

4.4622

414622



memoria descriptiva

414622

General Science Corporation

CLASE DE REGISTRO

Una Patente de Invención, por veinte años en España.

NOMBRE Y NACIONALIDAD DEL SOLICITANTE

GENERAL SCIENCE CORPORATION.
- sociedad de EE.UU. -

RESIDENCIA Y DOMICILIO

Bridgport Connecticut 06604 (EE.UU.)
525 Broad Street.

OBJETO

"Disposición para contar los glóbulos rojos y blancos en la sangre y para determinar parámetros hematológicos".

INVENTORES

Henry Robert ANGEL, Arthur Richard DEFINGER y James William HENNESSY, todos de EE.UU.

PRIORIDAD

Solicitud patente EE.UU. Serial No. 253.281 del 15 de mayo de 1972.



10

MAY 1974

414622

- 1 -

1

Esta invención se refiere a contadores de partículas y de manera más particular a una disposición para contar los glóbulos rojos y blancos en la sangre y para determinar ciertos parámetros hematológicos en asociación con la cuenta de glóbulos.

5

10

15

20

En los sistemas para contar glóbulos de la sangre u otras partículas suspendidas en una muestra líquida, se provee un par de electrodos dentro de una trayectoria de fluido que tienen una apertura dispuesta entre ellos a través de la cual fluye el líquido que contiene las partículas, La impedancia de la trayectoria de fluido percibida por los electrodos es materialmente alterada por la presencia de una partícula dentro de la apertura elevando los impulsos eléctricos que son contados eléctricamente y que corresponden al número de partículas que pasan a través de la apertura. En general. se emplean medios para medir un volumen comocido de líquido que contiene partículas de tal manera que se provee una cuenta de partícula para un volumen de líquido predeterminado. En el análisis hematológico de la sangre son útiles una variedad de parámetros además de la cuenta de los glóbulos y han sido provistos ya sea por instrumentos analíticos respectivos o relativamente por sistemas de parámetros múltiples complejos.

25

30

De acuerdo con la presente invención, se provee una disposición la cual comprende un instrumento analítico individual para contar glóbulos de sangre rojos y blancos y para determinar por esta cuenta el volumen corpuscular medio (VCM) y hematócrito (HCT). La medición de la hemoglobina (HGB) se logra asimismo en asociación con la cuenta

414622

10



- 2 -

1 de los glóbulos blancos de la sangre. La invención requiere sólo dos diluciones de muestra de sangre para proveer todas las determinaciones de salida.

5 Abreviando, la invención comprende un transductor para los glóbulos de sangre a través del cual una muestra - de sangre apropiadamente diluida se hace fluir y operante - para producir impulsos eléctricos en respuesta al paso de - los glóbulos a través de una apertura medidora en el mismo. La muestra de sangre se hace fluir asimismo a través de un
10 transductor para la hemoglobina el que provee por medios colorimétricos electro-ópticos una señal de salida representativa del contenido de hemoglobina de la muestra analizada. Se provee el circuito de conteo electrónico para acumular - la cuenta de glóbulos rojos y blancos de la sangre durante
15 las pruebas analíticas respectivas y para proveer las indicaciones de salida de la cuenta de los glóbulos. El sistema asimismo caracteriza los circuitos lógicos asociados para - determinar durante una prueba contadora de glóbulos rojos - de la sangre, el hematócrito y el volumen corpuscular me--
20 dio. La corrección para el paso coincidente de glóbulos a - través de la apertura de medición, también se puede proveer.

La invención será comprendida más completamente - por la siguiente descripción detallada tomada en conjunto - con los dibujos que se acompañan, en los cuales:

25 La figura 1 es una representación diagramática de la disposición de acuerdo con la invención;

Las figuras 2A-2E son diagramas de señales útiles en la ilustración del funcionamiento de la disposición mostrada en la figura 1;

30

414622



- 3 -

1

La figura 3 es una representación diagramática del transductor para los glóbulos de sangre y el aparato hidráulico asociado comprendido en la disposición de la figura 1;

5

La figura 4 es una representación diagramática de la circulación de corrección de coincidencia automática comprendida en la invención;

10

La figura 5 es una gráfica de las funciones de corrección de coincidencia empleada que ilustra la función de los circuitos de la figura 4;

15

Las figuras 6A-6C son diagramas de señales para ilustrar la función de los circuitos de la figura 4; y

La figura 7 es una representación gráfica y esquemática parcial de un transductor para la hemoglobina incluido en la invención.

20

La disposición que comprende la invención sirve para determinar con sólo dos diluciones de muestra de sangre los parámetros hematológicos más comunmente requeridos en la práctica; a saber, cuenta de glóbulos rojos de la sangre (CGR), cuenta de glóbulos blancos de la sangre (CGB), hemoglobina (HGB), hematócrito (HCT) y volumen corpuscular medio (VCM). Se determinaron CGR, HCT y VCM usando una primera muestra de dilución, mientras CGB y HGB fueron determinados de una segunda muestra de dilución. La disposición se ilustra en la figura 1 e incluye un transductor para los glóbulos de sangre 10 que tiene un par de electrodos dispuestos en los lados opuestos respectivos de una apertura que está contenida dentro de un elemento de soporte removible 12 para permitir el alineamiento de la apertura dentro de la celda 10 para permitir su fácil remoción para la limpie-

25

30

414622

70



- 4 -

1 za y reemplazo. El paso de glóbulos de sangre a través de -
la apertura ocasiona un cambio de impedancia que da como re-
sultado la producción de impulsos eléctricos que son acopla-
dos CA por medio de un condensador 14 a la entrada de un am-
5 plificador operacional de alta ganancia, impedancia de entra-
da alta, bajo ruido 16. Los impulsos de salida del amplifi-
cador 16 son procesados de una manera que se explicará para
proveer las indicaciones de salida pretendidas.

10 El transductor 10 incluye un tubo de entrada de -
fluido 18 acoplado a la salida de fluido de un transductor
de hemoglobina 20 que, a su vez, tiene un tubo de entrada -
de fluido 22 acoplado a un matraz de muestra 24 que contie-
ne una muestra de sangre apropiadamente diluida para el aná-
lisis. El transductor de hemoglobina 20 impulsa una informa-
15 ción adecuada 21. La salida de fluido del transductor 10 es-
tá acoplada al tubo de flujo 26 que termina en una botella
de desperdicio 28 a la cual se acopla una bomba de vacío 30
por medio de un tubo de conexión 32. La botella de desperdi-
cio está sellada de tal manera que el funcionamiento de la
20 bomba 30 ocasiona que la muestra líquida sea extraída del -
matraz 24 a través del transductor 20, transductor 10 y de
ahí a través del tubo 26 a la botella de desperdicio. La bo-
tella de desperdicio 28 incluye asimismo un par de electro-
25 dos 34 dispuestos a una altura predeterminada para detectar
líquido a un nivel de sobreflujo, conectándose estos electro-
dos a un circuito de entrada 36 que provee una señal de so-
breflujo o de-rrame en respuesta a la presencia de líquido
al nivel de los electrodos 34.

30 El tubo 26 tiene un orificio de dimensión prede---

414622

10



- 5 -

1 terminada para contener un volumen conocido de líquido entre
la primera y segunda posiciones de referencia, y se proveen
elementos en estas posiciones de referencia para detectar,
respectivamente el paso de líquido dentro del tubo 26 para
5 definir un volumen de líquido conocido dentro del cual se
acumula la cuenta de glóbulos. En la modalidad ilustrada, -
se dispone un primer fotosensor 38 en la posición de refe--
rencia más cercana al transductor 10 mientras un segundo fo
tosensor 40 se dispone en una posición de referencia corrien
10 te abajo del sensor 38. Se proveen lámpara respectivas u -
otras fuentes de iluminación 42 y 44 para iluminar los foto
sensores respectivos 38 y 40 a través del tubo 26, que en -
esta modalidad es de material transmisor de luz, por ejem--
15 plo vidrio. Los fotosensores 38 y 40 funcionan cada uno pa
ra proveer una señal de salida sobre el paso de líquido des
pués de la posición perceptora respectiva, y estas señales -
se emplean para definir un tiempo que representa un volumen
de líquido elegido dentro del cual se toma la cuenta de las
partículas.

20 Las señales de salida de los fotosensores 38 y 40
son aplicadas a vibradores múltiples respectivos 46 y 48, -
las señales de salida de las cuales son aplicadas, respecti
vamente, a las terminales de las dos posiciones de una ba--
lanza electrónica 50. La señal de salida de la balanza elec
25 trónica 50 es una señal de compuerta como se ilustra, te--
niendo una primera señal de transición rotulada "arranque"
y una segunda señal de transición opuesta rotulada "parada"
y empleada para definir un intervalo de tiempo dentro del -
cual se realiza una cuenta de glóbulos. Se describe una téc
30 nica que mide el volumen fotoeléctrico para la cuenta de -

414622



- 6 -

1 glóbulos en la Patente de los Estados Unidos, 3.577.162. Se
apreciará que se pueden emplear otras técnicas, fotoeléctri-
cas y otras, para detectar el paso de líquido a través del
tubo 26 para definir un volumen de muestra en el cual se
5 realiza una cuenta. Como alternativa, se puede emplear un
intervalo de tiempo definido dentro del cual se toma una
cuenta de partículas y representativo de un volumen de lí-
quido conocido más bien que supervisar el flujo de líquido
como tal.

