RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 513 884**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 82 16762**

(54) **Appareil de traitement extra-corporel du sang.**

(51) Classification internationale (Int. Cl. ³). **A 61 M 1/03.**

(22) Date de dépôt ..... 6 octobre 1982.
(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *IL, 6 octobre 1981, n° 64001.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande ..... B.O.P.I. — « Listes » n° 14 du 8-4-1983.

(71) Déposant : Société dite : ELMAR MEDICAL SYSTEMS LTD. — IL.

(72) Invention de : Avinoam Livni.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Beau de Loménie,
55, rue d'Amsterdam, 75008 Paris.

La présente invention concerne le traitement du sang destiné à la guérison ou au soin des patients ayant des problèmes sanguins et plus précisément des appareils effectuant un tel traitement à l'extérieur du corps.

Le traitement du sang effectué à l'extérieur du corps est bien connu. Un exemple important de tels appareils utilisés pour ce traitement sont les reins artificiels dans lesquels le sang d'un patient est dirigé dans un ensemble qui exécute une filtration et une épuration qui ne sont plus effectuées convenablement par le rein. Les machines actuellement utilisées présentent des inconvénients importants. Par exemple, leur aspect est effrayant. Des tubes sortent de la machine dans tous les sens, certains transportant du sang et d'autres des solutions salines.

Les machines actuelles sont non seulement effrayantes d'aspect mais aussi potentiellement dangereuses lors de leur utilisation. Des maladies telles que l'hépatite peuvent être facilement propagées par l'utilisation de ces machines. En conséquence, avant de raccorder des patients à ces machines, il faut qu'elles soient épurées et stérilisées en totalité afin que les germes dangereux ne puissent pas se propager. A cet effet, les tubes qui transportent le sang et la solution saline sont tous retirés et nettoyés ou jetés et des tubes propres ou neufs sont raccordés à la machine. L'opération d'épuration prend beaucoup de temps et nécessite beaucoup d'efforts, et elle doit être exécutée par du personnel fiable.

Un inconvénient supplémentaire des machines actuelles est que, très souvent, avant l'épuration, les machines doivent être reconnectées aux tubes épurés ou à un nouveau tube. Ce nouveau raccordement s'effectue à un endroit où de sérieuses erreurs sont possibles. Ainsi, par exemple, si un tube est raccordé de façon erronée d'un point à un autre, les détériorations peuvent être très importantes ou peuvent constituer au moins une expérience effrayante pour le patient puisque la machine est mise en route, le sang commence à circuler et la ma-

chine s'arrête automatiquement et commande des dispositifs d'alarme qui sont normalement à la fois visuels et acoustiques.

En plus des tubes, des parties de la machine sont réutilisées constamment, par exemple l'équipement de pompage destiné à faire circuler le sang et les solutions salines et certains dispositifs détecteurs tels que les débitmètres et les dispositifs de détection de niveau des liquides. Il est évidemment préférable que ces dispositifs soient neufs à chaque patient. Evidemment, le traitement devient alors excessivement coûteux. En conséquence, il est nécessaire de nettoyer convenablement ces dispositifs avant de les réutiliser. La nécessité du nettoyage manuel de cet appareillage augmente le temps consacré à la préparation des machines et augmente donc la charge de l'utilisation de ces machines.

Ainsi, on se rend compte depuis longtemps qu'un appareil de traitement extra-corporel du sang dans lequel toutes les parties qui sont au contact du sang ou d'une solution sont soit attribuées à un patient déterminé et/ou d'un type à jeter après utilisation, est très souhaitable, sans que l'appareil soit très compliqué ou sans que son coût soit excessivement élevé. On s'est aussi rendu compte que de tels appareils dans lesquels les connexions de l'appareil et du patient d'une part et des différentes parties de l'appareil d'autre part, sont formées par des tubes d'une manière qui empêche toute situation impressionnante et effrayante des utilisateurs réels ou potentiels de la machine, sont très souhaitables. En outre, on s'est rendu compte depuis longtemps qu'un tel appareil dans lequel les connexions des circuits de sang, de solution saline ou de dialysat peuvent être effectuées avec des risques minimaux d'erreur, est très souhaitable.

L'invention concerne donc un appareil de traitement extra-corporel du sang dans lequel les inconvénients précités sont sensiblement réduits ou supprimés,

et qui possède les caractéristiques avantageuses indiquées.

Plus précisément, l'invention concerne un appareil de traitement extra-corporel du sang qui comporte une machine ayant un dispositif de traitement du sang, des tubes qui peuvent être retirés de la machine et qui sont destinés à raccorder le système circulatoire sanguin de patients au dispositif de traitement, les tubes comprenant des tronçons placés dans une cassette, et un dispositif d'accouplement de la cassette à la machine et de connexions automatiques de cette manière des tubes aux emplacements convenables afin qu'il permette le fonctionnement du dispositif de traitement du sang.

L'invention concerne aussi l'attribution de cassettes à des patients particuliers, par exemple par utilisation d'un codage magnétique, électrique, optique ou mécanique des cassettes.

L'invention concerne aussi des cassettes individualisées destinées à la circulation de solutions telles qu'un dialysat souvent utilisé dans le traitement sanguin, si bien que la quantité de tubes à l'extérieur des cassettes est minimale, le tube extérieur pouvant être jeté et remplacé par un nouveau tube pour chaque malade ou pour chaque utilisation de la machine et de l'appareil, d'une manière peu coûteuse.

Selon l'invention, les cassettes sont réalisées de manière qu'elles permettent un enlèvement facile et simple des tronçons de tube dans la cassette après chaque utilisation, les tronçons utilisés étant jetés et l'enveloppe rigide de la cassette, éventuellement après épuration, recevant un nouveau jeu de tubes. Cette procédure s'applique à la fois aux cassettes à jeter après utilisation et aux cassettes individualisées, attribuées à des patients particuliers, et elle a l'avantage de permettre l'économie du coût de l'enveloppe de la cassette.

L'invention concerne aussi une cassette destinée à coopérer avec un dispositif de pompage afin qu'un pompage soit réalisé par l'intermédiaire des tubes de

la cassette si bien que des parties individuelles d'une pompe ne nécessite pas de stérilisation avant utilisation avec chaque patient.

