



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11) **EP 1 056 372 B1**

(12) **FASCICULE DE BREVET EUROPEEN**

(45) Date de publication et mention  
de la délivrance du brevet:  
**02.05.2003 Bulletin 2003/18**

(51) Int Cl.7: **A47C 31/12**, A47C 27/08,  
A47C 27/10

(21) Numéro de dépôt: **99902624.8**

(86) Numéro de dépôt international:  
**PCT/FR99/00277**

(22) Date de dépôt: **09.02.1999**

(87) Numéro de publication internationale:  
**WO 99/039613 (12.08.1999 Gazette 1999/32)**

(54) **PROCEDE ET APPAREIL DE SUPPORT D'UN ELEMENT A SUPPORTER, EN PARTICULIER LE CORPS D'UN PATIENT, A SYSTEME INTEGRE D'EQUILIBRE DYNAMIQUE ET AUTOMATIQUE DE PRESSION**

VERFAHREN UND VORRICHTUNG ZUR UNTERSTÜTZUNG EINES PATIENTENKÖRPERS, MIT INTEGRIERTEM DYNAMISCHEM UND AUTOMATISCHEM BALANCIERSYSTEM

METHOD AND APPARATUS FOR SUPPORTING AN OBJECT REQUIRING SUPPORT, IN PARTICULAR A PATIENT'S BODY WITH INTEGRATED SYSTEM FOR DYNAMIC AND AUTOMATIC PRESSURE EQUALISATION

(84) Etats contractants désignés:  
**AT CH DE ES FR GB IT LI NL**

• **CAMUS, Gilles**  
**34070 Montpellier (FR)**

(30) Priorité: **09.02.1998 FR 9801466**

(74) Mandataire: **Portal, Gérard**  
**Cabinet Beau de Loménie**  
**158, rue de l'Université**  
**75340 Paris Cédex 07 (FR)**

(43) Date de publication de la demande:  
**06.12.2000 Bulletin 2000/49**

(73) Titulaire: **Hill-Rom Industries S.A.**  
**34195 Montpellier Cedex 5 (FR)**

(56) Documents cités:  
**EP-A- 0 676 158** **DE-A- 3 804 961**

(72) Inventeurs:  
• **VIARD, Jean-Louis**  
**F-34790 Grabels (FR)**

Il est rappelé que: Dans un délai de neuf mois à compter de la date de publication de la mention de la délivrance du brevet européen, toute personne peut faire opposition au brevet européen délivré, auprès de l'Office européen des brevets. L'opposition doit être formée par écrit et motivée. Elle n'est réputée formée qu'après paiement de la taxe d'opposition. (Art. 99(1) Convention sur le brevet européen).

**EP 1 056 372 B1**

## Description

**[0001]** La présente invention concerne essentiellement un procédé et un appareil de support d'un élément à supporter, en particulier d'un corps d'un patient, à système intégré d'équilibre dynamique et automatique de pression.

**[0002]** On sait que dans la pratique médicale, les pressions d'interface constituent en effet le facteur principal de développement des complications résultant de l'immobilisation prolongée chez le sujet à risque, en particulier des escarres.

**[0003]** Plus généralement, les pressions d'interface représentent également un élément essentiel de la notion de confort.

**[0004]** On a déjà proposé dans l'art antérieur des appareils de support comprenant un dispositif de support proprement dit d'un élément à supporter, en particulier le corps d'un patient, dispositif de support généralement principalement connu sous le nom de matelas. D'autres dispositifs de support sont naturellement les fauteuils, coussins, parties dorsales de sièges.

**[0005]** De tels appareils de support ont par exemple été décrits dans le document EP-A-0 218 301 = US-A-4,873,737 ou encore dans le document EP-A-0676 158 antérieur du déposant. Dans ce document antérieur, le dispositif de support proprement dit comprend au moins une chambre fermée ou à échappement contrôlé, souple, gonflable sous une pression fonction de la distance maximale d'enfoncement autorisée dans le support de l'élément à supporter. De ce fait, des moyens de remplissage et d'évacuation sont prévus pour remplir ou gonfler ladite chambre jusqu'à ramener l'enfoncement en-dessous de la distance maximale d'enfoncement autorisée.

**[0006]** Dans le cadre du document EP-A-0 218 301, il est proposé de modifier la pression lorsque la profondeur d'enfoncement maximale est atteinte, de sorte que l'enfoncement varie en fonction du poids des patients.

**[0007]** Dans le cadre du document plus récent du déposant EP-0 676 158, il a été proposé de réaliser un enfoncement du patient à une profondeur essentiellement constante dans le dispositif de support, tel qu'un matelas, indépendamment du poids d'un patient, afin de laisser pénétrer profondément l'élément à supporter tel que le corps d'un patient dans le dispositif de support pour obtenir une meilleure distribution du poids sur la surface du support, grâce à une solution qui utilise un capteur disposé sur le dispositif de support, tel qu'un matelas, dont le principe est basé sur la variation du coefficient de self-induction d'une bobine, élément à part entière d'un oscillateur.

**[0008]** La présente invention a pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution qui permette de réaliser une régulation dynamique et automatique ou sensiblement automatique de la pression de gonflage d'au moins une chambre prévue dans ou constituant le dispositif de sup-

port, sans faire appel à un dispositif détecteur de type électrique, capacitif ou inductif. L'invention vise donc une solution entièrement différente des solutions antérieurement préconisées, en ouvrant ainsi une nouvelle voie particulièrement avantageuse.

**[0009]** La présente invention a encore pour but de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution qui permette de réaliser une régulation dynamique et automatique ou sensiblement automatique de la pression de gonflage d'au moins une chambre prévue dans ou constituant le dispositif de support, en fonction du poids des caractéristiques morphologiques du corps à supporter, par la comparaison de la pression existant dans ladite chambre à celle restituée par un capteur approprié et coopérant avec ladite chambre de manière à donner une image cohérente des forces qui y sont appliquées et de leur variation dans le but d'amener le corps à supporter à une position d'équilibre optimale du point de vue des pressions d'interface s'exerçant sur ledit corps à un instant donné.

**[0010]** D'autre part, la présente invention a également pour but principal de résoudre le nouveau problème technique précité par l'emploi d'une solution simple, économiquement peu coûteuse, permettant ainsi de réduire le coût de fabrication et fonctionnement.

**[0011]** La présente invention a encore pour but de résoudre les nouveaux problèmes techniques énoncés ci-dessus, de manière à fournir une solution performante dont les caractéristiques techniques et physiques, notamment l'épaisseur, sont telles qu'elles soient utilisables dans tout dispositif de support, en particulier des matelas y compris les surmatelas, également les coussins et les fauteuils, voire dans d'autres types d'applications comme, par exemple, le levage et la mesure.

**[0012]** La présente invention a encore pour but principal de résoudre le nouveau problème technique consistant en la fourniture d'une solution permettant avantageusement d'intégrer un système de régulation en pression performante dans une épaisseur limitée, de manière fiable, sûre, facile à mettre en oeuvre, économique et utilisable à l'échelle industrielle et médicale.

**[0013]** Ainsi, selon un premier aspect, la présente invention fournit un procédé de régulation dynamique et sensiblement automatique ou automatique de la pression de gonflage d'au moins une première chambre souple, gonflable prévue dans ou constituant un dispositif de support, en particulier un matelas, un surmatelas, un fauteuil, un coussin ou un dossier de siège, comprenant une étape de détection de la pression de gonflage à un instant donné, dite  $P_1(t)$  de ladite chambre, et une étape de correction de cette pression  $P_1(t)$ , en fonction de caractéristiques de support prédéterminées, caractérisé en ce qu'on prévoit au moins un capteur physique de pression, comprenant au moins une deuxième chambre gonflable gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ , en ce qu'on dispose ledit capteur relativement audit dispositif de support de manière à ce que la deuxième chambre dudit capteur ait sa pression influencée par un

changement de pression dans la première chambre du dispositif de support ; en ce qu'on détecte la valeur de pression instantanée à un instant donné dite  $P_2(t)$  dans la deuxième chambre du capteur, en ce qu'on compare la pression mesurée dans la première chambre  $P_1(t)$  avec la pression mesurée dans la deuxième chambre  $P_2(t)$  et en ce qu'on procède éventuellement à une correction de pression dans la première chambre lorsque l'écart de pression mesuré est supérieur à une valeur de pression de consigne ou une plage de valeur de pression de consigne prédéterminée.

**[0014]** Selon un mode de réalisation avantageux de l'invention, le capteur présente au moins une deuxième chambre ayant un volume sensiblement constant.

**[0015]** Selon encore un autre mode de réalisation avantageux de l'invention, la pression initiale de gonflage de la deuxième chambre du capteur est fixée à une valeur prédéterminée et on laisse ensuite librement évoluer cette pression en fonction de l'influence de modifications de pression dans la première chambre du dispositif de support. De préférence, la pression initiale de la deuxième chambre du capteur est égale ou sensiblement égale à la pression atmosphérique.

**[0016]** Selon encore un mode de réalisation avantageux de l'invention, le capteur comprenant la deuxième chambre précitée est disposé sous le dispositif de support comprenant au moins ladite première chambre.

**[0017]** Selon encore un autre mode de réalisation avantageux du procédé selon l'invention, on corrige la pression  $P_1(t)$  dans la première chambre lorsque cette pression  $P_1(t)$  s'écarte d'une valeur ou d'une plage de valeur prédéterminée de la pression  $P_2(t)$  de la deuxième chambre servant de pression de consigne.

**[0018]** Selon un deuxième aspect, la présente invention concerne aussi un appareil de support à régulation dynamique et sensiblement automatique ou automatique de la pression de gonflage  $P_1$  d'au moins une première chambre souple, gonflable d'un dispositif de support d'un élément à supporter, en particulier le corps d'un patient, des moyens de détection de la pression dans ladite première chambre ; et des moyens de commande de moyens de correction de la pression dans ladite première chambre en fonction de caractéristiques de pression prédéterminées, comprenant des premiers moyens de gonflage/dégonflage de ladite chambre du dispositif de support à une pression variable, incluant une pression initiale prédéterminée, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un capteur physique de pression comprenant au moins une deuxième chambre gonflable, gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ , ledit capteur étant disposé de manière à avoir la pression de sa deuxième chambre influencée par un changement de pression dans la première chambre ; des moyens de comparaison de la pression  $P_1$  dans ladite première chambre avec la pression  $P_2$  dans ladite deuxième chambre, lesdits moyens de commande commandant éventuellement les moyens de correction de la pression dans ladite première chambre lorsque l'écart

de pression est différent d'une valeur de pression de consigne prédéterminée ou d'une plage de valeur de pression de consigne prédéterminée.

