41), le circuit de mise en service (40) fait basculer les moyens de commutation (38), mais le diviseur (31) reste en service. Il apparaît alors un signal 2 Hz délivré par le circuit de modulation (46) sur l'entrée du compteur de nombre de tours (37), le moteur ne recevant pour sa part plus aucune impulsions est mis hors service. Une nouvelle mise en service ne pourra être effectuée qu'en ouvrant préalablement le contact (41) si cela n'a pas déjà été fait, puis en le refermant.

Cette configuration particulière permet de limiter la durée de vie du dispositif lorsque celui-ci a été utilisé une première fois, ceci pour éviter des stockages de longues durées entre les différentes utilisations. En effet, lorsque l'état du compteur de nombre d'utilisations est plus grand que 0, les compteurs de nombre de tours (37) et de nombre d'utilisations (39) continuent de tourner à vitesse réduite pendant les phases de non fonctionnement du moteur, ce qui va limiter la durée de vie du dispositif. En effet le compteur d'utilisations (39) comporte une sortie (47) qui délivre un signal au circuit de mise en service (40) lorsque le nombre d'utilisations dépassent un nombre fixé, par exemple 10. Ce signal nombre d'utilisations plus grand que 10 met définitivement le dispositif hors service.

Le fonctionnement du dispositif peut être résumé comme suit:

a. Des fonctionnements de courte durée permettent de contrôler le fonctionnement du dispositif. Ces fonctionnements de courte durée ne sont pas considérés comme des utilisations à proprement parler.

b. Les utilisations normales sont considérées comme telles dès que le compteur de tours a incrémenté un nombre de tours minimum correspondant par exemple à 10 000 pas du moteur. Le compteur de nombre d'utilisations est alors incrémenté de 1 pas. Ainsi toute utilisation de plus de 10 000 pas du moteur est comptabilisée comme une utilisation complète même si elle est interrompue avant terme par l'ouverture du contact de mise en service. Normalement, cependant, ce contact reste fermé et l'utilisation s'interrompt automatiquement au bout de 3 000 000 de pas du moteur correspondant à 70 tours du système de vis-mère. Le piston est arrivé à ce moment là en bout de course.

c. A chaque utilisation normale, le compteur de nombre d'utilisation est incrémenté. Lorsque le nombre d'utilisations atteind un nombre fixé, le dispositif est mis définitivement hors service.

d. Normalement le dispositif doit être utilisé de manière suivie, pour un seul patient, et jeté lorsque le traitement arrive à son terme même si il reste quelques utilisations disponibles. Pour éviter des utilisations occasionnelles, les compteurs restent en service à vitesse réduite après la première utilisation. De cette manière le dispositif est de toute façon mis hors service après un certain temps, même s'il n'a été utilisé qu'une fois.

Ces différentes limitations de la durée d'une utilisation et du nombre d'utilisations sont rendues nécessaires par le fait que la batterie a une durée de vie limitée et que le fonctionnement doit être assuré dans toutes les conditions.

Si on se base une nouvelle fois sur un mouvement d'horlogerie, on sait que la pile est capable d'assurer une durée de vie de l'ordre de 1000 jours pour un moteur faisant un pas par seconde. Cela représente environ 90 millions de pas du moteur. Dans notre cas chaque utilisations représente 3 millions de pas ce qui représente 30 millions de pas pour 10 utilisations. On a donc une sécurité de 3 entre le nombre de pas possible et le nombre de pas maximum autorisés par le circuit électronique. Par ailleurs, lorsque le dispositif à été utilisé une première fois, le compteur de tours est incrémenté à 2 Hz, ce qui représente l'équivalent de 160 000 pas par jour. La durée de vie du dispositif est donc limitée à 30/0,16 = 187 jours même s'il n'est plus utilisé entre temps.

Il reste à donner plus d'informations sur le circuit de modulation (46) qui permet de moduler les signaux transmis au formateur d'impulsions motrices (35) par le circuit (32) en réponse à l'état de circuits de surveillance (48 et 49).

Nous avons vu sur la figure précédente que l'axe des secondes du mouvement était équipé d'un visualisateur permettant de voir facilement si le moteur tournait ou non. En sophistiquant le système, on peut envoyer des messages codés, le code étant représenté par une alternance bien particulière de fonctionnements et d'arrêts du visualisateur. Par exemple, le circuit (48) est un détecteur de fin de vie de pile, et le circuit (49) un détecteur de pas ratés. Ces deux types de circuits sont bien connus dans les circuits intégrés pour l'horlogerie et ne seront donc pas décrits ici. Lorsque le circuit (48) détecte la condition de fin de vie de pile, il transmet un signal au circuit (46) qui délivre un premier signal de modulation au circuit (32) qui va délivrer sur sa sortie (33) des signaux codés correspondant à la fin de vie de pile. De même lorsque le circuit (49) détecte la condition de pas ratés, il transmet un signal au circuit (46) qui délivre un deuxième signal de modulation au circuit (32) qui va délivrer sur sa sortie (33) des signaux codés correspondant à la détection de pas ratés. Et ainsi de suite pour d'autres paramètres.

Il s'agit là d'un genre de système d'alarme qui permet d'informer l'utilisateur sur certaines particularités du fonctionnement du dispositif. Contrairement au système d'alarme classique à buzzer qui peut être implanté sans problèmes dans le dispositif selon l'invention comme dans les montres et autres dispositifs autonomes, mais qui ne peut être actionné que de très courts instants pour ne pas vider la pile, cette alarme par visualisateur rotatif interposé ne consomme aucune énergie supplémentaire. En plus, ce visualisateur peut fonctionner en permanence, alors que les signaux acoustiques courts peuvent facilement passer inaperçus si la personne est distraite, en regardant la télévision par exemple. Nous verrons plus loin certaines formes de signaux modulés utilisés par le visualisateur rotatif.

Enfin, dans les cas décrits jusqu'ici, on a toujours perfusion d'une quantité fixe, soit le contenu du réservoir, et programmation de la durée nécessaire pour vider ce réservoir, soit 1, 2, 4, ou 8 jours. Une légère modification permet de travailler à durée de perfusion fixe, par exemple 1 jour, et de varier la quantité perfusée, soit 1, 1/2, 1/4 ou 1/8 de réservoir. Pour cela l'entrée du compteur (37) est reliée directement par le commutateur (38) à la sortie 32 Hz du diviseur (31) par la liaison (50). Ainsi le compteur de tours (37) devient un simple compteur de durée de 3 millions/32 = 90 000 secondes soit environ 1 jour. Le nombre de tours du moteur pendant cette durée va donc varier selon qu'il est alimenté à 4, 8, 16 ou 32 pas par seconde. Ces variantes peuvent être distinguées les unes des autres, comme sur la fig. 1, par des variantes de couleur des boîtiers plastic.

La fig. 4 représente schématiquement à titre d'exemple certaines particularités du circuit de la fig. 3.

Sous 4a est représenté de manière très simplifiée le moyens de sélection 34 de la fig. 3. Ces moyens de sélection comportent le disque de sélection (25) de la fig. 2. Ce disque comporte quatre excroissances (60) portant sur leurs faces respectives les inscriptions 1, 2, 4 et 8. Ce disque peut être positionné par quarts de tour dans quatre positions différentes. Le disque (25) comporte un ressort triangulaire (61) dont les trois extrêmités viennent en regard de zones de contact du circuit imprimé. On peut constater que, dans les quatre positions, une des extrêmité est en contact avec VDD, une autre avec le STOP, alors que la troisième touche successivement S1, S2, S3 et S4. Lorsque le bouton (24) de la fig. 2 est dévissé, le ressort (61) n'est plus en contact avec le circuit imprimé et toutes les zones de contact sont en l'air. Lorsque le disque est placé dans la position voulue et que l'on revisse le bouton (24), le ressort (61) établit le contact entre les trois zones de contact correspondant à la position choisie.