L'invention concerne aussi des dispositifs formant débitmètres dans lesquels la mesure réelle est effectuée à l'extérieur du tube des cassettes si bien que les processus de stérilisation et les risques d'erreurs sont minimaux.

L'invention concerne aussi des dispositifs originaux de mesure selon lesquels des liquides du corps ou des solutions de traitement sont maintenus à l'intérieur des éléments de la cassette, si bien que la stérilisation peut être complète et les risques d'erreurs minimaux.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention seront mieux compris à la lecture de la description qui va suivre d'exemples de réalisation et en se référant aux dessins annexés sur lesquels :

la figure 1 est une perspective d'un appareil utilisé sous forme d'un rein artificiel, dans lequel sont utilisées une cassette à tubes de circulation de sang et des cassettes de dialysat ;

la figure 2 est un diagramme synoptique d'un circuit utilisé dans une hémodialyse ;

la figure 3 est une vue en plan d'un exemple de cassette de circulation sanguine ;

la figure 4 est une vue en plan d'un exemple de cassette de dialysat ;

la figure 5 est une coupe partielle représentant un appareil de mesure de pression placé dans le tube d'une cassette de sang ;

la figure 6 est une coupe d'un dispositif manuel de serrage représenté en position d'ouverture; et

les figures 7A et 7B représentent en élévation et avec des parties arrachées pour la figure 7B, des fentes de passage de la pompe, dans les positions de chargement et de fonctionnement respectivement.

L'appareil 11 de traitement extra-corporel du sang représenté sur la figure 1 comporte une machine 11 ayant un appareil de commande automatique qui comporte un appareil 13 d'entrée et de lecture, représenté avec un tube 14 à rayons cathodiques et un clavier 16 d'introduction d'instructions. La machine fondamentale est représentée sous forme d'un dialyseur ou filtre de dialyse 17.

Le diagramme synoptique de la figure 2 représente schématiquement le contenu de la cassette 18 de circuit sanguin et de la cassette 19 de dialysat. Le filtre 17 est disposé entre les cassettes, dans la partie comprise entre les traits interrompus. Certaines autres parties de la machine ne sont pas représentées telles qu'un piège à bulle, un dispositif de chauffage et d'autres éléments qui sont bien connus des hommes du métier. L'organigramme commence à partir du dispositif 27 d'accouplement, et il comprend une chambre 29 d'un transducteur de pression artérielle placé dans la cassette et qui donne, sur un dispositif externe de mesure, une lecture de la pression artérielle. Ainsi, la chambre du transducteur de l'appareil externe de mesure est solidaire de la cassette.

Une pince 31 est placée près du début du tube 28. Cette pince peut être de tout type convenable mais, dans un mode de réalisation avantageux, elle est commandée automatiquement par le circuit logique de la machine. La pince fonctionne dans certaines conditions d'urgence et elle ferme alors le tube. Ainsi, lorsque la cassette est fixée à la machine, la pince 31 est ouverte et prête à être fermée. Lorsqu'une condition d'urgence apparaît, nécessitant l'arrêt du fonctionnement de la machine, la pince se ferme.

Un dispositif est destiné à ajouter une solution saline au sang. Plus précisément, un tube 32 est raccordé à une pompe 33 qui est montée en série avec un raccord 34 d'entrée auquel un récipient de solution saline

est fixé. Le raccord des tubes 28 et 32 est relié en 36 à une pompe principale 37 de sang. Celle-ci est décrite rapidement dans la suite du présent mémoire.

A la sortie de la pompe de sang, un anti-coagulant, par exemple de l'héparine, est mélangé au sang et le canal d'anti-coagulant est indiqué par la référence 38. Une pompe 39 d'anti-coagulant est reliée par le tube 42 et le raccord 41 en T à la pompe 37 de sang.

Le filtre 17 est relié au raccord en T 41 par un tube 43. Le filtre est d'un type disponible dans le commerce et qui est fermé en cas de dépression.

La sortie du filtre 17 est reliée à la cassette 18 par un tube 44 et un raccord 46 d'entrée de la cassette. L'entrée 46 est fixée au tube 47 à l'intérieur de la cassette. Le tube parvient à une chambre 48 de goutte-à-goutte. Celle-ci est fixée à un tube 53 destiné à retirer l'air de la chambre par une pompe 52, un tube 51 et un canal 49 afin que le niveau voulu de liquide soit maintenu dans la chambre. La pression dans la chambre 48 est indiquée par un manomètre 57.

Un détecteur 58 du niveau du sang est associé à la chambre. Tout type de détecteur peut être utilisé à cet effet.

Un débitmètre 59 couplé par un tube 61 au détecteur 58 est placé à la sortie de la chambre de goutte-à-goutte. Dans un mode de réalisation avantageux, le débitmètre est d'un type qui ne nécessite la mise d'aucun élément interne au contact du sang. De cette manière, la conservation de la stérilité de la machine est facilitée.

Un détecteur 64 est destiné à détecter les bulles qui peuvent se former dans la chambre de goutte-à-goutte. Une pince automatique, représentée sous forme d'une pince veineuse 62, est placée à proximité de l'extrémité du tube 61. Ce dernier rejoint le raccord 63 de sortie qui assure la connexion au tube 26 qui rejoint une aiguille placée dans une veine du patient ou tout autre dispositif permettant le raccordement au système

veineux du patient.

Le diagramme de la figure 2 représente aussi la partie du circuit qui se trouve dans la cartouche 19 de dialysat. Une réserve 66 de dialysat est reliée par divers dispositifs tels que des dispositifs de chauffage et de mesure portant la référence générale 67, à la cartouche, au niveau d'un raccord 68. Un étranglement variable 70 est monté juste après et il règle la dépression du dialysat. Après l'étranglement 70, un dispositif mesure les pressions, et il s'agit par exemple d'un transducteur et d'un manomètre 69 indiquant la pression du dialysat. Le manomètre 69 est relié à un raccord en T 71 partant du tube 72 et rejoignant des tubes 73 et 74. Le tube 73 rejoint une pince 76 d'entrée de dialysat, commandée automatiquement. En outre, en aval de la pince 76, il est relié au filtre 17 par l'intermédiaire d'un raccord 77 et d'un tube 78.