**[0019]** Divers modes de réalisation avantageux de l'appareil résultent des sous-revendications d'appareil et également des modes de réalisation avantageux du procédé précédemment énoncé, ainsi que de la description suivante qui fait partie intégrante de la présente invention.

**[0020]** On comprend ainsi que l'invention permet de résoudre l'ensemble des problèmes techniques précédemment énoncés d'une manière fiable, sure, facile à mettre en oeuvre, économique et utilisable à l'échelle industrielle et médicale. En outre, l'invention fournit une solution permettant avantageusement d'intégrer les divers moyens ou dispositifs de l'invention dans un système de régulation en pression performant dans une épaisseur limitée, en permettant ainsi de limiter à son tour l'encombrement global de l'appareil de support.

**[0021]** D'autres buts, caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront clairement à la lumière de la description explicative qui va suivre faite en référence à un mode de réalisation actuellement préféré de l'invention donné simplement à titre d'illustration et qui ne saurait donc en aucune façon limiter la portée de l'invention.

**[0022]** Dans le cadre de la présente description et des revendications, la pression est la pression atmosphérique et la température est la température ambiante, sauf indication contraire. Dans les dessins :

- La figure 1 représente schématiquement un mode de réalisation actuellement préféré d'un appareil de support selon la présente invention, comprenant un dispositif de support à chambre unique ;
- la figure 2 représente une vue de détail de dessus du capteur et du système électronique comprenant des moyens de détection et de comparaison de pression associés, selon une ligne de trace II-II de la figure 1 ;
- la figure 3 représente une vue schématique des moyens 30 de commande de l'appareil ;
- la figure 4 représente le circuit électronique de l'appareil de régulation dynamique et sensiblement automatique ou automatique de la pression dans le dispositif de support mettant en oeuvre les fonctions définies à la figure 3 ;
- la figure 5 représente une courbe de réaction en pression séparée du matelas constituant ici le dispositif de support 12,  $P_1$ , en ordonnées, en unité de pouce d'eau équivalente à 2,54 mbars, en fonction de la charge appliquée directement au centre du capteur de pression 50 exprimée en kilogramme, rapportée en abscisse, le capteur 50 étant physiquement désacouplé du matelas 12 ;
- la figure 6 représente une courbe analogue à la figure 5, du capteur 50 ayant une hauteur initiale à 30 mm et gonflé à une pression initiale de 1,0 pouce

$H_2O = 2,54$  mbars, en fonction de la charge en kilogramme exprimée en abscisse, appliquée directement au centre du capteur 50 ;

- la figure 7 est une courbe de pression analogue à celle des figures 5 et 6 mais représentant en ordonnée les valeurs de pression  $P_1$  du matelas 12 obtenues à la figure 4 en fonction des valeurs de pression  $P_2$  du capteur 50 obtenues à la figure 5, en abscisse, avec pour paramètre la charge appliquée sur le capteur 50, soit  $P_1 = f(P_2)$  ;
- la figure 8 représente la valeur de pression dynamique  $P_1$  ou  $P_2$  de réponse respectivement du matelas 12 ou du capteur 50, exprimée en ordonnée en pouce d'eau équivalente à 2,54 mbars, en fonction de la charge réelle appliquée sur le matelas formant le dispositif de support 12, telle qu'ici un patient H appliquant par le poids de son corps une charge exprimée en kilogramme et en abscisse avec un premier point de mesure à une pression initiale de 1,4 pouces de  $H_2O = 1.4 \times 2,54$  mbars ; et
- la figure 9 représente des courbes de réponse obtenues au fonctionnement réel pour différents angles de la partie relève-dos d'un lit articulé à  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  et  $60^\circ$ , et pour toutes les masses corporelles de 50 à 100 kg, avec des pressions d'interface  $P_1$  dans la chambre 14 du matelas dont les valeurs montrent l'effet de la régulation dans le domaine considéré.

**[0023]** En référence à la figure 1, un appareil de support selon la présente invention est représenté par le numéro de référence général 10. Cet appareil de support permet de supporter un élément à supporter, en particulier, comme représenté le corps d'un patient tel qu'un être humain H.

**[0024]** Cet appareil 10 comprend un dispositif de support proprement dit 12 comprenant au moins une chambre fermée ou à échappement contrôlé 14, souple, gonflable, pouvant par exemple être composée d'une multiplicité de boudins gonflables communiquant entre eux, ladite chambre 14 étant gonflable sous une pression  $P_1$  de gonflage. Au début du fonctionnement, cette chambre 14 n'est pas nécessairement gonflée mais il est plus pratique de débiter avec une pression initiale par exemple voisine de celle de la deuxième chambre 51 décrite ci-après. Cette chambre 14 présente une face supérieure 15 servant de support de l'élément à supporter H, une face inférieure 16 qui peut, par exemple, ici reposer sur un élément formant base représenté par le numéro de référence général 40 qui, lui-même, peut reposer directement ou indirectement sur un sommier ici non représenté. L'ensemble dispositif 12 - élément de base 40 peut être inclus dans une housse 11.

**[0025]** L'appareil comprend également des moyens 30 de commande de moyens 20 de correction d'asservissement de la pression de remplissage  $P_1$  de la chambre 14 par des moyens de pompage 20, comprenant des moyens de remplissage proprement dit 21 tel

qu'un compresseur, à l'aide d'un fluide de remplissage de la chambre 14, en particulier l'air, des moyens d'évacuation 22 tels qu'une vanne de fuite contrôlée, connectés à la chambre 14 par une conduite appropriée 23.

**[0026]** Des moyens 31 de mesure de pression (voir figure 3), notamment de la pression  $P_1$  dans la première chambre 14 sont également prévus, connectés à la première chambre 14 par un conduit approprié 32. Ces moyens 31 sont physiquement incorporés aux moyens 30.

**[0027]** Dans le cadre de la présente invention, l'appareil 10 comprend aussi un capteur 50 physique de pression comprenant au moins une deuxième chambre 51 gonflable, gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ . Ce capteur 50 est relié par un conduit 34 au moyen de mesure de pression 31 qui comprend aussi de manière intégrée des moyens 38 de comparaison de pression entre la pression  $P_1$  régnant dans la première chambre 14 du dispositif de support 12 et la pression  $P_2$  régnant dans la deuxième chambre 51 du capteur 50. Dans le cadre de l'invention, ce capteur physique de pression 50 est disposé relativement au dispositif de support 12 de manière à avoir sa pression  $P_2(t)$  régnant dans la chambre 51 influencée par un changement de pression  $P_1(t)$  régnant dans la première chambre 14 du dispositif de support 12. Autrement dit, le capteur 50, tout en restant indépendant, donne une valeur de pression  $P_2(t)$  restituant en permanence une image cohérente de la pression  $P_1(t)$  régnant dans la première chambre 14 du dispositif de support 12.

**[0028]** Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, ce capteur 50 comprend une poche 52 fermée, souple, définissant la chambre 51 dont le volume, une fois ladite chambre 51 remplie d'un fluide inerte tel que l'eau distillée et traitée, l'huile de silicone ou tout autre fluide approprié, soit sensiblement constant de sorte que le capteur agisse comme un vrai transducteur mécanique de pression.

**[0029]** On notera que dans le cadre de l'invention, la chambre 14 dispose de ses moyens propres de remplissage 21 et d'évacuation 22.

**[0030]** On comprend des figures 3 et 4 que les moyens de mesure de pression 31, qui réalisent avantageusement une mesure différentielle des pressions  $P_1(t)$  et  $P_2(t)$  s'exerçant respectivement dans la chambre 14 de la chambre 51, font partie intégrante des moyens de commande 30, convertissant constamment en signal électrique et par des moyens appropriés représentés à la figure 3, la valeur différentielle de pression  $P_1(t) - P_2(t)$  et délivrant une tension électrique, par l'intermédiaire des moyens 38 comprenant aussi un circuit de mise en forme (voir figure 4), au circuit de commande 44 permettant la mise en oeuvre des logiques de commande séparées 45a, 45b comprises dans le circuit de commande effectif 46 par une logique 46a, 46b respectivement les moyens de remplissage 21 et les moyens d'évacuation 22 de la chambre 14 par les conduits 47, 48, en fonction de l'information en pression  $P_2(t)$  resti-

tuée par la chambre 51 du capteur 50, réalisant ainsi l'équilibre dynamique et automatique ou sensiblement automatique des pressions selon le but recherché.

**[0031]** L'ensemble des circuits constituant les moyens 30 de commande des moyens 20 de remplissage/évacuation du fluide de la chambre 14 est clairement compréhensible à l'homme de l'art à partir du circuit électronique de la figure 3 qui est incorporé ici par référence entièrement dans la description et fait partie intégrante de la présente invention. Les moyens 31 de mesure de la pression  $P_1$ ,  $P_2$ , de comparaison et de délivrance d'une valeur de tension de sortie  $V_s$  sont bien connus à l'homme de l'art et disponibles dans le commerce.

**[0032]** On comprend ainsi que le capteur 50 se décompose en la poche 52 définissant la chambre 51 de prise de pression  $P_2(t)$  d'un circuit électronique 30 convertissant constamment en signal électrique la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$  entre la chambre 14 et la chambre 52 de manière à faire réguler automatiquement la pression dans la chambre 14 par commande des moyens 20 de remplissage (21) et d'évacuation (22) de fluide.

**[0033]** Il va de soit que l'on peut parfaitement envisager, dans le cas d'une autre réalisation, un circuit électronique 30 captant séparément les pressions  $P_1$  et  $P_2$  respectivement dans la première chambre 14 et la deuxième chambre 51, convertissant ces pressions en signaux électriques puis comparant ces signaux pour enfin commander automatiquement les moyens 20 de remplissage et d'évacuation de fluide de la chambre 14.

**[0034]** Dans la pratique médicale, ce type de capteur 50 de pression associé au dispositif de support 12 et coopérant avec un système d'alarme peut également être utilisé en surveillance du patient, pour détecter la sortie ou la chute éventuelle de ce patient.

**[0035]** D'autre part, au repos, il est actuellement préféré que la deuxième chambre 51 du capteur physique de pression 50 soit remplie à une pression  $P_2$  voisine de, ou égale à, la pression atmosphérique de manière à :

- a) assurer, compte tenu du volume constant ou essentiellement constant de la chambre 51, la linéarité de la réponse du capteur 50 physique de pression dans la plage de mesure de pression considérée,
- b) ne pas compromettre d'entrée de jeu, par une pression  $P_2$  importante dans la chambre 51, le confort du patient et la performance du dispositif de support 12 par une surface sensiblement dure,
- c) établir une référence pour le système, facilement reproductible et maîtrisable et constituant le zéro du système de mesure,
- d) augmenter au maximum l'amplitude de la réponse du capteur 50 et donc sa résolution.