Sous 4b sont représentés la forme des signaux modulés pour transmettre des messages visuels par l'intermédiaire du visualisateur rotatif. Cette modulation alterne des périodes avec des signaux de fréquence 2f, des signaux de fréquence 0 et des signaux de fréquence nominale f, de telle manière que la fréquence moyenne des signaux reste f. Ainsi la transmission de ces signaux modulés peut être maintenue ad eternum, sans influence sur la vitesse moyenne de déplacement du piston. Les variation à court terme sur quelques secondes n'ont pas d'influence sur le débit de liquide en raison de la très grande démultiplication entre l'axe des secondes et la vis-mère. La fig. 4b représente à titre d'exemple 4 modulations différentes correspondant à la détection de fin de vie de pile (62), à la détection de pas ratés (63), à l'avant-dernière utilisation possible (64) et à la dernière utilisation possible.

La fig. 5 représente schématiquement a titre d'exemple des moyens de contrôle du bon fonctionnement des dispositifs des fig. 1 et 2. En effet le visualisateur rotatif de la fig. 2 représente un bon indicateur du fonctionnement à court terme, mais il serait utile d'avoir également un système de contrôle à long terme. On sait en effet que les personnes malades sont facilement angoissées et l'existence d'un tel moyen de contrôle peut être rassurant.

Nous savons que le piston (70) se déplace à vitesse constante d'un point de départ (71) à un point maximum (72). Le piston est amené en position de départ au remplissage par le personnel soignant, et il est facile pour celui-ci de contrôler que cette position de départ soit correcte lors de la mise en service du dispositif. Comme le piston se déplace d'une quantité précise à chaque heure, on peut associer la position de celui-ci à l'heure du jour au moyen d'une bande autocollante (73) portant une double graduation en rapport avec la durée sélectionnée, soit une double graduation 24 heures pour la durée 1 jour, une double graduation sur 48 heures pour la durée 2 jours, etc. Le personnel soignant coupe la bande autocollante un peu avant l'heure de mise en service dans la première graduation et un peu après cette heure dans la deuxième graduation. Cette bande est ensuite collée sur le réservoir de telle manière que l'heure de mise en service corresponde à la position de départ du piston.

Par la suite, le patient peut à tout moment lire la position du piston sur la graduation, position qui doit correspondre à l'heure du jour. Dans notre figure le piston a été mis en service à 9 h 30 et il doit être environ 23 h 00. Si ce n'est pas le cas, particulièrement si le piston est en retard, cela signifie qu'il y a eu un bloquage, et il faut avertir le personnel soignant sans tarder. Il s'agit là d'un système rudimentaire mais qui peut rendre de grands services.

Les figures précédentes représentent des systèmes simples sans programmation ou avec des moyens de programmation très rudimentaires pouvant être mis en service par n'importe quel personnel soignant avec une formation minimum. Ceci est important dans la mesure où des systèmes trop compliqués peuvent provoquer des réactions de rejet bien compréhensibles compte tenu de la surcharge de travail et de la multiplicité des nouveautés à vocation médicale apparaissant sur le marché. Cependant, dans certains cas, il est important d'avoir des possibilités plus étendues impliquant par exemple des moyens de programmation plus sophistiqués.

La fig. 6 représente schématiquement à titre d'exemple un circuit électronique pour dispositif selon l'invention comportant des moyens de programmation électroniques.

Les dispositifs représentés aux figures précédentes utilisent des circuits électroniques utilisant une logique de type classique. Or il est bien connu qu'il existe à l'heure actuelle des microprocesseurs de type «one chip» à faible consommation permettant d'obtenir des fonctions équivalentes par des logiques programmées. Ces microprocesseurs comportent entre autres des circuits mémoire de type RAM et des circuits timer permettant, dans le cas qui nous occupe, de programmer la vitesse du moteur en fonction du temps. Ces circuits comportent également un certain nombre d'entrées et de sorties permettant soit de transmettre des informations de l'intérieur vers l'extérieur sous forme logique, soit de réceptionner des informations de l'extérieur soit sous forme logique, soit sous forme analogique, certains de ces microprocesseurs comportant des amplificateurs de type analogiques permettant par exemple de gérer directement des capteurs extérieurs, comme des capteurs de température, de pression, etc. Par ailleurs la plupart des microprocesseurs de ce type comporte également des sorties pour affichage de type LCD permettant de gérer des affichages relativement complexes.

La fig. 6 représente un circuit électronique de ce type comportant dans la zone (80) les fonctions représentées à la fig. 3. Cependant la sélection de la vitesse du moteur est donnée par une mémoire de type RAM (81) adressée au moyen d'un circuit timer (82). A chaque période de temps définie par ce circuit timer (82) correspond une vitesse du moteur programmée dans la section correspondante de la mémoire RAM. Ainsi, si le circuit timer (82) définit 24 périodes de temps correspondant aux 24 heures de la journée, auxquelles correspondent 24 vitesses programmées dans 24 positions de la mémoire RAM (81), om pourra ainsi programmer heure par heure le débit du dispositif de perfusion selon l'invention, ceci selon les besoins. Il s'agit là d'un perfectionnement important dans la mesure où l'on peut réellement adapter dans les moindres détails le traitement aux besoins propres du patient.

Le circuit RAM (81) et le circuit timer (82) sont reliés par une unité centrale de calcul (83) qui gère l'ensemble des fonctions du circuit électronique. Ainsi, cette unité centrale de calcul peut gérer un affichage de type LCD (84) et afficher un certain nombre de paramètres dont nous donnerons certains exemples plus loin. Par ailleurs cette unité centrale peut gérer des circuits auxiliaires comme les circuits de détection de fin de vie de pile (85) et le circuit détecteur de pas ratés (86). Il est bien évident que, dans le cas de la fig. 6, il n'est plus nécessaire d'utiliser un visualisateur rotatif pour transmettre des messages à destination de l'utilisateur, mais que l'affichage LCD peut être utilisé directement à cette fin, soit en faisant «flasher» l'affichage, soit en utilisant des symboles particuliers ou des combinaisons d'affichage réservées à chaque situation, par exemple «bt» pour batterie insuffisante, «pr» pour pas ratés, etc.

Un autre paramètre intéressant qui peut être géré par l'unité centrale de calcul (83) et affiché par l'affichage LCD (84) est la position du piston. En effet, comme la vitesse varie dans le temps, il n'est plus possible d'associer comme précédemment la position du piston à l'heure du jour. Par contre, en reliant l'unité centrale de calcul (83) au compteur de tours par la liaison (87), on peut calculer et afficher la position du piston. Par exemple, si le piston fait la totalité de son déplacement en 70 tours du système de vis-mère, il va effectuer 1 dixième de ce déplacement tous les 7 tours. En utilisant une graduation similaire à celle de la fig. 5, mais graduée de 0 à 10 par exemple, et en affichant sur l'affichage LCD le nombre de fois 7 tours que le compteur de tours a comptabilisés, on obtient une relation directe entre la valeur affichée sur le LCD (84) et la position du piston sur la graduation. Ceci permet de contrôler en tout temps si le fonctionnement du dispositif est correct et s'il n'y a pas eu de bloquage du piston.

L'unité centrale de calcul permet en fait de communiquer avec d'autres éléments internes du circuit électronique comme l'affichage (84) et les détecteurs (85 et 86), mais également avec des éléments externes à celui-ci, et en premier lieu avec des moyens externes de programmation de la RAM (81) qui seront décrit à la fig. 7.

