



MAY. 1969

Núm. 352.852

MEMORIA DESCRIPTIVA

correspondiente a la solicitud de concesión de un a

PATENTE DE INVENCION

SOLICITANTE: COULTER ELECTRONICS LTD.

RESIDENCIA: High Street South, DUNSTABLE, BEDS,

Inglaterra.

ENUNCIADO: "APARATO Y METODO PARA DETERMINAR DE
FORMA AUTOMATICA UNA PLURALIDAD DE PA
RAMETROS DE UNA MUESTRA. PARTICULAR-
MENTE PARA USO EN ANALISIS MEDICOS Y
BIOLOGICOS".

Prioridad: Patente estadounidense n.º 631.284 del 17-4-67

gc.-



1 Este invento se refiere a un aparato para uso en me-
dicina y biología y concierne a partículas y al análisis de
suspensiones de tales partículas. El aparato en particular
es fundamentalmente una herramienta de diagnóstico para he-
5 matólogos, diagnosticadores y en la diagnosis y tratamien-
to. Aparte del examen de muestras dudosas de sangre, el ins-
trumento es valioso como dispositivo para los ensayos ruti-
narios, especialmente en forma continua, de un gran número
de muestras.

10 Como es sabido, la sangre está constituida por célu-
las microscópicas suspendidas en un suero. Entre estas cé-
lulas predominan los llamados glóbulos rojos y en menor can-
tidad se encuentran los glóbulos blancos. El estudio de las
propiedades de las células de la sangre requiere el estudio
15 tanto de las propias células como el de la sangre total y
para este fin se ha empleado durante mucho tiempo un grupo
de medidas o parámetros que los expertos en este campo han
aceptado como fuente de la información considerada como ca-
racterística de una muestra dada para su total descripción.
20 Los parámetros más importantes se encuentran en número de
6, todos ellos relativos a los glóbulos rojos y a su conte-
nido, tamaño, etc. Estos parámetros son importantes en la
diagnosis, estudio y tratamiento de las anemias. Un séptimo
parámetro, que es utilizado fundamentalmente para diagnosti-
25 car las infecciones y en los estudios sanitarios generales,
está relacionado con los glóbulos blancos.

Los seis primeros parámetros se denominan clásicamen-
te recuento de glóbulos rojos (RGR), el hematócrito (HCT),
la hemoglobina (HGB), el volumen corpuscular medio (VCM),
30 la hemoglobina corpuscular media (HCM) y la concentración



17

1 de hemoglobina corpuscular media (CHCM). El séptimo parámetro es el recuento de glóbulos blancos (RGB).

5 Los parámetros cuyos valores han sido medidos directamente hasta la fecha son los tres primeros, a saber RGR, HCT y HGB y el recuento de glóbulos blancos RGB. Los otros tres parámetros del grupo de los glóbulos rojos se han deducido o calculado a partir de los tres primeros en el pasado.

10 Con objeto de que se aprecien mejor los aspectos del invento, a continuación explicaremos brevemente cada uno de los parámetros o cantidades.

15 Recuento de glóbulos rojos (RGR). La cantidad aceptada correspondiente a este parámetro es el número total de glóbulos rojos que se encuentra en un milímetro cúbico de sangre total. Se expresa en millones, siendo el valor normal próximo a 5,5 millones. El método clásico de recuento consistía en preparar una dilución de la sangre total y pasar una pequeña cantidad de esta muestra diluida a una cámara de recuento o hemocitómetro. Esta cámara tenía un volumen conocido y unas líneas de rejilla y el analista contaba laboriosamente las células a través de un microscopio y extrapolaba la cantidad deducida multiplicándola por la dilución.

20 Hematócrito (HCT). El parámetro representado por este valor es el porcentaje del volumen de sangre total que es ocupado por los glóbulos rojos. Como los glóbulos son flexibles, estando formados por bolsas discoidales que contienen un fluido en su interior, pueden ser moldeados para ocupar un volumen compacto por centrifugación. Generalmente el operario coloca una muestra de sangre en una cámara

25

30



17.

1 cilíndrica, la hace girar para que las células formen una
masa compacta en un extremo de la cámara y después anota
la cantidad relativa de células y suero, siendo este últi-
mo un líquido prácticamente transparente, fácilmente visi-
5 ble sobre la masa sólida roja que representa los glóbulos
comprimidos. El valor HCT es el porcentaje calculado a par-
tir de esta medida. En el aparato de este invento, en lu-
gar de ser una cantidad medida, es un parámetro derivado o
calculado, como se verá más tarde.

10 Hemoglobina (HGB). Este parámetro es definido en me-
dicina como el número de gramos de hemoglobina en 100 cen-
tímetros cúbicos de sangre total. El líquido en el interior
del glóbulo rojo es un compuesto proteínico complejo que
contiene hierro y comunica a la sangre su color rojo carac-
15 terístico. El método conocido para determinar la hemoglobi-
na consiste en preparar una suspensión de sangre, hemoli-
zarla mediante un producto químico adecuado que rompa las
bolsas que forman las paredes de las células y liberar la
hemoglobina. A continuación la hemoglobina libre se hace
20 reaccionar químicamente con un reactivo contenido en el di-
luyente para formar el compuesto productor de color que per-
mite realizar la determinación. El color de la solución re-
sultante es determinado por métodos colorimétricos, utili-
zando uno cualquiera de los diversos aparatos conocidos. En
25 este invento, el aparato para determinar el parámetro hemo-
globina está incorporado en otro componente de forma nove-
dosa y el método es automático.

30 Volumen corpuscular medio (VCM). Este parámetro es
una medida del tamaño medio de las células y está relacio-
nado con el tamaño medio normal de las células. Viene dado



1 en micras cúbicas. Se compara el tamaño normal de la célula
con el VCM de una muestra para determinar si el tamaño medio
es mayor o menor dentro de un pequeño porcentaje. Un método
de calcular el VCM a partir de cantidades medidas, suponiendo
5 que no se dispone de un aparato como el descrito en esta
memoria, consiste en dividir el hematócrito por el recuento
de glóbulos rojos, es decir HCT/RGR .

10 Hemoglobina corpuscular media (HCM). Este parámetro
es una medida de la cantidad de hemoglobina contenida en ca-
da glóbulo rojo, independientemente de su tamaño. Es un ín-
dice expresado en micro-microgramos. El valor normal se en-
cuentra en las proximidades de 29 micro-microgramos. Puede
ser derivado o calculado dividiendo la HGB por el RGR. La di-
visión por un valor normal da el índice de color.

15 Concentración de hemoglobina corpuscular media (CHCM).
Es una medida de la concentración de hemoglobina en una célula
la media. Para un HCM dado, cuanto menor sea la célula mayor
es la concentración. El valor se da en porcentaje, siendo el
normal del orden del 36 %. La cantidad puede ser derivada o
20 calculada dividiendo HGB por HCT.

25 Recuento de glóbulos blancos (RGB). Es el número de
glóbulos blancos por milímetro cúbico de sangre total. Como
la proporción de glóbulos rojos a glóbulos blancos es mayor
de 1000:1, el recuento de glóbulos blancos o RGB se mide en
unidades o en unidades multiplicadas por mil, siendo un re-
cuento normal alrededor de 5000. Para realizar un recuento
de glóbulos blancos es necesario eliminar de la muestra el
efecto de los glóbulos rojos y esto se consigue hemolizan-
do como en el caso de la determinación de hemoglobina. Como
30 en el recuento de glóbulos blancos se utiliza un contador



17

1 Coulter y es necesario que la suspensión pase a través de
un orificio microscópico, es esencial que la hemólisis
se realice a fondo de forma que el desecho resultante de
5 las bolsas de los glóbulos rojos se encuentre en la zona del
ruido o fondo al que no responden los circuitos detectores
de glóbulos blancos.

Las tres cantidades o parámetros que se miden están
relacionadas entre sí como se ha explicado anteriormente y
estas relaciones son conocidas como "índices sanguíneos". Los
10 tres parámetros VCM, HCM y CHCM se calculan normalmente a
partir de RGR, HCT y HGB para proporcionar la información ne-
cesaria al hematólogo sobre si las células son grandes o pe-
queñas y si su hemoglobina es normal o anormal. Estos índi-
ces proporcionan también otra importante información.

15 En la forma preferida del aparato, y con objeto de
conseguir la seguridad de funcionamiento al mismo tiempo que
se reduce el tiempo necesario para el ensayo de una muestra,
se hace uso de un dispositivo de aperturas múltiples en el
que se encuentra una pluralidad de tubos abiertos sumergidos
20 en una vasija sencilla que recibe el nombre de baño en la
memoria que sigue. La estructura que comprende el sistema de
aperturas múltiples incluye accesorios que están descritos
y reivindicados en la patente española 333.839, solicitada
el 26-11-1966, titulada "Aparato para uso con un aparato ana-
25 lizador de partículas". El dispositivo de exploración y el
circuito para el sistema de múltiples aperturas, incluidos
los circuitos seleccionadores para eliminar los datos que
no son válidos aparentemente, están descritos y reivindica-
dos en la patente española 333.840, solicitada en 26-11-1966,
30 titulada "Método y aparato para analizar partículas suspendi-



1 das en un fluido". Cuando se haga referencia en esta memoria
a estas patentes, la primera de estas solicitudes se citará
con frecuencia como solicitud de "accesorios", mientras que
la segunda será la solicitud de "electrónica".

5 Como se observará en la memoria, uno de los parámetros
que es medido por el aparato es el volumen corpuscular
medio o VCM, como es conocido. El aparato utiliza la estruc-
tura descrita y reivindicada en la solicitud de patente
titulada "Aparato y método para determinar el volu-
10 men medio de partículas".

El aparato del invento se ha hecho posible debido a
la naturaleza de los principios del método y aparato descri-
tos en la patente nº 722.418 (inglesa), pero estas mismas ca-
racterísticas plantean problemas que a primera vista parecen
15 prácticamente insuperables. El aparato para contar y clasi-
ficar por tamaños las partículas que se describe en esta pa-
tente se funda en el movimiento relativo de una suspensión
de partículas y una trayectoria física de dimensiones muy
pequeñas, tal como una apertura en una vasija, con lo que ca-
20 da vez que aparece una partícula en la trayectoria y despla-
za su propio volumen del diluyente se produce un cambio en
la impedancia total de la trayectoria. Se proveen los medios
para producir el movimiento relativo de la suspensión y la
trayectoria. Además, se hace pasar por la misma trayectoria
25 una corriente eléctrica de gran densidad y tal que la varia-
ción de impedancia produce una señal eléctrica momentánea ca-
da vez que una partícula atraviesa la trayectoria. Además
de producirse una señal con el paso de cada partícula, la
amplitud de la señal es prácticamente proporcional al tama-
30 ño o volumen de la partícula.



1 El aparato de este invento debe operar en forma con-
tinua sobre la muestra presentada al mismo, pero como los pa-
rámetros más importantes que hay que obtener son recuentos,
5 los dispositivos de paso continuo no son prácticos, a menos
que exista algún medio de medir el volumen de muestra que
atraviesa la trayectoria abierta y de relacionarlo con el
tiempo que dura el análisis y con la dilución. Incluso aun-
que pueda hacerse esto, debe ser resuelto el problema de la
contaminación de unas muestras con otras.

10 En una realización preferida del invento se considera
una combinación de operaciones de paso continuo y en tandas,
en cuya combinación las muestras pasan a una vasija donde se
trabaja sobre ellas, se sacan de la vasija, se enjuaga esta
última, se introduce la muestra siguiente, y así sucesivamen-
15 te, todo ello de forma continua y automática. La determina-
ción se realiza al mismo tiempo. Se trabaja a velocidad de
paso constante, que depende del número de aperturas que se
utilicen y se proporciona una estructura para compensar los
casos en los que disminuya el número de aperturas, por ejem-
20 plo cuando funciona un circuito seleccionador que lee los re-
sultados de las aperturas respectivas.

La realización preferida del invento es un aparato
que comprende medios de programación, circuitos fluidos y
circuitos eléctricos. Los medios de programación operan las
25 válvulas, bombas y similares mediante el uso de cilindros
neumáticos. La muestra de sangre total es introducida a tra-
vés de un conducto adecuado en el aparato mediante una válvu-
la oscilante especial que encierra una cantidad dada dentro
de su parte móvil y la dirige a otros puntos del circuito
30 fluido donde es diluida, desintegrada, medida y descargada.



1 Las características y ventajas del invento serán rápidamente comprendidas y apreciadas por los expertos en la técnica después de la lectura de la descripción de la realización preferida aclarada con los dibujos que se incluyen. También resultará evidente que los detalles del aparato son susceptibles de variaciones considerables. La aplicación del aparato a fluidos biológicos distintos de la sangre requerirá ciertas modificaciones, pero no necesariamente tales que se produzca una desviación del concepto inventivo.

10

A continuación describiremos las realizaciones preferidas de este invento, haciendo referencia, a título de ejemplo, a los dibujos que acompañan a esta memoria, en los que:

15

La Figura 1 es un diagrama esquemático del circuito de fluido del aparato reivindicado, estando mostrados los componentes del mismo en forma de bloques.

20

La Figura 2 es un gráfico que ilustra en la misma escala de tiempos la programación y la duración de las funciones del aparato y la operación de diversas partes importantes del mismo. Este gráfico está dividido en dos partes verticalmente, comprendiendo la Figura 2A y la Figura 2B en hojas diferentes.

25

La Figura 3 es una perspectiva de los tubos con aperturas y de la vasija de inmersión para la muestra de glóbulos blancos, con representación esquemática del aparato que mide la hemoglobina.

30

La Figura 4 es una sección tomada en general sobre la línea 4-4 de la Figura 3 y en la dirección indicada:

La Figura 5 es un detalle fragmentario de una sección de la Figura 3, tomada en general en un plano horizontal en



1

5-5.

La Figura 6 es una vista alzada lateral de una vasija de mezcla.

5

La Figura 7 es una sección tomada a lo largo de la línea 7-7 de la Figura 6 y en la dirección indicada.

La Figura 8 es una perspectiva abierta del sistema emparedado.

10

Las Figuras 9 y 10 son vistas superiores mostrando las dos posiciones de la placa central del sistema emparedado.

La Figura 11 es una sección tomada a lo largo de la línea 11-11 de la Figura 9 y en la dirección indicada.

15

La Figura 12 es un esquema de los componentes principales del circuito eléctrico del aparato. El diagrama completo está formado por dos partes, 12A y 12B, en hojas separadas.

Para empezar sería conveniente bosquejar el esquema general del aparato explicando las funciones que se realizan.

20

Se toma la muestra de sangre por cualquier medio conveniente y en forma total se identifica mediante una marca adecuada, generalmente en forma de una ficha con espacios en blanco sobre los que el impresor del aparato imprimirá la información deseada. El aparato posee un tubo o respiradero que se sumerge en la muestra y hace pasar una cantidad dada al sistema fluido. Una pequeña parte medida de esta sangre total se transfiere a una cámara de mezcla, donde se produce la primera dilución, junto con una cantidad previamente determinada de diluyente. Una porción de la suspensión

25

30

resultante pasa desde esta cámara a otra cámara de mezcla.



1 junto con un agente de hemólisis e inyectado, en cuya cá-
mara se deja que permanezca la suspensión durante un tiempo
suficiente para que los glóbulos rojos se rompan y liberen
su hemoglobina. De la primera cámara de mezcla se saca una
5 segunda porción y se diluye de nuevo en otra cámara de mez-
cla para proporcionar la muestra de glóbulos rojos.

Cada una de las muestras resultantes se manipula por
separado una vez que han sido preparadas. La muestra de gló-
bulos blancos que contiene la hemoglobina se pasa a un baño
10 donde se encuentran tres tubos con apertura y se succiona a
los tres tubos simultáneamente mediante una presión de fluido
constante, durante un periodo de tiempo previamente determi-
nado. Los tubos con apertura van provistos de sus electrodos
respectivos y en el baño se encuentra un electrodo común, de
15 forma que se obtienen tres series de señales como consecuen-
cia del paso de los glóbulos blancos a los tubos con apertu-
ra. El circuito electrónico proporciona una salida desde un
detector que representa directamente el recuento de glóbulos
blancos RGB. La muestra de glóbulos blancos que contiene la
20 hemoglobina permite la determinación de HGB a partir de la
muestra que se encuentra en el baño de los tubos con apertu-
ra. Para ello el baño va provisto de una extensión especial
que proporciona unas caras paralelas de examen a través de
las cuales atraviesa la suspensión un haz de luz adecuada e
25 incide en un dispositivo fotosensible para dar la información
referente al parámetro hemoglobina de la muestra original.
Un circuito electrónico adecuado conecta con la salida del
dispositivo fotosensible para dar una cantidad que represen-
ta HGB.

30 Mientras tanto, la suspensión de glóbulos rojos se ha



1 pasado a un baño similar con tubos con apertura, electrodos
y sistema electrónico para detectar las señales resultantes
de la exploración de la suspensión a medida que pasa a los
tubos con apertura. Un sistema de vacío o bomba similar pro-
5 porciona una presión constante y, como en el caso del disposi-
tivo para los glóbulos blancos, la exploración se realiza
durante un periodo de tiempo previamente determinado que re-
presenta el paso de un volumen dado de líquido a los tres
tubos con apertura.

10 El aparato dispone de medios para llenar y vaciar las
diversas vasijas así como para descargar los desechos cons-
tituidos por los líquidos en exceso. Una vez iniciadas, las
operaciones son continuas y las respectivas muestras no con-
taminan unas a otras.

15 La determinación de HGB, RGB y RGR proporciona tres de
los parámetros por medida directa. El VCM se obtiene utili-
zando dos de las salidas de los recuentos de los tubos con
apertura de glóbulos rojos, para lograr una mayor seguridad.
El sistema proporciona cantidades eléctricas análogicas que
20 representan estos cuatro parámetros y las almacena en circui-
tos de almacenamiento adecuados.

Para calcular los tres parámetros restantes se proveen
medios electrónicos. El RGR y el VCM se multiplican en un
dispositivo calculador servo-operado para dar el HCT. Este
25 último y el HGB se dividen en un dispositivo similar para
dar el CHCM. El VCM y el CHCM se multiplican en este último
dispositivo para dar el HCM. Los tres parámetros derivados
CHCM, HCM y HCT son también almacenados para recurrir a ellos
y facilitar la impresión de los datos sobre la ficha de la
30 muestra.



1 El aparato está completamente programado mediante una
serie de excéntricas que están dispuestas en forma rotato-
ria adecuada unas con respecto a otras, sobre ejes movidos
a velocidad constante. Las excéntricas son simples mandos
5 de interruptores con superficies que engranan o desengranan
en los interruptores que tienen que ser abiertos o cerrados
en respuesta al movimiento de las excéntricas. Los interrup-
tores pueden ser eléctricos o bien pueden ser válvulas, hi-
dráulicas o neumáticas. Como en esta disposición no hay nin-
10 guna pieza que no sea conocida per se no se muestra ninguna
estructura representando las excéntricas, sus transmisiones
o los interruptores o válvulas mandados por ellas. En su lu-
gar, en la Figura 2, el gráfico ilustra mediante barras cual
de los interruptores ha de ser cerrado o abierto por las ex-
15 céntricas y durante que periodos de tiempo.