**[0036]** Bien évidemment, un capteur 50 dont la pres-

sion initiale  $P_2$  dans la chambre 51 serait fixée à une valeur de pression prédéterminée quelconque, différente de la pression atmosphérique constitue un autre type de réalisation parfaitement utilisable, notamment dans d'autres applications.

**[0037]** On comprend aussi que l'appareil selon l'invention se comporte comme un système logique à trois états :

- a) le repos à une pression donnée  $P_1$  dans la première chambre 14 du dispositif de support 12,
- b) le gonflage de la chambre 14, ou
- c) le dégonflage de la chambre 14.

**[0038]** Au repos, la pression  $P_1$  dans la première chambre 14 est égale à la pression  $P_2$  dans la deuxième chambre 51 du capteur 50.

**[0039]** Ceci est bien entendu applicable dans le cas de la présente réalisation. En effet, d'autres réalisations peuvent présenter au repos une différence des pressions  $P_1$  et  $P_2$ .

**[0040]** Quand, à un instant, donné ( $t$ ), une pression  $P_1(t)$  est réalisée dans la première chambre 14, par exemple par l'application d'un corps d'un être humain H sur la face supérieure 15 de la chambre 14 ou son retrait, cette pression est transmise à la poche 52 définissant la deuxième chambre 51 qui réagit avec une pression  $P_2(t)$ .

**[0041]** La pression  $P_1(t)$  est comparée à la pression  $P_2(t)$ .

a) Si la différence en pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est inférieure à une limite moins epsilon déterminée a priori, les moyens de remplissage 21, tels qu'un compresseur, sont actionnés de façon à rétablir dans les limites prévues l'équilibre en pression par gonflage de la chambre ;

b) si la différence en pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est supérieure à une limite plus epsilon déterminée a priori, les moyens d'évacuation 22, tels qu'une vanne de fuite, sont actionnés de façon à rétablir dans la limite prévue l'équilibre en pression par dégonflage de la chambre 14 ;

c) si la différence en pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est comprise entre -epsilon et +epsilon, la limite déterminée a priori, rien ne se passe, les pressions  $P_1$  et  $P_2$  sont considérées comme étant au voisinage l'une de l'autre.

**[0042]** Les moyens de remplissage 21 ou d'évacuation 22 sont mis en oeuvre pendant une certaine durée  $\Delta t$  jusqu'à ce que l'équilibre instantané en pression soit rétabli dans les limites prédéterminées, c'est-à-dire jusqu'à ce que l'on ait  $P_1(t+\Delta t)$  compris entre  $P_2(t+\Delta t) - \text{epsilon}$  et  $P_2(t+\Delta t) + \text{epsilon}$ .

**[0043]** L'hystérésis du système permet la régulation entre les limites inférieure et supérieure de la zone de consigne et évite les phénomènes d'oscillations intem-

pestifs.

**[0044]** Ainsi, le capteur 50 associé au dispositif 30 de mesure électronique fournit un signal électrique proportionnel à la différence en pression  $P_1(t)-P_2(t)$  entre respectivement la première chambre 14 du dispositif de support 12 et la deuxième chambre 51 du capteur 50, résultant de l'enfoncement du corps ici d'un être humain H dans la chambre 14.

**[0045]** Ce signal électrique représente le point de consigne instantané du système en équilibre dynamique et autour duquel s'effectue la régulation en pression dans la chambre 14, corrigée automatiquement et en temps réel de manière à assurer l'équilibre des pressions entre la deuxième chambre 51 de la poche 52 du capteur 50 et la première chambre 14 du dispositif de support proprement dit 12.

**[0046]** A chaque point de consigne correspond une pression de régulation donnée et donc une position du corps dans la chambre 14 en fonction de son poids et de ses caractéristiques morphologiques propres.

**[0047]** La régulation en pression se fait par les moyens de remplissage et d'évacuation de fluide, notamment en tout ou rien, par l'intermédiaire du compresseur 21 et de la vanne de fuite contrôlée 22.

**[0048]** La réponse du système est aussi rapide que peuvent l'être le capteur 50 et la centrale de commande 30 électronique couplée aux moyens 20 de remplissage (21) et d'évacuation (22) en fluide.

**[0049]** On comprend, en conclusion, que l'on obtient bien un système de régulation automatique des pressions adapté au corps supporté par le dispositif de support 12, en particulier le corps d'un patient H.

**[0050]** En ce qui concerne la centrale électronique de commande de la figure 4, son circuit fait partie de l'invention, est donc intégré complètement dans la description, et fonctionne de la manière suivante :

a) Etage de mesure différentielle de pression (référence 38, figures 3 et 4)

**[0051]** Ici, comme cela est bien compréhensible à un homme de l'art, le circuit est basé sur l'utilisation d'un capteur différentiel de pression recevant à un instant  $t$  d'une part la pression de la chambre 14  $P_1(t)$  et d'autre part la pression  $P_2(t)$  de la chambre 51. Le signal apparaissant en A représente après amplification une tension instantanée proportionnelle à la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$ .

b) Etage de tension 10 V de référence (référence 62, figures 3 et 4)

**[0052]** La tension de référence 10 V est utilisée pour les comparateurs de commande et d'alarme. Elle sert aussi pour alimenter le capteur électrique de pression 31 en pression dénommé U3.

c) Etage de réglage de mise en route (référence 64, figures 3 et 4)

**[0053]** Un réglage initial permet de décaler le signal du point A afin de rattraper les éventuelles dispersions dues au capteur 50 ou aux composants électroniques. Le signal obtenu au point B est donc celui du point A augmenté du signal de réglage initial.

**[0054]** Le signal électrique obtenu au point B est donc celui du point A augmenté du signal de mise en route.

d) Comparateurs de commande (référence 44, figures 3 et 4)

**[0055]** Les comparateurs permettent de séparer la commande du compresseur 21 de celle de la vanne de fuite 22.

**[0056]** Ils réalisent aussi une logique à trois états stables avec un hystérésis de  $\pm 1$  pouce de pression d'eau, correspondant à 1,9 mm Hg, c'est-à-dire de pression en mercure exprimée en millimètre, ou équivalente à 2,54 mbars.

i) Si la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est en dessous de -1 pouce  $H_2O$ , donc si la pression dans la chambre 14 est trop faible par rapport à celle de la deuxième chambre 51 du capteur 50, le point D passe à l'état haut et le compresseur 21 est commandé.

ii) Si la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est en dessus de +1 pouce  $H_2O$ , donc si la pression dans la chambre 14 est trop élevée par rapport à celle du capteur 50, le point C passe à l'état haut et la fuite 22 est commandée.

iii) Si la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est comprise entre -1 pouce  $H_2O$  et +1 pouce  $H_2O$ , donc si la pression dans la chambre 14 est relativement proche de celle du capteur 50, le point C et le point D passent à l'état bas, ni la vanne de fuite 22, ni le compresseur 21 ne sont commandés.

e) Logiques du compresseur 21 et logique de la vanne de fuite 22 (références 46a, 46b, figures 3 et 4)

**[0057]** Elles permettent de verrouiller les commandes de la vanne de fuite 22 et du compresseur 21 sans oscillation et d'obtenir des commandes vraiment franches.

f) Alarme pression (référence 66, figures 3 et 4)

**[0058]** Une alarme pression peut être déclenchée lorsque la différence de pression  $P_1(t)-P_2(t)$  est très en dehors de la plage de régulation, la valeur d'alarme est par exemple de  $\pm 2$  pouces  $H_2O$ .

g) Temporisation d'alarme (référence 68, figures 3 et 4)

**[0059]** Le signal d'alarme présent au point E est temporisé avant d'activer l'alarme proprement dite, ceci afin de ne pas prendre en compte les variations rapides de pression comme, par exemple, celles résultant des mouvements du patient.

Diagramme de réponse des éléments séparés  $P_1 = f(P_2)$

**[0060]** Ce diagramme de réponse des éléments font l'objet des courbes graphiques des figures 5 à 8.

**[0061]** Avec le mode de réalisation actuellement préféré et représenté aux figures 1 à 4, on obtient la courbe expérimentale de réaction du dispositif de support 12, ici un matelas, sous la forme d'un graphique où la pression  $P_1$  dans le matelas est fonction de la charge en kilogramme appliquée centrée sur le capteur 50, le capteur 50 étant désaccouplé du matelas 12, la pression initiale étant, pour des raisons de commodité, fixée à 1,4 pouces  $H_2O$ .

**[0062]** La courbe obtenue permet de constater que la réponse en pression du matelas 12 est linéaire dans le domaine considéré.

**[0063]** De même, on observe à partir de la figure 6 que la courbe graphique de réponse en pression du capteur 50,  $P_2$ , en fonction de la charge exprimée en kilogramme appliquée centrée sur le capteur ayant une hauteur de 30 mm et une pression initiale de 1,0 pouce  $H_2O$  permet de constater que la fonction est également linéaire dans le domaine considéré.

**[0064]** En référence à la figure 7, on a représenté la courbe graphique des pressions respectivement  $P_1$  du matelas 12, en fonction de la pression  $P_2$  dans le capteur 50, à savoir  $P_1 = f(P_2)$ , obtenue à partir des valeurs de pression et rapportée aux figures 5 et 6 permet de constater que les fonctions sont sensiblement confondues dans le domaine considéré ce qui est facilement démontré dans le domaine considéré par la quasi-linéarité de la fonction de transfert expérimentale  $P_1 = f(P_2)$  qui est du type  $P_1 = kxP_2$  où  $k$  est un coefficient voisin de 1.

**[0065]** Ceci permet de mettre en évidence le fait que, dans le cadre de l'invention, on a bien affaire à un système d'équilibre dynamique des pressions  $P_1$  et  $P_2$ .

**[0066]** En référence à la figure 8, on a représenté la courbe de réponse expérimentale du système  $P_1 = f(P_2)$ .

**[0067]** Les courbes obtenues en fonctionnement réel permettent d'observer par rapport aux résultats expérimentaux, l'influence des données morphologiques pour une population donnée représentative des caractéristiques morphologiques de la population à risque ainsi que l'influence des inclinaisons du plan de repos.

**[0068]** En référence à la figure 9, on constate que les courbes ont sensiblement même allure, par exemple pour toutes les angulations de la partie relève-dos d'un

lit articulé à  $0^\circ$ ,  $45^\circ$  et  $60^\circ$ , et pour toutes les masses corporelles de 50 à 100 kg, avec des pressions d'interface  $P_1$  dans la chambre 14 du matelas dont les valeurs montrent l'effet de la régulation dans le domaine considéré.