10 La salida eléctrica del amplificador 16 se aplica
a un comparador 52 que recibe como señal de referencia bien
sea un primer nivel de umbral del glóbulo blanco de sangre
de referencia 54 o un segundo nivel de umbral del glóbulo
15 rojo de sangre de referencia 56, dependiendo del tipo parti-
cular de glóbulo que se esté analizando. El comparador 52
proporciona impulsos de salida en respuesta a los impulsos reci-
bidos que están arriba del umbral predeterminado y que se
aplican a un primer vibrador múltiple 58 y de ahí a un se-
gundo vibrador múltiple 60, cuya salida se aplica a un divi-
20 sor 62. La salida del divisor 62 es aplicada por medio de
una compuerta Y 63 a un contador 64, el cual, a su vez, im-
pulsará una cuenta de información 66, típicamente una informa-
ción numérica dígito múltiple. La señal de compuerta arran-
car-parar de la balanza electrónica 50 es aplicada como una
25 señal activa para la compuerta Y 63. Se acopla un circuito
de control 68 al divisor 62, contador 64 e información 66
para ajustar la operación de los circuitos de conteo de
acuerdo con los glóbulos rojos o blancos que están siendo
30 analizados. La salida del divisor 62 es asimismo acoplada a

414622



1 un circuito excitador 70 que energiza una bocina 72 u otro
indicador audible para proveer una indicación audible de la
cadencia de cuenta útil para permitir al operador la deter-
minación de funcionamiento erróneo del sistema.

5 La salida del amplificador 16 es asimismo aplica-
da a una entrada de una compuerta lineal análoga 76, una se-
gunda entrada a la compuerta 76 está provista por la señal
de arrancar-parar de la balanza electrónica 50. Se provee -
una tercera entrada a la compuerta 76 por un contador 78 -
10 que provee un número predeterminado de impulsos cuando es -
energizado por una señal de la compuerta Y 80. La compuerta
Y 80 es energizada por la señal de salida del comparador 52
y la señal arrancar-parar. La salida de la compuerta 76 es
15 aplicada a un detector de picos 82 el cual es recolocado por
una señal del multivibrador 60. La salida del detector de -
pico es aplicada por medio de una compuerta lineal 84 a un
integrador 86. La compuerta 84 recibe asimismo una señal ac-
tiva desde la salida del multivibrador 58.

20 La salida del integrador 86 es aplicada a una en-
trada de un multiplicador 88 que también recibe una segunda
de entrada de un integrador 90. Una señal de la compuerta -
63 se aplica a un multivibrador 92 y de ahí por medio de -
una compuerta lineal 94 al integrador 90. Se aplica asimis-
mo una señal de referencia a la compuerta 94 por el diodo -
25 Zener 95. La salida de señal del multiplicador 88 se emplea
para energizar una información de hematocrito 96 como por -
ejemplo un medidor adecuadamente calibrado. La salida del -
integrador 86 es asimismo aplicada por medio de una compuer-
ta lineal 98 para impulsar una información de VCM 100 la -
30

414622

10



1

cual asimismo puede ser una información de medida. La compuerta 98 recibe una señal activa del circuito de control 68 durante el conteo de glóbulos rojos ya que el VCM es de terminado por el conteo de glóbulos rojos.

5

El orificio de salida 108 del transductor 10 es abierto y cerrado selectivamente por medio del solenoide - 106 el cual es energizado por una señal de la balanza electrónica 104. La balanza electrónica 104 recibe una señal a una primera posición de una compuerta O 110 y una señal a una segunda posición de una compuerta O 114. La compuerta O 110 recibe como entrada una señal de un interruptor de - partida contador 119 el cual es un tablero de control para iniciar la cuenta de glóbulos rojos o blancos y recibe así mismo, una señal de entrada de un multivibrador 112. El - multivibrador 112 impulsa también un contador de tiempo - 102 el cual provee una señal de entrada a la compuerta O - 114. La señal de arranque-parada de la balanza electrónica 50 es asimismo aplicada como una entrada a la compuerta O 114. El multivibrador 112 es energizado en respuesta a la actuación del interruptor 116 por el botón de encendido - 118.

10

15

20

25

30

Tras la actuación del interruptor de puesta en - marcha del contador 119, la balanza electrónica 104 está - en una primera posición causando una señal de salida para ser aplicada al solenoide 106 para causar el cierre del - orificio de salida del transductor 108. Se extrae líquido de muestra por el funcionamiento de la bomba 30 del matraz 24 a través del transductor 20, el transductor 10 y de ahí a través del tubo de flujo 26 a la botella de desperdicio

414622

10 MAY 1973

- 9 -

1 28. Los impulsos generados por el paso de partículas a través de la apertura del transductor se aplican por medio del condensador 14 al amplificador 16 y estos impulsos son contados por un intervalo definido por la compuerta de arranque
5 parada proporcionada por la balanza electrónica 50 de tal manera que se toma una cuenta de glóbulos para un volumen de líquido conocido.

Después de la amplificación, los impulsos de transductor 10 son aplicados al comparador 52 el cual provee los impulsos de salida en respuesta a los impulsos recibidos que exceden el voltaje de umbral predeterminado proporcionados por la referencia de umbral blanco 54 o referencia de umbral rojo 56, dependiendo de que se estén contando glóbulos rojos o glóbulos blancos. Los impulsos de salida del
15 comparador son retardados por los multivibradores respectivos 58 y 60 aplicados a un divisor 62 el cual genera un impulso de salida para cada número predeterminado de impulsos de entrada. En la modalidad ilustrada, el divisor 62 tiene una razón de división de 64 en el caso de la cuenta de glóbulos rojos de la sangre y una razón de división de 128 en
20 el caso de conteo de glóbulos blancos. Así pues, el divisor provee un impulso de salida para cada 64 impulsos de entrada recibidos durante el conteo de glóbulos rojos, y un impulso de salida para cada 128 impulsos de entrada recibidos
25 durante el conteo de glóbulos blancos. Las relaciones de división específicas es cosa de elección de acuerdo con las diluciones de muestra empleadas y la naturaleza de los circuitos particulares utilizados en una estructuración específica. La operación del divisor es controlada por una señal
30

414622



1
5
10
15
20
25
30

proporcionada por el circuito de control 68 para proveer la razón de división pretendida de acuerdo con el tipo de glóbulos que está siendo analizado.

Los impulsos de salida del divisor 62 son aplicados a través de una compuerta Y 63 a un contador 64 el cual incrementa a un número que representa el número total de impulsos recibidos durante el tiempo de muestreo predeterminado, suministrándose esta cuenta en un indicador dígito múltiple u otra información de cuenta 66. La compuerta Y 63 es activada por la señal de arranque-parada de la balanza electrónica 50 que provee una medición del tiempo de muestreo dentro del cual se toma una cuenta. Como se indica arriba, los impulsos de salida del divisor 62 son aplicados asimismo a un divisor 70 que funciona para energizar una bocina 72 para proveer una indicación audible de la cadencia de cuenta.

Después de una prueba analítica, el transductor 10 es purgado de las cantidades remanentes de un líquido de muestra analizado y burbujas de gas que pueden estar presentes y es asimismo preparado para una prueba analítica subsecuente por medio del botón de encendido 118, cuya operación se describirá más adelante. La opresión del botón 118 ocasiona el accionamiento del interruptor 116 el cual, a su vez, energiza el multivibrador 112. La señal de salida del multivibrador 112 es transmitida a través de la compuerta 0 110 a la balanza electrónica 104 para causar que la señal de salida del mismo actúe el solenoide de salida 106 para ocasionar el cierre del orificio de salida 108. El multivibrador 112 asimismo provee una señal al medidor de tiempo 102 que funciona después de un intervalo de tiempo específico

414622

10



- 11 -

1 cado para proveer una señal de salida a través de la compuerta
ta O 114 para llevar a la segunda posición la balanza elec-
trónica para ocasionar la desactivación del solenoide de sa-
lida 106. La compuerta O 114 funciona asimismo en respuesta
5 al borde de salida de la señal de la compuerta de arrancar--
-parar para ocasionar la aplicación de una señal de la segun-
da posición de la balanza electrónica 104. Así pues, el accio-
namiento del transductor de control 118 ocasiona el cierre -
de la salida del transductor por un intervalo de tiempo pre-
10 determinado para permitir la purga del líquido de muestra y
burbujas de gas del transductor y disponerlo para una prueba
analítica subsecuente.

El hematócrito es realizado por la determinación -
de la cuenta de glóbulos rojos de la sangre y el volumen cor-
puscular medio de la muestra analizada y la multiplicación -
15 de estas determinaciones para computar el hematócrito. Duran-
te la cuenta de los glóbulos rojos, la salida de la compuerta
Y 63 es aplicada a un multivibrador 92 que provee pulsos
de anchura uniforme a una entrada de una compuerta Y 94. La
20 otra entrada de la compuerta Y 94 está acoplada a un diodo -
Zener de referencia 95 el cual provee un potencial de refe-
rencia para la compuerta lineal 94. La compuerta 94 funciona
para proveer impulsos de salida de anchura normalizada según
se determinó por el multivibrador 92 y altura normalizada se-
25 gún se determinó por el diodo Zener 95, aplicándose estos im-
pulsos de salida al integrador 90. El integrador 90 provee -
un voltaje de salida proporcional a la cuenta de glóbulos ro-
jos y este voltaje de salida integrado es aplicado como en-
30 trada al multiplicador 88 para usarse en la computación del

414622



1 hematócrito.

5 La determinación de volumen de glóbulo medio que se emplea en la determinación del hematócrito y también para la indicación de salida separada es medida promediando el volumen de un número de glóbulos predeterminado. Los impulsos de salida del amplificador 16, mostrados en la figura 2A, son aplicados a una entrada de una compuerta lineal 76. Los impulsos de salida del comparador 52, ilustrados en la figura 2B, son aplicados a través de la compuerta Y 80 al contador 78 el cual provee un número predeterminado de impulsos activados a la compuerta lineal 76 durante el intervalo de muestreo definido por la señal de arranque-parar proporcionada por la balanza electrónica 50. En la modalidad descrita, se proveen 6400 impulsos por el contador 78 en respuesta al número correspondiente de glóbulos detectados por el transductor 10. La compuerta lineal 76 provee 6400 impulsos de salida dentro del intervalo de muestreo, cada uno de una altura representativa de la altura del impulso correspondiente recibido del amplificador 16. Estos impulsos de salida cuya altura es proporcional al volumen de glóbulos son aplicados entonces al detector de pico 82. La señal de salida del pico detectado mostrado en la figura 2C, es aplicada a la compuerta lineal 84 que es activada por una señal de entrada del multivibrador 58, mostrado en la figura 2D, y que produce una señal de salida de anchura normalizada y una amplitud representativa de la amplitud de pico de las señales recibidas correspondientes. Esta señal de la entrada 84 es aplicada al integrador 86. Después de un tiempo determinado por el multivibrador

10

15

20

25

30

414622



- 13 -

1 60, se aplica un impulso de una segunda posición (figura 2E) al detector de pico 82 para llevar a la segunda posición el circuito para recibir y procesar el siguiente impulso.