En plus des moyens de programmation de la RAM, il est possible d'ajouter d'autres fonctions externes. Prenons l'exemple des messages qui doivent attirer l'attention du patient sur certains disfonctionnements du dispositif selon l'invention. Il a été décrit comment ces messages pouvaient être affichés par un visualisateur rotatif ou par un affichage LCD. Il a été dit également que l'on pouvait incorporer dans le circuit électronique selon l'invention un système acoustique comme ceux employés par exemple dans des montres, ce qui ne représente pas en soi une innovation technique. Tous ces systèmes sont intéressants mais ne constituent pas un véritable système d'alarme et les messages en question peuvent échapper au patient si celui-ci est distrait, dort, regarde la TV, etc. Or dans certains cas critiques, il est important que la personnel soignant ou le patient soit réellement mis en alarme. A cette fin, l'unité centrale de calcul comporte des moyens de communication avec l'extérieur (88) pouvant être reliés à une unité d'alarme extérieure (89) comportant sa propre source d'alimentation (90) et un circuit (91) de réception et de traitement des informations transmises par les moyens de communication (88), circuit agencé de manière à activer une alarme sonore (92) ayant la puissance requise.

Il faut également noter que les moyens de communication (88) permettent d'introduire dans l'unité centrale de calcul (83) d'autres informations en provenance de l'extérieur, particulièrement en provenance d'un capteur externe.

La fig. 7 représente schématiquement à titre d'exemple des moyens de motorisation d'un dispositif selon l'invention correspondant au circuit de la fig. 6, ainsi que divers accessoires pour sa mise en œuvre.

Sur la fig. 7, on reconnaît les moyens de motorisation fixés sur l'adaptateur (100) du réservoir partiellement représenté. Ces moyens de motorisation comprennent le moteur (101) entraînant l'axe (102), une source d'alimentation (103), le circuit microprocesseur (104) et l'affichage LCD (105). Ces éléments sont assemblés par exemple sur un circuit imprimé monté dans le boîtier (106) selon des techniques bien connues des gens de métier. Le circuit électronique est relié vers l'extérieur par un connecteur (107) muni d'un câble (108). On peut évidemment utiliser d'autres moyens de liaison connus par couplage magnétique, optique ou acoustique.

Une première utilisation de ces moyens de connexion vers l'extérieur est de relier le circuit électronique à un capteur agissant au moins indirectement sur le circuit RAM (81) de manière à adapter la vitesse des moyens de motorisation en fonction d'un paramètre déterminé. Ainsi dans le traitement du diabète par exemple, on pourrait adapter le débit d'insuline en fonction du taux de sucre dans le sang, taux mesuré en permanence par un capteur idoine.

Une deuxième utilisation de ces moyens de connexion est de relier le circuit électronique à des moyens de programmation externes. Il existe de très nombreux systèmes et procédures de programmation connus des gens de métier et nous ne décrirons pas en détail la configuration de ces moyens. Cependant ceux-ci se présentent physiquement de préférence sous la forme d'un instrument portable (110), léger et maniable, comportant un clavier (111) pour l'introduction de données, et un affichage (112) permettant de lire des informations transmises par l'instrument. Pour faciliter le travail du personnel soignant, cet instrument comporte un système de lecture d'une mémoire amovible (113). Cette mémoire amovible (113) est dédicacée, au moins pendant la durée du traitement, à un patient particulier et contient des informations sur le traitement de celui-ci. Ainsi, quand le personnel soignant doit programmer un dispositif selon l'invention pour un patient déterminé, il met d'abord en place la mémoire amovible (113) dédicacée à ce patient, et peut alors introduire par des manipulations simples les informations nécessaires dans le circuit RAM (81) des moyens de motorisation de la fig. 6.

Il faut relever un point important à ce niveau, dans le sens où les moyens de communication entre le circuit électronique du dispositif selon l'invention et les moyens de programmation peuvent être bidirectionnels, et qu'il peut y avoir interréaction entre les informations contenues dans la RAM (81) et les moyens de programmation eux-mêmes. Par exemple, il est possible au système de programmation de lire la capacité encore disponible du réservoir en fonction du nombre de tours effectués, et de déclencher une alarme au cas où le programme demandé demanderait une capacité supérieure. De même le circuit électronique du dispositif selon l'invention peut donner au système de programmation des informations sur les opérations déjà effectuées, par exemple les quantités et durées programmées depuis le début du traitement, dates de mise en service, etc.

Une troisième utilisation de ces moyens de connexion est de relier le circuit électronique à un système de surveillance et d'alarme (115) comme décrit à la fig. 6. Ce système peut être autonome et de petites dimensions de manière à pouvoir être porté par le patient, à la ceinture par exemple. Ce système peut également être relié à une centrale de surveillance de manière à pouvoir avertir des tierces personnes en cas de besoin. Le fait que ce système de surveillance et d'alarme soit séparé des moyens de motorisation eux-mêmes permet de maintenir un faible coût d'exploitation, car le système de surveillance est un accessoire 100% réutilisable, et n'est mis en service qu'en cas de nécessité. De ce fait on peut introduire des fonctions supplémentaires, par exemple l'affichage de messages au moyen d'un affichage LCD (116). Cet affichage étant plus important que celui des moyens de motorisation (105) il est possible de lire des informations plus complètes, informations qui sont transmises par le circuit microprocesseur (104) au système de surveillance (115) par l'intermédiaire des moyens de connexion (107, 108). Ainsi, lors de traitements à domicile, il va être possible au patient de communiquer au personnel soignant, par téléphone par exemple, des informations précises sur le fonctionnement du dispositif, informations affichées sur l'affichage (116).

On voit que le dispositif de perfusion selon l'invention s'intègre dans un système de traitement très complet allant des applications les plus simples aux plus sophistiquées, tout en gardant le même principe de base. On peut compléter le système de nombreuses manières, par exemple en ajoutant des éléments de sécurité supplémentaires soit au niveau du fonctionnement du dispositif, soit pour empêcher l'utilisation abusive de celui-ci. Cependant ces éléments supplémentaires ne modifient pas le principe de base du dispositif selon l'invention, et leur description de détail serait n'ajouterait rien à la compréhension du dispositif.

Maintenant que nous avons décrit plusieurs moyens de vider le réservoir, il reste à décrire une méthode simple pour remplir celui-ci. Ce problème est important dans la mesure où cette opération doit être facilement à la portée du personnel soignant.

La fig. 8 représente schématiquement à titre d'exemple des moyens de motorisation pour dispositif selon l'invention permettant le remplissage du réservoir.

Pour remplir le réservoir, il faut premièrement placer le piston dans sa position la plus basse, puis inverser le sens de rotation pour aspirer le liquide dans le réservoir. Pour effectuer cette opération rapidemment et dans de bonnes conditions, on peut utiliser un accessoire tel que représenté à la fig. 8. Cet accessoire comporte un moteur réducteur (120) à deux sens de marche, par exemple un moteur à courant continu sur lequel on peut inverser la polarité de la tension d'alimentation. Ce moteur-réducteur est beaucoup plus puissant que les moteurs réducteurs décrits précédemment, de manière que le système de vis-mère puisse être entraîné à une vitesse suffisante pour que l'opération de rem-

plissage ne prenne pas trop de temps, 2 tours par seconde par exemple. Dans l'exemple décrit, le moteur (120) est alimenté par une pile du commerce (121) à travers un dispositif de commutation (122) entraîné par une glissière à trois positions (123). Ce commutateur à glissière permet dans une première position de faire tourner le moteur dans le sens des aiguilles d'une montre, dans la position intermédiaire de stopper le moteur, et dans la troisième position de faire tourner le moteur dans le sens inverse, à la manière des moteurs de tourne-broche. Le moteur (120) comporte une pièce de couplage (124) qui vient entraîner l'axe du système vis-mère. Le tout est monté dans un boîtier (125) sur lequel vient s'adapter le réservoir avec son adaptateur.

L'opération de remplissage se déroule comme suit:

a. On vide le réservoir au maximum de l'air qu'il contient en poussant le piston dans sa position la plus basse.

b. On aspire le liquide en inversant le sens de marche.

c. Une fois le réservoir partiellement rempli, on place le tout avec l'embouchure vers le haut, de manière à faire monter l'air résiduel vers la sortie.

d. On inverse une nouvelle fois le sens de marche pour vider cet air résiduel.

e. Lorsque le réservoir ne contient plus que du liquide, on inverse à nouveau et on aspire le liquide jusqu'à ce que le piston soit en position 0.