La sortie du filtre 17 est reliée à un tube 79 et un raccord 81. Un tube 82 partant du raccord 81 et placé dans la cassette passe dans un arrangement 83 de contrôle. Celui-ci peut être d'un type bien connu. Cependant, il s'agit de préférence d'un débitmètre ultrasonore. Un tube 74 est monté en dérivation par rapport au filtre et il comporte un dispositif destiné à fermer la dérivation, par exemple une pince 97. Le tube 74 est relié aux tubes 87 et 84 par un raccord 98. La sortie de l'arrangement 83 de contrôle est reliée par un tube 87 à une pompe 88 d'aspiration de dialysat. Le fluide provenant de cette pompe est transmis par un tube 89 et un détecteur de fuite de sang indiquant que la membrane placée dans le filtre 17 ne s'est pas rompue. La sortie du détecteur 91 est reliée par un tube 92, un clapet de retenue 93 et un tube 93 à une purge comme indiqué par la référence 96.

Toutes les trois minutes par exemple, la machine passe en mode de dérivation par ouverture de la pince 97 de dérivation et fermeture des pinces 76 et 86

d'entrée et de sortie afin que le taux d'ultrafiltration soit mesuré. Cette mesure du taux est réalisée par échantillonnage. Il faut noter que la dépression exercée sur le filtre est maintenue par l'arrangement 83 de contrôle. Cette mesure avec échantillonnage constitue le signal d'entrée de l'ordinateur qui calcule la dépression et règle le dispositif d'étranglement afin que la dépresssion nécessaire à la conservation du taux voulu d'ultrafiltration soit obtenue.

Les cassettes 18 et 19 comprennent la plupart des tubes qui, dans l'installation, sont attribués à un patient particulier. Le reste des tubes et des dispositifs sont associés à des éléments tels que l'arrangement de chauffage du filtre et des dispositifs de mélange de concentré qui peuvent être nettoyés en un temps minimal et stérilisés dans la machine par mise en oeuvre de certaines procédures de stérilisation sans qu'une grande quantité de tubes doivent être remplacés et/ou stérilisés, et sans que les tubes doivent ensuite être convenablement raccordés à la machine. Tous les tubes qui ne sont pas placés dans la cassette ne viennent pas au contact des éléments sanguins extraits du patient et ne nécessitent donc qu'une stérilisation moins sévère.

La cassette de sang est représentée sous forme générale par la référence 18 sur la figure 3. Dans un mode de réalisation avantageux, cette cassette 18 est un élément de matière plastique analogue à de nombreux égards aux cassettes utilisées dans les lecteurs de bandes magnétiques. Dans un mode de réalisation préféré, elle comporte deux trous de montage 99 et 101 placés à des coins diamétralement opposés de la cassette. Des plots (non représentés) sont evidemment placés sur la machine sur laquelle les cassettes sont montées, les cassettes étant placées de manière que les plots pénètrent dans les trous 99 et 101. La cassette est alors enfoncée vers le bas jusqu'à ce qu'elle soit juxtaposée à la machine. La cassette commande certains commutateurs (non représentés)

lorsqu'elle est en position. La fermeture des commutateurs permet le fonctionnement des pompes, des pinces automatiques et de certains capteurs si bien qu'ils fonctionnent à la suite de la commande d'un commutateur de marche-arrêt (non représenté) lorsque celui-ci est placé en position de marche. La cassette est alors bloquée en place. On note facilement que la cassette contient des tubes réels. Une caractéristique de la cassette est constituée par les ouvertures et les fentes permettant son fonctionnement avec d'autres appareils tels que les pinces, les pompes et les capteurs de la machine. Celle-ci comporte des fentes, par exemple une fente 31A par laquelle le sang du patient est introduit initialement dans l'appareil. Cette fente 31A est réalisée afin qu'elle permette le passage d'une pince montée sur la machine et ayant un électro-aimant ou un organe pneumatique de manoeuvre destiné à assurer le fonctionnement mécanique automatique des surfaces de serrage. De manière analogue, des ouvertures 33A, 37A, 39A et 52A sont destinées au passage de tubes afin que le tube soit en prise avec des galets rotatifs d'une pompe et des stators fixés à la machine. Les pompes rotatives utilisées ont des stators mobiles qui sont automatiquement commandés à la suite de la manoeuvre des commutateurs précités. Des pompes de ce type sont destinées à la fois à assurer la circulation forcée du fluide et à jouer le rôle d'obturateur permettant la circulation du fluide ou l'empêchant.

Des pompes sont représentées dans le circuit de solution saline, dans le circuit de solution anticoagulante et analogue. Il faut noter que ces solutions peuvent aussi être ajoutées par alimentation par gravité à l'aide de soupapes commandées. Cependant, dans un mode de réalisation avantageux, les volumes des solutions sont réglés à l'aide de pompes.

Les manomètres et transducteurs de pression sont représentés plus en détail sur la figure 5. Les transducteurs de pression, par exemple la chambre 29 associée

au tube 28 sont réalisés afin qu'ils assurent une contamination minimale des fluides circulant dans les tubes de la cassette.

La cassette 18 est représentée avec deux arrangements 29 et 57 délimitant des chambres pour des transducteurs de mesure de pression. Ces deux arrangements sont réalisés de la manière représentée sur la figure 5. Celle-ci représente l'arrangement 29 qui comporte un tube mou et étroit tel qu'un tube 106 par exemple. Un tronçon cylindre rejoint un tube 107 qui est séparé par un diaphragme 108. Au-dessus de celui-ci, un liquide 109 est conservé. Lorsque la pression dans le tube 106 varie, la pression du tube 109 varie aussi si bien que la lecture donnée par le manomètre 111 varie.

Un orifice 103 formé dans la cassette est aussi destiné au passage d'un accumulateur 30. Celui-ci est formé d'une matière élastique qui laisse un certain espace pour la circulation du fluide transmis à la pompe 37 par le raccord 36 en T. L'accumulateur assure la transmission d'un débit constant par la pompe. Il supprime les pointes de tension créées par les galets de la pompe. L'accumulateur constitue aussi un volume de stockage dans le mode de fonctionnement avec une seule aiguille.

Des orifices 113, 114 sont aussi formés dans la cassette pour l'accès à la chambre 48 de goutte-à-goutte. Ces orifices permettent le passage d'instruments de détection du niveau de liquide dans cette chambre. De même, un orifice 59A est représenté au-dessous de cette chambre pour le passage du débitmètre sanguin et du détecteur de bulle.

