RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication : **2 466 975**
(A n'utiliser que pour les commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21) **N° 80 21124**

(54) **Système automatique de mesure de la pression artérielle.**

(51) Classification internationale (Int. Cl.³). **A 61 B 5/02; F 16 K 11/04, 31/06; G 01 L 7/00; G 05 D 16/20; G 06 F 15/42.**

(22) Date de dépôt..... 2 octobre 1980.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée : *EUA, 3 octobre 1979, n° 081.551.*

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 16 du 17-4-1981.

(71) Déposant : UNITED STATES SURGICAL CORP., résidant aux EUA.

(72) Invention de : Jeremy Roy Hill et Donald Malinouskas.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Regimbeau, Corre, Martin et Schrimpf, 26, av. Kléber, 75116 Paris.

L'invention concerne un système de mesure automatique et de surveillance de la pression artérielle systolique et diastolique dans le corps humain, ce système faisant appel à des techniques douces.

La méthode clinique classique de mesure par technique douce de la pression artérielle fait appel à un dispositif appelé sphygmomanomètre, lequel se compose d'une manchette gonflable reliée à un tube manomètre dans lequel la hauteur d'une colonne de mercure indique la pression dans la manchette. La manchette entoure l'un des membres du patient, généralement l'un de ses bras, et est gonflée jusqu'à suppression de la pulsation de l'artère par étranglement de cette artère. La manchette est alors progressivement dégonflée jusqu'à ce que le sang recommence à circuler dans l'artère. Le flux turbulent du sang dans l'artère produit alors un bruit caractéristique connu sous le nom de bruit Korotkoff ou bruit K. La pression indiquée par le manomètre à ce moment correspond à la pression artérielle systolique. La manchette continuant à se dégonfler, le flux turbulent dans l'artère maintenant complètement dégagée se transforme en flux dit "laminaire", et le bruit cesse. La pression mesurée à ce moment correspond à la pression artérielle diastolique.

On connait nombre de dispositifs dans lesquels la procédure qui vient d'être décrite est automatisée. Ces systèmes de mesure de la pression artérielle consistent généralement en un microphone de détection des bruits Korotkoff, en une source de pression pour gonfler la manchette, en des circuits électroniques de traitement des bruits Korotkoff, et font appel à une technique d'affichage des valeurs de la pression artérielle systolique et diastolique.

D'une manière générale, un appareil de mesure automatique de la pression artérielle est préréglé en cours de fabrication de manière à gonfler la manchet-

te à une pression maximum supérieure à la pression maximum supposée. Dans ce cas, la pression appliquée est déterminée par le patient en fonction de la pression supposée la plus élevée. Certains appareils ont la possibilité de mettre en mémoire les lectures de pression antérieures relatives à ce patient. Dans ces appareils, le problème de la pression maximum de manchette est facilement résolu lorsque l'appareil est consacré à des mesures successives, même si certaines "premières lectures" doivent être négligées. Dans d'autres appareils, le gonflage se fait à une valeur maximum donnée; si cette valeur se révèle inadéquate, le cycle de gonflage est alors modifié pour un regonflage automatique à une valeur de pression plus élevée.

La présente invention concerne un système de mesure de la pression artérielle dans lequel est défini un cycle de gonflage et un cycle de dégonflage, les pressions systolique et diastolique du patient étant automatiquement mesurées au cours de ce cycle. Le système conforme à l'invention comporte essentiellement un système à manchette de pression permettant d'étrangler, puis de dégager, une artère du patient sous surveillance, ainsi qu'un système électrique pour contrôler le système à manchette de pression et afficher les mesures de pression systolique et diastolique.

Une manchette de pression, conçue pour être utilisée autour d'un membre d'un patient, est susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre. La manchette de pression contient une vessie gonflable qui est en communication avec une chambre de pression par l'intermédiaire d'une conduite souple. La communication entre la chambre de pression et la manchette de pression est telle que, à un moment donné, la pression dans la chambre est sensiblement la même que la pression dans la manchette.

Un transducteur de pression est en communica-

tion avec la chambre de pression par l'intermédiaire d'une soupape à solénoïde. Le transducteur de pression fournit un signal électrique significatif de la pression réelle à l'intérieur de la chambre. La soupape à solénoïde est utilisée pour évacuer sélectivement la chambre de pression au cours du cycle de dégonflage.

Un contrôleur gonflage/dégonflage reçoit le signal du transducteur de pression et fournit un signal d'erreur significatif de la différence entre le taux réel de variation de pression à l'intérieur de la chambre et le taux souhaité de variation de pression à l'intérieur de cette chambre. En mode gonflage du système de mesure de pression artérielle, le contrôleur gonflage/dégonflage contient des circuits modulant le signal d'erreur pour former un signal de contrôle agissant sur une combinaison moteur-pompe contenue dans la chambre de pression, afin d'accroître la pression à l'intérieur de cette chambre, et, par suite, afin de gonfler la manchette. La pompe est une pompe de compression à pale tournante qui utilise l'atmosphère extérieure comme source d'air.

Au cours du cycle de dégonflage, le contrôleur gonflage/dégonflage contient des circuits modulant le signal d'erreur pour former un deuxième signal de contrôle agissant sur le solénoïde de la soupape à solénoïde, afin de réduire sélectivement la pression à l'intérieur de la chambre, et, par suite, dégonfler la manchette.

Un contrôleur particulier est utilisé pour conduire automatiquement le cycle gonflage/dégonflage du système de mesure de pression artérielle. Un microphone, contenu dans la manchette de pression et placé à proximité de l'artère devant être étranglée, fournit un signal électrique significatif de l'activité pulsatoire à l'intérieur de l'artère. Un détecteur de bruit K reçoit le signal et transfère l'information correspon-

dante au contrôleur précité. Dans le système de mesure de pression artérielle conforme à l'invention, la détection du bruit K se fait continuellement au cours des cycles de gonflage et dégonflage. Le contrôleur précité est conçu de telle sorte qu'il fournit des signaux de contrôle au contrôleur gonflage/dégonflage pour une conduite appropriée des cycles de gonflage et dégonflage.

L'appareil de mesure de pression artérielle comporte également un système de transfert d'impulsions recevant et traitant les informations en provenance du contrôleur de conduite automatique, afin de commander un affichage du rythme cardiaque en battements par minute. Essentiellement, le système de transfert d'impulsions utilise une unité distincte, normalement utilisable à part du système de mesure de pression artérielle, pour mesurer la température, la pression et la respiration. Le transfert de l'information relative au rythme cardiaque, entre le système de mesure de pression artérielle et l'unité distincte précitée, se fait par couplage inductif.

L'un des objectifs de l'invention est la réalisation d'un système autonome de mesure automatique de la pression artérielle.

L'invention a également pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle, dont le fonctionnement automatique est basé sur un cycle de gonflage et un cycle de dégonflage au cours duquel sont mesurées et affichées les valeurs de pression artérielle systolique et diastolique.

L'invention a également pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle dans lequel les bruits K sont surveillés en permanence à la fois au cours du cycle de gonflage et au cours du cycle de dégonflage.

L'invention a également pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle pouvant être utilisé avec un dispositif de mesure de paramètre physiologique, pour afficher le rythme cardiaque tout en mesurant la pression artérielle.

L'invention a également pour objectif la réalisation d'un système de mesure automatique de la pression artérielle, faisant appel à des techniques douces pour obtenir les valeur de pression systolique et diastolique.

L'invention a également pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle, utilisant un dispositif de soupape à solénoïde pour dégonfler la manchette de pression du système.

L'invention a encore pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle, utilisant une chambre de pression et une pompe de compression pour gonfler la manchette de pression du système.

L'invention a encore pour objectif la réalisation d'un système de mesure de la pression artérielle, dans lequel se fait un transfert d'information par couplage inductif vers un dispositif de mesure de paramètre physiologique, pour l'affichage d'informations relatives aux pulsations.

La suite de la description se réfère aux dessins annexés qui représentent :

- figure 1, le bloc-diagramme d'un exemple de réalisation du système de mesure de la pression artérielle,

- figure 2, le bloc-diagramme d'exemples de réalisation d'un détecteur de son, d'un détecteur de pulsations et d'un détecteur de bruit K, utilisables dans le système illustré figure 1,

- figure 3, le bloc-diagramme d'exemples de réalisation d'un détecteur de pression et d'un convertisseur de signal, utilisables dans le système illustré figure 1,

- figure 4, un bloc-diagramme d'un exemple de réalisation du contrôleur gonflage/dégonflage illustré figure 1,

- figure 5, un bloc-diagramme illustrant les diverses entrées et sorties du contrôleur de conduite automatique illustré figure 1,

- figure 6, le schéma d'un exemple de réalisation d'un indicateur de fonction utilisable dans le système de mesure illustré figure 1,

- figure 7, le bloc-diagramme d'un dispositif d'affichage utilisable dans le système de mesure illustré figure 1,

- figure 8, le schéma d'un exemple de réalisation d'un circuit pilote et d'un oscillateur utilisables pour une fonction de transfert d'impulsions,

- figure 9, un diagramme dans le temps expliquant la fonction de transfert d'impulsions,

- figure 10, le schéma d'un pont à diodes utilisable pour la fonction de transfert d'impulsions,

- figure 11, le schéma d'un exemple de réalisation de filtre utilisable pour la fonction de transfert d'impulsions,

- figure 12, une vue éclatée du dispositif de soupape à solénoïde,

- figure 13, une vue en perspective du dispositif de soupape à solénoïde de la figure 12,

- figure 14, une vue en plan, partiellement en coupe, du dispositif de soupape à solénoïde de la figure 12,

- figure 15, une vue en plan supérieur du dispositif

de soupape à solénoïde de la figure 12,

- figure 16, une vue en coupe selon la ligne 16-16 de la figure 14,

- figure 17, une vue en coupe selon la ligne 17-17 de la figure 15,

- figure 18, une vue analogue à celle de la figure 17,

- figure 19, une vue en plan latérale d'un exemple de réalisation de pompe utilisable dans le système de mesure de pression artérielle,

- figure 20, une vue en plan inférieur de la pompe,

- figure 21, une vue en coupe selon la ligne 21-21 de la figure 19,

- figure 22, une vue en coupe selon la ligne 22-22 de la figure 21,

- figure 23a, une vue en plan supérieur de la pompe,

- figure 23b, une vue en plan d'un moteur monté sur la pompe,

- figure 24, une vue éclatée de la pompe, certaines parties en étant ôtées,

- figure 25, une vue en plan éclatée d'un exemple de réalisation de carter de pompe utilisable dans le système de mesure de pression artérielle,

- figure 26, une vue en plan supérieur du carter de pompe, le couvercle étant ôté,

- figure 27, une vue en plan inférieur du carter de pompe,

- figure 28, une vue en plan latéral de l'ensemble moteur-pompe monté sur le couvercle du carter de pompe,

- figure 29, une vue en plan inférieur de l'ensemble de la figure 28,

- figure 30, une vue en plan latéral, partiellement en arraché, du carter de pompe avec le flexible de man-

chette de pression monté,

- figure 31, une vue en plan latéral du carter de pompe, partiellement en arraché pour illustrer le montage du dispositif de soupape à solénoïde et de la batterie,

- figure 32, une vue en plan illustrant la batterie montée sur le support de fixation de la batterie,

- figure 33, une vue en plan latéral du support de fixation de la batterie,

- figure 34, une vue en plan du support de fixation de la batterie, la batterie étant ôtée,

- figure 35, une vue en plan supérieur du carter de pompe avec le couvercle, le dispositif de soupape à solénoïde et l'ensemble batterie en place,

- figure 36, une vue en perspective d'un exemple de réalisation de bâti pour le système de mesure de pression artérielle,

- figure 37, un diagramme dans le temps permettant la description du fonctionnement du système,

- figures 38 à 42, 43a, 43b, et 44 à 46, des organigrammes d'opérations effectuées par microcalculateur dans le système de mesure de pression artérielle et le dispositif de mesure de paramètre physiologique.

Dans la description de l'exemple de réalisation recommandé conforme à l'invention, qui est illustré sur les dessins, on fait appel à une terminologie spécifique pour des raisons de clarté. Mais il est entendu que l'invention n'est pas limitée par cette terminologie, et qu'un terme donné couvre tous les équivalents techniques fonctionnant de la même manière pour assurer la même fonction.

On a représenté figure 1 les éléments de base qui constituent le système de mesure de pression artérielle conforme à l'invention, ce système portant la référence générale 10. Le système de mesure de pression

artérielle 10 comporte essentiellement un système à manchette de pression 12 permettant d'étrangler et de dégager ensuite l'artère d'un patient sous surveillance, et un système électronique 14 pour contrôler le système à manchette de pression et pour afficher les valeurs mesurées de pression systolique et diastolique.

En ce qui concerne le système à manchette de pression 12, il comporte une manchette de pression gonflable 16 placée, à l'état dégonflé, autour du bras supérieur du patient. La manchette 16 est placée de manière à étrangler l'artère brachiale lorsqu'elle est gonflée. Une chambre de pression 18 fournit de l'air comprimé par l'intermédiaire d'un flexible 22 afin de gonfler la manchette. A l'intérieur de la chambre de pression 18, se trouve un moteur 24 qui entraîne un bras d'entraînement 26 d'une pompe 28 qui fournit l'air comprimé sur sa sortie 30. Pour fournir l'air comprimé sur sa sortie 30, la pompe utilise comme source d'air l'air extérieur. L'air extérieur est reçu dans la pompe par un conduit 32, après avoir traversé un filtre à air 34.

En ce qui concerne le système électronique 14, il comporte un microphone 40 placé à l'intérieur de la manchette 16 de telle sorte que, la manchette étant placée autour du bras du patient, le microphone est plaqué contre la peau à proximité de l'artère brachiale. Le microphone est utilisé pour détecter les bruits Korotkoff pratiquement comme le fait un stéthoscope. La sortie du microphone est reliée à un détecteur d'impulsions 42 et à un détecteur de bruits K (bruits Korotkoff) 44, par l'intermédiaire d'un amplificateur 46 et d'un filtre 48.

Le contrôleur de conduite automatique est constitué par un microcalculateur 50; il contrôle le fonctionnement du système 10 et traite les divers signaux numériques pour former une valeur de lecture des

pressions systolique et diastolique, affichées sur le dispositif d'affichage 52. Le microcalculateur 50 assure d'autres fonctions qui seront décrites en détails ci-après.

Un transducteur de pression 54 est opérationnellement associé à la chambre de pression 18, par l'intermédiaire d'une soupape de décompression 20, afin de surveiller la pression variable à l'intérieur de la chambre. Le transducteur de pression convertit la pression régnant dans la chambre en un signal électrique formé sur le conducteur 58. Le signal du conducteur 58 traverse l'amplificateur 60 et parvient au convertisseur analogique/numérique 62. Le signal formé sur l'entrée 64 du convertisseur analogique/numérique est un signal analogique représentatif de la pression en millimètres de mercure qui règne tant dans la chambre de pression que dans la manchette de pression.

Le convertisseur analogique/numérique 62 est couplé en sortie au microcalculateur 50, par l'intermédiaire du conducteur 66. Le détecteur d'impulsions 42 et le détecteur de bruits K 44 sont de même couplés au microcalculateur par l'intermédiaire des conducteurs 68 et 70, respectivement. Les données numériques apparaissant sur les conducteurs 66, 68 et 70 représentent, pour le microcalculateur 50, les informations nécessaires pour le calcul automatique et l'affichage de la lecture correcte de pression artérielle.

Un contrôleur gonflage/dégonflage 72 exploite le signal de sortie du transducteur de pression 54, ce signal étant amplifié dans les amplificateurs 60 et 61, et, en réponse aux signaux reçus du microcalculateur, commande le gonflage ou le dégonflage de la manchette de pression 16. Le gonflage est commandé lorsque le contrôleur 72 fournit, sur le conducteur 74, un signal qui commande le moteur 24 de manière à accroître la pression à l'intérieur de la chambre, donc de manière à accroî-

tre la pression à l'intérieur de la manchette. Le cycle de dégonflage est commandé lorsque le contrôleur 72 fournit, sur le conducteur 76, un signal qui commande un solénoïde 78 associé à une soupape de décompression 20, afin d'évacuer l'air sous pression tant dans la chambre de pression 18 que dans la manchette de pression 16.

Le système de mesure de pression artérielle 10 comporte deux commutateurs manuels. Le premier commutateur 80, ou commutateur de gonflage, amorce un cycle complet de mesure de la pression artérielle dans le système de mesure 10. Un cycle complet de mesure de pression artérielle consiste essentiellement en un gonflage de la manchette 16 sous une pression quelque peu supérieure à la pression nécessaire pour étrangler l'artère brachiale, et en un dégonflage lent de la manchette pendant lequel sont exploités les bruits K caractéristiques des pressions systolique et diastolique.

Le second commutateur 82, ou commutateur de dégonflage/arrêt, relâche l'air sous pression de la chambre 18 et de la manchette 16, et amène simultanément l'appareil à l'arrêt. Les commutateurs 80 et 82 sont respectivement raccordés aux entrées active et de remise à zéro d'une bascule 84 qui fournit, sur sa sortie Q, un signal de commande d'un circuit d'alimentation régulé 86. Le circuit d'alimentation régulé reçoit l'énergie d'une batterie 94 et comporte en sortie quatre conducteurs d'alimentation. Une tension Vbb, qui est de l'ordre de cinq volts, apparaît sur les deux premiers conducteurs 87 et 88. Une tension Vcc, qui est de l'ordre de 8,6V, apparaît sur le conducteur 89, et une tension Vdd, qui est de l'ordre de 3,6V, apparaît sur le conducteur 90. Comme on l'expliquera en détails ci-après, les tensions précitées sont utilisées pour alimenter les divers composants du système de mesure de pression artérielle.

Un dispositif d'alarme 92 est prévu pour avertir l'utilisateur que la tension de la batterie 94 devient anormalement basse. Un comparateur 96 surveille la tension de batterie qu'il reçoit par le conducteur 98 et la compare avec un signal de référence apparaissant sur le conducteur 100, afin de déterminer le moment où la tension de batterie tombe en dessous d'une valeur prédéterminée. Dans ces conditions, le comparateur forme un signal sur le conducteur 102 et commande un oscillateur 104 qui, à son tour, commande le dispositif d'alarme 92 pour qu'il émette un signal.

Le système de mesure de pression artérielle comporte également un système de transfert d'impulsions qui porte la référence générale 110, et reçoit et traite les informations en provenance du microcalculateur 50 pour commander l'affichage du rythme cardiaque en battements par minute. Essentiellement, le système de transfert d'impulsions 110 utilise, en sus du système 10, un système distinct de mesure de paramètre physiologique (PPM) 112, lequel mesure normalement la température, la pression et la respiration. On trouvera, dans la demande de brevet U.S. No. 935 642 déposée le 21 Août 1978, la description d'un système tel que le système PPM.

Le système PPM 112 utilise un dispositif de charge inductif. Pour charger les batteries dans ce système, on fait appel à un couplage inductif entre une bobine et une bobine de couplage du dispositif de charge (non représenté). La même bobine 114, utilisée en charge de batterie dans le circuit PPM, est utilisée dans le système 10 et reçoit les informations en provenance du microcalculateur 50. Une seconde bobine inductive 116 est prévue dans le système électronique 14. Le microcalculateur 50 reçoit, par l'intermédiaire du conducteur 68, le signal en provenance du détecteur d'impulsions 42. Le microcalculateur traite ce signal

de manière à former, sur le conducteur 118, un signal représentatif du rythme cardiaque en battements par minute. Le signal formé sur le conducteur 118 passe en tampon dans l'inverseur 120 et est transmis à un circuit pilote 122 qui commande un oscillateur 124 au rythme du signal formé sur le conducteur 118. L'oscillateur est couplé en sortie à la bobine 116, et le signal est transféré, par couplage inductif, de la bobine 116 à la bobine 114. Le signal de la bobine 114 traverse un pont à diodes 126, puis un filtre/comparateur 128; il est transmis à un microcalculateur 130 du circuit PPM, pour commander l'affichage du rythme cardiaque en battements par minute sur le dispositif d'affichage 132 du circuit PPM. Lorsque l'information de rythme cardiaque est transférée par le système de mesure de pression artérielle, la jonction de rythme cardiaque dans le circuit PPM est shuntée automatiquement pour éviter une double lecture.

On se reportera maintenant à la figure 36 qui représente un bâti approprié au système de mesure de pression artérielle 10. Ce bâti porte la référence générale 1000 et se compose essentiellement d'un pied 1002 supportant un corps principal 1004. A la partie inférieure du pied, se trouvent des roues 1006 qui permettent de déplacer facilement l'appareil. A la partie supérieure du corps, se trouve un dispositif d'affichage 1008 avec un écran 1010. Sur l'écran 1010, sont affichées les valeurs mesurées de pression systolique et diastolique. Sont de plus affichées les fonctions indiquées figure 7.

De préférence, la chambre de pression 18 et les parties mécaniques associées sont situées à l'intérieur du corps 1004, l'électronique se trouvant dans le dispositif d'affichage 1008.

Un tube souple 22 est fixé, d'une part, au corps du bâti, d'autre part, à la manchette de pression

16.

Un espace est prévu à la partie supérieure du corps 1004 pour recevoir le système de mesure de paramètre physiologique (PPM) 112, lequel est représenté en pointillé. Le système PPM comporte un panneau d'affichage 1014 pour l'affichage du rythme cardiaque en battements par minute, comme il sera décrit ci-après.

On voit donc que le système de mesure de pression artérielle peut être utilisé avec ou sans système PPM 112. De plus, le système de mesure de pression artérielle est un système autonome alimenté par batterie qui peut être déplacé aisément d'un patient à l'autre, lors de mesures de pression artérielle. Enfin, le système de mesure de pression artérielle constitue un moyen commode pour le transport du système PPM 112, de sorte qu'en même temps que sont faites les mesures de pression artérielle, on peut aussi surveiller les paramètres physiologiques supplémentaires que constituent la température, les pulsations et la respiration.

On décrira maintenant en détails les divers composants du système de mesure de pression artérielle 10.

On a représenté figure 2 le détecteur de bruit 150 qui se compose essentiellement d'un microphone 40, de deux amplificateurs 46-1 et 46-2, et deux filtres passe-bande 48-1 et 48-2. Est également prévu un contrôle de gain 152.

Le microphone 40 est, de préférence, un microphone de contact disponible sur le marché dont la réponse en fréquence se situe entre 0,5 Kz et 150 Hz. En fonctionnement, le microphone est placé entre la manchette 16 et le bras du patient, de telle sorte qu'il soit à proximité de l'artère brachiale. Le signal de sortie du microphone est transmis, par le condensateur C1, à l'amplificateur 46-1 dans lequel il est amplifié

d'un facteur de l'ordre de 9, puis au filtre passe-bande 48-1. La bande passante du filtre 48-1 se situe entre 0,5 Hz et 150 Hz. Le signal de sortie du filtre passe-bande 48-1 est transmis à l'amplificateur 46-2 qui l'amplifie d'un facteur de l'ordre de 1,5 en mode normal, ou de 3,3 en mode à gain élevé. Le signal de sortie de l'amplificateur 46-2 est transmis, d'une part, au détecteur d'impulsions 42, d'autre part, au détecteur de bruits K 44, par l'intermédiaire du filtre passe-bande 48-2.

Dans le circuit 150, le choix du gain de l'amplificateur 46-2 se fait par l'intermédiaire du circuit de contrôle de gain 152. Dans le circuit de contrôle de gain, les résistances R2 et r' sont raccordées en série entre la sortie du filtre passe-bande 48-1 et l'entrée de l'amplificateur 46-2. La résistance R2 est également raccordée en parallèle avec le trajet drain-source d'un transistor à effet de champ FET1. Enfin, une résistance R6 est montée entre entrée et sortie de l'amplificateur 46-2. Le choix du gain se fait par commande du transistor à effet de champ FET1. En mode normal, le transistor FET1 est bloqué et le gain de l'amplificateur est contrôlé par les résistances R2, R4 et R6. Ce gain convient pour la détection des bruits K normaux. Mais si les bruits K détectés par le microphone sont anormalement faibles, le microcalculateur 50 fournit un signal de haut gain (HI-GAIN) sur le conducteur 154 pour provoquer la conduction du transistor FET1, ce qui court-circuite la résistance R2. Le gain de l'amplificateur 46-2 est alors contrôlé par les seules résistances R4 et R6, ce gain étant de l'ordre de 3,3.

Le signal de sortie du filtre passe-bande 48-2 est donc transmis à la fois au détecteur d'impulsions 42 et au détecteur de bruits K 44. Le détecteur d'impulsions 42, à partir des données brutes en provenance du détecteur de bruit 150, forme un signal numérique sur le conducteur 68, ce signal correspondant aux pulsations ryth-

miques provoquées par la contraction et la dilatation régulières de la paroi de l'artère, sous l'effet de l'onde systolique provenant du coeur. De même, le détecteur de bruits K44, à partir des données brutes en provenance du détecteur de bruit 150, forme un signal numérique sur le conducteur 70, ce signal correspondant aux bruits K.

Le signal de sortie de l'amplificateur 46-2 est transmis, par l'intermédiaire du filtre 48-2, au détecteur d'impulsions et traverse d'abord un filtre passe-bas 156 accordé pour atténuer les fréquences se situant au dessus de 10 Hz environ. Le filtre passe-bas est couplé en sortie à l'entrée de non-inversion de l'amplificateur différentiel 158. L'entrée d'inversion de l'amplificateur 158 reçoit la tension Vdd. Le signal de sortie de l'amplificateur 158 est un signal de différence multiplié par 10 environ. Toutes les fréquences élevées dans le signal sont alors atténuées dans le filtre passe-bas 160 accordé pour avoir une caractéristique de transfert située entre 0,5 Hz et 10 Hz. Le signal de sortie du filtre passe-bas 160 est simultanément transmis à un comparateur 164 et un détecteur de crête 162. Le comparateur 164 fournit un signal positif lorsque le signal de sortie du filtre 160 s'accroît au delà du niveau de courant continu moyen du détecteur de crête 162. Le comparateur fournit un signal négatif lorsque le signal de sortie du filtre décroît à une valeur moitié du signal du détecteur de crête. Le comparateur commande un multivibrateur monostable 166 pour former, sur la sortie 68, un signal numérique sous forme d'une impulsion d'onde rectangulaire pour chaque battement du coeur. Comme on l'a dit précédemment, le signal numérique formé sur le conducteur 68 est transmis au calculateur 50 pour traitement.

Le signal de sortie de l'amplificateur 46-2 est également transmis, par l'intermédiaire du filtre

48-2, au détecteur de bruits K 44, et traverse d'abord un filtre passe-bas 170 accordé pour atténuer les fréquences se situant au dessus de 100 Hz environ. Le signal en sortie du filtre passe-bas 170 est alors transmis à un filtre passe-haut spécial 172 qui est placé sous la dépendance d'un signal formé par le microcalculateur 50 sur le conducteur 186, pour modifier sélectivement la bande passante du filtre selon que le détecteur de bruits K 44 fonctionne de manière à détecter les bruits K systolique ou diastolique. Le filtre passe-haut 172 comporte deux condensateurs C2 et C4 en série. Une résistance R8 est montée entre la masse et le point de jonction des deux condensateurs. Une résistance R10, en série avec un transistor à effet de champ FET2 est montée entre la masse et le point de jonction 188 des deux condensateurs. Le transistor à effet de champ FET2 est normalement bloqué de sorte que la bande passante du filtre 172 se situe entre 40 et 100 Hz pour la détection diastolique. Lorsque le microcalculateur 50 forme un signal sur le conducteur 186, le transistor à effet de champ FET2 passe à l'état de conduction et introduit la résistance R10 dans le circuit du filtre. La caractéristique de bande passante du filtre 172 se situe alors entre 20 et 100 Hz pour la détection systolique. Lors de la description du microcalculateur 50, on décrira en détails le choix fait par ce microcalculateur du mode de fonctionnement du filtre 172.

Le signal de sortie du filtre 172 est transmis à un filtre passe-bande 176 par l'intermédiaire d'un amplificateur 174. La caractéristique de bande passante du filtre 176 se situe entre 20 et 100 Hz. Les bruits K étant parfois à front positif, parfois à front négatif, l'amplificateur 174 est raccordé en sortie à un redresseur double alternance 178, de manière à transformer les signaux de bruits K à front négatif en signaux de

bruits K à front positif. De la sorte, pour tous les bruits K, le signal apparaissant en sortie du redresseur 178, sur le conducteur 192, est positif.

Le signal apparaissant sur le conducteur 192 se présente, pour chaque bruit K, sous forme d'une série d'impulsions transitoires très proches les unes des autres. Un circuit d'enveloppe 180 forme, de ce fait, autour de ces impulsions transitoires, un signal dont la largeur correspond à la durée des impulsions. Le signal correspondant apparaît sur le conducteur 200. Le circuit d'enveloppe 180, qui est en quelque sorte un filtre, comporte deux résistances R3 et R5 en série. Une résistance R7 est montée entre la masse et l'entrée du circuit d'enveloppe. Un condensateur C6 est monté entre la borne de tension Vdd et le point de jonction 202 des résistances R3 et R5. Un autre condensateur C8 est monté entre la borne de tension Vdd et la sortie du circuit d'enveloppe.

Le circuit d'enveloppe est couplé en sortie sur une entrée d'un comparateur 182. L'autre entrée de ce comparateur reçoit une tension de seuil qui varie selon le mode de fonctionnement du système de mesure de pression artérielle. La tension de seuil est déterminée par un réseau de résistances qui se compose de quatre résistances R12 à R15, une borne de ces résistances étant raccordée à l'entrée du comparateur. L'autre borne de la résistance R12 reçoit, par l'intermédiaire de l'inverseur 206, un signal du microcalculateur. Les extrémités libres des résistances R13 et R14 sont respectivement raccordées aux bornes de tension Vcc, et Vdd. L'autre borne de la résistance R15 reçoit, par l'intermédiaire du conducteur 186, un signal du microcalculateur 50. Ce signal est le même que celui transmis au filtre passe-haut 172.