Por ejemplo, en la Figura 2 se identifican 16 excén-
tricas, estando cada una de ellas adecuadamente numeradas.
Una serie de excéntricas está numerada desde C1 a C8 y la
segunda serie está numerada desde C11 a C18. Cada serie de
20 excéntricas gira por la acción de un motor independiente,
estando designados en el gráfico por regulador de tiempos
nº 1 y regulador de tiempos nº 2, respectivamente. El pri-
mer regulador de tiempos acciona las excéntricas C1 a C8 du-
rante un periodo de 15 segundos, como se indica en el gráfi-
25 co, y al final de este tiempo se pone en marcha el regula-
dor de tiempos nº 2, pero se interrumpe por sí mismo. Enton-
ces se encuentra en condiciones de ponerse en marcha de nue-
vo y, si arranca una vez más mediante un circuito de arran-
que adecuado, repite de nuevo su mismo ciclo. El regulador
30 de tiempos nº 2 se detendrá después de haber actuado duran-



1 te 15 segundos y espera a recibir la próxima señal de
arranque del regulador nº 1. De esta forma, aunque se re-
quieren 30 segundos para realizar una determinación comple-
ta de la muestra, estos ensayos pueden estar superpuestos
5 unos a otros hasta en 15 segundos.

Observando ahora la Figura 1, el diagrama ilustra el
aparato en símbolos. La válvula de control para la medida
cuidadosa de la sangre total está indicada en la parte su-
perior izquierda del diagrama y se designa en forma general
10 por el número de referencia 10. Está constituida por tres
elementos 12, 14 y 16, estando el elemento central 14 empa-
redado entre los otros dos, pero pudiendo oscilar en la for-
ma que se describirá con detalle más adelante para alinear-
se con ciertos conductos (ver Figuras 8-11).

15 El elemento emparedado 14 es una estructura construí-
da cuidadosamente y con gran precisión provista de un con-
ducto sencillo en lados opuestos de un pivote central alre-
dedor del cual puede oscilar. Cada uno de estos conductos
está diseñado para transportar una cantidad exacta de al-
gún fluido y al moverse entre las distintas posiciones, ha-
biendo dos de estas posiciones, aísla o mantiene en su in-
terior la citada cantidad de fluido y la pasa o transfiere.
Esta función está representada por las flechas que muestran
la alineación de los conductos centrales con otros situa-
dos en los elementos emparedadores de la válvula 10. Así,
25 el miembro superior 12 y el miembro inferior 16 están fijos
uno con respecto al otro y cada miembro tiene cuatro conduc-
tos o pasadizos. Estos conductos están designados por P1,
P2, P3 y P4 en el miembro superior 12 y P5, P6, P7, y P8 en
30 el miembro inferior 16. Cuando la parte central 14 está en



1 una posición, por ejemplo la primera, su conducto o pasadizo
izquierdo P9 está alineado con los conductos P1 y P5 al mis-
mo tiempo que su conducto o pasadizo derecho P10 está alinea-
do con los conductos P3 y P7. Si la parte central 14 oscila
5 sobre el pivote señalado simbólicamente por la línea inte-
rrumpida 18 hasta la segunda posición del citado miembro cen-
tral 14, los conductos P9 y P10 se moverán a las posiciones
indicadas por las líneas de puntos en la dirección indicada
por las flechas, es decir a la derecha en la Figura 1, blo-
10 queando el paso entre los conductos P1 y P5 y entre los con-
ductos P3 y P7, alineando el conducto P9 con los conductos
P2 y P6 y el conducto P10 con los conductos P4 y P8.

Esta acción puede ser invertida y su efecto es aislar
un volumen exacto de fluido de una trayectoria y permitir
15 su inserción en la otra trayectoria al tiempo que bloquea
la primera. Por comodidad, la válvula es denominada sistema
emparedado.

Las líneas de fluido están conectadas con el sistema
emparedado en la forma siguiente:

- 20 1. La línea de fluido 20 conecta el conducto P1 con
el extremo inferior de la válvula 22 de control de la mues-
tra.
2. La línea de fluido 24 conecta el conducto P2 con el
extremo superior de la válvula 26 de control del diluyente.
- 25 3. La línea de fluido 28 conecta el conducto P3 con
el extremo inferior de la válvula 26 de control del diluyen-
te.
4. La línea de fluido 30 conecta el conducto P4 con
el extremo superior de la válvula 22 de control de la mues-
30 tra.



1 5. La línea de fluido 32 conecta el conducto P5 con
el tubo respiradero 34 para la muestra. Obsérvese que este
respiradero se muestra sumergido en una vasija 36 que con-
tiene una muestra de sangre total en 38. La vasija 36 puede
5 ser cualquier depósito adecuado capaz de ir provisto de al-
guna forma de identificación (no ilustrada). Como se ha men-
cionado anteriormente, esta identificación se encuentra pre-
feriblemente en forma de una ficha en blanco adaptada para
su inserción en un aparato impresor con objeto de imprimir
10 sobre ella los parámetros determinados por el aparato para
la muestra en particular.

6. La línea de fluido 40 conecta el conducto P6 con
la cámara más pequeña 42 de la vasija de mezcla 44 para
glóbulos blancos.

15 7. La línea de fluido 46 conecta el conducto P7 con
la cámara más pequeña 48 de la vasija de mezcla 50 para gló-
bulos rojos.

8. La línea de fluido 52 conecta el conducto P8 con
la cámara mayor 54 de la vasija de mezcla 44 para glóbulos
20 blancos. Algunas veces esta línea se denomina ladrón.

Una bomba 56 para muestras está conectada a través de
las líneas 58 y 60 a la válvula 22 de control de la mues-
tra y una bomba 62 para el diluyente está conectada a tra-
vés de las líneas 64 y 66 a la válvula 26 de control del
25 diluyente. Ambas válvulas de control 22 y 26 son válvulas
de tres vías, estando mostradas esquemáticamente las tra-
yectorias internas alternadas mediante las líneas de pun-
tos inclinadas. Las parejas de trayectorias son P11 y P11'
en la válvula 22 y las parejas P12 y P12' en la válvula 26.
30 En el caso de la válvula 22, las trayectorias centrales van



1 a parar a los desechos designados por W y en el caso de la
válvula 26, las trayectorias centrales conectan con una li-
nea 70 que se extiende desde un depósito de diluyente 72.

5 Las bombas 56 y 62 son en realidad bombas múltiples
con pistones de desplazamiento positivo en su interior, que
se mueven de un extremo a otro desplazando con ello un vo-
lumen de fluido. Cada bomba introduce en uno de sus extre-
mos el mismo volumen de fluido que expulsa por el otro ex-
tremo.

10 Si se supone que la válvula de control 10 principal
se encuentra en la posición indicada en la Figura 1 con la
placa central 14 dispuesta de forma que las porciones tra-
zadas con línea continua de los conductos P9 y P10 están
alineados a la izquierda con los conductos mostrados, el
15 funcionamiento de la bomba 56 para muestras, con movimiento
de su pistón de abajo a arriba, mientras las dos trayecto-
rias P11' de la válvula 22 están en uso, hace que una mues-
tra de sangre total 38 sea introducida en las líneas 32 y
20 a través de los conductos P1, P9 y P5. Al mismo tiempo,
cualquier líquido que pueda encontrarse en el extremo supe-
rior de la bomba para muestras 56 es expulsado a los dese-
chos W a través de la línea 58. Los conductos P11 están blo-
queados en este momento. La sangre total llena el conducto
P9 y cuando la sección 14 oscila a su posición alternativa,
25 representada por la posición del conducto P9 en línea de
puntos, la sangre recogida estará alineada con los conductos
P2 y P6.

30 Observando el tráfico de barras de la Figura 2, puede
trazarse la acción antes descrita. La excéntrica C1 se mues-
tra cerrando un interruptor durante el periodo completo de 15



1 segundos en 80. Se trata de una función auto-energizada o
de retención, de forma que el motor u otro dispositivo que
impulsa la excéntrica continuará girando durante este periodo
de tiempo completo. La barra 82 representa la operación
5 de la excéntrica C2 que se refiere al desempeño de varias
funciones. Esta condición de activación afecta al sistema
fluido como evidencian las barras marcadas 82-1 a 82-6. La
barra 82-1 representa la posición de la sección central 14
del sistema emparedado 10 y la posición designada por 1 es
10 la indicada por las líneas continuas de la Figura 1. La posición 2
es la representada por las líneas de puntos de la
Figura 1. Como se ha indicado, el sistema emparedado 10 se
encuentra en posición 1 desde el momento inicial hasta el
final de la barra 82 lo que representa alrededor de 1,5 segundos
15 en total, considerando nulo el tiempo inicial de
puesta en marcha. En realidad transcurre una fracción de segundo
antes de que toda la operación dé comienzo, como se
indica en el gráfico de barras.

20 Inmediatamente la válvula 22 de control de la muestra
es impelida a la posición previamente descrita al poner en
marcha el aparato y de esta forma queda dispuesta para succionar
sangre total al aparato. La barra 82-2 indica este estado.
La bomba 56 para muestras succiona la sangre en la
forma descrita para el primer segundo y medio, como indica
25 la barra sombreada 82-3 transfiriendo hasta la barra rayada
82-4 que indica que el extremo inferior de la bomba de muestras
está lleno de sangre total. Al mismo tiempo, obsérvese
que la barra sombreada 82-5', que representaba la muestra
diluida en el extremo superior de la bomba de muestras 56
30 procedente de la operación anterior, cambia a la barra raya



17

1 da 82-5, lo que significa que está siendo descargada en el depósito de desecho.

5 El resto del gráfico de barras describe las condiciones del sistema fluído durante este mismo periodo de tiempo. Durante el periodo representado por la barra 82, la válvula de control del diluyente se encuentra en la posición indicada en 83 que es una continuación de un estado que existía antes de comenzar el ciclo. La barra 84 indica que la bomba 62 de diluyente está llena en su extremo superior con diluyente para preparar la muestra de glóbulos blancos, habiendo ocurrido esto cuando se distribuía el diluyente para la muestra de glóbulos rojos. Las diluciones realizadas para las determinaciones de glóbulos rojos y blancos deben estar en un orden tal que los blancos sean los primeros, puesto
10 que la concentración debe ser mucho mayor dado el menor número de glóbulos blancos. La muestra de sangre roja se prepara diluyendo una dilución previa preparada para los glóbulos blancos.

15 Durante el periodo total de tiempo de la operación del primer regulador de tiempos y de las excéntricas C1 a C8, ciertas partes del sistema fluído están llenas de fluído. Obsérvense las barras en blanco 85, 86 (dos) y 88 que indican la presencia de muestras previas respectivamente en la vasija de inmersión del tubo con apertura para la muestra de glóbulos blancos mostrada en 90, denominada baño blanco por comodidad; en la cámara de vacío 92; y en la vasija de inmersión de los tubos con apertura para la muestra de glóbulos rojos mostrada en 94, denominada baño rojo por comodidad. Estas muestras entran en juego en la segunda mitad del
20 ciclo.
25
30



1 La barra 96 comienza a tiempo 1,5 y termina aproxima-
damente a tiempo 11, indicando que representa un interruptor
que es cerrado por la excéntrica C3 durante un periodo de
9,5 segundos. El primer medio segundo aproximadamente de es-
5 te estado incluye el funcionamiento de un dispositivo tal
como un relé, cilindro o similar que hace oscilar la placa
central 14 del sistema emparedado 10 hasta su posición núme-
ro 2. Esta operación está representada por la barra de ra-
yas verticales 96-1. El resto del tiempo representado por la
10 barra 96 encuentra al sistema emparedado 10 siempre en posi-
ción 2, como se indica en 96-2. Ahora el volumen de sangre
total, que llena las líneas 32 y 20 y los conductos alinea-
dos a través del sistema emparedado 10 en posición 1, es cor-
tado y bloqueado y la pequeña porción o tapón de sangre to-
15 tal atrapada en el conducto P9 es trasladada hasta quedar
alineada con los conductos P2 y P6. Durante este primer me-
dio segundo, como el extremo superior de la bomba 62 de dilu-
yente está lleno de diluyente procedente del depósito 72 y
la válvula 26 está preparada para distribuir el diluyente que
20 forma la muestra de glóbulos blancos, la línea 24 que conecta
con el conducto P2 no permite la distribución de diluyente
a través de la muestra de sangre total mientras funciona la
bomba 62, estando conectados los conductos internos P12' como
se indica y los conductos P12 bloqueados. Como puede verse
25 en 96-3, el pequeño tapón de sangre total es transferido por
el movimiento de la placa central 14. Las líneas verticales
indican este movimiento hacia abajo hasta la barra 96-4 que
representa la muestra blanca.

 Observando el estado de las diversas barras restantes,
30 puede verse en 97-1 que tan pronto como se ha completado el



1 movimiento de la placa central 14, la válvula 26 es impeli-
da a la posición en la cual distribuye diluyente para prepa-
rar la muestra de glóbulos blancos y en esta posición la li-
nea 24 sí conecta con el extremo superior de la bomba de di-
5 luyente, con el extremo inferior conectado al suministro de
diluyente. El funcionamiento de esta válvula para cambiar
su posición es proporcionado por el relé o cilindro de flui-
do que es accionado por la excéntrica C4. Obsérvese que la
barra 97 entre 2 y 5,5 segundos indica la actuación de al-
10 gún mecanismo para conseguir el cambio de posición de la vál-
vula 26 hasta la nueva posición en la que permanece hasta el
tiempo 11,5 segundos, como indica la barra 97-1. Al principio
de este periodo comienza la distribución de diluyente, como
indica la barra 97-2, estando completada esta distribución
15 en el tiempo 5,5 segundos. Como, al mismo tiempo que el dilu-
yente de la muestra de glóbulos blancos está siendo forzado
fuera de la bomba 62 a la línea 24, se está introduciendo di-
luyente procedente del depósito 72 en el otro extremo de la
bomba, convirtiéndose éste eventualmente en el diluyente pa-
20 ra la dilución de los glóbulos rojos, las barras 97-3 y 97-4
están rayadas para indicar que se está produciendo una trans-
ferencia. Una vez que se ha completado ésta, el extremo de
la bomba que contiene el fluido diluyente de los glóbulos ro-
jos permanece lleno hasta que es necesario vaciarlo.

25 El tapón de sangre total, representado por la barra
96-3 y el diluyente procedente de la línea 24 pasan a través
de la línea 40 a la cámara 42 más pequeña de la vasija 44 de
mezcla de los glóbulos blancos, próximos a la parte superior
de la cámara y tangentes a la pared de la misma. La corriente
30 entra sin turbulencia en la cámara. Se observará que en la



1 línea 40 se encuentra diluyente tanto delante como detrás
del tapón de sangre procedente de la línea 24. De esta forma,
5 el movimiento circular del fluido que entra tangencialmente
comunica un movimiento de mezcla no turbulento en el
plano horizontal. La cantidad total de diluyente que entra
en la vasija de mezcla 44 es la desplazada por la bomba 62.
Asciende a 10 cc y empuja el tapón de sangre hasta la cámara
10 42, lavando los conductos conectados entre sí a través
del sistema emparedado 10. El tapón de sangre total mide
aproximadamente 50 lambdas, siendo suficiente su volumen
exacto para producir la dilución adecuada en este punto que,
cuando se hemoliza más tarde, da lugar a una dilución de
250:1.

15 Las cámaras de la vasija de mezcla 44 están completamente
vacías cuando la mezcla comienza a entrar, con entrada
de aire a la cámara 54 en 98, que atraviesa la cámara y el
conducto de conexión 100 y llega a la cámara 42. La excéntrica
C4 acciona las válvulas de aire para producir este efecto,
20 y, como se verá, la acción impide la transferencia de
líquido a la cámara 54 hasta el tiempo 5,5 segundos. Asimismo
esta corriente de aire bien regulada, que forma unas burbujas
relativamente grandes que se producen lentamente, comunica
un movimiento de mezcla no turbulento en el plano vertical.
25 El tapón de sangre se mezcla bien con el diluyente en
este punto estando sometido a componentes de mezclado de
movimiento relativo, tanto en el plano horizontal como en el
vertical, a medida que la vasija 42 se llena. Cuando ha
entrado la totalidad de la solución, se produce una breve
30 demora, como indica la terminación de la barra 97 y la excéntrica
C5 acciona las válvulas de aire, como indica la barra 102,



1 durante 2,5 segundos aproximadamente, en dirección inversa
a través de las cámaras 42 y 54. Esto hace que la muestra
sea forzada a la cámara 54 a través del conducto 100, de
nuevo tangente a la pared, para eliminar las burbujas micros
5 cópicas y la turbulencia en la medida de lo posible. El in-
tervalo de tiempo entre la inversión de la corriente de
aire permite también cierto grado de mezcla por inercia. Co
mo ocurre en la mayor parte de las transferencias de fluido
en este dispositivo, la velocidad de transferencia es dece-
10 lerada desde el principio hasta el final, de forma que cuan-
do la transferencia es completa, la corriente es prácticamen-
te nula. Ajustando adecuadamente las válvulas y los medios
de accionamiento, esto puede hacerse hasta un punto en el
que solamente tres o cuatro burbujas en los últimos vesti-
15 gios de fluido transferido garantizan el vaciado completo
de la cámara, tal como la cámara 42.

La transferencia desde la cámara 42 a la cámara 54
está representada en el gráfico de barras de la Figura 2 por
la barra 97-5 que se mueve hacia abajo hasta la barra 102-1.
20 Una vez completada la transferencia, la muestra permanece en
la vasija de mezcla 44 durante un periodo de tiempo que es-
tá indicado por la barra sombreada 102-1 entre los tiempos
8,5 segundos y 9,5 segundos, lo que también hace que las bur-
bujas disminuyan.

25 A los 9,5 segundos, actúa la excéntrica C6 para pro-
porcionar la barra 104, que continúa durante un periodo de
unos 5,5 segundos hasta llegar al tiempo de 15 segundos. Al
principio del periodo, es decir a los 9,5 segundos, la vál-
vula 22 de control de la muestra es trasladada hasta alinear
30 los conductos internos P11 con las líneas 58 y 60, conectan



17

1 do con ello la línea 30 con los conductos P4, P10 (el sistema emparedado se encuentra en la posición nº 2), P8 y la línea 52 que se sumerge en la muestra que está en la cámara 54. Esta condición de la válvula 22 está representada por la

5 barra 104-2. Ahora se energiza la bomba 56 para muestras y saca alrededor de 1 cc de líquido mediante su movimiento, descargando el extremo opuesto de la bomba a los desechos, extremo en el que había sangre total. Se mantiene esta posición y el extremo opuesto, que es el extremo superior, está

10 ahora lleno de muestra diluida que permanece en él durante el resto de la operación de la primera mitad del ciclo y durante un periodo tal de la segunda mitad que no se introduce una nueva muestra. La barra 82-4 se muestra conectada con la barra sombreada 82-7 indicando la presencia de sangre

15 total en el extremo inferior de la bomba 56 de desplazamiento positivo hasta que comienza la transferencia en la porción rayada de la barra, designada por 82-4, entre los tiempos 8,5 segundos y 10 segundos, siendo la posición la misma que al principio de la porción rayada 82-4. La transferencia

20 de las barras desde el estado 82-3 al 82-5 comprende una inversión de las condiciones en el extremo de la izquierda de la barra 82-7, de forma que el estado en los extremos de la bomba de muestras están representados una vez más por la barra 82-5.

25 En el conducto P10 en posición 2 está mantenido un pequeño tapón de muestra diluida (una parte de sangre total en 250 partes aproximadamente de diluyente). Esta transferencia de una pequeña muestra desde la vasija de mezclas 44 al sistema emparedado 10 está representada por las líneas

30 verticales que se extienden hacia abajo desde la barra 102-1



1 hasta la barra 104-1. En este momento la excéntrica C2 cierra de nuevo un dispositivo accionador que mueve la placa central 14 del sistema emparedado 10 devolviéndola a la posición 1. Este movimiento está indicado en 96-5 entre los tiempos 5 por 11 segundos y alrededor de 11,5 segundos. Las condiciones de la posición nº 1 están indicadas de nuevo en 82-1, estando ilustrada la barra que representa la operación de la excéntrica C2 en 106. Cuando se ha alcanzado la posición nº 10 del sistema emparedado 10, la válvula 26 de control de diluyente es accionada para moverse a la posición en la que está dispuesta para distribuir el diluyente para la muestra de glóbulos rojos. La excéntrica C7 acciona ahora el dispositivo que impulsa la bomba 62, como indica la barra 107.