La coupe de la figure 6 donne une idée de l'épaisseur de la cassette et montre comment le tube se loge dans la cassette de matière plastique. Le tube représenté sur la figure 6 est celui qui part d'un orifice 116 utilisé pour l'introduction de substances pharmaceutiques et analogues dans le sang subissant le traitement.

L'orifice 116 débouche dans le tube 117 qui est représenté serré par une pince 118. Le tube 117 rejoint directement la chambre 48. La pince 118 est représentée sous forme d'une pince manuelle ayant un tronçon 119 d'accrochage destiné à loger et retenir le levier élastique 121 alors que les points 122 et 123 de serrage exercent une pression suffisante sur le tube 117 pour que celui-ci soit fermé. Les orifices tels que 116, 126, 127 et 128 sont destinés à loger des filtres bactériens montés en série avec le tube.

La cartouche a aussi un dispositif d'identification par codage représenté par le dispositif 129 de façon générale. L'identification est réalisée dans ce cas par une série de surfaces aimantées de type bien connu. Le patient a une carte ayant aussi des trous correspondants. La carte est placée dans une fente formée dans la machine. Si les codes correspondent, la machine peut fonctionner. Le code attribué peut être de différentes formes bien connues des hommes du métier et ils ne sont pas obligatoirement de type magnétique.

La cassette 19 de dialysat est représentée plus précisément sur la figure 4. Des trous de montage tels que 136, 137 sont aussi représentés à des coins diagonalement opposés. La cassette 19 a aussi des fentes et ouvertures. Une ouverture 88A est destinée au passage de la pompe de dialysat. Des ouvertures de serrage sont aussi placées près de l'entrée et du tube de sortie. L'ouverture de serrage d'entrée porte la référence 76A pour le passage de la pince 76. L'étranglement variable 70 du diagramme synoptique est placé dans l'ouverture 70A. L'ouverture 97A est destinée au passage de la pince 97 de dérivation. L'ouverture 86A est destinée au passage de la pince 86 de sortie. Un ouverture 91A est aussi destinée au passage du détecteur 91 de fuite de sang. Le clapet 93 de retenue est raccordé à droite à la canalisation et une fente élargie 93A formée dans la cassette est destinée à loger le clapet 93.

La cassette 19 contient un dispositif de mesure du débit d'extraction d'eau du filtre. On connaît déjà de nombreuses mesures du débit d'extraction d'eau. Toutes ces mesures peuvent être utilisées dans le cadre de l'invention. Cependant, dans un mode de réalisation avantageux, le dispositif de mesure comprend un transducteur ultrasonore. Le dispositif de contrôle de ce débit d'extraction d'eau est représenté sur le diagramme synoptique de la figure 3 et une cavité 83A lui est associée pour le logement d'un transducteur ultrasonore incorporé à la machine. Un canal 85 d'échantillon peut aussi être formé. Une pince manuelle 80 est aussi destinée à agir sur un tube 90 partant d'un raccord 82 en T et rejoignant un orifice 85. Une ouverture 80A formée dans la cassette est destinée au passage de la pince 80. Une ouverture 91A permet le logement de l'ensemble 91 de détection des fuites de sang.

Les références des tubes des figures 3 et 4 sont les mêmes que celles des tubes du diagramme synoptique, et on ne les répète pas par raison de clarté et de brièveté.

Le transducteur 69 de la pression de dialysat fonctionne d'une manière déjà décrite.

Ainsi, de même que la cassette de sang, la cassette de dialysat est relativement petite et peu encombrante, de nettoyage commode, et elle comprend un dispositif tel qu'un code attributif 139 indiquant à quel patient individuel correspond la cassette. Les raccords 68, 77 et 81 facilitent l'utilisation de la cassette par raccordement automatique des tubes à la machine.

La pompe 37 est représentée sur les figures 7A et 7B, en coopération avec la cassette 18, afin que les caractéristiques avantageuses de celle-ci apparaissent clairement. La pompe comporte un rotor 141. Des bielles 142, 143 et 144 portent plusieurs galets 146, 147 et 148 et sont montées elles-mêmes sur le rotor. Les galets parcourent un lieu cylindrique lorsque le rotor tourne

autour de son axe 149.

Le stator 151 est mobile entre une position de chargement (figure 7A) et une position de fonctionnement (figure 7B). Dans la position de chargement, le stator est distant du lieu parcouru par les galets si bien que, lorsque la cassette est montée sur la machine, le tube 152 peut se loger facilement et automatiquement entre le rotor et le stator.

Dans la position de fonctionnement, le lieu décrit par les galets vient contre le tube 152 qui subit ainsi le pompage voulu. Le stator est déplacé par rotation d'une came 153 dans une fente 154. Des dispositifs, tels que des fentes 156, 157 coopérant avec des ergots 158, 159 qui passent dans ces fentes et dépassent de la machine, assurent la linéarité du déplacement du stator. Ainsi, lorsque la cassette est placée sur la machine, son tube se loge entre le stator et le rotor. La poussée de la cassette en position commande un électro-aimant (non représenté) qui fait tourner la came 153 afin que le stator revienne en position de fonctionnement.

Lors du fonctionnement, le patient est préparé et la machine est placée près du patient, puis les cassettes sont placées dans la machine. Le codage est vérifié afin que la correspondance entre la cassette et le patient soit vérifiée. Des aiguilles sont alors placées dans le bras du patient et la machine est commandée par déplacement d'un commutateur de mise en route. Les pinces et les pompes fonctionnent en assurant le prélèvement du sang du patient et sa disposition dans le filtre afin que les matières nocives soient extraites, d'une manière connue pour les reins artificiels automatiques. En outre, la disposition des cassettes sur la machine non seulement permet un fonctionnement automatique des pinces mais assure en outre le positionnement et la commande des pompes qui peuvent alors fonctionner convenablement. Les pompes sont commandées en fonction d'un programme introduit dans les mémoires de la machine à l'aide du clavier et du tube à rayons cathodiques comme

représenté sur la figure 1.

L'un des avantages des cassettes est de rendre plus sûre l'utilisation des appareils de dialyse à domicile. Grâce aux cassettes, le raccordement convenable des tubes ne pose plus de problème. Il faut noter à cet égard que, bien qu'on ait représenté une machine relativement grande sur les dessins, des machines moins encombrantes, comprenant l'appareillage décrit dans le présent mémoire, peuvent être utilisées au domicile des patients.