Comme il sera expliqué en détails ci-après, le niveau de la tension de seuil est ajusté en fonction du

mode de fonctionnement sélectif du système de mesure de pression artérielle. Pendant le cycle initial de gonflage, la tension de seuil est à son plus haut niveau. Pendant le cycle de dégonflage et que sont détectés les bruits K systoliques, la tension de seuil est à niveau prédéterminé inférieur. Pendant le cycle de dégonflage et que sont détectés les bruits K diastoliques, la tension de seuil est à son niveau le plus bas. Le comparateur 182 compare le signal de sortie du circuit d'enveloppe 180 à la tension de seuil, afin de former, sur le conducteur 210, un signal qui commande un multivibrateur monostable 184, ce dernier formant, sur le conducteur 70, un signal numérique représentatif de la détection d'un bruit K.

On se reportera maintenant à la figure 3 qui représente le détecteur de pression 220, ce dernier comportant essentiellement un transducteur de pression 54, lequel est une jauge de contrainte classique du type piézo-électrique et est couplé à deux amplificateurs 60-1 et 60-2; ces amplificateurs, présentés sous forme de suiveurs de tension, sont à leur tour raccordés à un amplificateur 60-3 présenté sous forme d'intégrateur.

Le transducteur de pression 54 est de type classique, et peut prendre la forme de tout dispositif connu tel qu'un transducteur piézo-électrique par exemple. Le transducteur de pression 54 est sensible à la pression régnant dans la chambre 18 et forme, en réponse, une tension électrique sur ses bornes plus et moins. Le transducteur de pression 54 est schématiquement représenté par quatre résistances R71 à R74 montées en pont. Le point de jonction des résistances R71 et R72 forme la sortie moins, et le point de jonction des résistances R73 et R74 forme la sortie plus. Le point de jonction des résistances R72 et R73 est à la masse. Le point de jonction des résistances R71

et R74 est raccordé, par la résistance R9, à la borne de tension Vcc raccordée à la masse par le condensateur C10. Le point de jonction des résistances R71 et R74 est également raccordé à l'émetteur du transistor T1 par l'intermédiaire de la résistance R16. Le collecteur du transistor T1 est raccordé à la borne positive de la batterie 94, la base de ce transistor étant raccordée à la sortie $\overline{Q}$ de la bascule 84 par l'intermédiaire de la résistance R17.

Lorsque le système de mesure de pression artérielle 10 est en attente, le signal de sortie $\overline{Q}$ de la bascule est normalement à niveau haut. Par suite, le transistor T1 est conducteur et alimente le transducteur de pression 54 qui se trouve ainsi toujours prêt à fonctionner. A l'amorçage du cycle de gonflage, le signal de sortie $\overline{Q}$ de la bascule 84 vient à niveau bas, le transistor T1 est bloqué et n'alimente plus le transducteur de pression 54.

La sortie du transducteur de pression 54 est raccordée à l'entrée de l'amplificateur 60-1 conçu sous forme de suiveur de tension. De même, la sortie négative du transducteur de pression est raccordée à l'amplificateur 60-2 également conçu sous forme de suiveur de tension. Les sorties des amplificateurs 60-1 et 60-2 sont respectivement raccordées aux entrées plus et moins de l'amplificateur différentiel 60-3 associé au condensateur C12 et à la résistance R18 en parallèle. Le signal de sortie de l'amplificateur 60-3 est formé sur le conducteur 64, sous forme d'une tension analogique représentative de la pression en millimètres de mercure, tant dans la chambre de pression que dans la manchette de pression. Le signal analogique est alors transmis au convertisseur analogique/numérique 62. Le signal de sortie numérique du convertisseur 62 est transmis au microcalculateur 50, par l'intermédiaire du conducteur 66.

Le signal de sortie de l'amplificateur 60-3 est également transmis, par la résistance R19, à l'entrée positive de l'amplificateur 61. Ce dernier, par l'agencement des résistances R20 et R21, est conçu sous la forme d'un amplificateur de non-inversion dont le gain est de l'ordre de 10. Le signal de sortie de l'amplificateur 61, formé sur le conducteur 63, est transmis au contrôleur gonflage/dégonflage 72.

La figure 4 représente un schéma détaillé du contrôleur gonflage/dégonflage 72. En se reportant à cette figure et à la figure 1, on peut voir que le signal de tension analogique en provenance du transducteur de pression 65 est reçu sur le conducteur 63 et traité par le contrôleur 72 pour obtenir, en sortie de ce contrôleur et sur les conducteurs 74-1 et 74-2, un signal de commande du moteur 24. Le contrôleur 72 forme de plus, sur les conducteurs 76-1 et 76-2, un signal de commande du solénoïde 78 qui commande, à son tour, la soupape de décompression ou soupape à solénoïde 20.

Dans le circuit de la figure 4, le signal apparaissant sur le conducteur 63, en provenance du transducteur de pression, est un signal analogique de tension variable et proportionnelle à la pression régnant dans la chambre et la manchette de pression. Le signal formé sur le conducteur 63 traverse un différentiateur/comparateur 230 dont le signal de sortie est formé sur le conducteur 234.

Le signal formé sur le conducteur 234 est dirigé sur un filtre passe-bas 238. Le signal de sortie du filtre passe-bas 238 est transmis à l'entrée de non-inversion du comparateur 240. L'entrée d'inversion du comparateur 240 reçoit un signal d'un circuit d'amorçage de pompe 242. Le signal de sortie du comparateur 240 est formé sur le conducteur 243. Le signal formé sur le conducteur 243 est transmis à l'entrée d'inversion du comparateur 244. L'entrée de non-inversion

du comparateur 244 reçoit un signal de rampe formé par l'oscillateur 246 qui forme une partie du circuit de contrôle de modulateur de largeur d'impulsion 250. Le circuit de contrôle 250 sera décrit en détails ci-après. A ce stade, on peut dire toutefois que le circuit de contrôle 250 est un circuit intégré fabriqué par Texas Instruments sous la désignation TL494C.

Le signal de sortie du comparateur 244 est transmis au circuit de retard 252. Le signal de sortie du circuit à retard est transmis à un circuit pilote 254 qui comporte les conducteurs de sortie 74-1 et 74-2 de raccordement au moteur.

Le signal formé sur le conducteur 234 est également transmis à un filtre passe-bas 256, puis sur l'entrée de non-inversion d'un amplificateur 258 faisant partie du circuit de contrôle 250. L'entrée d'inversion de l'amplificateur 258 reçoit un signal de référence par le conducteur 260, ce signal étant modifié par un signal de contre-réaction d'erreur formé sur le conducteur 262.

La sortie d'un deuxième amplificateur 264 est raccordée au conducteur 262. L'entrée d'inversion de l'amplificateur 264 reçoit un signal de référence à partir de la source de tension 266. L'entrée de non-inversion de l'amplificateur 264 reçoit un signal du microcalculateur 50.

Les signaux de sortie des deux amplificateurs 258 et 264 sont combinés sur le conducteur 262 par l'intermédiaire des diodes D12 et D13. L'oscillateur 246 fournit un signal de rampe sur le conducteur 268, et les signaux en provenance des conducteurs 262A et 268 sont transmis à deux transistors de puissance 272 qui constituent des étages pilotes pour le solénoïde 78. Les signaux de commande du solénoïde apparaissent sur les conducteurs 76-1 et 76-2.

On décrira maintenant, toujours en se reportant à la figure 4, le détail des divers circuits constituant le contrôleur de gonflage/dégonflage 72. Le signal formé sur le conducteur 63 est transmis, par l'intermédiaire du condensateur C7, sur l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 232. Une résistance R22 raccorde l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 232 à la source de tension de référence 266 du circuit de contrôle, par l'intermédiaire du conducteur 231. Un réseau parallèle formé par le condensateur C3 et la résistance R24 est raccordé entre l'entrée d'inversion de l'amplificateur 232 et la sortie de cet amplificateur. Une résistance R23 raccorde la source de tension de référence 266 à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 232. Enfin, la résistance R25 raccorde l'entrée d'inversion de l'amplificateur à une résistance variable R26 elle-même raccordée entre la masse et la borne de tension Vcc.

Le filtre passe-bas 238 comporte une résistance R27 dont une extrémité reçoit le signal formé sur le conducteur 236 et dont l'autre extrémité est raccordée à un réseau parallèle formé d'une résistance R28 et d'un condensateur C9, l'extrémité libre de ce réseau étant à la masse.

Le coeur du comparateur 240 est un amplificateur 280 dont l'entrée de non-inversion reçoit le signal de sortie du filtre 238. Un réseau parallèle formé d'une résistance R29 et d'un condensateur C5 est raccordé entre l'entrée d'inversion de l'amplificateur 280 et la sortie de cet amplificateur. L'entrée d'inversion de l'amplificateur 280 est également raccordée à la borne de tension Vcc par l'intermédiaire de la résistance R30. Une résistance R31 raccorde l'entrée d'inversion de l'amplificateur 280 à une résistance variable R32 montée entre la borne de tension Vcc et la masse.

Le circuit d'amorçage de pompe 242 comporte essentiellement deux transistors T2 et T3. L'émetteur du transistor T2 est raccordé à la borne de tension Vcc, son collecteur est raccordé à l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 280 par une résistance R33, et sa base est raccordée à la borne de tension Vcc par la résistance R34. Le collecteur du transistor 73 est raccordé à la base du transistor T2 par l'intermédiaire de la résistance R35, son émetteur est raccordé à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 280 par l'intermédiaire de la résistance R36, et sa base est raccordée à la sortie du contrôleur 244. L'émetteur du transistor T3 est également raccordé au circuit de sélection de fonction 290.

L'amplificateur 235 constitue le coeur du circuit de sélection de fonction 290. Une résistance R77 est raccordée entre l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 235 et la borne de tension Vcc. Une résistance R78 est également raccordée entre l'entrée de non-inversion de l'amplificateur et la masse.

Un réseau parallèle formé de la résistance R76 et du condenseur C13 est raccordé entre la sortie et l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 235. Le conducteur 262 du circuit de controle 250 est également raccordé à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 235 par l'intermédiaire d'une résistance R75.

La base d'un transistor T9 est raccordée au microcalculateur 50 par l'intermédiaire d'une résistance R81. L'émetteur du transistor T9 est raccordé à la masse, et son collecteur, à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 235 par l'intermédiaire de la diode D15. Une résistance R79 est raccordée entre le collecteur du transistor T9 et la borne de tension Vcc. Le collecteur du transistor T9 est également raccordé à l'émetteur du transistor T3 du circuit 242, et à une diode D17 dont la cathode est raccordée à l'entrée du filtre 256. Une autre

diode D16 a sa cathode raccordée à la sortie de l'amplificateur 235 et son anode raccordée à l'entrée du filtre 256.

Le comparateur 244 est constitué par un amplificateur d'inversion en boucle ouverte 294 qui reçoit, sur son entrée d'inversion, le signal de commande formé sur le conducteur 243. L'entrée de non-inversion de l'amplificateur 294 reçoit une tension en dents de scie formée par l'oscillateur 246 du circuit de contrôle 250. La fréquence de l'oscillateur 246 est définie par le condensateur C11 et la résistance R38. Une extrémité du condensateur C11 est raccordée à l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 294, l'autre extrémité étant raccordée à la masse, et une extrémité de la résistance R38 est raccordée à l'oscillateur sur la borne 6 du circuit de contrôle 250, l'autre extrémité étant raccordée à la masse.

Le signal de sortie de l'amplificateur 294 traverse un diviseur de tension formé par les résistances R40 et R41, et est transmis simultanément à la base du transistor T3 par le conducteur 296 et au circuit à retard 252 par le conducteur 298.

Le circuit à retard 252 comporte un amplificateur 300 qui reçoit le signal formé sur le conducteur 298 sur son entrée de non-inversion. Une constante de temps déterminée par le condensateur C14 et la résistance R43 est introduite dans l'amplificateur 300, sur son entrée de non-inversion, de manière à former un retard de 0,5s dans cet amplificateur. Le condensateur C14 est raccordé entre la borne de tension Vcc et l'entrée d'inversion de l'amplificateur 300. La résistance R43, en série avec la résistance R44, est raccordée entre l'entrée d'inversion de l'amplificateur 300 et la masse. Une diode D1 est montée en parallèle avec la résistance R43.

Le signal de sortie de l'amplificateur 300 est transmis au circuit pilote de pompe 254 par l'intermédiaire de la résistance R45. Le circuit pilote de pompe

254 comporte essentiellement deux transistors T5 et T6. La base du transistor T5 est raccordée à la résistance 45, son collecteur est raccordé à la batterie 94 par la résistance R46, et son émetteur à la base du transistor T6 et à la masse par l'intermédiaire de la résistance R47. Le transistor T6 a son collecteur raccordé au conducteur 74-2 et son émetteur raccordé directement à la masse.

Le conducteur 74-1 est raccordé au conducteur 74-2 par une diode D2. Le conducteur 74-1 est également raccordé à la masse par le condensateur C18 et à la batterie par un fusible approprié 302.

Le filtre passe-bas 256 comporte un condensateur C20 et deux résistances R50 et R51, ces composants étant raccordés en série entre la masse et la sortie du différentiateur/comparateur 230. Le filtre 256 comporte également un condensateur C21 monté en parallèle avec la résistance R51.

Dans le circuit de contrôle 250, le conducteur de contre-réaction 262 est raccordé à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 258 par la résistance R55. L'entrée d'inversion de l'amplificateur 258 est également raccordée à la borne de tension Vcc par la résistance R56 et à la masse par la résistance R57.

L'entrée de non-inversion du deuxième amplificateur 264 est raccordée au microcalculateur 50 par la résistance R58. La sortie de la source de tension de référence 266, sur la borne du circuit de contrôle 250, est raccordée à l'entrée d'inversion de l'amplificateur 264 par la résistance R60.

Le signal pilote du solénoïde 78 apparaît sur les conducteurs 76-1 et 76-2. Ces conducteurs sont raccordés l'un à l'autre par la diode D3. De plus, le conducteur 76-1 est raccordé à la batterie 94 par le fusible 302.

On décrira maintenant le fonctionnement du contrôleur de gonflage/dégonflage 72.

Le signal de tension analogique, en provenance du transducteur de pression 54, est reçu, sur le conducteur 63, par un différentiateur se composant du condensateur C7 et de la résistance R22. La tension formée sur l'entrée de non-inversion du comparateur/amplificateur 232 est une somme tenant compte de la tension stable de référence reçue sur le conducteur 231 depuis le circuit de contrôle 250. Le signal de sortie du différentiateur, qui apparaît sous forme de tension aux bornes de la résistance R22, est proportionnelle au taux de variation du signal de sortie du transducteur (soit au taux de variation de la pression). Un réseau de résistances R23 et R25, associé à une résistance variable d'équilibrage R26, règle le gain et décale la tension dérivée de l'amplificateur 232. Le condensateur C3, en association avec la résistance R24, forme un filtre passe-bas qui réduit les fluctuations du signal à court terme sur le conducteur 234 et assure la stabilité en boucle fermée. Le signal sur le conducteur 234 est une tension qui varie proportionnellement avec la différence entre le taux de variation réel et le taux de variation souhaité de la pression.

Le signal formé sur le conducteur 234 est dirigé sur les circuits 238 et 240 qui commandent le gonflage par l'intermédiaire de l'ensemble pompe-moteur 25 (figure 1). Le même signal est dirigé sur le réseau de filetage 256 et le circuit de contrôle 250 pour commander le dégonflage et le "basculement" du système pneumatique, par l'intermédiaire de la soupape à solénoïde 20. Dans ces deux circuits, on fait appel à un contrôle proportionnel et à un agencement de facteur d'utilisation variable à fréquence constante. Un oscillateur à fréquence constante 246 est commandé par des composants qui déterminent cette fréquence, le condensateur C11 et

la résistance R38. Le signal en dents de scie à front positif résultant (2,5 kHz) est utilisé pour commander le solénoïde 78 et, par suite, la soupape 20, ainsi que le moteur de pompe 24 par l'intermédiaire de l'amplificateur 294.

Au cours du cycle de dégonflage, le dispositif de soupape à solénoïde 77 est sous asservissement en boucle fermée. Les circuits de la figure 4 qui composent cette boucle sont en série les circuits 232, 256 et 250. Le signal d'erreur formé sur le conducteur 234 est transmis à l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 258, par l'intermédiaire d'un filtre passe-bas comportant les résistances R50 et R51 et le condensateur C20. Le condensateur C21 réduit les bruits haute fréquence.

Le gain et le décalage dans l'amplificateur 258 sont réglés par les résistances R55, R56 et R57. Les signaux de sortie des amplificateurs 258 et 264 sont combinés par l'intermédiaire des diodes D12 et D13 de sorte que, à condition que l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 264 soit maintenue à un niveau bas, la tension sur le conducteur 262A se maintient à la chute de tension dans la diode en dessous de la sortie d'amplificateur 262. La tension sur le conducteur 262A est transmise au comparateur 259 qui reçoit également l'onde en dents de scie de l'oscillateur 246. Le signal de sortie du comparateur se présente sous la forme d'un train d'impulsions dont le taux de répétition est déterminé par l'oscillateur 246 et dont le facteur d'utilisation est déterminé par l'amplificateur 262, comme il est requis pour maintenir un taux constant de dégonflage de 3 mm Hg/s (asservissement en boucle fermée). Deux transistors câblés en parallèle T7 et T8 transfèrent cette tension de commutation contrôlée par variation du facteur d'utilisation au solénoïde 78, par l'intermédiaire du conducteur 76-2.

L'onde à facteur d'utilisation variable fournie au solénoïde 78, par le conducteur 76-2 et depuis les collecteurs des transistors de puissance T7 et T8, a un taux de répétition défini par l'oscillateur 246. A mesure que la pression décroît au cours du cycle de dégonflage, le rapport du temps de non-passage (76-2 à niveau haut) sur le temps de passage (76-2 à niveau bas) s'accroît. Il est typiquement de 50%. Un dégonflage rapide en mode décompression est permis par le signal "B" en provenance du microcalculateur, par l'intermédiaire du conducteur 310. Lorsqu'un "1" logique apparaît sur le conducteur 310, le signal en sortie de l'amplificateur en boucle ouverte 264 vient à niveau haut, et, quel que soit le signal sur le conducteur 262, le signal sur le conducteur 262A vient à niveau haut, ce qui ouvre complètement la soupape à solénoïde 20. Cette condition sera toujours prioritaire sur celle assurant un taux de dégonflage contrôlé par asservissement.

Au cours du cycle de gonflage, le moteur de pompe 24 est sous asservissement en boucle fermée. Les circuits de la figure 4 qui composent cette boucle sont en série les circuits 232, 238, 240, 244, 252 et 254. Les circuits 242 et 290 sont expliqués séparément. Le signal d'erreur sur le conducteur 234 est transmis à l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 280, par l'intermédiaire d'un filtre passe-bas constitué par les résistances R27 et R28 et par le condensateur C9. Le gain et le décalage de l'amplificateur 280 sont déterminés par les résistances R30, R31, R32, R29. Le condensateur C10 réduit les bruits haute fréquence et assure la stabilité de la boucle fermée. Le taux de gonflage est pré-établi par la résistance variable R32. Le signal de sortie de l'amplificateur 280 apparaît sur le conducteur 243. L'entrée de non-inversion du comparateur 294 est alimentée par l'oscillateur en dents de scie 246 de sorte que, en sortie de ce comparateur,

apparaît un signal rectangulaire dont le facteur d'utilisation est contrôlé par le signal formé sur le conducteur 243. Le niveau de tension continue sur le conducteur 262 détermine le cycle d'utilisation, le taux de répétition étant directement déterminé par l'oscillateur 246.

Au cours du cycle de gonflage, l'amplificateur en boucle ouverte 300 inverse simplement l'onde à facteur d'utilisation variable pour la transmettre au moteur de pompe 24 par l'intermédiaire du transistor pilote T5 et du transistor de puissance T6. Le réseau 252 retarde simplement le transfert de l'énergie au moteur immédiatement après la mise en service du système. (Le temps de maintien hors service est déterminé par la résistance R43 et le condensateur C14; une remise à zéro rapide est obtenue par la diode D1). De la sorte, la tension impulsionnelle fournie au moteur de pompe 24 par le conducteur 74-2 est modifiée automatiquement, son niveau moyen de tension continue régulant la vitesse du moteur de manière à assurer un taux constant de gonflage. La nature de la forme d'onde sur le conducteur 74-2 est analogue à celle fournie à la soupape à solénoïde sur le conducteur 76-2.

Le circuit d'amorçage de pompe 242 permet d'accélérer le blocage de l'asservissement de gonflage pour réduire les retards au démarrage du moteur de pompe 24 dûs à la constante de temps du circuit dominant. Sans ce circuit, un long retard (plusieurs secondes) a lieu entre une commande "démarrage de pompe" et le démarrage réel de la pompe. Au lieu d'attendre que le condensateur C9 parvienne dans la gamme de fonctionnement de l'amplificateur au début du cycle de gonflage, le circuit 242 maintient une charge dans le condensateur C9, ce qui maintient la boucle de gonflage juste en dessous de la mise en marche du moteur, à tous moments lorsque le moteur de pompe 24 est à l'arrêt. En mode dégonflage ou décompression, le signal sur le collecteur du transis-

tor T9 est à niveau bas et l'émetteur du transistor T3 est pratiquement à la masse. Les transistors T3 et T2, l'amplificateur 240 et le comparateur 244 forment, dans ce mode, une boucle fermée, de sorte qu'une série d'impulsions étroites (au taux de répétition de l'oscillateur) sont formées sur le conducteur 296. Ce train d'impulsions est transmis au condensateur C9 par l'intermédiaire des transistors de commutation T3 et T2. La charge "adoucie" résultante du condensateur C9 se traduit par une tension moyenne sur l'entrée de non-inversion de l'amplificateur 280, cette charge étant suffisante pour maintenir le conducteur 298 en dessous du seuil du comparateur 300, mais dans la gamme linéaire de l'amplificateur 280. Lorsque le mode gonflage est sélectionné, le collecteur du transistor T9 vient à niveau haut, polarisant en sens inverse le transistor T3, de sorte que les transistors T2 et T3 deviennent non-opérationnels et que le condensateur C9 parvient rapidement dans la gamme de contrôle linéaire du moteur de pompe. Un décalage supplémentaire au démarrage du moteur est assuré par la résistance R36.

Le même mécanisme est établi dans les circuits de contrôle de dégonflage par l'intermédiaire du circuit 235. En modes gonflage ou "décompression", le signal de commande du microcalculateur formé sur le conducteur 292 amène le collecteur du transistor T9 à niveau haut. Dans ces conditions, les circuits 235, 256 et 258 forment une boucle fermée qui maintient le signal de sortie de l'amplificateur 258, sur le conducteur 262, à une tension continue basse dans la gamme linéaire de l'amplificateur 258, mais suffisante pour maintenir la soupape à solénoïde fermée dès que le mode dégonflage est sélectionné. De la sorte, une charge est maintenue dans le condensateur C20, ce qui supprime le besoin d'une recharge excessive s'accompagnant d'un retard, chaque fois que le mode dégonflage est sélectionné. Les diodes D15, D16 et D17 sont des diodes d'isolation actives au cours du cycle de dégonflage, lors-

que le contrôle de la tension de commande de la soupape à solénoïde est rétabli sur le conducteur 234.

On se reportera maintenant aux figures 5 à 7 qui représentent la partie du système traitant les données brutes pour former un signal de lecture visuelle des pressions systolique et diastolique. Le coeur de cette partie du système est le microcalculateur 50 qui comporte essentiellement un contrôleur de 2000 mots de 8 éléments binaires ou bits. Un tel microcalculateur, utilisable dans le système de mesure de pression artérielle, peut être obtenu auprès des compagnies Mostek, Fairchild et Motorola, sous la désignation n° 3870.

En se reportant aux figures 1 et 5 à 7, on voit que, si le commutateur 80 est fermé, pour la sélection du mode gonflage, un signal apparaissant sur le conducteur 303 rend actif le microcalculateur 50. Le microcalculateur 50 reçoit, sur les liaisons 66, les données numériques brutes en provenance du convertisseur analogique/numérique 62, ces données représentant, sous forme numérique, la pression à l'intérieur de la chambre 18, laquelle est mesurée par le transducteur de pression 54. Les liaisons 68 transfèrent les données numériques brutes formées par le détecteur d'impulsions 42. Les données transférées sur les liaisons 66 sont représentatives du rythme cardiaque en temps réel détecté par le microphone 40. Enfin, le microcalculateur 50 reçoit, sur les liaisons 70, les données numériques brutes en provenance du détecteur de bruits K 44. Ces données représentent, sous forme numérique, les bruits K en temps réel détectés par le microphone 40.

Le microcalculateur 50 traite les données en provenance du détecteur d'impulsions 42 et forme, sur le conducteur 118, un signal de sortie qui est utilisé dans le système de surveillance du rythme cardiaque décrit en détails ci-après.

Le microcalculateur 50 est programmé pour recevoir les données en provenance du détecteur de bruits K

(liaisons 70) et en provenance du convertisseur analogique/numérique 62 (liaisons 66) et pour traiter ces données, afin de former des données de sortie qui sont utilisées comme base pour l'affichage visuel des valeurs de pression systolique et diastolique. Ces données de sortie apparaissent sur les liaisons 350 et 352.

On voit sur la figure 7 que les données apparaissant sur les liaisons 350 sont transmises à un circuit pilote de décodage à bascules décimal codé binaire/7 segments 320. Les signaux de sortie du circuit pilote 320 sont transférés, par le conducteur 322, à un groupe de six dispositifs d'affichage 331. Chaque dispositif est capable d'afficher un chiffre entre 0 et 9 en réponse aux signaux reçus du circuit pilote 320. De plus, chaque dispositif est raccordé par un ensemble amplificateur-inverseur 326 à la sortie d'un décodeur décimal codé binaire/décimal 324. Le décodeur 324 reçoit les données apparaissant sur les liaisons 352, et décode ces données pour déterminer quel sera le dispositif d'affichage qui affichera un chiffre.

Les dispositifs d'affichage 331 sont agencés de manière à afficher les pressions systolique et diastolique au même moment. La pression systolique est affichée dans les dispositifs 328-1, 330-1 et 332-1 qui présentent, sous une forme visible à l'oeil, le chiffre des unités, le chiffre des dizaines et le chiffre des centaines, respectivement. De la même manière, la pression diastolique est affichée en unités, dizaines et centaines dans les dispositifs 328-2, 330-2 et 332-2, respectivement.

Pour parvenir à l'affichage visuel des pressions systolique et diastolique sur le dispositif d'affichage 52, le microcalculateur 50 fournit des signaux qui commandent le fonctionnement des autres éléments du système de mesure de pression artérielle. Le microcalculateur 50 fournit un signal B sur le conducteur 310 par l'intermédiaire d'un inverseur 309, et un signal $\bar{A}$ sur le conducteur 292. Ces

deux signaux sont utilisés pour commander le contrôleur de gonflage/dégonflage 72, lequel a été décrit en détails dans ce qui précède.

Aux moments appropriés, le microcalculateur 50 fournit également des signaux de commande additionnels tels que le signal BP (bande passante) formé sur le conducteur 186 et utilisé pour commander sélectivement le filtre passe-bande 172 constituant une partie du détecteur de bruits K 44 précédemment décrit en se reportant à la figure 2. Le microcalculateur 50 fournit également, sur le conducteur 154, un signal HG (gain élevé) utilisé pour contrôler le gain du circuit 152 constituant une partie du détecteur de bruits 150, lequel a été décrit en détails en se reportant à la figure 2.

Le microcalculateur 50 fournit également une série de signaux de commande qui sont transmis à l'indicateur de fonction 51. On voit sur la figure 6 que l'indicateur de fonction comporte quatre dispositifs tels que les diodes émettrices de lumière 312-1 à 312-4, chacune d'entre elles étant raccordée entre la borne plus de la batterie 94 et la masse, par l'intermédiaire d'une résistance R70 en série avec un transistor de commutation T10. L'émetteur de chaque transistor de commutation est raccordé à la masse, le collecteur est raccordé à la diode émettrice de lumière par la résistance 70, et la base reçoit l'un des signaux de contrôle de fonction qui apparaissent sur les conducteurs 354 à 357. Le signal apparaissant sur le conducteur 354 provoque l'allumage de la diode 312-1, indiquant que l'utilisateur doit ré-appliquer la manchette. Le signal apparaissant sur le conducteur 355 provoque l'allumage de la diode 312-2 indiquant que le système a été amené dans le mode où la pression de manchette est en cours d accroissement. Le signal apparaissant sur le conducteur 356 provoque l'allumage de la diode 312-3 indiquant que le système est en mode gonflage. Enfin, le signal apparaissant sur le conducteur 357 provoque l'allumage de la diode 312-4 indiquant qu'ont été

effectuées des lectures de pression systolique et de pression diastolique.

Comme on l'a dit précédemment en se reportant à la figure 1 des dessins, le circuit PPM 112 est raccordé au système de mesure de pression artérielle 10 par l'intermédiaire de bobines d'induction 115 (une bobine 116 du système de mesure de pression artérielle 10 et une bobine 114 du circuit PPM 112). Comme on l'a dit également dans ce qui précède, et comme on le verra en détails ci-dessous, les bobines d'induction 115 ont la double fonction de transmettre une énergie de charge du système de mesure 10 au circuit 112 pour charger les batteries de ce dernier, et de transmettre les informations et données pulsées de ce système à ce circuit pour que ce dernier puisse effectuer les calculs nécessaires à l'affichage de ces informations.

On a vu sur la figure 1 que le système de mesure de pression artérielle 10 comporte un contrôleur de conduite 50 qui fournit un signal de commande, sous forme d'une impulsion d'entrée, au circuit pilote 122, par l'intermédiaire du conducteur 118 et de l'inverseur 120. Ce signal de commande permet au circuit pilote 122 de contrôler l'oscillateur 124, comme il va être expliqué en détails.