Cette opération est simple à faire, et il est facile au personnel soignant de vérifier de visu si le réservoir contient encore des bulles d'air, auquel cas on peut recommencer au point c. Par la suite, compte tenu de l'étanchéité du piston et du fait que les moyens normaux de motorisation sont unidirectionnels, il ne peut pas se reformer de bulles d'air à l'intérieur du réservoir. De ce fait il n'est pas nécessaire de prévoir de sécurité à ce niveau dans le dispositif selon l'invention, contrairement à ce qui se passe avec les pompes de type péristatique.

L'accessoire représenté à la fig. 8 est un accessoire simple et facile à mettre en œuvre à disposition du personnel soignant à tous les niveaux. Il est bien clair que, pour des productions industrielles, on peut avoir recours à des moyens beaucoup plus sophistiqués permettant notamment d'automatiser complètement le processus de remplissage.

Par ailleurs, dans des versions plus rudimentaires, ce système motorisé peut être remplacés par des moyens mécaniques simples, comme un système à manivelle par exemple.

Il existe beaucoup d'autres combinaisons possible du dispositif de perfusion selon l'invention, mais leur description n'apporterait aucun élément supplémentaire pour la compréhension de son fonctionnement. Aussi nous ne les énumérerons pas ici.

Revendications

1. Dispositif portable de perfusion de substances thérapeutiques liquides comprenant premièrement un réservoir présentant une section constante dans sa partie utile, ce réservoir comportant un piston et des moyens mécaniques d'entraînement linéaire de ce piston, deuxièmement des moyens de motorisation de type rotatif avec des moyens de commande de ces moyens de motorisation, et troisièmement des moyens de couplage entre lesdits moyens mécaniques d'entraînement linéaire et lesdits moyens de motorisation de type rotatif agencés de manière que le déplacement dudit piston soit une relation directe du nombre de tours effectués par lesdits moyens de motorisation, dispositif caractérisé en ce que lesdits moyens de motorisation sont constitués par un moteur électrique et des éléments mécaniques de transmission et de réduction du mouvement du type d'un mouvement de montre et en ce que ledit moteur électrique est alimenté par une source d'alimentation autonome.

2. Dispositif de perfusion selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite source d'alimentation autonome est une pile de type bouton.

3. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 1, caractérisé par un organe de commutation agencé de manière à mettre en service directement ou indirectement les moyens de commande du moteur lors de l'assemblage de deux sous-ensembles constituant, après assemblage, le dispositif.

4. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 3, caractérisé par le fait qu'il comporte des éléments de sécurité agencés de manière à empêcher le démontage du dispositif lorsque les deux sous-ensembles ont été assemblés.

5. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon l'une des revendications 1 à 4, caractérisé par le fait que lesdits moyens de commande comprennent un circuit électronique incluant au moins une base de temps sous forme d'un oscillateur et des moyens de division de la fréquence de cet oscillateur agencés de manière à définir des séquences d'opérations.

6. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 5, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte au moins des moyens pour interrompre l'alimentation du moteur en impulsions motrices lorsque le nombre d'impulsions motrices comptabilisé par des moyens de comptage atteint une valeur prédéterminée correspondant au déplacement maximum du piston.

7. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 6, caractérisé par le fait qu'il comporte des moyens de comptage du nombre d'utilisations agencés de manière à comptabiliser le nombre d'utilisations chaque fois que le compteur d'impulsions motrices atteint ladite valeur prédéterminée.

8. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 7, caractérisé par le fait que les moyens de comptage du nombre d'utilisations sont reliés à un circuit agencé de manière à mettre le dispositif hors service lorsque le nombre d'utilisations atteint un nombre prédéterminé.

9. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 5, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte des moyens de commutation électromécaniques reliés à un circuit de sélection agencé de manière à choisir la fréquence des impulsions motrices en fonction de la position desdits moyens de commutation.

10. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 7, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte des moyens agencés de manière à mettre le dispositif hors service après une durée déterminée, ces moyens étant enclenchés lorsque le compteur d'impulsions et d'utilisations est incrémenté de au moins une unité.

11. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le moteur entraîne un visualisateur rotatif monté sur un axe d'un train d'engrenages formant partie desdits éléments mécaniques de réduction du mouvement.

12. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 5 et 11, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte un circuit de modulation de la fréquence des impulsions motrices agencé de manière à générer des messages codés en fonction de l'état de circuits internes, notamment des circuits de détection de fin de vie de pile, de détection de pas ratés et/ou de comptage du nombre d'utilisations, lesdits messages codés pouvant être lus sur ledit visualisateur rotatif.

13. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 12, caractérisé par le fait que la fréquence moyenne des impulsions motrices des messages codés par ledit circuit de modulation reste constante et égale à la fréquence nominale choisie.

14. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le réservoir comporte une zone sur laquelle on peut fixer une graduation de contrôle, graduation agencée de manière à établir une relation entre la position du piston et l'heure du jour.

15. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 14, caractérisé par le fait que ladite graduation est placée sur un ruban autocollant.

16. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 5, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend des moyens pour gérer un affichage LCD et afficher sur ledit affichage LCD la position occupée par le piston sur une graduation prévue à cet effet.

17. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 5, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte des moyens agencés de manière à gérer des procédures de communication avec l'extérieur, éventuellement bidirectionnelles.

18. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1 et 12, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend un circuit de détection de pas ratés agencé de manière à analyser la tension et/ou le courant induit dans le moteur et à délivrer un signal lorsque celui-ci n'est pas conforme.

19. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1 et 12, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte des moyens de comptage de temps agencés de manière à mettre le dispositif hors service après une durée déterminée, ces moyens de comptage étant enclenchés lorsque le compteur d'utilisations est incrémenté de au moins une unité.

20. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1 et 12, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend au moins des circuits de mémoire vive (RAM).

21. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1 et 12, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend un affichage LCD et des moyens pour gérer cet affichage.

22. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12 et 20, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique est formé au moins partiellement de circuits en logique programmée comprenant des circuits de mémoire morte (ROM).

23. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12 et 20, caractérisé par le fait que lesdits circuits de mémoire vive sont programmés de manière à fixer la fréquence des impulsions motrices et par là la vitesse de déplacement du piston en fonction du temps.

24. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12, 20 et 21, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend des moyens reliés au compteur de tours et aux moyens pour gérer l'affichage LCD, agencés de manière à calculer et afficher sur ledit affichage LCD la position occupée par le piston sur une graduation prévue à cet effet.

25. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12, 20 et 21, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comprend des moyens reliés aux moyens pour gérer l'affichage LCD et à certains circuits internes, notamment le détecteur de pas ratés, et/ou le compteur d'utilisations, moyens agencés de manière à afficher sur ledit affichage LCD des messages en rapport avec l'état de ces circuits.

26. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1 et 12, caractérisé par le fait que ledit circuit électronique comporte des moyens agencés de manière à gérer des procédures de communication avec l'extérieur, ces moyens comprenant au moins des moyens de liaison connectiques, magnétiques optiques ou acoustiques en direction de l'extérieur.

27. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12 et 26, caractérisé par le fait que lesdits moyens pour gérer des procédures de communication avec l'extérieur sont de type bidirectionnels.

28. Dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12 et 26, caractérisé par le fait que lesdits moyens de commu-

nication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec un capteur externe.

29. Ensemble comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 17, et un capteur, caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec ledit capteur, pour asservir le débit du dispositif à un paramètre saisi par le capteur.

30. Ensemble comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 17, et un appareil de programmation d'au moins une partie du contenu des circuits mémoire vive (RAM), caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec ledit appareil de programmation.

31. Ensemble selon la revendication 30, caractérisé par le fait que ledit appareil de programmation externe comporte une mémoire amovible contenant des informations correspondant au traitement à programmer.