5 La altura del impulso proporcionado por el transductor 10 y por el amplificador asociado 16 es proporcional al volumen de los glóbulos de sangre correspondientes que - pasan a través de la apertura medidora del transductor 10, y el integrador 86 provee una señal de salida que representa el volumen de glóbulos medio. Ya que se emplea un número

10 constante de impulsos para la determinación del VCM, la señal de salida del integrador 86 es calibrada para representar el volumen de glóbulos medio sin la necesidad de la división del volumen de glóbulos totalizado por el número de impulsos. Esta señal de salida integrada es aplicada como -
15 una entrada al multiplicador 88 el cual provee una señal de salida que representa la medición del hematócrito para la - presentación sobre una información adecuada 96. La ganancia de los circuitos para proveer las señales GBR y VCM al multiplicador 88 y la ganancia del multiplicador se ajustan pa
20 ra proveer una lectura de la salida del hematócrito pretendida para las condiciones de señal de entrada predeterminadas.

25 La salida del integrador 86 se emplea asimismo para energizar a través de una compuerta lineal 98 una información VCM 100 para la indicación de volumen corpuscular medio. La compuerta 98 es habilitada por una señal de control 68 que provee una señal de entrada sólo cuando se realiza - la cuenta de glóbulos rojos ya que el VCM es derivado de la cuenta de glóbulos rojos.

30

414622

10



- 14 -

1 El transductor 10 y el sistema hidráulico asocia-
do se ilustra en gran detalle en la figura 3 e incluye un -
cuerpo 130 típicamente formado de un material plástico trans
5 parente como por ejemplo "Plexiglass" que es fácil de lim-
piar y compatible con el líquido que está siendo analizado.
El transductor es en si mismo el objeto de una solicitud -
norteamericana titulada "Self Priming Conductivity Cell". -
Se provee una abertura 132 en un extremo del cuerpo 130 pa-
10 ra acomodar un miembro de soporte 12 que tiene una apertura
134 a través de la cual se hace fluir una muestra de sangre
para análisis. El miembro de soporte 12 incluye una abertu-
ra 136 formada en un extremo del mismo y que comunica con -
un lado de la apertura 134 dispuesta dentro de una pared -
del miembro 12.

15 La apertura está típicamente formada dentro de -
una placa de rubí y está dimensionada para permitir el paso
de los glóbulos de sangre que van a ser contados. Se proveen
20 elementos de sello tales como anillos 128 en forma de O den-
tro de surcos formados alrededor de la abertura 132 para -
mantener el miembro de soporte 12 en acoplamiento de sello.
Un pasaje de entrada 140 comunica entre la abertura 134 y -
un orificio de entrada al cual está conectado el tubo 18.

25 Una abertura 142 en el extremo opuesto del cuerpo
130 recibe el tubo 26 el cual se mantiene en acoplamiento -
de sello por medio de los anillos en forma de O 144. Un pa-
saje 146 comunica entre la abertura 142 y 132 para proveer
un paso de fluido entre ellos. Se provee un primer electro-
do 148 de forma en general semicilíndrica dentro de una por-
30 ción agrandada del pasaje 140 y está conectado a través de

414622



- 15 -

1 un alambre 150 a una terminal 152 dispuesta dentro de la -
porción inferior del cuerpo 130. Se provee un segundo elec-
trodo 154 de configuración cilíndrica dentro del pasaje 146
5 y conectado a través de un alambre 156 a una segunda termi-
nal 158 dispuesta asimismo dentro de la porción inferior del
cuerpo de celda adyacente al electrodo 152. La conexión eléc-
trica se hace a las terminales del transductor por un conec-
tor adecuado para acoplar la salida del transductor al am-
plificador 16 (figura 1).

10 La trayectoria de fluido para análisis es del ma-
traz de muestra 24 a través del transductor de hemoglobina
20 y de ahí a través del pasaje 140, apertura 134, pasaje -
146 y al tubo 26. Se provee una cámara 160 arriba del miem-
bro de soporte 12 y en comunicación de fluido con el pasaje
15 de entrada 140. La cámara 160 comunica a través de un pasa-
je 162 con un conjunto de válvula deslizante y de ahí a tra-
vés de un pasaje 164 a través de un orificio de salida de -
fluido acoplado a un tubo 166 que está conectado a través -
de una conexión en forma de T 168 a un tubo 170 conectado -
20 al tubo de flujo 26 y también a través del tubo 172 a una -
botella de desperdicio 174. La botella de desperdicio 174 -
está acoplada a una segunda botella 175 a través de un tubo
177, y la botella 175, a su vez, está conectada por un tubo
25 179 a la bomba de vacío 30. Se puede proveer un regulador -
de presión 181 como se ilustra para mantener un nivel de -
presión predeterminado. La bomba 30 funciona para extraer -
una presión negativa y hacer que el líquido de muestra flu-
ya para el análisis. La botella 174 sirve como un acumula-
30 dor para mantener substancialmente uniforme el flujo ya que

414622



1 el líquido de desperdicio es transportado a la botella 175 para su colección.

5 Haciendo referencia de nuevo al transductor 10, el conjunto de válvula incluye un botón 118 operable manual-
mente conectado a un vástago 176 dispuesto deslizablemente dentro de un pasaje asociado en el cuerpo 130. Un resorte 178 fuerza el vástago 176 a una posición elevada en ausencia de fuerza aplicada al botón 118. Se proveen un par de anillos 180 en forma de O alrededor de la cámara del vástago para acoplar el vástago 176 sellablemente dentro de la cámara. Se provee una pluralidad de canales alargados 182 en el vástago 176 que se extienden axialmente del mismo y estando dispuestos entre los anillos 180 en forma de O con el vástago en su posición elevada. En esta posición elevada, el fluido dentro del pasaje 162 no puede ser extraído al pasaje 164 ya que se provee un sello de fluido por el vástago 176 que coopera con los anillos 180 en forma de O. Cuando, sin embargo, el botón 118 es oprimido, ocasionando que los canales 182 horquillen el anillo en forma de O inferior 180 y se extiende ligeramente por encima y por debajo de las superficies superior e inferior de este anillo en forma de O, el fluido puede fluir entre los pasajes 162 y 164 y de ahí a través de la tubería 166 y 172 a las botellas de desperdicio.

25 Durante el funcionamiento, el botón 118 está en su posición elevada y sobre el cierre del orificio 108, el líquido de muestra se hace fluir por acción de la bomba 30 a través del transductor 10 y el tubo 26 para el análisis. Las burbujas que tienden a formarse como por ejemplo por -

30



414622

1
5
10
15
20
25
30

la electrólisis durante una prueba analítica o que se encuentran presentes en una muestra de líquido, llegan a la parte superior de la cámara 160 fuera de la trayectoria del flujo de líquido y no interfiere con la operación de conteo exacto de los glóbulos como que no se inducen burbujas a través del aparato 134. Después de una prueba analítica, el botón 118 es oprimido ya sea manualmente o por control automático adecuado como por ejemplo un solenoide operado eléctricamente para ocasionar que el líquido y las burbujas en la cámara 160 sean extraídas a través de los pasajes 162 y 164 al tubo de salida 166 para transportarse a las botellas de desperdicio. La impedancia hidráulica de esta trayectoria de purga es más baja que aquella de la trayectoria de conteo de los glóbulos y, por lo tanto, durante la operación de purga, el flujo del líquido tiende a desviarse de la apertura y fluir a la cámara 160 para removerse del transductor.

Después de la purga del transductor, el orificio 108 se abre y con el botón 118 oprimido, se extrae aire del orificio y a través de la apertura 134 en una dirección opuesta a aquella de flujo de líquido durante una prueba de cuenta y de ahí a través de los pasajes 162 y 164 y la tubería 166 a las botellas de desperdicio. El aire y las burbujas dentro del tubo de flujo 26 son asimismo extraídas de las botellas de desperdicio durante este estado de operación. El flujo inverso de aire a través de la apertura ocasiona el derrame de desechos que se pueden acumular en la apertura y el transductor por lo tanto, provee no sólo la purga de glóbulos para una prueba analítica subsecuente, si

10 MAY 1973



414622

- 18 -19

1
5
10
15
20
25
30

no que también limpia automáticamente la apertura entre las pruebas.

Durante la cuenta de glóbulos, más de un glóbulo de sangre puede pasar a través de la apertura del transductor al mismo tiempo, causando la detección errónea de una pluralidad de estos glóbulos como un glóbulo individual. La cuenta de glóbulos medido es por lo tanto algo más baja que la verdadera. El número de glóbulos que está siendo contado por el sistema novedoso es suficientemente grande para pronosticar estadísticamente la cantidad de error coincidente - y para corregir el error mediante el empleo de una carta de corrección computada. Como una característica adicional de la invención, se puede proveer la corrección de coincidencia automática por los circuitos ilustrados en la figura 4 y descritos en conjunto con la función de la gráfica de la figura 5 y los diagramas de señal de la figura 5.