15 Durante este movimiento, la cantidad total de diluyente dentro de la bomba en su extremo inferior (10 cc) es utilizada para preparar la dilución de glóbulos rojos, como puede verse en la transferencia en 107-1 del diluyente a través de la línea 28, conductos P3, P10 y P7 y línea 46 hasta la cámara más pequeña 48 de la vasija de mezcla 50 de glóbulos rojos. En este caso el procedimiento de mezcla es el mismo que en el caso de la mezcla de glóbulos blancos. Al pasar a través de los conductos y líneas de fluido descritos, el diluyente procedente de la válvula de control 26 expulsa del conducto P10 el tapón de muestra ya diluida con un volumen 20 algo mayor de 50 lambdas y enjuaga el citado conducto. El movimiento de este tapón está indicado en 106-1, moviéndose hacia abajo desde la barra 104-1 hasta la barra 107-1. El estado de la bomba 62 cambia ahora desde la barra 107-2 indicando la transferencia de diluyente fuera del extremo de glóbulos rojos de la bomba, a través de la barra 107-3 que indica que 25 30



1 se está distribuyendo, hasta la barra rayada 107-4, que in-
dica que el extremo de la bomba de glóbulos blancos está
ahora lleno de diluyente. Esta condición se mantiene a lo
largo de la barra 84 hasta que se introduce la próxima mues-
5 tra. El estado de la válvula de control de la dilución es
tá indicado una vez más en la barra 83.

Al mismo tiempo que esto ocurre, es decir comenzando
en el tiempo 11,5 segundos, que es el final del movimiento
de la placa 14 del sistema emparedado 10 de nuevo hasta su
10 posición nº 1, la excéntrica C8 actúa durante el tiempo de
la barra 110. Durante el periodo de tiempo representado se
realizan dos funciones, una de ellas la apertura de la vál-
vula 112 a la línea de desagüe 114 para proporcionar el pa-
so de la muestra de glóbulos blancos mezclada a la vasija
15 de hemólisis 116. La válvula 112 estaba cerrada en este mo-
mento y la válvula 118 en la línea 120 estaba abierta. La se-
gunda función es el bombeado de una cantidad medida de agen-
te hemolizante desde el depósito 122, a través de la
bomba 124 y la línea 123, hasta la vasija 116 junto con la
20 muestra procedente de la vasija 44. La barra en blanco, 110-1
representa el periodo de bombeo de agente hemolizante,
estando conectada la barra mediante líneas verticales que se
ñalan hacia la barra 110-2 para indicar que el agente está
entrando en la vasija de hemólisis 116. Al mismo tiem-
25 po la muestra representada por la barra sombreada 110-3 está
entrando en la vasija de hemólisis, que está indicada
por las líneas verticales señalando hacia abajo.

En el movimiento de estos fluidos siempre se tiene
cuidado de evitar las burbujas. Los tubos de entrada a las
30 vasijas están orientados para dirigir su contenido tangen-



1 cialmente hacia las paredes y la corriente se va estrechan-
do o decelerando. Esto puede conseguirse mediante bombas de
control, cilindros y presiones de aire adecuados. Para pasar
el líquido desde la vasija 44 a la vasija de hemólisis
5 116 debe emplearse aire a presión para asegurar un vaciado
completo.

La última función realizada por el primer regulador
de tiempos está indicada en 107-1, donde la muestra de gló-
bulos rojos es introducida en la primera cámara 48 de la va-
10 sija de mezcla 50, a la posición representada por la barra
104-4. La muestra permanece en esta cámara hasta el tiempo
de 18 segundos aproximadamente, que pertenece a la segunda
mitad del ciclo. La dilución en este momento es de 50.000 y
es una función de las cámaras volumétricas y de los conduc-
15 tos del aparato.

En el tiempo 15 segundos, el segundo regulador de tiem-
pos es energizado por el primero y desde entonces su periodo
de energización es controlado por la excéntrica C11 represen-
20 tada por la barra 125. Las barras 126 a 132 también represen-
tan la operación de las diversas excéntricas C12 a C18, res-
pectivamente. La excéntrica C18, que acciona el aparato de
ensayo de la hemoglobina, tiene dos periodos de funcionamien-
to, designados por las barras 132, lo que representa que se
toman dos lecturas con fines comparativos.

25 En el tiempo 15 segundos, no se observa ninguna fun-
ción que se esté realizando o que sea necesario realizar en
el aparato relativa a la introducción de la muestra de san-
gre completa, funcionamiento del sistema emparedado y movi-
miento de las bombas de muestra y de dilución. Incluso las
30 muestras están mezcladas y listas para su exploración. Por



1 consiguiente, todas las condiciones obtenidas en las estruc-
turas implicadas son las mismas que al principio de la pri-
5 mera mitad del ciclo a tiempo cero, representadas por las
barras 82-1, 104-2, 82-5', 83 y 84. Por lo tanto puede in-
troducirse una nueva muestra e iniciar la primera mitad del
ciclo independientemente de la continuación de la operación
de la segunda mitad del ciclo. Mediante unos circuitos desco-
nectadores, la puesta en marcha de la primera mitad del ci-
clo se hace inoperante hasta que la excéntrica C11 ha ener-
10 gizado un circuito adecuado. Una vez que se ha iniciado la
segunda mitad del ciclo, no se detiene hasta que no se ha
completado. Las únicas porciones del aparato implicadas en
la segunda mitad del ciclo se dedican a introducir las mues-
tras en sus respectivas vasijas o baños de medida, tomar las
15 medidas, enjuagar, vaciar y así sucesivamente.

La primera función realizada es controlada por la
excéntrica C12 y las funciones están representadas por las
barras 126-1, 126-2 y 126-3. La primera función tiene que
ver con la vasija 90 de tubo con apertura para la muestra
20 de glóbulos blancos o baño blanco, como es llamado por como-
dididad. La barra en blanco 85 representa una muestra previa
que se ha dejado permanecer en el baño blanco 90. Al tiempo
15 segundos, se cierra la válvula 134 que se encuentra en
la línea 135 que viene del suministro de líquido de enjuague,
25 se abre la válvula 136 en la línea 138 y la muestra previa
se saca del baño blanco 90 a través de un conducto de desa-
güe 140 que se encuentra desviado con respecto al suministro
de líquido de enjuague para impedir cualquier retroceso al
baño. Esta línea 138 conduce a una vasija de desechos 141
30 controlada por una línea de vacío 142 adecuada. Se recordará



1 que pasan a la vasija 54 aproximadamente 10 cc de muestra;
por consiguiente, la muestra previa en el baño 90 es aproxi-
madamente la misma, considerando la adición del agente de
hemólisis, la toma para contaje, el fluido en las líneas,
5 etc. Los tubos 144 provistos de las aperturas 146 están mon-
tados sobre una placa móvil de forma que pueden ser manipu-
lados simultáneamente. Sus dimensiones y las del baño están
seleccionadas de forma que, considerando el espacio volumé-
trico en el fondo del baño, 10 cc de líquido transportan la
10 muestra a través de las aperturas 146.

Después de haber vaciado en los desechos la muestra
previa, como indican las líneas verticales que se extienden
hacia abajo desde la barra 126-1 hasta la línea gruesa 148
que representa los desechos, el baño blanco 90 queda vacío
15 en el tiempo 17,5 segundos. Durante el mismo periodo, la
muestra previa del baño rojo 94, representada por la barra
en blanco 88, es vaciada a los desechos, como indica la ba-
rra 126-3 conectada por líneas verticales con la segunda
línea de desechos 148 en la parte inferior del gráfico de
20 barras. Se trata del mismo tipo de aparato, que comprende
las válvulas 149 y 150, las líneas 152 y 156 y el conducto
de vaciado desviado 154. El baño rojo 94 está construido de
forma similar al baño 90 y comprende los tubos 158 con las
aperturas 160.

25 La barra 126 también representa la transferencia de
la muestra de glóbulos rojos desde la primera cámara 48 a
la segunda cámara 162 de la vasija de mezcla 50. Por lo tan-
to, la continuación de la barra 104-4 a la segunda mitad
del ciclo se muestra transfiriendo por las líneas vertica-
30 les hasta la barra 126-2, en cuyo momento la muestra de gló



1 bulos rojos se encuentra en la cámara mayor 162. Permanece
en esta cámara hasta que está dispuesta para ser transferi-
da al baño rojo, lo que ocurre algún tiempo más tarde.

5 Tan pronto como ambos baños se han vaciado a los dese-
chos, se enjuagan. Este enjuague se realiza cerrando las vál-
vulas 136 y 150, abriendo las válvulas 134 y 149 y haciendo
pasar alrededor de 5 cc de diluyente al fondo de los baños
respectivos. Este enjuagado casi no alcanza a las aperturas
y es realizado mediante la operación de la excéntrica C13 du-
10 rante el tiempo representado por la barra 127. Los extremos
de la izquierda 127-1 y 127-2 de las barras en los baños in-
dican el paso del diluyente de enjuague a los baños. La ex-
céntrica C14 controla la segunda descarga desde los baños,
durante el tiempo 128 representado por los extremos de la de-
15 recha 128-1 y 128-2. Se observará que la cámara de vacío 92
está conectada a través de la línea 170 y la válvula 172 a
la vasija de desechos 141 y esta cámara 92 es vaciada al mis-
mo tiempo que los dos baños son vaciados finalmente. La barra
86 está representada terminando en el tiempo 21 segundos, con
20 líneas verticales dirigidas hacia los desechos 148 durante el
mismo periodo de tiempo que dura la barra 128.

La función siguiente que se produce es controlada por
la excéntrica C15 durante el tiempo de la barra 129. En este
tiempo, la muestra de glóbulos blancos es transferida a tra-
25 vés de la válvula 118 y la línea 120 a su baño 90, mientras
que la muestra de glóbulos rojos es transferida a través de
la válvula 174 y la línea 176 a su baño 94. La primera fun-
ción está representada por el extremo de la barra 129-1 mo-
viéndose hacia abajo hasta la barra sombreada 85 y el extre-
30 mo de la barra 129-2 moviéndose hacia abajo hasta la barra



1 sombreada 88. Estas dos condiciones, es decir, los baños
llenándose con las muestras, prevalecen hasta que las pró-
ximas muestras están dispuestas para ser contadas.

5 Para entonces la muestra de glóbulos blancos comprende
fragmentos microscópicos de las paredes exteriores de los
glóbulos rojos hemolizados, los glóbulos blancos completos
y la hemoglobina procedente de los glóbulos rojos hemoliza-
dos. Teniendo en cuenta el tamaño del conducto P9 y su ta-
pón resultante (50 lambdas), los 10 cc de diluyente propor-
10 cionados por la bomba de diluyente 62, la muestra pre-hemo-
lizada extraída en 52, la adición de agente hemolizante en
123 y el movimiento a través del aparato, la dilución de la
muestra de glóbulos blancos que entra en el baño blanco es
muy próxima a 250:1. La muestra de glóbulos rojos llega a
15 su baño correspondiente con una dilución de 50.000:1.

Después de un corto periodo de sedimentación, se ini-
cia el proceso de recuento. Este consiste en aplicar un va-
cío constante a la línea 180 mediante la cámara de vacío 92.
Un regulador de vacío conectado a 182 se ajusta hasta un va-
20 lor apropiado mientras se lee el manómetro 184 que, cuando
se le permite sacar fluido de los baños y pasarlo a los tu-
bos con aperturas durante un tiempo dado, proporciona la
muestra volumétrica apropiada para el recuento. Esta línea
180 conecta a través de las válvulas 186 y 188, respectiva-
25 mente, con las cámaras de aislamiento 190 y 192. Cada una
de estas cámaras comprende tres secciones 194 separadas por
una boquilla de goteo en cada una de ellas conectada con uno
de los tubos con aperturas del baño asociado. De esta forma,
las secciones 194 disponen de unas boquillas de goteo 196
30 conectadas con las líneas 198 que conducen a los respectivos



1 tubos con aperturas 144 y 158. Aplicando vacío a las cáma-
ras 190 y 192 se aspira la muestra a través de las apertu-
ras 146 y 160 hasta el interior de los tubos respectivos y,
a medida que la muestra atraviesa las aperturas, puede ser
5 contada de acuerdo con las instrucciones de la patente
722.418 mencionada más arriba. Las conexiones eléctricas pa-
ra detectar el paso de las partículas no están mostradas en
la Figura 1, pero están ilustradas en otras figuras. En es-
te momento es suficiente decir que cada tubo con aperturas
10 posee un electrodo interno independiente y que el baño que
contiene estos tubos posee un electrodo común o neutro. Ha-
ciendo caer gota a gota la descarga de las líneas 198, no
se producen interferencias eléctricas entre los circuitos
de las aperturas. Las dos estructuras para los glóbulos
15 blancos y rojos están ilustradas de la misma manera; no obs-
tante, solamente el baño 90 requiere un extensión rectangu-
lar 200 en el fondo. La misma extensión de la vasija puede
ser utilizada para el baño 94 para obtener una mayor unifor-
20 midad. Una fuente luminosa 202, dirigida a través de un
tren óptico 204 que incluirá un filtro verde para conseguir
una luz monocromática de la longitud de onda adecuada, ha-
ce pasar un rayo de luz a través de esta extensión 200 que
incide sobre la célula fotoeléctrica de un dispositivo 206
para la determinación de la hemoglobina. Esta se realiza en
25 el tiempo 19,5 segundos mediante la excéntrica C18, represen-
tada por la barra de tiempos 132 de manera que, como se in-
dica en 132-1 en la parte inferior de la Figura 2, puede ha-
cerse una medida del diluyente puro que se está utilizando
para enjuagar el baño 90; y de nuevo al tiempo 29,5 segun-
30 dos, en el cual la medida 132-2 se realiza a través de la



1 muestra de glóbulos blancos. Este dato se utiliza para cal-
cular el parámetro hemoglobina y almacenarlo en circuitos
apropiados para ser utilizado por el impresor.

5 La operación de recuento para ambas muestras se produ-
ce simultáneamente, como indican las transferencias de flui-
do que sale de los baños. El vacío se aplica durante un pe-
riodo de tiempo considerablemente mayor que el tiempo nece-
sario para el recuento propiamente dicho, mediante el fun-
cionamiento de la excéntrica C17 designada por la barra 131.
10 Al tiempo indicado por el extremo de la derecha de la barra
85, se muestra la muestra de glóbulos blancos introduciéndose
se en los tubos con aperturas, operación indicada por la ba-
rra 131-1 y desde aquí pasando a la cámara de aislamiento
indicada por la barra 131-2 y después a la cámara de vacío
15 92 donde permanece durante el periodo de tiempo indicado por
la barra 86 a la derecha. En cuanto a la muestra de glóbulos
rojos, ocurre lo mismo, como indican las barras 88 a 131-3 y
y 131-4 hasta la barra 86 en la derecha. La excéntrica C16
inicia el recuento energizando momentáneamente el circuito
20 en 130, permaneciendo el circuito en condiciones operativas
durante toda la longitud de la barra 130-1.

Al llegar al tiempo 30 segundos, todos los datos toma-
dos han sido almacenados en un circuito electrónico adecua-
do. Este incluye tanto los parámetros medidos como los cal-
culados. Se provee un mecanismo impresor automático que se
25 acciona insertando una ficha para imprimir los datos sobre
ella. Esto está indicado por la barra 208, que imprime to-
dos los datos en 5 segundos.

Ahora haremos referencia a las Figuras 3, 4 y 5 que
30 ilustran los tubos con aperturas para glóbulos blancos y su



1 vasija de inmersión, así como ciertas representaciones sim-
bólicas que ilustran otro aparato. Esta estructura está des-
crita con amplitud en la solicitud de accesorios antes men-
cionada y está conectada eléctricamente en la forma descri-
5 ta en la solicitud de electrónica para las aperturas múlti-
ples, también citada anteriormente.

Como la muestra de glóbulos blancos es hemolizada, no
contiene glóbulos rojos. Además, la hemoglobina procedente
de estos glóbulos rojos ha sido liberada y la misma muestra
10 es adecuada para una determinación de la hemoglobina. Esta
se realiza mediante la nueva estructura que se ilustra. Un
producto químico contenido en el diluyente realiza el trata-
miento de la hemoglobina oxidándola y produciendo el color
deseado.

15 El baño blanco 90 es preferiblemente un vaso o cámara
de vidrio abierto en su parte superior como se indica en
210 y estrechándose en su extremo inferior como se indica en
220. La cámara 214 formada en el interior del mismo es bas-
tante estrecha y los tubos con aperturas 144 que están dis-
20 puestos en la cámara están aplastados de forma que una can-
tidad mínima de muestra sube bastante alto en la cámara 214.
Como ejemplo se muestra el nivel en 216 en la Figura 4 por
encima de las aperturas 146. Estos tubos con aperturas están
colocados en una placa 218 mediante la cual los tres tubos
25 pueden ser subidos o bajados al mismo tiempo. Esta placa es-
tá montada en un soporte mayor (no mostrado) que cubre el
extremo superior de la vasija 90.

En su extremo inferior, la vasija presenta una forma-
ción integral 200 con una configuración transversal relati-
30 vamente cuadrada, que se trata de una extensión para la me-



1 dida de la hemoglobina. Las caras 220 y 222 son perfectamen
te paralelas y planas y las superficies interiores que atra
viesa. el haz luminoso 224 también son paralelas y planas.
5 Una fuente luminosa, proyector, filtro, etc, 202 y 204 de
medidas normales dirige el haz 224 a través de la misma sus
pensión que está siendo utilizada para el recuento de los
glóbulos blancos hasta un sensor 225 del dispositivo 206 pa
ra la determinación de la hemoglobina. Desde la línea 120
la muestra es introducida en un hueco o casquillo 226 cuyo
10 orificio 228 es tangente a la pared interior de la cámara
de forma que el líquido que entra siguiendo las flechas de
la Figura 5 fluye con un movimiento deslizante hasta el in
terior de la cámara sin formación de turbulencias o burbu
jas.

15 Cuando la nueva muestra se encuentra en la cámara 214,
estando llenos de una muestra previa los tubos con apertura
144, la aplicación de vacío hace que la nueva muestra sea
pasada a través de las aperturas 146 hasta el interior de
los tubos con aperturas 144. Cada tubo dispone de su propio
20 electrodo interior 230 con un conductor 231 que conduce a
un detector (no mostrado aquí). Un electrodo común 232 co
nectado a tierra y provisto de un conductor 233 está dispues
to en la cámara 214 de forma que las partículas que atravie
san las aperturas producen una señal a través de los elec
25 trodos y a través de los conductores eléctricos 231 y 233
conectados a dichos electrodos para el recuento, clasificac
ión de tamaños, etc. Cada una de las tres aperturas está
iluminada por una fuente luminosa 234 y para confinar el
haz 238 se emplea alguna forma de colimador o lente 236. Es
30 te haz pasa a través de la apertura, que generalmente se en



1 cuenta bastante próxima a una de las paredes laterales y
después es dirigido sobre un espejo 239 desde el que puede
ser proyectada la imagen de la apertura sobre una pantalla
de vidrio esmerilado. De esta forma pueden observarse ópti-
camente las tres aperturas de manera simultánea.

