



125071

MEMORIA DESCRIPTIVA

que se acompaña a la solicitud de un

.....MODELO DE UTILIDAD.....

porVEINTE..... años en España, por....."MEDIDOR HEMATO-
CRITO".....

a favor de

COULTER ELECTRONICS, LTD.....

domiciliado en High Street South, DUNSTABLE,.....

Bedfordshire - INGLATERRA.....

PRIORIDAD: de la solicitud de patente esta-
dounidense No. 498.554 del 20 Oc-
tubre 1.965.



1 Esta invención se relaciona con un aparato para de-
terminar el índice hematócrito de la sangre, que se define
como la relación entre el volumen total de las células ro-
jas de una muestra determinada de sangre completa y el volu-
5 men total de dicha muestra, expresándose normalmente como -
porcentaje. Este índice es extremadamente útil en estudios
diagnósticos y el tratamiento de enfermedades cuyos síntomas
y manifestaciones pueden incluir cambios físicos en la san-
gre.

10 El método clásico de determinación de un índice her-
matócrito consiste en extraer sangre para llenar un tubo, -
ordinariamente de tamaño capilar, someter a rotación el tu-
bo en una centrifugadora para causar la acumulación de las
células en el fondo del mismo y medir luego la altura de las
15 células acumuladas y comparar tal medición con la longitud
total de la columna, incluyendo el plasma sustancialmente -
claro. La computación de porcentaje se realiza normalmente
mediante el uso de una de varias escalas comercialmente ob-
tenibles. Este procedimiento requiere mucho tiempo, una múl-
20 tiple manipulación de muestras operatorios técnicamente es-
pecializados y además deja un considerable margen al error
humano. Hasta ahora no se conoce ningún aparato para deter-
minar automáticamente el índice hematócrito.

25 Actualmente, existen diversos tipos de contadores -
de células sanguíneas que proporcionan unos precisos cómpu-
tos de dichas células de manera automática, entre cuyos con-
tadores destacan los contruidos de acuerdo con los princi-
pios de la patente británica nº. 722.418, de Wallace H. Coult-
30 ter. En el caso de aparatos del tipo denominado Coulter, se
pasa una suspensión de la muestra sanguínea en algún diluen

1 te a través de un orificio de dimensiones microscópicas. El
diluyente es preferiblemente un electrolito neutralizado de
composición adecuada que no altere el tamaño de las células.
Estos electrolitos son de uso muy extendido actualmente. Ca
5 da vez que una célula pasa por el orificio, hay un cambio -
en la impedancia eléctrica del diluyente que se encuentra -
dentro de dicho orificio. Este cambio se usa para proporcio
nar una señal eléctrica cuya amplitud es proporcional al vo
lumen efectivo de la célula y cuya duración es igual al --
10 tiempo en que la célula pasa a través de la zona de detec
ción representada por el orificio efectivo.

Las señales eléctricas son amplificadas y contadas.
Pueden discriminarse en cuanto a su tamaño mediante el uso
de varios circuitos umbrales para conseguir la clasifica- -
15 ción en tamaños, si se desea. Las señales de cualquier mues
tra determinada pueden acumularse eléctricamente para dar -
un valor en forma de un voltaje que represente el cómputo -
total. Los estudios sobre coincidencia, mediante experimenta
ción, han dado lugar al conocimiento de factores por medio
20 de los cuales puede modificarse el valor representativo del
cómputo para proporcionar un cómputo corregido que conside
re la probabilidad estadística de que algunos de los impul
sos producidos por el explorador u orificio fueron causados
por el paso simultáneo de dos o más células a través de -
25 aquél.

La invención utiliza los citados principios y reco
noce que, suponiendo que se conozca el cómputo corregido Cc
de una muestra determinada, y si puede obtenerse el volumen
medio de las células, MCV, también corregido por coinciden
30 cia, el índice hematócrito, Hct, se expresará como:

125071



Hct = MCV x Cc

1 o sea, el índice hematócrito, Hct, es igual al volumen me-
dio de las células, MCV, multiplicado por el cómputo corre-
5 gido, Cc. El factor del volumen sanguíneo total, incluyendo
al plasma, puede considerarse en relación con la dilución
original empleada para formar la muestra, pero como la di-
lución es normalmente muy sustancial, es decir una parte -
en 50.000, la presencia o ausencia de plasma es insignifi-
cante. Se dispone en el arte de una serie de medios para -
10 realizar la operación de multiplicación.

