

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 561 776

②1 N° d'enregistrement national :

84 04660

⑤1 Int Cl⁴ : G 01 N 15/05.

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 26 mars 1984.

③0 Priorité :

④3 Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPi « Brevets » n° 39 du 27 septembre 1985.

⑥0 Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦1 Demandeur(s) : UNIVERSITE DE RENNES I. — FR.

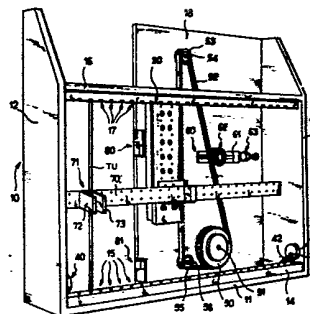
⑦2 Inventeur(s) : Pierre Brun, Jean-Etienne Goasguen, Mar-
tial Oger et Yves Pawlotsky.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : Cabinet Regimbeau, Corre, Martin,
Schrimpf, Warcoin et Ahner.

⑤4 Dispositif et procédé de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies.

⑤7 La présente invention concerne un dispositif et un procédé de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies. Le dispositif comprend des fourches photoélectriques 71, mobiles le long des tubes, pour déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun de ceux-ci, des moyens de guidage 20 des fourches sont constitués d'une glissière à rouleaux croisés comprenant un premier ensemble formant rail, généralement vertical, solidaire d'un support 10, un second ensemble formant rail, parallèle au premier et solidaire de la barre horizontale 70 portant les fourches photoélectriques 71, les premier et second ensembles formant rail définissant des chemins de roulement en « V », en vis-à-vis, sur lesquels roulent deux séries de rouleaux d'axes respectifs croisés intercalés entre les premier et second ensembles.



FR 2 561 776 - A1

D

La présente invention concerne les mesures relatives à la vitesse de sédimentation des hématies.

La présente invention propose en particulier des perfectionnements au dispositif décrit et représenté dans la demande de brevet en France au nom de la Demanderesse, publiée sous le n° 2 528 578. On se reportera d'ailleurs utilement au texte de cette demande de brevet pour la bonne compréhension de la présente invention, le texte de cette demande antérieure devant être considéré comme intégré à la présente description par la référence qui lui est faite ici.

On rappelle que la mesure de la vitesse de sédimentation des hématies à une grande importance pratique. En effet, cet examen, qui est l'un des plus utilisés dans la pratique médicale quotidienne, permet de reconnaître l'existence d'un syndrome inflammatoire, et d'en suivre éventuellement l'évolution sous l'influence d'un traitement.

Dans le passé, ces mesures ont souvent été réalisées selon la méthode dite de WESTERGREN, bien connue de l'homme de l'art.

D'une façon générale, la mesure consiste à placer un échantillon de sang dans un tube calibré vertical, et à mesurer la hauteur de plasma qui, dans le tube à sédimentation, surmonte la colonne de sang.

Selon la méthode de WESTERGREN ces mesures sont réalisées après une heure et/ou le cas échéant deux heures de sédimentation. Les résultats obtenus sont ensuite comparés, aux valeurs minimales présentées par le sujet à l'état normal ou à des valeurs mesurées antérieures, pour déterminer si la sédimentation est pathologique ou non, ou si le traitement produit correctement ses effets.

D'une manière générale, les tubes calibrés recevant les échantillons de sang comportent un étranglement qui coïncide normalement avec une graduation 0, les

tubes étant gradués vers le bas, à partir de cet étranglement, par exemple en millimètre.

5 Dans la majorité des cas le tube est de plus muni d'un bouchon poreux dont la partie basse coïncide en principe avec l'étranglement précité. L'introduction de l'échantillon de sang dans les tubes est réalisée par aspiration. Dans d'autres cas, l'étranglement du tube ne coïncide pas avec la graduation "0", mais est situé au milieu du bouchon poreux de papier, qu'il sert à immobiliser et c'est le bas de ce bouchon qui doit correspondre
10 avec la graduation "0".

Le professeur PAWLOTSKY a par ailleurs proposé récemment un procédé plus performant que les méthodes antérieures.

15 Ce procédé fait intervenir initialement une correction systématique de l'hématocrite. Le taux d'hématocrite est déterminé par des moyens classiques, par exemple par centrifugation d'une partie de l'échantillon de sang prélevé. A partir de cette mesure, l'échantillon sanguin est ramené à une valeur constante de l'hématocrite,
20 par addition de plasma en général, et ce préalablement à l'introduction dans le tube calibré en vue de la mesure de la vitesse de sédimentation proprement dite.

La présente invention s'applique tout particulièrement à la mise en oeuvre du procédé proposé par le
25 professeur PAWLOTSKY.

On notera également que à la différence de la technique de mesure précitée consistant à mesurer la hauteur de plasma après une et/ou deux heure(s) de sédimentation, il a été proposé d'opérer une mesure dite
30 du "type Sigma VS". Cette technique consiste à mesurer la hauteur de plasma à des intervalles de temps fixés, généralement à 20, 30, 40 et 50 minutes à partir de la mise en oeuvre de l'analyse, et à additionner les valeurs mesurées. Le résultat de l'addition ainsi obtenu représente
35 une valeur approchée par défaut de l'intégrale de la courbe de sédimentation dans l'intervalle de temps 20-50mm.

Les mesures de vitesse de sédimentation basées sur les méthodes précitées étaient à l'origine réalisées par un opérateur.

Diverses difficultés sont cependant apparues dans la pratique, liées essentiellement au fait que les relevés de valeur par un opérateur pendant un temps prolongé, sont souvent sujets à erreurs, surtout lorsqu'un grand nombre de tubes doivent être surveillés simultanément.

De plus, la position de la surface supérieure du plasma ne coïncide pas toujours avec le zéro de la graduation. En particulier, lorsque le tube comporte un bouchon poreux, celui-ci ne coïncide pas toujours rigoureusement avec ce zéro.

De ce fait, le niveau de la surface de séparation sang/plasma étant déterminée par rapport à la graduation du tube, la mesure de la hauteur de plasma est là encore entachée d'erreur.

Comme cela est décrit dans la demande de brevet en France n° 2 528 578 précitée, au nom de la Demanderesse, on a tenté éliminer ces inconvénients en utilisant des appareils automatisés équipés de fourches photoélectriques mobiles le long des tubes pour détecter, selon des cycles prédéterminés, le niveau de la surface de séparation sang/plasma dans chacun de ceux-ci.

Des dispositifs similaires sont par ailleurs décrits et représentés dans les brevets Français publiés sous les n° 1 138 862, 2 349 797 et 2 413 661, ou encore dans les demandes de brevet en République Fédérale Allemande publiées sous les n° 24 18 065, 26 31 291, 2 658 211 et 27 06871.

La Demanderesse a cependant constaté que tous ces dispositifs ne permettent pas d'obtenir des mesures précises.

Cela semble dû en particulier au fait que les moyens de guidage utilisés jusqu'ici pour assurer le déplacement des fourches photoélectriques en regard des tubes ne donnent pas pleinement satisfaction.

Ces moyens de guidage étaient jusqu'ici

formés de filins et galets associés coopérant le cas échéant avec des tiges glissant dans des douilles à billes, ou de système vis-écrou.

5 De tels moyens de guidage soit comportent un jeu important, soit induisent un frottement non négligeable lors du déplacement, ce qui bien entendu altère la mesure.

10 La présente invention vient maintenant éliminer ces inconvénients des dispositifs antérieurs en proposant un dispositif de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies comprenant :

- un support apte à recevoir, en position générale verticale, une pluralité de tubes calibrés contenant chacun un échantillon de sang,

15 - une barre horizontale supportant
- une pluralité de fourches photoélectriques, chaque fourche étant adaptée pour encadrer un tube mis en place sur le support et comportant d'une part un élément générateur d'un rayonnement lumineux, d'autre
20 part un organe détecteur sensible à ce rayonnement,

- des moyens de guidage de la barre horizontale par rapport au support, aptes à autoriser un déplacement vertical en translation de celle-ci, de telle sorte que les fourches photoélectriques se déplacent le
25 long des tubes,

- des moyens d'entraînement de la barre horizontale en déplacement vertical, et

- des moyens de mesure aptes à alimenter les éléments générateurs de rayonnement lumineux, ces moyens de mesure étant
30 sensibles au signal généré par chaque organe détecteur et adaptés pour déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun des tubes, le dispositif étant caractérisé par le fait que :

- les moyens de guidage sont constitués d'une
35 glissière à rouleaux croisés comprenant :

. un premier ensemble formant rail,
généralement vertical solidaire du support,

. un second ensemble formant rail,
parallèle au premier et solidaire de la barre horizontale
portant les fourches photoélectriques, les premier et se-
cond ensembles formant rail définissant des chemins de
roulement en "V", en vis-à-vis, sur lesquels roulent

. deux séries de rouleaux d'axes res-
pectifs croisés intercalés entre les premier et second
ensembles, et

- les moyens d'entraînement comprennent :

. un élément moteur solidaire

. d'un pignon denté qui coopère avec

. une courroie crantée reliée à l'assem-
blage second ensemble formant rail/barre horizontale.

Des essais réalisés par la Demanderesse à
l'aide d'un tel dispositif ont permis d'obtenir une
précision nettement supérieure à celle des appareils an-
térieurs.