32. Ensemble comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 17 et un système de surveillance et/ou d'alarme, caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec ledit système de surveillance et/ou d'alarme.

33. Ensemble comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 20 et 25 ou 26 et un appareil de programmation externe d'au moins une partie du contenu des circuits mémoire vive (RAM) caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec ledit appareil.

34. Ensemble selon la revendication 33, comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon la revendication 25 ou 28, caractérisé par le fait que ledit appareil de programmation externe comporte une mémoire amovible contenant des informations correspondant au traitement à programmer.

5. Ensemble comprenant un dispositif de perfusion de substances thérapeutiques selon les revendications 1, 12 et 26 et un système de surveillance et/ou d'alarme externe, caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec ledit système de surveillance et/ou d'alarme externe.

36. Ensemble selon la revendication 35, caractérisé par le fait que ledit système de surveillance et/ou d'alarme externe est agencé de manière à être autonome et portable.

37. Ensemble selon la revendication 35, caractérisé par le fait que lesdits moyens de communication et de liaison sont agencés de manière à permettre la liaison dudit circuit électronique avec un capteur externe.

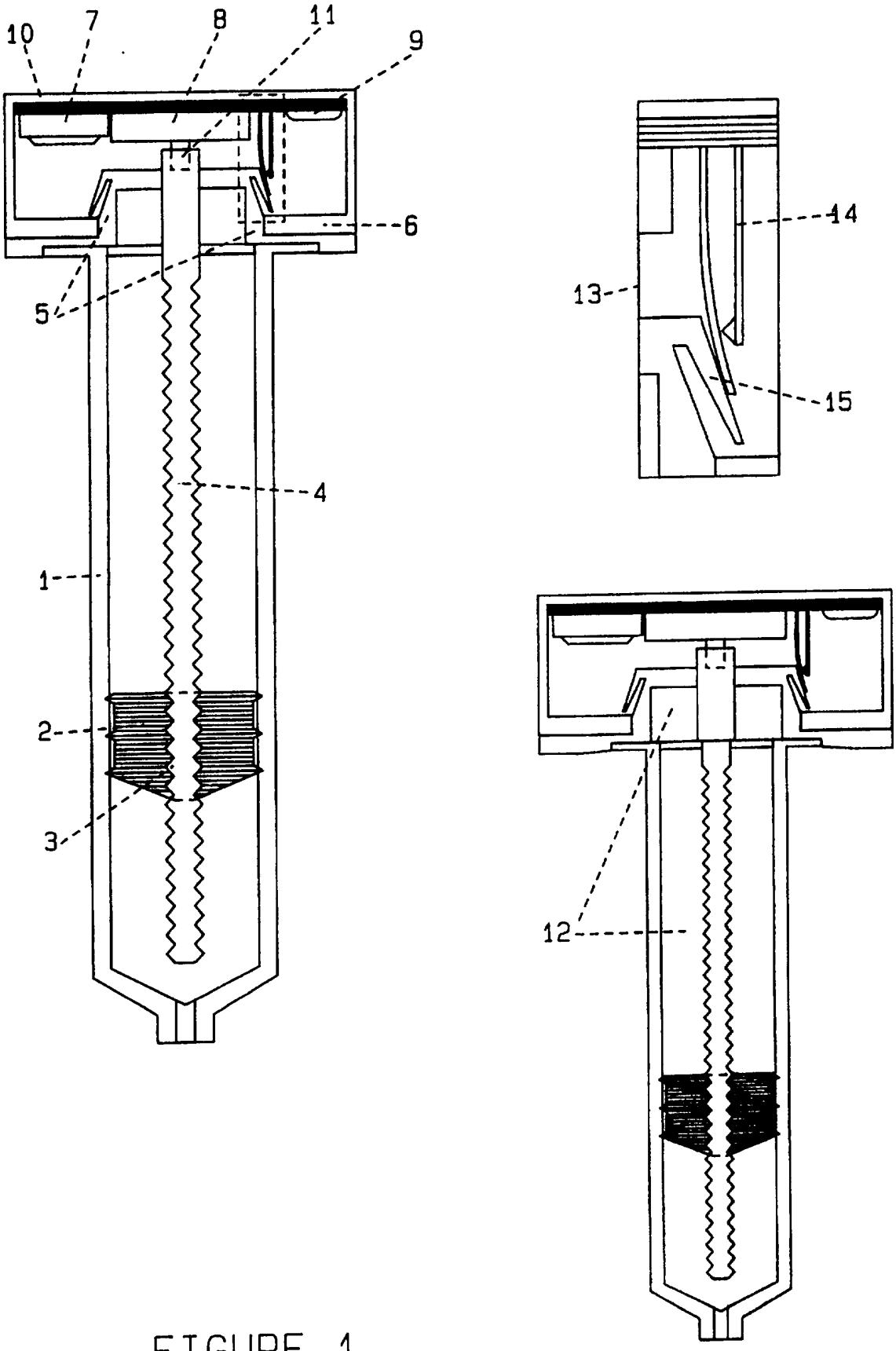
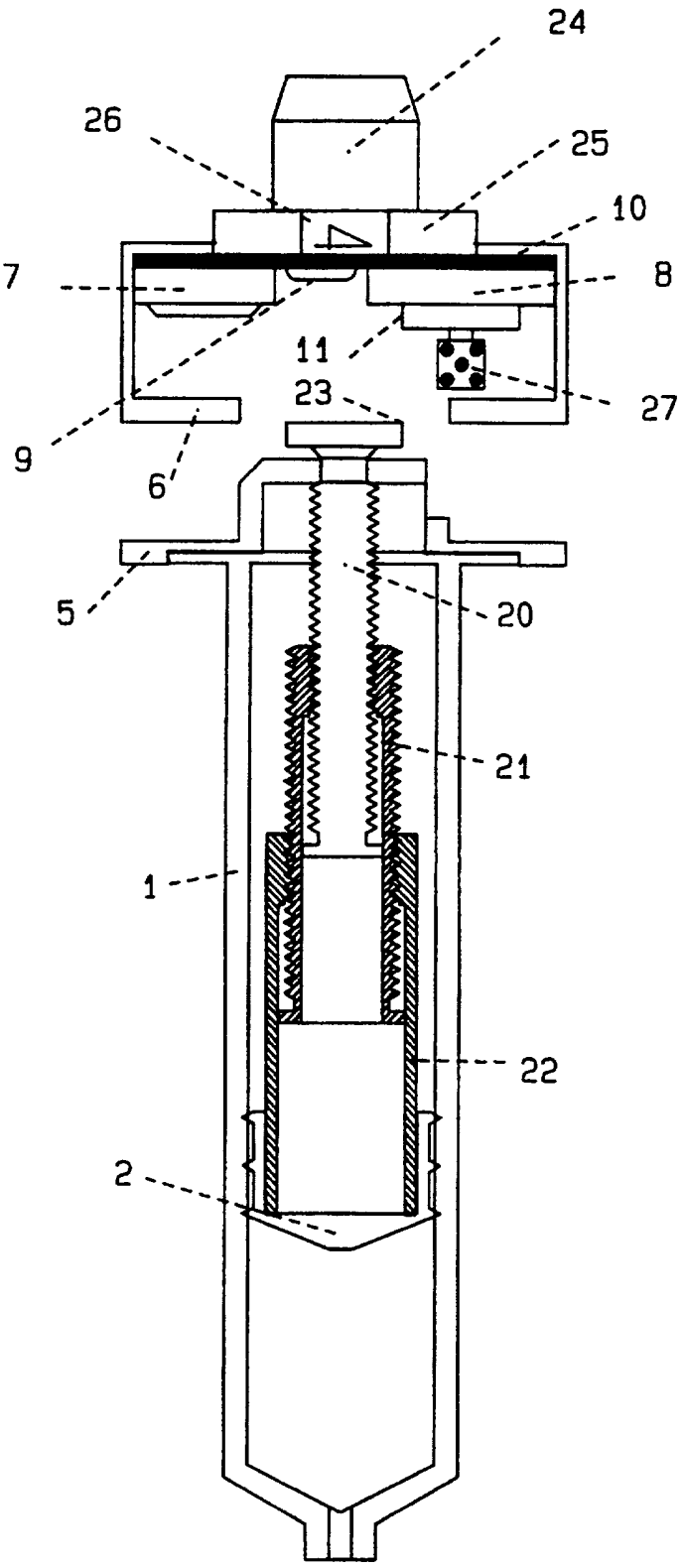