On a représenté figure 8 le schéma détaillé du circuit pilote 122 et de l'oscillateur 124.

Le circuit pilote 122 comporte une résistance R85 et un transistor NPN T15 en série.

L'oscillateur 124 comporte un pont à diodes 804 pourvu de deux bornes opposées de réception d'un signal d'alimentation alternatif, d'une troisième borne 805 raccordée à la masse par le condensateur C30 et d'une dernière borne 807 de sortie. La borne 805 du pont 804 est raccordée à la batterie 94 de la figure 1 par une résistance R86.

La borne de sortie 807 du pont 804 est raccordée

comme suit : - à la masse par l'intermédiaire du condensateur C31, - au collecteur du transistor NPN T16 par l'intermédiaire de la diode D20 et de la résistance R87, - à la base du transistor T16 par l'intermédiaire de la diode D22, de la résistance R90 et de la diode D24, - à la masse par l'intermédiaire de la diode D22 et du condensateur C32, - et à une extrémité d'une partie 116a de la bobine 116 de la figure 1 par l'intermédiaire de la diode D22, l'autre extrémité de la bobine étant raccordée à la sortie 807 du pont par l'intermédiaire du condensateur C34 et de la diode D22. La borne de sortie 807 est de plus raccordée, par l'intermédiaire de la diode D22, à une extrémité de la partie 116b de la bobine 116, l'autre extrémité de cette partie de bobine étant raccordée à la base du transistor T16 par l'intermédiaire de la résistance R92, du condensateur C36 et de la diode D24. Une tension d'alimentation positive est appliquée au point de jonction entre la diode D22 et le condensateur C32, par l'intermédiaire de la résistance R93 et de la diode D26.

L'oscillateur 124 comporte de plus un transistor NPN T18 dont la base est raccordée à l'émetteur du transistor T16, le collecteur de ce transistor étant raccordé au point milieu de la partie de bobine 116a et son collecteur étant raccordé à la masse, base et émetteur du transistor T18 étant raccordés par une résistance de contre-réaction R94.

En fonctionnement, le circuit pilote 122 reçoit un signal de commande PULSE du contrôleur de conduite 50 de la figure 1, ce signal de commande ayant la forme d'onde représentée figure 9. Autrement dit, le contrôleur 50 de la figure 1 forme un signal de commande ayant une valeur logique "1" de durée prédéterminée (de préférence 70 ms) suivi de valeurs "0" et "1" alternées définissant un cycle donné (de préférence de 2,4 ms). Donc, le contrôleur 50 forme un certain nombre d'impulsions (par exemple, 80), la première impulsion étant de longue durée

et de valeur logique "1", et suivie d'une série d'impulsions de courte durée de valeur logique "1", le nombre d'impulsions étant égal au taux de pulsation du patient sous surveillance.

Lorsque le signal de commande considéré a la valeur logique 0, le transistor T15 de la figure 8 est bloqué, et l'oscillateur 124 marche sur "réaction". Ce qui signifie que, si le transistor T15 est bloqué, une tension de polarisation positive +V est appliquée au collecteur du transistor T16 par la résistance R93, la diode D26 et la résistance R88, le transistor T16 devenant conducteur. Il s'ensuit qu'une polarisation supplémentaire est appliquée sur la base du transistor T18, rendant ce transistor conducteur. Les transistors T16 et T18 étant conducteurs, l'oscillateur 124 peut marcher sur "réaction" par l'intermédiaire de la partie de bobine 116b, de la résistance R92, du condensateur C36 et de la diode D24 raccordée à la base du transistor T16. Et on trouve en sortie de la bobine 116 le signal oscillant représenté figure 9.

Inversement, lorsque le signal de commande a la valeur logique 1, le transistor T15 est conducteur, et il n'y a plus de polarisation positive sur le collecteur du transistor T16. Par suite, le transistor T16 est bloqué ainsi que le transistor T18 qui ne reçoit plus de tension de polarisation supplémentaire. Les transistors T16 et T18 étant bloqués, l'oscillateur 124 ne fournit plus de signal oscillant comme il est illustré figure 9 (par exemple, le signal oscillant disparaît au cours des 70 premières millisecondes du signal de commande à la valeur logique 1).

Donc, l'oscillateur 50 de la figure 1, par son signal de commande et par l'intermédiaire du circuit pilote 122, commande l'oscillateur 124 qui fournit, aux bornes de la bobine 116, un signal oscillant entrecoupé de parties de signal "nul".

On remarquera que l'oscillateur 124 est pourvu de bornes d'entrée pour un signal alternatif d'alimentation, ce signal étant fourni à l'oscillateur par l'intermédiaire du pont à diodes 804. Cet agencement permet de charger la batterie 94 par l'intermédiaire de la résistance de charge R86. De plus, le signal d'entrée alternatif sur le pont 804 se traduit par la génération d'un signal redressé (en sortie de la bobine 116 de la figure 9) pendant les périodes où le signal de commande a la valeur logique 1, ce signal redressé étant transmis, par les bobines 116 et 114 (figure 1), au circuit PPM 112 pour en recharger la batterie.

Lorsque le système 10 de mesure de pression artérielle est débranché de la source d'alimentation alternative, aucun signal alternatif d'alimentation n'est bien entendu fourni à l'oscillateur 124 et au circuit 112 de la figure 1. Mais la bobine 116 de l'oscillateur 124 est encore capable de fournir un signal de sortie d'amplitude moitié sur la bobine 116, de sorte que l'information pulsée peut encore être transmise au circuit 112 par le système de bobine 110 (figure 1), même s'il n'y a pas recharge des batteries du système 10 et de ce circuit 112.

On a représenté figure 10 le schéma d'une partie du circuit 112 de la figure 1. Le circuit 112 comporte donc un pont à diodes 126 raccordé à la bobine 114, la sortie de ce pont étant raccordée, d'une part, au filtre 128, d'autre part, à la batterie 808 par l'intermédiaire de la diode D30 et de la résistance R95.

En fonctionnement, le signal de sortie de la bobine 116 (voir figure 9) est reçu par la bobine 114, converti en un signal redressé double alternance par le pont 126, et transmis au filtre 128 et à la batterie 808. Donc, l'apparition d'un signal de commande avec ses valeurs logiques 1 se traduit par une information pulsée transmise au filtre 128. De plus, comme on l'a dit précédemment, si le système 10 est raccordé à une source de tension alternative, le signal reçu par la bobine 114 est d'amplitude suffisante pour recharger la batterie 808.

On a représenté figure 11 le schéma du filtre 128 du circuit 112 de la figure. Le filtre 128 comporte un diviseur de tension constitué par les résistances R100 et R102, un réseau de filtrage constitué par la résistance R104 et le condensateur C46, un autre réseau de filtrage constitué par la résistance R108 et le condensateur C50, un autre diviseur de tension (de division par deux) constitué par les résistances R110 et R116, un comparateur 876 à boucle d'hystérésis constituée par les résistances R120, R118 et le condensateur C52, et un autre comparateur 884 pourvu d'une résistance d'entrée R112 et d'une résistance de contre-réaction R114. La borne de tension Vbb est raccordée, par la résistance R122, au point de jonction entre les résistances R120 et R118 du comparateur 876, ainsi qu'à la sortie du comparateur 884 par la résistance R124.

En fonctionnement, le filtre 128 reçoit le signal formé aux bornes de la bobine 116, sous forme d'une onde redressée double alternance par le pont à diodes 126. L'amplitude du signal reçu est réduite par les résistances diviseurs de tension R100 et R102. Le signal est filtré par le réseau formé de la résistance R104 et du condensateur C46, de sorte qu'un signal de sortie continu stable est formé au point de jonction entre les résistances R104 et R110. Ce signal stable est encore divisé par les résistances R110 et R116 avant d'être transféré sur l'entrée positive du comparateur 876.

Le même signal, divisé par les résistances R100 et R102, est filtré dans le réseau formé de la résistance R108 et du condensateur C50, de sorte que l'on obtient en sortie une enveloppe du signal reçu, le signal d'enveloppe étant transféré sur l'entrée négative du comparateur 876. Par suite, le comparateur 876 compare l'enveloppe du signal reçu avec ce même signal transformé en signal continu stable et divisé par deux. Le comparateur 76 fournit par suite un signal de sortie PCT formé d'impulsions rec-

tangulaires telles que celles illustrées figure 9 et fournies au circuit pilote 122 par l'inverseur 120 de la figure 1. Ce qui signifie que le comparateur 876 et les circuits associés ramènent le signal reçu par le pont à diodes 126 au signal d'entrée d'origine du circuit pilote 122 du système de mesure de pression artérielle 10 de la figure 1.

Le filtre 128 forme de plus un signal de sortie numérique $\overline{PPM}$ comme suit. Le signal reçu, divisé par les résistances R100 et R102, filtré par la résistance R104 et le condensateur C46, divisé par les résistances R110 et R116, est transmis sur l'entrée négative du comparateur 884. De plus, ce même signal, divisé par les résistances R100 et R102, filtré par la résistance R104 et le condensateur C46, est transmis, par la résistance R112, sous forme d'un signal de tension continue stable, sur l'entrée positive du comparateur 884. Le comparateur 884 effectue donc une comparaison entre un signal stable divisé par deux et un signal stable complet. Aussi longtemps qu'un signal (soit l'onde oscillante illustrée figure 9) est reçu par la bobine 114, le pont à diodes 126 et le filtre 128 de la figure 8, le signal sur l'entrée positive du comparateur 884 (figure 11) sera plus grand que le signal sur l'entrée négative de ce comparateur, ce qui se traduira par un signal 1 logique en $\overline{PPM}$. Cela signifie que le circuit 112 est raccordé au système de mesure 10 de la figure 1, et que l'information de rythme cardiaque peut être calculée par ce circuit 112 sur la base des informations pulsées reçues par l'intermédiaire des bobines 114 et 116.

Inversement, si aucun signal n'est reçu par le filtre 128, par l'intermédiaire de la bobine 114 et du pont 126, la tension Vbb polarise l'entrée négative du comparateur 884, cette tension étant supérieure à la tension appliquée sur son entrée positive; le comparateur fournit donc un signal 0 logique sur la sortie $\overline{PPM}$. Cela signifie que le circuit 112 n'est pas raccordé au système de mesure 10 et que l'information de rythme cardiaque doit

être obtenue par des moyens autres que le circuit 112 (par exemple par un dispositif détecteur à index classiquement associé au circuit 112).

On voit sur la figure 1 que le circuit 112 comporte un microcalculateur (ou autre dispositif de calcul) 130 permettant de calculer l'information de rythme cardiaque sur la base des informations pulsées reçues par ce circuit par l'intermédiaire du système à bobines 110, ces informations pulsées étant converties en une forme d'onde impulsionnelle PCT (qui correspond à la forme d'onde du signal d'origine fourni par le contrôleur 50 de la figure 1). Le microcalculateur 50 reçoit également le signal d'entrée numérique $\overline{PPM}$ indiquant l'état du circuit 112 (raccordé ou non au système de mesure de pression artérielle 10), donc lui indiquant s'il doit ou non utiliser les données PCT pour calculer le rythme cardiaque du patient.

On décrira ci-dessous un organigramme des opérations effectuées par le microcalculateur 130 pour calculer le rythme cardiaque du patient, l'information calculée par le microcalculateur étant affichée par des moyens classiques représentés par le circuit d'affichage 132 (figure 1).

Pour effectuer les opérations qui viennent d'être décrites, le microcalculateur 50 fournit un certain nombre de signaux de sortie temporisés de manière particulière, ainsi qu'il est représenté figure 37 qui représente des diagrammes dans le temps de ces signaux. De plus, le microcalculateur 50 est programmé pour jouer le rôle d'un contrôleur de conduite. En conséquence, on a représenté figures 38 à 45 des organigrammes illustrant le programme caractéristique du microcalculateur 50. Il est entendu que le programme ou les programmes illustrés par les organigrammes sont définis à titre d'exemple, et que d'autres programmes ou des modifications peuvent être envisagées dans le cadre de l'invention.

On a représenté figure 37 les diagrammes des si-

gnaux de sortie $\overline{HG}$ (gain élevé), $\overline{DIAS}$ (à l'origine $\overline{BP}$: bande passante), $\overline{PULSE}$, $\overline{A}$ et $\overline{B}$. Le signal $\overline{HG}$ change d'état chaque fois que la pression s'élève au dessus de 40 mm Hg, ce signal étant appliqué au circuit de contrôle de gain 152 du circuit détecteur 150 de la figure 2, de manière à compenser l'intensité anormalement faible des bruits K en augmentant l'amplitude du signal reçu par l'amplificateur 46-2. Le signal $\overline{DIAS}$ correspond au signal $\overline{BP}$ et est à niveau haut pendant le cycle de fonctionnement jusqu'au point où, la mesure systolique ayant été faite, commence la mesure diastolique, ce signal venant alors à niveau bas à ce moment. Le signal $\overline{BP}$ est appliqué au filtre passe-bande 172 du détecteur de bruits K 44 de la figure 2, de sorte qu'au moment de sa transition il commande la modification sélective de la bande passante de ce filtre afin d'adapter le détecteur 44 à la mesure de la pression diastolique. Le signal $\overline{PULSE}$ est le signal fourni par le microcalculateur 50 à l'inverseur 120 de la figure 1 qui l'inverse avant de le transférer au circuit PPM 112 par le circuit pilote 122, l'oscillateur 124 et les bobines d'induction 110. Le signal $\overline{A}$ est à niveau bas pendant le cycle de gonflage, mais à niveau haut pendant le reste du temps, et est transféré au circuit de sélection de fonction 290 dans le contrôleur de gonflage/dégonflage 72 de la figure 4, afin de commander ce contrôleur et provoquer le gonflage de la manchette 16 de la figure 1 (le gonflage correspondant au signal $\overline{A}$ à niveau bas). On rappellera que le signal $\overline{A}$ est également transféré, par l'inverseur 206, au réseau résistant 204 de la figure 2, afin de régler le niveau de la tension de seuil reçue par le comparateur 182 en fonction du mode de fonctionnement sélectionné (gonflage ou dégonflage) pour le système de mesure. Cela signifie que, initialement, $\overline{A}$ est à niveau haut (pendant la période auto zéro), mais vient à niveau bas au cours du cycle de gonflage afin d'élever la tension de seuil sur l'entrée de

référence du comparateur 182; ensuite, pendant le dégonflage (au commencement de la période systolique), $\bar{A}$ vient à niveau haut, réduisant la tension de seuil sur l'entrée de référence du comparateur 182. Enfin, le signal $\bar{B}$ est fourni par le microcalculateur pendant la période de gonflage, les périodes systolique et diastolique et la dernière période du cycle de fonctionnement du système de mesure, ce signal $\bar{B}$ étant appliqué (figure 4) à l'amplificateur d'erreur 264 du circuit de contrôle 250 du contrôleur de gonflage/dégonflage 72, et utilisé pour rendre ce contrôleur opérationnel au cours des périodes mentionnées.

La formation des signaux ci-dessus par le microcalculateur 50 se fait sous contrôle d'un programme, ce microcalculateur exécutant successivement (en boucle), en séquence, les programmes qui suivent : - programme auto zéro (figure 38), - programme de traitement de signal (39), - programme de comptage d'impulsions (figure 40), - programme de gonflage (figure 41), - programme de post-gonflage (figure 42), - programme de dégonflage (figures 43A et 43B), - et programme de post-dégonflage (figure 44). De plus, le microcalculateur 50 exécute un programme d'interruption de rythmeurs (figure 45) utilisé pour la gestion permanente des divers rythmeurs employés par le microcalculateur. Avant de décrire chaque organigramme individuellement, on rappellera que les blocs de décision (losanges) sont agencés de telle sorte que, sauf indication contraire, une réponse "oui" à la question posée est dirigée vers la branche de droite du bloc, une réponse "non" étant dirigée vers la branche de gauche.

L'organigramme de la figure 8 représente le programme auto zéro exécuté en permanence par le microcalculateur 50 pour compenser une tension de décalage dans le signal analogique représentant la pression mesurée par l'intermédiaire du transducteur 54 de la figure 1, la valeur mesurée étant transférée à l'amplificateur 60 et au

convertisseur analogique/numérique 62. Une comparaison est effectuée, conformément au programme, entre la pression actuelle et la pression précédente (bloc 801). En ce qui concerne les blocs 802-804 : si la pression actuelle diffère de la pression précédente de plus de 1 mm Hg, le rythmeur est remis à zéro, et la nouvelle pression est gardée pour la comparaison suivante; si la pression actuelle affiche plus de 1,5 s, la pression actuelle donnée par le convertisseur analogique/numérique 62 est gardée comme valeur auto zéro, un témoin de démarrage (sur le panneau avant du système de mesure) s'éteint, et le microcalculateur passe à l'état gonflage; inversement, si les pressions actuelle et précédente ne diffèrent pas de plus de 1 mm Hg et si le rythmeur n'affiche pas plus de 1,5 s, le programme auto zéro vient en fin d'exécution.

On a représenté figure 39 l'organigramme du programme de traitement de signal exécuté par le microcalculateur 50. Les blocs 810 à 813 définissent une série d'instructions pour identifier les impulsions H (battements du coeur) entrantes, les blocs 815 à 818 définissant une série d'instructions pour identifier les impulsions K (bruits K) entrantes. Conformément aux instructions représentées, le microcalculateur 50 établit divers drapeaux pour indiquer les résultats du programme : pas d'impulsions H, anciennes impulsions H, nouvelles impulsions H, pas d'impulsions K, anciennes impulsions K et nouvelles impulsions K.

On a représenté figure 40 l'organigramme du programme de comptage d'impulsions exécuté par le microcalculateur 50. Le bloc 820 indique que, avant exécution du programme de comptage d'impulsions, une vérification est faite pour savoir si le programme auto zéro est ou non indiqué. Si oui, il y a branchement sur la fin d'exécution du programme considéré, et le microcalculateur exécute le programme auto zéro de la figure 38. Si non, une vérification est faite quant à l'identification des impulsions H

(pas d'impulsions, nouvelles impulsions, anciennes impulsions) et, s'il n'y a pas de nouvelles impulsions H, le programme vient en fin d'exécution. S'il y a de nouvelles impulsions H, les données (formées par la précédente exécution du programme considéré) sont déplacées des registres vers les tampons pour un traitement à grande vitesse et la procédure se poursuit. S'il s'agit d'une première impulsion H (bloc 823), une "fenêtre" initiale (pour exclure les bruits de l'information de comptage reçue) est établie (bloc 824), et le programme vient en fin d'exécution. S'il ne s'agit pas d'une première impulsion, le programme détermine si le nombre d'impulsions est supérieur à 3 (bloc 825). Si ce nombre est supérieur à 3, le programme effectue une vérification de validité des données (bloc 829); autrement dit, il détermine si oui ou non l'impulsion se trouve dans la fenêtre précédemment établie. Si les données sont invalidées, le compteur H est réduit de 1 (annulation de l'impulsion actuelle), le compteur de bruits est augmenté de 1 (données invalidées), et, si le nombre de bruits est égal à 6, le compteur est initialisé (redémarrage complet de la procédure de comptage d'impulsions), un renvoi du programme étant fait par le bloc 833. Par ailleurs, si les données sont validées (bloc 829), la somme des intervalles battement à battement entre les impulsions H est mise à jour, un compteur D (de détection diastolique) est augmenté de 1, une nouvelle valeur moyenne de l'intervalle battement à battement est calculée, et une déviation permise de la dimension de fenêtre est établie. Le programme calcule alors une nouvelle fenêtre pour le comptage d'impulsions, et le programme vient en fin d'exécution par le bloc 833. Si le nombre d'impulsions est inférieur à 3 (bloc 825) et s'il n'est pas reçu d'impulsion valable (bloc 826), le compteur H est remis à zéro, le programme vient en fin d'exécution, et la procédure de comptage d'impulsions recommence. Par contre, si une impulsion valable est reçue, la somme des intervalles

battement à battement est remise à jour et la déviation de fenêtre est établie; une nouvelle fenêtre est calculée, et le programme vient en fin d'exécution par le bloc 833.

En résumé, la réception de la première impulsion initialise la fenêtre et remet à zéro un compteur d'intervalles; la réception d'impulsions successives valables, jusqu'à un total de trois impulsions, se traduit par le calcul d'une somme d'intervalles battement à battement et par le réglage d'une fenêtre basée sur une déviation permise. Puis, à réception d'un total d'au moins trois impulsions valables, la somme des intervalles battement à battement est mise à jour, le compteur diastolique est augmenté de 1, et une nouvelle valeur moyenne d'intervalles battement à battement est calculée (qui sera utilisée ensuite pour le réglage de la dimension de fenêtre). De plus, éventuellement, le rythme impulsionnel (inverse de la durée d'impulsion) est calculé en divisant la somme des intervalles battement à battement par le nombre d'impulsions, en soustrayant 1, et en inversant le résultat pour obtenir ce rythme. De plus, on remarquera que la dimension de fenêtre est modifiée à mesure que le temps s'écoule en fonction des données reçues, une plus grande importance étant donnée aux dernières impulsions reçues; cette disposition compense le fait que le rythme cardiaque des individus change au cours de la mesure qui en est faite.

On a représenté figure 41 un organigramme du programme de gonflage exécuté par le microcalculateur. Comme l'indiquent les blocs 840 et 841, ce programme n'est exécuté que si le microcalculateur se trouve en état gonflage ou en état post-gonflage. Dans ce cas, la pression mesurée par le transducteur de pression 54 de la figure 1, fournie par le convertisseur 62 au microcalculateur 50, est convertie en décimal codé binaire (BCD) et affichée par le système de mesure de pression artérielle. On remarquera que, le programme gonflage étant exécuté cycliquement (avec divers autres programmes) au cours de l'état de fonctionnement

gonflage (ou post-gonflage) du microcalculateur 50, on obtient un affichage continuellement modifié (dynamique) de la pression systolique. Au cours de la partie initiale du cycle gonflage, la pression est inférieure à 200 (bloc 843) et, en conséquence, le témoin de gonflage et le trembleur sont hors circuit; un rythmeur de 20 s du microcalculateur 50 est remis à zéro et la pompe de gonflage est mise en service (bloc 849). Si le microcalculateur ne se trouve pas à l'état gonflage (par exemple, s'il est à l'état post-gonflage), le programme vient en fin d'exécution (bloc 849a); inversement, si le microcalculateur est à l'état gonflage, et si la pression est inférieure à 40 (bloc 850), le programme vient en fin d'exécution tandis que, si la pression est supérieure à 40, le contrôle de gain 152 est mis en fonctionnement normal (bloc 851) par le signal HG précédemment évoqué. Le programme détermine (bloc 852) si des bruits K sont détectés; si oui, la pression mesurée est gardée pour affichage ultérieur par le bloc 842, un drapeau KS est mis à 1, et un rythmeur de 1,25 s est démarré, le programme venant en fin d'exécution par le bloc de décision 857. Inversement, si des bruits K ne sont plus détectés, et si le drapeau KS est supérieur à zéro, le programme vient de nouveau en fin d'exécution par le bloc de décision 857. Toutefois, au terme de 1,25 s sans bruits K (1,25 s représente le temps supposé entre les bruits K dans un individu vivant), le drapeau KS est mis à 2, et un branchement est fait sur le bloc 858 par le bloc 857. Pour autant que la pression est égale ou inférieure à 137, le programme vient en fin d'exécution. Mais si une pression de 137 est atteinte, on ajoute 20 à la pression gardée, on passe à l'état de post-gonflage et le programme vient en fin d'exécution.

On a représenté figure 42 l'organigramme du programme post-gonflage. Si des bruits K ne sont pas détectés (bloc 861) et si la pression souhaitée n'est pas atteinte (bloc 863), le programme vient en fin d'exécution.

Le programme gonflage est alors exécuté pour obtenir la pression souhaitée. Si, à l'état de post-gonflage, des bruits K sont détectés, une commutation se fait sur l'état précédent de gonflage (bloc 862). Si la pression souhaitée est atteinte (bloc 863), le microcalculateur commande l'arrêt de la pompe et un transfert vers l'état suivant (dégonflage) (bloc 864). On remarquera qu'à ce moment le microcalculateur 50 amène le signal $\overline{A}$ au 1 logique ou niveau haut, ce qui signifie l'entrée en mode dégonflage, et particulièrement la partie de mesure systolique du système.

On a représenté figures 43A et 43B l'organigramme du programme dégonflage exécuté par le microcalculateur. A l'état dégonflage (bloc 870) et s'il n'y a pas détection de bruit K (bloc 871), un rythmeur de 130 ms mesure le temps d'absence de bruit K (bloc 872). Pendant ce délai de 130 ms, un branchement est exécuté sur le bloc de décision 894, et, puisque c'est la mesure systolique qui est d'abord exécutée, un pointeur est établi sur la mémoire systolique (blocs 894 et 895), la pression est convertie en décimal codé binaire et affichée (bloc 897), le programme venant en fin d'exécution par le bloc 898. Au terme des 130 ms (bloc 872), le témoin BP du système est éteint (bloc 873), et le programme se poursuit comme précédemment (blocs 894, 895, 897, 898) pour venir en fin d'exécution. Inversement, s'il y a détection de bruit K (bloc 871), le programme détermine s'il s'agit ou non d'un nouveau bruit K (bloc 874); s'il s'agit d'anciens bruits K, le programme se poursuit comme précédemment (blocs 894, 895, 897, 898) pour venir en fin d'exécution. S'il y a détection de nouveaux bruits K, le rythmeur du témoin du système de mesure (BP) est mis à zéro, le témoin est mis en service (ce témoin s'éclaire sur la console du système chaque fois qu'est reçu un bruit K), le compteur K est augmenté de 1, et les données d'intervalle (battement à battement entre bruits K) sont transférées dans les registres d'intervalle

R3 et R4 pour traitement rapide, la procédure se poursuivant comme suit.

L'appareil de mesure est particulièrement conçu pour que la réception du premier bruit K avant comptage de cinq impulsions (battements du coeur) fasse considérer que les données ne sont pas sûres. Par suite, la fenêtre de détection de bruits K est établie en lui fixant certaines valeurs maximum et minimum (bloc 878); inversement, si le premier bruit K est détecté après comptage de cinq impulsions, les données sont considérées comme maximum et minimum sur la base des données reçues. On voit donc que, comme c'est le cas pour les impulsions H, le microcalculateur 50 modifie ou adapte la fenêtre pour la détection des bruits K, à mesure que le temps s'écoule, sur la base des données reçues pendant ce temps.

Le système est conçu de telle sorte qu'une lecture de la pression systolique peut être faire après réception soit du premier bruit K, soit du second bruit K. Ce choix se fait par mise à la masse ou non d'une borne particulière référencée P5-Ø. Lorsque cette borne est à la masse, la pression systolique est gardée à condition que le compteur K soit à 1. Si le compteur K est à 0, il y a branchement du programme sur le bloc 894, et le programme vient en fin d'exécution par les blocs 894 à 898.

Si la pression systolique est gardée (bloc 883) avec le compteur K à plus de 2 (bloc 880), le programme détermine si le compteur K est à plus de 4. Si le comptage est inférieur à 4 et si les données sont invalides (bloc 885), le compteur K est remis à 1, les données intervalle sont annulées, les données fenêtre haute et basse sont gardées (bloc 893) et le programme se poursuit par les blocs 894 à 898. Par ailleurs, si le compteur K est à moins de 4 alors que les données sont validées (bloc 885), il y a branchement sur le bloc 893 si le comptage est inférieur à 4, le programme se poursuivant par les blocs 894 à 898. Mais si le comptage est égal à 4, soit après ré-

ception de quatre bruits K, la pression systolique (gardée dans le bloc 883 au cours d'une exécution précédente d'un programme) sera affichée, le mode diastolique sera instauré et le signal DIAS viendra à niveau haut (figure 37). Comme on l'a dit précédemment, le dignal DIAS ou BP est appliqué au comparateur 182 du détecteur de bruits K 44 de la figure 2; lorsque ce signal vient à niveau bas, une tension de seuil plus faible est établie sur l'entrée de référence du comparateur, ce qui adapte ce dernier à la détection des bruits K en mode de fonctionnement diastolique. De plus, le filtre passe-haut 172 du détecteur de bruits K 44 de la figure 2 voit sa caractéristique de bande passante modifiée par la modification du signal considéré. Si le signal vient à niveau bas au commencement de la période de fonctionnement diastolique, il y a réduction de la bande passante du filtre 172, de 20-100 Hz (bande passante systolique) à 40-100 Hz (bande passante diastolique).

Le programme de dégonflage est successivement et continuellement exécuté par le microcalculateur 50 lorsque l'opération de dégonflage se poursuit par la période diastolique. Si l'on revient au bloc 894 de la figure 43B, on voit que les lectures de pression fournies par le microcalculateur sont enregistrées dans la mémoire diastolique (bloc 896) et qu'un affichage dynamique de la pression diastolique se fait par conversion en décimal codé binaire (bloc 897). On remarquera que des affichages distincts se font pour les pressions systolique et diastolique, et qu'une fois la période diastolique commencée, (bloc 887), l'affichage de la pression systolique est figé.

Les blocs 898 à 907 de la figure 43B décrivent le programme exécuté en mode diastolique. Aussi longtemps que quatre impulsions validées ne sont pas reçues après le dernier bruit K (bloc 899), aussi longtemps que le compteur de bruits parasites n'affiche pas un comptage égal ou supérieur à 11, et aussi longtemps que la pression reste

égale ou supérieure à 24, le programme viendra en fin d'exécution par les blocs 903, 906 et 907. Si quatre impulsions validées ne sont pas reçues après le dernier bruit K et, si soit le compteur de bruits parasite affiche 11, soit la pression tombe en dessous de 24, la mesure de la pression diastolique est abandonnée (blocs 906 et 907). Lorsque quatre impulsions validées sont reçues après le dernier bruit K, le programme effectue une vérification du compteur K (bloc 900). Si le compteur K affiche 4, la mesure diastolique n'est pas considérée sûre, et le programme attend quatre autres impulsions H validées (après le dernier bruit K) (bloc 901). Si le compteur K n'affiche pas 4, la pression diastolique est convertie en décimal codé binaire, l'affichage diastolique est figé à la lecture effectuée, et le microcalculateur est commuté à l'état de post dégonflage (bloc 902).