En consecuencia, la invención proporciona un medi-
dor hematócrito que comprende un dispositivo computador y
clasificador de células por tamaños, un dispositivo acumu-
lador de cómputos celulares conectado al dispositivo compu-
15 tador, un medidor del MCV conectado al dispositivo computa-
dor y clasificador de células por tamaños, un dispositivo
multiplicador provisto del dispositivo acumulador de cómpu-
tos celulares y del medidor de MCV conectado al mismo para
aplicar sus salidas al dispositivo multiplicador como en-
20 tradas de este último, proporcionando tal dispositivo mul-
tiplicador una salida proporcional a ambas entradas.

A fin de que la presente invención pueda entender-
se claramente, se describirá seguidamente una versión pre-
ferida de la misma, a título de ejemplo, con referencia al
25 dibujo adjunto a esta descripción, en el cual:

La figura 1 es un diagrama en bloques de un aparato
que realiza una determinación automática del índice he-
matócrito.

La figura 2 es un diagrama que muestra las caracte-
30 rísticas de transferencia de una red típica para corregir



1 el cómputo celular por coincidencia; y

La figura 3 es un diagrama de circuito de un circui
to de bombeo típico.

5 En la figura 1, se muestra a la izquierda, en el
bloque 10 trazado con línea discontinua, un aparato computa
dor de partículas del tipo general anteriormente descrito. -
El elemento explorador 12 del aparato 10 consta de un tubo
de apertura de construcción bien conocida, descrita por -
ejemplo en la patente británica número 907.028, sumergido -
10 en una suspensión de células sanguíneas de dilución conoci-
da. Los electrodos situados en el tubo y en la suspensión -
fuera de aquél, son suministrados con una adecuada corrien-
te de apertura desde una fuente que ordinariamente se dispo
ne en el mismo alojamiento que los amplificadores, circui--
15 tos umbrales y similares, designándose todos estos últimos
como medios detectores 14. La línea o canal 16 indica que -
la fuente de corriente se encuentra en el bloque 14. Las se
ñales del explorador 12 son aplicadas a los medios detecto-
res 14 por medio de una conducción eléctrica designada sim-
bólicamente por la línea 18.

20 Preferiblemente, el aparato 10 computador de partí-
culas incluye un dispositivo medidor 20, tal como el descri
to en la patente británica 865.069. Si se conoce el ritmo -
de flujo de una muestra, puede utilizarse un dispositivo -
25 cronometrador para controlar el ciclo de funcionamiento. Sin
embargo, más adelante se menciona otro método ventajoso. En
el dispositivo medidor 20, cuando se ha medido un volumen -
predeterminado de suspensión de muestra, se producen unas -
señales de detención que pueden emplearse en relación con -
30 adecuados circuitos de control 24 para desenergizar al apa-



1 rato. También se obtienen adecuadas señales de arranque-me-
diante el mismo dispositivo medidor. En el aparato mostrado
el computador 22 de MCV, el dispositivo detector 14 y el in
tegrador 23 (a explicar más adelante) son energizados y des
5 energizados, si se necesita y cuando se necesite, mediante
el dispositivo medidor 20 y los circuitos de control 24 a -
través de unas adecuadas conexiones eléctricas 26, 28, 30 y
32. Los circuitos de control 24 realizan sus funciones por
medio de relés, circuitos interruptores, aplicación y supre
10 sión de voltajes polarizantes desde semiconductores o ampli
ficadores, etc. Estas funciones, además de la energización
y/o desenergización de circuitos, podrían ser realizadas -
por contadores de reajuste y aparatos análogos.

15 La salida del aparato 10 Coulter para partículas se
aplica por medio de un canal 34 al computador 22 de MCV del
medidor 36 de MCV y mediante otro canal 38 al circuito de -
bombeo 40 de un dispositivo de cómputo corregido 42. El ca-
nal 34 contiene impulsos cuyas amplitudes son proporciona--
les al tamaño. En consecuencia, estos impulsos contienen in
20 formación sobre cómputo y volúmen. El canal 38 tiene solamen
te impulsos de cómputo de igual amplitud. El aparato 10 po-
seerá normalmente medios computadores que proporcionen un
cómputo sin corregir, disponiéndose circuitos en el aparato
10 que proporcionan ambos tipos de salidas requeridas en 34
25 y 38.

