

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

Facultad de Química



T E S I S

"La medición de la velocidad de flujo de soluciones electrolíticas por el método de despolarización electroquímica."

S U S T E N T A N T E:

María del Carmen Villaverde Calderón

CARRERA: QUIMICO FARMACEUTICO BIOLOGO

1 9 8 3



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

I N D I C E

	Página
INTRODUCCION	
CAPITULO 1.- EL FLUJO DE LIQUIDOS Y SUS EXPRESIONES MATEMATICAS.....	1
1.1.- Generalidades.....	1
CAPITULO 2.- FLUJO SANGUINEO.....	6
2.1.- Flujo Laminar.....	8
2.2.- Velocidad Media.....	10
2.3.- Viscosidad y Resisten-- cia.....	12
2.4.- Fluidez.....	13
2.5.- Presión crítica de cie-- rre.....	13
2.6.- Relaciones de presión-- volumen en los grandes- vasos sanguíneos.....	14
CAPITULO 3.- CARACTERISTICAS FISICOQUIMICAS DE LA SANGRE.....	16
3.1.- Composición de la san-- gre.....	16
3.2.- Características genera-- les.....	18

3.3.- Plasma sanguíneo.....	20
3.4.- Medida de la tonicidad- del plasma.....	22
3.5.- La conductividad del -- plasma.....	23
3.6.- La composición del plas <u>ma</u>	24
3.7.- La presión coloido-osmó <u>ti</u> ca del plasma.....	25
3.8.- Rol biológico de la pre <u>si</u> ón oncótica.....	26
3.9.- Efecto del hematocrito- sobre la viscosidad san <u>gu</u> ínea.....	29
3.10.-Comportamiento de la co <u>rr</u> iente sanguínea in <u>vi</u> tro.....	31
 CAPITULO 4.- MEDICION DE LA VELOCIDAD DE LA -- SANGRE.....	 34
4.1.- Su importancia.....	34
4.2.- Técnicas experimentales	34
 CAPITULO 5.- LA MEDICION DE LAS SOLUCIONES - - ELECTROLITICAS POR DESPOLARIZA- - CION MECANICA DE UN SISTEMA ELEC- TROQUIMICO.....	 67

5.1.- Fundamento del método - electroquímico para la medición de la veloci-- dad de flujo de un lí-- quido o solución elec-- trolizable.....	73
5.2.- Aplicaciones a la medi- ción del flujo sanguí-- neo (trabajo experimen- tal).....	74
CONCLUSIONES.....	91
BIBLIOGRAFIA.....	92

INTRODUCCION.

No obstante que el conocimiento de la anatomía y la fisiología de la sangre, su flujo y sus circuitos en el cuerpo humano es relativamente antiguo, la explicación de los fenómenos asociados ha atravesado etapas de interpretación de muy diversa índole. Desde un biologismo ultranza y un positivismo rígido, hasta la visión multidisciplinaria que caracteriza a la ciencia moderna.

Al mismo tiempo, la tecnología asociada a la medición de las variables fisiológicas se ha desarrollado de manera paralela, y lo que ayer exigía el uso de quimógrafos, hoy urge el empleo de equipo electrónico que permita visualizar los fenómenos y su interpretación.

En este contexto es que se ha buscado la posibilidad de utilizar el conocimiento de fenómenos electroquímicos cotidianos en esta disciplina, al ámbito de la tecnología biomédica con el fin de contar con alternativas que faciliten, en este caso, la medición de la velocidad de la sangre.

CAPITULO 1

EL FLUIDO DE LIQUIDOS Y SUS EXPRESIONES MATEMATICAS

1.1.- GENERALIDADES.

El término "flujo" al igual que otros muchos términos puede definirse de varias maneras, una de ellas es: el flujo es la cantidad de una magnitud física transportada a -- través de una unidad de superficie, (perpendicular a la dirección de éste), en una unidad de tiempo.

La fluidodinámica es la ciencia que se ocupa de los - movimientos de los fluidos y de las acciones dinámicas que los acompañan, extendiendo a éstos las leyes establecidas - por la mecánica para los medios continuos. Frecuentemente - las teorías de la dinámica de los fluidos son aplicables - por igual a líquidos y gases, pero en algunos casos, no - es posible prescindir de las particularidades que distin-- guen a unos fluidos de otros.

La dinámica de los fluidos considera dos tipos funda- mentales: el laminar o de Poiseuille, en el que la trayec- toria de las partículas fluidas son paralelas entre sí, de marcha regular y poca curvatura; y el de carácter turbulenu

to, en el cual las trayectorias de las partículas se entrecruzan confusamente e incluso vuelven sobre sí mismas en ocasiones formando torbellinos, es decir, discontinuidades en la masa fluida.

En el flujo laminar el movimiento es estable ya que la velocidad v , en un punto dado cualquiera, es constante al transcurrir el tiempo. Esto es, en un punto cualquiera, la velocidad de cada partícula del fluido que pasa es siempre la misma. En algún otro punto, una partícula puede tener una velocidad diferente, pero todas las demás que pasen por este segundo punto se comportan en este sitio exactamente como lo hizo la primera cuando pasó por ahí.