En résumé, le système de mesure utilise la réception de quatre bruits K validés pour valider la lecture de pression comme une mesure précise de la pression systolique, la valeur lue étant figée sur le dispositif d'affichage de la pression systolique. Ensuite, la cessation des bruits K, suivie de la réception de quatre impulsions H, valide la lecture de pression comme une mesure précise de la pression diastolique, la valeur lue étant figée sur le dispositif d'affichage de la pression diastolique.

On a représenté figure 44 l'organigramme du programme de post-dégonflage. Au cours de ce programme (bloc 910) a lieu le calcul du rythme cardiaque, une impulsion longue (de l'ordre de 7 ms comme illustré figure 9) étant transmise au circuit 112 de la figure 1 (bloc 911 de la figure 44). Les blocs 912 à 914 définissent la partie du programme qui est responsable de la formation ultérieure d'impulsions relativement courtes (de préférence ayant un cycle de durée 2,4 ms), ces impulsions étant transmises jusqu'à ce que le rythme impulsionnel (décompté dans ce procédé) parvienne à zéro. A ce moment, le système de

mesure de pression artérielle est commuté sur état final.

On a représenté figure 45 l'organigramme du programme d'interruption de rythmeurs que le microcalculateur 50 exécute périodiquement pour gérer divers dispositifs de temporisation matériels. Au début de ce programme, les interruptions sont invalidées, le contenu de divers accumulateurs et registres d'état est mémorisé, et une valeur en registre R56 est augmentée de 1 (bloc 920). Le programme détermine ensuite si R56 affiche la valeur 2 (bloc 921). Si oui, il y a branchement sur les blocs 922 à 928 au cours de chaque autre passage du programme. R56 affichant 2, il est remis à zéro (pour qu'il puisse être augmenté de 1 en 920 au cours de l'exécution suivante du programme), et divers rythmeurs sont augmentés de 1. Le bloc 923 détermine la caractéristique opérationnelle par laquelle la mesure de pression artérielle est échantillonnée chaque seconde. S'il ne s'est pas écoulé une seconde, l'instruction 928 est exécutée; par contre, s'il s'est écoulé une seconde, et si le témoin gonflage est en service (bloc, c'est l'instruction 927 qui est exécutée; de plus, s'il s'est écoulé une seconde, et si le témoin gonflage n'est pas en service (blocs 923 et 924), une vérification d'état est effectuée (bloc 925) de sorte que, à l'état gonflage, les valeurs de pression précédente et actuelle soient comparées; si la différence est inférieure à 10, la mesure est abandonnée. Si l'appareil n'est pas à l'état gonflage ou si la différence entre les pressions est égale ou supérieure à 10, l'instruction 927 est exécutée suivie de l'instruction 928.

L'instruction 929 et les instructions suivantes sont exécutées à chaque passage du programme (voir plus haut R56 = 2 ? - bloc 921). Lorsque les données de sélection de chiffre (chiffres sélectionnées pour affichage) ont été augmentées de 1, l'instruction 930 détermine si le dernier chiffre est en cours d'affichage. Si non, l'instruction de sélection de chiffre est exécutée (selon

qu'il s'agit de 5, 4, ... 0), suivie de l'exécution de l'instruction 939. Si le dernier chiffre est en cours d'affichage, la sélection de chiffre est remise à 0, et les instructions 932 et 939 sont exécutées successivement.

Bien entendu, il s'agit dans ce qui précède d'un exemple pour l'affichage des données pendant l'exécution des programmes précédents, d'autres procédés d'affichage pouvant être envisagés.

On a dit précédemment que le circuit 112 (figures 1 et 8 à 11) comporte un microcalculateur 130 qui, de préférence, fonctionne également sous contrôle d'un programme. On a représenté figure 46 l'organigramme du programme de contrôle de ce microcalculateur.

Le microcalculateur 130 exécute le programme PPM jusqu'à achèvement du transfert d'impulsions (bloc 940). L'instruction 941 vérifie l'état du drapeau PPM; PPM = 1 lorsque le circuit 112 n'est pas raccordé au système de mesure 10 de la figure 1 pour la réception des données impulsions, et PPM = 0 lorsque le circuit 112 est raccordé au système de mesure 10. Si PPM = 0, l'état "impulsions" est invalidé, le calcul n'est pas effectué (bloc 942), et une vérification est faite de l'état de PD (bloc 943) PD = 0 signifie la réception de données PULSE par le circuit 112 (c'est la valeur logique inverse qui est utilisée), tandis que PD = 1 signifie la non-réception de données impulsionnelles. A la réception de données impulsionnelles, le compteur de données est remis à 0, et une vérification supplémentaire de PPM est faite (bloc 945). Aussi longtemps que le circuit 112 est raccordé au système de mesure 10, il se fera une vérification supplémentaire de PD (bloc 946). Si PD est maintenant passé à 1, une vérification de drapeau est faite (bloc 948) pour s'assurer que la même impulsion (transition de 0 à 1) n'a pas été comptée deux fois. Si le drapeau est mis, le compteur de données est augmenté de 1 (bloc 949) qui compte ainsi une impulsion, le drapeau est remis à 0 et

le rythmeur est augmenté de 1 (bloc 950). Si le drapeau n'est pas mis (bloc 948) l'impulsion est ignorée (non comptée) et l'instruction 950 est exécutée.

L'instruction 951 est une vérification du temps, et aussi longtemps qu'un temps prédéterminé ne s'est pas écoulé pendant le transfert, un renvoi est fait sur l'instruction 945. Si le temps prédéterminé s'est écoulé (bloc 951), l'instruction 952 est exécutée, le programme venant en fin d'exécution si les données comptées n'excèdent pas 48. Par contre, si les données comptées égalent ou excèdent 48, l'état "impulsions" est validé, les calculs sont effectués ainsi que le transfert, et les données sont converties en décimal codé binaire pour affichage sur le dispositif 132 du circuit 112.

On a représenté figures 12 à 18 le dispositif de soupape à solénoïde 25 qui comporte la soupape de décompression 20 et le solénoïde 78. On voit sur la figure 13 que la soupape de décompression comporte un bloc de pression de forme sensiblement rectangulaire 400 avec une face supérieure 402, une face inférieure 403 et quatre parois latérales 404 à 407. Sur la figure 15, un alésage 408, communiquant directement avec un deuxième alésage 410, est formé dans l'enveloppe, de telle sorte qu'une extrémité de l'alésage 408 débouche sur la face 405 et une extrémité de l'alésage 410 débouche sur la face 406.

Une extrémité d'un raccord creux 412 se visse dans l'enveloppe de pompe 18, définissant un passage pour que l'air comprimé passe de l'enveloppe de pompe par le raccord dans l'alésage 410. Une extrémité d'un raccord de tuyau creux 414 est vissée dans le bloc de pression et communique directement avec l'alésage 408. L'autre extrémité du raccord de tuyau 414 est fixée au flexible 441 (en pointillé sur la figure 13). De la sorte, l'air comprimé entrant dans l'alésage 410 peut circuler dans l'alésage 408, le raccord 414, le flexible 441 et parvenir au transducteur de pression 54.

Dans le bloc de pression, est formé un alésage supplémentaire 416, entre la surface inférieure 404 et le point de jonction, dans ce bloc de pression, des alésages 408 et 410. On voit figure 17 qu'un orifice 418 forme un passage de fluide entre l'alésage 416 et les alésages 408 et 410. La surface extérieure de l'orifice 418 est marquée par une zone effilée 420 qui circonscrit l'orifice et est en retrait dans le bloc de pression, afin de définir un évidement annulaire 422 pour un joint torique élastique 424.

Un adaptateur 426 est prévu pour le raccordement du bloc de pression 400 avec le solénoïde 78. L'adaptateur a sensiblement la forme d'un solide à six faces avec une face supérieure 428, une face inférieure 430, et quatre faces latérales 431 à 434. L'adaptateur comporte deux parties évidées 446 et 448, chacune d'entre elles étant formée de la face inférieure 430 à la face supérieure 428, sur des faces opposées de l'adaptateur. Les parties évidées s'adaptent avec des alésages 450 et 452 formés dans le bloc de pression 400. De la sorte, le bloc de pression, avec l'adaptateur en intermédiaire, peut être fixé sur le solénoïde 78 par les vis 454 et 456. Pour renforcer la liaison entre la face supérieure de l'adaptateur et la face inférieure du bloc de pression, on prévoit deux vis supplémentaires 458 et 460 qui traversent des alésages dans le bloc de pression et se vissent dans l'adaptateur.

Le solénoïde 78 comporte généralement une armature en forme de U 460, avec une partie supérieure 462 et une partie inférieure 464 entre lesquelles se trouve la bobine 466. Dans la bobine coulisse un noyau 468 dont l'extrémité 469 est filetée pour s'engager dans une extrémité d'un piston de forme cylindrique 470. L'autre extrémité du piston est creuse pour recevoir une butée élastique 472.

L'adaptateur comporte également une partie évidée 474 entre sa surface inférieure et sa surface supérieu-

re. Lorsque le bloc de pression, l'adaptateur et l'armature de solénoïde sont raccordés à l'aide des vis 454 et 456, un passage est formé pour que, la bobine 466 étant excitée par un signal reçu sur les conducteurs 76-1 et 76-2, le noyau 468 puisse se déplacer dans le solénoïde et amener le piston 470 contre la butée 472, à travers l'adaptateur et l'alésage 416.

Lorsque la bobine 466 ne reçoit aucun courant (figures 17 et 18), le noyau 468 se déplace par gravité dans le sens indiqué par la flèche 480 en entraînant le piston 470 et la butée 472. Dans ces conditions, l'état de la soupape de décompression est tel que l'air entrant dans le raccord 412, en provenance de la chambre de pression 18, traverse l'orifice 418, pénètre dans l'alésage 416, passe dans la partie évidée 474 de l'adaptateur et parvient dans l'atmosphère.

Lorsque la bobine 466 reçoit un courant, le noyau 468 est entraîné dans le sens de la flèche 482, amenant la butée élastique 472 contre le joint torique 424, ce qui forme un premier joint étanche évitant à l'air de s'échapper de l'orifice 418 dans l'alésage 416. Le noyau continuant à se déplacer dans le sens de la flèche 482, la butée 472 forme un deuxième joint étanche dans l'orifice 418. On forme donc un double joint étanche. De plus, tout air entrant dans le raccord 412 en provenance de la chambre de pression 18 passe dans les alésages 410 et 408, le raccord 414 et le flexible 22 pour parvenir au transducteur de pression 54.

On a représenté figures 19 à 23 et figure 28, le moteur 24 et la pompe 28. On voit sur les figures 19 et 22 que la pompe 28 comporte essentiellement un corps 500, un couvercle supérieur 502 et un couvercle inférieur 504 qui définissent une chambre 506. Un rotor 508 à palettes glissantes 510 tourne à l'intérieur de la pompe, de sorte que l'air en provenance de l'atmosphère est aspiré dans la chambre 506 par le dispositif de raccord 512, comprimé

par la rotation du rotor, puis expulsé par l'alésage 514 formé dans le couvercle supérieur 502. L'arbre 516 du rotor est fixé, par accouplement miniature classique 518, à l'arbre 26 d'un moteur courant continu 12 V 24 disponible sur le marché.

On voit sur les figures 21 à 24 que le corps 500 a sensiblement la forme d'un cylindre et définit une face supérieure 520, une face inférieure 522 et une face latérale 524. Un alésage droit circulaire 526 est formé dans le corps de sa face supérieure à sa face inférieure. L'axe A de l'alésage circulaire droit 526 est décalé par rapport à l'axe B du corps, mais lui est parallèle. Un goujon 528 est monté transversalement dans le corps 500 et définit les orientations des couvercles supérieur et inférieur par rapport au corps.

Le couvercle supérieur 502 comporte un manchon extérieur 530. Un bouchon cylindrique 534 est adapté dans une partie de ce manchon. Le bouchon 534 en polyamide tel que le Vespel fabriqué par E.I. Dupont comporte une ouverture 536 qui reçoit une extrémité du goujon 528 pour orienter correctement le corps 500 lorsque le couvercle 502 est placé contre la face supérieure 520 de ce corps. Le couvercle supérieur 502 est fixé au corps par des moyens de fixation appropriés tels que des vis 538 qui sont reçues dans des ouvertures taraudées 540 du corps.

Un alésage 542 communique avec un canal 544 sur la surface intérieure du couvercle supérieur 502, pour former un passage pour la sortie 514 de l'air comprimé contenu dans la chambre 506.

Le couvercle inférieur 504 comporte un manchon 550 qui se termine par deux pattes opposées 552 et 554. Un bouchon cylindrique en Vespel 556 est comprimé à l'intérieur du manchon 550. Le manchon 550 du couvercle inférieur 504 comporte un évidement 566 destiné à recevoir la partie inférieure du corps. La surface inférieure 552 du corps 500 est maintenue en contact intime avec la sur-

face supérieure 568 du bouchon 556 par des moyens de fixation appropriés tels que les vis 570 qui se vissent dans des ouvertures taraudées 540 du corps 500. La surface intérieure 568 du couvercle inférieur 504 comporte un alésage 572 qui reçoit une partie du goujon 528 afin d'orienter correctement le couvercle inférieur par rapport au corps. Un canal 574 est défini dans la surface intérieure 568 du couvercle inférieur 504. Ce canal communique avec un alésage 576 du bouchon 556 et du manchon 550 pour former un passage pour que l'air en provenance de l'atmosphère puisse pénétrer dans la chambre 506.

Un support de montage 580 repose sur une surface 582 définie entre les deux pattes du couvercle inférieur et y est fixé par les vis 570. Le support de montage 580 est utilisé pour monter la pompe 28 à l'intérieur de la chambre de pression 18 de la manière qui sera décrite dans ce qui suit.

On peut voir figures 21, 22 et 24 que les couvercles supérieur et inférieur fixés sur le corps définissent l'alésage circulaire droit 506. A l'intérieur de l'alésage, se trouve le rotor 508 qui définit une surface supérieure 584, une surface inférieure 586 et une surface latérale 590. L'arbre 516 traverse l'axe cylindrique du rotor 508. Une extrémité d'arbre 592 est reçue dans l'alésage 594 du couvercle supérieur, tandis que l'autre extrémité 596 est reçue dans l'alésage 598 du couvercle inférieur. Les alésages 594 et 598 étant formés dans les bouchons en Vespel 534 et 556, une excellente surface de palier est formée pour la rotation du rotor 508 dans la chambre 506.

Le rotor 508 est pourvu de fentes espacées 600 qui reçoivent chacune une palette 510. Chaque palette peut coulisser dans sa fente. Ainsi, comme représenté figure 21, lorsque le rotor 508 tourne, sa rotation entraîne les palettes vers l'extérieur en les éloignant de l'axe de rotation du rotor. Il se crée ainsi un certain

nombre d'enceintes d'air 610 lorsque les palettes viennent buter contre la paroi latérale 612 de la chambre. Le nombre d'enceintes 610, en l'occurrence 12, est choisi pour réduire les pulsations de pression d'air qui peuvent interférer avec la détection des bruits K dans le système de mesure de pression artérielle.

Lorsque le rotor tourne, les enceintes 610 changent de dimensions. De la sorte, l'air entrant parvient dans une des grandes enceintes 610'. Le moteur continuant à tourner, l'enceinte 610' voit ses dimensions progressivement réduites jusqu'à avoir un volume 610". La sortie de la pompe reçoit l'air de l'enceinte 610" qui a été comprimé par rotation du rotor 508.

Le moteur 24 est un moteur courant continu de 12V classique dont la vitesse hors charge est de l'ordre de 5035 tr/mn plus ou moins 10%. Un accouplement miniature classique accouple l'arbre du moteur à l'arbre du rotor 516. Comme on le voit figures 23B et 24, le moteur 24 est fixé à la partie inférieure de la pompe par des moyens de fixation appropriés tels que deux vis 630 (en pointillé) reçues dans des alésages opposés 632 formés dans les couvercles et le corps de la pompe. Les vis traversent ces alésages et se vissent dans des alésages taraudés 634 pratiqués dans le moteur.

On décrira maintenant en détails l'enveloppe de pompe en se reportant aux figures 25 à 36. L'enveloppe de pompe porte la référence générale 650; elle est de forme sensiblement rectangulaire et est divisée par une cloison verticale 652 en une chambre de pression 18 et un compartiment 654. On peut voir figure 31 que la chambre de pression 18 contient la pompe 28 et le moteur 24. Le compartiment 654 contient la soupape de décompression 20 et le solénoïde 78. Les éléments 656 constituant la batterie 94 sont également placés dans le compartiment et maintenus par un support 658 reçu dans deux fentes 660 (figure 26) des parois latérales opposées 662 et 664 du

compartiment.

On voit figures 25, 26 et 35 que la chambre de pression 18 est ouverte sur une face sous une configuration sensiblement rectangulaire. Cette face ouverte reçoit un couvercle 670 dont le bord 672 s'adapte dans le bord 674 de la face ouverte de la chambre de pression. Le couvercle 670 est fixé à la partie supérieure de la chambre de pression par des moyens de fixation appropriés tels que les vis 676 reçues dans des prolongements taraudés 678 formés autour du bord 674.

On peut voir figures 25, 28 et 29 que les composants contenus dans la chambre de pression 18 sont montés sur la face inférieure 676 du couvercle 670. La face inférieure 676 porte deux prolongements 681 dont la position s'adapte à l'ouverture 680 du support de montage 580 de l'ensemble moteur-pompe. Une vis 682 traverse chaque ouverture de montage 680 et la garniture élastique anti-vibration 684, pour venir s'engager dans les alésages 686 des prolongements 681. Lorsqu'il est monté, l'ensemble moteur-pompe est orienté de telle sorte que le couvercle supérieur 504 est au plus proche de la surface intérieure 676 du couvercle 670. L'ensemble de raccordement 511, qui comporte un raccord coudé 695 et un raccord de tuyau 697 est simplement engagé dans l'ouverture de la paroi extérieure du couvercle inférieur.

Une soupape d'arrêt 692 est montée dans un alésage 694 du couvercle 670. La soupape d'arrêt 692 comporte une partie tubulaire prolongée 694 qui reçoit une extrémité d'un flexible 696. Le flexible est maintenu en place autour de l'élément tubulaire 694 par un collier 698. L'autre extrémité du flexible 696 s'adapte autour du raccord de tuyau et est maintenue en place par un autre collier 699. De la sorte, un passage est formé pour que l'air de l'atmosphère soit aspiré dans la chambre 506 de la pompe 28. L'air entrant dans la chambre traverse un filtre à air 34, la soupape d'arrêt 692, le flexible 696 et finale-

ment l'ensemble de raccordement 512. On voit figures 29 et 35 que quatre passe-fils sont montés sur le couvercle 670, ces passe-fils 701 à 704 permettant de maintenir l'étanchéité entre la chambre et l'atmosphère extérieure. Les parties des passe-fils 703 et 704 qui se prolongent dans la chambre de pression 18 reçoivent deux fils 706 et 707 qui sont fixés aux bornes 710 et 711 du moteur 24. Les parties des passe-fils 701 et 702 qui se prolongent dans la chambre de pression reçoivent deux fils 708 et 709 qui sont les conducteurs de microphone du système de mesure.

Comme on peut le voir sur les figures 25, 30 et 31, une ouverture 712 de la paroi latérale 714 de la chambre de pression reçoit un raccord étanche classique 713 pour le montage du flexible 22 raccordé à la manchette de pression 16. Les fils 708 et 709, qui sont les conducteurs de microphone, se trouvent dans le flexible 22 et traversent toute la longueur de ce flexible pour se raccorder au microphone contenu dans la manchette de la manière décrite dans ce qui suit.

On voit figure 31 que l'enveloppe 650 de la pompe, représentée dans sa position d'utilisation, contient, dans son compartiment 654, la soupape de décompression et le solénoïde. La soupape de décompression 20 est montée en passant le raccord 412 dans une ouverture 716 de la paroi latérale verticale 652 et en le fixant à l'aide d'un boulon hexagonal 718. Une garniture 720 est interposée entre la soupape de décompression 20 et la paroi latérale 652 pour assurer qu'il n'y ait pas de fuites d'air depuis la chambre de pression 18.

On peut voir que le noyau 468 du solénoïde 78 est libre de tomber par gravité lorsqu'aucun courant n'est appliqué à la bobine 466. Deux conducteurs 722 et 723, raccordés à la bobine 466, sont acheminés dans le tube de câble 724 (figure 35) et raccordés, dans l'appareil, aux conducteurs 76-1 et 76-2 du contrôleur 72 de la figure 4.

Le tube 724 contient également deux conducteurs 74-1 et 74-2 qui sont raccordés à la partie extérieure des passe-fils 703 et 704. Deux conducteurs supplémentaires 726 et 727, raccordés à la partie extérieure des passe-fils 701 et 702, sont acheminés par le tube 724 vers l'amplificateur 46-1 et le détecteur de son 150 de la figure 2.

Les éléments 656 qui constituent la batterie 94 sont montés dans le reste du compartiment 654 par l'intermédiaire du support de batterie 658. Le support est maintenu en place par des moyens de fixation appropriés tels que deux vis 657 qui s'adaptent dans des alésages 659 de l'enveloppe de pompe. Deux conducteurs 730 et 731 sont raccordés aux bornes plus et moins de la batterie et à la source d'alimentation régulée 86 de la figure 1.

Il est entendu que la description qui précède a été faite à titre d'exemple non limitatif et que des variantes peuvent être envisagées sans, pour cela, sortir du cadre de l'invention et des revendications annexées.

REVENDICATIONS

1) Système de mesure de pression artérielle, basé sur un cycle de gonflage et un cycle de dégonflage au cours duquel sont mesurées automatiquement les pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient et susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre,

des moyens de commande conçus pour fournir un certain nombre de signaux de commande,

des premiers moyens sensibles à un premier signal de commande pour gonfler la manchette au cours du cycle de gonflage,

des deuxièmes moyens sensibles à un deuxième signal de commande pour dégonfler la manchette au cours du cycle de dégonflage,

des moyens pour surveiller les bruits Korotkoff ou bruits K dans l'artère au cours des cycles de gonflage et de dégonflage,

des moyens sensibles à un troisième signal de commande pour détecter les pressions systolique et diastolique au cours du cycle de dégonflage, et

des moyens sensibles aux bruits K surveillés pour déterminer la nature des signaux de commande fournis par les moyens de commande, afin de passer du cycle de gonflage au cycle de dégonflage.

2) Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les premiers moyens comportent des moyens pour assurer le gonflage de la manchette à un taux constant.

3) Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les deuxièmes moyens comportent des moyens pour assurer le dégonflage de la manchette à un taux constant.

4) Système selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, pour afficher, sous forme visible à l'oeil, les pressions systolique et diastolique détectées.

5) Système selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus :

des moyens pour détecter la formation d'impulsions dans l'artère, et

des moyens pour afficher, sous forme visible à l'oeil, l'activité impulsionnelle détectée.

6) Système de mesure de pression artérielle, basé sur un cycle de gonflage et un cycle de dégonflage au cours duquel sont mesurées automatiquement les pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient et susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre,

des moyens de commande conçus pour fournir un certain nombre de signaux de commande,

des premiers moyens sensibles à un premier signal de commande pour gonfler la manchette au cours du cycle de gonflage,

des deuxièmes moyens sensibles à un deuxième signal de commande pour dégonfler la manchette au cours du cycle de dégonflage,

des moyens pour surveiller les bruits Korotkoff ou bruits K dans l'artère au cours des cycles de gonflage et de dégonflage, et

des moyens sensibles à un troisième signal de commande pour détecter les pressions systolique et diastolique au cours du cycle de dégonflage.

7) Système selon la revendication 6, caractérisé

en ce que les premiers moyens comportent des moyens pour assurer le gonflage de la manchette à un taux constant.

8) Système selon la revendication 6, caractérisé en ce que les deuxièmes moyens comportent des moyens pour assurer le dégonflage de la manchette à un taux constant.

9) Système selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens sensibles aux bruits K surveillés pour déterminer la nature des signaux de commande fournis par les moyens de commande, afin de passer du cycle de gonflage au cycle de dégonflage.

10) Système de mesure de pression artérielle, pour la mesure automatique des pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient et susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre,

des moyens constitués par une chambre de pression en communication avec la manchette de pression, de telle sorte que, à tout moment, la pression dans la chambre est sensiblement la même que la pression dans la manchette,

des moyens constitués par un transducteur pour former un signal électrique représentatif de la pression réelle qui règne dans la chambre,

des moyens de compression recevant le signal formé par le transducteur, pour former un signal d'erreur représentatif de la différence entre le taux réel de variation de pression dans la chambre et le taux souhaité de variation de pression dans cette chambre,

des premiers moyens sensibles au signal d'erreur pour accroître la pression dans la chambre, et, par suite, gonfler la manchette, et

des deuxièmes moyens sensibles au signal d'erreur pour réduire la pression dans la chambre et, par suite, dégonfler la manchette.

11) Système selon la revendication 10, caractérisé en ce que les premiers moyens comportent des moyens pour convertir le signal d'erreur en un premier signal de commande, et des moyens sensibles à ce premier signal de commande pour accroître la pression dans la chambre.

12) Système selon la revendication 10, caractérisé en ce que les deuxièmes moyens comportent des moyens pour convertir le signal d'erreur en un deuxième signal de commande, et des moyens sensibles à ce deuxième signal de commande pour réduire la pression dans la chambre.

13) Système selon la revendication 11, caractérisé en ce que les moyens de conversion de signal comportent des moyens pour moduler de façon variable le facteur d'utilisation du premier signal d'erreur.

14) Système selon la revendication 12, caractérisé en ce que les moyens de conversion de signal comportent des moyens pour moduler de façon variable le facteur d'utilisation du deuxième signal d'erreur.

15) Système de mesure de pression artérielle, pour la mesure automatique des pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

(A) des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient et susceptible d'être gonflée et dégonflée,

(B) une première boucle d'asservissement pour accroître la pression dans la manchette à un taux constant, cette première boucle comportant :

(a) un premier transducteur pour former un signal électrique représentatif de la pression réelle régnant dans la manchette,

(b) des premiers moyens de comparaison re-

cevant le signal du transducteur pour former un premier signal d'erreur représentatif de la différence entre le taux réel de variation de pression dans la manchette et le taux souhaité de variation de pression dans cette manchette,

(c) et des moyens d'accroissement sensibles au premier signal d'erreur pour accroître la pression dans la manchette,

(C) une deuxième boucle d'asservissement pour réduire la pression dans la manchette à un taux constant, cette deuxième boucle comportant :

(a) un deuxième transducteur pour former un signal électrique représentatif de la pression réelle régnant dans la manchette,

(b) des deuxièmes moyens de comparaison recevant le signal du deuxième transducteur pour former un deuxième signal d'erreur représentatif de la différence entre le taux réel de variation de pression dans la manchette et le taux souhaité de variation de pression dans cette manchette,

(c) et des moyens de réduction sensibles au deuxième signal d'erreur pour réduire la pression dans la manchette.

16) Système selon la revendication 15, caractérisé en ce que les premier et deuxième transducteurs sont en fait constitués par un seul transducteur de pression.

17) Système selon la revendication 15, caractérisé en ce que les moyens d'accroissement comportent des moyens pour convertir le premier signal d'erreur en un premier signal de commande, ainsi que des moyens sensibles à ce premier signal de commande pour accroître la pression dans la manchette.

18) Système selon la revendication 15, caractérisé en ce que les moyens de réduction comportent des moyens pour convertir le deuxième signal d'erreur en un deuxième signal de commande, ainsi que des moyens sensibles à ce

deuxième signal de commande pour réduire la pression dans la manchette.

19) Système selon la revendication 15, caractérisé en ce que les premiers et deuxièmes moyens de comparaison sont en fait constitués par des moyens uniques de comparaison.

20) Système selon la revendication 17, caractérisé en ce que les moyens de conversion comportent des moyens pour moduler de façon variable le facteur d'utilisation du premier signal d'erreur.

21) Système selon la revendication 18, caractérisé en ce que les moyens de conversion comportent des moyens pour moduler de façon variable le facteur d'utilisation du deuxième signal d'erreur.

22) Système de mesure de pression artérielle, pour la mesure automatique des pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

(A) des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient et susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre,

(B) des moyens constitués par une chambre de pression en communication avec la manchette de sorte que, à tout moment, la pression dans la chambre est sensiblement la même que la pression dans la manchette,

(C) une première boucle d'asservissement pour accroître la pression dans la chambre à un taux constant, cette première boucle comportant :

(a) un premier transducteur pour former un signal électrique représentatif de la pression réelle régnant dans la chambre,

(b) des premiers moyens de comparaison recevant le signal du transducteur pour former un premier signal d'erreur représentatif de la différence entre le taux réel

de variation de pression dans la chambre et le taux souhaité de variation de pression dans cette chambre,

(c) des premiers moyens de modulation pour moduler ce premier signal d'erreur et former un premier signal de commande,

(d) des moyens sensibles à ce premier signal de commande pour accroître la pression dans la chambre,

(D) une deuxième boucle d'asservissement pour réduire la pression dans la chambre à un taux constant, cette deuxième boucle comportant :

(a) un deuxième transducteur pour former un signal électrique représentatif de la pression réelle régnant dans la chambre,

(b) des moyens pour transmettre le signal du deuxième transducteur aux premiers moyens de comparaison, afin de former un deuxième signal d'erreur représentatif de la différence entre le taux réel de variation de pression dans la chambre et le taux souhaité de variation de pression dans cette chambre,

(c) des deuxièmes moyens de modulation pour moduler ce deuxième signal d'erreur et former un deuxième signal de commande, et

(d) des moyens sensibles à ce deuxième signal de commande pour réduire la pression dans la chambre.