**[0069]** Ainsi, l'invention permet bien de mettre en oeuvre le procédé de régulation dynamique et automatique des pressions d'une manière sûre et fiable, économique, utilisable à l'échelle industrielle et commerciale comme précédemment énoncé.

**[0070]** Naturellement, l'invention couvre tous les moyens techniques décrits et représentés aux figures, ces figures 1 à 9 faisant partie intégrante de la présente invention.

## Revendications

1. Procédé de régulation dynamique essentiellement automatique ou automatique de la pression de gonflage d'au moins une première chambre (14) souple, gonflable prévue dans ou constituant un dispositif de support (12), en particulier un matelas, un surmatelas, un fauteuil, un coussin ou un dossier de siège, comprenant une étape de détection de la pression de gonflage à un instant donné, dite  $P_1(t)$  de ladite chambre (14), et une étape de correction de cette pression  $P_1(t)$ , en fonction de caractéristiques de support prédéterminées. **caractérisé en ce qu'on** prévoit au moins un capteur (50) physique de pression. comprenant au moins une deuxième chambre (51) gonflable, gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ , **en ce qu'on** dispose ledit capteur (50) relativement audit dispositif de support (12) de manière à ce que la deuxième chambre (51) du capteur (50) ait sa pression influencée par un changement de pression  $P_1(t)$  dans la première chambre (14) du dispositif de support (12) ; **en ce qu'on** détecte la valeur de pression instantanée à un instant donné dite  $P_2(t)$  dans la deuxième chambre (51) du capteur (50), **en ce qu'on** compare la pression mesurée dans la première chambre  $P_1(t)$  avec la pression mesurée dans la deuxième chambre  $P_2(t)$  et **en ce qu'on** procède éventuellement à une correction de pression dans la première chambre (14) lorsque l'écart de pression mesuré est supérieur à une valeur de pression de consigne ou une plage de valeur de pression de consigne prédéterminée.
2. Procédé selon la revendication 1, **caractérisé en ce que** le capteur (50) présente au moins une deuxième chambre (51) ayant un volume sensiblement constant.
3. Procédé selon la revendication 1 ou 2, **caractérisé en ce que** la pression initiale  $P_2$  de gonflage de la deuxième chambre (51) du capteur (50) est fixée à

une valeur prédéterminée et on laisse ensuite librement évoluer cette pression  $P_2(t)$  en fonction de l'influence de modifications de pression  $P_1(t)$  dans la première chambre (14) du dispositif de support (12) ; de préférence, la pression initiale  $P_2(t)$  de la deuxième chambre (51) du capteur (50) est égale ou sensiblement égale à la pression atmosphérique.

4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce que** le capteur (50) comprenant la deuxième chambre (51) est disposé sous le dispositif de support (12) comprenant au moins la première chambre (14). 10
5. Procédé selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce qu'on** corrige la pression  $P_1(t)$  dans la première chambre (14) lorsque cette pression  $P_1(t)$  s'écarte d'une valeur ou d'une plage de valeur prédéterminée de la pression  $P_2(t)$  de la deuxième chambre (51) servant de pression de consigne. 15
6. Procédé selon l'une des revendications précédentes, **caractérisé en ce qu'on** réalise une régulation de support d'un patient alité sur un matelas, notamment pour prévenir ou traiter des escarres. 25
7. Appareil de support (10) à régulation dynamique et sensiblement automatique ou automatique de la pression  $P_1$  de gonflage d'au moins une première chambre (14) souple, gonflable d'un dispositif de support (12) d'un élément à supporter (H), en particulier le corps d'un patient ; des moyens (31) de mesure de la pression  $P_1(t)$  dans ladite première chambre (14) ; et des moyens (30) de commande de moyens (20) de correction de la pression  $P_1(t)$  dans ladite première chambre (14) en fonction de caractéristiques de pression prédéterminées, les moyens (20) de correction comprenant des premiers moyens de gonflage (21)/dégonflage (22) de ladite première chambre (14) du dispositif de support (12) à une pression variable, incluant une pression initiale prédéterminée, **caractérisé en ce qu'il** comprend au moins un capteur (50) physique de pression comprenant au moins une deuxième chambre (51) gonflable, gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ , ledit capteur (50) étant disposé de manière à avoir la pression  $P_2(t)$  de sa deuxième chambre (51) influencée par un changement de pression  $P_1$  dans la première chambre (14) ; des moyens (38) de comparaison de la pression  $P_1$  dans la première chambre (14) avec la pression  $P_2$  dans la deuxième chambre (51), lesdits moyens de commande (30) commandant éventuellement les moyens (20) de correction de la pression  $P_1$  dans la première chambre (14) lorsque l'écart de pression  $P_1-P_2$  est différent d'une valeur de pres-

sion de consigne prédéterminée ou d'une plage de valeur de pression de consigne prédéterminée.

8. Appareil selon la revendication 7, **caractérisé en ce que** le capteur (50) présente au moins une deuxième chambre (51) ayant un volume sensiblement constant. 5
9. Appareil selon la revendication 7 ou 8, **caractérisé en ce que** la pression initiale  $P_2$  de gonflage de la deuxième chambre (51) du capteur (50) est fixée à une valeur prédéterminée et cette pression évolue ensuite librement en fonction de l'influence de modifications de pression  $P_1$  dans la première chambre (14) du dispositif de support (12), de préférence, la pression initiale  $P_2$  de la deuxième chambre (51) du capteur (50) est égale ou sensiblement égale à la pression atmosphérique. 15
10. Appareil selon l'une des revendications 7 à 9, **caractérisé en ce que** le capteur (50) comprenant la deuxième chambre (51) précitée est disposé sous le dispositif de support (12) comprenant au moins la première chambre (14). 20
11. Appareil selon l'une des revendications 7 à 10, **caractérisé en ce que** les moyens (20) de correction corrigent la pression  $P_1(t)$  dans la première chambre (14) lorsque cette pression  $P_1(t)$  s'écarte d'une valeur ou d'une plage de valeur prédéterminée de la pression  $P_2(t)$  de la deuxième chambre (51) servant de pression de consigne. 25
12. Capteur (50) physique de pression comme moyen nécessaire pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 6 ou pour la fabrication de l'appareil selon l'une des revendications 7 à 11, **caractérisé en ce que** ledit capteur (50) physique de pression comprend au moins une chambre (51) gonflable pouvant être gonflée à une pression initiale prédéterminée  $P_2$ , ladite chambre (51) ayant un volume sensiblement constant, ledit capteur (50) étant pris seul ou combiné avec les moyens (30) de comparaison et/ou de commande des moyens (20) de correction de pression. 30

## Claims

1. A method of dynamically and automatically or essentially automatically regulating the inflation pressure in at least one first chamber (14) that is flexible and inflatable, and that is provided in or that constitutes a support device (12), in particular a mattress, an over-mattress, a chair, a cushion, or a seat-back, the method comprising a step of detecting the inflation pressure  $P_1(t)$  in said chamber (14) at a given instant, and a step of correcting said pressure  $P_1(t)$  50

as a function of predetermined support characteristics, said method being **characterised in that** at least one physical pressure sensor (50) is provided that comprises at least one second inflatable chamber (51) inflated to a predetermined initial pressure  $P_2$ , **in that** said sensor (50) is disposed relative to said support device (12) in a manner such that the second chamber (51) in the sensor (50) has its pressure influenced by any change in the pressure  $P_1(t)$  in the first chamber (14), in the support device (12), **in that** the value of the instantaneous pressure  $P_2(t)$  in the second chamber (51) in the sensor (50) is detected at a given instant, **in that** the pressure  $P_1(t)$  as measured in the first chamber is compared with the pressure  $P_2(t)$  as measured in the second chamber, and **in that** the pressure in the first chamber (14) is optionally corrected when the measured pressure difference exceeds a predetermined setpoint pressure value or a predetermined range of setpoint pressure values.

2. A method according to claim 1, **characterised in that** the sensor (50) contains at least one second chamber (51) of substantially constant volume.
3. A method according to claim 1 or 2, **characterised in that** the initial inflation pressure  $P_2$  of the second chamber (51) in the sensor (50) is set to a predetermined value, and said pressure  $P_2(t)$  is then left to vary freely as a function of the influence of changes in the pressure  $P_1(t)$  in the first chamber (14) in the support device (12); preferably, the initial pressure  $P_2(t)$  in the second chamber (51) in the sensor (50) is equal or substantially equal to atmospheric pressure.
4. A method according to one of the preceding claims, **characterised in that** the sensor (50) comprising the second chamber (51) is disposed under the support device (12) comprising at least the first chamber (14).
5. A method according to one of the preceding claims, **characterised in that** the pressure  $P_1(t)$  in the first chamber (14) is corrected whenever said pressure  $P_1(t)$  departs from a predetermined value or from a predetermined range of values for the pressure  $P_2(t)$  in the second chamber 51 serving as the setpoint pressure.
6. A method according to one of the preceding claims, **characterised in that** support of a patient confined to bed on a mattress is regulated, in particular for preventing or treating bedsores.
7. Support apparatus (10) implementing dynamic and automatic or essentially automatic regulation of the inflation pressure  $P_1$  in at least one flexible and in-

flatable first chamber (14) in a support device (12) for supporting an element to be supported (H), in particular the body of a patient; means for measuring (31) the pressure  $P_1(t)$  in said first chamber (14); and means (30) for controlling the means (20) for correcting the pressure  $P_1(t)$  in said first chamber (14) as a function of predetermined pressure characteristics, said correction means (20) comprising first means for inflating (21) or deflating (22) said first chamber (14) in said support device (12) to a variable pressure, including a predetermined initial pressure, said apparatus being **characterised in that** it comprises at least one physical pressure sensor (50) comprising at least one second inflatable chamber (51) that is inflated to a predetermined initial pressure  $P_2$ , said sensor (50) being disposed in a manner such that the pressure  $P_2(t)$  in its second chamber (51) is influenced by any change in pressure  $P_1$  in the first chamber (14); means (38) for comparing the pressure  $P_1$  in the first chamber (14) with the pressure  $P_2$  in the second chamber (51), said control means (30) optionally controlling the means (20) for correcting the pressure  $P_1$  in the first chamber (14) whenever the pressure difference  $P_1 - P_2$  departs from a predetermined setpoint pressure value or a predetermined range of setpoint pressure values.