Un autre avantage des cassettes est qu'elles peuvent être facilement lavées et stérilisées alors qu'elles se trouvent encore sur les machines. Lorsque la machine a été déconnectée du patient, elle est raccordée de manière qu'elle soit rincée à l'aide des pompes de la machine, le fluide de rinçage circulant dans les cassettes. Ensuite, une solution de stérilisation est pompée dans les cassettes. Celles-ci peuvent être conservées entre les utilisations, avec le fluide stérilisateur qu'elles contiennent.

Bien entendu, diverses modifications peuvent être apportées par l'homme de l'art aux dispositifs qui viennent d'être décrits uniquement à titre d'exemples non limitatifs sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDICATIONS

1. Appareil de traitement extra-corporel du sang, caractérisé en ce qu'il comprend :

une machine (12) ayant un dispositif de traitement du sang (17),

des tubes qui peuvent être retirés de la machine et destinés à raccorder le système cardiovasculaire du patient au dispositif de traitement, et

les tubes comportent des tronçons de tube placés dans une cassette (18).

2. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend des dispositifs de codage individualisés (129), les tubes sont disposés dans des cassettes individualisées (18), et ces dernières contiennent des parties essentielles des tubes.

3. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que le dispositif de traitement est un dispositif de filtration (17) pour hémodialyse.

4. Appareil selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il comprend, en plus d'une cassette de sang (18), une cassette de dialysat (19).

5. Appareil selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'une pompe (37) agit sur les tubes placés dans les cassettes et assure la circulation forcée du sang et du dialysat.

6. Appareil selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comprend des débitmètres (59) coopérant avec les cassettes.

7. Appareil selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de mesure d'un niveau de liquide (58) destiné à fonctionner avec la cassette afin qu'il mesure le niveau du liquide dans une chambre de goutte-à-goutte.

8. Appareil selon la revendication 1, caractérisé en ce que la cassette (18) a des fentes (31A, 33A, 37A, 39A, 52A) destinées au passage de dispositifs de la machine afin que ceux-ci puissent agir sur les tubes de

la cassette.

9. Appareil selon la revendication 8, caractérisé en ce que les dispositifs comprennent une pompe (37) destinée à faire circuler un fluide dans les tubes.

10. Appareil selon la revendication 9, caractérisé en ce que le fluide est une solution saline.

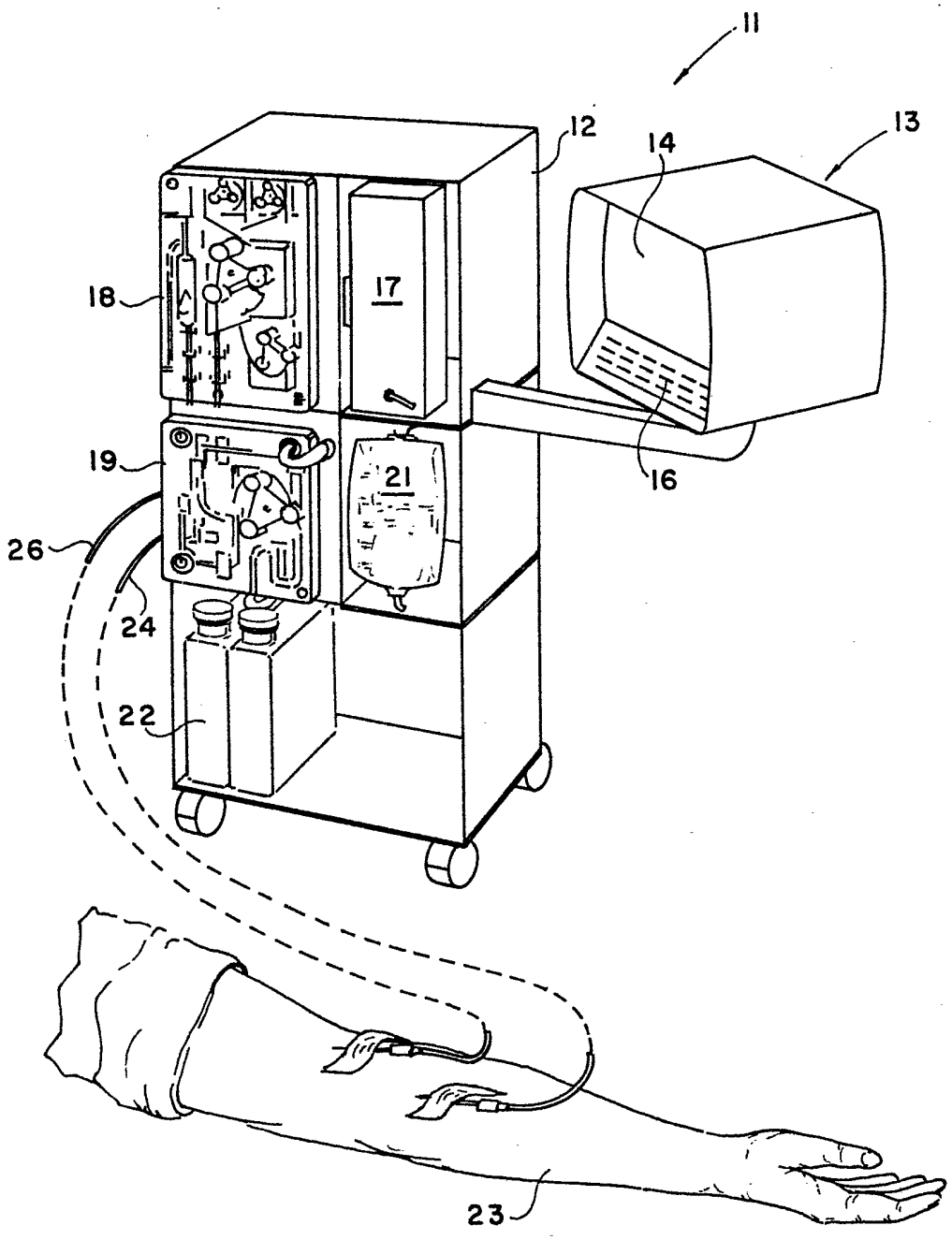
11. Appareil selon la revendication 9, caractérisé en ce que la pompe comporte un rotor (141) et un stator (151), ce dernier ayant une position de chargement distante du rotor, si bien que le tube (152) peut être placé automatiquement entre le rotor et le stator, et une position de travail dans laquelle le rotor comprime le tube contre le stator et assure un pompage lorsqu'il tourne.