Refiriéndonos ahora a la figura 4, la señal de salida del integrador 90 es aplicada a una función del generador 200 que proporciona una salida contra la función del voltaje de entrada de forma en general exponencial para ambas CGR y CGB, según se ilustra en la figura 5. El voltaje de salida v_c para funcionar el generador 200 es el voltaje corregido que representa la cuenta de glóbulos rojos corregida y que es más alta que el voltaje medido recibido como una entrada. Este voltaje de salida es aplicado a una entrada de una compuerta lineal 202, cuya entrada activa se provee por la señal de arranque-parada de la balanza electrónica 50 (figura 1). La señal de salida de la compuerta lineal 202, ilustrada en la figura 6A, es aplicada a un capacitor

414622



- 20 -

1 C, acoplado a tierra, y es aplicada a una entrada de una -
compuerta lineal 204 que recibe una versión invertida de la
señal de compuerta de arranque-parada provista a través de
5 un inversor 206. La salida de la compuerta 204 está acopla-
da a través de una resistencia R_d a una fuente de potencial
negativo $-v$, y está acoplada también a una entrada de un -
comparador sensor de cero 208 el cual tiene una entrada aco-
plada a una fuente de potencial de referencia como a tierra.
La señal que aparece en la salida de la compuerta 204 es co-
10 mo se ilustra en la figura 6B. La salida del comparador 208
está acoplada a un oscilador 210 cuya salida, a su vez, es-
tá acoplada a una entrada de una compuerta Y 212. La com- -
puerta Y 212 recibe asimismo la señal de entrada arraque-pa-
rada aplicada a través de un inversor 214. La salida de la
15 compuerta Y 212 está acoplada a una entrada de una compuer-
ta O 216 cuya salida en una serie de impulsos (figura 6C) apli-
cada al contador 64 (figura 1). La segunda entrada de com-
puerta O 216 se provee por una compuerta Y 218 que recibe -
como señales de entrada la señal de compuerta de arranque--
20 -parada y las señales de salida de la compuerta 63 acopla--
das al divisor 62. La función de corrección es diferente pa-
ra la cuenta de glóbulos rojos y la cuenta de glóbulos blan-
cos y es determinada por una señal de control provista por
una balanza electrónica 220 la cual está en una primera o -
25 segunda posiciones mediante los interruptores 222 y 224 res-
pectivos.

Durante el funcionamiento, la compuerta 202 es ac-
tivada durante el intervalo de la señal de arranque-parada,
mientras la compuerta 204 es desactivada durante este inter-

30

414622



1
5
10
15
20
25
30

valo por la aplicación de la señal de compuerta invertida -
de la misma. Como se ilustra en los diagramas de señal de -
la figura 6, el voltaje de corrección es transferido por -
las compuertas lineales 202 y 204 a la entrada del compara-
dor 208 que es activado por el tiempo T_c que la señal apli-
cada es de sentido positivo. El comparador 208 provee una -
señal al oscilar 210 para el intervalo de tiempo T_c , causan-
do la generación de pulsos durante este intervalo de un nú-
mero que será añadido a la cuenta medida para corregir el -
error de coincidencia.

La compuerta Y 218 se abre durante la señal de -
arranque-parada, mientras que la compuerta Y 212 se abre -
después de esta señal. Los impulsos medidos del divisor 62
y la compuerta 63 (figura 1) son por lo tanto provistos por
vía de la compuerta 0 216 al contador 64 y los impulsos de
corrección son entonces aplicados al contador 64 por la com-
puerta 212 para impulsar el contador a un valor corregido.

El transductor de hemoglobina 20 es ilustrado en
la figura 7 y es operante para comparar la cantidad de luz
que pasa a través de una muestra de sangre diluida con una
luz de referencia para computar el contenido de hemoglobina
de la muestra analizada. El transductor incluye un aloja-
miento en general rectangular 300 que tiene una abertura -
302 en el mismo para recibir un conjunto de cubierta 304 que
contiene un pasaje transmisor de luz 306 que se extiende a
través y un recinto 308 a través del cual se hace fluir el
líquido de muestra para el análisis. El recinto 308 está -
formado de un material transmisor de luz, típicamente un -
plástico y es asegurado en relación de sello a la superfi-

414622

10 MAY 1964



- 22 -

1 cie del fondo de la placa de cubierta del conjunto de cubierta 304. Se proveen un portillo de entrada y un portillo de salida a través de la placa de cubierta que comunica con los extremos de entrada y de salida del recinto 308, acoplándose estos portillos a tubos respectivos 22 y 18. El tubo de entrada 22 recibe líquido de muestra de un matraz de muestra 24, el tubo de salida 18 transporta líquido a través del transductor 10 para la cuenta de glóbulos como se describe arriba.

5
10 Se proveen respectivamente primera y segunda máscaras opacas 310 y 312 en los extremos frontal y posterior del recinto 308, teniendo cada una una apertura 314 provista en una posición cercana a la porción inferior del recinto, como se ilustra. Se provee un tornillo de máquina 316 en acoplamiento de rosca con una abertura en el conjunto de cubierta 304 para disposición ajustable dentro de la abertura 306 para regular la transmisión de la luz, El conjunto de cubierta está instalado en el alojamiento 300 en el recinto 308 y la abertura 306 dentro de la abertura 302. Una fuente de luz alargada como por ejemplo una lámpara 318 se provee dentro de un extremo del alojamiento 300 en alineamiento con la primera y segunda aperturas 320 y 322, las que, a su vez, están en alineamiento con la apertura 304 de la máscara 312 y el extremo confrontante de la abertura 306, respectivamente.

15
20
25
30 Se provee un par de fotosensores 324 y 326 en el extremo opuesto del alojamiento 300 en relación receptora de luz con la apertura 314 de la máscara 310 y el extremo confrontante de la abertura 306. La fuente de luz es energí



414622

1
5
10
15
20
25
30

zada por una fuente de energía adecuada (no ilustrada). Se conecta una terminal de los fotosensores 324 y 326 en común a una fuente de potencial a tierra y la otra terminal de los fotosensores respectivos es conectada a entradas respectivas de un amplificador de entrada diferencial 328. Se aplica una fuente de potencial positivo +V a través de una resistencia R1 a una entrada del amplificador 328, mientras el potencial positivo es aplicado a la otra entrada del mismo a través de resistencias conectadas en serie R2 y R3. La resistencia R2 es ajustable para controlar el voltaje preciso aplicado a la entrada de referencia del amplificador 328. La salida del amplificador está acoplada a través de las resistencias R4 y R5 a un indicador tal como un medidor 330. La resistencia R5 es asimismo una resistencia ajustable para controlar el voltaje de salida aplicado al medidor 330.

Se provee una placa difusora de luz 332 entre la fuente de luz 318 y las aperturas 320 y 322 para proveer distribución uniforme de la luz, y un filtro de 5400 Angstrom 332 se provee en relación transmisora de luz con la placa difusora 332 para proveer luz filtrada de longitud de onda apropiada para la reacción con la muestra de sangre que está siendo analizada con el fin de detectar el contenido de hemoglobina, como es bien sabido en la técnica.

La determinación de la hemoglobina se provee en la misma muestra diluida como la cuenta de glóbulos blancos y el agente lisificante empleado en un conteo de glóbulos blancos disuelve los glóbulos rojos y libera la hemoglobina, la que es detectada por el transductor 20. La hemoglobina liberada se hace reaccionar con el reactivo cianuro de

414622



- 24 -

1 potasio-ferricianuro de potasio para formar un complejo de
cian-metemoglobina.

5 En la operación, el fluido de muestra se hace -
fluir a través del recinto 308 y la luz de la apertura 320
se transmite a través de la longitud del recinto 308 para
recepción por el fotosensor 304. La luz de la apertura 322
es transmitida a través de la abertura 306 para recepción -
por el fotosensor 326. La cantidad de luz de referencia trans
mitida a través de la apertura 306 es ajustable por medio -
10 de la pantalla 316. Se hace notar que la luz transmitida a
través del líquido de muestra dentro del recinto 308 está -
en una posición cercana al fondo del recinto dejando un es-
pacio encima de la trayectoria de transmisión de luz donde
15 las burbujas, que pueden estar presentes en la muestra, pue-
den subir a una posición que no interfiera con la transmi-
sión de luz. La señal de salida proporcionada por el foto-
sensor 324 es de una magnitud representativa de la transmi-
sivilidad de la trayectoria óptica a través de la muestra -
analizada, mientras la luz transmitida a través de la aber-
20 tura 306 es una medida del nivel de referencia de luz pro-
porcionada por la fuente de luz 318. El amplificador 328 re-
cibe así una señal de referencia del sensor 326 y una señal
del sensor 324 que varían de acuerdo con el contenido de he-
25 moglobina de la muestra analizada. El amplificador de entra-
da diferencial provee una señal de salida representativa de
la diferencia entre el sensor de referencia y el sensor de
hemoglobina, siendo esta diferencia directamente representa-
tiva del contenido de hemoglobina. Los niveles operantes -
30 del sistema son inicialmente ajustados por medio de las re-
sistencias R2 y R5 para proveer niveles de salida calibra-

414622



1

dos para la energización apropiada del medidor 330.

5

Varias modificaciones y ejecuciones de alternativa se les podrán ocurrir ahora a aquellos versados en la técnica sin apartarse del espíritu y alcance verdadero de la invención. De acuerdo con lo anterior, no se pretende limitar la invención a lo que particularmente ha sido ilustrado y descrito, con excepción de lo indicado en las reivindicaciones anexas.