Cela semble dû notamment au fait que la struc-
ture proposée des moyens de guidage assurent un coulisse-
ment doux sans frottement, ni jeu sur toute la course de
déplacement de la barre mobile.

De préférence, les moyens de mesure sont
reliés aux fourches photoélectriques par l'intermédiaire
d'un organe de multiplexage.

Par ailleurs, selon l'invention, l'organe
de multiplexage est avantageusement associé à une base
de temps apte à contrôler l'alimentation successive et
cyclique des éléments générateurs de rayonnement lumineux
et à rendre les moyens de mesure sensibles au signal
des organes détecteurs associés, en synchronisme, à une
cadence élevée, choisie par rapport à la vitesse de trans-
lation de la barre horizontale supportant les fourches
photoélectriques de telle sorte que la résolution de la

mesure soit inférieure à $1/3$ mm et de préférence de l'ordre de $1/4$ mm.

Selon une caractéristique avantageuse de l'invention, les moyens de mesure comprennent un comparateur apte à comparer la valeur du signal généré par chaque organe détecteur avec une valeur prédéterminée spécifique de chacun de ces organes détecteurs, et un codeur de position adapté pour définir la position instantanée de la barre horizontale et donc le niveau de la mesure dans le tube.

Selon l'invention, ladite valeur prédéterminée appliquée au comparateur correspond soit à une valeur de seuil définie en liaison avec l'amplitude du signal généré respectivement par chaque organe détecteur lors de la mesure du rayonnement traversant une partie vide du tube correspondant, soit une valeur mesurée antérieure.

La présente invention concerne également un procédé de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies à l'aide d'un dispositif du type précité, qui comprend les étapes consistant :

- i) à détecter la mise en place d'un premier tube sur le support,
- ii) à initialiser un créneau temporel d'admission ultérieure de tubes sur le support, et simultanément à initialiser une période de mesure pour ledit premier tube, lors de la détection de la mise en place de celui-ci,
- iii) à détecter la mise en place ultérieure de tubes sur le support, pendant le créneau temporel d'admission, et à initialiser des périodes de mesure respectives associées à chaque tube, lors de la mise en place de ceux-ci,
- iv) à interdire la mise en place de tubes sur le support après la fin du créneau temporel d'admission, puis
- v) à déplacer les fourches photoélectriques le long des tubes, à alimenter les éléments générateurs de rayonnement lumineux et à rendre les moyens de mesure sensibles

au signal généré par les organes détecteurs, au cours de ce déplacement, selon un cycle prédéterminé, et vi) à déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chaque tube à des instants prédéterminés des périodes de mesure respectives, sur la base des signaux appliqués aux moyens de mesure à l'étape v)

De préférence, les étapes i) et iii) de détection de la mise en place de tubes sur le support sont réalisées par détection d'une variation d'amplitude du signal généré par les organes détecteurs des fourches photoélectriques.

Pour opérer une mesure du type "Sigma VS", les étapes v) et vi) de déplacement des fourches photoélectriques et de détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma consistent :

a) à déplacer les fourches photoélectriques périodiquement, à intervalles de temps égaux, et sous multiples de ladite période de mesure, à partir de la fin du créneau temporel d'admission et jusqu'à l'achèvement de la période de mesure associée au dernier tube mis en place sur le support,

b) à déceler au cours du déplacement des fourches photoélectriques, les surfaces de séparation sang/plasma des tubes par détection des variations d'amplitude des signaux de mesure délivrés par les différents organes détecteurs,

c) à mémoriser des signaux auxiliaires représentatifs de la position de la surface de séparation sang/plasma, délivrés par un codeur de position de la barre horizontale,

d) à sélectionner les signaux auxiliaires mémorisés à des instants de mesure proches d'instantanés déterminés des périodes de mesure,

e) à déterminer, par extrapolation sur la base des signaux auxiliaires sélectionnés, la position

de la surface de séparation sang/plasma auxdits instants prédéterminés des périodes de mesure, et

f) à additionner les signaux déterminés par extrapolation.

5 De façon préférentielle, le créneau temporel d'admission (τ) est compris entre 10 et 20 minutes, postérieurement à ce créneau les fourches sont déplacées périodiquement à des intervalles de temps de l'ordre de 40 secondes à 1 minute, et les instants prédéterminés
10 pour lesquels les signaux sont déterminés par extrapolation sont espacés entre eux d'environ 10 minutes.

Selon une autre caractéristique de la présente invention, l'étape b) est réalisée en alimentant les éléments générateurs de rayonnement et en rendant, en
15 synchronisme, les moyens de mesure sensibles au signal généré par les organes détecteurs pendant une partie seulement des périodes de mesure associées.

Pour opérer une mesure du type "VS" simple, les étapes v) et vi) de déplacement des fourches photo-
20 électriques et de détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma consistent :

a) à déplacer les fourches photoélectriques à la fin de chaque période de mesure prédéterminée,
b) à déceler, au cours du déplacement des
25 fourches photoélectriques, la surface de séparation sang/plasma dans le tube pour lequel la fin de la période de mesure est atteinte, et
c) à mémoriser et/ou à afficher le résultat obtenu.

30 De préférence, chaque période de mesure a une durée d'environ une heure, le cas échéant deux heures.

Selon une autre caractéristique avantageuse de l'invention, la détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma est réalisée par compa-
35 raison des signaux instantanés appliqués aux moyens de

mesure par les organes détecteurs avec des signaux de mesure antérieurs mémorisés, ou des valeurs de seuil définies sur la base de l'amplitude des signaux générés par les organes détecteurs lors de la mesure du rayonnement à travers les tubes (TU) à vide.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée qui va suivre, et en regard des dessins annexés qui concernent un mode de réalisation considéré actuellement comme préférentiel d'un dispositif de mesure automatique de la sédimentation des hématies conforme à la présente invention. Sur ces dessins :

- la figure 1 représente une vue en perspective de la structure mécanique d'un dispositif de mesure conforme à la présente invention,
- la figure 2 représente une vue schématique partielle en perspective d'une glissière à rouleaux croisés utilisée dans un dispositif de mesure conforme à la présente invention,
- la figure 3 représente une vue schématique, sous forme de blocs fonctionnels, des circuits électroniques d'un dispositif de mesure conforme à la présente invention,
- les figures 4A et 4B qui doivent être considérées en série, représentent un chronogramme illustrant le procédé de mesure automatique de la sédimentation des hématies conforme à la présente invention.

On va dans un premier temps décrire la structure mécanique du dispositif de mesure automatique représenté sur la figure 1.

Ce dispositif comprend un support 10 sur lequel est montée à coulissement vertical une barre horizontale 70 portant une pluralité de fourches photoélectriques

71.

Pour simplifier la représentation, une seule fourche électrique 71 a été représentée sur la figure 1.

5 Le support 10 se compose d'une paroi de base horizontale 11, de deux parois latérales verticales 12, 13, raccordées aux extrémités de celle-ci et en saillie vers le haut, et d'une paroi arrière verticale 14, raccordées au moins à l'une des parois latérales verticales 13.

10 La paroi de base horizontale 11 porte une traverse support inférieure 14, de préférence amovible. Cette traverse support inférieure 14, allongée, s'étend entre les deux parois latérales verticales 12 et 13, et possède une pluralité (24 par exemple) d'orifices de réception 15 ou-
15 verts vers le haut et d'axes verticaux alignés. Le diamètre des orifices de réception 15 est adapté pour autoriser l'insertion des extrémités inférieures des tubes recevant les échantillons de sang, comme cela est représenté sur la figure 1 où un tube positionné sur le support est
20 référencé TU. Par ailleurs, la traverse support inférieure 14 comporte de préférence un évidement longitudinal communiquant avec les orifices de réception 15 et remplit d'une matière élastomère apte à supporter élastiquement les tubes TU en rattrapant tout jeu éventuel dans le posi-
25 tionnement de ceux-ci.

De préférence, la traverse support inférieure 14 est montée amovible sur le support 10. Celle-ci peut être avantageusement immobilisée sur la paroi de base horizontale 11 à l'aide de galets 40 montés à rotation
30 sur les parois latérales 12 et 13, au voisinage de l'extrémité inférieure de celles-ci, autour d'axes 41 excentrés, et équipés de leviers d'actionnement 42.

L'homme de l'art comprendra aisément que selon que les galets 40 viennent ou non en appui contre
35 la traverse inférieure 14, cette dernière est sollicitée en appui étroit contre la paroi de base horizontale 11

ou libre de retrait de celle-ci.

Le support 10 comporte également une traverse de blocage supérieure 16 s'étendant entre les parois latérales verticales 12 et 13, parallèlement à la traverse support inférieure 14, et superposée à cette dernière.

La traverse de blocage supérieure 16 comporte, sur sa surface inférieure, une pluralité d'évidements 17 ouverts vers le bas et débouchant latéralement vers l'avant du dispositif, à l'opposé de la paroi arrière verticale 14. Le nombre d'évidements 17 égale le nombre d'orifices de réception 15, et les évidements 17 de la traverse de blocage supérieure 16 sont ménagés à la verticale des orifices de réception 15 prévus dans la traverse support inférieure 14. Les évidements 17 sont formés plus précisément de rainures de direction générale horizontale perpendiculaires à la paroi arrière verticale 14, de section droite verticale rectangulaire sensiblement constante. De plus, chaque évidement ou rainure 17 débouche sur l'avant de la traverse de blocage supérieure 16 tout en étant obstruée vers l'arrière par une paroi généralement cylindrique d'axe vertical.