Ahora bien, pequeños cambios del diámetro de un ducto originan cambios enormes en su capacidad para conducir el fluido; así en el flujo laminar se presentan varias capas o láminas paralelas al tubo por el cual fluyen. Las partículas del fluido que tocan sus paredes circulan difícilmente por adherirse a ellas, pero las partículas que forman la capa siguiente se deslizan sobre la primera, y por lo tanto fluyen con velocidad mayor, y -- así, la que se halla a la mitad del tubo fluye con gran rapidez.

Integrando las velocidades de todas las capas o anillos concéntricos (si se hiciera un corte transversal al ducto), puede derivarse la siguiente fórmula que relaciona la velocidad media con el diámetro del ducto, y que re presenta el modelo de Poiseuille:

$$v = \frac{\Delta P r^2}{8\eta l}$$

donde:

v = velocidad en cm s^{-1}

P = gradiente de presión en dinas cm^{-2}

r = radio del tubo en cm

η = viscosidad en poises

l = longitud del tubo en cm

La cantidad de fluido que pasará en un tubo en un tiempo determinado equivale a la velocidad multiplicada por el área de sección transversal según la siguiente ecuación:

$$Q = v \cdot r^2$$

donde:

Q = intensidad del flujo en ml s^{-1}

r^2 = área transversal en cm^2

Si ahora sustituimos el valor de la velocidad del flujo de la primera a la segunda ecuación, obtenemos la

que recibe el nombre de Ley de Poiseuille:

$$Q = \frac{\pi P r^4}{8\eta l}$$

Nótese particularmente en esta ecuación que la intensidad del flujo es directamente proporcional a la cuarta potencia del radio del ducto.

Esto aplicado a un vaso sanguíneo ilustra la importancia entre todos los factores que intervienen en la intensidad del flujo de sangre a través de él.

Veremos ahora cómo se afecta la conductancia y la resistencia.

En la ecuación que representa la Ley de Poiseuille, Q representa el flujo, y P representa el gradiente de presión. El resto de la ecuación representa la conductancia del fluido, según la ecuación siguiente:

$$C = \frac{\pi r^4}{8\eta l}$$

Y como la conductancia es la recíproca de la resistencia al flujo, la siguiente ecuación muestra los factores que

afectan la resistencia:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Obsérvese pues que la resistencia de un vaso es directamente proporcional a la viscosidad de la sangre y a la longitud del vaso, pero inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio. Esta resistencia al curso de la sangre es sumatoria, es decir, que la resistencia periférica total es igual a la resistencia de las arterias, más la de las arteriolas, más la de los capilares y más la de las venas.

Para calcular la resistencia total de varios vasos unidos en paralelo, hay que determinar primero la conductancia de cada uno de esos vasos, que es igual al valor recíproco de la resistencia:

$$R_{\text{(total)}} = \frac{1}{R_1^{-1} + R_2^{-1} + R_3^{-1} + R_n^{-1}}$$

CAPITULO 2

FLUJO SANGUINEO

El fluido que tomamos en cuenta al desarrollar este trabajo es la sangre.

Su velocidad se refiere al desplazamiento de ésta dentro de los vasos. Los vasos sanguíneos forman un sistema cerrado de conductos que llevan a la sangre del corazón a los tejidos, y de éstos al corazón. La resistencia al flujo depende principalmente del diámetro de los vasos, en especial de las arteriolas y en menor grado de la viscosidad de la sangre. El flujo sanguíneo para cada tejido es regulado por mecanismos químicos locales y nerviosos generales que dilatan o contraen los vasos de éste.

Por lo anterior, es necesario tomar en cuenta las consideraciones anatómicas, es decir, las características de los distintos vasos sanguíneos en el hombre, y que se muestran en el cuadro No. 1.

Con lo descrito anteriormente, observamos que el flujo sanguíneo significa simplemente el volúmen de sangre -- que pasa en un punto determinado de la circulación durante un tiempo fijo, y puede expresarse en ml min^{-1} , l min^{-1} o en $\text{cm}^3 \text{seg}^{-1}$. El flujo sanguíneo global en la circulación-

CUADRO No. 1

CARACTERISTICAS DE VARIOS TIPOS DE VASOS SANGUINEOS EN EL HOMBRE.

Todos los vasos de cada tipo				
	Diámetro de la luz	Espesor de la pared	Area de sección total aproximada [cm ²]	Porcentaje del volumen sanguíneo contenido.
Aorta	2.5 cm	2 mm	4.5	2
Arteria	0.4 cm	1 mm	20	8
Arteriola	30 μm	20 μm	400	1
Capilar	6 μm	1 μm	4,500	5
Vénula	20 μm	2 μm	4,000	
Vena	0.5 cm	0.5 mm	40	54
Vena Cava	3 cm	1.5 mm	18	

del adulto en reposo es de unos 5000 ml min^{-1} , también denominado gasto cardíaco.

La otra magnitud que consideramos fue la velocidad, que en este caso se da en cm s^{-1} . En el cuadro No. 2 se muestra una tabla con los valores de la velocidad de la sangre en los diferentes conductos sanguíneos.

2.1.- FLUJO LAMINAR.

El flujo de la sangre en los vasos normalmente es laminar o perfilado. Como ya se había explicado anteriormente, dentro del vaso sanguíneo una capa infinitamente delgada de sangre en contacto con la pared del vaso no se mueve. La siguiente capa por dentro de aquella tiene una velocidad pequeña, la siguiente una velocidad mayor, etc., hasta que la velocidad es máxima en el centro de la corriente. El flujo laminar ocurre hasta que se alcanza una cierta velocidad crítica; a esta velocidad, o por arriba de ella, el flujo es turbulento. El flujo perfilado es silencioso, pero el turbulento crea sonidos.