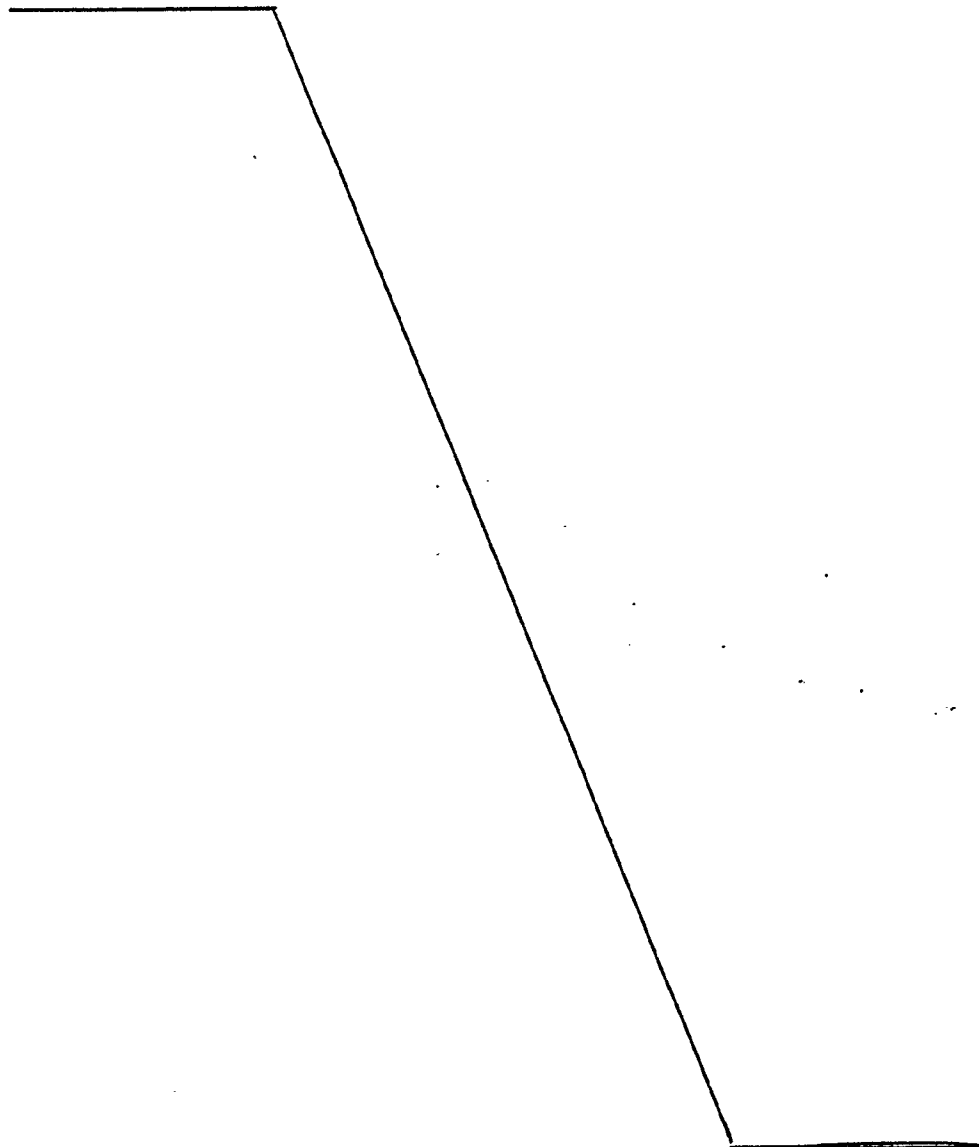
10

15

20

25

30



414622



- 26 -

1

N O T A

La presente patente de invención, comprende las siguientes reivindicaciones:

5

10

15

20

1.- Disposición para contar los glóbulos rojos y blancos en la sangre y para determinar parámetros hematológicos, incluyendo elementos para proveer impulsos eléctricos en respuesta al paso de partículas a través de una apertura a través de la cual el líquido que contiene las partículas se hace fluir, circuitos para determinar el volumen medio de partículas, caracterizada porque comprende: primeros dispositivos para proveer un número predeterminado de impulsos cada uno de una altura proporcional al volumen de partículas; detectores de pico que funcionan en respuesta a los impulsos de salida de los primeros dispositivos para proveer los impulsos de salida correspondientes cada uno de una altura representativa de la amplitud del pico de los impulsos asociados recibidos de los primeros dispositivos y de una anchura uniforme; dispositivos integradores que funcionan en respuesta a los impulsos de salida del detector de pico para proveer una señal de salida integradora representativa del volumen de partícula medio.

25

ME

30

2.- Disposición, de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque los detectores de pico incluyen: dispositivos para proveer una señal de compuerta de duración predeterminada en respuesta a la detección de cada impulso causada por el paso de una partícula a través de la apertura, un detector de pico que funciona por la duración de la señal de compuerta para proveer los impulsos de salida de anchura uniforme que corresponden en amplitud a la amplitud

POOR
QUALITY



414622

1 del pico de los impulsos de los primeros dispositivos.

3.- Disposición de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque incluye además elementos de información que funcionan en respuesta a la señal de salida del integrador para proveer una indicación visual del volumen de partícula medio.

4.- Disposición de acuerdo con la reivindicación 1, caracterizada porque incluye además: dispositivos para contar los impulsos eléctricos que representan los glóbulos rojos de la sangre que pasan a través de la apertura por un intervalo de tiempo predeterminado para proveer un número de impulsos que representa la cuenta de glóbulos rojos de la sangre para un volumen predeterminado de líquido de muestra; compuertas que funcionan en respuesta a los impulsos eléctricos para proveer impulsos de salida de compuerta de anchura y amplitud uniformes; segundo integrador que funciona en respuesta a los impulsos de salida de la compuerta para proveer una señal de salida representativa de la cuenta de glóbulos rojos de la sangre; multiplicadores que funcionan en respuesta a las señales de salida de los integradores primero y segundo para proveer una señal de salida multiplicadora representativa del hematócrito.

5.- Disposición, según reivindicaciones anteriores caracterizada porque para contar los glóbulos suspendidos en una muestra líquida, se incluyen elementos para proveer impulsos eléctricos en respuesta a los glóbulos que pasan a través de una apertura a través de la cual la muestra líquida se hace fluir, circuitos para determinar el volumen corpuscular medio de los glóbulos rojos de la sangre que a su

me
30

414622



- 28 -

1 vez incluyen: primeros dispositivos que funcionan en respues
ta a los impulsos eléctricos para proveer impulsos cada uno
de una altura proporcional al volúmen de un glóbulo rojo co
rrespondiente que pasa a través de la apertura; segundos dis
5 positivos que funcionan en respuesta a los impulsos eléctri
cos que están por encima de un nivel de umbral predetermina
do para proveer los impulsos de salida correspondientes;
elementos que funcionan para proveer una señal de puesta en
marcha representativa del comienzo de una prueba analítica;
10 contadores que funcionan en respuesta a la señal de puesta
en marcha y a los impulsos de los segundos dispositivos para
proveer un número predeterminado de impulsos de salida del
contador; primera compuerta que funciona para recibir los im
pulsos de salida del contador y los impulsos de los primeros
15 dispositivos para proveer un número predeterminado de impul
sos de salida en la compuerta cada uno de una altura propor
cional al volúmen de un glóbulo rojo de sangre correspondien
te; detectores que funcionan en respuesta a los impulsos de
salida de la entrada para proveer los impulsos de compuerta
20 del detector correspondientes cada uno a una altura represen
tativa de la amplitud de pico de los impulsos correspondien
tes de salida de la compuerta; segunda compuerta para pro
veer en respuesta a los impulsos de salida del detector un
número correspondiente de impulsos de salida cada uno de an
25 chura uniforme y de una amplitud representativa de la ampli
tud de los impulsos de salida del detector; e integradores
que funcionan en respuesta a los impulsos de salida de la se
gunda compuerta para proveer una señal de salida representa
tiva del volúmen de partícula medio.

ME

30

414622

NO MAY 1973
10 MAY 1973

1 6.- Disposición, según reivindicaciones anterior-
res, caracterizada porque se incluyen elementos para pro-
veer impulsos eléctricos en respuesta al paso de los glóbu-
los a través de una apertura a través de la cual el líquido
5 de muestra se hace fluir, circuitos para determinar el hema-
tócrito, que a su vez incluyen: primeros dispositivos que
funcionan en respuesta a los impulsos eléctricos para pro-
veer impulsos cada uno de una altura proporcional al volú-
men de un glóbulo rojo correspondiente que pasa a través de
10 la apertura; segundos dispositivos que funcionan en respues-
ta a los impulsos eléctricos que están arriba de un nivel
de umbral predeterminado para proveer los impulsos de sali-
da correspondientes; dispositivos que funcionan para pro-
veer una señal de puesta en marcha representativa del comien-
15 zo de una prueba analítica; contadores que funcionan en res-
puesta a la señal de puesta en marcha y a los impulsos de
los segundos dispositivos para proveer un número predetermi-
nado de impulsos de salida del contador; primera compuerta
que funciona para recibir los impulsos de salida del conta-
20 dor e impulsos de los primeros elementos para proveer un nú-
mero predeterminado de impulsos de salida en la compuerta
cada uno de una altura proporcional al volumen de un glóbu-
lo rojo de sangre correspondiente; detectores que funcionan
en respuesta a los impulsos de salida de la compuerta para
25 proveer impulsos de salida del detector cada uno de una al-
tura representativa de la amplitud de pico de los impulsos
correspondientes de salida de la compuerta; segunda compuer-
ta para proveer en respuesta a los impulsos de salida del

ME

414622

110 MAR 1973

- 30 -

1 detector un número correspondiente de impulsos de salida ca
da uno de anchura uniforme y de una amplitud representati-
va de la amplitud de los impulsos de salida del detector;
primer integrador que funciona en respuesta a los impulsos
5 de salida de la segunda compuerta para proveer una señal de
salida representativa del volúmen de partícula medio; conta-
dores para los impulsos eléctricos que representan los gló-
bulos rojos que pasan a través de la apertura por un inter-
valo de tiempo predeterminado para proveer un número de im-
10 pulsos representativos de la cuenta de glóbulos rojos para
un volúmen predeterminado de muestra líquida; compuerta que
funciona en respuesta al número de impulsos de los elemen-
tos contadores para proveer impulsos de salida en la compuer-
ta de anchura uniforme y amplitud uniforme; segundo integra-
15 dor que funciona en respuesta a los impulsos de salida de la
compuerta para proveer una señal de salida representativa
de la cuenta de glóbulos rojos; y multiplicadores que fun-
cionan en respuesta a las señales de salida del primero y
segundo integrador para proveer una señal de salida multi-
20 plicadora representativa del hematócrito.