30 Con referencia de nuevo al diagrama en bloques de -
la figura 1, el medidor 36 de MCV comprende un computador
22 que acciona a un servo-voltímetro designado en su conjun
to por 46. El voltímetro incluye un servo-amplificador 47 -
cuya salida acciona a un motor 46 para causar la rotación -



1 de un disco 51 que sostiene una escala 53 pasando por una
ventanilla de observación provista de una marca indicadora
como se muestra en 55. Este movimiento giratorio pone en -
rotación al árbol 57 y a su prolongación 57', que a su vez
5 ponen en rotación a los deslizadores de los potenciómetros
58 y 59. El deslizador de cada uno de estos potenciómetros
está conectado a su terminal central, como se indica en 60
y 61, respectivamente. El terminal 62 a elevado potencial
del potenciómetro 59 está conectado a una fuente 63 de vol
10 taje de referencia que está ligada a tierra en 64, de mane
ra que el voltaje de referencia de la fuente 63 aparezca a
través del potenciómetro 59 ligado a tierra, estando conec
tado también a tierra el terminal 65 a bajo potencial del
potenciómetro 59.

15 El potenciómetro 59 es una parte del servo-voltíme
tro 46 y por consiguiente el terminal 61 de su deslizador
está conectado en un conducto de realimentación 66 con el
amplificador 47.

20 La disposición angular del disco 53, conseguida -
cuando existe una condición de equilibrio, será proporcio
nal a MCV y esta disposición angular es transmitida a tra
vés de la prolongación 57' del árbol 57 al deslizador del
potenciómetro 58. La escala 53 está adecuadamente calibra
da para leer el MCV en la ventanilla 55.

25 Como se indica anteriormente, la segunda salida de
los medios detectores 14 contienen sólo información sobre
cómputo y se aplica como impulsos eléctricos por medio del
canal 38 a un circuito de bombeo 40 que bombea carga exis
tente en 48 al capacitor de un circuito acumulador o inte
30 grador 23. En la figura 3 se ilustra un típico circuito de

1 bombeo. Los impulsos que llegan a 38 son transferidos como
cargas respectivas y disgregadas por el condensador "inner
sor" C1 a través del diodo D2 a la conexión 48. Desde aquí
5 las cargas son pasadas a un condensador de "cubo" C2 ó de
acumulación de cargas, situado en el integrador 23.

El integrador 23 proporciona una salida en 52 en -
forma de voltaje que es proporcional a un cómputo no corre-
gido. Como se indica, el integrador 23 está conectado a -
los circuitos de control 24 mediante la conexión 32. Des--
10 pués de una determinación, el integrador 23 requeriría su
reajuste a una condición completamente descargada, lo cual
puede efectuarse mediante el uso de los circuitos de con--
trol 24. Si se desea, pueden disponerse medios para conse-
guir el control del aparato mediante la condición de carga
15 del integrador 23. Por ejemplo, el circuito integrador 23
puede ajustarse de tal manera que cuando se alcanza un pun-
to de saturación, se aplique una señal a través de los cir-
cuitos de control para desenergizar a los medios detecto--
res. Normalmente, el computador de MCV es autocontrolado,
20 puesto que el único efecto sobre la información de salida
en 57' causado por la variación del tiempo en que está fun-
cionando el computador, consiste en incrementar o disminuir
el muestreo estadístico.

El cómputo no corregido en 52 se corrige mediante -
25 operación sobre el mismo por factores que produzcan coinci-
dencia, indicándose un circuito análogo efectivo como red
de corrección por el bloque 54. Este presenta la forma de -
una red simple no lineal o incluso algún tipo de circuito -
manualmente ajustable, para proporcionar un voltaje de cóm-
30 puto corregido en 56.



1 Este voltaje corregido se aplica al potenciómetro
58 en el terminal 71 a elevado potencial, de manera que -
aparezca a través de todo el potenciómetro. El terminal 72
a bajo potencial está conectado a tierra en 74. El poten--
5 ciómetro 58 comprende un computador análogo 75, como se ex
plicará en breve.