La largeur d'ouverture (considérée dans un plan horizontal) des évidements 17 est légèrement supérieure au diamètre des tubes TU afin d'autoriser l'insertion de l'extrémité supérieure de ceux-ci dans les évidements. Par ailleurs, les parois latérales de ceux-ci sont de préférence munies d'un resserrement afin d'autoriser lors du dépassement, par déformation élastique, de l'extrémité supérieure des tubes, l'immobilisation de ceux-ci contre le fond généralement cylindrique des évidements 17.

Dans ces conditions, pour installer chacun des tubes TU sur le support 10, il convient dans un premier temps d'engager l'extrémité inférieure de ceux-ci dans un orifice de réception 15 de la traverse support inférieure

14, puis par pivotement du tube dans un plan vertical généralement perpendiculaire à la paroi arrière verticale 14 d'engager l'extrémité supérieure du tube TU dans l'évidement 17 associé de la traverse de blocage supérieure 16, superposée à l'orifice de réception 15 précité, afin de porter l'extrémité supérieure du tube TU contre le fond de l'évidement 17. Dans cette position, le tube TU est parfaitement vertical et maintenu sur le support tant que son extrémité supérieure n'est pas retirée de l'évidement correspondant.

10 Pour cela, bien entendu la distance séparant la surface supérieure de la matière élastomère logée dans la traverse support inférieure 14 et le fond des évidements 17 (surface supérieure horizontale) est sensiblement égale, tout en étant légèrement inférieure, à la longueur des tubes TU, afin d'exiger une légère déformation de la matière élastomère précitée pour le positionnement des tubes TU sur le support 10.

20 La barre horizontale 70 portant une pluralité de fourches photoélectriques 71, précédemment évoquées, est guidée en translation verticale, parallèlement à la traverse support inférieure 14 et à la traverse de blocage supérieure 16 par une glissière à rouleaux croisés 20.

25 La structure d'une telle glissière à rouleaux croisés, disponible dans le commerce ne sera pas décrite en détail par la suite.

De telles glissières à rouleaux croisés sont par exemple commercialisées par la Société "TECHNOMETAL".

30 Pour faciliter la compréhension de l'invention, on a cependant représenté schématiquement un exemple de réalisation non limitatif d'une telle glissière à rouleaux croisés sur la figure 2.

35 Sur cette figure, on distingue deux rails 21, 22, généralement rectilignes et parallèles susceptibles de déplacement relatif grâce à des rouleaux croisés 28, 29 interposés entre ceux-ci.

Un premier rail 21 est solidarisé à la paroi arrière verticale 14 tandis que le second rail 22 est rendu solidaire de la barre horizontale 70, de telle sorte que la direction longitudinale de ces rails, illustrée par l'axe référencé A-A sur la figure 2, s'étende verticalement.

Par ailleurs, comme cela est représenté sur la figure 2, chacune des surfaces 31, 32, en regard, des rails 21 et 22 présente un chemin de roulement longitudinal, parallèle à l'axe A-A précité, de section droite en V, symétrique par rapport aux surfaces 31 et 32 précitées. Plus précisément, le chemin de roulement du premier rail 21 est formé de deux surfaces 23, 24 planes et parallèles à l'axe longitudinal A-A, ménagées en creux dans le rail 21 en étant inclinées de 45° par rapport à la surface 31.

De façon similaire, le chemin de roulement présenté par le second rail 22 est formé de deux surfaces 25, 26 planes et parallèles à l'axe longitudinal A-A, perpendiculaires entre elles, et ménagées en creux dans le rail 22 en étant inclinées de 45° sur la surface 32 précitée.

Sur ce chemin de roulement, se déplacent deux séries de rouleaux, référencées 28 d'une part, 29 d'autre part et possédant des axes respectifs référencés 27 et 30 perpendiculaires entre eux.

Plus précisément encore, les axes 27 des rouleaux 28 de la première série sont perpendiculaires aux surfaces 23 et 26, et donc parallèles aux surfaces 24 et 25 des chemins de roulement.

A l'opposé, les axes 30 des rouleaux 29 de la seconde série s'étendent perpendiculairement aux surfaces 24 et 25, et donc parallèlement aux surfaces 23 et 26 des chemins de roulement.

De plus, afin d'éviter tout frottement des rouleaux sur les chemins de roulement précités, le diamètre

de ceux-ci est légèrement supérieur à leur longueur.

Les rouleaux 28 et 29 sont en outre supportés régulièrement espacés dans une garniture 33, interposée entre les rails 21 et 22.

5 L'exemple de réalisation représenté sur la figure 2 est cependant schématique. Dans la pratique, la glissière à rouleaux croisés 20 représentée sur la figure 1, comporte une coulisse solidaire de la paroi
10 arrière verticale 14 et comportant deux rails 21 parallèles présentant des chemins de roulement opposés, coopérant avec deux rails 22 parallèles respectifs présentant des chemins de roulement en regard, solidaires d'un coulisseau fixé sur la barre horizontale 70.

15 La barre horizontale 70 est ainsi susceptible de déplacement vertical pour déplacer les fourches photo-électriques 71 le long des tubes TU, sous l'effet d'actionnement de moyens d'entraînement qui vont maintenant être décrits.

20 Ces moyens comprennent une roue dentée 50 solidaire d'un arbre horizontal 51 d'un élément moteur non représenté, tel qu'un motoréducteur.

Une courroie crantée intérieurement 52 qui coopère avec la roue dentée 50 est dirigée d'une part vers un pignon denté supérieur de renvoi 53 monté rotatif autour d'un
25 axe horizontal 54, d'autre part vers un pignon denté inférieur de renvoi 55 monté à rotation autour d'un axe horizontal 56, tout en étant reliée à la barre horizontale 70 ou à la partie de la glissière à rouleaux croisés 20 solidaire de celle-ci.

30 Plus précisément, les axes 51, 54 et 56, de la roue dentée 50, du pignon denté supérieur de renvoi 53 et du pignon denté inférieur de renvoi 55 respectivement sont parallèles entre eux et généralement perpendiculaires à la paroi arrière verticale 14, dans laquelle
35 ils sont montés à rotation à l'aide de tout moyen classique approprié. De plus, les axes 54 et 56 précités sont

situés dans un même plan vertical.

Enfin, comme cela est représenté sur la figure 1, la paroi arrière verticale 14 supporte des moyens 60 de tension de la courroie crantée 52.

5 Ces moyens comprennent une glissière 61 montée à coulissement horizontal sur la paroi arrière verticale 14, qui porte un galet 62 à rotation autour d'un axe horizontal perpendiculaire à la paroi arrière verticale 14, la glissière 61 étant de plus associée à des moyens
10 de réglage comprenant un organe fileté 63 susceptible de modifier la position de la glissière 61 et la force d'appui du galet 62 contre la surface extérieure lisse de la courroie crantée 52.

On distingue par ailleurs sur la figure 1
15 des butées 80 et 81 détectant les fins de course respectivement supérieure et inférieure de la barre horizontale 70.

Ces butées 80 et 81 seront avantageusement constituées d'interrupteurs actionnés lorsque la barre
20 horizontale atteint ses limites supérieure et inférieure, pour interrompre l'alimentation des moyens d'entraînement associés et le cas échéant, inverser le sens de rotation de ceux-ci.

La structure des fourches photoélectriques 71
25 positionnées sur la barre horizontale 70 et déplacées le long des tubes TU pour détecter la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun de ceux-ci, ne sera pas décrite en détail, mais on se reportera utilement à la demande de brevet Française antérieure de la
30 Demanderesse publiée sous le n° 2 528 578 en ce qui concerne cette structure.

On notera toutefois que chaque fourche photoélectrique 71 comprend d'une part un élément 72, tel qu'une

diode électroluminescente, apte à émettre un rayonnement lumineux d'une part, et un organe détecteur 73, tel qu'un phototransistor, sensible au rayonnement précité. Comme représenté figure 1, les éléments 72 et 73 sont disposés
5 de part et d'autre des tubes TU.

Comme cela a été précédemment évoqué, la Demanderesse a constaté après de nombreux essais que l'utilisation d'une glissière à rouleaux croisés pour guider la barre horizontale 70 d'une part et d'une cour-
10 roie crantée 52 pour assurer l'entraînement de celle-ci d'autre part, permettaient d'assurer une translation sans jeu des fourches photoélectriques 71, et d'une parfaite fiabilité, permettant une précision de mesure bien supérieure à celle obtenue avec tout autre composant
15 actuellement disponible sur le marché.

On va maintenant décrire la structure du circuit électrique représenté sur la figure 3.

La base de ce circuit est formée d'une unité centrale 100 pilotée de préférence par microprocesseur, qui incorpore une horloge 101, et qui commande par l'in-
20 termédiaire d'un bus 102 un décodeur 103. Celui-ci comporte un nombre de sorties égale au nombre de fourches photoélectriques 71, et donc de diodes électroluminescentes 72.