5 El desagüe del baño 90 lleva a un accesorio 240 cuyo
orificio es un conducto desviado 140 mencionado con anterior-
idad.

10 Se observará que la estructura descrita es simple pero
permite la realización simultánea de una pluralidad de fun-
ciones.

15 Dirijamos ahora la atención a las Figuras 8 a 11 que
ilustran el sistema emparedado 10. En una vista abierta, la
Figura 8 muestra las partes importantes del sistema, alinea-
das verticalmente, que se encuentran en un estado intermedio
producido durante el movimiento entre sus dos posiciones, a
las que nos referiremos de ahora en adelante como posición
nº 1 y posición nº 2. La placa inferior 16 tiene por lo me-
nos dos puntales que se acoplan a la placa superior 12 a
20 través de la placa central 14. El puntal central 18 es co-
axial con el centro de rotación de la placa 14 y a partir
de ahora se emplea este número de referencia para identifi-
car dicho eje. Pasa a través de un cojinete 250 exactamente
ajustado, colocado en la placa central 14 y se acopla en un
25 casquillo 251 adecuado situado en la placa superior 12. El
puntal 252 está montado en la placa inferior 16, adyacente
a un extremo de la misma. Cuando se montan las placas, el
puntal 252 pasa a través de la ranura arqueada 254 hasta un
casquillo adecuado provisto en la placa superior 12. De pre-
30 ferencia, el casquillo es un orificio 256 alineado vertical-



1968

1 mente que atraviesa por completo la placa superior de forma
que el extremo superior del puntal 252 sobresale y puede ser
sujetado en su sitio si se desea. El movimiento de la pla-
ca central es proporcionado mediante un brazo 258 que está
5 unido a un dispositivo mecánico adecuado programado por la
excéntrica C2. Este movimiento está limitado por la ranura
254. En las Figuras 9 y 10 se ilustran respectivamente las
posiciones nº 1 y nº 2.

10 Los conductos P9 y P10 están formados por orificios
adecuados taladrados en la placa 14 y estos están centrados
en la forma indicada, estando controlada su longitud por el
espesor de las proyecciones arqueadas 260 y 262 situadas
respectivamente en los orificios. Estas proyecciones están
cuidadosamente fresadas y pulidas para mayor precisión y
15 están arqueadas para proporcionar las superficies de apoyo
para el movimiento de la placa superior e inferior. Los con-
ductos P1, P2, P3 y P4 están formados en elementos cilíndri-
cos de resina sintética para proporcionar un grado de resi-
liencia que permita el movimiento ajustado del fluido. La
20 resina debe ser resistente a los líquidos empleados y sufi-
cientemente tenaz para que no se produzca la fluencia en
frío. El elemento cilíndrico 263 contiene los conductos P1
y P2 que preferiblemente incluyen pequeños rúcores situados
en sus extremos exteriores para permitir la conexión de un
25 tubo flexible. El elemento equivalente inferior es 264 para
los conductos P5 y P6. De forma análoga las otras parejas
de conductos disponen de los elementos cilíndricos 266 y
268, poseyendo todos los conductos los pequeños rúcores que
sobresalen de las superficies superior e inferior de las pla-
30 cas 12 y 16, respectivamente. Cada uno de los elementos ci-



1 líndricos tiene una superficie de apoyo arqueada de dimensio-
nes cuidadosamente establecidas, como por ejemplo las muestra-
das en la Figura 8 en 270 y 272, cooperando con las proyec-
ciones respectivas 260 y 262.

5 En la Figura 9, la posición nº 1 tiene el brazo 258 a
la izquierda, el puntal 252 está acoplado al extremo de la
derecha de la ranura arqueada 254, el conducto P9 está ali-
neado con los conductos P1 y P5 y el conducto P10 está ali-
neado con los conductos P3 y P7. Los restantes conductos es-
tán bloqueados. En la Figura 10, la posición nº 2 tiene el
10 brazo 258 a la derecha, el conducto P9 está ahora alineado
con los conductos P2 y P6, el conducto P10 está alineado con
los conductos P4 y P8 y los restantes conductos están bloquea-
dos.

15 Las Figuras 6 y 7 ilustran una vasija de mezcla típica,
por ejemplo la vasija 44 formada con las cámaras 42 y 54 co-
nectadas por el conducto 100. La entrada desde la línea 40
se realiza a través de la boquilla 280 que dirige la corrien-
te entrante tangencialmente a la pared para evitar la turbu-
lencia. La conexión entre las cámaras mostrada en 100 es de
20 construcción similar. El ladrón 52 para extraer una pequeña
muestra de sangre diluída está mostrado en la cámara 54.

25 En la Figura 12 se ilustran los componentes importantes
de la porción eléctrica del sistema, omitiéndose el control,
el reajuste y las conexiones similares por razones de clari-
dad.

30 Al haber tres tubos con aperturas para cada una de las
muestras diluídas, habrá también seis circuitos de apertura,
con un amplificador, un circuito discriminador, un integrador, etc,
para cada apertura. Para que se pueda seguir el diagrama con



1 facilidad, todos los componentes y conexiones, relacionados
con los circuitos de recuento de los glóbulos blancos, se
encuentran en la parte superior del diagrama y se identifi-
can globalmente por la letra W. Los circuitos de recuento y
5 análisis de glóbulos rojos se encuentran debajo de los cir-
cuitos de glóbulos blancos y son designados por la letra R.
En el extremo de abajo está representado el circuito de la he-
moglobina.

10 Los circuitos de recuento son similares para los glóbu-
los rojos y blancos y por ello solamente es necesario des-
cribir el correspondiente a los glóbulos rojos, llevando los
mismos números de referencia los componentes y circuitos
equivalentes. Las diferencias serán explicadas cuando se lle-
gue a ellas en la descripción. Comenzando por arriba a la
15 izquierda, los bloques 300-1, 300-2 y 300-3 representan los
circuitos de las aperturas de los glóbulos blancos que in-
cluyen los electrodos previamente descritos, las conexiones,
etc. Las señales producidas en estos circuitos son el resul-
tado del paso de las partículas a través de la apertura de
20 cada tubo para ser exploradas. Las señales resultantes son
aplicadas a los amplificadores 302-1, 302-2 y 303-3 a tra-
vés de los cuales la fuente de corriente 304 suministra a
todas las aperturas. En la estructura real, las aperturas
tienen un diámetro de 100 micras aproximadamente y están
25 cuidadosamente equilibradas de forma que una fuente de sumi-
nistro es suficiente para todas ellas. Se dispone de un ajust-
te de corriente y cada canal individual es ajustable para
dar un recuento y unas señales idénticos.

30 Las salidas de los amplificadores 302 son aplicadas a
una red de conmutación 306 que normalmente proporciona unas



1 conexiones directas, pero que permite realizar conexiones cru-
zadas durante los periodos de ajuste. La salida de cada ampli-
ficador 302 es aplicada así a su propio circuito discrimina-
dor 308-1, 308-2, o 308-3 según el caso. Las salidas del ampli-
5 ficador son aplicadas por las líneas 310 junto con las sali-
das 324 de los circuitos discriminadores a unos circuitos de
un osciloscopio 312 de rayos catódicos, de forma que cada cir-
cuito de apertura tiene una imagen sobre el osciloscopio 314
que da el estado de su operación. Mediante una conmutación
10 electrónica adecuada, las tres imágenes pueden verse simultá-
neamente como en 316 y análogamente también puede verse en
318 las imágenes de los circuitos de apertura de los glóbulos
rojos. Las salidas principales de los circuitos discriminado-
res 308 son aplicadas a los integradores 320-1, 320-2 y 320-3
15 a través de los circuitos de bomba 322-1, 322-2 y 322-3, res-
pectivamente, cada uno de los cuales incluye normalmente un
condensador, un conmutador electrónico y diodos que se mencio-
narán más adelante.

Es necesario convertir los impulsos producidos por los
20 circuitos de apertura 300 en cantidades analógicas para cal-
cular los parámetros que no se miden. Estos impulsos son vol-
tajes en las salidas de discriminación 326-1, 326-2 y 326-3,
siempre que el impulso de la apertura sea suficientemente gran-
de para atravesar el nivel de discriminación establecido. Cada
25 impulso carga un condensador en su respectivo circuito de bom-
ba 322, que a su vez vierte su carga en el circuito integrador
320 conectado al mismo. El circuito integrador acumula las car-
gas y proporciona un voltaje almacenado proporcional al número
de impulsos de carga, que puede ser leído en las salidas 328-1,
30 328-2 y 328-3, respectivamente. El circuito está dispuesto de



1 forma que estas salidas pueden ser leídas cuando se desee,
mediante el conmutador SW-1, que puede ser pasado desde la
salida normal del circuito seleccionador 330 a cualquiera
de las salidas del integrador o a una posición de prueba.
5 Esto permite la calibración de la bomba del integrador me-
diante condensadores ajustables.

El circuito seleccionador 330 está descrito con deta-
lle en la solicitud de electrónica para aperturas múltiples
antes mencionada. Si todas las entradas al circuito selec-
cionador tienen aproximadamente el mismo valor, esto signi-
fica que todas las aperturas están abiertas y produciendo
10 señales. Si una apertura se obstruye, las señales proceden-
tes de esa apertura serán esencialmente diferentes de las
señales procedentes de las otras dos. Mediante un proceso
de eliminación electrónica se desechan los datos procedentes
15 de la apertura obstruida y solamente se emplean los datos de
las otras dos. La selección puede dar lugar a la eliminación
de todos los datos si las tres señales son esencialmente dis-
tintas.

20 El circuito seleccionador 330 proporciona normalmente
un voltaje de salida que es la media de las tres entradas,
pero si una apertura comenzara a producir una señal que di-
fiere de las otras dos en algún factor que es gobernado por
el circuito, queda excluida automáticamente y se determina
25 la media de las otras dos. El nivel de voltaje en 332 es
atenuado en una red de corrección por coincidencia 334 y la
salida total es atenuada en un factor que representa la con-
versión de la señal en 336 en el voltaje que representa el
recuento de los glóbulos blancos. El atenuador de salida
30 338 ajusta el factor de la escala para obtener las respues-



1968

1 tas impresas apropiadas. El atenuador 340 tiene dos posicio-
nes. En una posición, la salida de la red de corrección por
coincidencia 336 es pasada directamente sin alteración a
338. En el otro estado se añade una fracción de 336 y 332'
5 para producir un factor de corrección por coincidencia dife-
rente que se corresponda con una variación en el factor de
escala del integrador 320-1, 2 y 3. El objeto de esta fun-
ción requiere una explicación.

10 El número de glóbulos blancos en cualquier muestra da-
da es muy bajo comparado con el de glóbulos rojos; también
la variación o intervalo dinámico es bastante grande. En con-
secuencia, en los circuitos de recuento de glóbulos blancos, en
los que la variación de cuentas es muy grande, sería difícil
de manejar la diferencia entre los valores producidos por
15 los integradores con los componentes generalmente disponi-
bles que hacen uso de la estabilidad. Con poblaciones que
tienen muchos glóbulos blancos, el voltaje que cada glóbulo
representa en 328-1, 2 y 3 debe ser más pequeño que el vol-
taje por impulso con poblaciones escasas. Por consiguiente,
20 cuando los integradores y los circuitos seleccionadores es-
tán dispuestos para producir una salida dada para un inter-
valo más bajo, si el número de glóbulos blancos resulta ser
mucho mayor que cierta cantidad previamente determinada, el
circuito puede ser conmutado automáticamente para compensar
este factor. Esto se realiza preferiblemente detectando las
25 condiciones de carga en los integradores 320.

30 Un conmutador selector de escala 342, normalmente no
conductor, recibe un voltaje desde las salidas del integra-
dor 344-1, 344-2 y 344-3. Cada vez que uno de los integra-
dores se satura, lo que significa que están entrando un nú-



1 mero de impulsos mucho mayor de los que el conmutador está
preparado para manejar, se produce un estado de conducción
y cinco circuitos se vuelven conductores. Tres de estos cir
5 cuitos están controlados por la línea 34 y vuelven a los in
tegradores, conectando unos condensadores adicionales en pa
ralelo con los condensadores del integrador para cambiar la
escala de los integradores. Dos de ellos están en los cir
cuitos 340 y 338, servidos por la línea 348. Uno cambia la
10 corrección de coincidencia y el otro la atenuación de la sa
lida para tener en cuenta el cambio de escala. La salida del
atenuador 338 se encuentra en 350 y comprende un voltaje de
corriente continua que es proporcional al RGB.

Como los glóbulos rojos no presentan unas variaciones
en el recuento tan grandes como las de los glóbulos blancos,
15 sus variaciones pueden ser manejadas fácilmente por una esca
la integradora. Por consiguiente, no existe ningún circuito
equivalente al conmutador 342 y sus partes asociadas en los
circuitos para glóbulos rojos. En todos los restantes aspec
tos, el circuito de recuento de glóbulos rojos es idéntico
20 en construcción al de los glóbulos blancos y los componentes
están numerados de forma idéntica. Los requerimientos del cir
cuito de glóbulos rojos, por regla general, son más rigurosos
que el de los glóbulos blancos, debido a que con frecuencia se
determina el tamaño de los primeros. Por consiguiente se de
25 ben preservar las amplitudes por lo menos hasta el punto en
el que se toma de los canales de señales originales la infor
mación sobre el tamaño. Como en este caso se está obteniendo
el VCM, la información sobre tamaños se recoge directamente
de los amplificadores 302-1 y 302-2. Como en la parte roja
30 del aparato se encuentra un circuito seleccionador 330, el



7 ABR 1968

1 uso de dos salidas en 352 y 353 para la determinación del
VCM proporciona mayor grado de confianza en caso de que se
obstruya uno de los canales. Estas señales son aplicadas a
los atenuadores VCM 354-1 y 354-2 y desde allí al aparato
5 VCM 356-1 y 356-2, citado más arriba.

Las salidas de los dispositivos VCM son aplicadas a
través de las líneas 358 a unos medios de promediar de un
tipo adecuado en el circuito seleccionador 330, de forma que
la salida en 360 es una señal media proporcional al VCM.
10 Unas líneas de derivación conectan con los terminales del
conmutador SW-2 que es operado junto con el circuito selec-
cionador para interrumpir una de las líneas 358 y el dispo-
sitivo de promediar VCM en caso de que el seleccionador indi-
que que uno de ellos está produciendo una información falsa.
15 Este circuito permite que existan los mismos factores de vol-
taje en 360 cuando se emplea el promedio de las dos señales
VCM o una cualquiera de ellas en caso de eliminación de la
otra a causa de una apertura obstruida. Adecuadamente atenua-
da en 362, en la línea 364 se produce un valor que es propor-
20 cional al VCM y que se convertirá en un valor apropiado para
el verdadero VCM. De la información VCM se derivan otras dos
salidas, una de las cuales es atenuada en una cantidad dife-
rente en 366 para dar el voltaje en 368 que es función del
VCM y se identifica como fa VCM y la otra no es atenuada y
25 se encuentra en la línea 370 identificándose como fb VCM.

El RGR del circuito de recuento de glóbulos rojos se
encuentra en la línea 372 saliendo del atenuador 338, que es
el equivalente del atenuador 338 de glóbulos blancos con la
excepción del conmutador del factor de escala.

30 El dispositivo de medida de hemoglobina 206 está mos-



1 trado en la parte inferior de la Figura 12. Su sensor 225
mostrado en las Figuras 3 y 4 proporciona una corriente que
es amplificada en el amplificador 374 y convertida en el com-
putador 376 en un voltaje en 378 que, cuando se atenúa ade-
5 cuadamente en 380, representa en 382 una cantidad analógica
que es la HGB de la muestra. Esta cantidad puede convertir-
se en datos digitales. La señal en 378 es atenuada por una
escala diferente en el atenuador 384 para proporcionar un
voltaje diferente en la línea 386 para uso en el cálculo de
10 los índices citados. Este valor es una función de la HGB y
es designado por fHGB.

Obsérvese que el voltaje RGR en 336 es utilizado sin
atenuación en otro cálculo y a través de la línea 388 es apli-
cado a uno de los dispositivos computadores. Este valor es
15 una función del RGR y es identificado como fRGR.

La información que ha sido medida y que será calculada
por el aparato se imprime sobre una ficha o se transfiere
por cualquier otro método a unos dispositivos indicadores o
a unos registros. Esto requiere la conversión de la informa-
20 ción analógica en información digital, pero por conveniencia
las señales se manipulan primero como cantidades analógicas.
Las líneas 350, 364, 372 y 382 van directamente al aparato
distribuidor al que nos referimos como conmutador 390. Cada
uno de los siete parámetros tiene un terminal y el conmutador
25 390 explora todos los terminales por orden, transmitiendo la
información en secuencia al impresor 392 después de conver-
tirla en información digital en el convertidor 394. Si se
desea, la información puede ser muestreada en cualquier dis-
positivo adecuado 396 para obtener una indicación de las can-
30 tidades analógicas en la línea 398 para otros posibles usos.



1 El elemento propulsor 400 del impresor hace avanzar a la
ficha después de haber registrado cada uno de los parámetros
para un ensayo dado.

5 El computador 402 proporciona el valor HCT y el compu-
tador 404 proporciona los otros dos índices.

10 El voltaje que es identificado como FRGR es proporcio-
nal al RGR y es aplicado a través de la línea 388 al servo-
amplificador 406 que impulsa al motor 408 que hace girar la
corredera 410 sobre un potenciómetro 412 que está ajustado
para un predeterminado voltaje a través de él hasta tierra.
Este voltaje es obtenido a partir de una referencia adecua-
da y ajustado al valor necesario mediante un divisor 414. De
esta forma la posición de la corredera 410 depende del RGR y
la retroalimentación del voltaje de error a través de la línea
15 416 mantiene a cero dicho error de voltaje haciendo girar
adecuadamente la corredera. El potenciómetro 420 tiene apli-
cado un voltaje que es proporcional al VCM porque la línea
370 está conectada a su extremo de potencial más alto. Se re-
cordará que el voltaje en esta línea es una función del VCM
20 identificada como fa VCM. Como la rotación de la corredera
410 está en tandem con la corredera 422, el voltaje en 422
es igual al producto del voltaje en el extremo superior del
potenciómetro 420 por la rotación o RGR y este producto es
directamente proporcional al HCT. La salida para el mismo es
25 el voltaje almacenado en la punta de la corredera 422 y apa-
rece en la línea 424.

30 El voltaje en la corredera 422 es amplificado en 426
y aplicado mediante la línea 428 a la parte superior del po-
tenciómetro 430 de forma que el voltaje a través del potenció-
metro es proporcional al valor HCT. Este se encuentra en el



1 computador 404 y se observará que allí hay otros dos poten-
ciómetros 432 y 434. El potenciómetro 432 conecta con la
línea 368 de forma que el voltaje fa VCM en la línea hace
el voltaje a través del potenciómetro proporcional al VCM.
5 El potenciómetro 434 presenta un voltaje fijo a su través
que está determinado por el divisor 436 y el valor del vol-
taje de referencia.

10 De la misma forma que el dispositivo servoamplificador
previamente descrito hacía que la corredera 410 tuviera su
posición rotacional proporcional al RGR, el servoamplifica-
dor 438, el motor 440, la línea de retroceso 442 y la cone-
xión del servoamplificador 438 con la línea 386 hacen que
la disposición rotacional de la corredera 444 sea proporcio-
nal al valor HGB dividido por el HCT, es decir, al valor
15 CHCM. Esto es debido a que en el potenciómetro 430, en lugar
de un voltaje constante como en el caso del potenciómetro
412, se aplica el voltaje HCT y este último varía. La retroali-
mentación 446 se limita a ajustar la anchura constante del cero.