La probabilidad de turbulencia también está relacionada con el diámetro del vaso y la viscosidad de la sangre.

VELOCIDAD DE LA SANGRE

Vasos Sanguíneos	Diámetro medio (cm)	Velocidad (cm/seg.)	No. de Reynold.
Aorta	2.5	60	3600-5800
Arterias	0.4	40	110-850
Capilares	0.0005-0.001	0.05-0.1	0.0007-0.003
Venas	0.5	15	210-570
Vena Cava	3.0	15	30-900

Esta probabilidad también se puede expresar como sigue:

$$R = \frac{D V \rho}{\mu}$$

donde:

R = número de Reynolds

ρ = densidad de la sangre

D = diámetro del tubo o vaso

V = velocidad del flujo

μ = viscosidad de la sangre.

Mientras mayor sea el valor de R, mayor será la probabilidad de turbulencia. En el hombre, la velocidad crítica es a veces excedida en la aorta ascendente durante el máximo de la eyección sistólica, pero usualmente sólo se excede cuando una arteria presenta constricción. La turbulencia ocurre más frecuentemente en la anemia, porque la viscosidad de la sangre es menor. Esta puede ser la explicación de los soplos sistólicos que son comunes en la anemia.

2.2.- VELOCIDAD MEDIA.

La velocidad media del movimiento de un líquido en un sistema de tubos es inversamente proporcional al área de -

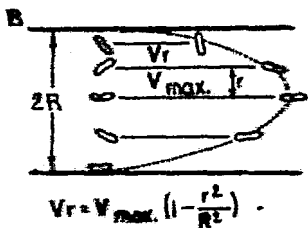
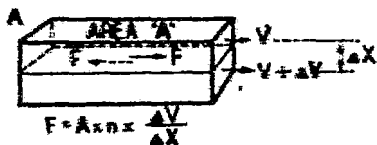
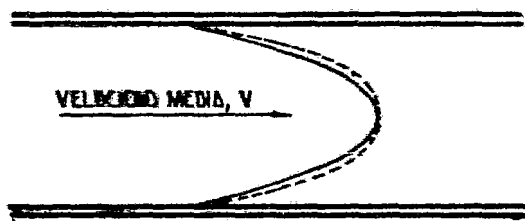


FIG.-A, SE ILUSTRÁ LA DEFINICIÓN FUNDAMENTAL DE VISCOSIDAD FORMULADA POR SIR ISAAC NEWTON, LAS LITERALES "F" SON LAS FUERZAS TANGENCIALES. LA CAPA DE ARRIBA ES IMPULSADA HACIA ADELANTE POR LA CAPA DE ABAJO (CON UNA VELOCIDAD MAYOR), MIENTRAS QUE LA CAPA DE ABAJO, ES FORZADA A IR HACIA ATRAS POR LA CAPA SUPERIOR.

FIG.-B, LA DISTRIBUCIÓN PARABÓLICA DE LA VELOCIDAD A TRAVÉS DE LOS VASOS SANGUÍNEOS, QUE RESULTA DE APLICAR LA LEY NEWTONIANA (ESCRITA BAJO EL DIAGRAMA "A"), EN EL CASO DE FLUJO LAMINAR DE UN LIQUIDO NEWTONIANO EN UN TUBO CILÍNDRICO.



DISTRIBUCIÓN DE LA VELOCIDAD RELATIVA Y DE LA CORRIENTE SANGUÍNEA POR UN VASO DE SECCIÓN CIRCULAR. LA LÍNEA CONTINUA ES UNA PARÁBOLA Y REPRESENTA LA DISTRIBUCIÓN DE LA VELOCIDAD EN LOS GRANDES VASOS. LA LÍNEA DISCONTINUA ES UNA PARÁBOLA Y REPRESENTA LA DISTRIBUCIÓN DE LA VELOCIDAD EN LOS VASOS MENORES, EN LOS QUE LA SANGRE SE COMPORTA COMO UN LIQUIDO SEUDOPLASTICO.

sección transversal total en ese punto. Por lo tanto, la velocidad media de la sangre es rápida en la aorta, declina sostenidamente en los vasos sanguíneos menores y es mínima en los capilares, los cuales tienen una sección transversal (área) total 1000 veces mayor que la aorta.

2.3.- VISCOSIDAD Y RESISTENCIA.

El flujo sanguíneo varía inversamente y la resistencia directamente con la viscosidad de la sangre "in vivo", pero la relación se desvía de lo predicho por la fórmula de Poiseuille. La viscosidad depende en su mayor parte del hematocrito, esto es, del porcentaje del volumen de la sangre ocupada por los eritrocitos. Los incrementos clínicamente importantes de la viscosidad se observan en padecimientos en los que las proteínas plasmáticas como las inmunoglobulinas están marcadamente elevadas, y en enfermedades como la esferocitosis hereditaria, en la cual los eritrocitos son anormalmente rígidos. En los vasos, los glóbulos rojos tienden a acumularse en el centro de la corriente que fluye; por consiguiente, la sangre a lo largo de los lados del vaso tiene un hematocrito bajo, y las ramas que se desprenden de un vaso grande, en ángulo recto, pueden recibir una cantidad desproporcionada de esta san-

gre pobre en eritrocitos. Este fenómeno, que ha sido llamado "separación del plasma", puede ser la razón de que el valor del hematocrito sea regularmente cerca del 25% más - bajo que el valor del hematocrito de la sangre total del - cuerpo.