Comme représentées sur les figures 3, les sorties du décodeur 103 sont reliées respectivement, par l'intermédiaire de liaisons filaires 104, d'une part aux diodes émettrices 72, d'autre part à des entrées de commande d'un multiplexeur 105. Ce dernier possède un
30 nombre d'entrées principales égale au nombre de fourches photoélectriques 71 et reçoit sur ces entrées les signaux générés par chacun des phototransistors 73 intégrés aux fourches, par l'intermédiaire d'un bus référencé 106.

La sortie unique 107 du multiplexeur est
35 reliée à un convertisseur analogique/numérique 108, lui-

même relié au bus 102 précité.

On comprend que l'insertion d'un multiplexeur 105 entre les fourches photoélectriques 71 et l'unité centrale 100 permet d'alléger très notablement l'infrastructure de traitement du signal.

L'unité centrale 100 commande par ailleurs par l'intermédiaire de liaisons 109 un organe de commande 110 connecté au moteur 111 dont l'arbre de sortie 112 actionne la roue dentée 50.

L'unité centrale 100 reçoit par ailleurs sur une liaison 113 une information représentative du nombre de tours effectué par le rotor du moteur d'entraînement 111, et donc du déplacement vertical des fourches photoélectriques 71.

Pour cela, la liaison 113 peut être reliée à un codeur angulaire associé au moteur 111 ou encore être sensible aux impulsions de courant rotorique correspondant au passage des lames du collecteur sur les balais, le moteur d'entraînement 111 étant alors du type courant continu.

On reconnaît par ailleurs sur la figure 3 une imprimante 114 reliée à l'unité centrale 100 par l'intermédiaire d'un bus 115, pour la visualisation des données de mesure, un ensemble de clavier d'affichage 116 relié à l'unité centrale 100 par l'intermédiaire d'un bus 117 et permettant à un opérateur de contrôler manuellement la visualisation de données mesurées ou encore d'intervenir au niveau du processus de mesure.

Le cas échéant, l'unité centrale 100 est également reliée par l'intermédiaire d'un bus 118 à des circuits d'interfaces 119 permettant la connexion du dispositif de mesure avec d'autres systèmes compatibles, tels qu'un ordinateur.

On va maintenant décrire le procédé de mesure conforme à la présente invention illustré sous forme de chronogramme sur les figures 4A et 4B.

Le processus de mesure est initié par la mise sous tension du dispositif, à l'étape 200.

A la mise sous tension, aucun tube TU n'est disposé sur le support. Par ailleurs, la barre horizontale 70 est positionnée immobile environ 1 cm au-dessus du bouchon de papier des tubes de WESTERGREN, qui, dans les tubes standard, limite la hauteur du liquide.

L'unité centrale 100, à l'étape 201 procède alors successivement à une excitation des différentes diodes émettrices 72 par l'intermédiaire du décodeur 103, et, en synchronisme, à une détection et à une mise en mémoire, par l'intermédiaire du multiplexeur 105 et du convertisseur 108, des signaux générés par les phototransistors 73 lors de la détection des rayonnements émis par les diodes 72 associées.

Une telle détection initiale des signaux respectifs générés par chaque organe détecteur 73 permet d'éliminer les éventuelles dérives de sensibilité des fourches photoélectriques.

A l'étape 202 suivante, l'unité centrale 100 continue à alimenter cycliquement les diodes émettrices 72 par l'intermédiaire du décodeur 103 et à explorer les signaux générés par les phototransistors 73, afin de détecter la mise en place d'un premier tube n_o en décelant une variation de l'intensité du signal généré par l'un des organes détecteurs 73. La détection de cette variation d'intensité du signal d'une fourche photoélectrique, et donc la mise en place d'un premier tube n_o est opérée en comparant cycliquement le signal généré par chacun des organes détecteurs 73 avec la valeur du signal correspondant mémorisé à l'étape 201.

Comme représenté sur la figure 4A, l'étape 202 est réitéré jusqu'à ce que la mise en place du premier tube n_o soit détecté.

Il est à noter que ce premier tube peut être placé en un emplacement quelconque sur le support 10.

Lors d'une telle détection de la mise en place du premier tube n_0 sur le support 10, l'unité centrale initie un compteur associé à l'horloge 101, et ainsi d'une part procède à l'initialisation d'un créneau temporel τ d'admission des tubes, à l'étape 203, et d'autre part procède à l'initialisation t_0 d'une période de mesure T_0 dudit premier tube n_0 , à l'étape 204.

Par ailleurs, à l'étape 205, l'unité centrale 100 mémorise le signal généré par l'organe détecteur 73 qui a permis de déceler la mise en place du premier tube. Le signal mémorisé correspond à l'amplitude du signal généré par l'organe détecteur 73 précité lors de la détection du rayonnement traversant le tube à vide TU, dans la mesure où comme cela a été précédemment indiqué, les fourches 71 sont initialement positionnées au-dessus des bouchons de papier prévus dans les tubes. Le signal mémorisé servira ultérieurement à la mesure des hauteurs de plasma.

De plus, l'unité centrale 100 sur la base du signal mémorisé correspondant au niveau de transmission à travers le tube vide définit de préférence deux seuils de détection qui serviront ultérieurement à mesurer l'étendue de la transition plasma-globules rouges.

L'étape 205 est suivie d'une étape de test 206 au cours de laquelle l'unité centrale 100 détermine si la fin du créneau temporel τ d'admission est arrivée ou non.

Si NON, l'étape 206 est suivie de l'étape de test 207 au cours de laquelle l'unité centrale 100 alimente cycliquement les diodes 72 par l'intermédiaire du décodeur 103 et explore les signaux générés par les organes détecteurs 73 associés, par l'intermédiaire du multiplexeur 105 et du convertisseur 108, afin de détecter toute variation de l'intensité du signal généré par

les organes détecteurs 73, correspondant à la mise en place d'un tube n, par comparaison de ce signal avec celui mémorisé à l'étape 201 initiale, et correspondant à la transmission du rayonnement à travers l'air.

5 Si le résultat du test 207 est négatif, l'étape 206 précitée est réitérée.

Si par contre le résultat du test 207 est positif, celui-ci est suivi de l'étape 208 au cours de laquelle, de façon similaire à l'étape 204, l'unité centrale 100 procède à l'initialisation t_n d'une période de mesure T_n du tube n dont la mise en place sur le support 10 vient d'être détectée. Ainsi, la détection d'une variation de l'intensité d'un organe détecteur 73 due aux modifications de transmission du rayonnement dans l'air d'une part (étape 201) et à travers un tube à vide d'autre part (étape 207) détermine l'origine des périodes de mesure respectives pour chacun des tubes.

L'étape 208 est alors suivie, de façon comparable à l'étape 205 précitée, d'une étape 209 au cours de laquelle l'unité centrale 100 mémorise le signal alors généré par l'organe détecteur 73 en question, et correspondant au niveau de transmission à travers le tube à vide. Ce signal mémorisé servira à la mesure de la hauteur de plasma dans le tube correspondant. De plus, toujours à 25 l'étape 209, l'unité centrale 100 génère de préférence des seuils, sur la base du signal mémorisé, qui serviront à mesurer l'étendue de la transition plasma-globules rouges.

L'étape 209 est suivie de l'étape de test 206 précitée.

30 Si par contre, le résultat de l'étape de test 206 est positif, c'est-à-dire si le créneau temporel τ d'admission est achevé, l'étape 206 est suivie de l'étape de test 210 au cours de laquelle l'unité centrale 100 détermine si l'opérateur a requis une mesure du type dit "Sigma VS" ou du type "VS simple". 35

On rappellera que pour l'homme de l'art, une

mesure du type "Sigma VS" consiste à déterminer le niveau de plasma à des intervalles de temps fixés généralement à 20, 30, 40 et 50 mn à compter de la mise en oeuvre de l'analyse, c'est-à-dire de la mise en place des tubes sur le support 10. L'addition de ces quatre valeurs représente une valeur approchée par défaut de l'intégral de la courbe de sédimentation de l'intervalle 20-50 mn.

Par contre, la mesure du type "VS simple" consiste à prendre en compte uniquement le niveau du plasma au bout d'une heure de mesure ou le cas échéant au bout de la première heure et de la deuxième heure d'analyse.

Si l'unité centrale 100 détermine à l'étape 210 qu'une mesure du type "Sigma VS" est demandée par l'opérateur, l'étape de test 210 est suivie de l'étape 212.

Au cours de celle-ci, l'unité centrale 100 alimente le moteur 111 pour induire la descente de l'équipage mobile barre horizontale 70/fourches photoélectriques 71, tout en assurant une alimentation successive et cyclique des diodes émettrices 72 par l'intermédiaire du décodeur 103 et une exploration des organes détecteurs 73 par l'intermédiaire du multiplexeur 105 et du convertisseur 108.

La vitesse de translation de l'équipage mobile peut être de l'ordre de 30 mm/seconde, la fréquence du multiplexage de signaux d'alimentation des diodes émettrices 72 et d'exploration des organes détecteurs 73 assurant une résolution de l'ordre de 0,2mm.