20 Para obtener un valor del voltaje proporcional a la
posición de la corredera, 444, la corredera 448 en tándem
recoge un voltaje del potenciómetro 434, apareciendo este
voltaje en 450 como el valor CHCM.

25 La cantidad final obtenida, es decir, la HCM, se en-
cuentra en la corredera 452 del potenciómetro 432. Como la
posición de la corredera 452 es proporcional a CHCM, estando
en tándem con las otras correderas y como el voltaje a tra-
vés del potenciómetro 432 es proporcional al VCM, la opera-
ción realizada es multiplicar VCM por CHCM y el resultado en
la línea 454 es HCM.

30 La descripción anterior del aparato no debe considerar



1 se como limitativa. Los expertos en esta técnica comprende-
rán que tienen que incluirse varios componentes adicionales,
tales como los mencionados antes en forma de medios para
reajustar los integradores y circuitos análogos, accesorios
5 a las señales de tiempos para poner en marcha el aparato,
circuitos desconectores para impedir daños a diversos compo-
nentes y similares.

Igualmente, aunque los cálculos se realizan analógica-
mente con servosistemas, también pueden emplearse otras téc-
10 nicas digitales y analógicas.

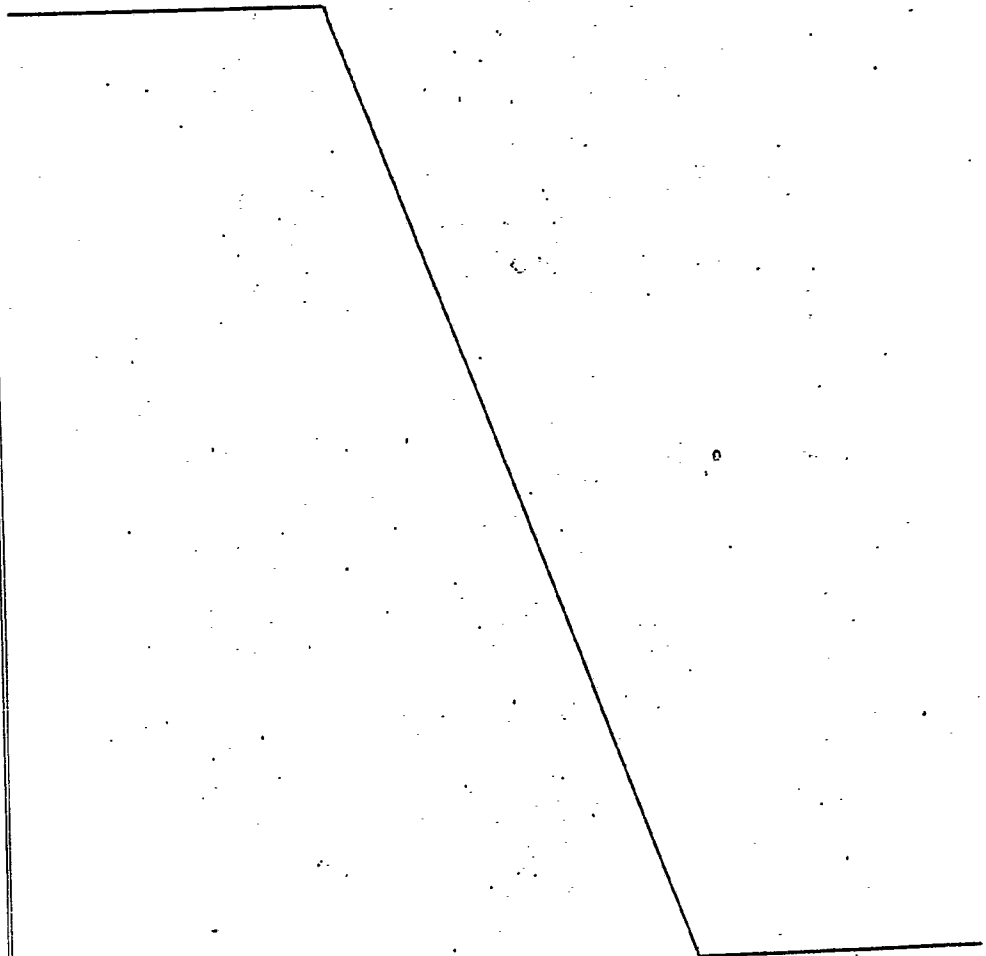
En resumen, la Patente de Invención que se solicita,
recaerá sobre las siguientes:

15

20

25

30





- REIVINDICACIONES -

1
5
1.- Aparato y método para determinar de forma automática una pluralidad de parámetros de una muestra, particularmente para uso en análisis médicos y biológicos, comprendiendo dicho aparato:

un sistema diluyente para proporcionar una pluralidad de diluciones diferentes para el análisis subsiguiente y discreto, caracterizado porque dicho sistema diluyente comprende

10 una válvula (10) con una primera porción (P1, P2, P5, P6, P9) para recibir y aislar una cantidad exacta de la muestra (38) y para combinar esta cantidad de muestra con una cantidad previamente determinada de diluyente (72) para hacer una primera dilución,

15 una primera vasija (44) para recibir dicha primera dilución, una segunda porción (P3, P4, P7, P8, P10) de dicha válvula acoplada a dicha primera vasija para recibir y aislar una cantidad exacta de dicha primera dilución y para combinar esta dilución con una cantidad predeterminada de diluyente (72) para hacer una segunda dilución y

20 una segunda vasija (50) para recibir dicha segunda dilución, adaptadas dichas vasijas para ser conectadas a diferentes porciones del equipo de análisis para determinar los diferentes parámetros citados.

25 2.- Un aparato según la reivindicación 1, caracterizado porque

30 la primera porción de válvula citada comprende una primera parte (P9) conectada a un suministro (38) de muestra



1969

1

tra y

5

una segunda parte (P2, P6) conectada a un suministro (72) - del diluyente, a dicha primera vasija (44) y a - dicha primera parte de la válvula, tal que la - muestra en dicha primera parte es transferible a - dicha segunda parte para su dispensación con di- cho diluyente como dicha primera dilución a la - primera vasija citada y

10

la segunda porción de válvula citada comprende una primera parte (P10) conectada a dicha primera vasija y - su primera dilución y

15

una segunda parte (P4, P8) conectada al depósito del dilu- yente, a dicha segunda vasija (50) y a dicha pri- mera parte de la válvula de la segunda porción - citada, tal que la dilución en dicha primera par- te de dicha segunda porción es transferible a di- cha segunda parte de dicha segunda porción para su dispensación con el diluyente citado como di- cha segunda dilución a la segunda vasija citada.

20

3.- Un aparato según la reivindicación 2, carac- terizado porque

25

cada una de dichas segundas partes de la válvula (P2, P6; - P4, P8) está dispuesta de forma que se interpone su primera parte de válvula respectiva (P9, P10) a manera de emparedado y porque

30

se proporciona una estructura accionadora (258) para cambiar la orientación de dichas primeras partes de vál- vula desde una posición adecuada para recibir di- cha primera dilución y dicha muestra, respectiva- mente, hasta una posición interpuesta en comuni-



MAY. 1969

1

cación con dichas primera y segunda vasijas, respectivamente.

5

4.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque unos dispositivos de bombeo controlados (22, 26, 56, 62) están conectados a dichas porciones de válvula para regular el paso de la muestra, del diluyente y de las diluciones.

10

5.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado porque dicha válvula está construída de tal forma que la primera y segunda porciones citadas son capaces de recibir discreta y simultáneamente la muestra y la primera dilución, respectivamente, para preparar de forma simultánea la primera y segunda diluciones citadas, respectivamente.

15

20

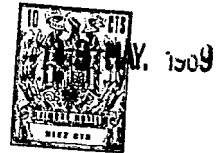
6.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado porque dicho sistema diluyente incluye además un depósito medidor de reactivo (122,124) y una tercera vasija (116) conectada a dicho depósito de reactivo y a dicha primera vasija (44) para recibir y mezclar sus contenidos.

25

7.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado porque dicho sistema diluyente incluye además un primero (90) y un segundo (94) baño de dilución acoplado para recibir, respectivamente, la primera y la segunda dilución citadas y

30

una estructura (174, 118, 140, 154, 136, 150, 141, 142, 134,



1

149) para controlar el paso de las diluciones --
adentro y afuera de los baños y para enjuagar --
los baños con diluyente entre recepciones sucesi-
vas de dichas diluciones.

5

8.- Un aparato según la reivindicación 7, carac-
terizado porque:

10

unos analizadores de la dilución (144, 158) están acoplados
para recibir por separado dichas primera y segun-
da diluciones para la determinación independien-
te de dos de dichos parámetros como mínimo.

15

9.- Un aparato según la reivindicación 8, carac-
terizado porque dichos analizadores de la dilución compren-
den un primer analizador de la dilución con una estructura
de exploración (144, 146) contenida en dicho pri-
mer baño (90) y
un segundo analizador de la dilución con una estructura de
exploración (158, 160) retenida en dicho segundo
baño (94).

20

10.- Un aparato según la reivindicación 9, carac-
terizado porque dicho sistema diluyente comprende además --
una primera cámara (190) acoplada a dicho primer baño (90)
a través de su estructura de exploración contenida (144, 146),
una segunda cámara (192) acoplada a dicho segundo baño (94)

25

a través de su estructura de exploración conteni-
da (158, 160) y

30

unos elementos controlados de extracción de fluido (92, 184,
186, 188) acoplados a dichas cámaras para causar
el movimiento de dichas diluciones desde los ci-
tados baños a través de los analizadores menciona-
dos, conteniendo dichas diluciones partículas o



1

5

10

15

20

25

30

similares relacionadas con los parámetros de la muestra.

11.- Un aparato según la reivindicación 10, en el que cada analizador de la dilución comprende un dispositivo detector electrónico (300), acoplado a su estructura de exploración y adaptado para generar una señal indicadora de cada partícula explorada y elementos de circuito (302...) para derivar un valor acumulado eléctrico para el número de señales generadas por el dispositivo detector, caracterizado porque dicho aparato incluye además un circuito eléctrico para convertir cada uno de dichos valores acumulados en una cantidad eléctrica analógica proporcional al parámetro de la muestra analizada para uso en el cálculo de otros de los citados parámetros.

12.- Un aparato según la reivindicación 11, en el que cada estructura de exploración comprende una pluralidad de elementos de exploración discretos similares, un dispositivo detector independiente (300-1, 300-2...) está acoplado a cada elemento de exploración, un circuito seleccionador es provisto para cada analizador y está acoplado discretamente a cada dispositivo detector de ese analizador, caracterizado porque el aparato incluye además un osciloscopio (314) acoplado a cada dispositivo detector y adaptado para producir simultáneamente figuras (316, 318) que indican que las señales están siendo detecta



1909

1
5
10
15
20
25
30

das por todos los dispositivos detectores.

13.- Un aparato según las reivindicaciones 11 ó 12, caracterizado por un circuito de corrección de la coincidencia de partículas (334) para operar sobre cada cantidad analógica, un circuito de escala (338) para operar sobre la salida del circuito de corrección y un circuito (342) para cambiar la coincidencia y la escala de una por lo menos de dichas cantidades analógicas en respuesta a un cambio en el alcance dinámico de las señales que se están acumulando y convirtiendo.

14.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 6-13 caracterizado porque la muestra citada es sangre y el reactivo mencionado es un agente de hemólisis, la primera dilución citada se emplea para determinar un recuento de glóbulos blancos, la segunda dilución citada es para determinar un recuento de glóbulos rojos y cada una de las vasijas mencionadas (50, 54, 116) está equipada para mezclar su respectivo contenido en diluciones adecuadas.

15.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 8-14, caracterizado por un hemoglobímetro (206) acoplado a dicho primer baño y un detector (376) para producir una cantidad eléctrica analógica proporcional a la hemoglobina en dicha primera dilución.

16.- Un aparato según las reivindicaciones 8-15



1 en el que un equipo (356) para determinar el parámetro rela
tivo al volumen corpuscular medio está acoplado
al dispositivo detector analizador de la dilu---
ción (300-1, 300-2), asociado con la segunda di-
5 lución citada para proporcionar una cantidad ---
eléctrica analógica proporcional al parámetro, -
estando caracterizado además dicho aparato por
un computador (402, 404) para recibir y combinar el recuen-
to de glóbulos blancos, el recuento de glóbulos
10 rojos, la hemoglobina y el volumen corpuscular -
medio determinados para proporcionar unas canti-
dades eléctricas analógicas derivadas proporcio-
nales a la hemoglobina corpuscular media, a la -
concentración de hemoglobina corpuscular media y
15 al valor hematócrito.

17.- Un aparato según la reivindicación 16, ca--
racterizado porque el citado conmutador comprende
una estructura (406...) para multiplicar las cantidades ana-
lógicas del volumen corpuscular medio y del re--
20 cuento de glóbulos rojos y derivar una cantidad
analógica proporcional al valor hematócrito,
una segunda estructura (436) para dividir la cantidad eléc-
trica analógica proporcional a la hemoglobina por
dicha cantidad eléctrica analógica proporcional
25 al hematócrito y derivar una cantidad eléctrica
analógica de salida proporcional a la concentra-
ción de hemoglobina corpuscular media y
una tercera estructura (432) para multiplicar la cantidad -
eléctrica analógica proporcional al volumen cor-
puscular medio por la cantidad eléctrica analógi



1

5

10

15

20

25

30

ca proporcional a la concentración de hemoglobi-
na corpuscular media y derivar una cantidad eléc-
trica analógica de salida proporcional a la hemo-
globina corpuscular media.

18.- Un aparato según la reivindicación 17 en el
que la segunda y tercera estructuras computadoras incluyen
un servoamplificador (438) con un elemento rota-
torio (440) al que se hace girar proporcionalmen-
te a la hemoglobina,

cuyo aparato está caracterizado porque dichas estructuras -
comprenden además
un primer potenciómetro (430) con una corredera (444) conec-
tada a dicho elemento rotatorio y a través del -
cual se aplica la cantidad eléctrica analógica -
proporcional al hematócrito, proporcionando la -
corredera la retroalimentación del voltaje de --
error,

un segundo (432) y tercero (434) potenciómetros, cada uno -
de ellos con una corredera también unida a dicho
elemento rotatorio,

el tercer potenciómetro al que se aplica un voltaje de refe-
rencia de forma que su corredera recoja dicha --
cantidad eléctrica analógica proporcional a la -
concentración de hemoglobina corpuscular media y
el segundo potenciómetro en el que la cantidad eléctrica --
analógica proporcional al volumen corpuscular me-
dio está conectada a través del mismo, recogien-
do su corredera la citada cantidad eléctrica ana-
lógica proporcional a la hemoglobina corpuscular
media.



1 19.- Un aparato según cualquiera de las reivindi-
caciones 16-18, caracterizado porque el citado computador -
está provisto de

5 un explorador (390) para recibir selectivamente cada uno de
los parámetros determinados,

un convertidor (394) de cantidades analógicas en digitales
acoplado a la salida de dicho explorador y
un impresor (400) para reproducir los valores digitalizados
de los siete parámetros de la sangre examinada.

10 20.- Un aparato según cualquiera de las reivindi-
caciones 9-19, caracterizado porque dicho analizador compren-
de un electrodo común (232) en dicho baño (90, 94),

15 un electrodo (230) dentro de una envoltura tubular defini-
do por cada una de dichas estructuras explorado-
ras (144, 158),

una trayectoria abierta (146, 160) en cada estructura explo-
radora, que proporciona la dilución y la comuni-
cación eléctrica entre dicho baño y dicha estruc-
tura exploradora y

20 el citado baño y la estructura exploradora estando configura-

dos de forma que dicho electrodo común está su-
mergido cuando el baño recibe una cantidad espe-
cialmente pequeña de la dilución.

25 21.- Un aparato según cualquiera de las reivindi-
caciones 7-20, caracterizado porque dicho primer baño (90)
está provisto de

un pórtico de entrada de fluido (226) diseñado para reducir
al mínimo la formación de burbujas y

30 una cámara de fluido (200) adaptada para la transmisión a -
su través, con un mínimo de dispersión, de un --



1 haz de luz.

22.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-21, caracterizado además por

5 una programación electromecánica y un equipo de conducción de fluido acoplado a dicho aparato para efectuar su operación en forma cíclica, automática, con - superposición de tiempos y precisa.

23.- Aparato y método para determinar de forma - automática una pluralidad de parámetros de una muestra, particularmente para uso en análisis médicos y biológicos, caracterizado el método por las operaciones de:

10 medir una pequeña porción de una muestra en una primera posición (P9),

15 pasar una cantidad medida de diluyente a través de esa primera posición mientras se transfiere muestra y -

diluyente a una segunda posición (44),

mezclar la muestra y el diluyente en la segunda posición, formando así una primera dilución,

20 medir una pequeña porción de dicha primera dilución en una

tercera posición (P10) acoplada a dicha primera posición,

25 pasar una cantidad medida de diluyente a través de dicha tercera posición mientras se transfiere la citada por

ción de la primera dilución y el diluyente a una

cuarta posición (50),

30 mezclar el contenido en la cuarta posición y formar así una

segunda dilución, realizándose ambas operaciones

de medida mencionadas simultánea y repetidamente

para una pluralidad de muestras, midiéndose una

segunda muestra al mismo tiempo que se está midien



1
5
10
15
20
25
30

do dicha primera dilución que contiene una primera muestra,
transferir otra porción de dicha primera dilución a una quinta posición (116) y mezclarla allí con un reactivo,
transferir dicha primera dilución desde la quinta posición a una sexta posición (90) para el análisis eléctrico y óptico, independientes y prácticamente simultáneos, para determinar por separado los valores de un primero y un segundo de tales parámetros, respectivamente y
transferir dicha segunda dilución desde la cuarta posición a una séptima posición (94) para análisis eléctrico, para determinar simultáneamente los valores de un tercero y un cuarto de dichos parámetros,
realizándose prácticamente de forma simultánea las citadas operaciones de transferencia y la determinación asociada del primero al cuarto parámetros citados.
24.- Un método según la reivindicación 23, caracterizado además por las operaciones de:
convertir el valor de cada uno de los parámetros en una cantidad eléctrica analógica correspondiente,
multiplicar las cantidades analógicas del tercero y cuarto parámetros para obtener una cantidad eléctrica analógica de un quinto parámetro,
dividir la cantidad analógica del segundo parámetro citado por una cantidad analógica proporcional a dicho quinto parámetro para obtener una cantidad analógica eléctrica de un sexto parámetro y



1 multiplicar las cantidades analógicas del cuarto y sexto pa
rámetros citados para obtener una cantidad analó
gica eléctrica de un séptimo parámetro.

5 25.- Un método según la reivindicación 24, carac
terizado porque
la muestra citada es sangre,
el reactivo citado es un agente de hemólisis,
el análisis mencionado se realiza por análisis de partículas,
10 los parámetros citados son respectivamente: recuento de gló-
bulos blancos, hemoglobina, recuento de glóbulos
rojos, volumen corpuscular medio, hematócrito, -
concentración de hemoglobina corpuscular media y
hemoglobina corpuscular media

15 y caracterizado además por comprender las operaciones de:
convertir dichas cantidades analógicas en datos registrables
digitalmente y
programar todas las operaciones mencionadas en forma automá-
tica repetida y superpuesta.