12. Appareil selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'il comporte un dispositif de mesure de la quantité d'eau retirée du patient.

13. Appareil selon la revendication 12, caractérisé en ce que le dispositif de mesure (97) comporte un dispositif destiné à faire circuler le courant de dialysat en dérivation par rapport au dispositif de filtration, un dispositif (70) destiné à maintenir une dépression sur la partie de dialysat du dispositif de filtration, et une pompe de dialysat couplée par un dispositif de contrôle de débit (83) entre la partie de dialysat du dispositif de filtration et une purge.

14. Appareil selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif destiné à transmettre successivement un fluide de rinçage et un fluide de stérilisation à la machine afin que ces fluides circulent dans les cassettes (18, 19) sous la commande des pompes.

Fig.1



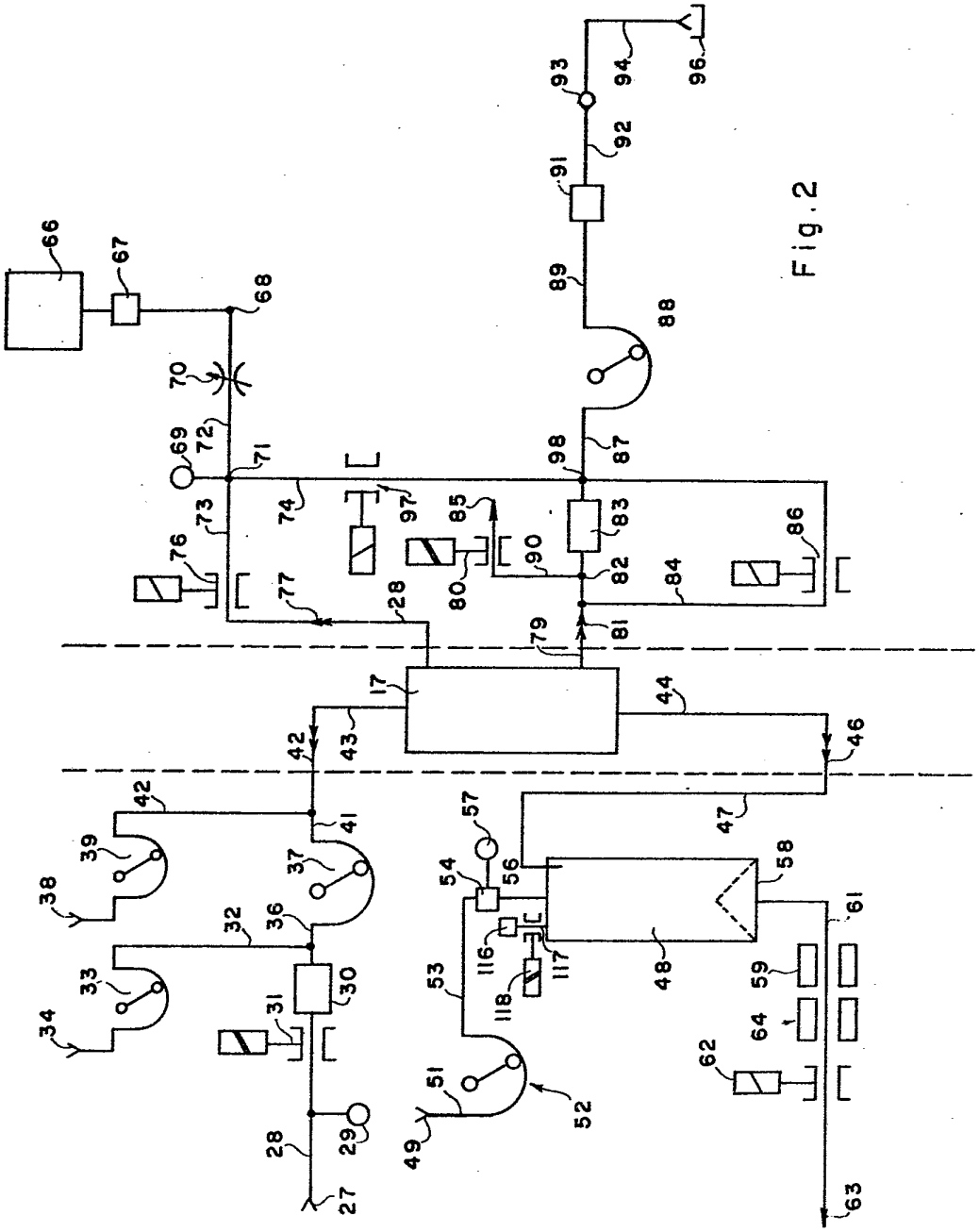
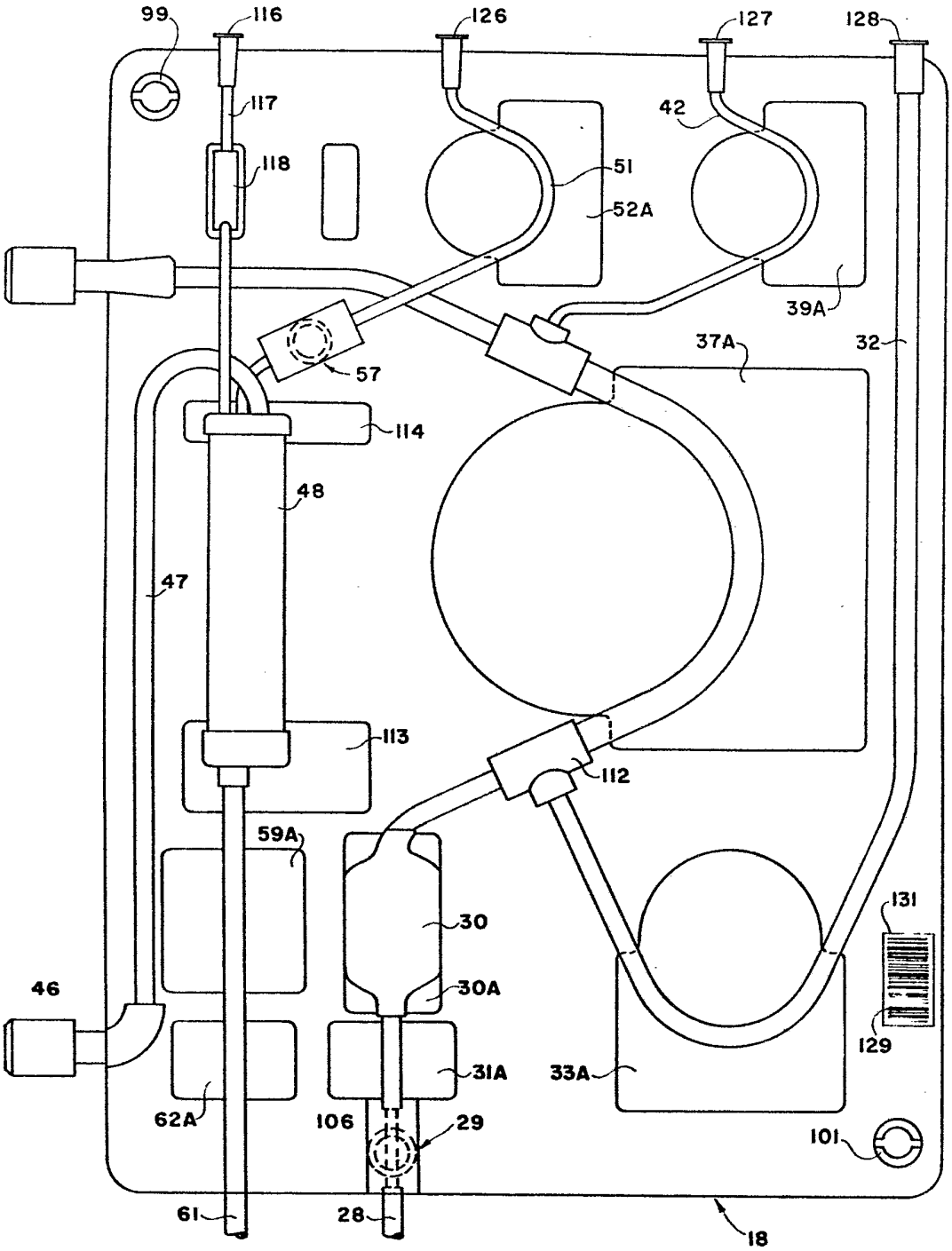