23) Système selon la revendication 22, caractérisé en ce que les premier et deuxième transducteurs sont en fait constitués par un seul transducteur de pression.

24) Système selon la revendication 22, caractérisé en ce que le facteur d'utilisation du premier signal d'erreur est modulé par les premiers moyens de modulation.

25) Système selon la revendication 22, caractérisé en ce que le facteur d'utilisation du deuxième signal d'erreur est modulé par les deuxièmes moyens de modulation.

26) Système de mesure de pression artérielle, pour la mesure automatique des pressions systolique et diastolique chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

des moyens constitués par une manchette de pression destinée à être montée autour d'un membre du patient, et susceptible d'être gonflée pour étrangler une artère de ce membre,

des moyens de pression pour gonfler la manchette au cours d'un cycle de gonflage et dégonfler cette manchette au cours d'un cycle de dégonflage,

des moyens de détection de bruits Korotkoff ou bruits K pour former un signal représentatif de l'activité de bruits K à l'intérieur de l'artère,

des moyens de commande de gonflage pour commander les moyens de pression au cours du cycle de gonflage de telle sorte que la manchette soit gonflée à un taux constant,

des moyens de commande de dégonflage pour commander les moyens de pression au cours du cycle de dégonflage de telle sorte que la manchette soit dégonflée à un taux constant,

des moyens recevant le signal des moyens de détection de bruits K, opérationnels pendant le cycle de gonflage pour mettre hors service les moyens de commande de gonflage et en service les moyens de commande de dégonflage lorsque les moyens de détection de bruits K ont signalé une transition entre la présence et l'absence d'une activité de bruits K à l'intérieur de l'artère,

des moyens de transduction pour former un signal électrique représentatif de la pression à l'intérieur de la manchette,

des moyens recevant les signaux des moyens de détection de bruits K et des moyens de transduction, opérationnels pendant le cycle de dégonflage, pour former un signal de pression systolique représentatif de la pression

dans la manchette lorsque les moyens de détection de bruits K signalent une transition entre l'absence et la présence d'une activité de bruits K à l'intérieur de l'artère, ainsi qu'un signal de pression diastolique représentatif de la pression dans la manchette lorsque les moyens de détection de bruits K signalent une transition entre la présence et l'absence d'une activité de bruits K à l'intérieur de l'artère.

27) Système de mesure de pression artérielle selon la revendication 26, caractérisé en ce que les moyens de détection de bruits K comportent :

des moyens de détection placés à proximité de l'artère pour former un signal électrique représentatif de l'activité impulsionnelle à l'intérieur de cette artère,

des moyens de surveillance recevant le signal des moyens de détection pour surveiller en permanence l'activité de bruits K à l'intérieur de l'artère et forment le signal électrique représentatif de l'activité de bruits K.

28) Système selon la revendication 26, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens pour recevoir les signaux de pression systolique et diastolique afin d'afficher les pressions systolique et diastolique sous une forme visible à l'oeil.

29) Système selon la revendication 26, caractérisé en ce que les moyens de pression comportent :

une chambre de pression en communication avec la manchette de sorte que, à tout moment, la pression dans la chambre est sensiblement la même que la pression dans la manchette,

des moyens d'accroissement sensibles aux moyens de commande de gonflage pour accroître de manière uniforme la pression dans la chambre et, par suite, gonfler la manchette,

des moyens de réduction sensibles aux moyens de commande de dégonflage pour réduire de manière uniforme la pression dans la chambre et, par suite, dégonfler la manchette.

30) Système selon la revendication 29, caractérisé en ce que les moyens d'accroissement comportent :

des moyens constitués par une pompe, pourvus d'un orifice d'entrée et d'un orifice de sortie, cette pompe comprimant l'air de l'atmosphère introduit par l'orifice d'entrée et refoulant l'air comprimé par l'orifice de sortie,

des moyens pour diriger l'air refoulé par l'orifice de sortie dans la chambre de pression, et

des moyens constitués par un moteur, sensibles aux moyens de commande de gonflage pour mettre en service les moyens constitués par la pompe.

31) Système selon la revendication 29, caractérisé en ce que les moyens de réduction comportent :

des moyens constitués par une soupape de décompression, sensibles aux moyens de commande de dégonflage pour permettre à l'air comprimé dans la chambre de la pompe de s'échapper de façon uniforme dans l'atmosphère.

32) Système selon la revendication 31, caractérisé en ce que les moyens constitués par la soupape de décompression comportent :

une soupape pourvue d'un orifice d'entrée en communication avec la chambre de pression, d'un orifice de sortie en communication avec les moyens de transduction, d'un passage permettant la circulation de l'air entre l'orifice d'entrée et l'orifice de sortie, et de moyens d'évacuation pour sélectivement ventiler l'air de ce passage vers l'atmosphère.

33) Système selon la revendication 32, caractérisé

en ce que les moyens d'évacuation comportent :

un orifice d'évacuation en communication avec le passage,

une bobine destinée à être excitée par un courant,

un noyau coulissant à l'intérieur de la bobine, ce noyau pouvant être rapproché et éloigné de l'orifice d'évacuation sous la dépendance des moyens de commande de commande de dégonflage, et

des moyens fixés au noyau pour bloquer l'orifice d'évacuation lorsque le noyau est rapproché de cet orifice.

34) Soupape à solénoïde pour contrôler la circulation d'un fluide, caractérisée en ce qu'elle porte :

une enveloppe pourvue d'une entrée et d'une évacuation séparée par un orifice de soupape,

une bobine électrique montée sur cette enveloppe,

un noyau dans la bobine, ce noyau coulissant à l'intérieur de la bobine lorsque cette dernière est excitée, la position d'utilisation de la soupape à solénoïde étant telle que le noyau, lorsque la bobine n'est pas excitée, se déplace dans un premier sens qui l'éloigne de l'orifice de soupape, par effet de gravité,

des moyens d'arrêt pour limiter le mouvement du noyau dans ce premier sens, et

des moyens déplaçables par le noyau lorsque la bobine est excitée, pour bloquer l'orifice de soupape.

35) Soupape pour contrôler la circulation d'un fluide, caractérisée en ce qu'elle comporte :

une enveloppe pourvue d'une entrée et d'une évacuation séparées par une ouverture de soupape, cette ouverture se terminant par un orifice,

des premiers moyens élastiques de portée entourant l'orifice,

des deuxièmes moyens élastiques de portée normalement espacés de l'orifice pour permettre la circulation d'un fluide entre l'entrée et l'évacuation à l'intérieur de l'enveloppe,

des moyens pour déplacer les deuxièmes moyens de portée vers l'orifice, les premiers moyens de portée étant placés par rapport à l'orifice de telle sorte que, au cours du mouvement des deuxièmes moyens de portée vers les premiers moyens de portée, ces premiers et deuxièmes moyens de portée forment un premier joint étanche autour de l'orifice pour bloquer la circulation du fluide entre l'entrée et l'évacuation, la poursuite du mouvement des deuxièmes moyens de portée amenant la formation d'un deuxième joint étanche dans l'orifice, ce qui forme un double joint étanche au niveau de l'ouverture de soupape.

36) Soupape selon la revendication 35, caractérisée en ce que les premiers moyens élastiques de portée sont constitués par un joint torique concentrique à l'orifice.

37) Soupape selon la revendication 35, caractérisée en ce que les moyens de déplacement comportent :

des moyens constitués par une bobine montée sur l'enveloppe, cette bobine créant un champ magnétique axial lorsqu'elle est parcourue par un courant électrique,

un noyau coulissant à l'intérieur de la bobine sous l'effet du champ magnétique, et

des moyens pour monter les deuxièmes moyens élastiques de portée sur le noyau.

38) Circuit de réception de signaux d'induction contenant une information impulsionnelle relative au rythme cardiaque mesuré chez un patient, caractérisé en ce qu'il comporte :

des moyens de réception recevant les signaux d'induction et formant un signal de sortie de réception,

des moyens de conversion pour convertir le si-

gnal de sortie de réception en un signal de comptage d'impulsions numérique correspondant au rythme cardiaque mesuré chez le patient,

des moyens de calcul sensibles au signal de comptage d'impulsions numérique pour calculer le rythme cardiaque mesuré chez le patient, et

des moyens d'affichage pour afficher le rythme cardiaque mesuré chez le patient et calculé.

39) Circuit selon la revendication 38, caractérisé en ce que les moyens de réception comportent un pont à diodes pour un redressement double alternance des signaux d'induction.

40) Circuit selon la revendication 38, caractérisé en ce que les moyens de conversion comportent un filtre pour filtrer le signal de sortie de réception et former un signal de filtrage représentant une enveloppe des signaux reçus, un diviseur de tension pour diviser en tension les signaux reçus et former un signal divisé en tension, et des moyens de comparaison pour comparer le signal de filtrage et le signal divisé en tension, et en dériver le signal de comptage d'impulsions numérique.

41) Circuit selon la revendication 40, caractérisé en ce que les moyens de comparaison comportent également un filtre supplémentaire pour filtrer les signaux reçus avant qu'ils soient divisés en tension par le diviseur de tension.

42) Circuit selon la revendication 38, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens de détection pour détecter l'absence de signaux reçus et former un signal numérique signalant cette absence de signaux reçus.

43) Circuit selon la revendication 42, caractérisé en ce que les moyens de détection comportent un filtre pour filtrer le signal de sortie de réception et former un signal de filtrage, un diviseur de tension pour diviser en tension le signal de filtrage et former un signal

divisé en tension, et un comparateur pour comparer le signal de filtrage et le signal divisé en tension.

44) Circuit selon la revendication 43, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens de polarisation pour polariser le signal divisé en tension avant qu'il soit fourni au comparateur.

45) Circuit selon la revendication 38, caractérisé en ce qu'il comporte une batterie, en ce qu'il est alimenté par une batterie, et en ce qu'il comporte, de plus, des moyens de charge sensibles aux signaux d'induction pour charger la batterie qu'il comporte.

46) Système d'analyse médicale pour mesurer le rythme cardiaque d'un patient, comportant un circuit pouvant être déconnecté, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus :

des moyens pour former des données impulsionnelles numériques,

des moyens d'oscillation sensibles aux données impulsionnelles numériques pour contrôler la formation d'un signal de sortie d'oscillateur,

des moyens à bobines d'induction pour transmettre le signal de sortie d'oscillateur au circuit pouvant être déconnecté,

le circuit pouvant être déconnecté comportant des moyens de réception du signal de sortie d'oscillateur formant un signal de réception, des moyens de filtrage du signal de réception permettant d'obtenir des données numériques correspondant aux données numériques impulsionnelles afin de calculer le rythme cardiaque du patient, et des moyens d'affichage pour afficher ce rythme cardiaque.

47) Système d'analyse médicale selon la revendication 46, caractérisé en ce que les moyens de réception comportent un pont à diodes pour un redressement double alternance du signal de sortie d'oscillateur.

48) Système d'analyse médicale selon la revendication 46, caractérisé en ce que les moyens de filtrage comportent un filtre pour filtrer le signal de sortie d'oscillateur reçu et former un signal de filtrage représentant l'enveloppe de ce signal d'oscillateur, un diviseur de tension pour diviser en tension, et des moyens de comparaison pour comparer le signal de filtrage et le signal divisé en tension et former les données numériques qui correspondent aux données impulsionnelles numériques.

49) Système d'analyse médicale selon la revendication 48, caractérisé en ce que les moyens de comparaison comportent, de plus, un filtre supplémentaire pour filtrer le signal de sortie d'oscillateur reçu avant qu'il soit divisé en tension par le diviseur de tension.

50) Système d'analyse médicale selon la revendication 46, caractérisé en ce que le circuit pouvant être déconnecté comporte, de plus, des moyens de détection pour détecter l'absence de signal de sortie d'oscillateur et pour former un signal numérique signalant cette absence de signal de sortie d'oscillateur.

51) Système d'analyse médicale selon la revendication 50, caractérisé en ce que les moyens de détection comportent un filtre pour filtrer le signal de sortie d'oscillateur reçu et former un signal de filtrage, un diviseur de tension pour diviser en tension le signal de filtrage et former un signal divisé en tension, et des moyens de comparaison pour comparer le signal de filtrage au signal divisé en tension.

52) Système d'analyse médicale selon la revendication 51, caractérisé en ce que le circuit pouvant être déconnecté comporte, de plus, des moyens de polarisation pour polariser le signal divisé en tension avant qu'il soit fourni aux moyens de comparaison.

53) Système d'analyse médicale selon la revendica-

tion 46, caractérisé en ce que le circuit pouvant être déconnecté comporte une batterie, en ce qu'il est alimenté par batterie, et en ce qu'il comporte, de plus, des moyens de charge sensibles au signal de sortie d'oscillateur reçu, pour charger cette batterie qu'il comporte.

54) Système d'analyse médicale selon la revendication 46, caractérisé en ce que les moyens d'oscillation comportent des transistors connectés aux moyens à bobines d'induction dans un agencement à réaction, les données impulsionnelles numériques comportant au moins un premier type de données impulsionnelles numériques et un deuxième type de données impulsionnelles numériques, les transistors fournissant un signal d'oscillations entretenues par effet réactif à la réception du premier type de données impulsionnelles numériques, et arrêtant la formation de ce signal d'oscillations entretenues à la réception du deuxième type de données impulsionnelles numériques.

55) Système d'analyse médicale selon la revendication 54, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens pilotes sensibles aux données impulsionnelles numériques et commandant les transistors.

56) Système d'analyse médicale selon la revendication 46, caractérisé en ce qu'il comporte, de plus, des moyens pilotes sensibles aux données impulsionnelles numériques et commandant les moyens d'oscillation.

pl I/29.

2466975

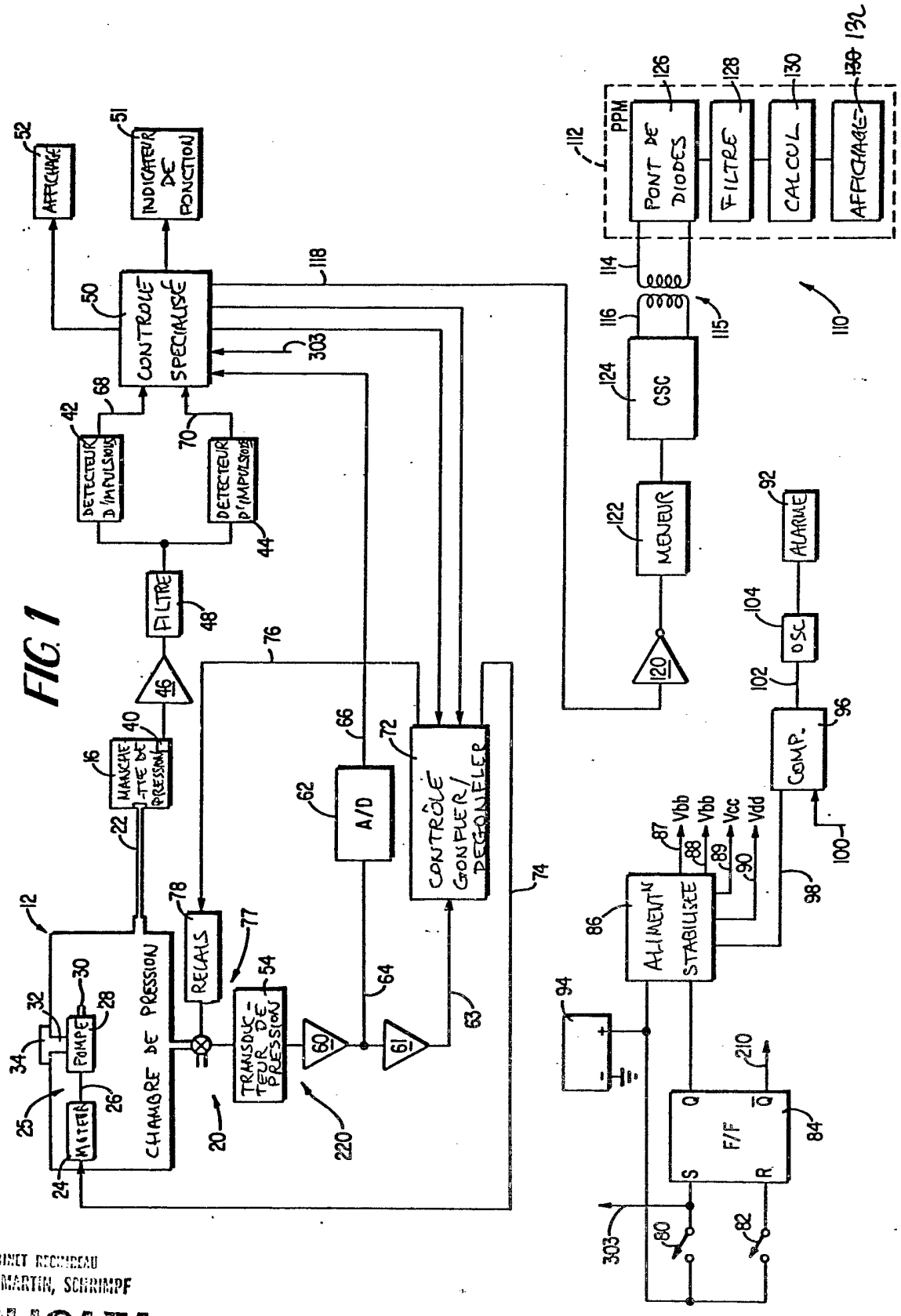


FIG 1

CABINET RECHMEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

2466975

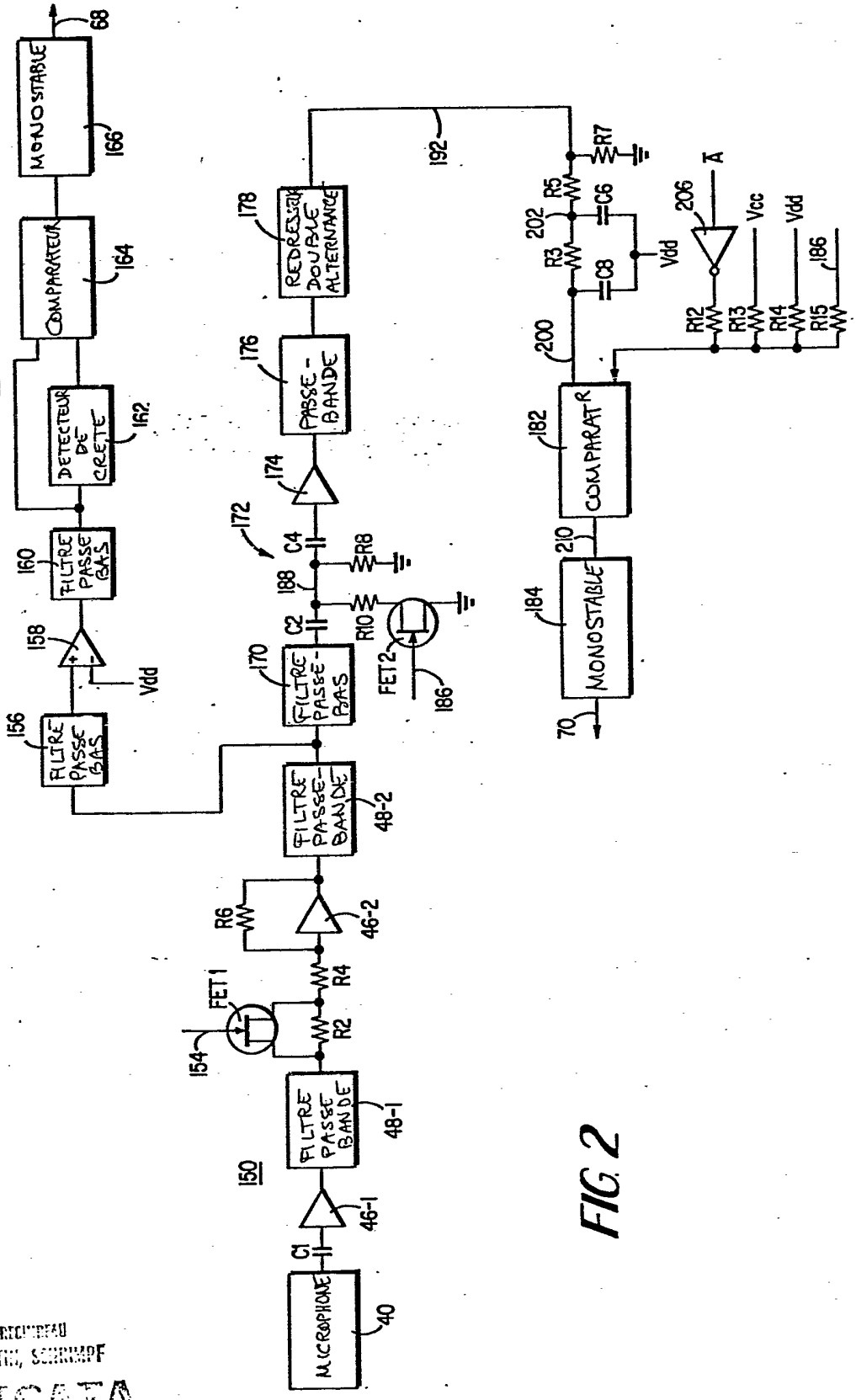


FIG 2

CABINET RECTEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

FIG 5

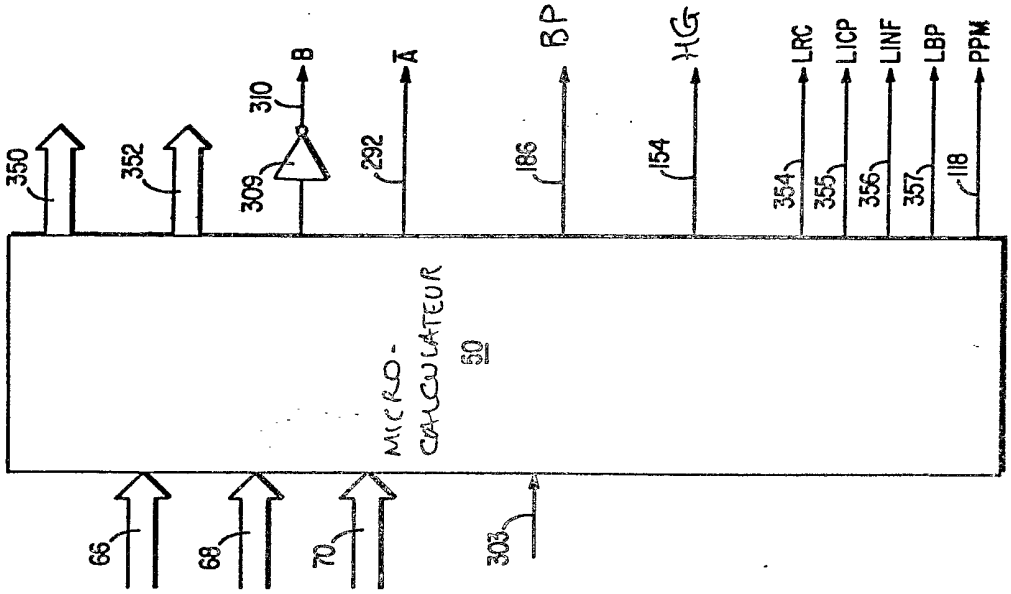
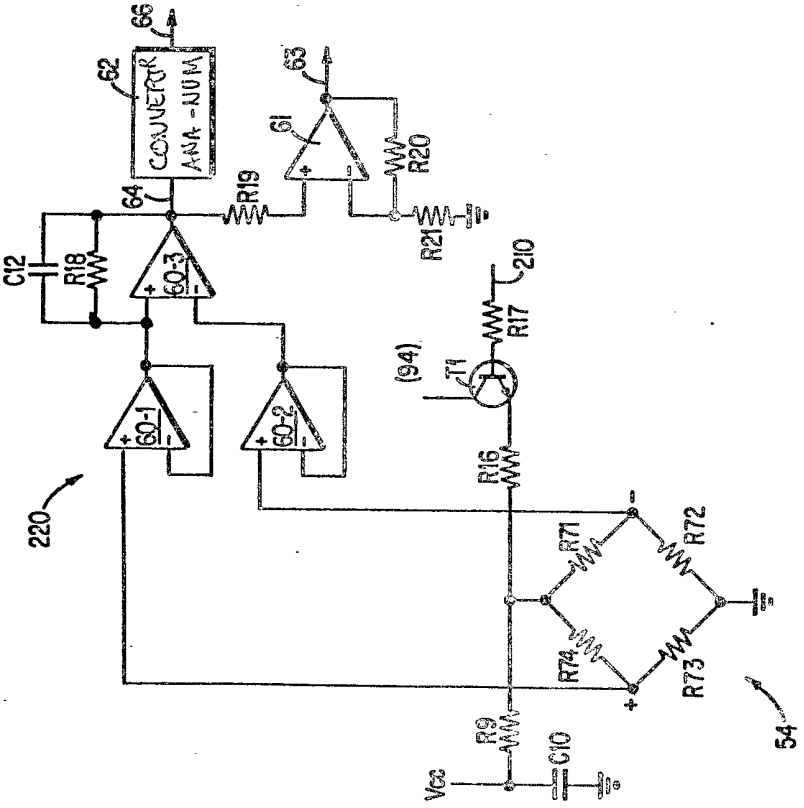