 La red de corrección 54 proporciona el tipo de ca-
racterísticas de transferencia que se ilustran en general
en la figura 2. La curva 76 comprende un trazado de volta-
10 je de entrada en 52 con relación al voltaje de salida en -
56. La variación desde una función en línea recta se mues-
tra por comparación con tal función lineal ilustrada como
línea discontinua 77. La corrección aplicada por la red es
la diferencia entre las dos curvas. Para concentraciones me
15 nores en las que la coincidencia carece de consecuencia, -
el circuito 54 puede ser muy sencillo o eliminarse. El me-
didor de MCV tendrá preferiblemente alguna forma de correc-
ción de coincidencia incorporado en el mismo.

 A modo de explicación, la coincidencia en el campo de
20 computación de partículas es el efecto de más de una sola
partícula que pasa a través de la abertura al mismo tiempo.
Evidentemente, habría un impulso eléctrico único causado -
por tal paso coincidente, aunque mayor que el normal, pero
los circuitos de computación no podrían reconocer ordina--
25 riamente esto. El resultante cómputo es el cómputo sin co-
rregir, que aparece en 52, y es inferior al cómputo verda-
dero por un factor que depende de la concentración de la -
muestra en suspensión. Estudios estadísticos han estableci-
do una información bastante extensa sobre la corrección de
30 coincidencia y tales datos conocidos se usan en el diseño

1 de la red de corrección, si se emplea una.

El deslizador del potenciómetro 58 tiene su terminal 60 conectado por medio del canal 78 al dispositivo 79 de lectura hematócrito. Por conveniencia, el deslizador se designará también por 60. Habrá un voltaje por encima de tierra en esta línea 78, que representa una medida del voltaje en el deslizador 60 del potenciómetro 58. Como el deslizador 60 del potenciómetro 58 está mecánicamente acoplado a la prolongación 57' del árbol 57, que a su vez asume una disposición angular proporcional al MCV, la posición angular del deslizador 60 es también proporcional al MCV.-- Además, como el voltaje a través del potenciómetro 58 es proporcional al cómputo corregido, el voltaje en el deslizador 60 será también proporcional al cómputo corregido Cc.

De lo que antecede se deduce que, como el voltaje en 78 es proporcional a MCV y Cc, habrá de ser proporcional a su producto, siendo por consiguiente proporcional a Hct. En consecuencia, un voltímetro conectado desde 78 a tierra leerá un valor que puede calibrarse en forma de porcentaje hematócrito. En realidad, la lectura hematócrito 79 es básicamente esta forma de dispositivo, concretamente un simple voltímetro conectado desde la línea 78 a tierra. Es mucho más ventajoso usar un servo-voltímetro que proporcione una lectura en forma de dial que se desplaza respecto a una ventanilla que puede dispñerse de manera que conserve su posición al término de una operación, de modo que la información se conserve durante cierto tiempo para evitar una continua supervisión. De igual modo, tal dispositivo puede poner en funcionamiento a un registrador, si se necesita.



1 El dispositivo 79 de lectura hematócrito represen-
tado en la figura 1 tiene un servo-amplificador 80 que ac-
ciona a un motor 81 que pone en rotación a un disco 82 so-
bre cuya circunferencia hay una escala 83. Esta escala es-
5 tá calibrada en porcentajes hematócritos Hct y se desplaza
respecto a una ventanilla 84 que presenta una adecuada mar-
ca indicadora para cooperar con la escala. El disco 82 po-
ne en rotación al árbol 86, que a su vez desplaza al desli-
zador del potenciómetro 87. El deslizador está conectado al
10 terminal central 88 que tiene una conexión de realimenta-
ción 89 con el amplificador 80. A través del potenciómetro
se conecta un voltaje de referencia desde el terminal 91 -
de elevado potencial a tierra 92. Convenientemente, la fuen-
te 63 del voltaje de referencia se usa también para el ser-
15 vo-voltímetro 46.

Se comprenderá que el potenciómetro 58, al estar -
mecánicamente conectado al medidor de MCV y al dispositivo
42 para cálculos corregidos de la manera descrita, realiza
la operación de multiplicar MCV por Cc., de manera que la sali-
20 da en 78 sea Hct. Es por consiguiente un computador análo-
go y puede definirse como tal. En la versión de la inven-
ción aquí descrita, el computador 75 es relativamente sen-
cillo. Pueden emplearse otras formas de computadores que -
presenten circuitos más complicados o usen técnicas multi-
25 plicadoras conocidas, para efectuar la multiplicación.