Au cours de cette étape 212 de descente de l'équipage mobile, à chaque lecture d'un tube, c'est-à-dire à chaque détection du signal d'un organe détecteur 73, on compare la valeur du signal instantané aux différents seuils (propres à ce tube) préalablement mémorisées, et on tient compte des lectures précédentes pour savoir si cette transmission correspond au tube vide, au bouchon, au plasma ou aux globules rouges. Pour toute détection d'une surface de séparation, par exemple plasma/sang, l'unité centrale mémorise un signal auxiliaire délivré par le codeur de position sur la ligne 113, ce signal auxiliaire représentant la position de cette surface de séparation.

Ainsi, lorsque l'équipage mobile barre horizontale 70/fourches photoélectriques 71 atteint sa fin de course inférieure détectée par la butée 81, on dispose de trois informations : la hauteur de plasma, la mesure de transition plasma/globules rouges et la présence ou non d'une
5 anomalie (caillots par exemple).

Après détection de la fin de course inférieure de l'équipage mobile par la butée 81, l'étape 212 est suivie de l'étape 213 au cours de laquelle l'unité centrale
10 commande l'inversion du sens de rotation du moteur 111 pour induire le retour de l'équipage mobile à sa position d'origine au-dessus des bouchons de papier prévus dans les tubes. (sans exploration des fourches).

L'étape 213 est alors suivie de l'étape de
15 test 214 au cours de laquelle l'unité centrale 100 détermine si la période de mesure T_n du dernier tube mis en place est atteinte ou non. Si la réponse à l'étape de test 214 est négative, celle-ci est suivie, après temporisation à l'étape 211, d'une réitération de l'étape 212.

20 Si par contre, la réponse à l'étape de test 214 est positive, c'est-à-dire si la période de mesure T_n du dernier tube mis en place sur le support 10 est atteinte, l'unité centrale 100 procède à l'étape 215 à une sélection des valeurs utiles auxiliaires mémorisées pour chaque tube
25 n c'est-à-dire à une sélection des informations représentatives des niveaux de plasma dans chacun des tubes mémorisées aux instants les plus proches de 20, 30, 40 et 50 mn à partir de l'initialisation spécifique de chacune des périodes de mesure respectives associées.

30 L'écart temporel existant entre l'instant de mesure réel des niveaux de plasma dans les tubes et les intervalles de temps prédéterminés 20, 30, 40 et 50 mn égale au plus la moitié de la période séparant deux déplacements de l'équipage mobile, c'est-à-dire la moitié de la période déterminée par
35 l'étape de temporisation 211. Cette période peut être de

l'ordre de 40 secondes à 1 minute.

5 L'étape 215 est ensuite suivie d'une étape 216 au cours de laquelle l'unité centrale 100, par extrapolation linéaire, détermine sur la base des valeurs utiles sélectionnées, le niveau de plasma dans chacun des tubes, aux intervalles de temps fixés précités, généralement 20, 30, 40 et 50 mn.

10 L'étape 216 est alors suivie de l'étape 217 au cours de laquelle l'unité centrale 100 procède à une addition des quatre niveaux déterminés à l'étape 216. L'information ainsi obtenue et qui représente la valeur dite "Sigma VS" pour chacun des tubes, peut être visualisée en 116, ou enregistrée sur papier en 114, ou encore transmise par l'interface 119 à tout accessoire approprié.

15 On peut envisager d'explorer cycliquement la totalité des fourches photoélectriques 71, à partir de la fin du créneau temporel τ d'admission, jusqu'à l'achèvement de la période de mesure T_n du dernier tube mis en place.

20 En variante, on peut envisager d'assurer l'exploration des fourches photoélectriques 71, pendant une partie seulement de la période de mesure associée, telle que par exemple pendant une période allant de 12 mn à 54 mn environ, en considérant comme origine la mise en place du tube sur le support 10.

25 Si par contre la réponse à l'étape de test 210 est négative, une mesure du type VS simple étant requise par l'opérateur, l'étape de test 210 est suivie de l'étape de test 218.

30 Au cours de celle-ci, l'unité centrale 100 scrute le compteur général associé à l'horloge 101, et dans lequel sont mémorisés les instants d'initialisation respectifs des périodes de mesure de chacun des tubes, afin de déterminer les instants correspondant à la fin d'une période de mesure. On rappelle que ces
35 instants correspondent à l'écoulement d'une période d'une heure ou deux heures à compter de la mise en place

d'un tube sur le support 10. L'étape 218 est réitérée tant que la fin d'une période de mesure n'est pas atteinte.

Par contre, lorsque l'unité centrale 100 détecte la fin d'une période de mesure, l'étape 218 est
5 suivie de l'étape 219.

Au cours de celle-ci, de façon similaire à l'étape 212 précitée, l'unité centrale 100 assure un déplacement vers le bas de l'équipage mobile et une exploration de la fourche encadrant le tube à analyser.
10 Là encore, lors de ce déplacement, l'unité centrale procède à la mesure de la hauteur de plasma, comme cela est illustré à l'étape 220, en comparant le signal généré par l'organe détecteur 73 aux différents seuils mémorisés propres à ce tube d'une part et en tenant
15 compte des lectures précédentes d'autre part et en mémorisant lors de la détection d'une variation de transmission le signal auxiliaire correspondant délivré par le codeur de position.

On notera qu'au cours de cette descente de
20 l'équipage mobile, l'unité centrale 100 peut commander l'exploration seule et continue de la fourche photoélectrique 71 pour laquelle la période de mesure est achevée, comme détectée à l'étape 218 précédente.

Là encore, lorsque l'équipage mobile atteint
25 sa fin de course inférieure détectée par la butée 81, l'unité centrale 100 impose un changement de sens de rotation au moteur 111 pour assurer le retour de l'équipage mobile en position d'origine (étape 221) au-dessus des bouchons de papier prévus dans les tubes.

A l'étape 222 ultérieure, l'unité centrale 100
30 teste si la mesure préalablement effectuée est la dernière mesure. Si tel est le cas, l'unité centrale 100 procède à une visualisation des résultats obtenus, à l'étape 223, sur l'affichage 116, ou sur l'imprimante 114, ou sur tout
35 autre moyen approprié connecté à l'interface 119.

Si par contre, le résultat du test 222 est négatif, les étapes 218 et suivantes sont réitérées.

Bien entendu, la présente invention n'est aucunement limitée au mode de réalisation qui vient d'être décrit mais s'étend à toute variante conforme à son esprit, en particulier en ce qui concerne l'utilisation des
5 mesures effectuées.

On mentionnera par exemple que l'imprimante 114 peut être utilisée pour tracer la courbe de sédimentation représentant la hauteur de la surface de séparation sang/plasma en fonction du temps.

10 Par ailleurs, de préférence, les moyens d'affichage 116 sont utilisés pour visualiser le type de mesure effectué et le temps écoulé depuis le début de l'analyse.

En outre, différentes variantes du processus de mesure ci-dessus décrit sont susceptibles d'être envisagées
15 selon l'invention.

Par exemple, le niveau de transmission à travers le tube vide (étapes 201, 205, figure 4A) qui sert de référence pour les mesures des hauteurs de plasma peut ne pas être déterminé seulement lors du chargement des
20 tubes, mais à chaque descente de l'équipage mobile.

A titre d'exemple, on peut faire la valeur moyenne de 32 lectures effectuées sur le tube vide au-dessus du bouchon. Ainsi, avec une lecture tous les 0,2mm, on obtient la valeur moyenne de la transmission à travers
25 le tube vide sur 6,4mm. Cela justifie la position de repos des fourches photoélectriques 1cm au-dessus du haut des bouchons de papier.

On notera de plus que la représentation des chronogrammes sur les figures 4A et 4B n'est que schématique.

30 Dans la pratique, le choix de la mesure (VS simple ou Sigma VS) doit précéder le chargement des tubes sur le support.

Comme cela a été précisé dans la description qui précède, la mesure du type Sigma VS est réalisée de pré-

férence en déterminant par extrapolation la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun des tubes à des intervalles de temps espacés de 10 mn et correspondant à des instants postérieurs à l'origine de la mesure de
5 respectivement 20 mn, 30 mn, 40 mn et 50 mn.

Il est avantageux pour cela, de procéder à une mesure toutes les 40 secondes, ce qui conduit à un intervalle de 10 mn en sélectionnant une mesure parmi quinze. Les instants de mesure ainsi sélectionnés, servant à l'ex-
10 trapolation linéaire étant séparés de 10 mn, il suffit d'opérer un décalage de l'origine de temps corrigée par extrapolation pour obtenir les positions recherchées de la surface de séparation sang/plasma utilisée pour la mesure de la Sigma VS.