FIGURE 1

FIGURE 2



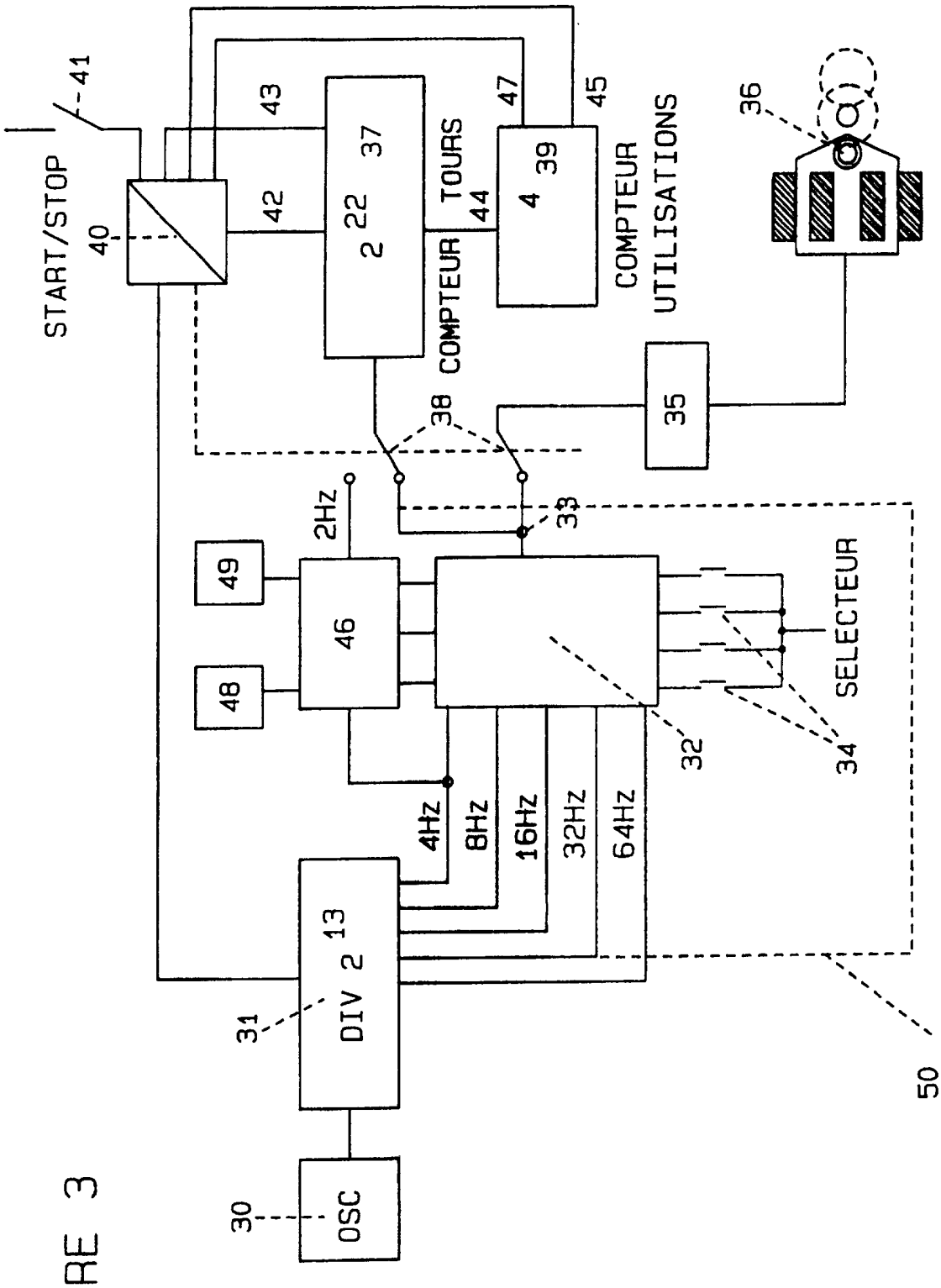
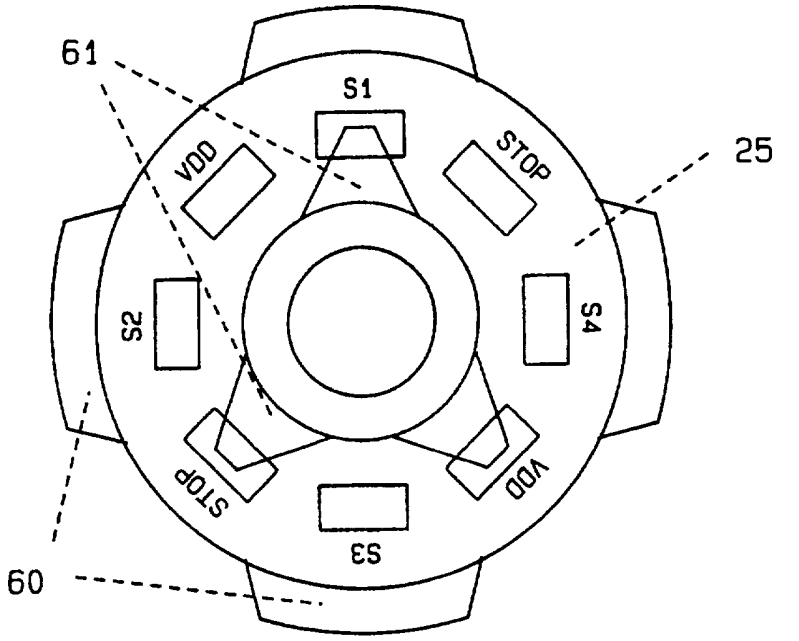
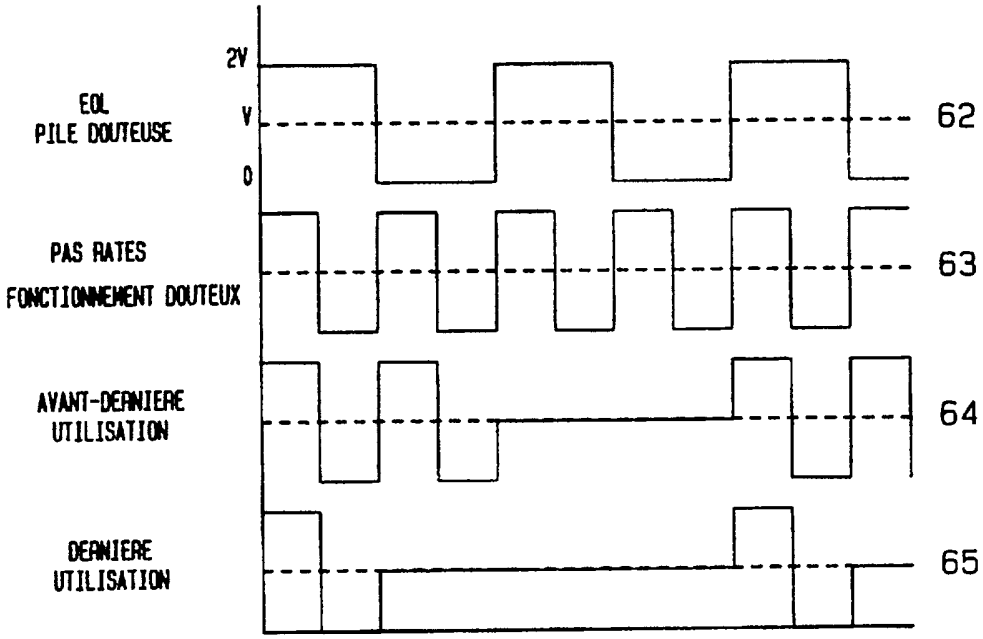