Fig.2

Fig.3


99
116
126
127
128
117
42
118
51
52A
39A
37A
32
57
114
48
47
113
112
59A
30
131
46
30A
129
31A
33A
62A
106
29
101
61
28
18

4/6

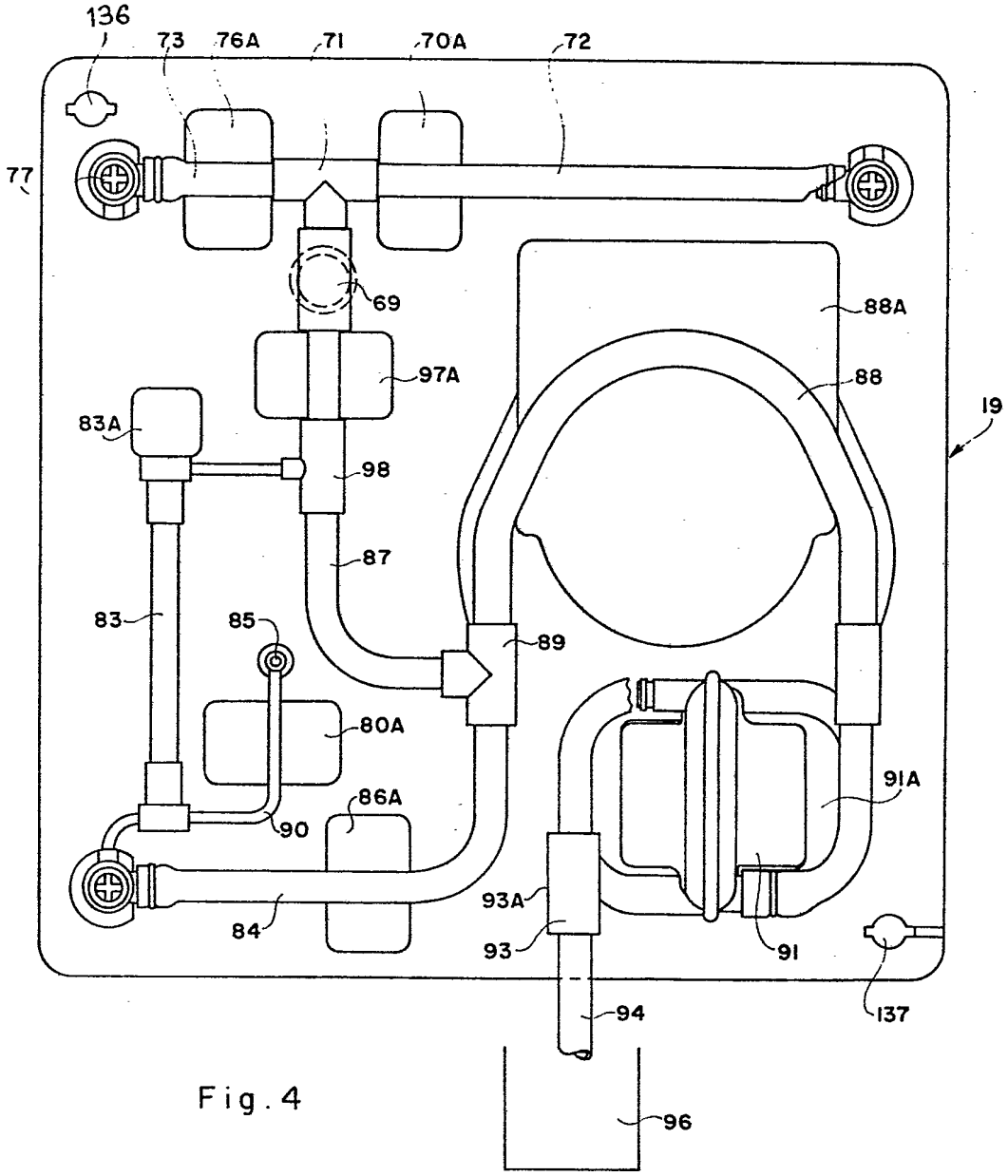

136
73
76A
71
70A
72
77
69
88A
97A
88
19
83A
98
87
83
85
89
80A
91A
86A
90
93A
84
93
91
137
94
96

Fig. 4

Fig. 6

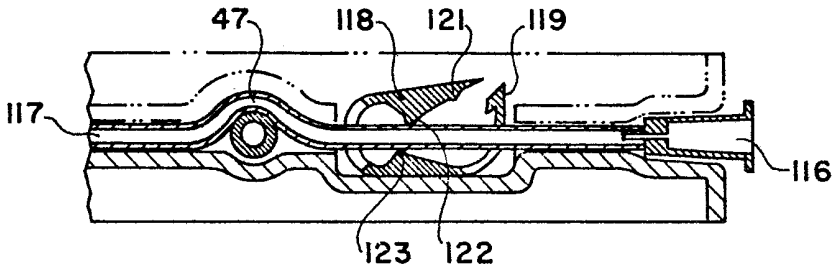