FIG 3



DUPLICATA

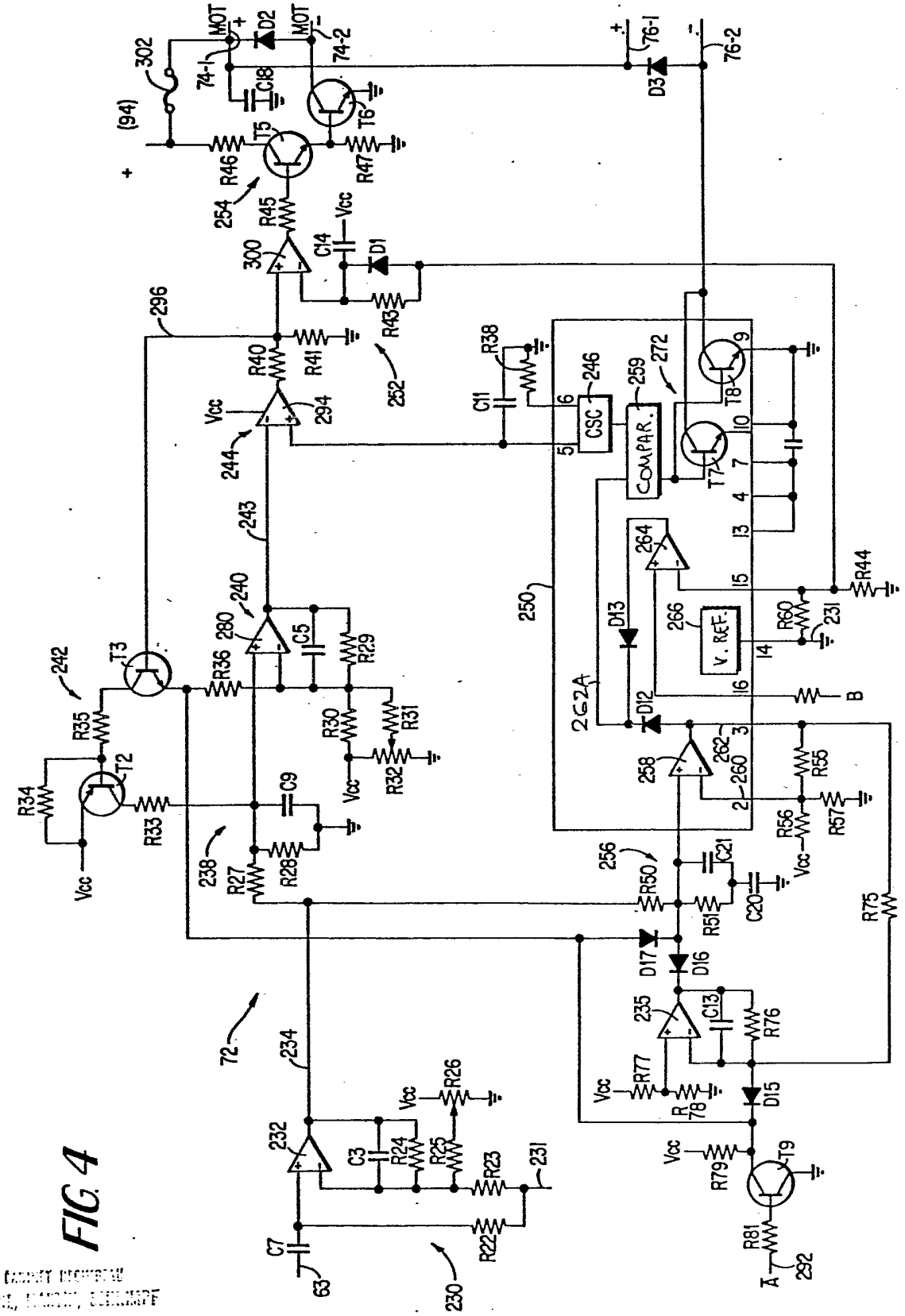


FIG 4

DUBLICATA

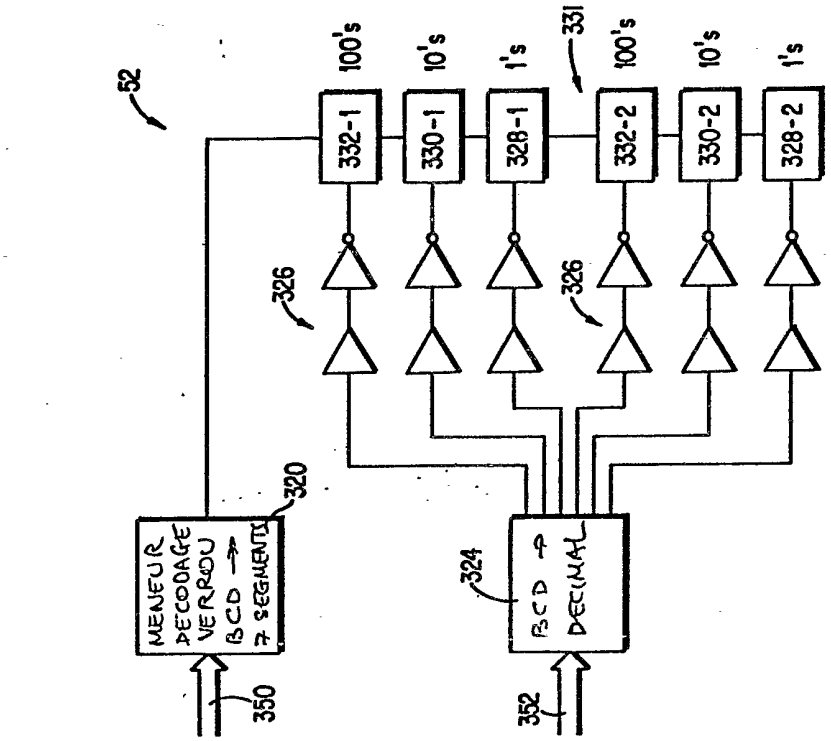


FIG 7

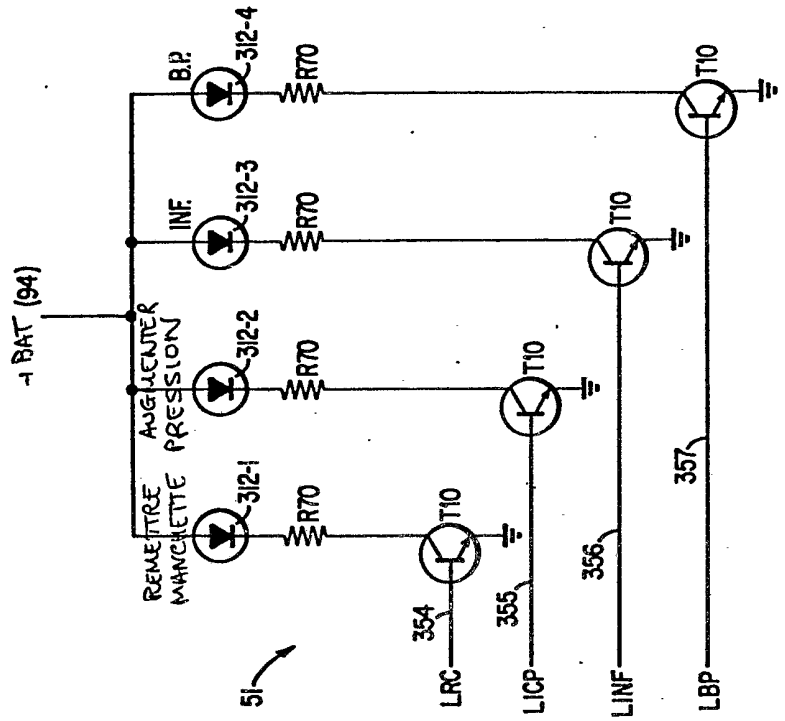


FIG 6

CABINET BEAU DE LOMENIE
CORRE, MARTIN, SCHRAMM
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

2466975

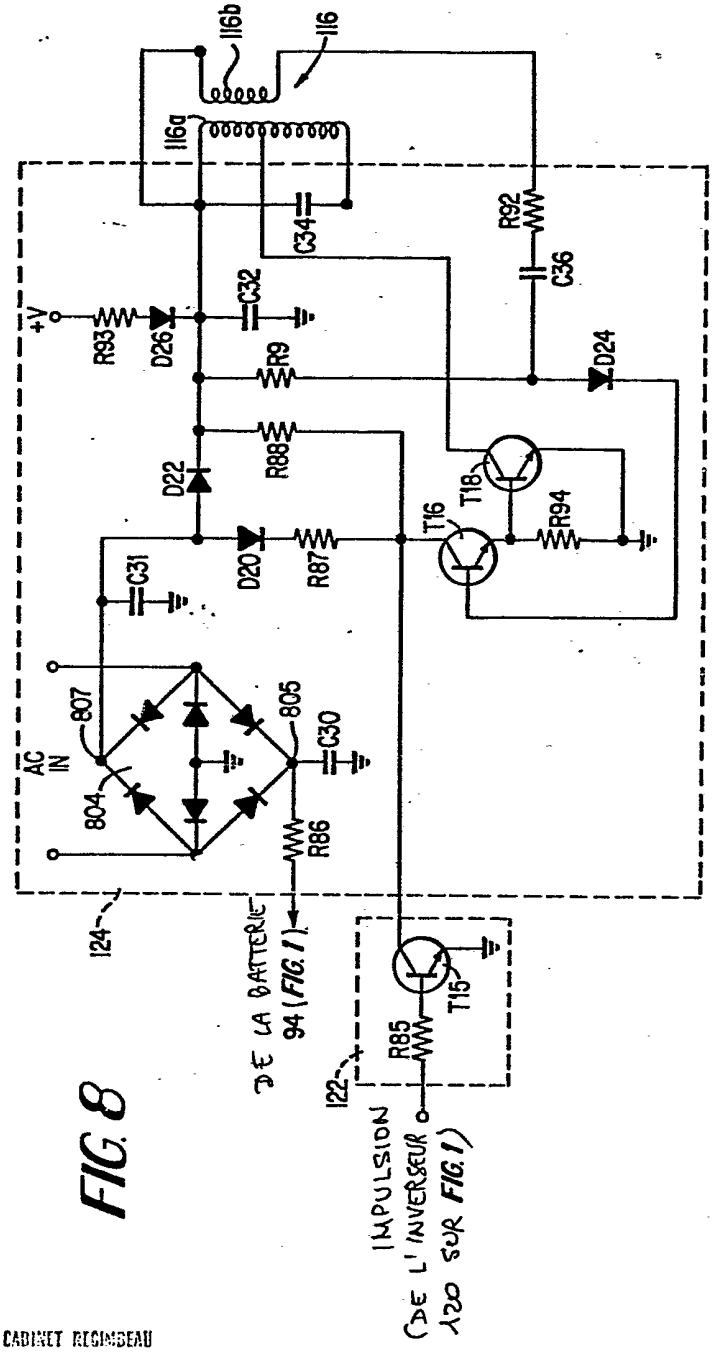


FIG. 8

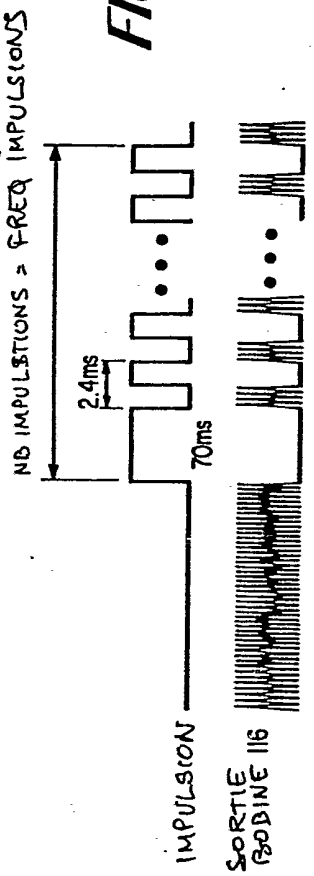


FIG. 9

CABINET REGIMBEAU
COURRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
copie conforme à l'original

FIG 11

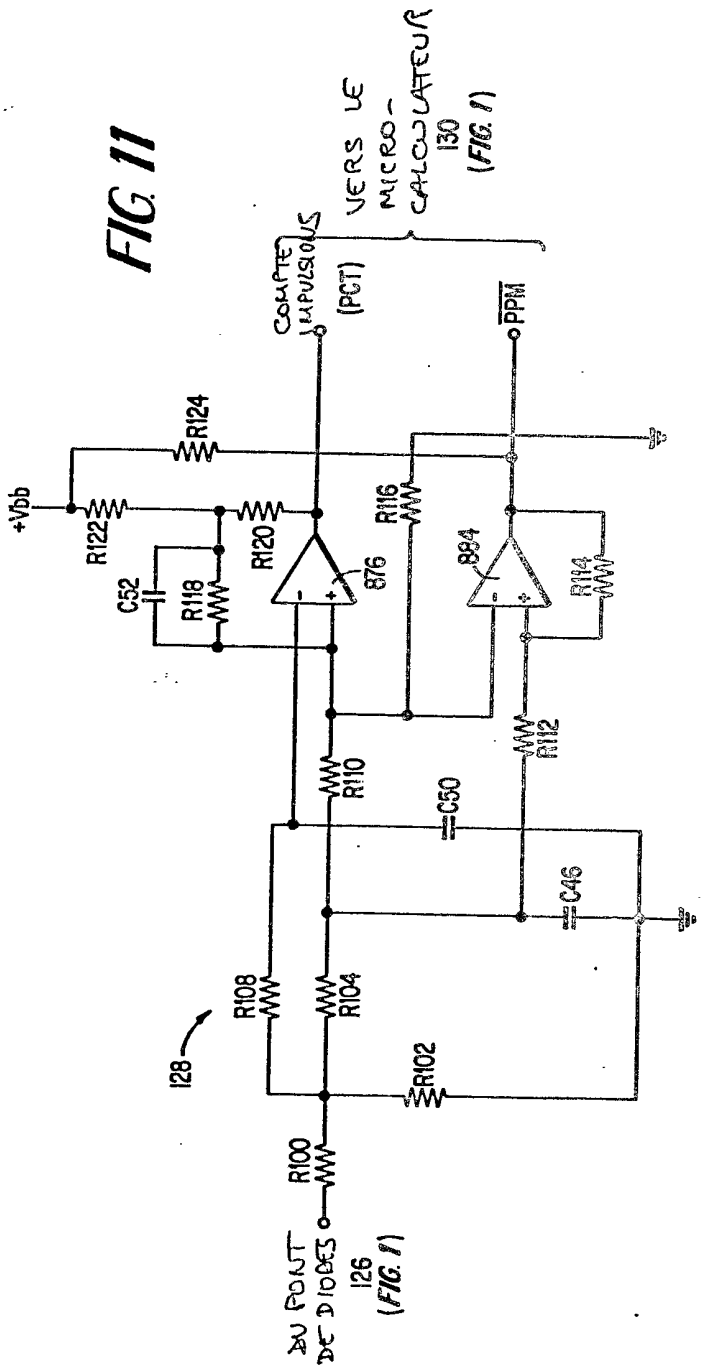
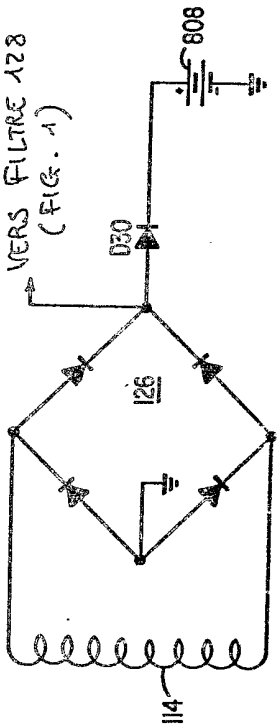


FIG 10



DUPLICATA

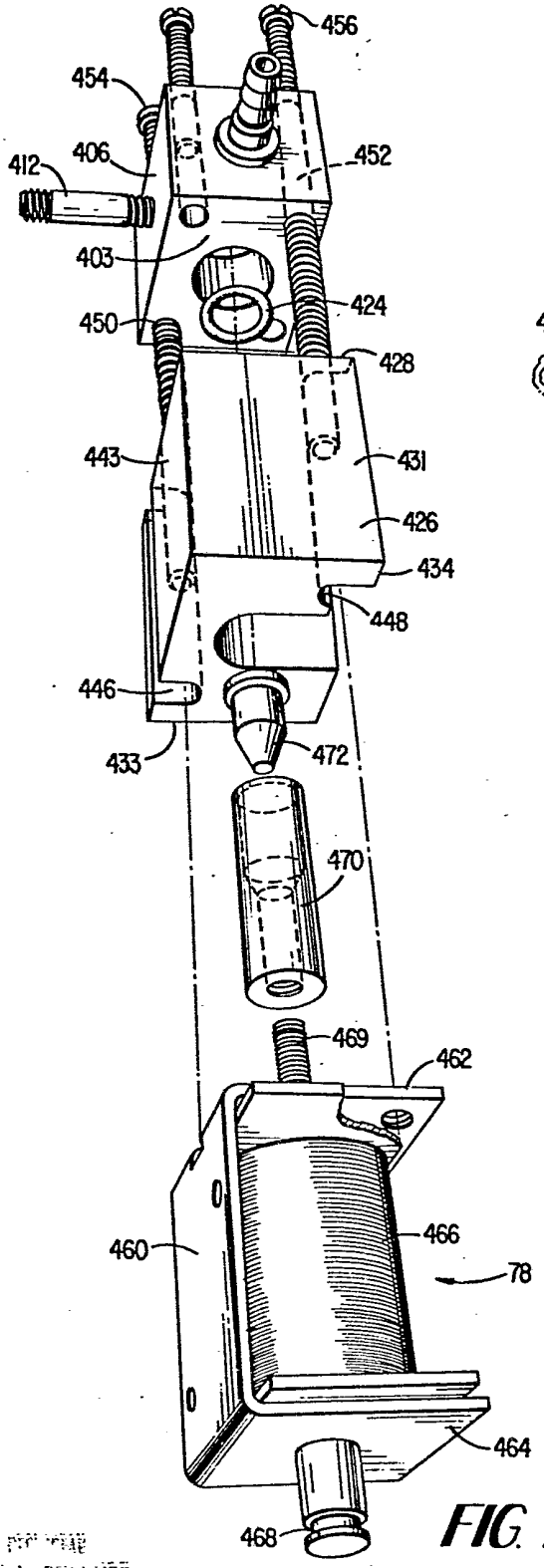


FIG. 12

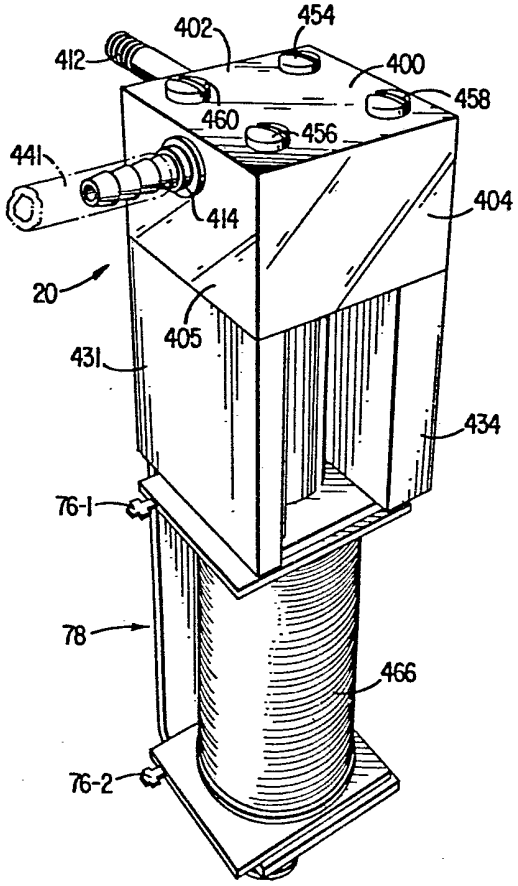


FIG. 13

DUPLICATA

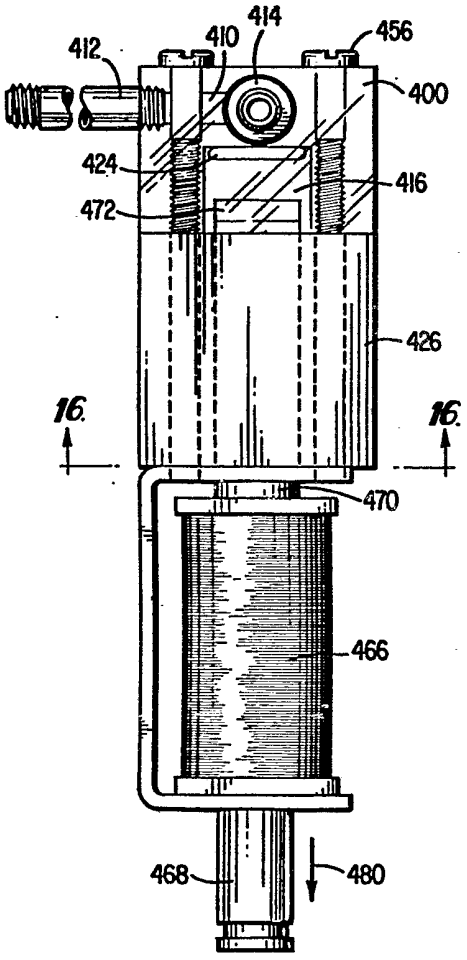


FIG. 14

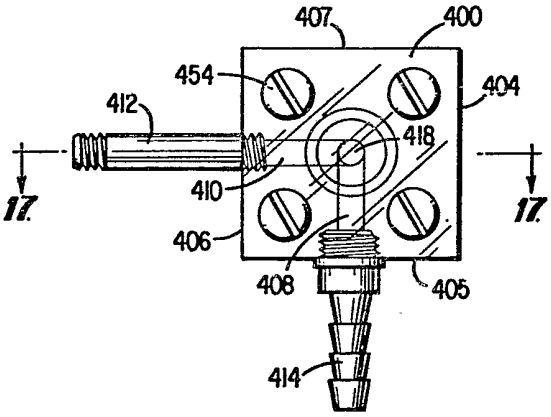


FIG. 15

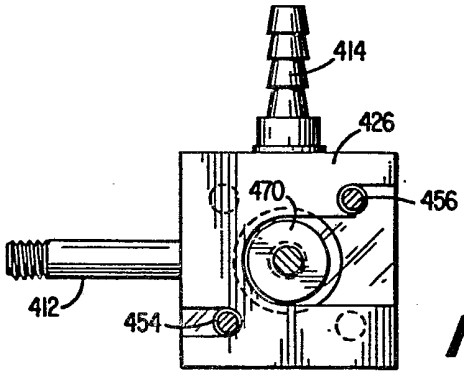


FIG. 16

CABINET REGIMBEAU
CORBEL, PLASSERAUD, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

2466975

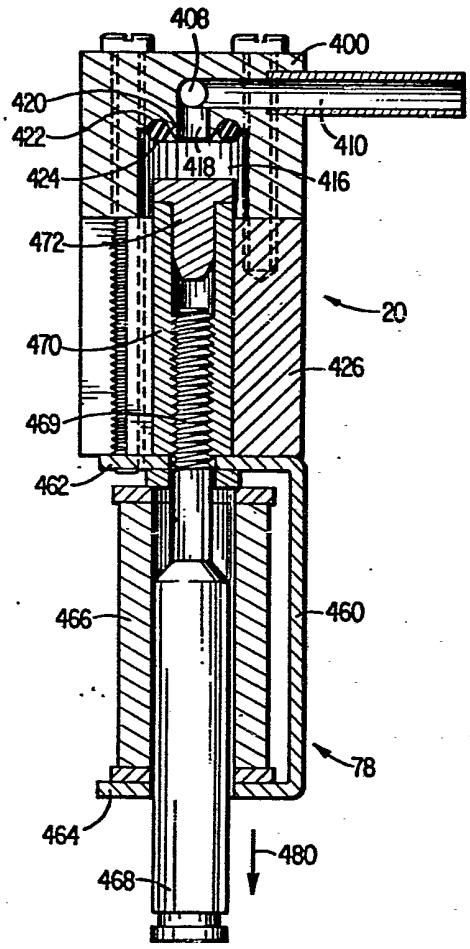


FIG. 17

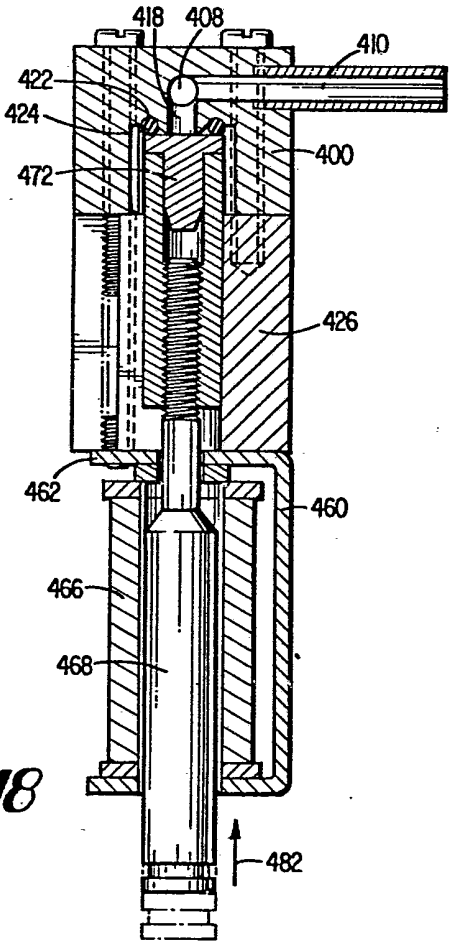


FIG. 18

CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
copie conforme à l'original

2466975

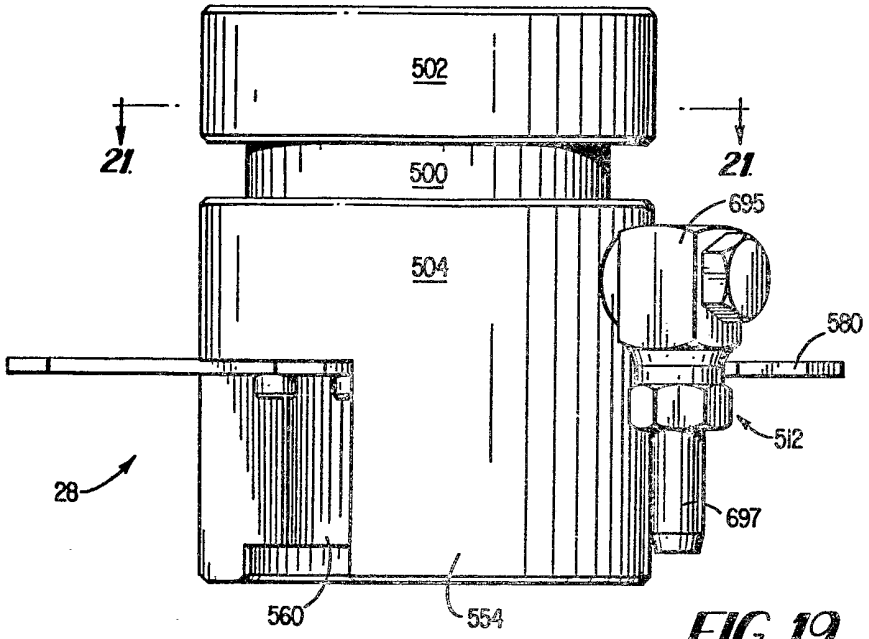


FIG. 19

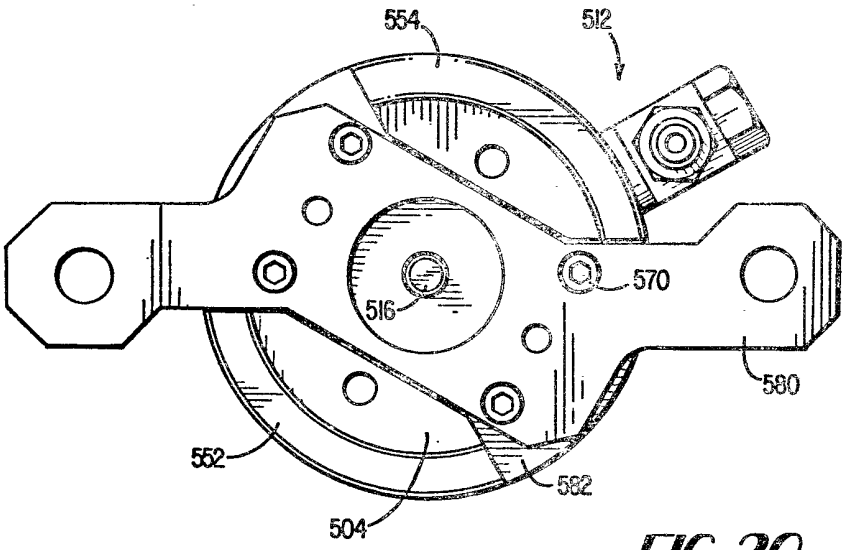
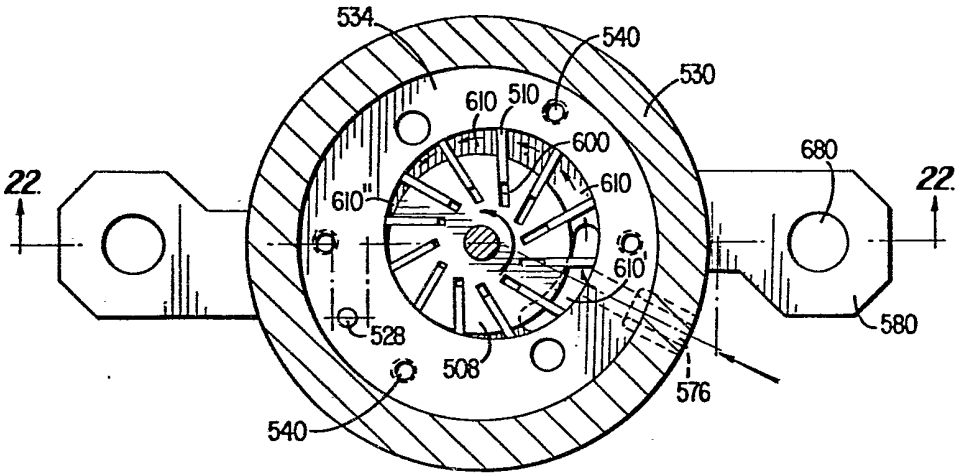


FIG. 20

CABINET RECHMEAU
CORRE, MARTIN, SCHIMPF

FIG 21



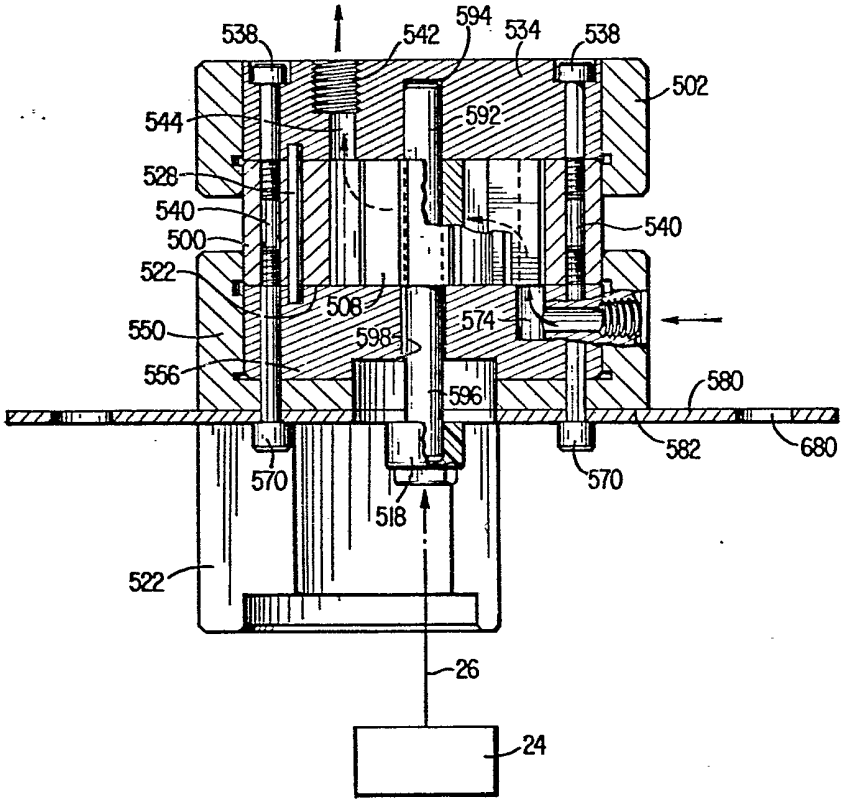


FIG 22

DUPLICATA

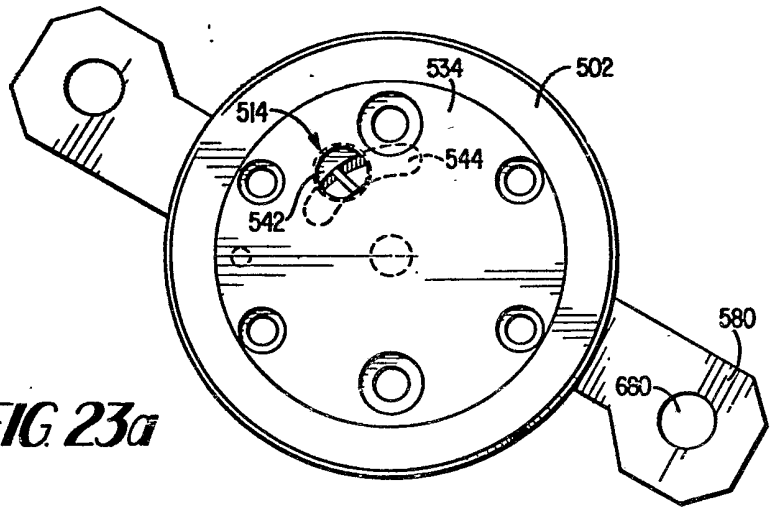


FIG. 23a

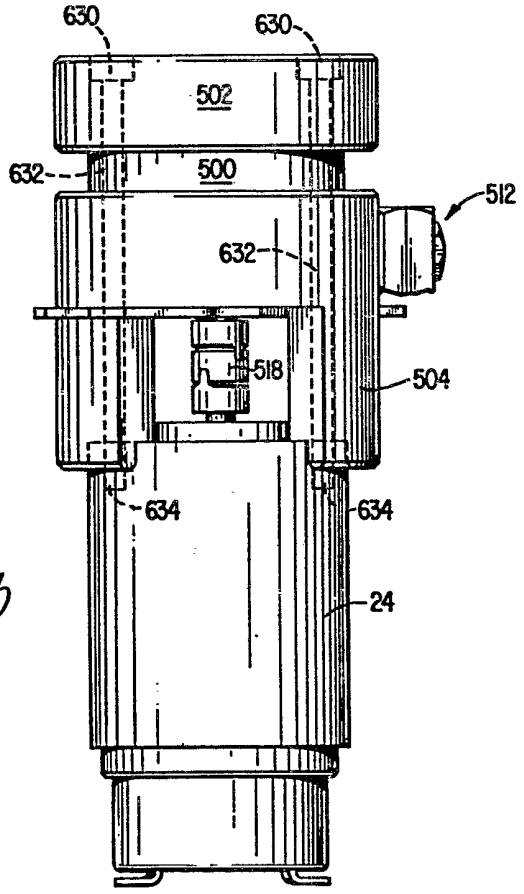


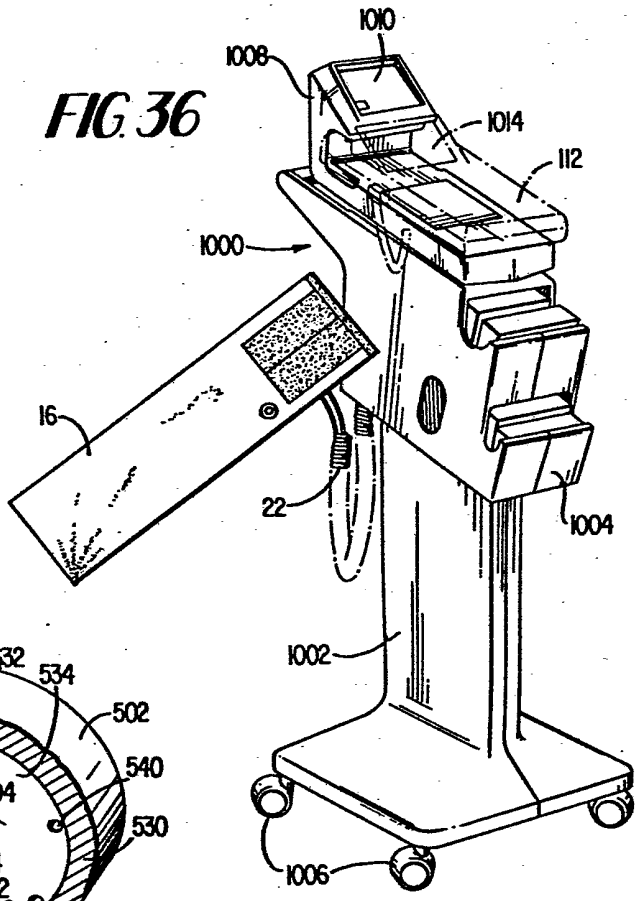
FIG. 23b

CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHIMMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