20 26.- Aparato y método para determinar de forma au-
tomática una pluralidad de parámetros de una muestra, parti-
cularmente para uso en análisis médicos y biológicos, carac-
terizándose el aparato por comprender a su vez un aparato -
para realizar una medida colorimétrica y un estudio de par-
tículas de la misma suspensión de partículas en un líquido,
25 constituido por

una vasija (90) de paredes transparentes,
un tubo con apertura (144) de un analizador de partículas -
electrónico dispuesto en dicha vasija y con su -
30 -apertura (146) sumergida en una cantidad de di-
cha suspensión (216) contenida en dicha vasija,



1 una porción de dicha vasija debajo del nivel normal de la --
suspensión con un par de paredes paralelas opues
tas y yuxtapuestas (220, 222) distanciada del tu
bo con aperturas,

5 una estructura (202, 204) que proporciona un haz luminoso -
(224) dirigido a través de dichas paredes parale
las para dicha medida colorimétrica,
el tubo con apertura y la vasija poseen electrodos (230, --
232) en su interior para explorar la suspensión
10 que atraviesa dicha apertura,
un equipo (184) para impulsar la suspensión a través de di
cho tubo con aperturas y
los electrodos citados adaptados para su conexión en circui
to con otro circuito detector para el análisis -
15 de partículas (300).
27.- Un aparato según la reivindicación 26, ca--
racterizado porque
dicha vasija (90) está provista de un desagüe (140) en su -
extremo inferior y dichas paredes paralelas yux
20 tapuestas están situadas directamente encima de
dicho desagüe.
28.- Un aparato según la reivindicación 26, ca--
racterizado porque
dicha vasija (90) es esencialmente rectangular en el plano -
25 para acomodar una pluralidad de tubos con apertu
ras (144) en su interior y cuyo fondo se estre--
cha hasta un desagüe (140), siendo la sección --
transversal (200) inmediatamente encima del des
agüe rectangular en general y formando parte de
30 dicha sección las citadas paredes paralelas opues



1

tas y yuxtapuestas (220, 222).

5

29.- Un aparato según la reivindicación 28, caracterizado porque

dicha vasija (90) tiene la configuración de una cavidad --- aplastada,

10

los tubos (144) son planos para reducir el volumen no ocupado de dicha vasija y

las paredes paralelas citadas están situadas por encima del mencionado desagüe pero por debajo de dichos tubos con aperturas.

15

30.- Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 26-29, caracterizado porque

existe un accesorio de entrada (226) integral con dicha vasija (90) y adyacente a la parte superior de la misma para admitir la suspensión y en el que el orificio (228) está dispuesto de forma que dirige la corriente entrante tangencialmente a una pared interior de dicha vasija.

20

31.- Aparato y método para determinar de forma automática una pluralidad de parámetros de una muestra, particularmente para uso en análisis médicos y biológicos, caracterizándose el aparato por comprender a su vez una vasija de mezcla para uso en un aparato de dilución de fluidos, constituida por

25

una pareja de tubos dispuestos verticalmente (42, 54), formando cada uno de ellos una cámara independiente, un conducto (100) que conecta dichos tubos a sus extremos del fondo,

30

un tubo (42) es más corto que el otro, con lo que el conducto de conexión forma un ángulo,



1 un conducto entrante (280) integral con el tubo más corto y
con un orificio dispuesto para dirigir la corriente
entrante formando un ángulo tangencial y hacia
abajo hasta la superficie interna de la pared del
5 tubo más corto y

un desagüe en el fondo del tubo mayor.

32.- Un aparato según la reivindicación 31, ca--
racterizado además porque dicha vasija de mezcla comprende
la estructura (52...) para conectar una corriente de aire -
10 con ambas cámaras (42, 54) en la parte superior de la misma
de forma adecuada para facilitar el mezclado, la transferencia
y el desagüe.

33.- Aparato y método para determinar de forma -
automática una pluralidad de parámetros de una muestra, par
15 ticularmente para uso en análisis médicos y biológicos, ca-
racterizándose el aparato por comprender a su vez una válvu-
la de transferencia para uso en la preparación de dilucio--
nes, constituida por
un sistema emparedado con un par de miembros externos (12,
20 16) y un miembro central (14), estando unidos en-
tre sí los miembros externos y engranados contra
las caras opuestas de dicho miembro central, --
formando una unión hermética a los fluidos,
unos medios pivotantes (18) en el sistema para proporcionar
25 una oscilación alrededor del pivote del miembro
central con relación a los otros dos, sobre un eje
normal a las caras opuestas de dicho miembro cen-
tral,

un par de conductos separados (P9, P10) formados en dicho -
30 miembro central y dispuesto cada uno de ellos pa



1 ra abrirse a dichas caras opuestas,
teniendo cada conducto un volumen respectivo previamente de
terminado desde un extremo de la cara al otro ex
tremo de la cara del conducto,
5 una estructura (252, 254) para confinar el movimiento osci-
lante de dicho miembro central a un arco previa-
mente determinado, definiendo la posición termi-
nal en los extremos de dicho arco la primera y -
segunda posiciones de dicho miembro central,
10 teniendo cada miembro externo dos parejas de pórticos (P1,
P2; P3, P4; P5, P6; P7, P8),
conectando uno de dichos conductos (P9) un pórtico (P1, P5)
de una pareja de cada miembro externo a través -
del mismo cuando dicho miembro central se encuen
15 tra en una posición, mientras está bloqueada la
comunicación a través de dicho miembro central -
entre el segundo pórtico (P2, P6) de dicha pare-
ja de cada miembro externo,
conectando el segundo conducto (P10) un pórtico (P3, P7) de
20 la segunda pareja de cada miembro externo a tra-
vés del mismo cuando dicho miembro central está
en dicha posición uno, mientras está bloqueada -
la comunicación a través de dicho miembro central
entre el segundo pórtico (P4, P8) de dicha segun
25 da pareja de cada miembro externo,
efectuándose las conexiones de los conductos con los segun-
dos pórticos respectivos de cada pareja y el blo
queo de los primeros pórticos cuando dicho miem-
bro central se encuentra en la citada segunda po
30 sición,



1 con lo que, en una posición los conductos contienen un volu-
men de los respectivos fluidos que pueden exten-
derse a través de dichos conductos, al moverse di-
chos conductos capturan su respectivo volumen --
5 predeterminado del fluido respectivo y cuando al
canzan la segunda posición citada se encuentran
en condiciones de transferir dicho volumen prede-
terminado a los porticos previamente bloqueados
cuando el fluido pasa a su través.

10 34.- Un aparato segun la reivindicación 33, ca-
racterizado porque en dicha válvula de transferencia
dicho miembro central (14) y los miembros externos (12, 16)
están provistos de unas superficies de apoyo in-
terengranadas (260, 262, 270, 272) formadas en -
15 sus superficies de unión que sobresalen de los -
respectivos miembros para presentar un mínimo de
fricción.

20 35.- Un aparato según la reivindicación 34, ca-
racterizado porque en dicha válvula de transferencia
las superficies de apoyo de los miembros externos están for-
madas por placas de material sintético semi-resi-
liente fijadas a dichos miembros externos.

25 36.- Un aparato según las reivindicaciones 34-35,
caracterizado porque en dicha válvula de transferencia,
las superficies de apoyo de dicho miembro central son protu-
berancias arqueadas.

30 37.- Un aparato según cualquiera de las reivindi-
caciones 33-36, caracterizado porque en dicha válvula de -
transferencia
dichos medios de confinamiento comprenden una ranura arquea



1 da (254) y una conexión mediante un perno (252)
entre el miembro central y los miembros exterior-
res.

5 38.- Aparato y método para determinar una plura-
lidad de parámetros de una muestra, particularmente para --
uso en análisis médicos y biológicos, cuyo aparato es del -
tipo que comprende un circuito (300) para obtener señales -
en dos dispositivos analizadores de partículas electrónicos
independientes, relativos respectivamente al recuento de --
10 los glóbulos blancos y al recuento de los glóbulos rojos de
una muestra de sangre, caracterizada por la mejora constitui
da por un circuito (320) para acumular las señales de un --
dispositivo y convertir las mismas en cantidades
analógicas y para acumular las señales del segund
15 do dispositivo y convertir las mismas en cantidad
des analógicas,
una estructura (334) para aplicar una corrección de coinci-
dencia a cada cantidad analógica,
una estructura (338) para poner en escala la cantidad analóg
20 gica corregida por coincidencia y
un circuito (342) para cambiar la corrección de coincidencia
y la escala de por lo menos una de dichas canti-
dades en respuesta a un cambio de alcance dinámic
co de las cuentas detectadas por dicho circuito
25 acumulador y convertidor.

39.- Un aparato según la reivindicación 38, caract
terizado porque
el circuito (356) se provee para medir el volumen corpuscu-
lar medio del recuento de glóbulos rojos y convert
30 tir dicho volumen corpuscular medio en una cantid



1

5

10

15

20

25

30

dad eléctrica analógica y un computador (404) se provee para multiplicar las cantidades analógicas correspondientes al recuento de glóbulos rojos y al volumen corpuscular medio para derivar una cantidad eléctrica analógica proporcional al valor hematocrito de dicha muestra de sangre.

40.- Un aparato según las reivindicaciones 38 ó 39, caracterizado porque cada dispositivo analizador está provisto de una pluralidad de exploradores (144, 158) y detectores (300) y se produce un recuento de impulsos para cada detector y

la estructura (330) se provee para hallar el valor medio de las cuentas de cada dispositivo, siempre que todas se encuentren dentro de un intervalo previamente determinado de igualdad de cuentas si se producen y hallando la media del resto de las cuentas de dicho dispositivo, caso de que se produzcan.

41.- Aparato y método para determinar una pluralidad de parámetros de una muestra, particularmente para uso en análisis médicos y biológicos, cuyo aparato es del tipo que comprende un equipo para obtener señales en un dispositivo electrónico analizador de partículas, relativas al recuento de glóbulos rojos de una muestra de sangre, caracterizada por la mejora constituida por un circuito (300...320...) para acumular dichas señales y convertirlas en una cantidad analógica, proporcional al recuento de glóbulos rojos,



1 una estructura (356) sensible a dichas señales para medir -
el volumen corpuscular medio de dicho recuento y
para convertir el mismo en una segunda cantidad -
analógica proporcional al volumen corpuscular me-
5 dio y

un circuito eléctrico multiplicador (402) conectado con el
circuito y la estructura antes mencionados para
multiplicar dichas primera y segunda cantidades
analógicas y derivar una tercera cantidad analó-
10 gica proporcional al valor hematócrito de dicha
sangre.

42.- Un aparato según la reivindicación 41, ca--
racterizado porque
existe una pluralidad de dispositivos exploradores (158) y
15 de detectores (300) en dicho dispositivo analiza-
dor de partículas y cada uno de ellos está adap-
tado para producir sus propias señales relativas
al recuento de glóbulos rojos de dicha muestra,
dicho circuito comprende unos componentes separados (320) -
20 para acumular las señales de cada detector y con-
vertir las mismas en una cantidad eléctrica ana-
lógica proporcional al recuento del detector y
una disposición eléctrica (330) proporcionada para promediar
estas cantidades y obtener un valor medio propor-
25 cional al recuento de glóbulos rojos.

43.- Un aparato según las reivindicaciones 41 ó -
42, caracterizado porque,
existe una pluralidad de circuitos de medida del volumen --
30 corpuscular medio (356) conectados con un número
igual de detectores (300) y



1

una disposición eléctrica (330) proporcionada para prome---
diar las salidas de dichos circuitos del volumen
corpúscular medio.

5

44.- Un aparato según cualquiera de las reivindi-
caciones 41-43, caracterizado porque
se provee una disposición eléctrica (330) para eliminar las
cuentas procedentes de cualquier detector que se
aparten sustancialmente del valor medio de los -
otros.

10

45.- Se reivindica por último, como objeto sobre
el que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita:
"APARATO Y METODO PARA DETERMINAR DE FORMA AUTOMATICA UNA -
PLURALIDAD DE PARAMENTOS DE UNA MUESTRA, PARTICULARMENTE PA
RA USO EN ANALISIS MEDICOS Y BIOLOGICOS".

15

Todo conforme queda descrito y reivindicado en -
la presente memoria, que consta de sesenta y nueve páginas
mecnografiadas y dibujos que se acompañan.

Madrid, 17 de abril de 1.968

BERNARDO UNGRIA

P.P.

20

25

30

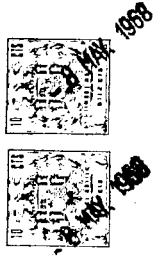


FIG. 1.

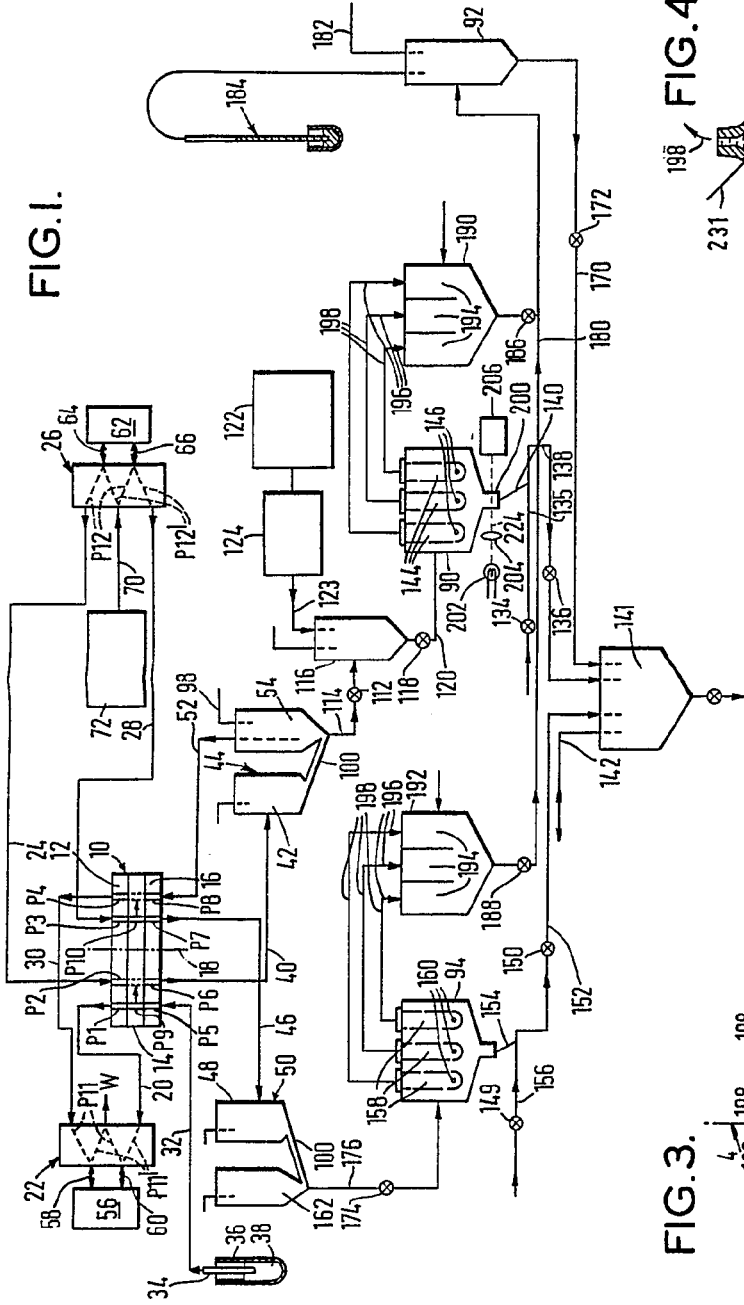


FIG. 3.

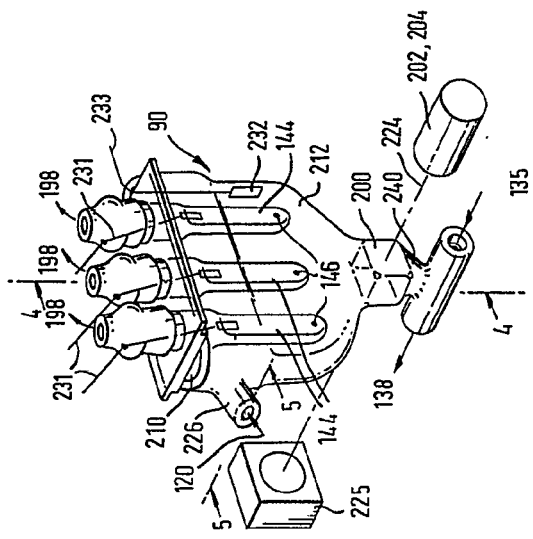


FIG. 5.

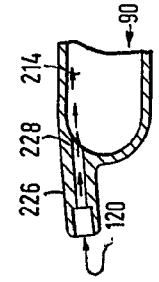
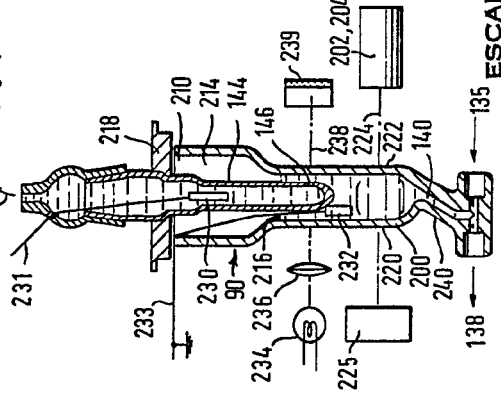


FIG. 4.



ESCALA VARIABLE
MADRID, 17 DE ABRIL DE 1968
PAT. 1000000

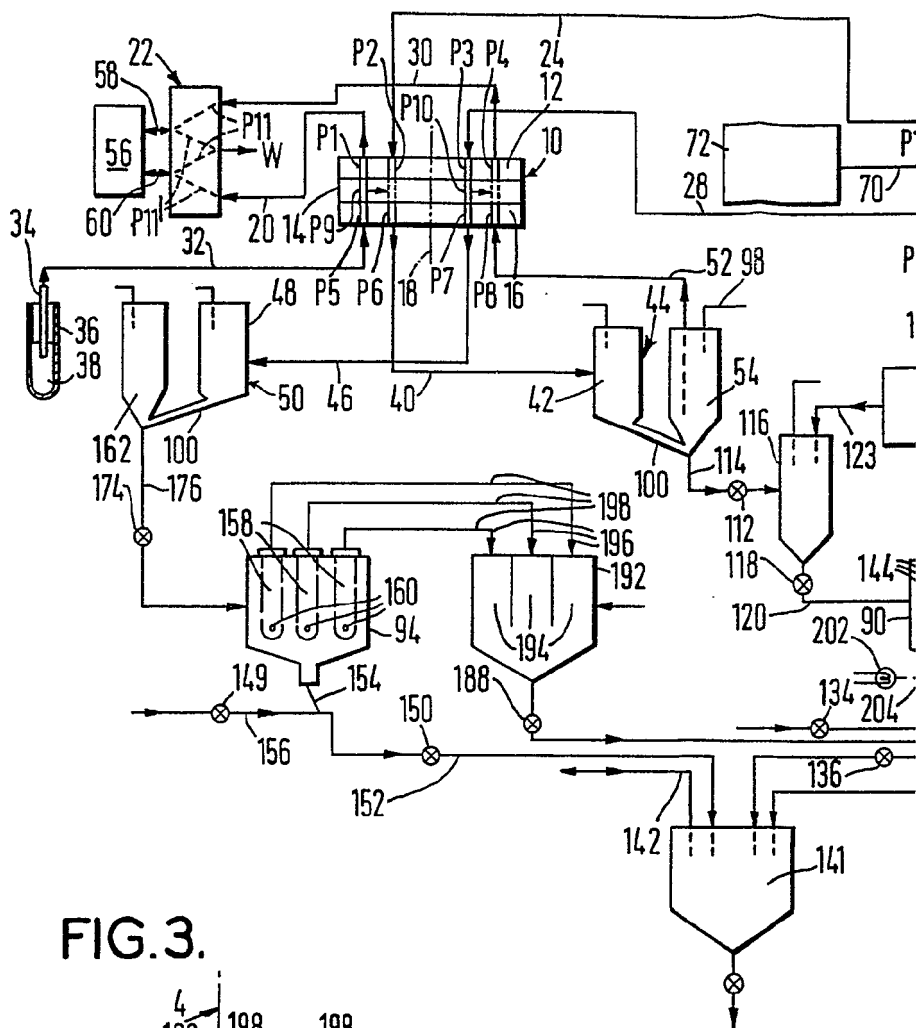
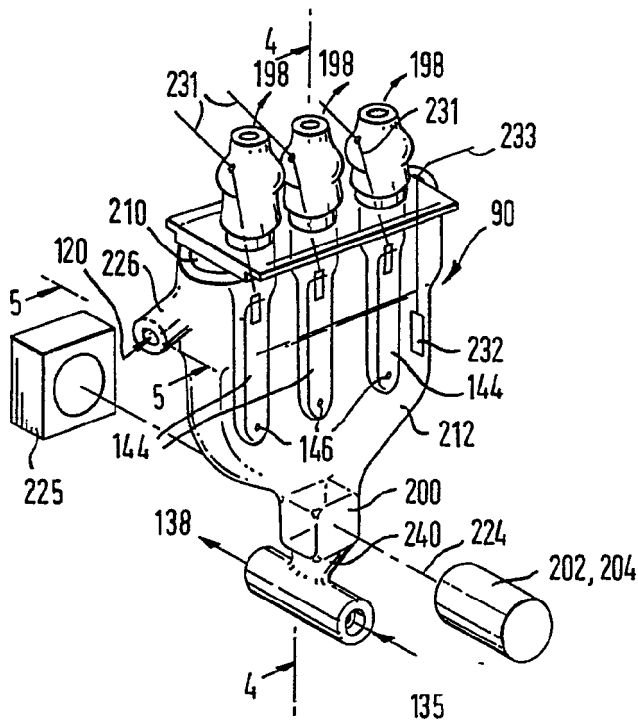


FIG. 3.