7.- Disposición según reivindicaciones anteriores,
caracterizada porque se incluyen elementos para proveer im-
pulsos eléctricos en respuesta al paso de partículas a tra-
vés de una apertura a través de la cual el líquido que con-
tiene las partículas se hace fluir, elementos para compen-
sar el error causado por el paso coincidente de más de una
partícula a través de la apertura, elementos que a su vez
incluyen: elementos que funcionan en respuesta a los impul-
sos eléctricos para proveer una cuenta de impulsos repre-

414622



1 representativa del número de partículas en un volúmen predetermi
nado de líquido que contiene las partículas; elementos que
funcionan en respuesta a los impulsos eléctricos para pro-
veer una primera señal representativa de la cuenta de partí-
5 culas para un volúmen de líquido predeterminado; un genera-
dor de función que opera en respuesta a la primera señal pa-
ra proveer una señal de salida de una magnitud para compen-
sar el error coincidente; elementos que funcionan en respues-
ta a la señal de salida del generador de función para pro-
10 veer una pluralidad de impulsos de corrección de un número
que cuando se añaden a la cuenta de impulsos, proveen una
cuenta de impulsos corregida del error de coincidencia; y
elementos para añadir los impulsos de corrección a la cuen-
ta de impulsos para proveer una pluralidad de impulsos co-
15 rregidos de un número corregido para el error de coinciden-
cia.

8.- Disposición según la reivindicación 7, caracte-
rizada porque el generador de función provee una señal de
salida de magnitud más alta que la señal de los elementos de
20 respuesta de impulso por una cantidad necesaria para corre-
gir el error de coincidencia; y en donde los elementos fun-
cionan en respuesta a la señal de salida del generador de
función que incluye: compuertas para definir un intervalo
de tiempo representativo de la corrección del error de coin-
25 cidencia; y generadores de impulso para proveer la plurali-
dad de impulsos de corrección durante este intervalo de
tiempo.

ME

9.- Disposición según reivindicaciones anterior -
res, caracterizada porque el transductor de hemoglobina com

414622



- 32 -

1 prende: un alojamiento que contiene una fuente de luz de in-
tensidad predeterminada; un receptáculo en el alojamiento en
el cual está presente la muestra líquida durante el análi-
sis; una primera trayectoria de luz a través del receptácu-
5 lo que contiene la muestra para la transmisión de un primer
haz de luz desde la fuente de luz; primera trayectoria de
luz estando en una posición a través del receptáculo para
permitir la colección de burbujas de gas que pueden estar
presentes en el líquido de muestra en una posición por enci-
10 ma de la primera trayectoria de luz; una segunda trayectoria
de luz en el alojamiento a través de la cual se transmite un
haz de luz de referencia desde la fuente de luz; elementos
para difundir los haces de luz antes de la transmisión a tra-
vés de la primera y segunda trayectorias; elementos de fil-
15 tro óptico para proveer luz de la citada fuente a través de
la primera y segunda trayectorias de longitud de onda prede-
terminada; elementos dispuestos dentro de la trayectoria de
referencia para el ajuste mecánico de la magnitud de la luz
transmitida; primero y segundo fotosensores cada uno dispues-
20 to en relación receptora de la luz con las trayectorias de
luz y que funcionan para producir las señales eléctricas res-
pectivas de una magnitud representativa de la luz recibida
de las trayectorias respectivas; y circuitos que funcionan
25 en respuesta a las señales eléctricas respectivas para pro-
veer una señal de salida representativa de la diferencia en-
tre las magnitudes de las señales eléctricas respectivas y
del contenido de hemoglobina de la muestra líquida menciona-
da.

ME

414622

10



- 33 -

1 10.- Disposición, según reivindicaciones anterio-
res, caracterizada porque comprende circuitos que incluyen:
amplificador que responde a los impulsos eléctricos para
proveer los impulsos correspondientes, cada uno de una altu-
5 ra proporcional al volúmen de un glóbulo de sangre corres-
pondiente que pasa a través de la apertura; un comparador
que funciona en respuesta a los impulsos eléctricos por en-
cima de un nivel de umbral predeterminado para proveer los
impulsos de salida correspondientes; un contador que funcio-
10 na en respuesta a un número predeterminado de impulsos de -
salida del comparador para proveer una pluralidad correspon-
diente de impulsos de salida del contador; una primera com-
puerta que funciona en respuesta a los impulsos de salida -
del amplificador para proveer un número correspondiente de
15 impulsos de salida en la compuerta, cada uno de una altura
proporcional al volúmen de un glóbulo de sangre correspon-
diente; detector de pico que funciona en respuesta a los im-
pulsos de salida en la compuerta para proveer los impulsos
de salida del detector correspondiente, cada uno de una al-
20 tura representativa de una amplitud de pico que corresponde
a los impulsos de salida de la compuerta; una segunda com-
puerta que funciona en respuesta a cada uno de los impulsos
de salida del comparador para proveer una señal de la com-
puerta de anchura predeterminada; una tercera compuerta que
25 funciona en respuesta a los impulsos del detector de pico
e impulsos de la compuerta de ancho predeterminado para pro-
veer impulsos de salida, cada uno de ancho uniforme y de
una amplitud que corresponde a la amplitud de los menciona-

30

ME

414622

NO MAY 1973



1 dos impulsos de salida del detector de pico; y un integrador
que funciona en respuesta a los impulsos de la tercera com-
puerta para proveer una señal de salida del integrador de una
magnitud representativa del volúmen corpuscular medio de los
5 glóbulos de la sangre.

11.- Disposición según la reivindicación 10, caracte-
rizada porque incluye además: elementos para proveer una se-
ñal de salida de una amplitud representativa del número de
glóbulos de la sangre contados en un volúmen de líquido pre-
10 determinado; y elementos multiplicadores que funcionan en res-
puesta a la señal representativa de la cuenta de glóbulos y
la señal representativa del volúmen corpuscular medio para pro-
veer una señal de salida multiplicadora representativa del
hematócrito.

12.- "Disposición para contar los glóbulos rojos y
blancos en la sangre y para determinar parámetros hematológi-
cos".

Según se describe y reivindica en la presente memoria
descriptiva, la cual consta de treinta y cuatro hojas foliadas
20 y escritas a máquina por una sola de sus caras.

Madrid, a

10 MAY 1973

CARLOS ROEB
P. F.