8. Apparatus according to claim 7, **characterised in that** the sensor (50) contains at least one second chamber (51) of substantially constant volume.
9. Apparatus according to claim 7 or 8, **characterised in that** the initial inflation pressure  $P_2$  of the second chamber (51) in the sensor (50) is set to a predetermined value, and said pressure is then left to vary freely as a function of the influence of changes in the pressure  $P_1$  in the first chamber (14) in the support device (12); preferably, the initial pressure  $P_2$  in the second chamber (51) in the sensor (50) is equal or substantially equal to atmospheric pressure.
10. Apparatus according to one of claims 7 to 9, **characterised in that** the sensor (50) comprising said second chamber (51) is disposed under the support device (12) comprising at least the first chamber (14).
11. Apparatus according to one of claims 7 to 10, **characterised in that** correction means (20) correct the pressure  $P_1(t)$  in the first chamber (14) whenever said pressure  $P_1(t)$  departs from a predetermined value or from a predetermined range of values for the pressure  $P_2(t)$  in the second chamber (51) serving as the setpoint pressure.
12. A physical pressure sensor (50) as means neces-

sary for implementing the method according to one of claims 1 to 6 or for making an apparatus according to one of claims 7 to 11, **characterised in that** said physical pressure sensor (50) comprises at least one inflatable chamber (51) that may be inflated to a predetermined initial pressure  $P_2$ , said chamber (51) having a substantially constant volume, said sensor (50) being taken alone or in combination with the means (30) for comparing and/or controlling the means (20) for correcting the pressure.

## Patentansprüche

1. Verfahren zum im Wesentlichen automatischen oder automatischen dynamischen Regulieren des Aufblasdrucks mindestens einer ersten nachgiebigen, aufblasbaren Kammer (14), die in einer Auflageeinrichtung (12), insbesondere Matratze, Übermatratze, Fauteuil, Kissen oder Sitzunterlage, vorgesehen ist oder diese bildet, umfassend einen Schritt des Erfassens des Aufblasdrucks der Kammer (14) zu einem gegebenen Zeitpunkt, genannt  $P_1(t)$ , und einen Schritt des Korrigierens dieses Drucks  $P_1(t)$  in Abhängigkeit von vorbestimmten Auflagemerkmalen, **dadurch gekennzeichnet, dass** mindestens ein physikalischer Druckaufnehmer (50) mit mindestens einer zweiten aufblasbaren Kammer (51) vorgesehen wird, die auf einen vorbestimmten Anfangsdruck  $P_2$  aufgeblasen wird, dass der Aufnehmer (50) in Bezug auf die Auflageeinrichtung (12) derart angeordnet wird, dass eine Veränderung des Drucks  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14) der Auflageeinrichtung (12) den Druck der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) beeinflusst; dass der momentane Druckwert zu einem gegebenen Zeitpunkt, genannt  $P_2(t)$ , in der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) detektiert wird, dass der in der ersten Kammer gemessene Druck  $P_1(t)$  mit dem in der zweiten Kammer gemessenen Druck  $P_2(t)$  verglichen wird und dass gegebenenfalls eine Korrektur des Drucks in der ersten Kammer (14) vorgenommen wird, wenn die gemessene Druckabweichung größer als ein vorbestimmter Solldruckwert oder ein vorbestimmter Solldruckwertbereich ist.
2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Aufnehmer (50) mindestens eine zweite Kammer (51) mit einem im Wesentlichen konstanten Volumen aufweist.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** der anfängliche Aufblasdruck  $P_2$  der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) auf einen vorbestimmten Wert fix eingestellt wird und dieser Druck  $P_2(t)$  anschließend abhängig von

der Beeinflussung durch Veränderungen des Drucks  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14) der Auflageeinrichtung (12) frei variieren gelassen wird, wobei der Anfangsdruck  $P_2(t)$  der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) vorzugsweise gleich oder im Wesentlichen gleich dem Umgebungsdruck ist.

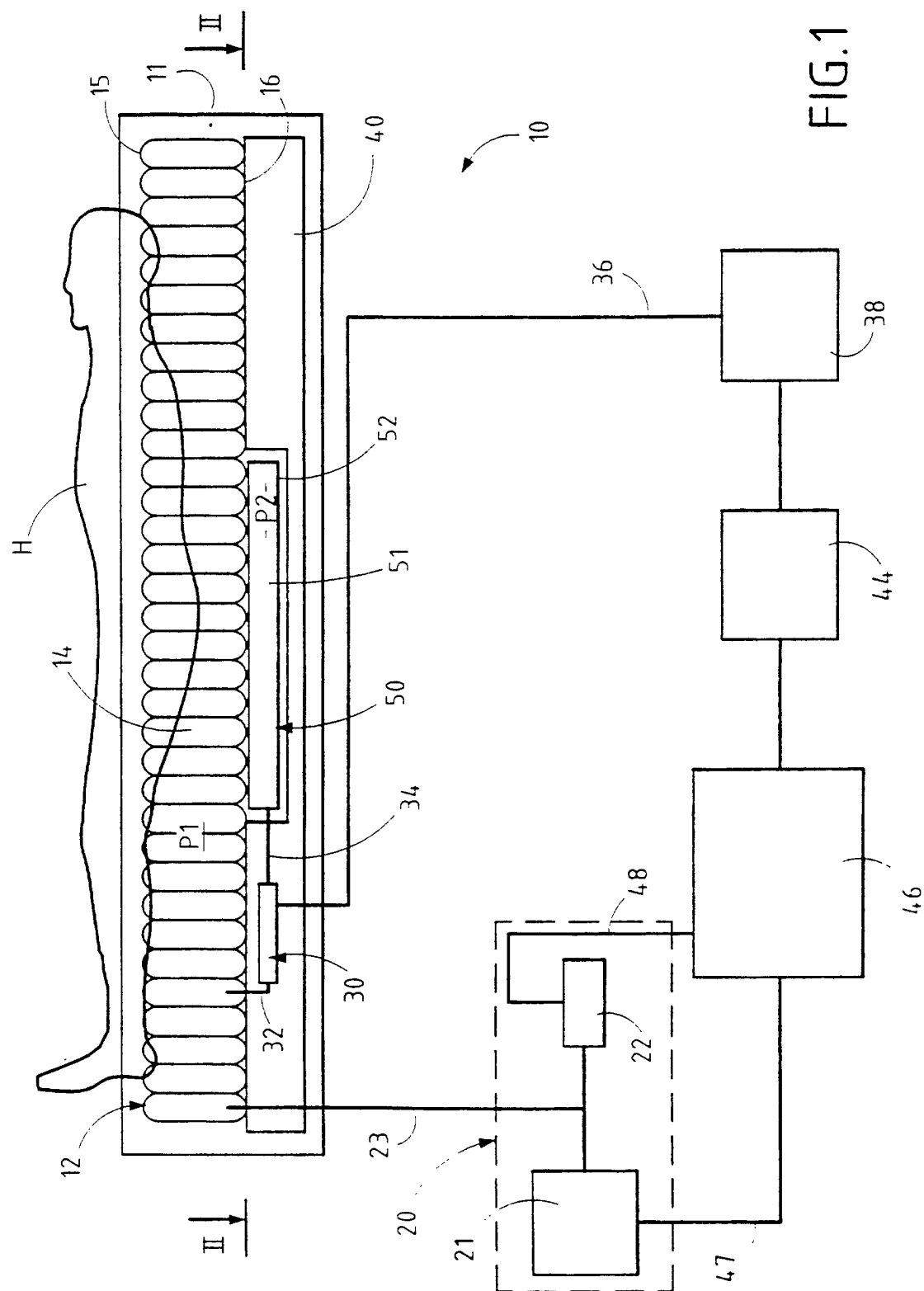
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der die zweite Kammer (51) aufweisende Aufnehmer (50) unterhalb der zumindest die erste Kammer (14) aufweisenden Auflageeinrichtung (12) angeordnet wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Druck  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14) korrigiert wird, wenn dieser Druck  $P_1(t)$  von einem vorbestimmten Wert oder Wertbereich des Drucks  $P_2(t)$  der zweiten Kammer (51), der als Solldruck dient, abweicht.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet, dass** eine Regulierung der Auflage eines bettlägerigen Patienten auf einer Matratze insbesondere zur Verhinderung oder Behandlung von Schorf vorgenommen wird.
7. Auflagevorrichtung (10) mit dynamischer und im Wesentlichen automatischer oder automatischer Regulierung des Aufblasdrucks  $P_1$  mindestens einer ersten nachgiebigen, aufblasbaren Kammer (14) einer Auflageeinrichtung (12) eines abzustützens Elements (H), insbesondere des Körpers eines Patienten; Mitteln (31) zur Messung des Drucks  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14); and Mitteln (30) zur Steuerung von Mitteln (20) zur Korrektur des Drucks  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14) in Abhängigkeit von vorbestimmten Druckmerkmalen, wobei die Korrekturmittel (20) erste Aufblas-(21)/Ablassmittel (22) der ersten Kammer (14) der Auflageeinrichtung (12) mit einem variablen Druck, einschließlich eines vorbestimmten Anfangsdrucks, aufweisen, **dadurch gekennzeichnet, dass** sie mindestens einen physikalischen Druckaufnehmer (50) mit mindestens einer zweiten aufblasbaren Kammer (51), die auf einen vorbestimmten Anfangsdruck  $P_2$  aufgeblasen ist, wobei der Aufnehmer (50) derart angeordnet ist, dass eine Veränderung des Drucks  $P_1$  in der ersten Kammer (14) den Druck  $P_2$  seiner zweiten Kammer (51) beeinflusst; and Mittel (38) zum Vergleich des Drucks  $P_1$  in der ersten Kammer (14) mit dem Druck  $P_2$  in der zweiten Kammer (51) aufweist, wobei die Steuermittel (30) gegebenenfalls die Mittel (20) zur Korrektur des Drucks  $P_1$  in der ersten Kammer (14) steuern, wenn sich die Druckabweichung  $P_2 - P_1$  von einem vorbestimmten Solldruckwert oder einem vorbestimmten Solldruckwertbereich unterscheidet.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Aufnehmer (50) mindestens eine zweite Kammer (51) mit einem im Wesentlichen konstanten Volumen aufweist. 5
9. Vorrichtung nach Anspruch 7 oder 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** der anfängliche Aufblasdruck  $P_2$  der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) auf einen vorbestimmten Wert fix eingestellt ist und dieser Druck anschließend abhängig von der Beeinflussung durch Veränderungen des Drucks  $P_1$  in der ersten Kammer (14) der Auflageeinrichtung (12) frei variiert, wobei der Anfangsdruck  $P_2$  der zweiten Kammer (51) des Aufnehmers (50) vorzugsweise gleich oder im Wesentlichen gleich dem Umgebungsdruck ist. 10 15
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** der die zweite Kammer (51) aufweisende Aufnehmer (50) unterhalb der zumindest die erste Kammer (14) aufweisenden Auflageeinrichtung (12) angeordnet ist. 20
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Korrekturmittel (20) den Druck  $P_1(t)$  in der ersten Kammer (14) korrigieren, wenn dieser Druck  $P_1(t)$  von einem vorbestimmten Wert oder Wertbereich des Drucks  $P_2(t)$  der zweiten Kammer (51), der als Solldruck dient, abweicht. 25 30
12. Physikalischer Druckaufnehmer (50) zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 6 oder zur Herstellung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** der physikalische Druckaufnehmer (50) mindestens eine aufblasbare Kammer (51) aufweist, die auf einen vorbestimmten Anfangsdruck  $P_2$  aufblasbar ist, wobei die Kammer (51) ein im Wesentlichen konstantes Volumen aufweist und der Aufnehmer (50) allein oder in Kombination mit den Mitteln (30) zum Vergleich und/oder zur Steuerung der Mittel (20) zur Korrektur des Drucks eingesetzt ist. 35 40 45