2.4.- FLUIDEZ.

Muchas veces resulta más fácil emplear el recíproco - del coeficiente de viscosidad, esto es, el coeficiente de - fluidez.

Su unidad es recíproca del poise, y se denomina rhes:

$$\text{Fluidez} = \frac{1}{\text{viscosidad}} \quad f = \frac{1}{\nu}$$

El plasma de la sangre humana tiene, a 37°C "in vi- - tro", una fluidez de 70 rhes.

2.5.- PRESION CRITICA DE CIERRE.

En los tubos rígidos, la relación entre la presión y - el flujo es lineal, tratándose de líquidos homogéneos, pe- - ro en los vasos sanguíneos "in vivo", no. Cuando se reduce

la presión en un vaso sanguíneo pequeño, se alcanza un punto en el cual no hay flujo, aunque la presión no sea cero.

Esto es en parte una manifestación del hecho de que se gasta algo de la presión para forzar a los glóbulos rojos a pasar a través de los vasos. Estos también están rodeados por tejidos que ejercen una presión pequeña pero definida sobre ellos, y cuando la presión intraluminal cae por debajo de la presión tisular, los vasos se colapsan. En los tejidos inactivos, por ejemplo, la presión en muchos capilares es baja porque los esfínteres precapilares y las metarteriolas están contraídos y muchos de estos capilares están colapsados. La presión a la cual cesa el flujo se llama presión crítica de cierre.

2.6.- RELACIONES DE PRESION - VOLUMEN EN LOS GRANDES VASOS SANGUINEOS.

Cuando se distiende un segmento de aorta con volúmenes crecientes de líquidos, la presión inicialmente se eleva de manera lineal en el segmento. Si se realiza el mismo experimento sobre un segmento de vena cava u otra vena distensible grande, la presión no se eleva rápidamente, sino hasta que se inyectan grandes volúmenes de líquido. "In vivo", las venas son un reservorio importante de sangre. Por

malmente se hallan parcialmente colapsadas, y su sección transversal es oval en vez de circular. Puede agregarse -- una gran cantidad de sangre al sistema venoso antes de que las venas se distiendan hasta el punto en que los incrementos ulteriores de volumen produzcan una gran alza en la -- presión venosa. Por lo tanto, las venas son llamadas vasos de capacidad, mientras que las arterias y las arteriolas -- se denominan vasos de resistencia.

En reposo, por lo menos el 50% del volumen sanguíneo-circulante se halla en las venas sistémicas. Doce por ciento se encuentra en las cavidades del corazón, y 18% en la circulación pulmonar de presión baja; sólo el 2% en la aorta, el 8% en las arterias, el 1% en las arteriolas y el 5% en los capilares. Cuando se administra sangre extra por -- transfusión, menos del 1% se distribuye en el sistema arterial (el sistema de alta presión), y todo el resto se encuentra en las venas generales, en la circulación pulmonar y en las cavidades del corazón distintas del ventrículo izquierdo (el sistema de baja presión).

CAPITULO 3

CARACTERISTICAS FISICOQUIMICAS DE LA SANGRE

3.1.- COMPOSICION DE LA SANGRE.-

La sangre es una mezcla polifásica líquida, circulante, pero fácilmente coagulable cuando se detiene; de composición compleja, aunque relativamente constante, y que está constituida por:

- a) elementos sólidos; los corpúsculos celulares y los productos minerales u orgánicos disueltos en el plasma.
- b) sustancias líquidas; el plasma hemático, con un 90% de agua, la cual, con el agua intersticial constituyen la mayor parte del agua extracelular de nuestro organismo.
- c) elementos gaseosos (O_2 , CO_2), transportados por los hematíes y en menor cantidad disueltos en el plasma.

Consideraremos, pues, la sangre, como un complejo polisistémico, con múltiples unidades funcionales, entre las

que cabe diferenciar:

- 1.- Un sistema eritrocítico, vector de gases
- 2.- Un sistema leucocitario, destinado a las funciones defensivas
- 3.- Un sistema trombocítico, que interviene en la inhibición de las hemorragias, y
- 4.- Un sistema plasmático, a su vez integrado por múltiples subórganos (las proteínas del plasma, los aniones y cationes, el agua extracelular intravascular, etc.)

3.2.- CARACTERISTICAS GENERALES

COLOR.-

El color rojo de la sangre está dado por los eritrocitos (que contienen la hemoglobina).

COAGULABILIDAD.-

La importancia de este fenómeno complejo estriba en su papel de defensa, ya que evita contaminaciones de las porciones lesionadas y favorece la cicatrización.

VOLUMEN.-

En un adulto normal, se considera que la treceava parte del peso total de su cuerpo está representado por la sangre, y se puede calcular que tiene aproximadamente 5 litros de ella.

OLOR.-

El olor es suigéneris, o característico, pudiéndose intensificar por la adición de ácido sulfúrico, para favorecer el desprendimiento de ácidos grasos volátiles.