XIV 129

2466975

FIG. 36



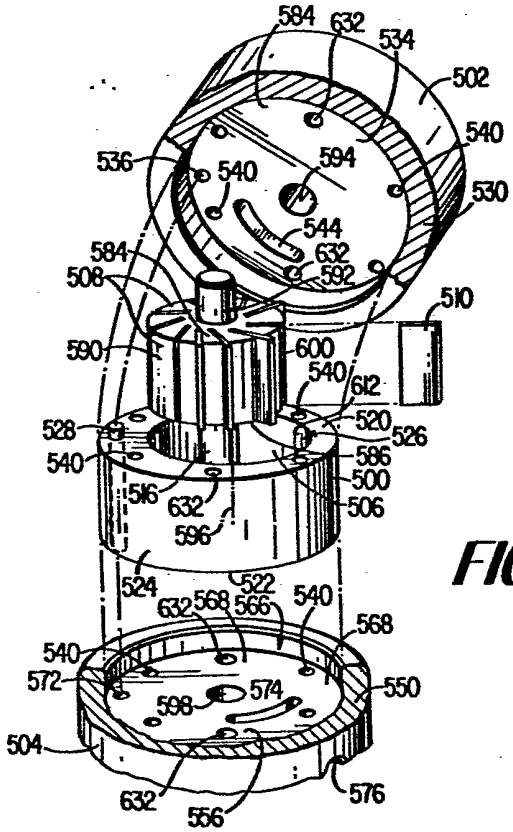
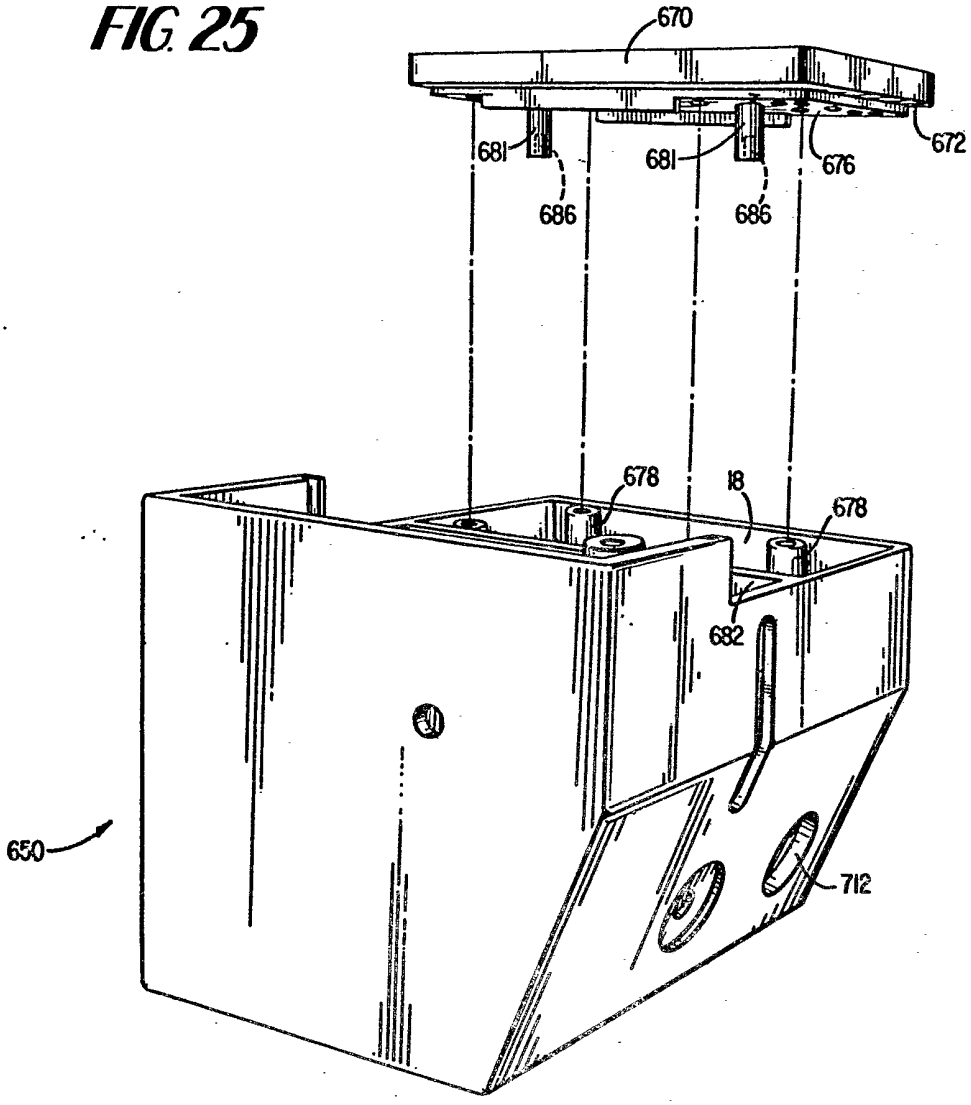


FIG. 24

CABINET REGNIBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

FIG. 25



CABINET REGIMBEAU
CORPS, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

XVI/29

2466975

FIG. 26

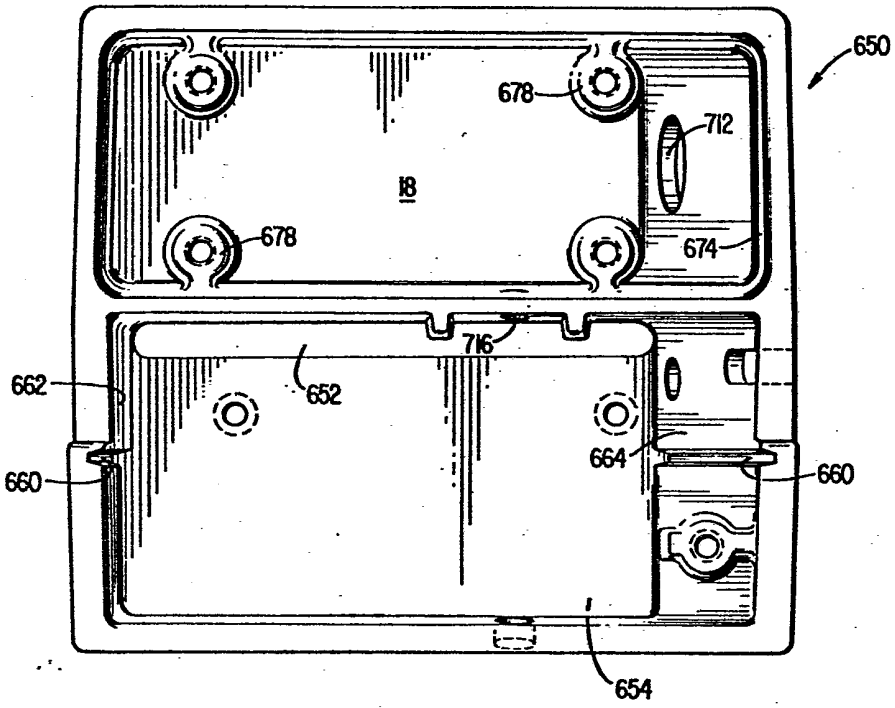
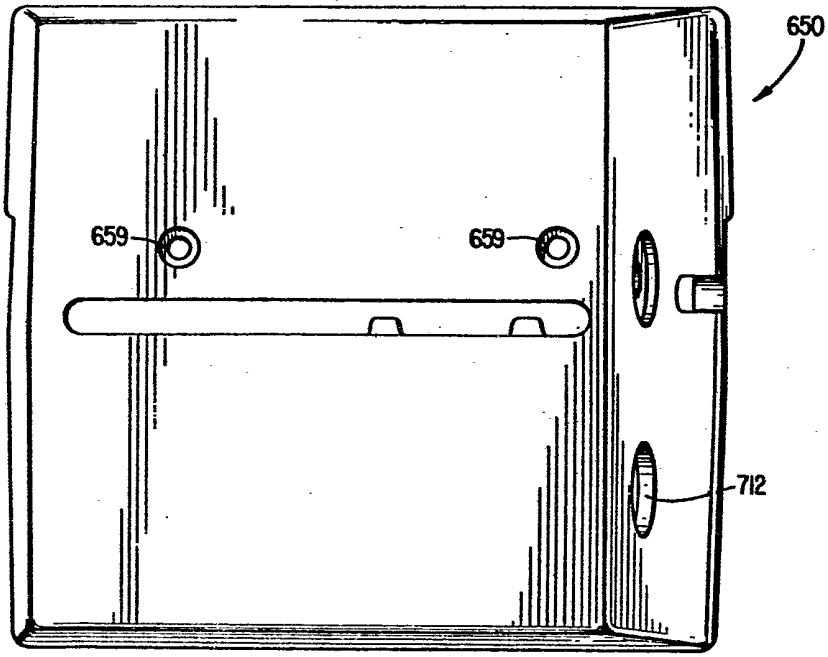


FIG. 27



CABINET REGIMBEAU
...E, M...N, SCHRIMPF
...ICATA
...ine conforme à l'original

2466975

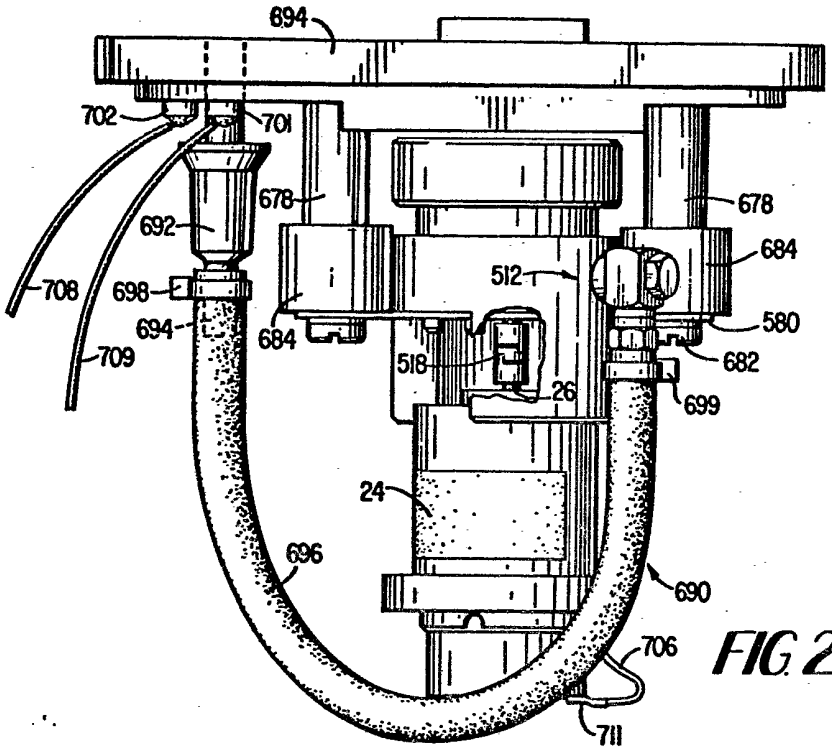


FIG 28

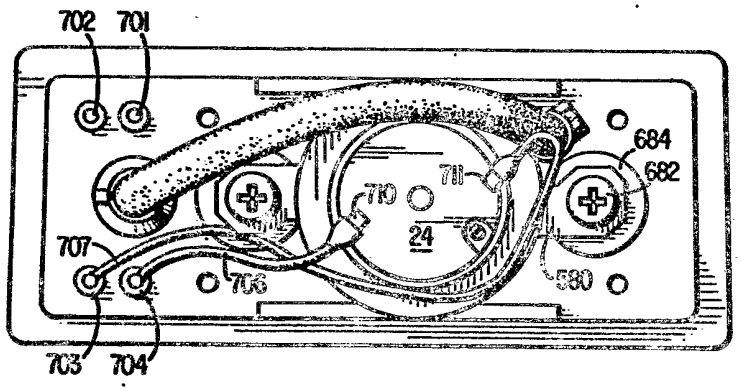


FIG 29

CABINET REGIMBEAU
DUPLICATA

FIG. 31

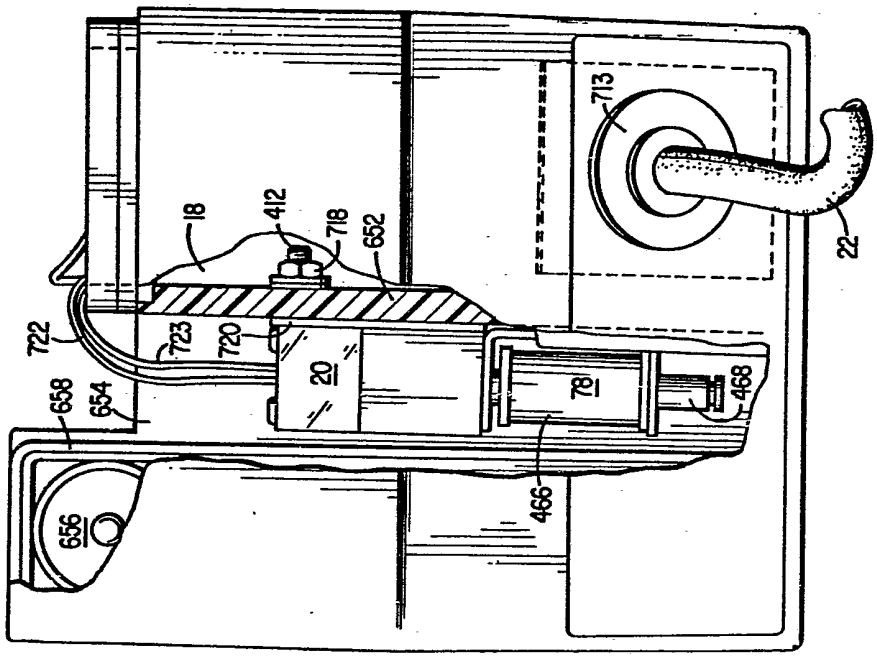
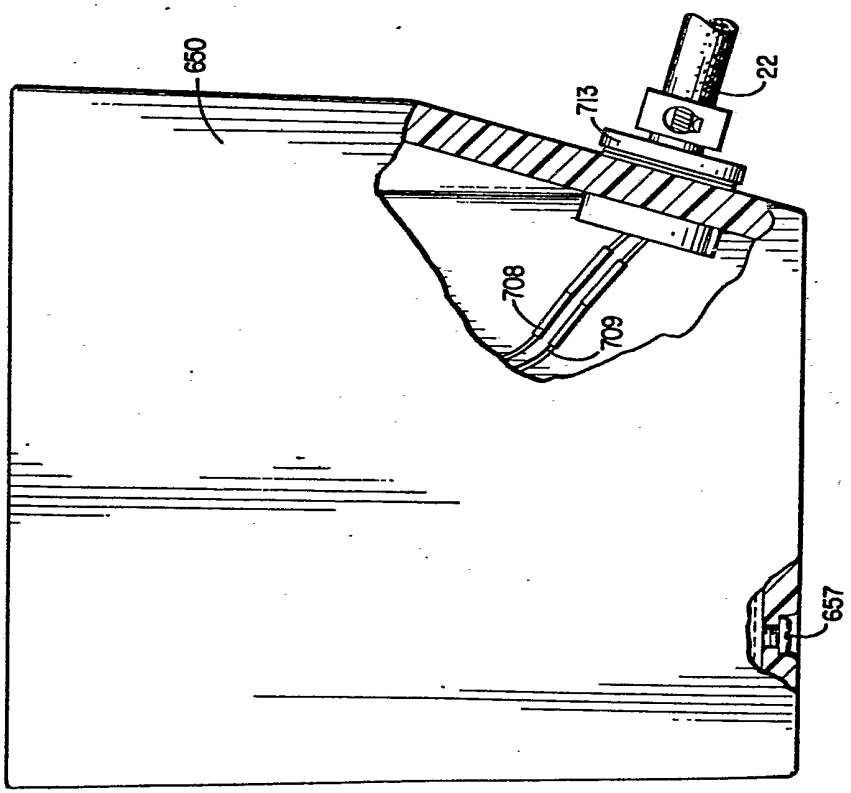


FIG. 30



CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

FIG. 32

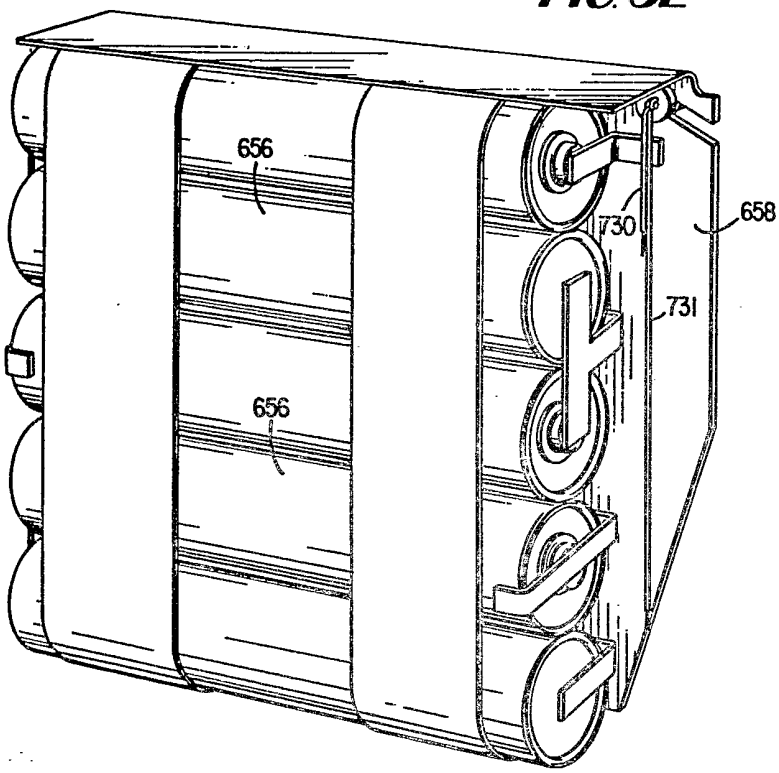


FIG. 33

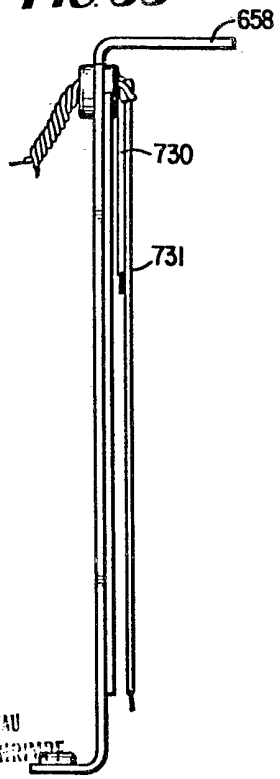
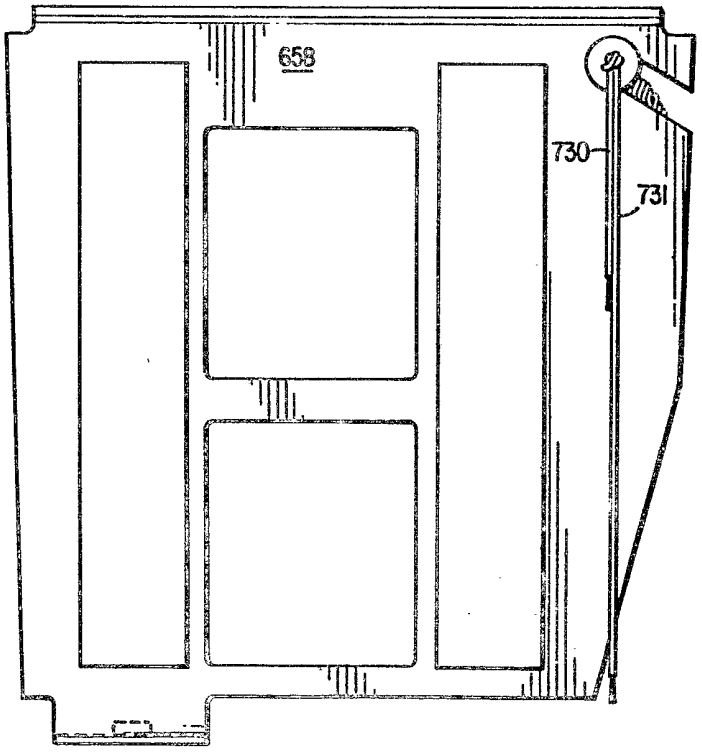


FIG. 34



CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

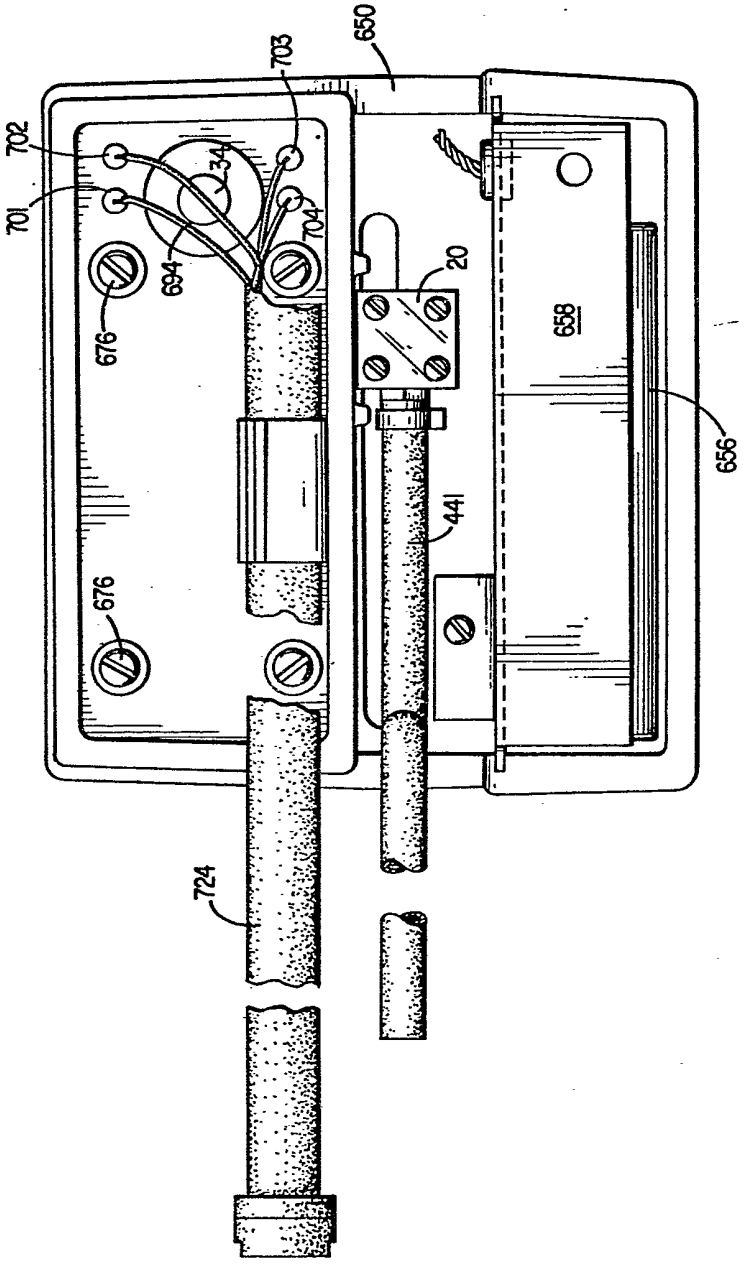


FIG 35

CABINET REGIMBEAU
SCHRIMPF

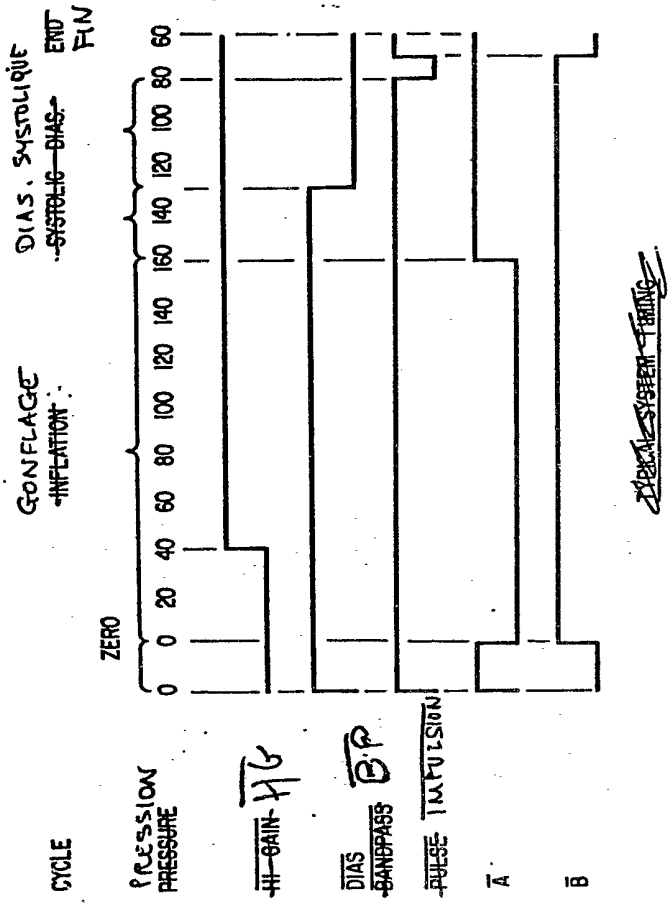


FIG 37

CABINET PEDINIELLI
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

2466975

FIG 38

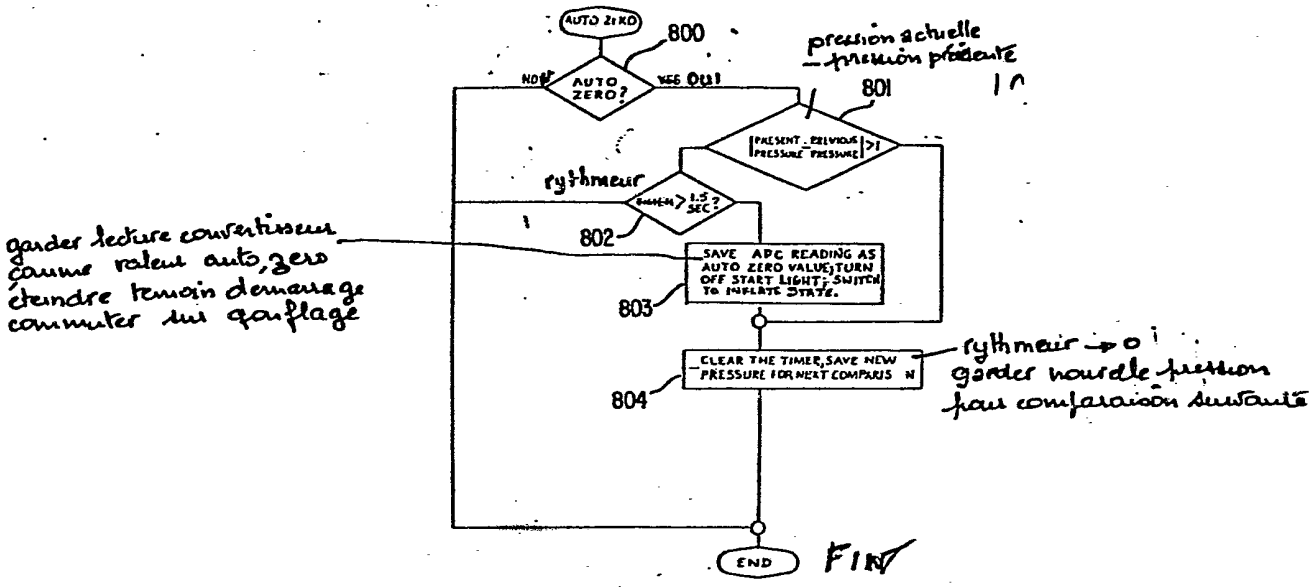
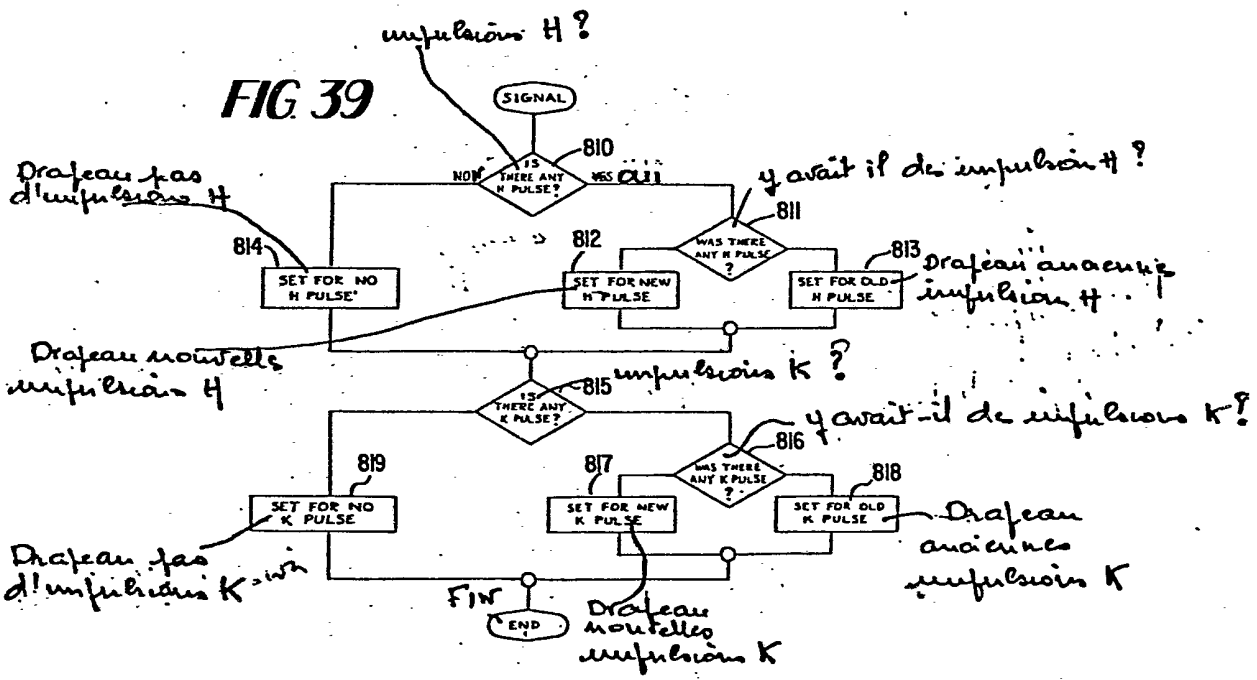