50

55



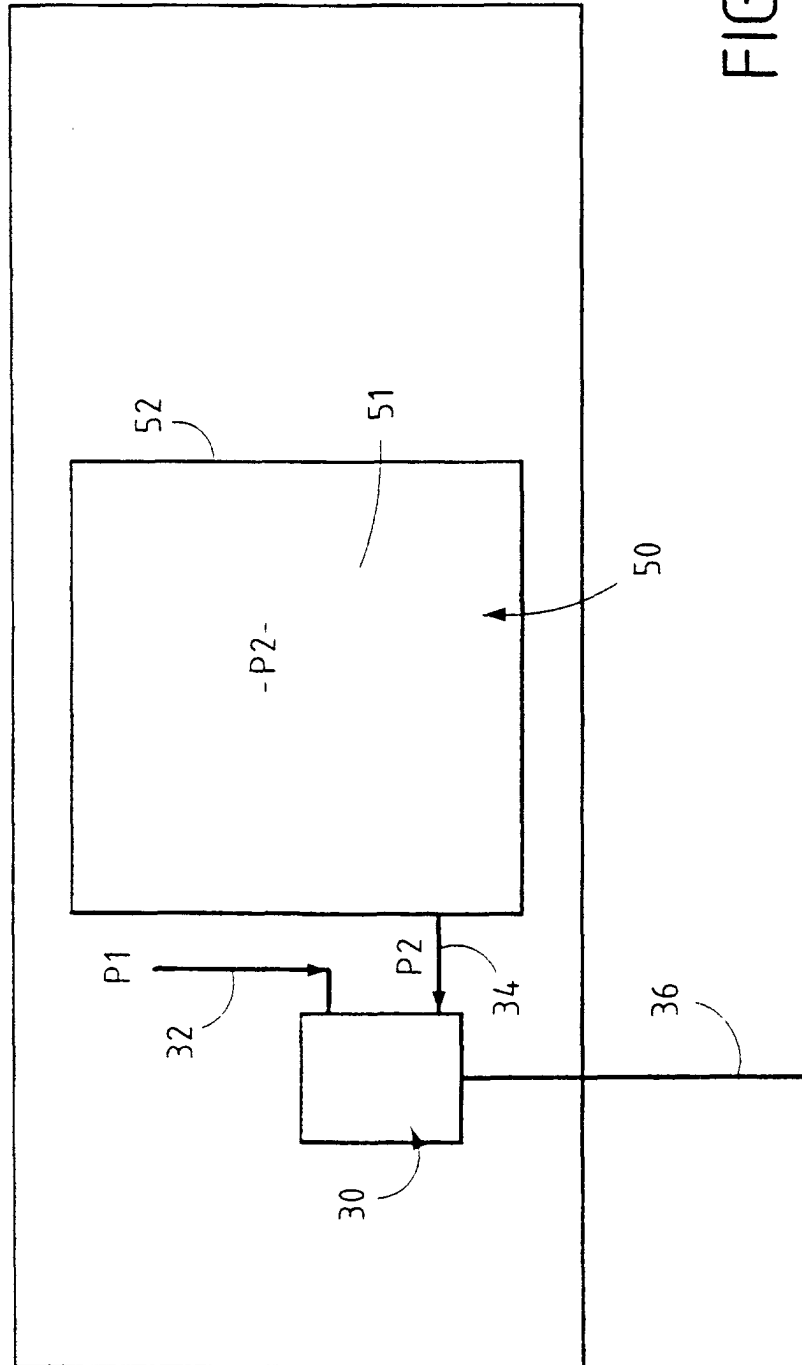


FIG. 2

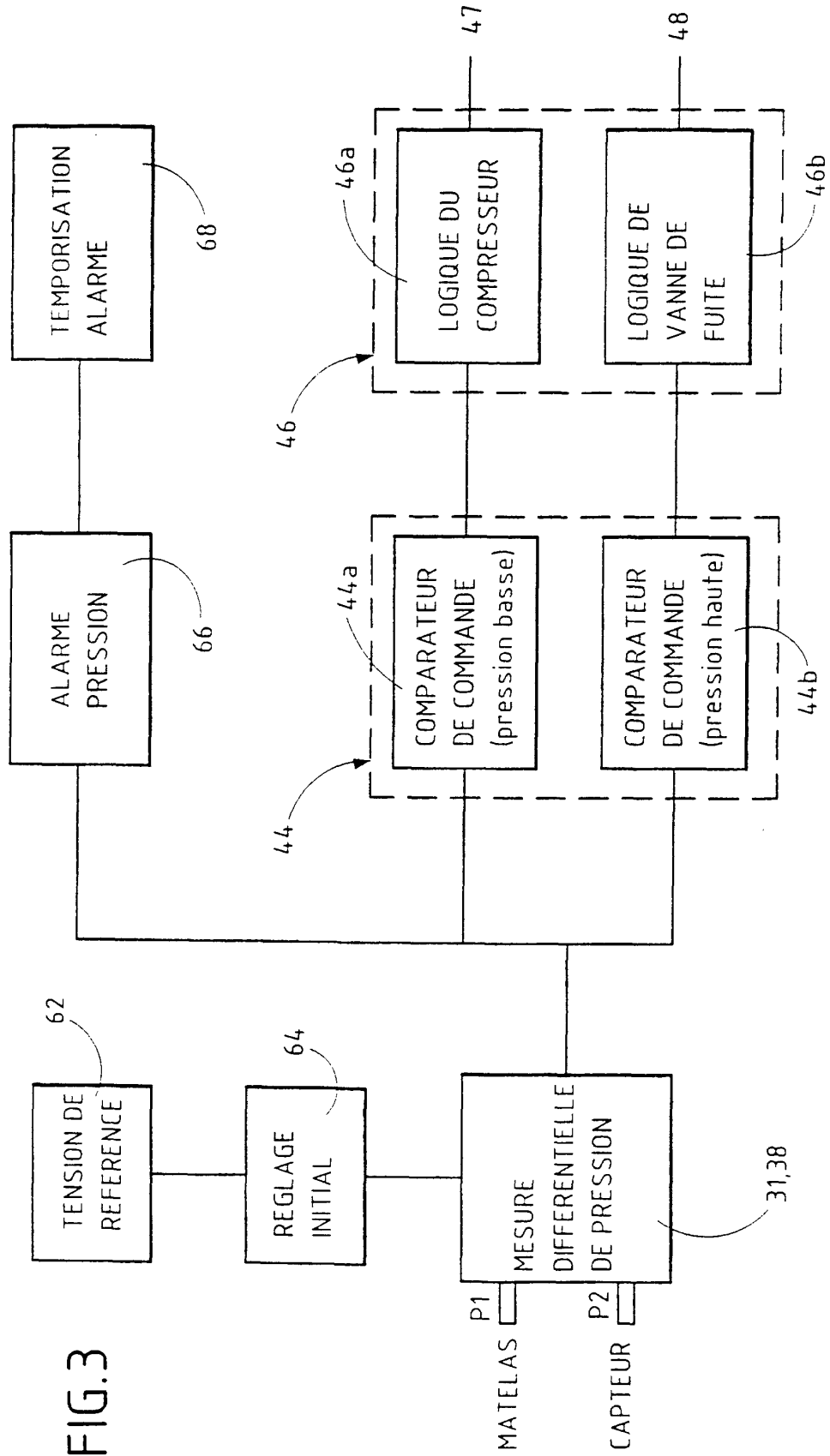


FIG.4

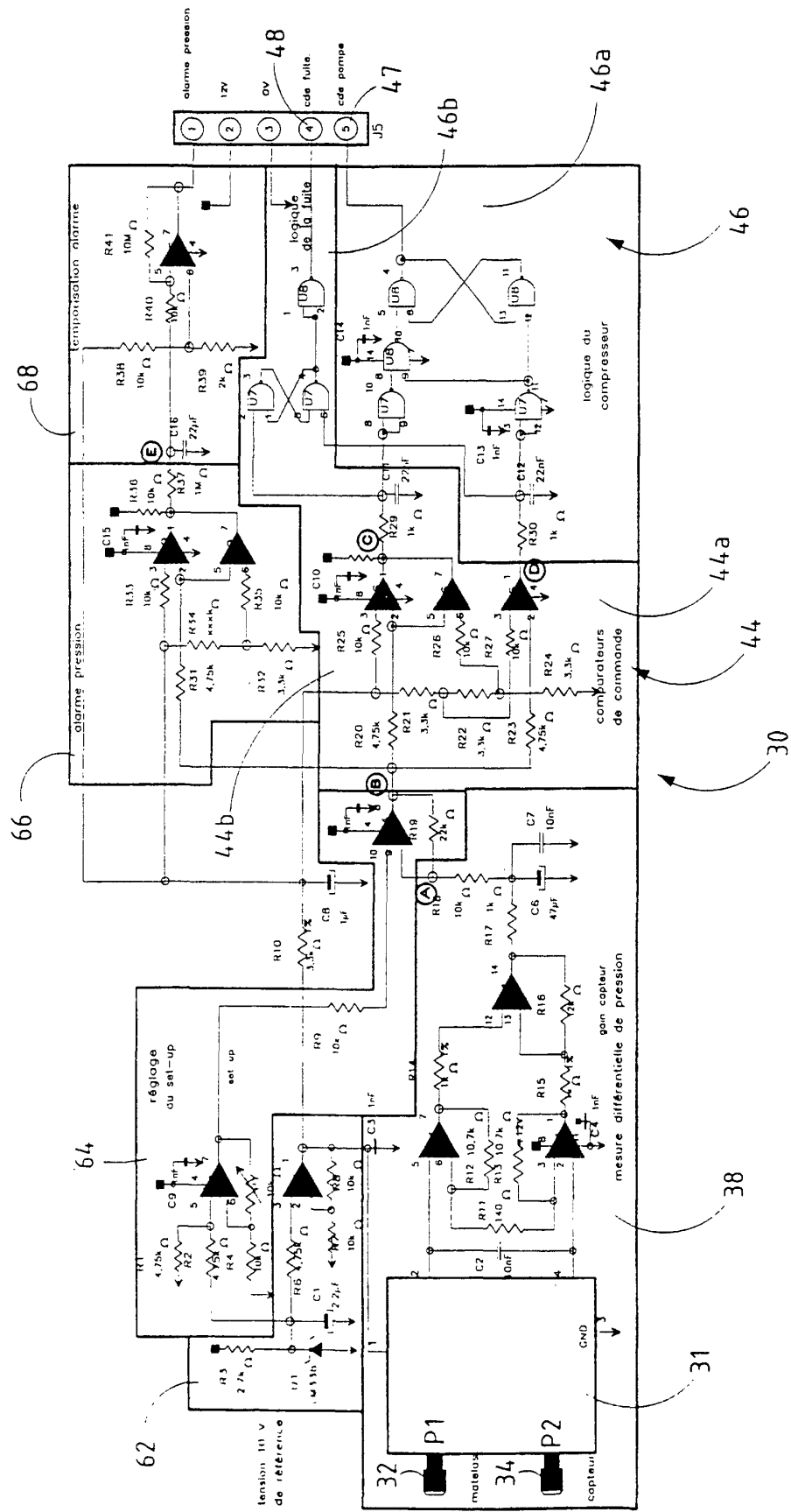
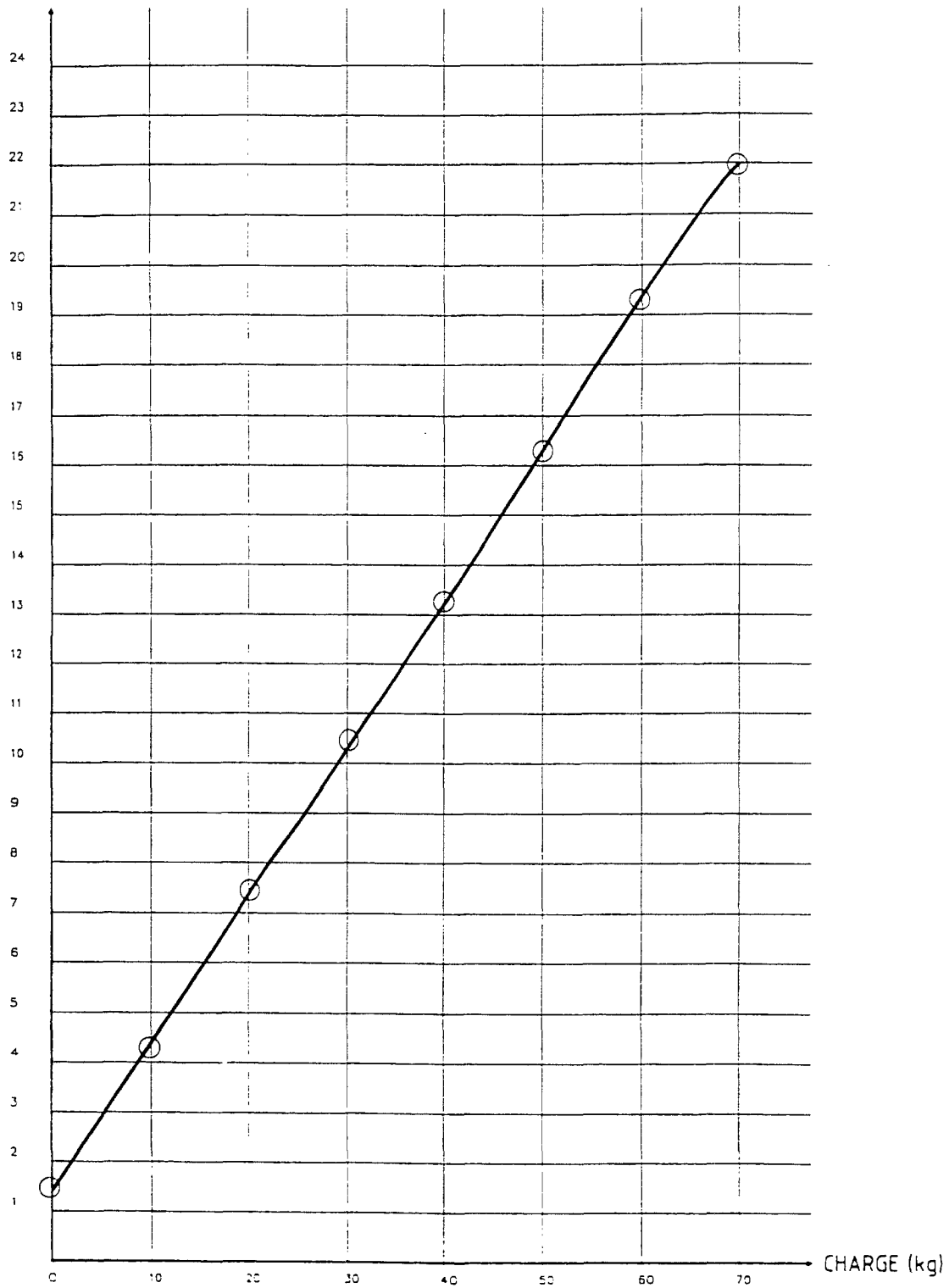


FIG.5