Fdo.: Pedro Matamoros

ME

414622

414622

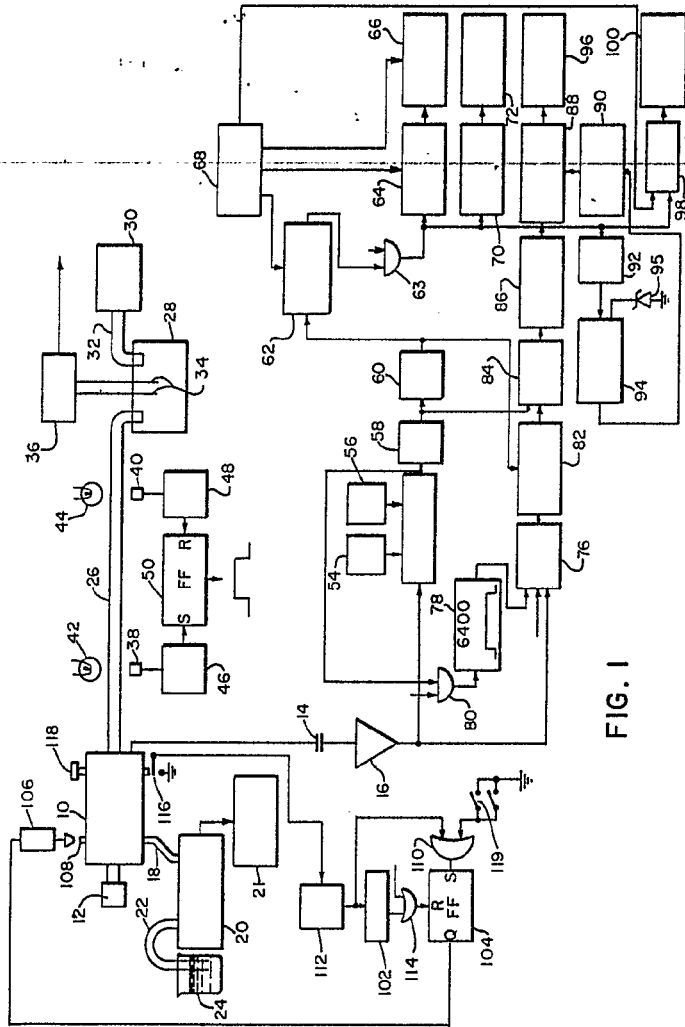


FIG. 1

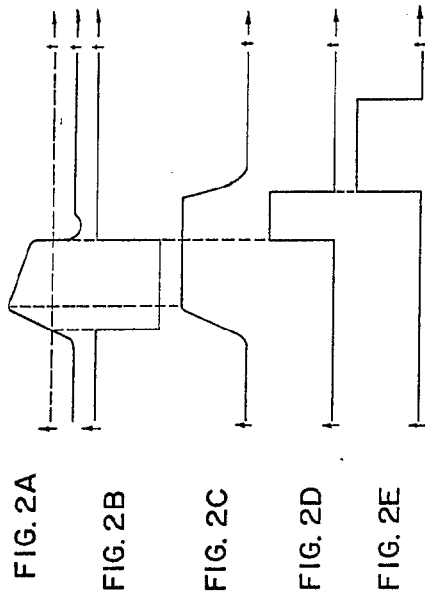


FIG. 2A

FIG. 2B

FIG. 2C

FIG. 2D

FIG. 2E

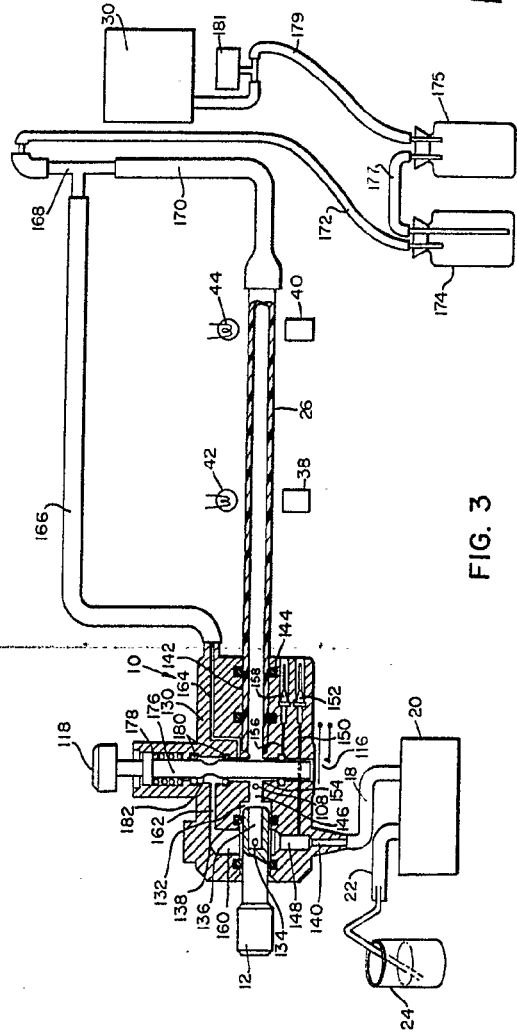


FIG. 3

ESCALA VARIABLE
CARLOS ROEB
P.P.

414622

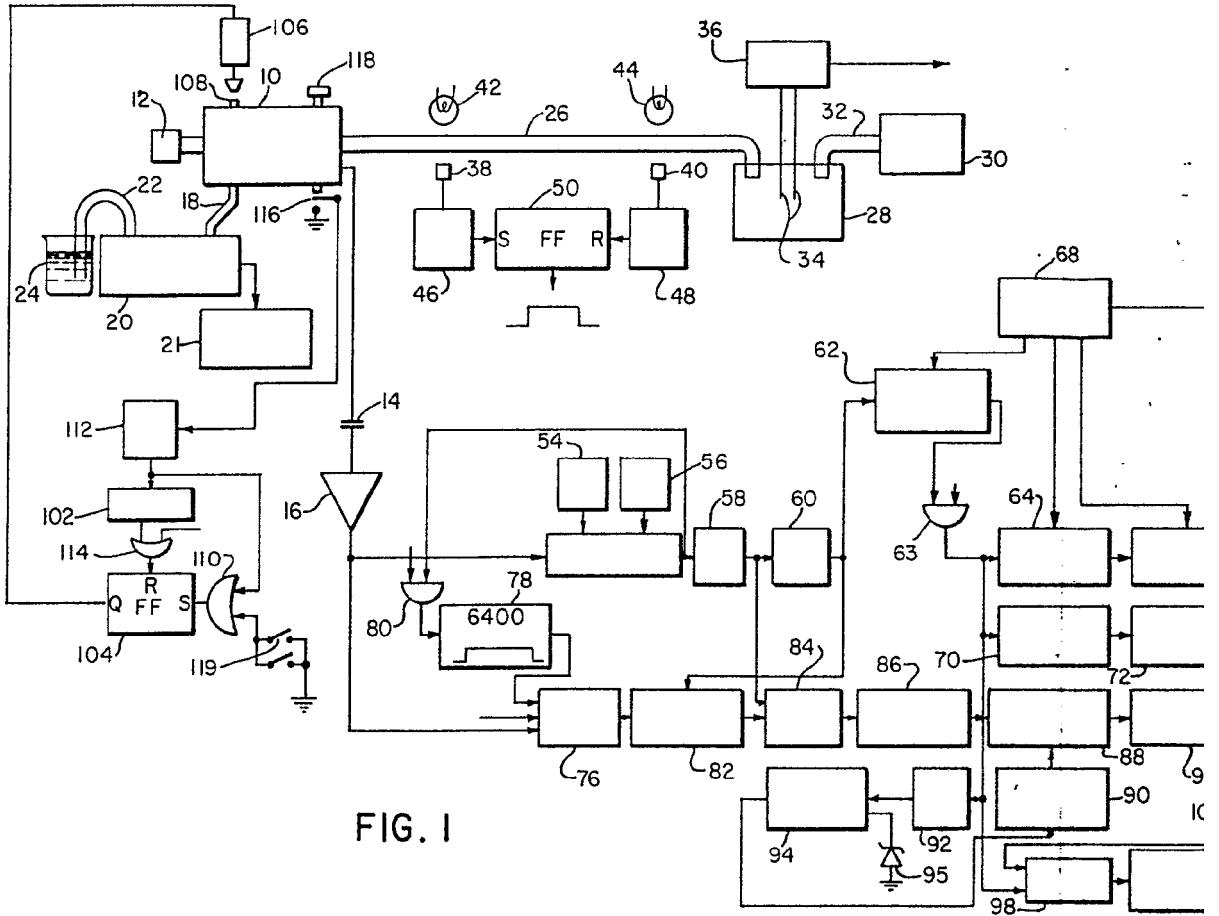


FIG. 1

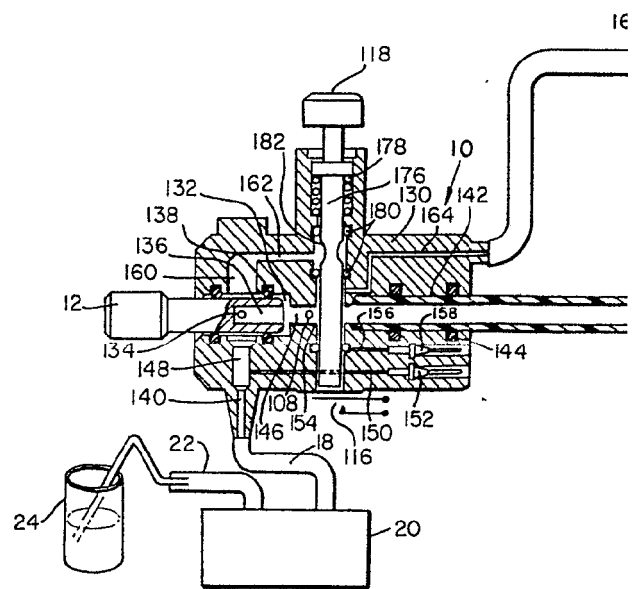


FIG. 2

414622



30

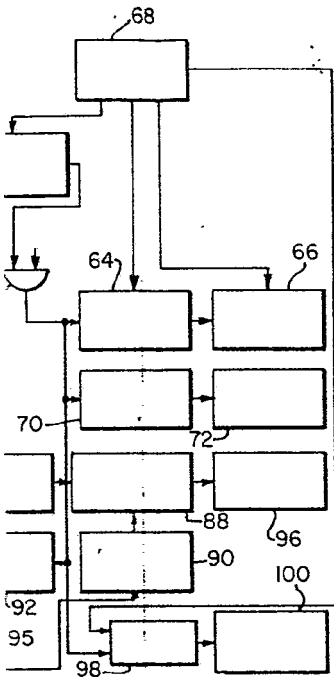


FIG. 2A



FIG. 2B

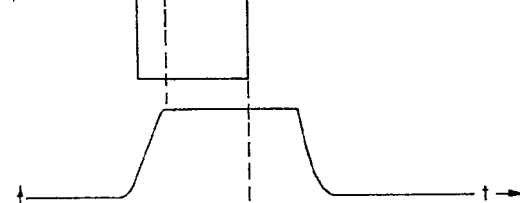


FIG. 2C

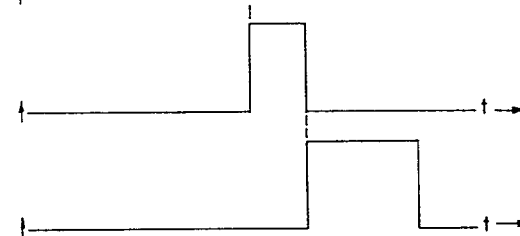


FIG. 2D

FIG. 2E

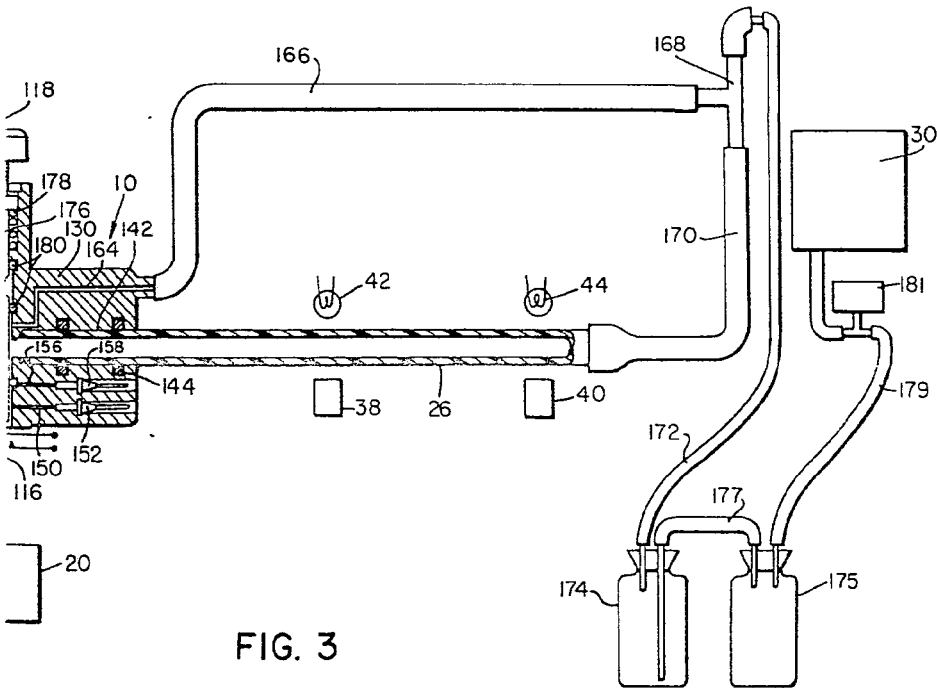


FIG. 3

20

ESCALA VARIADA
CARLOS ROEB
P.P.