DENSIDAD.-

Es aproximadamente de 1.060, la del plasma de 1.026, y la de los eritrocitos de 1.090.

DELTA CRIOSCOPICO.-

Es de -0.56°C que significa la isotonicidad promedio de los líquidos orgánicos.

ELEMENTOS FIGURADOS.-

Eritrocitos, leucocitos, y plaquetas constituyen alrededor del 40%, y es lo que se conoce como "hematocrito".

pH.-

Es de aproximadamente 7.35, manteniéndose éste dentro de límites muy constantes gracias a una serie de amortiguadores existentes dentro del mismo torrente circulatorio, - mas un sistema "fisiológico del mantenimiento del pH" consistente en la eliminación, retención o transformación o - neutralización de iones ácidos o iones alcalinos, según -- los requerimientos de la situación orgánica en un momento dado.

VISCOSIDAD.-

La viscosidad de la sangre total depende, sobre todo, de la concentración de hematíes y proteínas, particularmente de fibrinógeno y globulinas. La viscosidad relativa de la sangre total referida al agua (igual a 1) es de 3.6 a 5.4.

PESO ESPECIFICO.-

El peso específico de la sangre determinado por el método del sulfato de cobre es de 1.055- 1.064; depende sobre todo, del contenido de hematíes, cuyo peso específico oscila entre 1.084 y 1.117

3.3.-PLASMA SANGUINEO

Cuando centrifugamos la sangre (con anticoagulante), obtenemos dos porciones, la sólida compuesta de los elementos formes o celulares y la parte líquida o plasma hemático que contiene agua (90%), proteínas (70 a 80 g por litro de sangre), carbohidratos, sustancias lipoides extraíbles por el éter, electrolitos aniónicos y catiónicos, urea, ácido úrico, etc.

El plasma sirve, ante todo, para mantener las constantes fisicoquímicas de la sangre misma (su viscosidad, hidratación, presión osmótica, pH, etc.), y además actúa de medio de transporte no sólo de las sustancias alimenticias y de deshecho, sino del calor y de múltiples elementos naturales que desempeñan acciones biológicas muy particulares, como son las hormonas, las vitaminas, los anticuerpos, y también los medicamentos. Algunas de estas --

sustancias , en vez de permanecer libres en el seno del plasma, forman complejos, en especial con las proteínas del plasma y se fijan a sus moléculas para transportarse. A pesar de lo complejo de su composición, y de que constantemente llegan a la sangre desde el intestino y otros tejidos los más variados productos, el plasma hemático -- presenta características muy poco variables y casi constantes. Tal regularidad en la composición normal, es lo que lo posibilita en su funcionalismo armónico y unitario de toda la economía.

Entre sus características constantes tenemos:

La Isotonía.- que corresponde a una solución salina al 0.9%.

Viscosidad.- que, dependiendo de la cantidad de proteínas, es de 1.9 a 2.3.

El equilibrio ácido-básico depende de las cargas -- eléctricas transportadas por los diferentes iones.

Su composición ácido-básico en miliequivalentes es:

sustancias , en vez de permanecer libres en el seno del plasma, forman complejos, en especial con las proteínas del plasma y se fijan a sus moléculas para transportarse. A pesar de lo complejo de su composición, y de que constantemente llegan a la sangre desde el intestino y otros tejidos los más variados productos, el plasma hemático -- presenta características muy poco variables y casi constantes. Tal regularidad en la composición normal, es lo que lo posibilita en su funcionalismo armónico y unitario de toda la economía.

Entre sus características constantes tenemos:

La Isotonía.- que corresponde a una solución salina al 0.9%.

Viscosidad.- que, dependiendo de la cantidad de proteínas, es de 1.9 a 2.3.

El equilibrio ácido-básico depende de las cargas -- eléctricas transportadas por los diferentes iones.

Su composición ácido-básico en miliequivalentes es:

Cl^-	:	35.5	mEq
HCO_3^-	:	61	mEq
HPO_4^-	:	48	mEq
Na^+	:	23	mEq
K^+	:	39	mEq
Ca^{++}	:	20	mEq
Mg^{++}	:	12	mEq

3.4.- MEDIDA DE LA TONICIDAD DEL PLASMA.

La presión osmótica del plasma como solución compleja depende del número total de partículas que contiene, -- (moléculas no disociadas en iones, como urea y glucosa). Estas partículas pueden representarse esquemáticamente como sigue:

- 1.- Número de micromoléculas no disociables y una mínima fracción de electrolitos no disociados, representan un total de Σ_1 .
- 2.- Los iones aniónicos y catiónicos son Σ_2 .
- 3.- Las macromoléculas disociadas (proteínas) o no disociadas (macromoléculas y sus iones provenientes) son Σ_3 .

El número total de partículas es de:

$$\Sigma = \Sigma_1 + \Sigma_2 + \Sigma_3$$

La tonicidad global es la consecuencia del número total de partículas. Así encontramos que el abatimiento crioscópico de una solución compleja está en función de su tonicidad, y es habitual experimentarla en el plasma para medir su descenso crioscópico. Se admite un valor promedio del punto crioscópico plasmático de -0.565 .

3.5.- LA CONDUCTIVIDAD DEL PLASMA.

La conductividad media eléctrica del plasma normal a 18°C es de 100×10^{-4} siemens cm^{-1} , que corresponden a una resistividad de 100 ohms cm^{-1} .