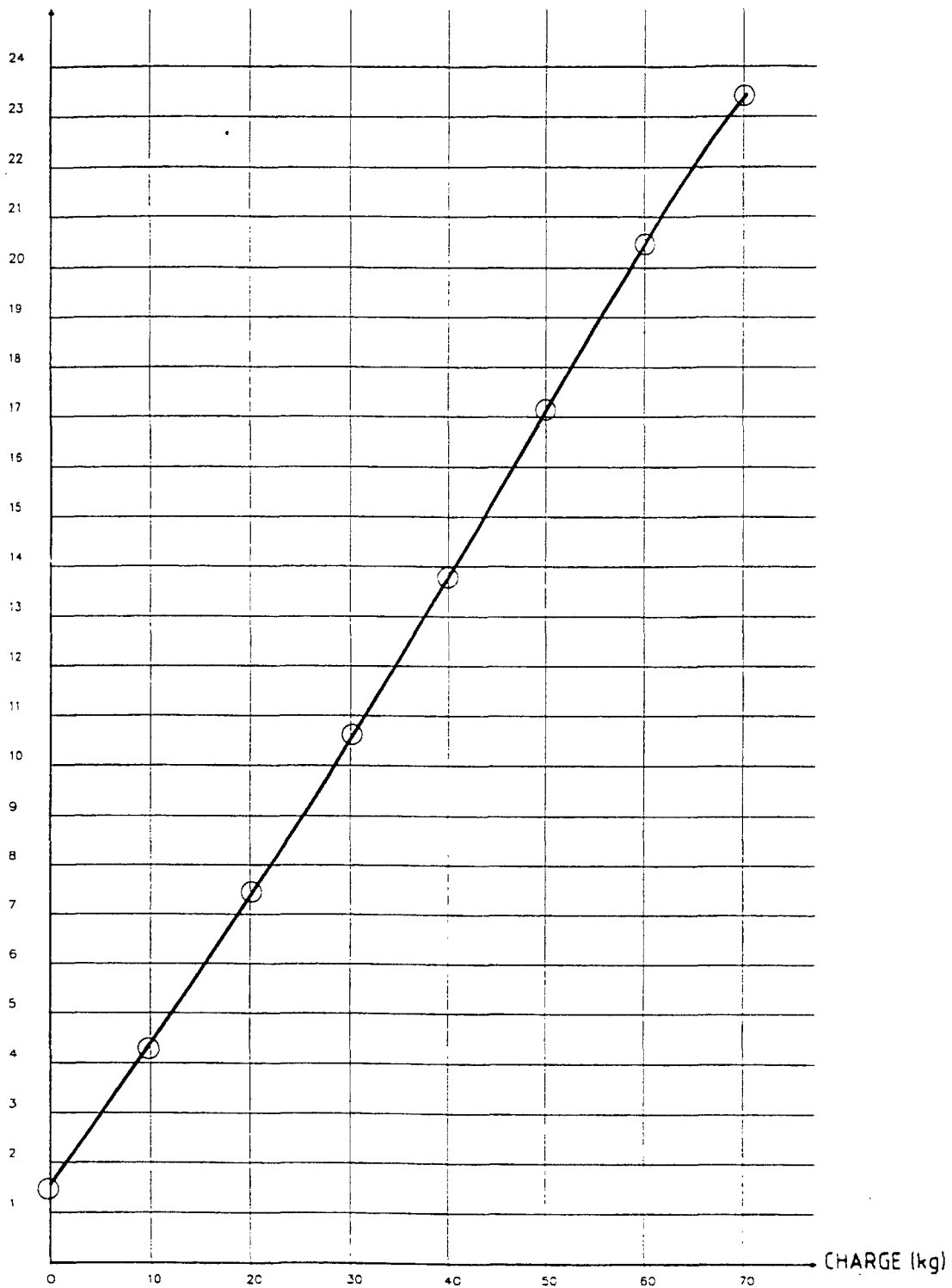
PRESSION (en pouce H2O)  
(x2,54mbar)



COURBE REACTION MATELAS P1=f(kg)

FIG.6

PRESSION (en pouce H2O)  
(x2,54mbar)



COURBE CAPTEUR P2=f(kg)

FIG.7

P1 MATELAS  
(en pouce H2O)  
(x2,54mbar)