FIG

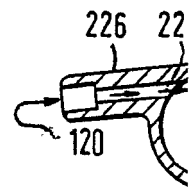


FIG. I.

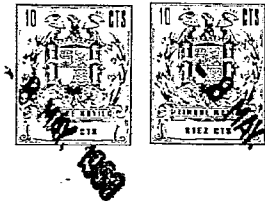
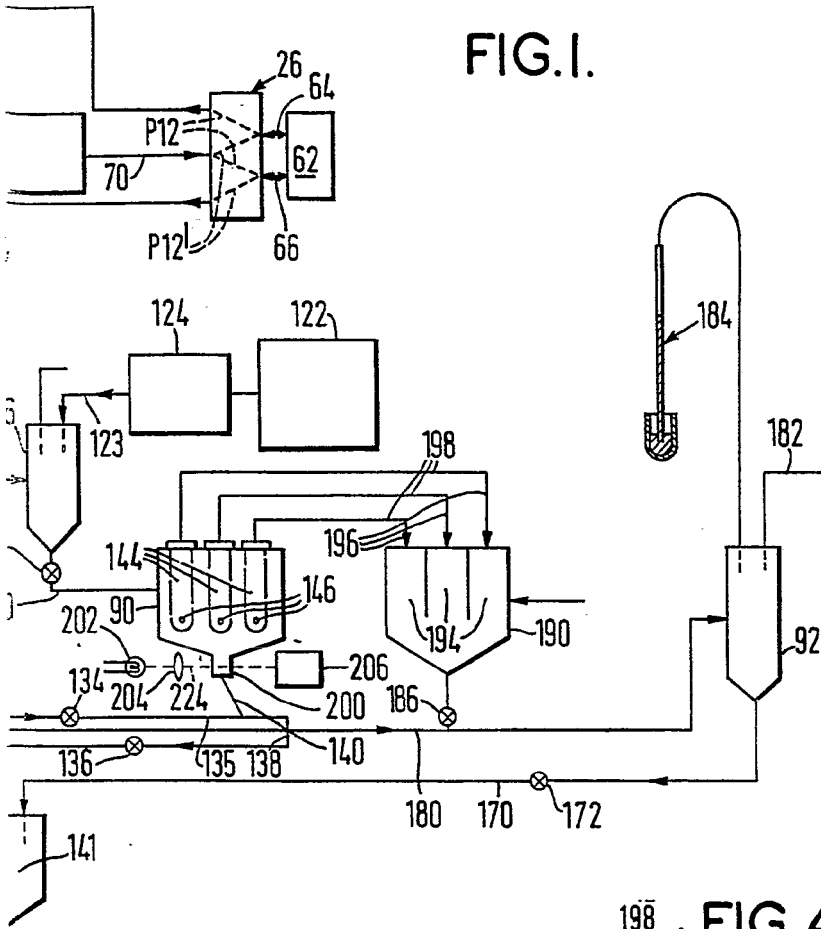


FIG. 4.

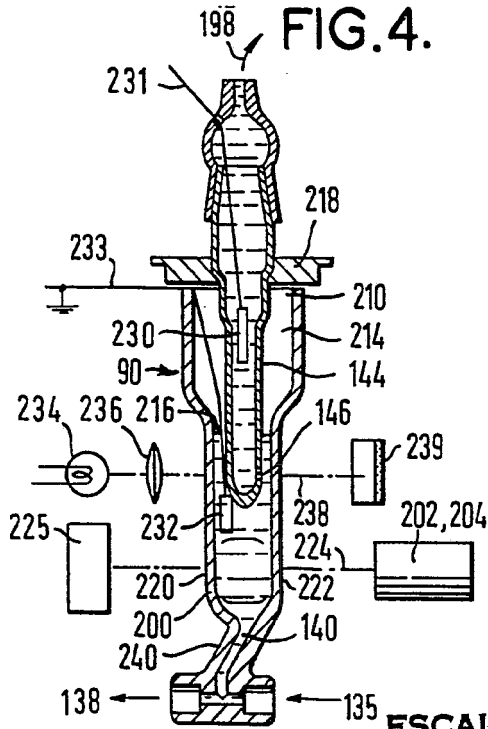
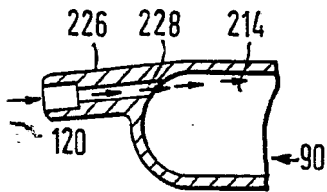


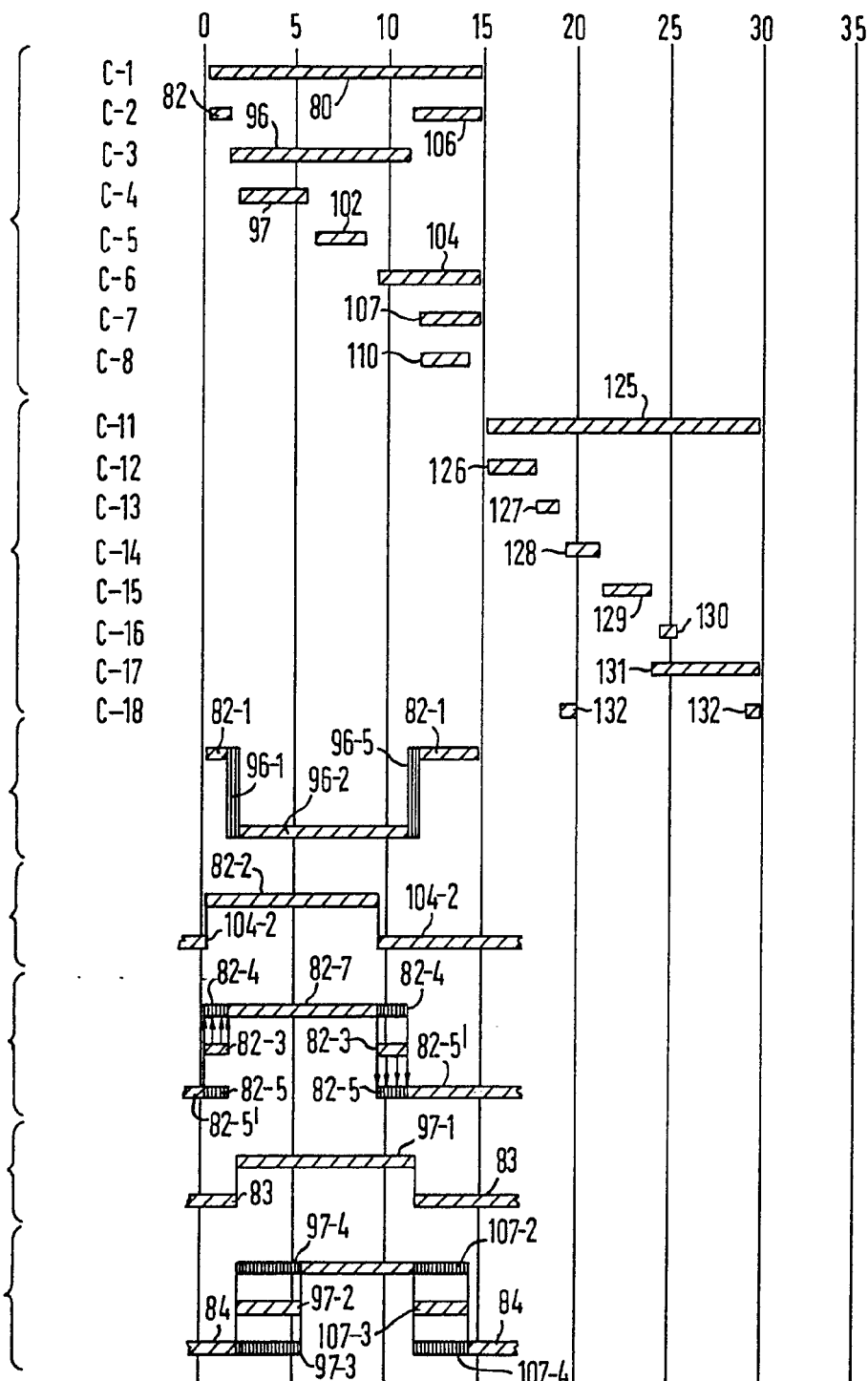
FIG. 5.



ESCALA VARIABLE
 MADRID, 17 DE Abril DE 1968
 BENJAMIN UNGER



FIG. 2a.



ESCALA VARIABLE

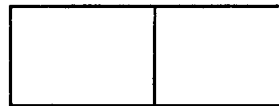
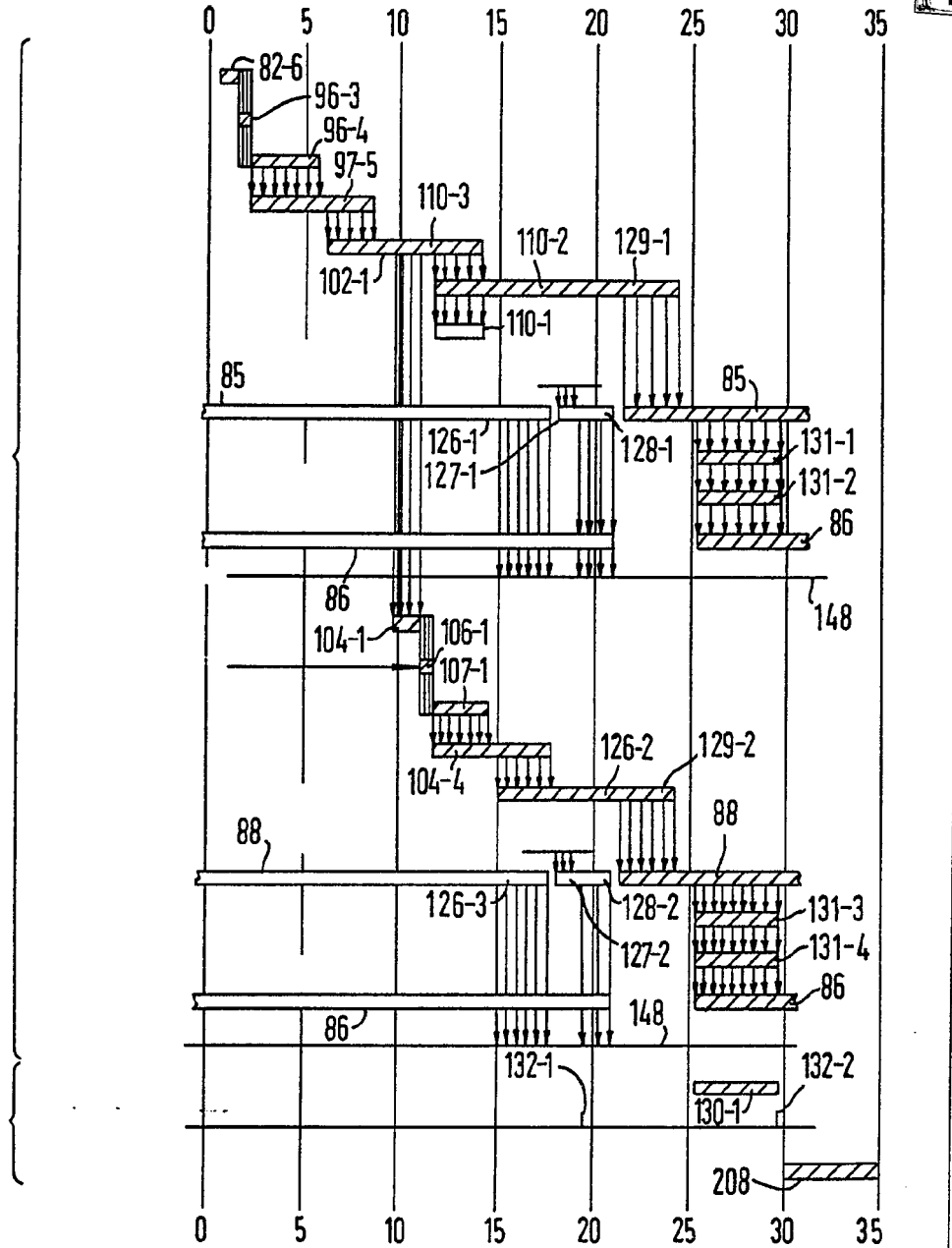
MADRID, 17 DE Abril DE 1968

BERNARDO UNGRÍA

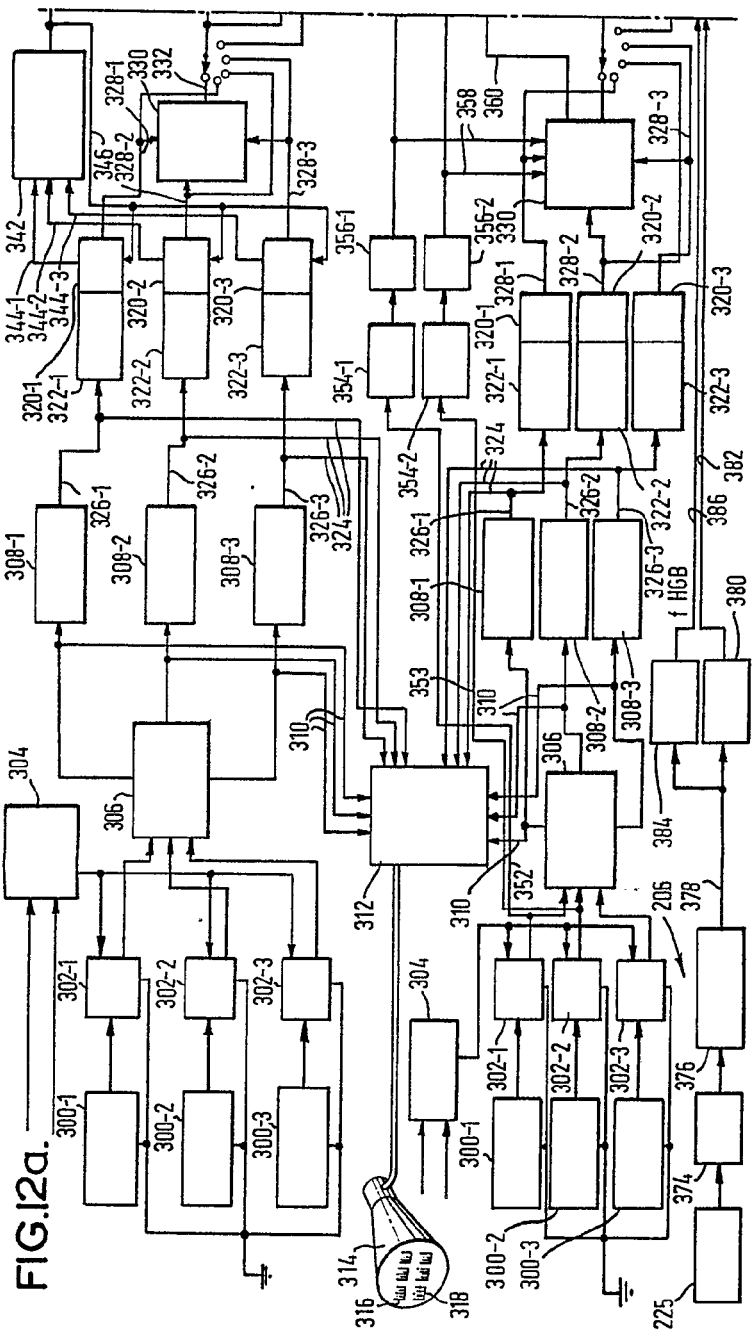
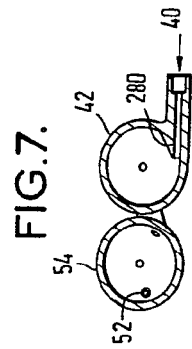
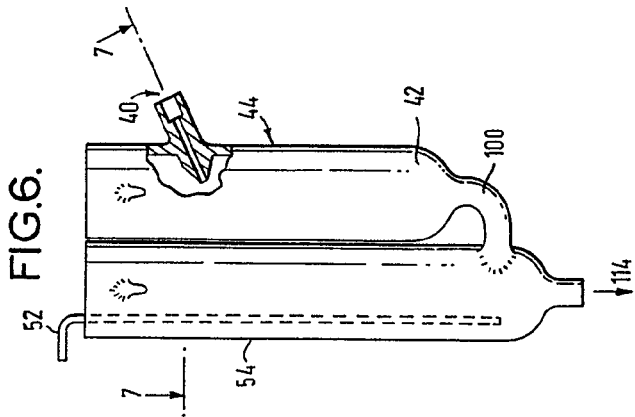
P. R.

FIG.2b.