Esta conductividad es debida a los miliequivalentes de iones y cationes contenidos en el plasma. Las proteínas por otra parte, contribuyen de una forma significativa a la conductividad de la siguiente manera:

- 1.- Aumento de la conductividad por los iones proteícos.
- 2.- Disminución de ésta por las partículas protéicas.

- 3.- Aumento de la misma debido a la disociación de --
las proteínas.
- 4.- Las macromoléculas se comportan como partículas -
inertes, por lo que disminuyen la movilidad de --
los otros iones por una simple acción mecánica.

3.6.- LA COMPOSICION DEL PLASMA

Los estudios experimentales y teóricos de las leyes -
de la ósmosis nos han mostrado que la presión osmótica de-
sarrollada por una solución compleja depende del número to
tal de partículas (moléculas no disociadas e iones) que --
contiene: Presión osmótica: 25-30 mm Hg. Capacidad de oxí-
geno: hombres 18-22 y mujeres 17-21 por ciento en volumen.
Contenido en oxígeno, sangre arterial: 16.5-20 y venosa: -
10-16 por ciento en volumen. Reacción: pH 7.39-7.41 (arte-
rial). Densidad: sangre venosa, 1.052-1.061; plasma 1.022-
1.031; ligeramente más alta en los hombres que en las mujer
es. Viscosidad adultos: 3.5-5.4 veces mayor que la del --
agua, siendo más baja en los niños.

Los constituyentes del plasma son los siguientes:

- 1.- Agua, en la que se disuelven los restantes compo-
nentes.

2.- Sustancias inorgánicas	mEq/l
Sodio	142.0
Potasio	4.3
Calcio	5.0
Magnesio	3.4
Cloruro	104.0
Bicarbonato	27.0
Fosfato	2.3
Sulfato	0.6

3.- Sustancias orgánicas

Acido láctico, urea, aminoácidos, creatinina, glucosa, etc., hormonas y proteínas. El contenido de éstas es de aproximadamente 7%.

4.- Gases disueltos

O₂ y CO₂, así como gases que se inhalan, como NO y HCN.

Los electrolitos representan aproximadamente 0.85% -- del plasma.

3.7.- LA PRESION COLOIDO-OSMOTICA DEL PLASMA

La presión coloido-osmótica del plasma o presión oncó

tica o presión de Starling, se debe al número de proteínas que contiene, y es la resultante de por lo menos tres factores:

- a) Una presión osmótica propia de las partículas coloidales.
- b) Una presión de hidratación (o de hinchazón) que equivale a enmascarar una parte del solvente.
- c) Una presión osmótica debida al exceso de iones del lado plasmático como resultado de la existencia de un equilibrio de membrana (tipo Donnan) entre el plasma y los líquidos extracelulares prácticamente desprovistos de proteínas.

Es ésta presión oncótica la que se ha medido por los métodos osmométricos; ella no representa más que una pequeña fracción de la tonicidad total del plasma.

Se dice que dicha presión oscila alrededor de 40 cm de agua, ya sea con una presión exterior de 28 mm de Hg, ya sea de 0.037 atm, o bien cuando en los alrededores haya 0.5 partes en 100 de la tonicidad total.

3.8.- ROL BIOLÓGICO DE LA PRESIÓN ONCOTICA

Prácticamente la existencia de la presión oncótica se

traduce en una atracción de agua hacia el plasma, proveniente de los espacios intercelulares por los cuales suponemos que no contienen proteínas. La pared se supone permeable solamente al agua y a moléculas pequeñas. Bajo estas condiciones entendemos al plasma en reposo (sistema estático) y la atracción de agua es debida a la presión oncótica-plasmática (400 mm de H₂O o 28 mm Hg).

De hecho el plasma es un líquido circulante, es decir, sometido a una presión mecánica (hidrodinámica) que equivale a una presión de filtración tendiente a hacer fluir la fase acuosa del plasma a través del líquido intersticial.

Se dice que los movimientos serán condicionados por dos fuerzas opuestas:

P_H : Presión hidrodinámica de izquierda a derecha

P_O : Presión oncótica de derecha a izquierda.

Debe remarcarse que las dos presiones tienen lugar dentro del plasma; P_H es una presión positiva y P_O es una presión negativa. El equilibrio está condicionado por la relación $P_H = P_O$.

Si $P_H > P_O$ el agua va del plasma hacia el líquido extracelular. Si $P_H < P_O$ el agua va del líquido extracelular al plasma. Se pueden concebir los hechos de la forma siguiente, dadas las condiciones normales:

1.- La presión mecánica P_H es muy diferente en un capilar arterial que en un capilar venoso.

Capilar arterial $P_{HA} = 32 \text{ mm Hg}$

Capilar venoso $P_{HV} = 12 \text{ mm Hg}$

2.- La presión oncótica P_O es prácticamente constante, 28 mm Hg.

Se puede deducir que en los capilares arteriales la $P_H > P_O$, y el agua va de los capilares a los espacios intercelulares. En los capilares venosos, $P_H < P_O$, y el agua va de los espacios hacia los capilares.

VISCOSIDAD

La viscosidad es la fuerza que se genera por la fricción entre las capas sucesivas de eritrocitos en el torrente circulatorio, por lo que aumenta cuando el número de éstos es mayor.