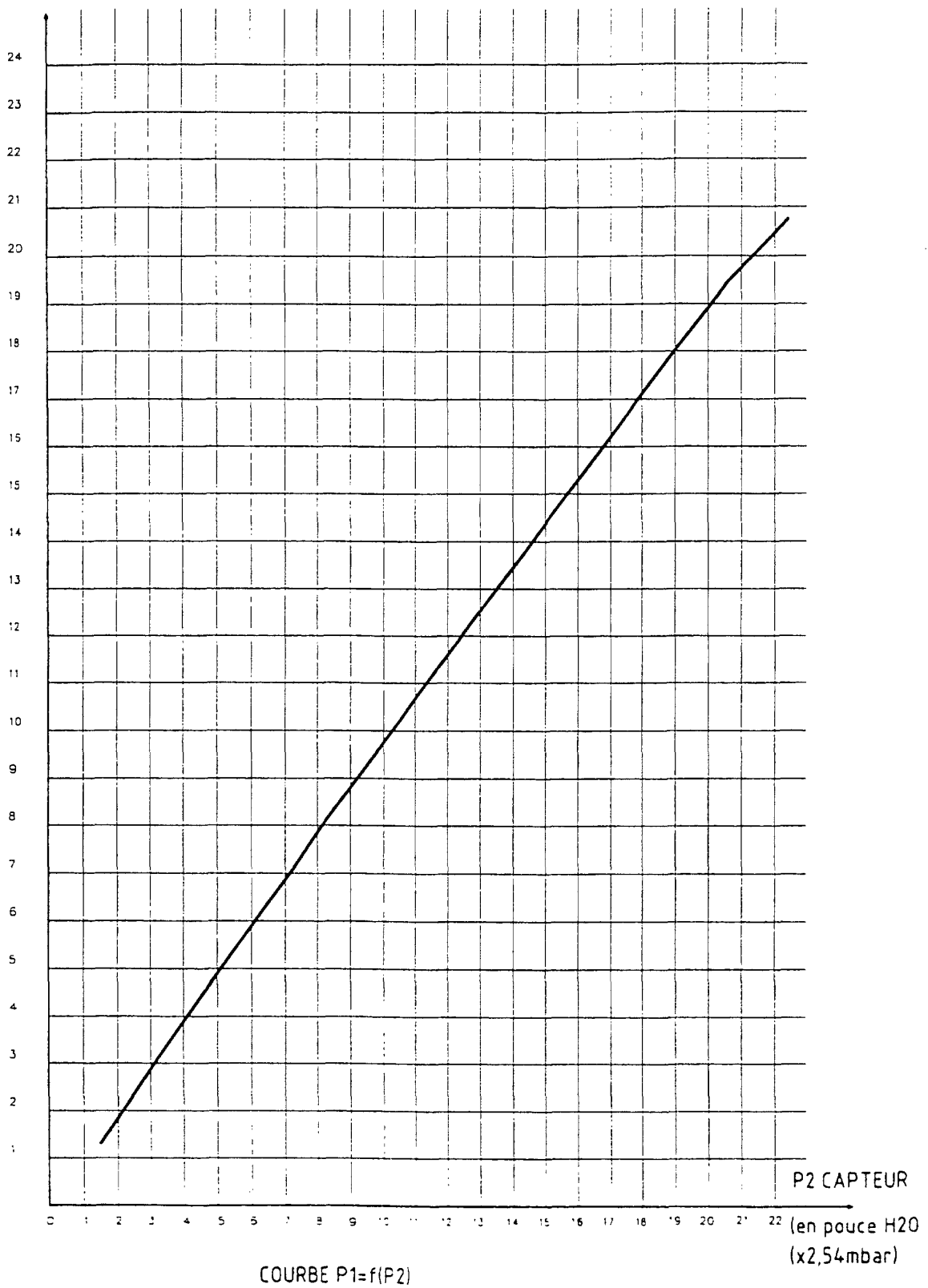
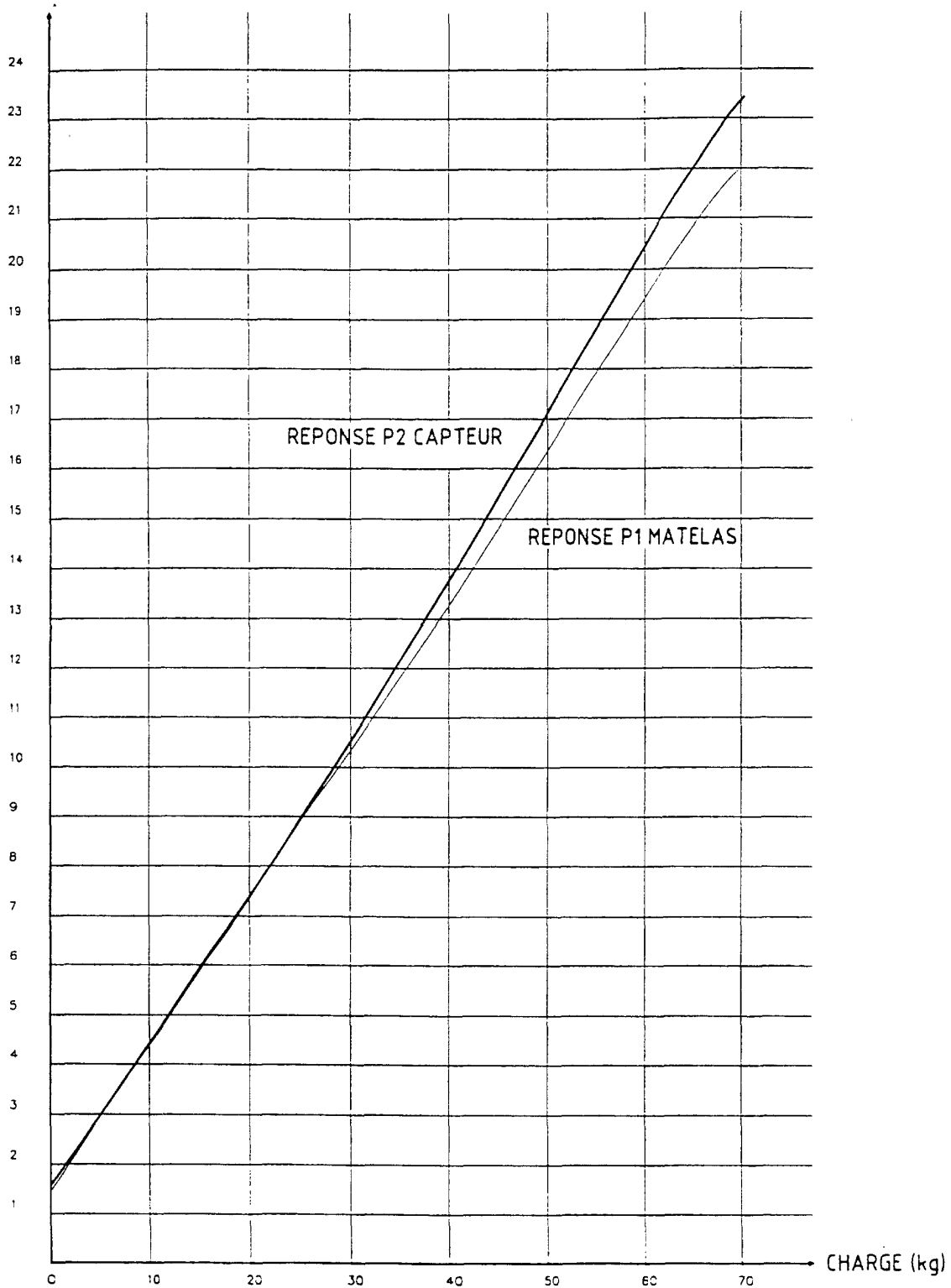


FIG.8

PRESSION (en pouce H2O)  
(x2,54mbar)

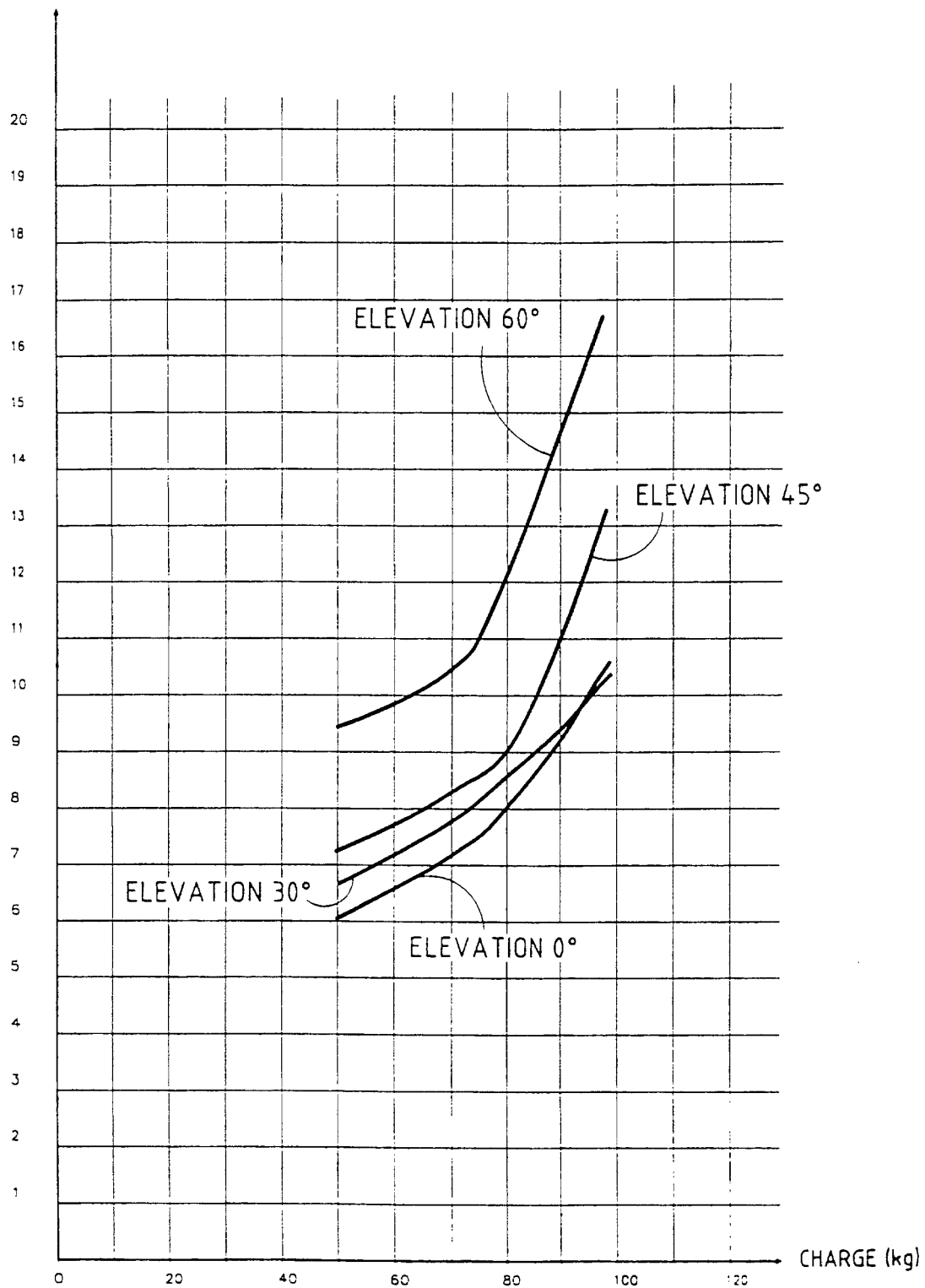


COURBE CAPTEUR P2=f(kg)

COURBE MATELAS P1=f(kg)

FIG.9

PRESSION (en pouce H2O)  
(x2,54mbar)



COURBE MATELAS / PATIENT P2=f(kg)