START/STOP
41
40
43
42
37
22
2
TOURS
COMPTEUR
44
47
4
39
45
COMPTEUR
UTILISATIONS
36
Q1
35
38
2Hz
33
49
48
46
SELECTEUR
32
34
4Hz
8Hz
16Hz
32Hz
64Hz
DIV 2
13
31
OSC
30
50

FIGURE 3

FIGURE 4



4A



4B

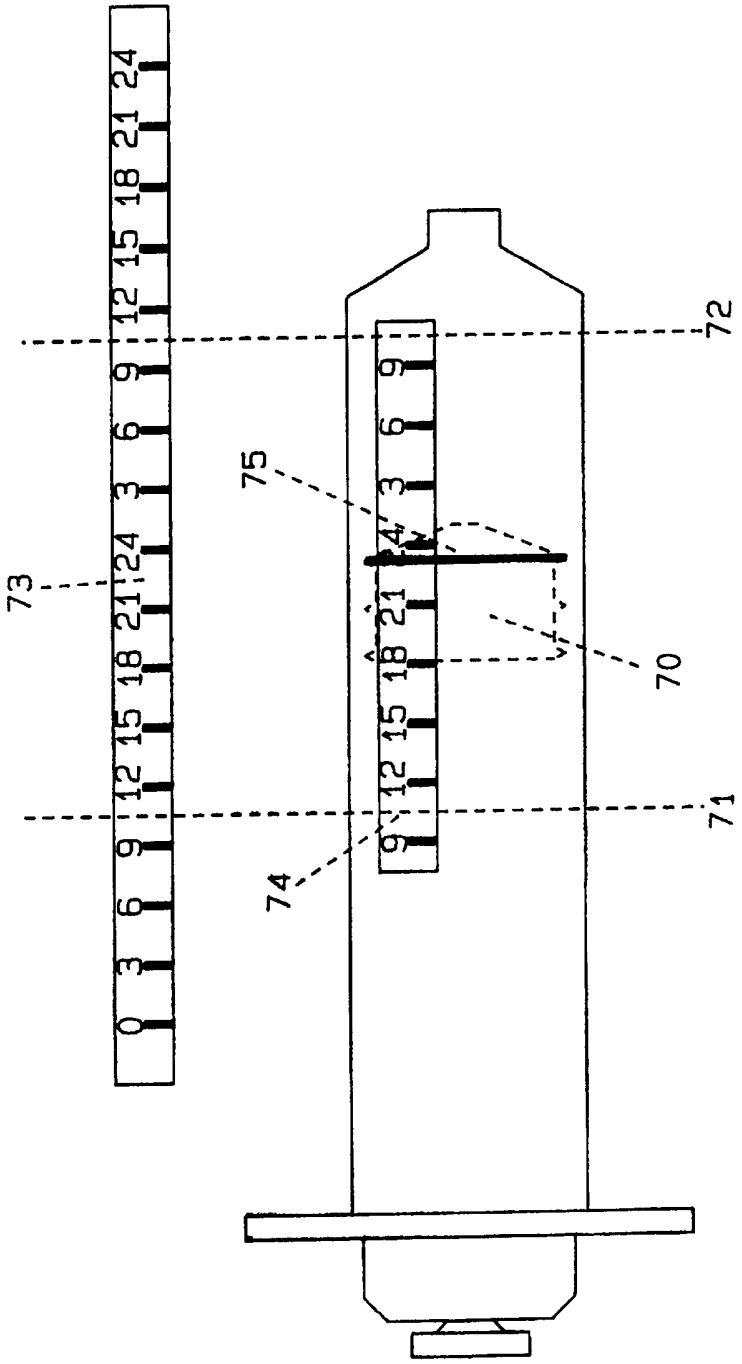


FIGURE 5

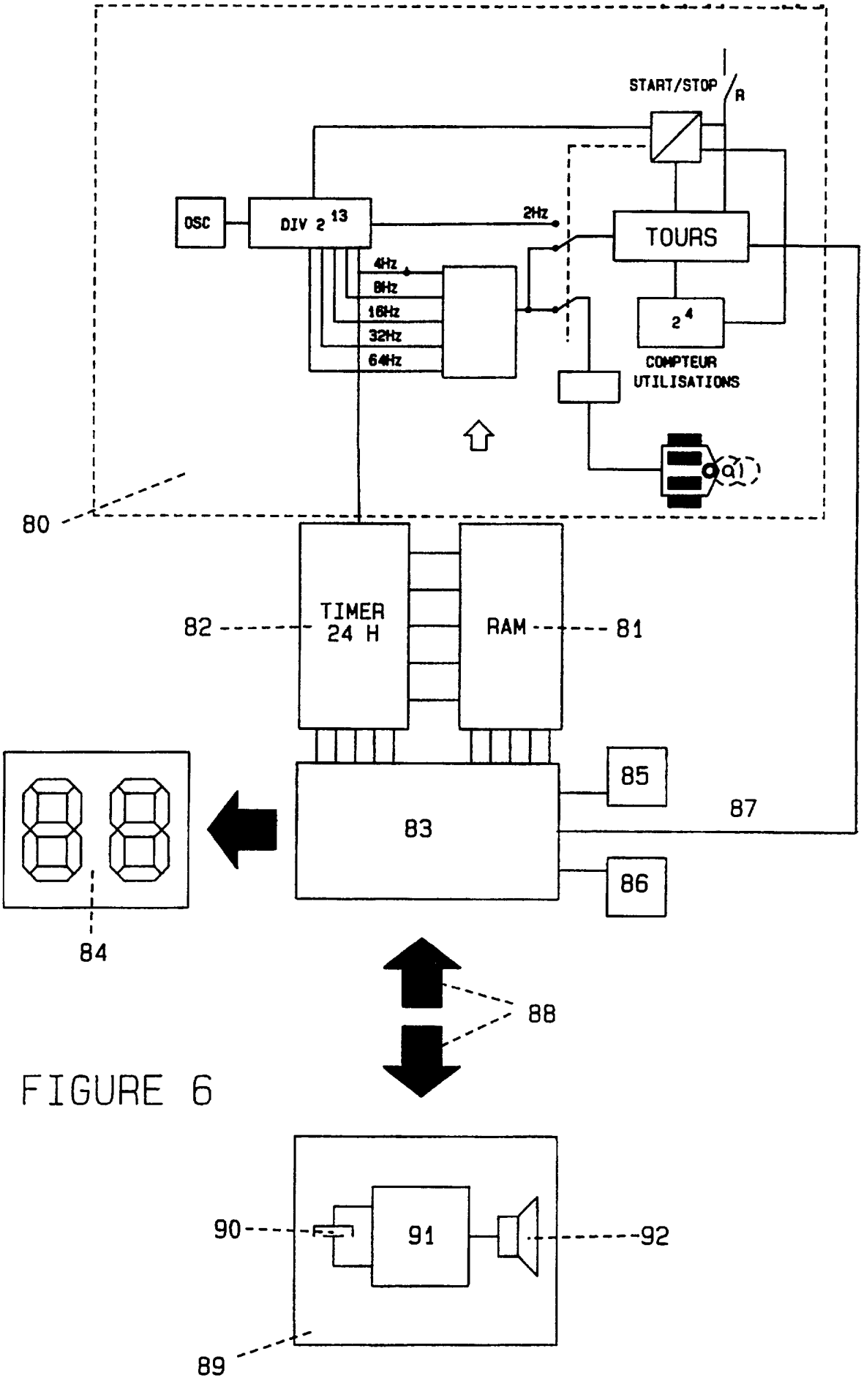

START/STOP
R
OSC
DIV 2 13
2Hz
TOURS
4Hz
8Hz
16Hz
32Hz
64Hz
2 4
COMPTEUR
UTILISATIONS
a1
80
TIMER
24 H
RAM
82
81
85
87
83
86
84
88
90
91
92
89