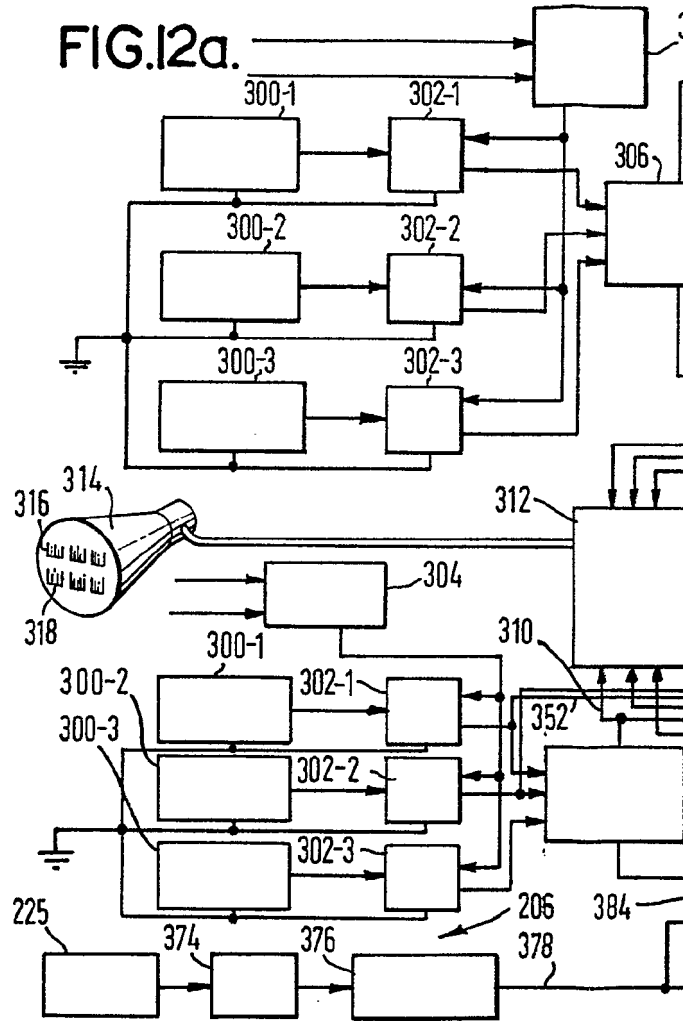
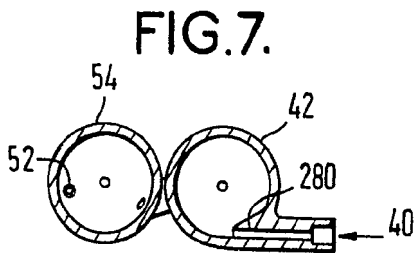
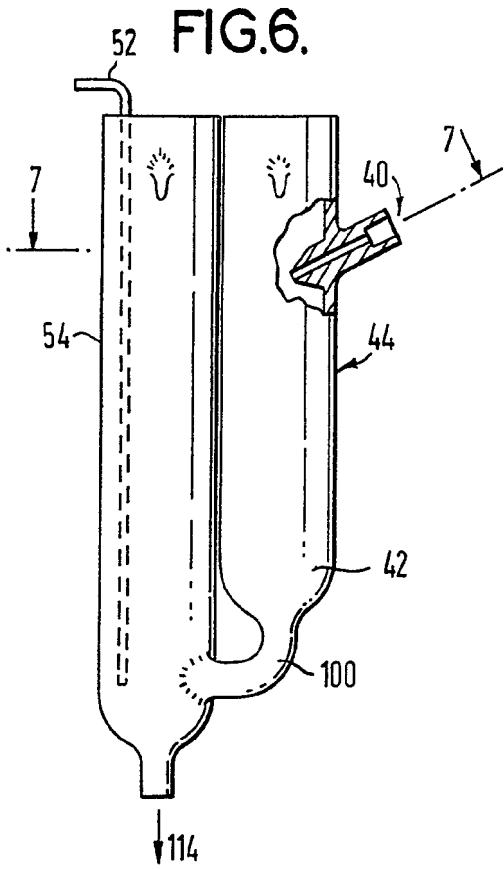
- 8



ESCALA VARIABLE
MADRID, 17 DE Abril DE 1968
BERNARDO UNGRÍA
P. R.



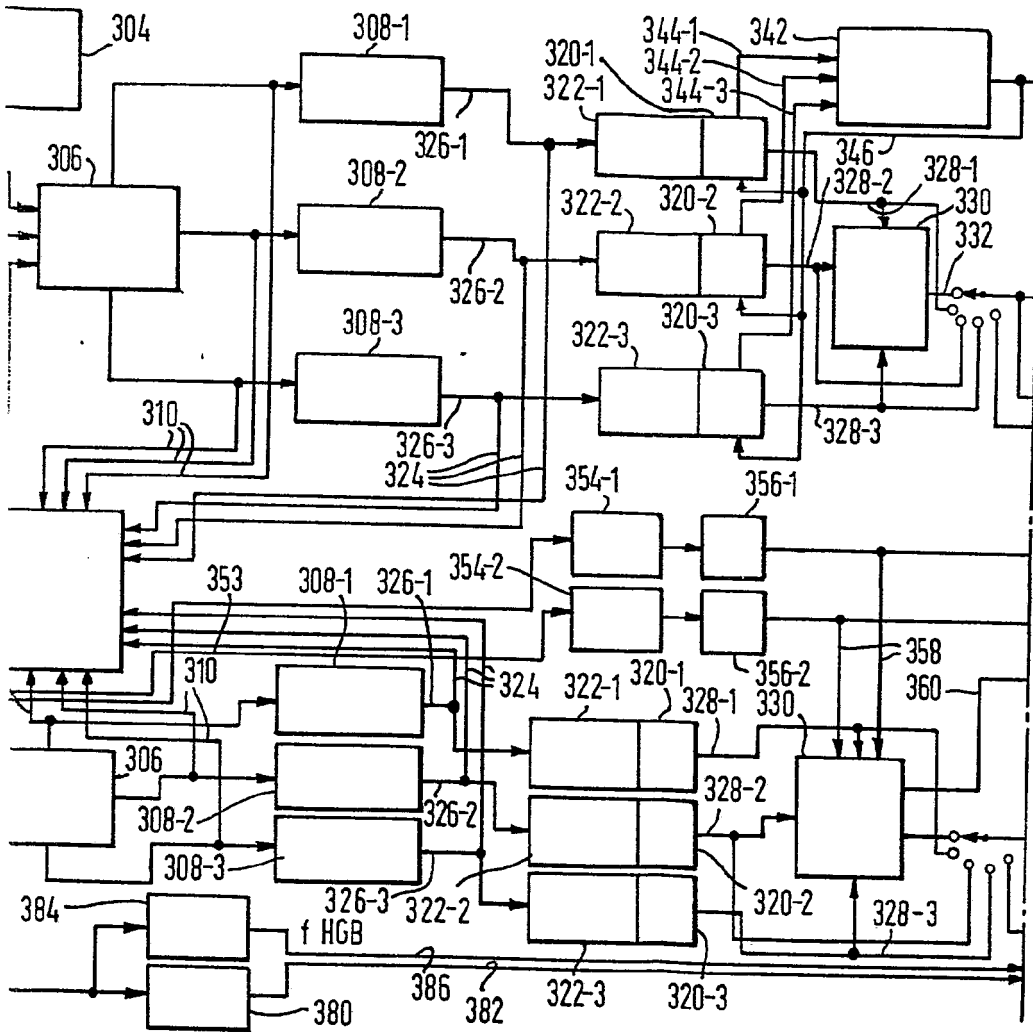
ESCALA VARIABLE
 MADRID, 17 DE ABRIL DE 1958
 BERNARDO UNGERIA
 P. P.





1968

1968



ESCALA VARIABLE
MADRID, 17 DE Abril DE 1968
BERNARDO UNGRIA
P. P.

FIG. 8.

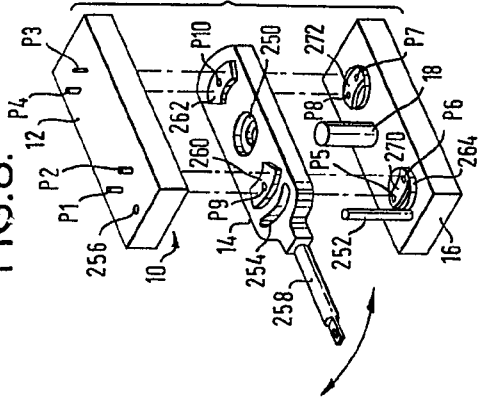


FIG. 9.

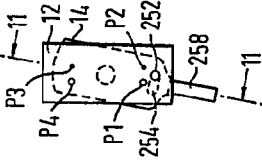


FIG. 10.

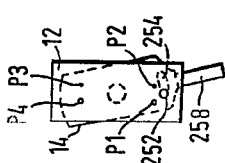


FIG. 11.

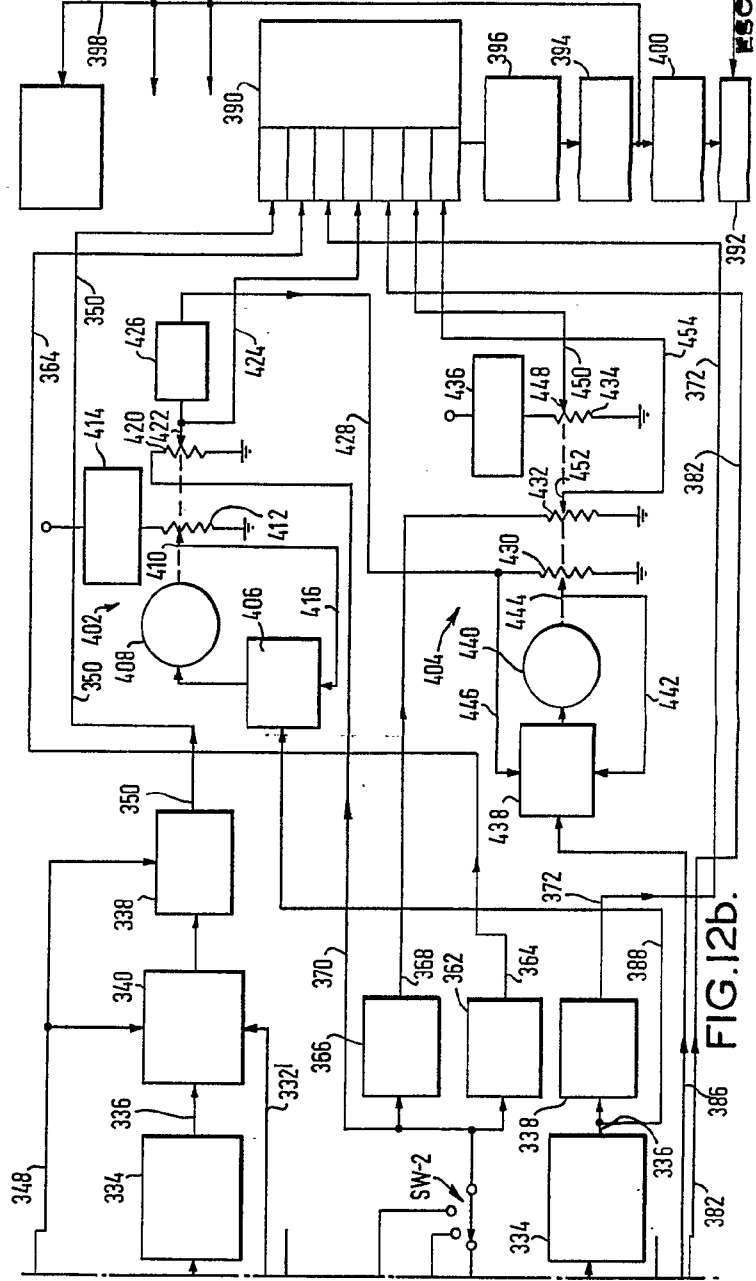
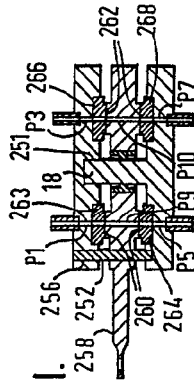


FIG. 12b.

ESCALA VARIABLE

MADRID, 17 DE ABRIL DE 1968
BERNARDONGRÍA
P. R.

FIG. 8.

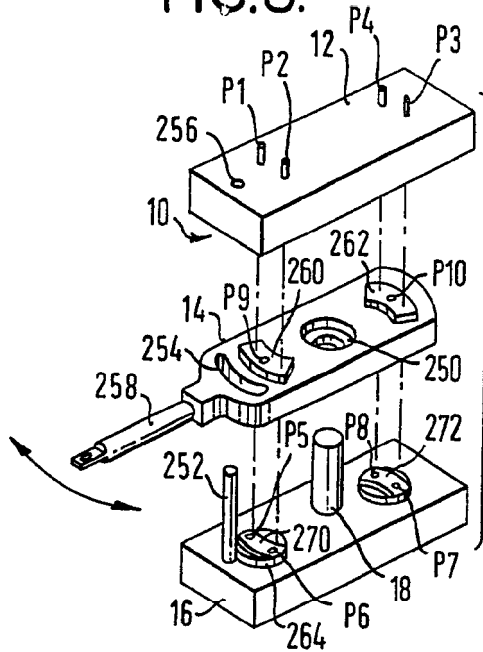


FIG. 9.

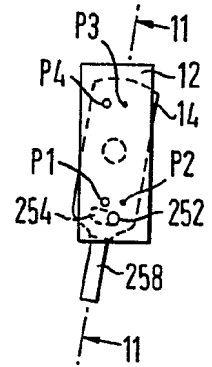
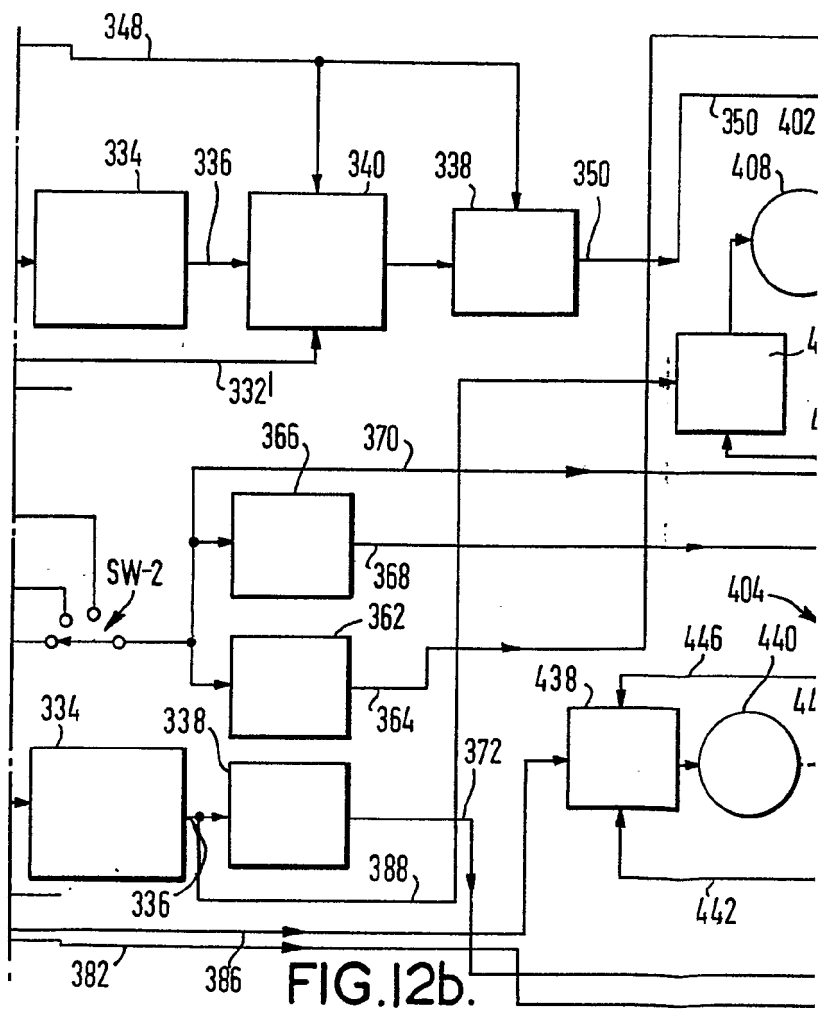
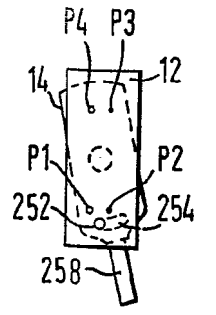


FIG. 10.



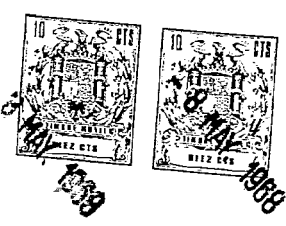


FIG. I.O.

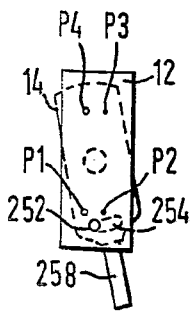
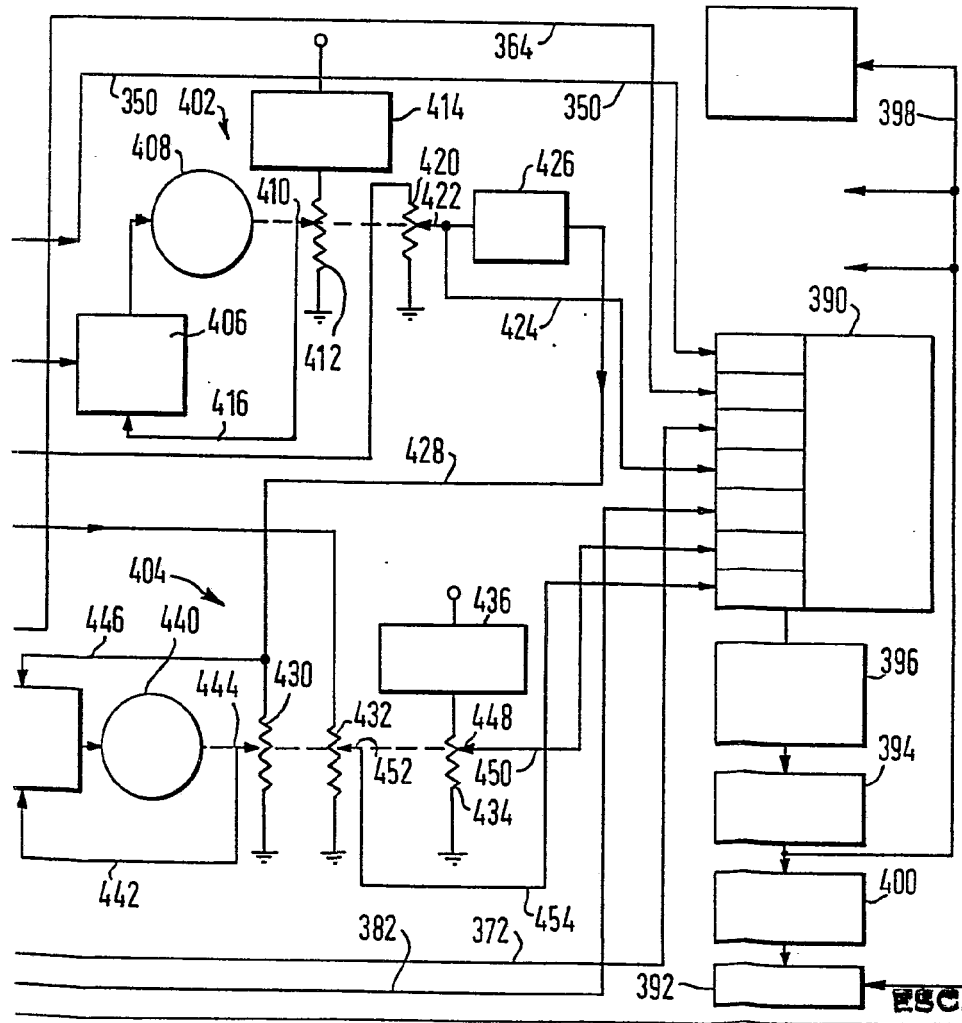
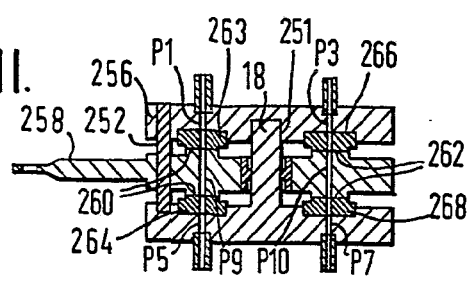


FIG. II.



ESCALA VARIABLE

MADRID, 12 DE Abril DE 1968

BERNARDO UNGRIA

F. P.