HEMATOCRITO

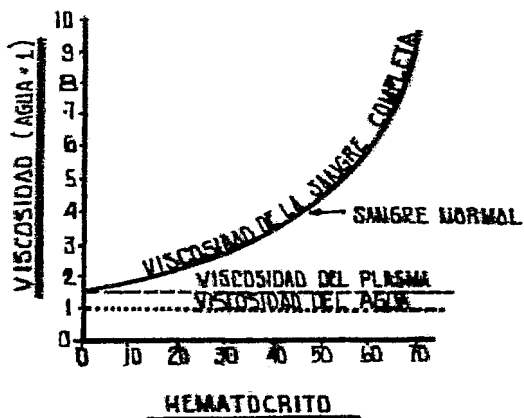
El hematocrito sangre es el porcentaje de la misma -- constituido por células. Así, cuando se dice que una persona tiene un valor hematocrito de 40, significa que el 40 -

por ciento del volúmen de su sangre depende de células, y el resto es plasma.

3.9. EFECTO DEL HEMATOCRITO SOBRE LA VISCOSIDAD SANGUINEA

Cuanto mayor la proporción de células en la sangre, o sea, cuanto mayor el valor del hematocrito, mayor la fricción entre capas sucesivas de sangre; por lo que la viscosidad de la sangre aumenta mucho cuando aumenta el hematocrito. Si consideramos que la viscosidad del agua tiene valor de 1, la viscosidad de la sangre tiene un valor aproximado de 3 o 4; esto significa que se necesita 3 o 4 veces más presión para hacer circular la sangre completa a través de un tubo determinado que para hacer pasar agua por el mismo. En algunas ocasiones el valor del hematocrito aumenta hasta 80, como ocurre muchas veces en la policitemia. Con tales valores, difícilmente podemos pensar en la sangre como líquido, ya que se asemeja más a un sólido, por lo que su circulación por los vasos resulta extraordinariamente difícil.

Se han realizado algunos cálculos que incluyen el tamaño de los eritrocitos y su posible deformación cuando se encuentran en cantidades exageradas, y se ha determinado que la máxima concentración de hematocrito que estaría li-



EFFECTO DEL VALOR HEMATOCRITO SOBRE LA VISCOSIDAD.



EXPERIMENTO QUE ILUSTRÁ EL FLUJO DE SANGRE LAMINAR, Y DEMUESTRA: "A" DOS LÍQUIDOS SEPARADOS ANTES DE EMPEZAR EL FLUJO, Y "B" LOS MISMOS LÍQUIDOS DESPUÉS DE INICIADA LA CIRCULACIÓN.

bre de dicha deformación sería de 65%.

Otro factor que afecta la viscosidad de la sangre es la concentración y los tipos de proteína que hay en el plasma, pero estos efectos tienen mucha menor importancia que el efecto del hematocrito.

3.10.- COMPORTAMIENTO DE LA CORRIENTE SANGUINEA IN VITRO

Si se aplica la ley de Poiseuille para medir la viscosidad de la sangre en capilares de vidrio de diferentes calibres, lo que se mide es la viscosidad aparente puesto -- que la viscosidad no es fija, y la descripción de la viscosidad aparente puede ser una manera conveniente de caracterizar las desviaciones de la sangre de un verdadero líquido viscoso en varias circunstancias.

Algunas de las dificultades para el estudio de la corriente sanguínea fuera del cuerpo son:

- a) La coagulación rápida, que hace necesario el uso de sangre desfibrinada o estabilizada de otro modo, o bien, de un sustituto de la sangre.

- b) La formación de cúmulos de glóbulos rojos en forma de monedas (rouleaux)
- c) La sedimentación rápida de las células cuando la corriente es lenta como sucede en los vasos más pequeños del cuerpo.
- d) La fragilidad de los glóbulos rojos, los cuales al destruirse aumentan notablemente la viscosidad.
- e) La tendencia de los tubos capilares finos a aplastarse.
- f) El problema de obtener capilares satisfactoriamente uniformes y de tamaño suficientemente pequeño para compararlo con las arteriolas capilares del cuerpo y probablemente la formación de limos de depósito de la sangre. La mayor parte de los estudios de la sangre han sido realizados en tubos de calibre amplio.

In vitro la sangre entera se comporta como un líquido viscoso (puede aplicarse la ley de Poiseuille) hasta que el diámetro del tubo capilar es menor de 0.20 mm. Después, la viscosidad aparente de la sangre se hace progresivamente menor a medida que disminuye el diámetro del capilar, si la presión de impulsión es fija.

Más en un tubo de pequeño calibre si la presión cae por debajo de un valor crítico bastante exacto, la viscosidad aparente aumenta debido seguramente a las propiedades pseudoplásticas de la sangre completa.