En la construcción de un aparato de esta clase, -
puede reducirse su complejidad al mínimo requiriendo el -
uso de volúmenes standard de muestra de una determinada di-
lución específica, de manera que el dispositivo de lectura
30 pueda calibrarse para leer directamente el porcentaje del

1 volumen de células acumuladas.

Se observará que el usuario del aparato tendrá el valor de MCV expuesto en la ventanilla 55 y ordinariamente poseerá un valor de computación en los contadores de los -
5 medios detectores 14. Puede conectarse un impresor a la -
red de corrección 54, como se muestra por la línea discon-
tinua, que proporcione un cómputo corregido simultáneamen-
te con los otros dos valores.

- REIVINDICACIONES -

10 1. Medidor hematócrito caracterizado por un dispo-
sitivo de computación y clasificación por tamaños de célu-
las, un dispositivo acumulador de cálculos celulares conec-
tado al dispositivo computador, un medidor de MCV conecta-
do al dispositivo de computación y clasificación por tama-
15 ños de las células, un dispositivo multiplicador provisto
del dispositivo acumulador de cálculos celulares y del me-
didor de MCV conectados al mismo para aplicar sus salidas
al dispositivo multiplicador como entradas del mismo, pro-
porcionando tal dispositivo multiplicador una salida propor-
20 cional a ambas entradas.

2. Medidor hematócrito según la reivindicación 1,
caracterizado por establecerse un dispositivo supervisor -
que responde a dicha salida proporcional.

25 3. Medidor hematócrito según la reivindicación 1, -
caracterizado porque dicha salida proporcional es dirigida
a un dispositivo de lectura que responde a la misma.

30 4. Medidor hematócrito según cualquiera de las rei-
vindicações 1, 2 ó 3, caracterizado porque dicho disposi-
tivo acumulador de cálculos celulares responde sólo a la -
información sobre computación suministrada al mismo desde



1 el citado dispositivo computador y presenta un primer me--
dio de salida que proporciona información cuantitativa re--
lacionada con el cómputo de dichas células, el mencionado
medidor de MCV responde a la información sobre tamaños y -
5 computación suministrada al mismo desde el referido dispo-
sitivo de computación y clasificación en tamaños de célu--
las, teniendo un segundo medio de salida que proporciona -
información cuantitativa relacionada con el MCV de dichas
células, presentando el referido dispositivo multiplicador
10 los citados medios de salida primero y segundo conectados
al mismo para aplicar la información desde ambos al mismo
como entradas, para multiplicar dicha información cuantita
tiva de ambos medios de salida entre sí para suministrar -
dicha salida proporcional.

15 5. Medidor hematócrito según la reivindicación 4,
caracterizado porque el segundo medio de salida es un miem
bro giratorio y la información cuantitativa presenta la -
forma de la disposición angular de dicho miembro respecto
a una posición inicial.

20 6. Medidor hematócrito según la reivindicación 4,
caracterizado por disponerse una red de corrección como -
parte del citado dispositivo acumulador de cómputos celula
res, que funciona tras la información obtenida del primer
medio de salida citado para compensar la coincidencia que
25 ocurre en dicho dispositivo de computación y clasificación
en tamaños de células.

7. Medidor hematócrito según las reivindicaciones
1 ó 2, caracterizado porque el dispositivo últimamente men
cionado comprende un voltímetro.

30 8. Medidor hematócrito según la reivindicación 4,

1 caracterizado porque dicho dispositivo multiplicador es un
computador análogo e incluye un potenciómetro provisto de
un elemento de resistencia y una derivación desplazable, -
estando el primer medio de salida eléctricamente conectado
5 a dicho potenciómetro para aplicar la mencionada informa--
ción sobre cómputo como voltaje a través del elemento de -
resistencia, estando el segundo medio de salida mecánica--
mente conectado a dicho potenciómetro para aplicar la cita
da información sobre MCV como una posición de la deriva- -
10 ción a lo largo de dicho elemento de resistencia y tomándo
se la mencionada salida proporcional como voltaje en la re
ferida derivación.

9. Medidor hematócrito según la reivindicación 8,
caracterizado por conectarse un voltímetro a dicha deriva-
15 ción y al extremo a elevado potencial del mencionado ele--
mento de resistencia.