FIGURE 6

FIGURE 7

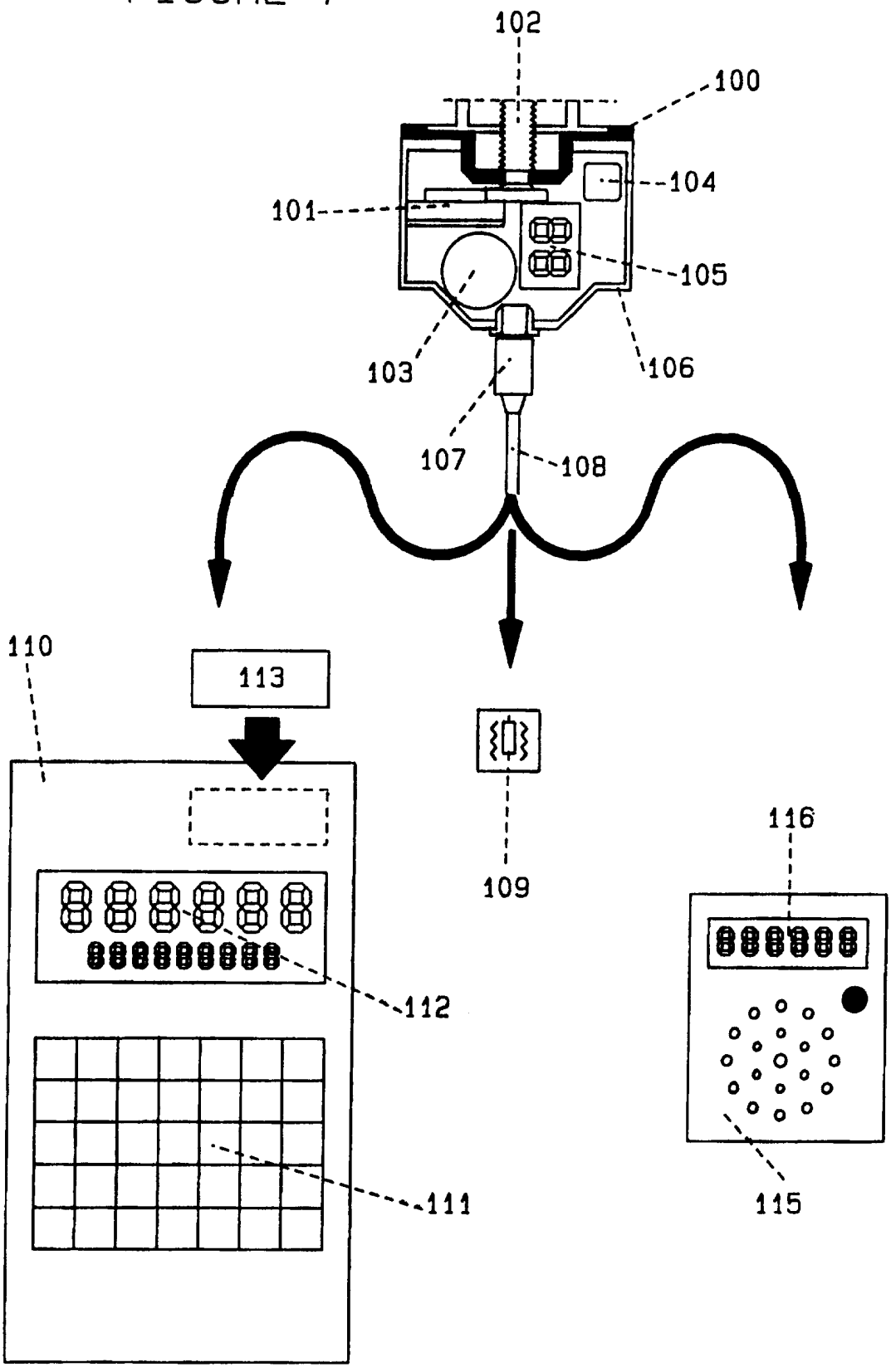
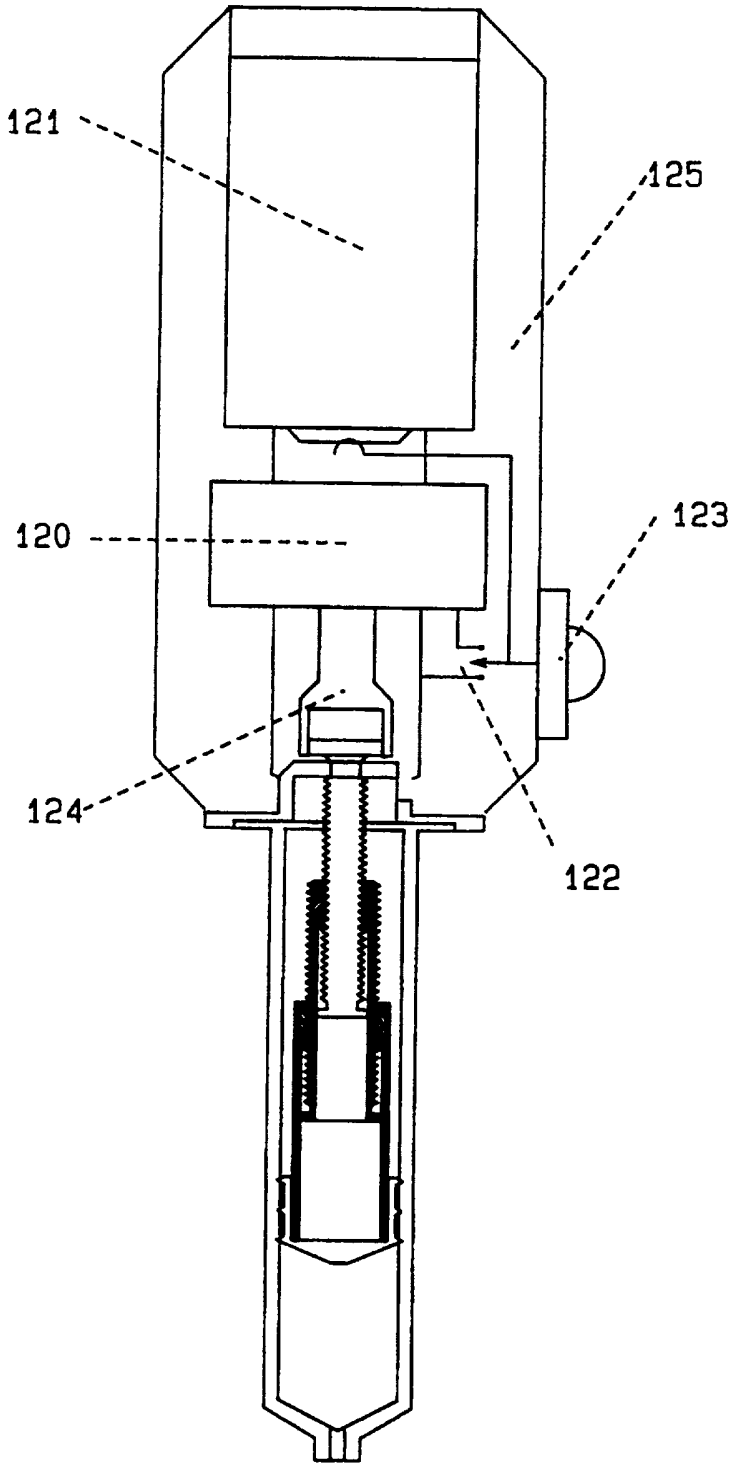



FIGURE 8