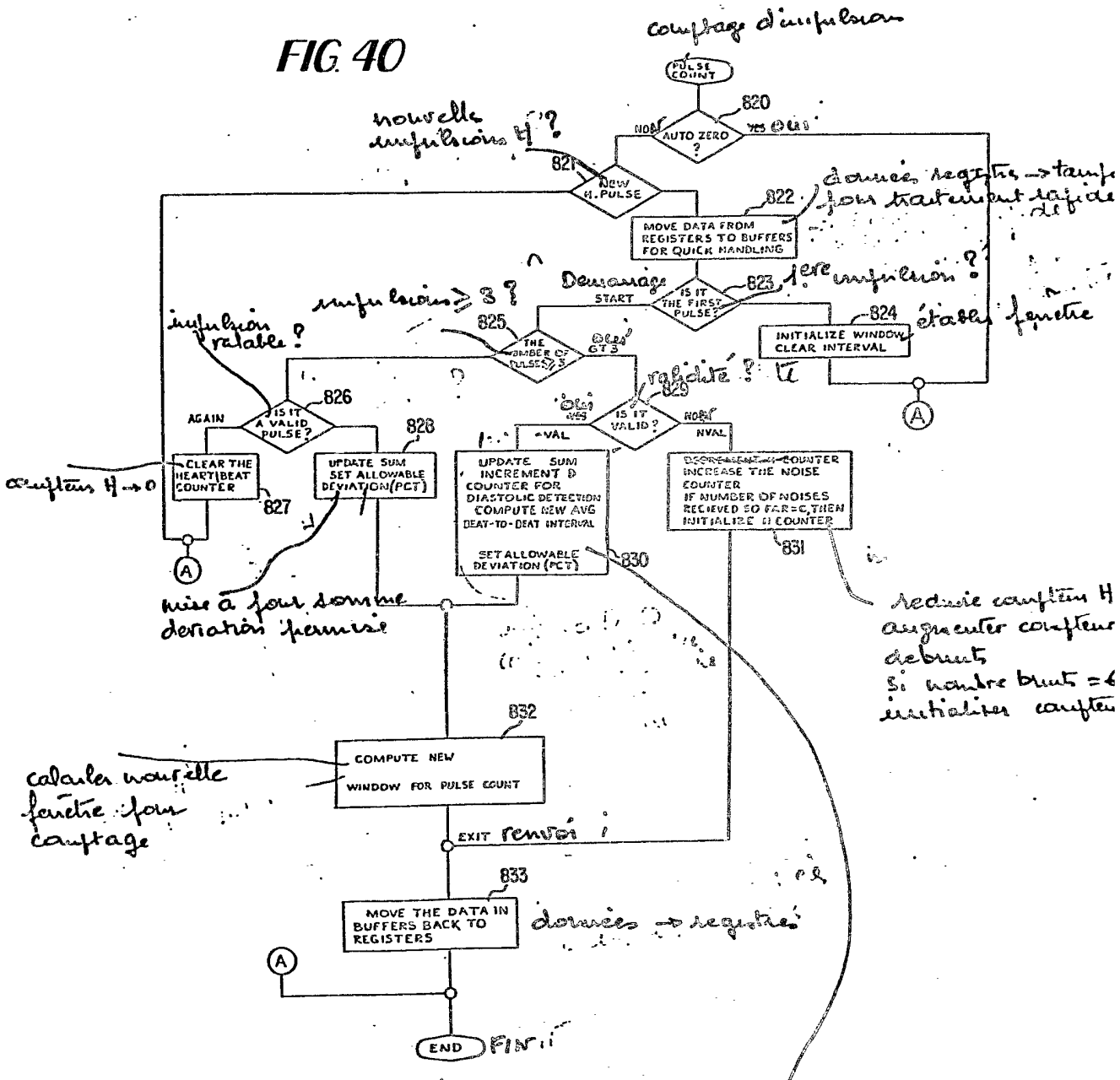
FIG 39



CABINET REGIMBEAU
COHEN, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
Copie conforme à l'original

2466975

FIG. 40

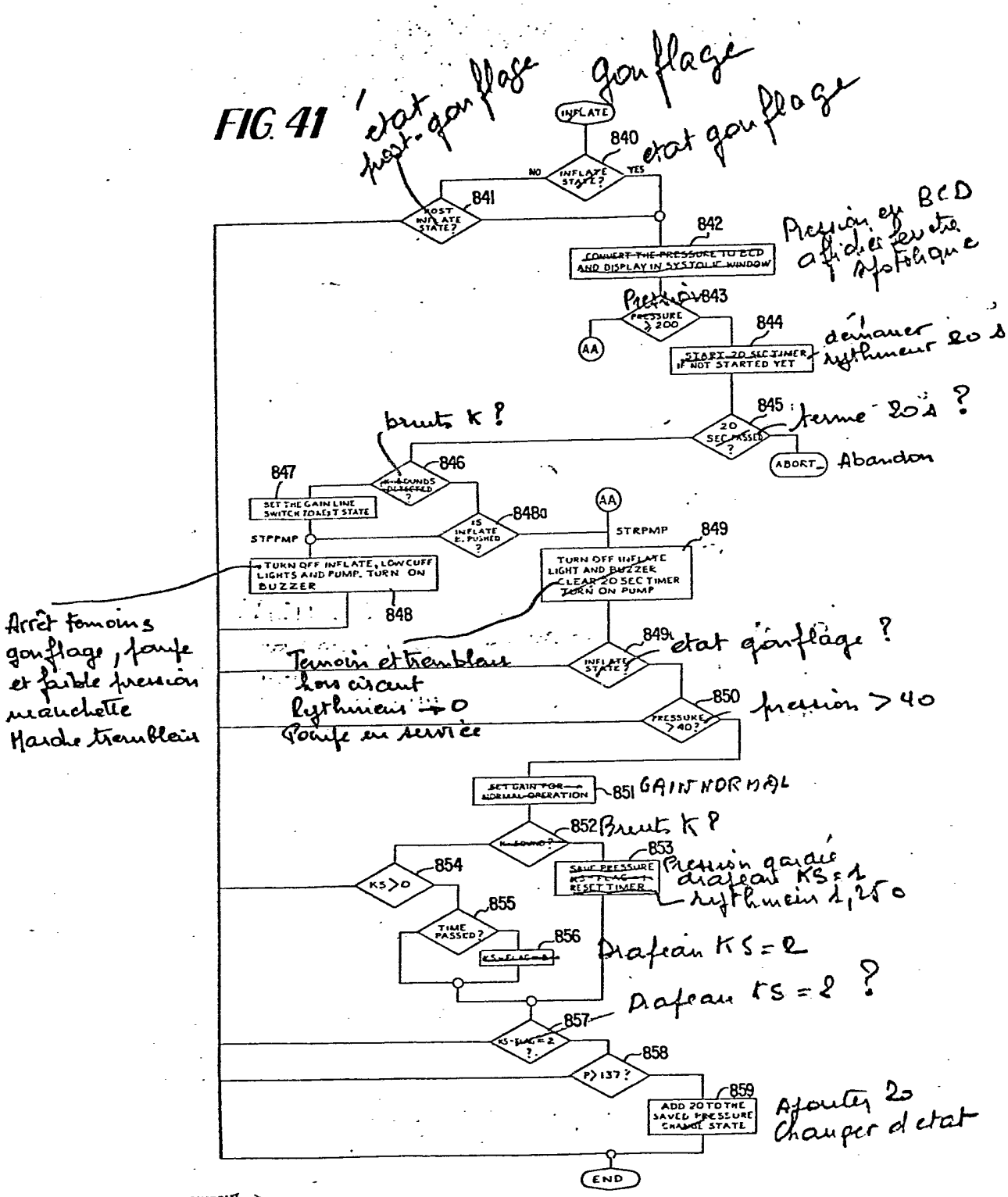


DUPLICATA

xxiy/29

2466975

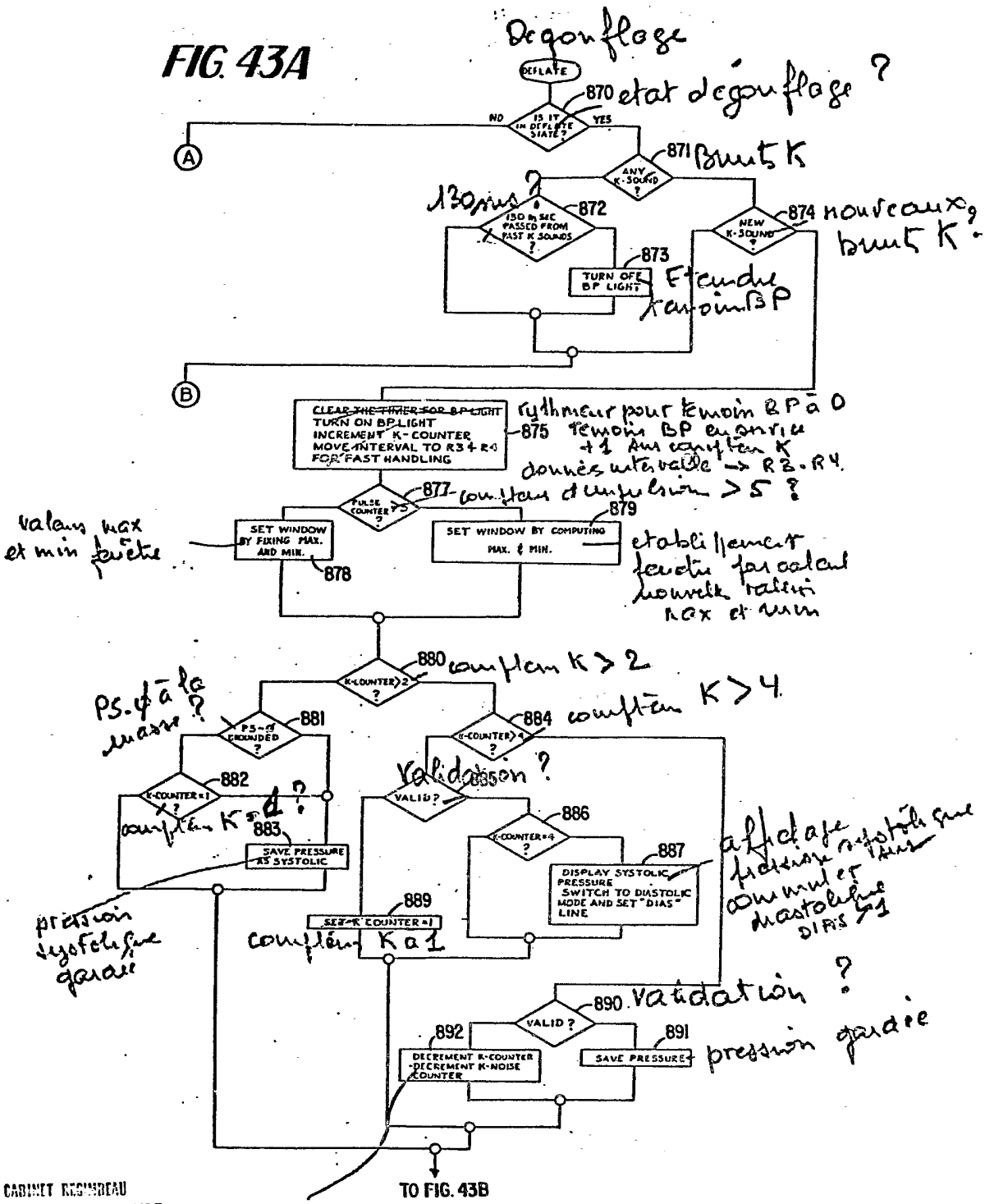
FIG. 41



CABINET REGIMBEAU
DUPLICATA

2466975

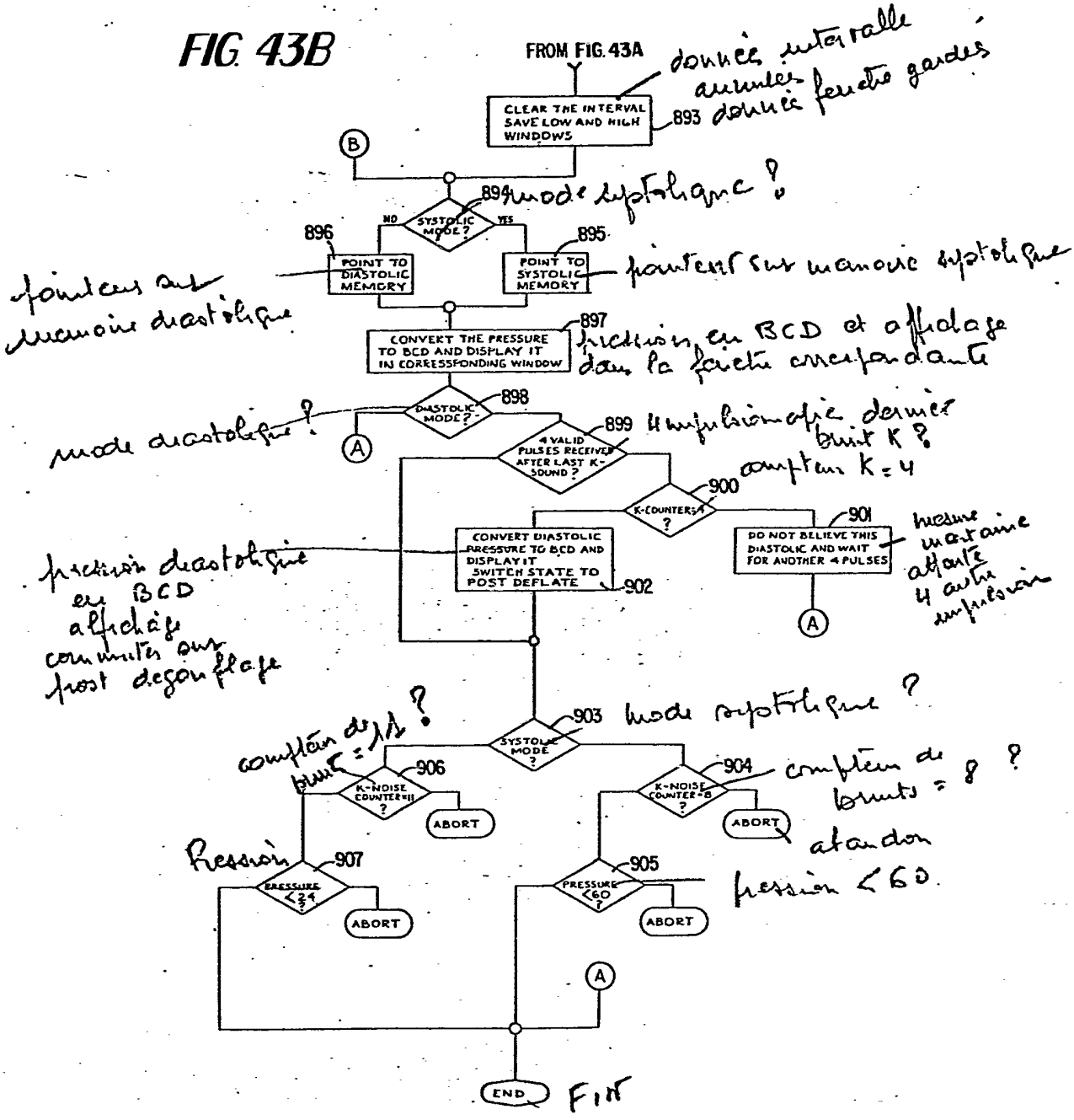
FIG. 43A



CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
conforme à l'original

2466975

FIG. 43B



donnée intervalle annulée fenêtre gardée

mode systolique ?

pointeurs sur mémoire diastolique

pointeurs sur mémoire systolique

pression en BCD et affichage dans la fenêtre correspondante

mode diastolique ?

manipulation depuis dernier bruit K ?

compteur K = 4

pression diastolique en BCD affichage commutés sur post dégonflage

mesure maintenue attente 4 autres impulsions

compteur de bruit = 11 ?

mode systolique ?

compteur de bruits = 8 ?

abandon pression < 60.

Pression

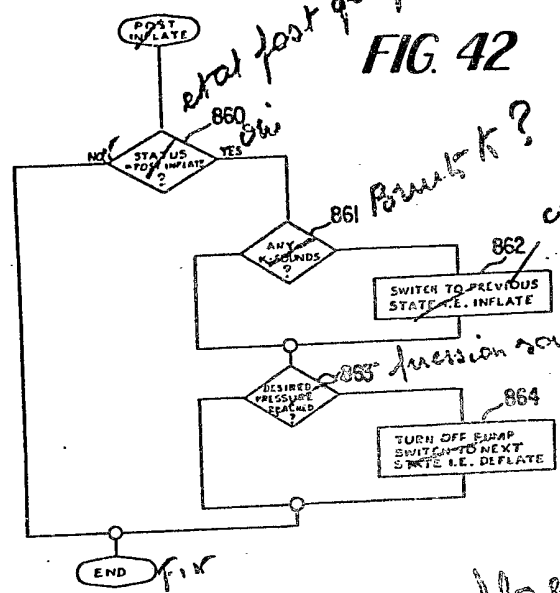
FIN

CABINET REGIMBEAU
CORRE, MARTIN, SCHRIMPF
DUPLICATA
certifié conforme à l'original

2466975

Post gonflage
etat post gonflage ?

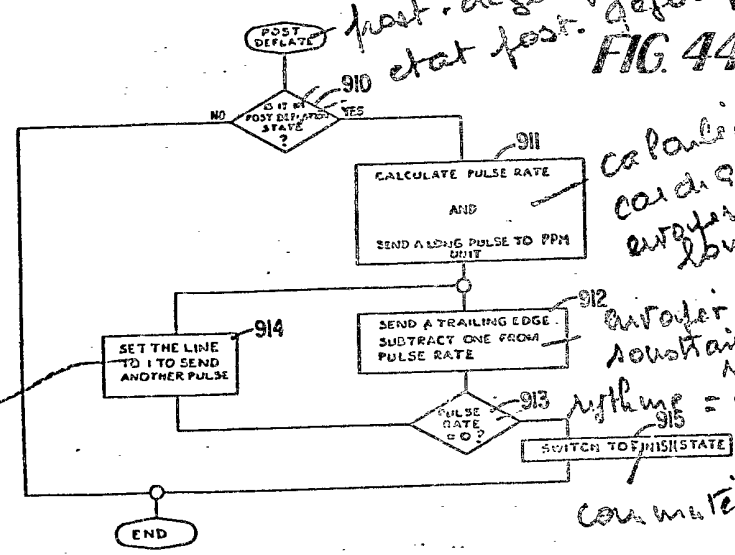
FIG. 42



Oui
Bruits K ?
commuter sur etat gonflage
pression souhaitée adaptée ?
arrêt pompe commuter sur degonflage
Fin

post. degonflage
etat post. degonflage ?

FIG. 44

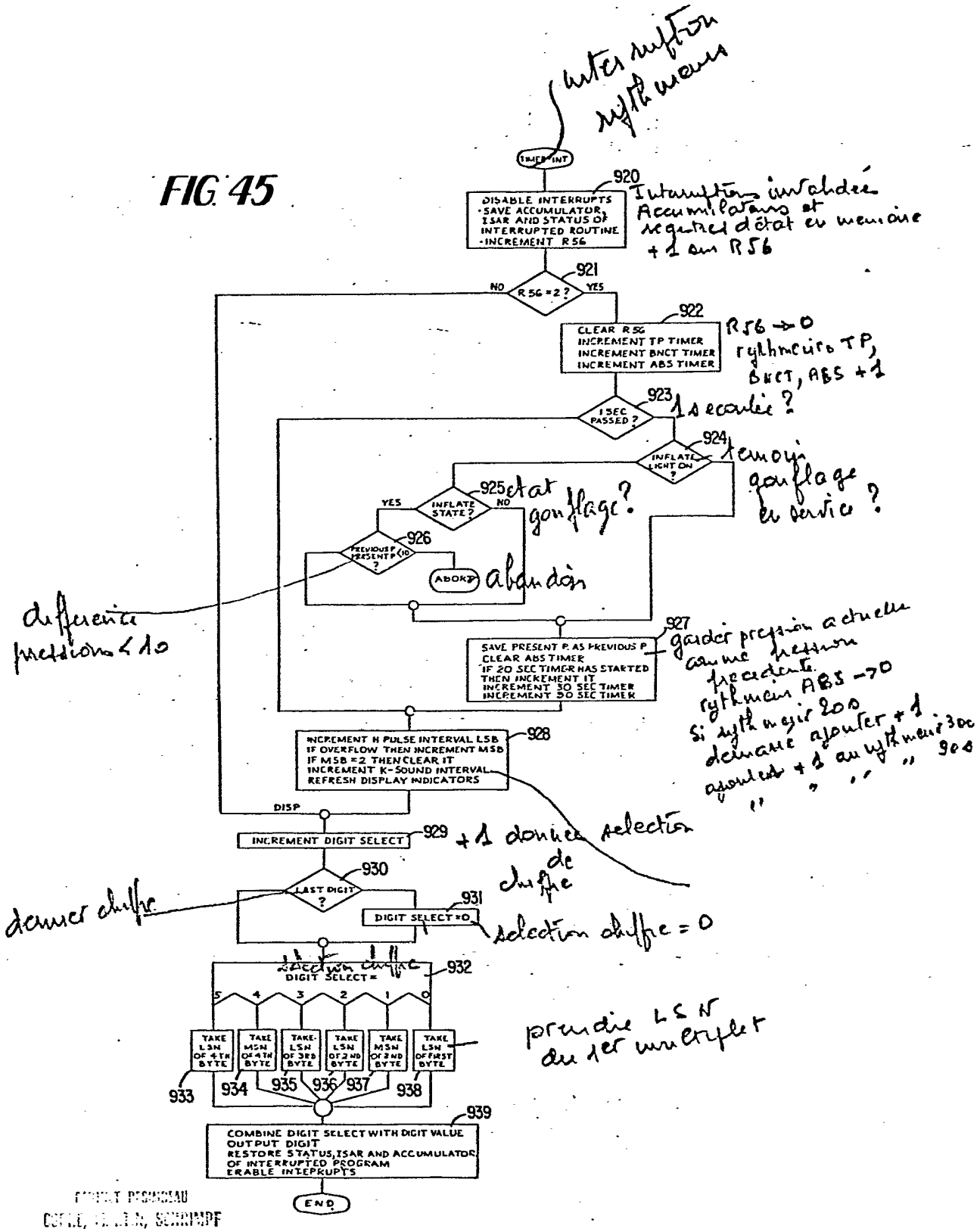


calculer rythme cardiaque et envoyer impulsion longue au circuit 112
envoyer front arrière soustraire 1 du rythme cardiaque
rythme = 0 ?
commuter sur Fin.
conducteur à 1 pour envoi d'une autre impulsion

DUPLICATA
certifié conforme à l'original

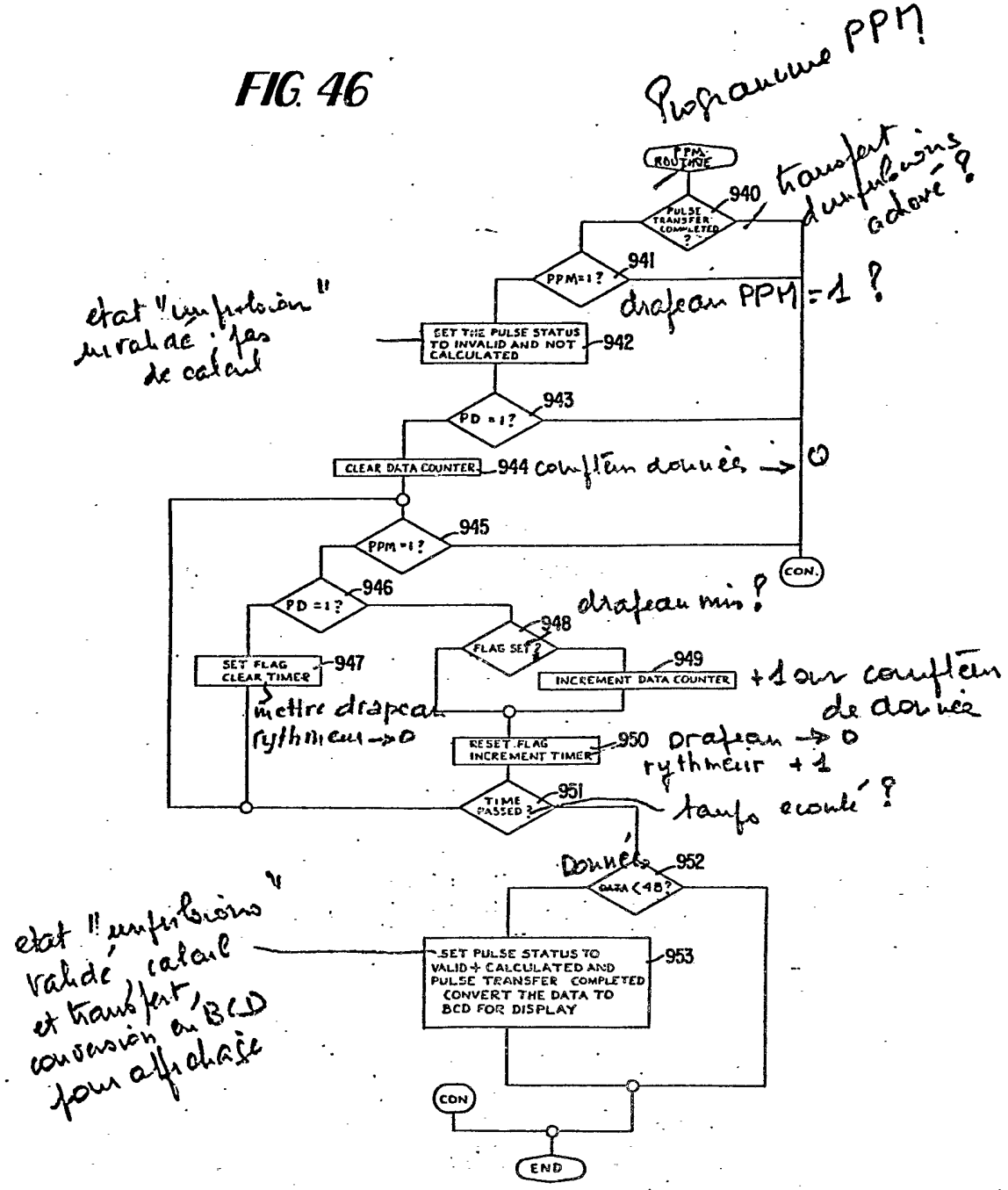
2466975

FIG. 45



DUPLICATA

FIG. 46



DUPLICATA
certifié conforme à l'original