10. Medidor hematócrito según la reivindicación 9,
caracterizado porque el voltímetro es un servo-voltímetro
que incluye una escala giratoria calibrada para leer el ín
20 dice hematócrito.

11. Medidor hematócrito según cualquiera de las -
reivindicaciones 1 a 10, caracterizado porque el dispositi
vo de computación y clasificación en tamaños de células es
del tipo Coulter que comprende un recipiente para contener
25 una cantidad de un medio fluído que contiene las células a
estudiar suspendidas en el mismo, medios electrodos asocia
dos al citado recipiente para establecer una conducción de
corriente eléctrica constreñida y estable de pequeñas di--
mensiones en la citada suspensión, una fuente de corriente
30 para dicha conducción, medios diferenciales de presión que

1 causan un movimiento relativo entre la suspensión y la con-
ducción constreñida, en virtud de lo cual las partículas -
aisladas, por lo menos, que pasan dentro de la influencia -
de la citada conducción producirán señales eléctricas, y me
5 dios detectores que responden a dichas señales, cuyos me- -
dios detectores incluyen un canal de salida que proporciona
señales separadas respectivamente relacionadas con el cómpu
to y el tamaño, y con el cómputo de dichas células.

10 12. Medidor hematócrito según cualquiera de las rei
vindicações 1 a 11, caracterizado porque dicho medidor de
MCV incluye un servo-amplificador provisto de una escala gi
ratoria cuya disposición angular respecto a una posición ce
ro proporciona dicha información relacionada con el MCV, el
referido dispositivo acumulador de cómputos comprende un -
15 circuito de bombeo electrónico accionado por impulsos y un
integrador que acumula carga de dicho circuito de bombeo, -
siendo el referido dispositivo multiplicador un computador -
análogo que comprende un potenciómetro provisto de un desli
zador acoplado a dicha escala giratoria para girar con ella
20 y que tiene al integrador conectado a través del elemento -
de resistencia de dicho potenciómetro, incluyendo la citada
salida proporcional un circuito eléctrico destinado a conec
tar un voltímetro para medir el voltaje en el referido des-
lizador.

25 13. Medidor hematócrito según la reivindicación 12,
caracterizado por haber un voltímetro conectado al potenció
metro.

30 14. Medidor hematócrito según cualquiera de las rei
vindicações 1 a 13, caracterizado porque el dispositivo -
acumulador de cómputos celulares incluye una red de correc-



1 ción de coincidencia entre el integrador y el potenciome--
tro.

5 15. Medidor hematócrito según cualquiera de las -
reivindicaciones 1 a 14, caracterizado porque se disponen
circuitos de control para iniciar e interrumpir el funcio-
namiento del dispositivo de cómputo y clasificación por ta-
maños de células, y del dispositivo acumulador de cómputos
celulares, simultáneamente.

10 16. Medidor hematócrito según cualquiera de las -
reivindicaciones 7, 9, 11, 12 ó 13, caracterizado porque -
el voltímetro es un servo-voltímetro e incluye un disposi-
tivo de lectura de escala giratoria.

15 17. Medidor hematócrito caracterizado por la combi-
nación de un aparato de computación y clasificación en ta-
maños de células, del tipo Coulter, que tiene un canal de
salida para señales que contienen información relacionada
con el tamaño y cómputo, y un segundo canal de salida para
señales que contienen información relacionada solamente -
con el cómputo, un dispositivo computador conectado a la -
20 segunda salida y que incluye un dispositivo acumulador pro-
visto de un canal de salida eléctrica que suministra un -
voltaje proporcional al cómputo total, un medidor de MCV -
conectado a la primera salida y que tiene un servo-voltíme-
tro que incluye un miembro giratorio cuya disposición angu-
25 lar respecto a una posición cero es proporcional al MCV, -
un potenciómetro que tiene su elemento de resistencia aco-
plado al canal de salida eléctrica, de manera que el volta-
je proporcional al cómputo sea aplicado a través de dicho
elemento de resistencia desde su extremo terminal de eleva-
do potencial al de bajo potencial, estando conectado mecá-
30

125071



1 nicamente el deslizador del potenciómetro al miembro giratorio, y un voltímetro conectado desde el deslizador con el extremo terminal de bajo potencial.