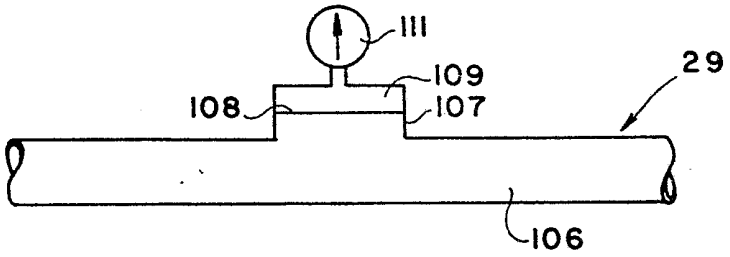


Fig. 5



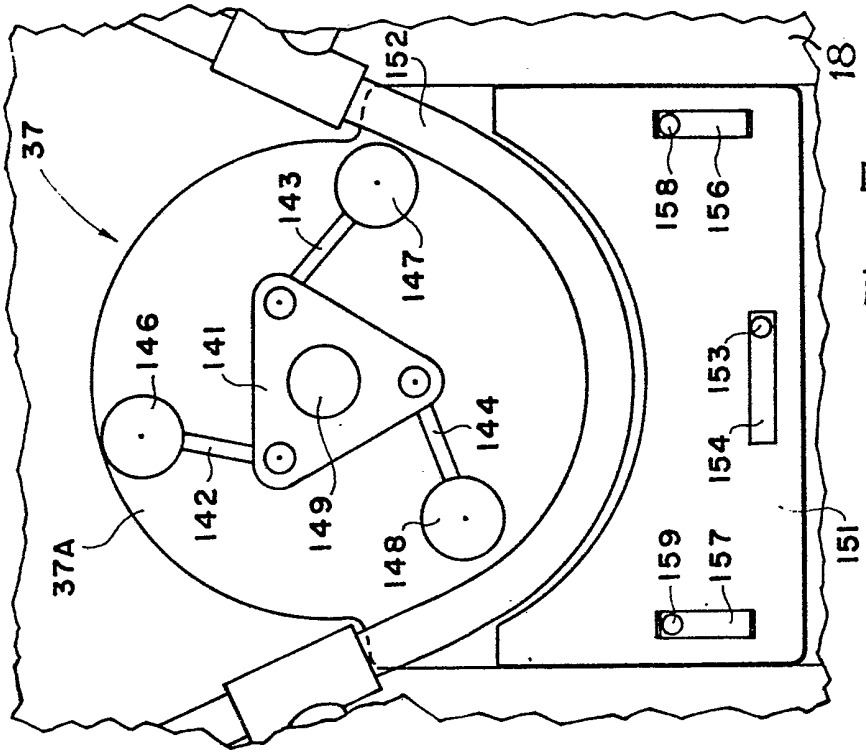

37
37A
146
141
142
143
147
149
148
144
152
18
158
156
153
154
159
157
151

Fig. 7A

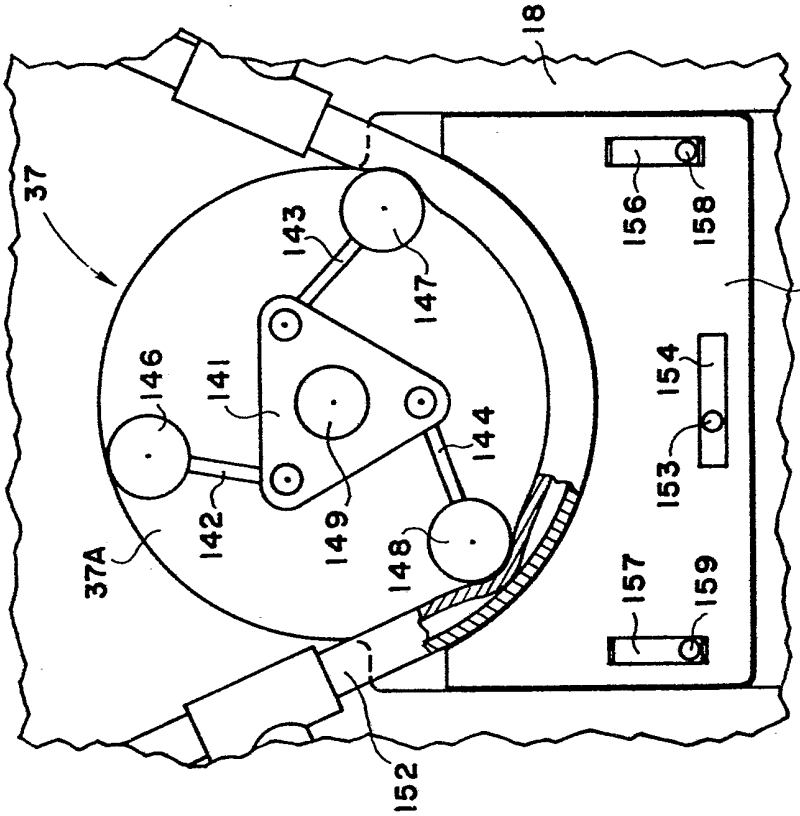

37
37A
146
141
142
143
147
149
148
144
18
156
158
154
153
157
159
151
152

Fig. 7B