REVENDECATIONS

1. Dispositif de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies du type comprenant :
- un support (10) apte à recevoir, en position générale verticale, une pluralité de tubes calibrés (TU) contenant chacun un échantillon de sang,
 - une barre horizontale (70) supportant
 - une pluralité de fourches photoélectriques (71), chaque fourche étant adaptée pour encadrer un tube mis en place sur le support et comportant d'une part un élément (72) générateur d'un rayonnement lumineux, d'autre part un organe détecteur (73) sensible à ce rayonnement,
 - des moyens (20) de guidage de la barre horizontale (70) par rapport au support (10), aptes à autoriser un déplacement vertical en translation de celle-ci, de telle sorte que les fourches photoélectriques se déplacent le long des tubes,
 - des moyens d'entraînement de la barre horizontale en déplacement vertical, et
 - des moyens de mesure aptes à alimenter les éléments générateurs de rayonnement lumineux, ces moyens de mesure étant sensibles au signal généré par chaque organe détecteur et adaptés pour déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun des tubes, caractérisé par le fait que :
 - les moyens de guidage (20) sont constitués d'une glissière à rouleaux croisés comprenant :
 - . un premier ensemble (21) formant rail, généralement vertical, solidaire du support (10)
 - . un second ensemble (22) formant rail, parallèle au premier et solidaire de la barre horizontale (70) portant les fourches photoélectriques (71), les premier et second ensembles formant rail définissant des chemins de roulement en "V", en vis-à-vis, sur lesquels roulent

. deux séries de rouleaux (28, 29)
d'axes respectifs croisés intercalés entre les premier
et second ensembles, et

- les moyens d'entraînement comprennent :

- 5 . un élément moteur solidaire
- . d'un pignon denté (50) qui coopère

avec

- . une courroie crantée (52) reliée
à l'assemblage second ensemble formant rail (22)/barre
10 horizontale (70).

2. Dispositif de mesure selon la revendication
1, caractérisé par le fait que les moyens de mesure (100)
sont reliés aux fourches photoélectriques (71) par l'in-
termédiaire d'un organe de multiplexage (103, 105).

- 15 3. Dispositif de mesure selon la revendication
2, caractérisé par le fait que l'organe de multiplexage
(103, 105) est associé à une base de temps (101) apte à
contrôler l'alimentation successive et cyclique des élé-
ments générateurs de rayonnement lumineux (72) et à
20 rendre les moyens de mesure (100) sensibles au signal
des organes détecteurs associés, en synchronisme, à une
cadence élevée, choisie par rapport à la vitesse de trans-
lation de la barre horizontale (70) supportant les four-
ches photoélectriques (71) de telle sorte que la résolu-
25 tion de la mesure soit inférieure à 1/3 mm et de préfé-
rence de l'ordre de 1/4 mm.

- 4. Dispositif de mesure selon l'une des reven-
dications 1 à 3, caractérisé par le fait que les moyens
de mesure (100) comprennent un comparateur apte à com-
30 parer la valeur du signal généré par chaque organe détec-
teur (73) avec une valeur prédéterminée spécifique de
chacun de ces organes détecteurs, et un codeur de posi-
tion adapté pour définir la position instantanée de la
barre horizontale (70) et donc le niveau de la mesure
35 dans le tube (TU).

5. Dispositif de mesure selon la revendication 4, caractérisé par le fait que ladite valeur prédéterminée appliquée au comparateur correspond soit à une valeur de seuil définie en liaison avec l'amplitude du signal généré respectivement par chaque organe détecteur lors de la mesure du rayonnement traversant une partie vide du tube correspondant, soit une valeur mesurée antérieure.

6. Procédé de mesure automatique de la vitesse de sédimentation des hématies à l'aide d'un dispositif de mesure, en particulier selon l'une des revendications 1 à 5, comportant un support (10) apte à recevoir, en position générale verticale, une pluralité de tubes calibrés (TU) contenant chacun un échantillon de sang, une barre horizontale (70) supportant une pluralité de fourches photoélectriques (71), chaque fourche étant adaptée pour encadrer un tube mis en place sur le support et comportant d'une part un élément (72) générateur d'un rayonnement lumineux, d'autre part un organe détecteur (73) sensible à ce rayonnement, des moyens de guidage de la barre horizontale par rapport au support, aptes à autoriser un déplacement vertical en translation de celle-ci, de telle sorte que les fourches photoélectriques se déplacent le long des tubes, des moyens d'entraînement (50-56) de la barre horizontale en déplacement vertical, et des moyens de mesure (100) aptes à alimenter les éléments générateurs de rayonnement lumineux, qui sont sensibles au signal généré par chaque organe détecteur (73) et adaptés pour déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chacun des tubes (TU), caractérisé par le fait qu'il comprend les étapes consistant :

i) à détecter la mise en place d'un premier tube (n_0) sur le support (10),

ii) à initialiser un créneau temporel τ d'admission ultérieure de tubes sur le support (10), et simultanément à initialiser une période de mesure (T_0) pour ledit premier tube (n_0), lors de la détection de la mise en

place de celui-ci,

- iii) à détecter la mise en place ultérieure de tubes (n) sur le support (10), pendant le créneau temporel d'admission (τ), et à initialiser des périodes de mesure (T_n) respectives associées à chaque tube, lors de la mise en place de ceux-ci,
- iv) à interdire la mise en place de tubes (TU) sur le support (10) après la fin du créneau temporel d'admission (τ), puis
- v) à déplacer les fourches photoélectriques (71) le long des tubes (TU), à alimenter les éléments (72) générateurs de rayonnement lumineux et à rendre les moyens de mesure (100) sensibles au signal généré par les organes détecteurs (73), au cours de ce déplacement, selon un cycle prédéterminé, et
- vi) à déterminer la position de la surface de séparation sang/plasma dans chaque tube (TU) à des instants prédéterminés des périodes de mesure respectives (T_n), sur la base des signaux appliqués aux moyens de mesure (100) à l'étape v).

7. Procédé de mesure selon la revendication 6, caractérisé par le fait que les étapes i) et iii) de détection de la mise en place de tubes (TU) sur le support (10) sont réalisées par détection d'une variation d'amplitude du signal généré par les organes détecteurs (73) des fourches photoélectriques (71).

8. Procédé de mesure selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé par le fait que les étapes v) et vi) de déplacement des fourches photoélectriques et de détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma consistent :

- a) à déplacer (212) les fourches photoélectriques (71) périodiquement, à intervalles de temps égaux (211) et sous multiples de ladite période de mesure (T), à partir de la fin du créneau temporel d'admission (τ) et

jusqu'à l'achèvement de la période de mesure associée au dernier tube (TU) mis en place sur le support (10),

5 b) à déceler, au cours du déplacement des fourches photoélectriques, les surfaces de séparation sang/plasma des tubes (TU) par détection des variations d'amplitude des signaux de mesure délivrés par les différents organes détecteurs (73),

10 c) à mémoriser des signaux auxiliaires représentatifs de la position de la surface de séparation sang/plasma, délivrés par un codeur de position de la barre horizontale (70),

 d) à sélectionner (215) les signaux auxiliaires mémorisés à des instants de mesure proches d'instant pré-déterminés des périodes de mesure,

15 e) à déterminer (216), par extrapolation sur la base des signaux auxiliaires sélectionnés, la position de la surface de séparation sang/plasma auxdits instants prédéterminés des périodes de mesure, et

20 f) à additionner (217) les signaux déterminés par extrapolation.

9. Procédé de mesure selon la revendication 8, caractérisé par le fait que le créneau temporel d'admission (τ) est compris entre 10 et 20 minutes, par le fait que postérieurement à ce créneau les fourches sont déplacées périodiquement à des intervalles de temps de l'ordre de 40 secondes à 1 minute, et par le fait que les instants prédéterminés pour lesquels les signaux sont déterminés par extrapolation sont espacés entre eux d'environ 10 minutes.

30 10. Procédé de mesure selon l'une des revendications 8 à 9, caractérisé par le fait que l'étape b) est réalisée en alimentant les éléments générateurs de rayonnement (72) et en rendant, en synchronisme, les moyens de mesure (100) sensibles au signal généré par les organes
35 détecteurs (73) pendant une partie seulement des périodes de mesure associées.

11. Procédé de mesure selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé par le fait que les étapes v) et vi) de déplacement des fourches photoélectriques et de détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma consistent :