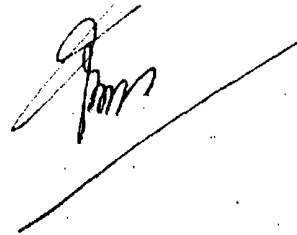
5 18. Se reivindica por último como objeto sobre el que ha de recaer el Modelo de Utilidad que se solicita : "MEDIDOR HEMATOCRITO".

10 Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente Memoria descriptiva que consta de diecisiete páginas mecanografiadas y dibujos adjuntos.

Madrid, 20 de Octubre de 1.966

BERNARDO UNGRIA

p.p.

15 

15

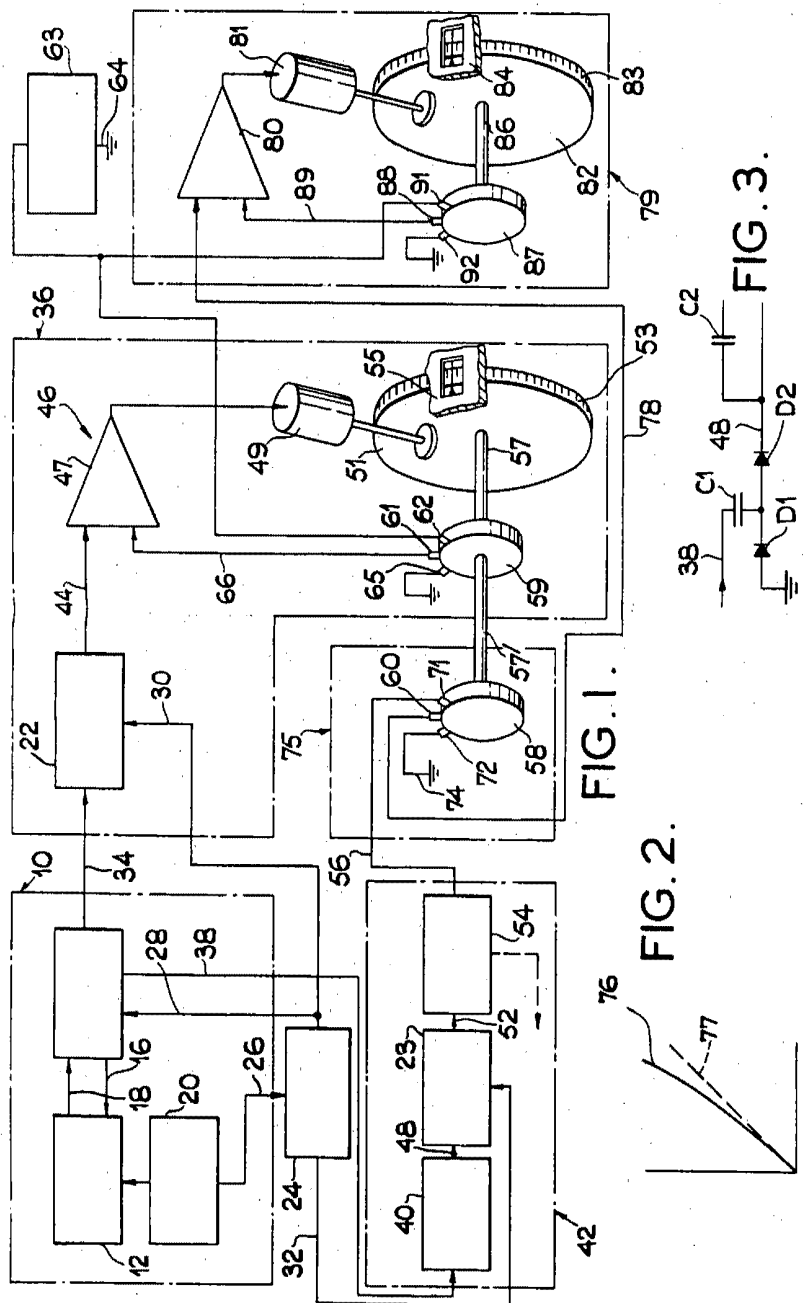
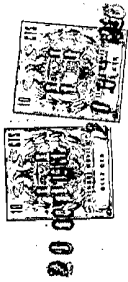
20

25

30

125071

002



ESCALA VARIABLE
 MADRID, 20 DE Octubre DE 1966.
 BERNARDO UGUEJA
 P. E.