Fdo.: Francisco del Pozo

414622

414622

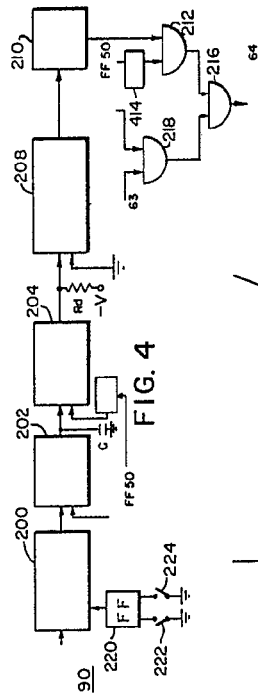


FIG. 4

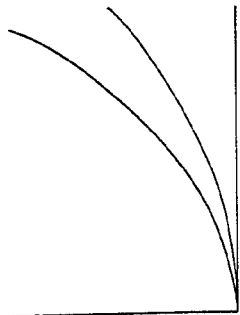


FIG. 5

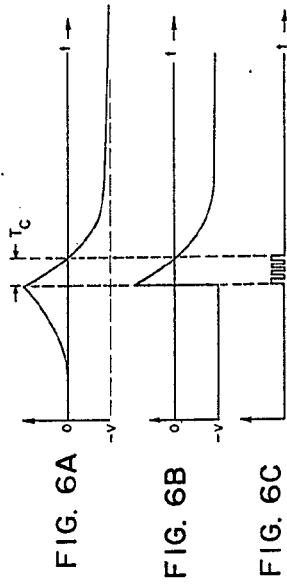


FIG. 6A

FIG. 6B

FIG. 6C

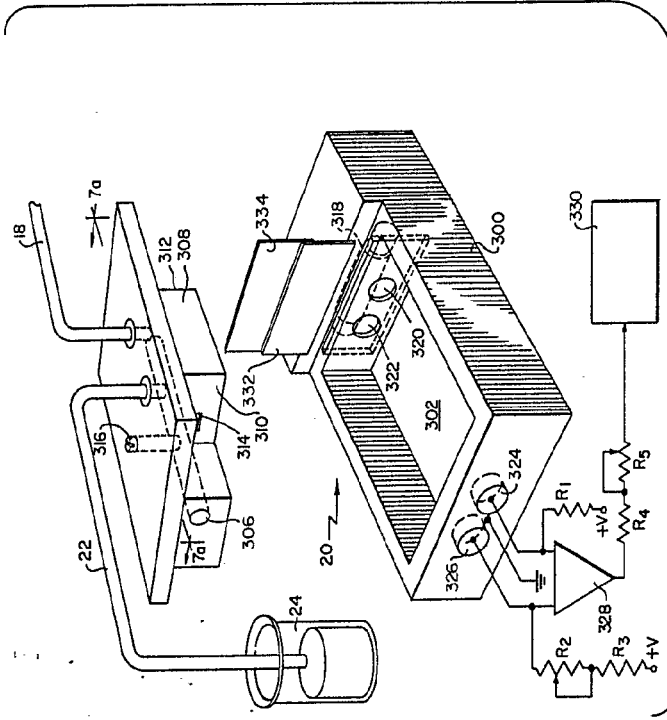


FIG 7

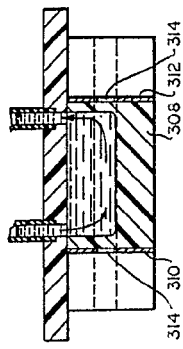
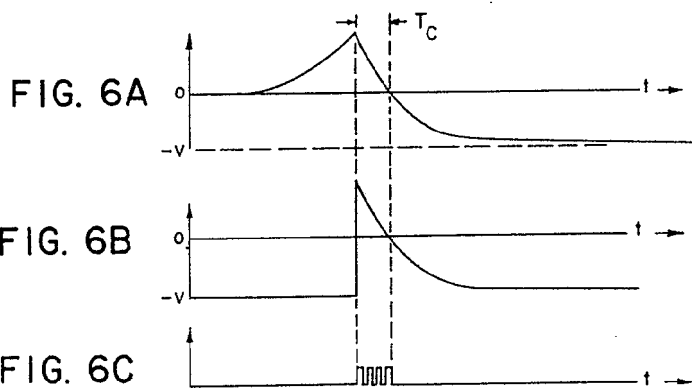
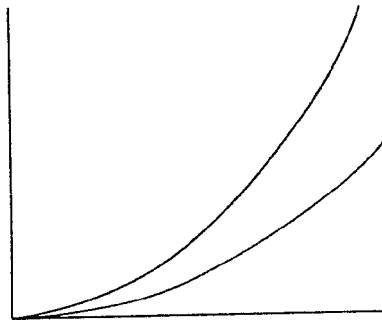
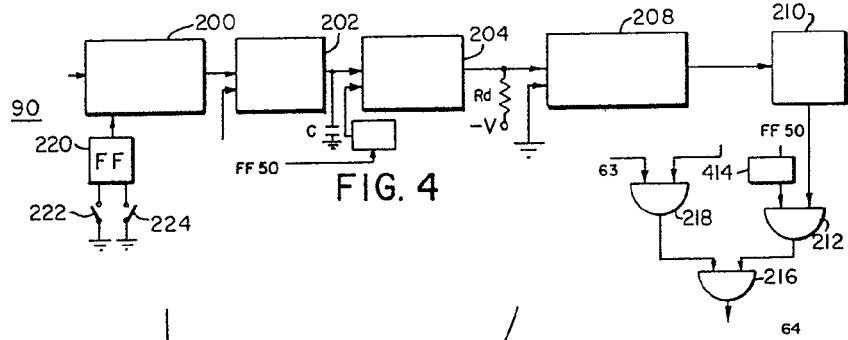


FIG. 7a

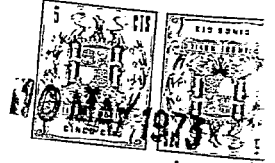
ESCALA VARIABLE
CARLOS ROEB
P.P.

Estacion del Post

414622



414622



O₂
30
212
5
14

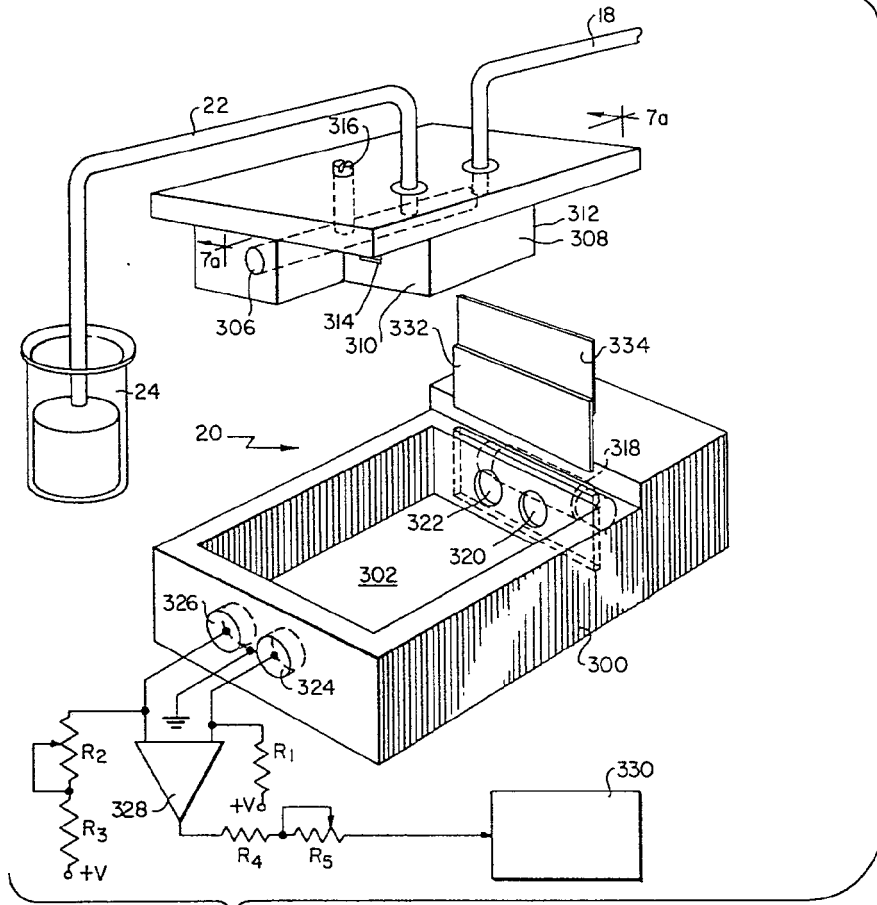


FIG 7

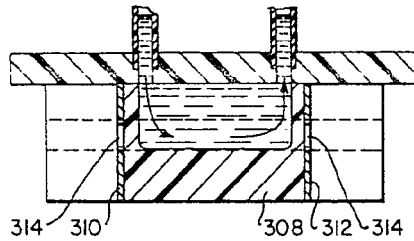


FIG. 7a

ESCALA VARIABLE
CARLOS ROED
P. P.

Fdo.: Francisco del Pozo