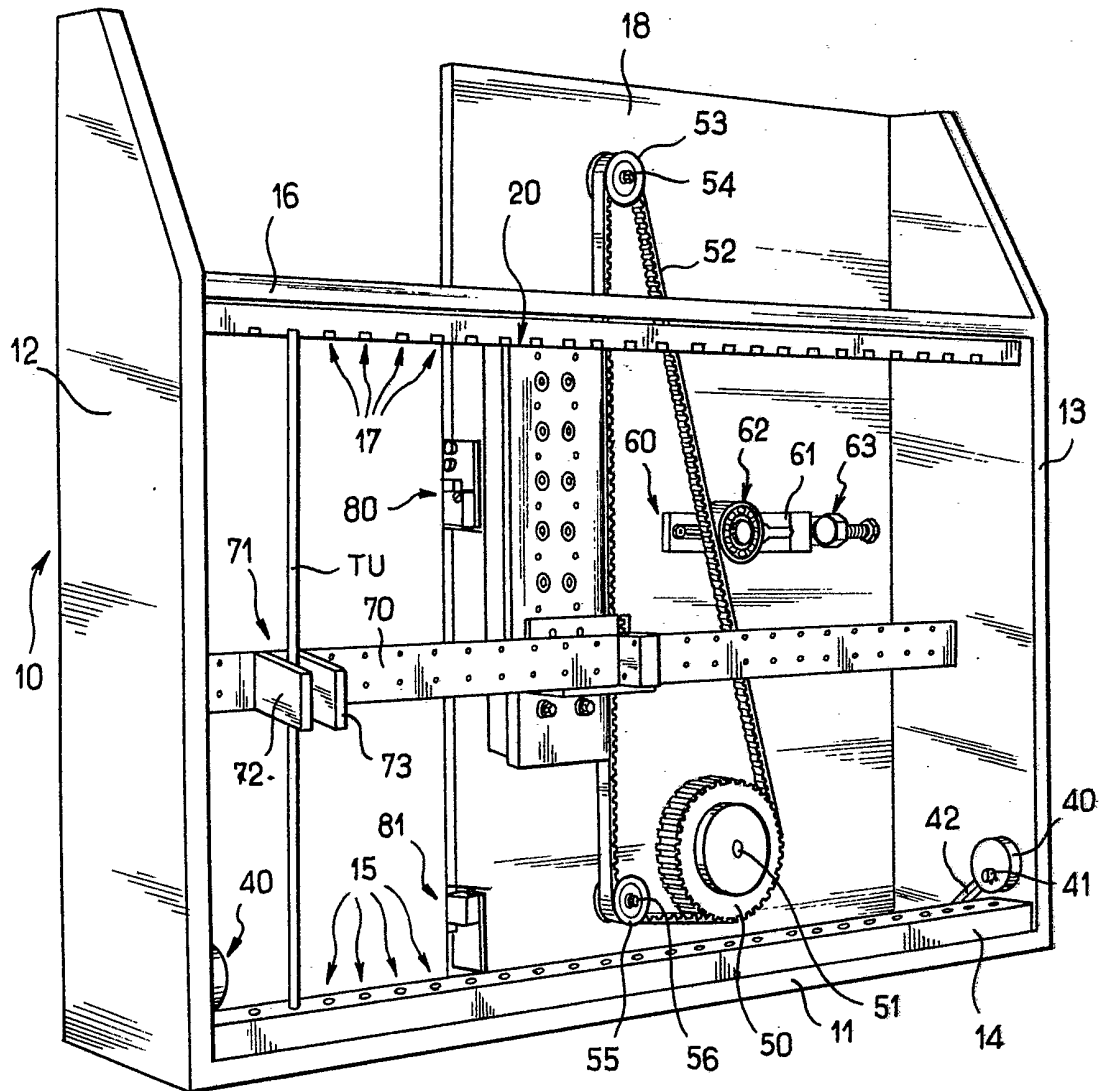
a) à déplacer (219) les fourches photoélectriques (71) à la fin de chaque période de mesure prédéterminée,

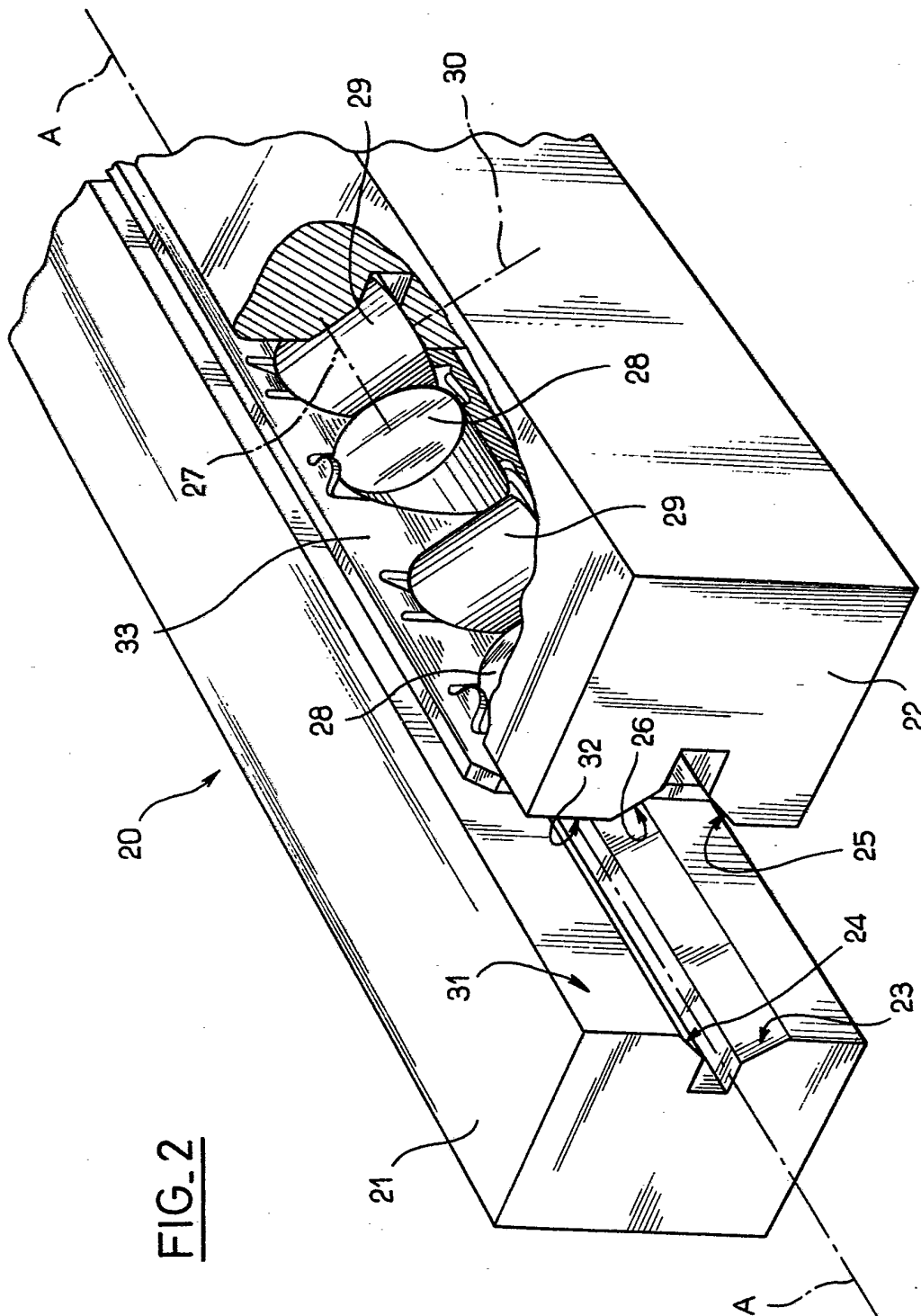
b) à déceler (220), au cours du déplacement des fourches photoélectriques, la surface de séparation sang/plasma dans le tube pour lequel la fin de la période de mesure est atteinte, et

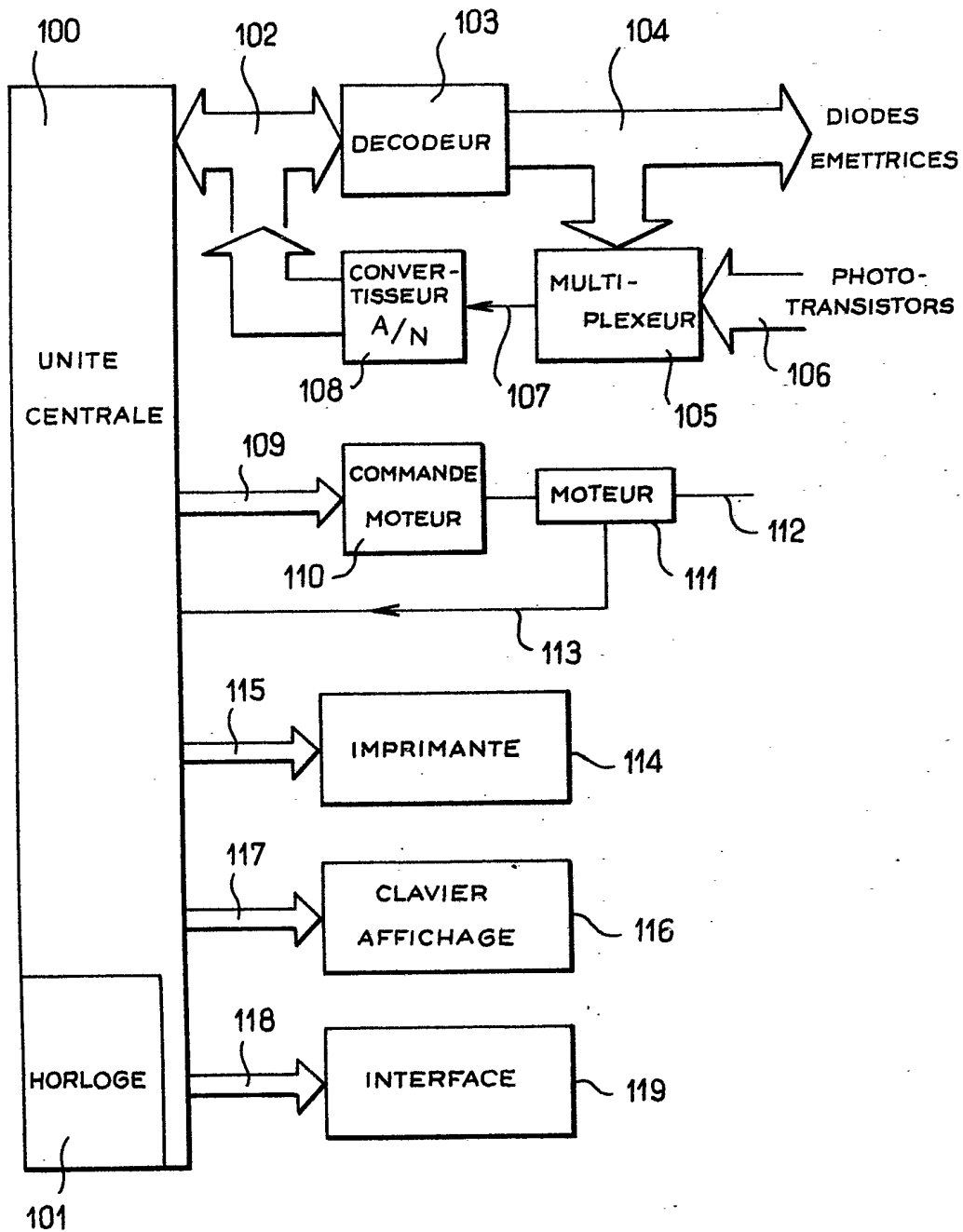
c) à mémoriser et/ou à afficher le résultat : obtenu.

12. Procédé de mesure selon la revendication 11, caractérisé par le fait que chaque période de mesure a une durée d'environ une heure, le cas échéant, deux heures.

13. Procédé de mesure selon l'une des revendications 6 à 12, caractérisé par le fait que la détermination de la position de la surface de séparation sang/plasma est réalisée par comparaison des signaux instantanés appliqués aux moyens de mesure (100) par les organes détecteurs (73) avec des signaux de mesure antérieurs mémorisés, ou des valeurs de seuil définies sur la base de l'amplitude des signaux générés par les organes détecteurs (73) lors de la mesure du rayonnement à travers les tubes (TU) à vide.

FIG. 1



FIG. 3

4 / 5

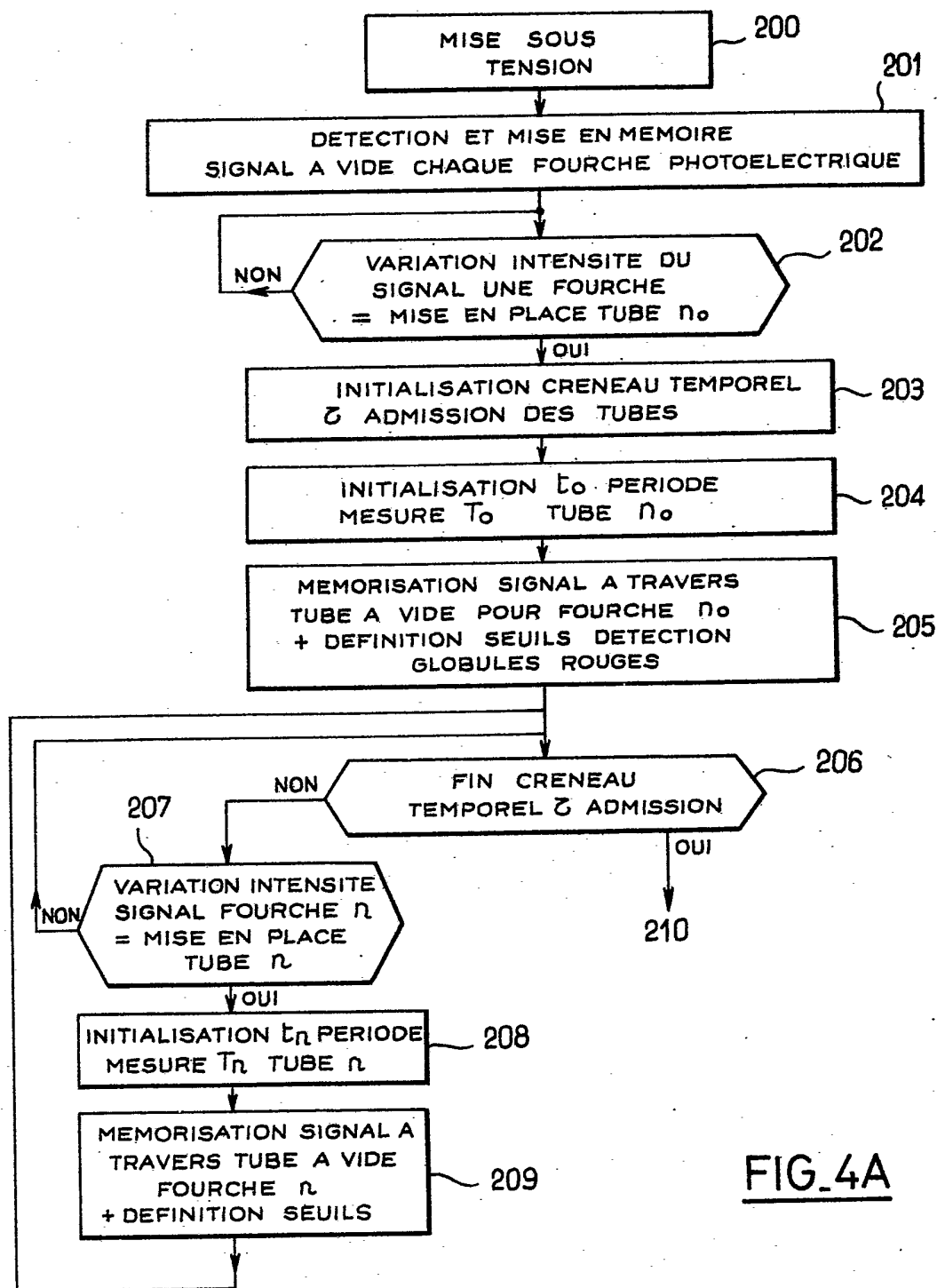


FIG. 4A

5/5

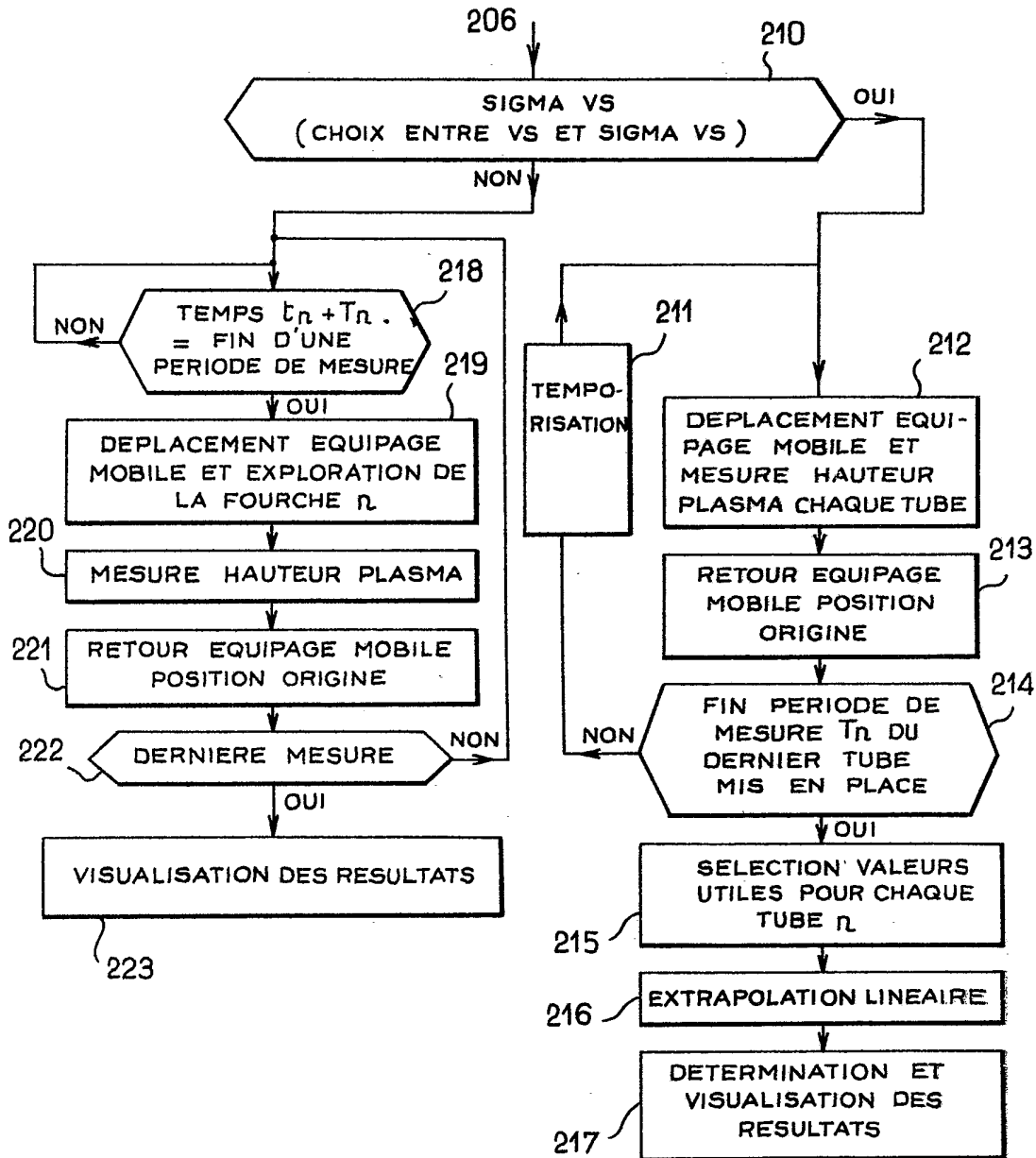


FIG. 4B