CAPITULO 4

MEDICION DE LA VELOCIDAD DE LA SANGRE

4.1-SU IMPORTANCIA.-

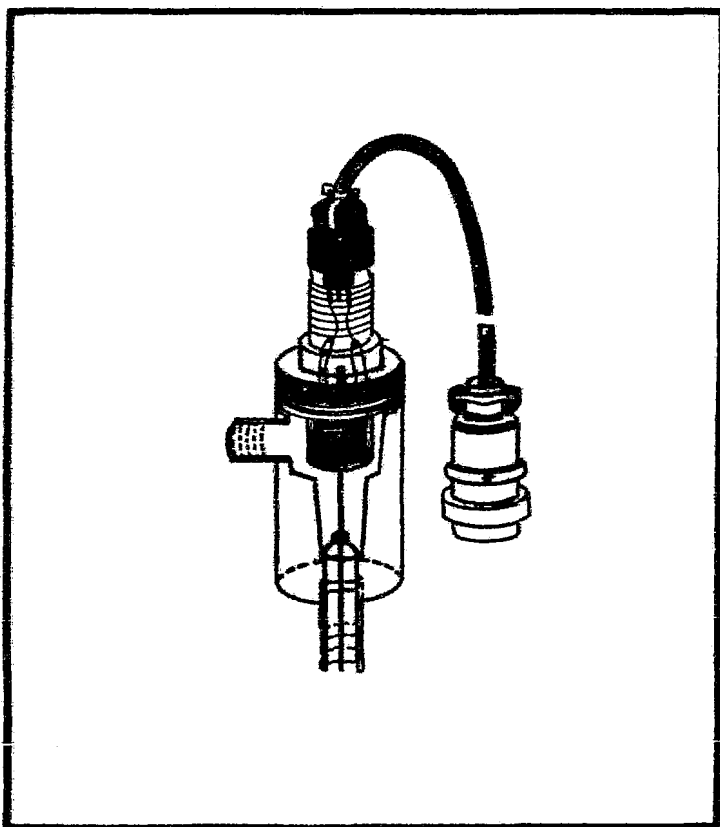
Es obvio que el flujo sanguíneo de un órgano puede ser medido directamente canulando la vena eferente y recogiendo la sangre que sale. Sin embargo, la aplicabilidad de esta técnica es necesariamente limitada, por lo que se han diseñado numerosos dispositivos para medir el flujo en las arterias y en las venas sin abrir los vasos. Todos ellos tienen limitaciones.

4.2-TECNICAS EXPERIMENTALES.-

4.2.1-Rotámetro.

Es un dispositivo mecánico que al utilizarlo hay que cortar el vaso sanguíneo y hacer pasar la sangre por él. Es necesario utilizar un anticoagulante.

La sangre penetra en el rotámetro por la parte inferior y sube a través de la cavidad de forma cónica, en donde se encuentra una pequeña pieza flotante. El flotador cae cuando no hay paso de sangre y se eleva cuando fluye.



MEDIDOR DE FLUJO TIPO ROTAMETRO

Así puede medirse el flujo sanguíneo, determinando la altura que alcanza el flotador.

El rotámetro fue desarrollado para medir el flujo de gases anestésicos y usado primeramente por Grugg en 1942 - para medir flujo sanguíneo.

Las principales ventajas son:

- 1) La simplicidad de su construcción.
- 2) Su fácil operación.
- 3) Permite una medición continua.
- 4) La calibración es lineal, las pérdidas friccionales son minimizadas y ésto no es afectado por cambios en el perfil del fluido.

Las desventajas son:

- 1) Requiere canulación del vaso sanguíneo.
- 2) Requiere del uso de anticoagulantes.
- 3) No registraría cualquier cambio contrario del flujo presente.
- 4) Sólo registraría el flujo promedio.

4.2.2- Medidor electromagnético de flujo.

Su principio se basa en la producción de fuerza electromotriz en un alambre que se desplaza rápidamente a tra-

vés de un campo magnético. En este caso se coloca un vaso-sanguíneo dentro de los polos de un imán potente, y los --electrodos se disponen a cada lado del vaso, perpendicularmente a las líneas magnéticas opuestas.

Cuando la sangre atraviesa el vaso, genera un voltaje eléctrico entre los dos electrodos, que se registra utilizando un medidor adecuado o un dispositivo electrónico. Este puede registrar cambios de gasto que ocurren en menos - de una centésima de segundo, permitiendo un registro preciso de los cambios pulsátiles del flujo.

4.2.3.- Medidor de flujo ultrasónico.

Este tipo de medidor puede aplicarse al exterior de - un vaso; se monta un pequeño cristal piezoeléctrico en la-pared de cada mitad del dispositivo; uno de estos crista--les transmite sonidos diagonalmente a lo largo del vaso, y el otro recibe dicho sonido. Un dispositivo electrónico alterna la dirección de la transmisión del sonido varios centenares de veces por segundo, transmitiendo unas veces en-el sentido de la corriente y otras en sentido opuesto. Las ondas sonoras se transmiten en dirección de la corriente - sanguínea con mayor velocidad que en dirección contraria. Un dispositivo electrónico adecuado mide así la diferen- -

cia entre estas dos velocidades, lo cual constituye una medida del flujo sanguíneo. La frecuencia del sonido puede ser cualquiera entre 100 000 y 4 000 000 de ciclos por segundo.

4.2.4.- Magnetorreografía.

La magnetorreografía es otro intento para medir flujo sanguíneo transcutáneamente, y el principio es el mismo -- que para el medidor de flujo electromagnético, pero el magneto y los electrodos detectores permanecen fuera del cuerpo. Se induce una fuerza electromotriz y se detecta con el magnetógrafo. Las desventajas de este aparato son el alto costo de los magnetos permanentes y el movimiento de los artefactos causado por la pulsación y la respiración.

4.2.5.- Pletismografía.

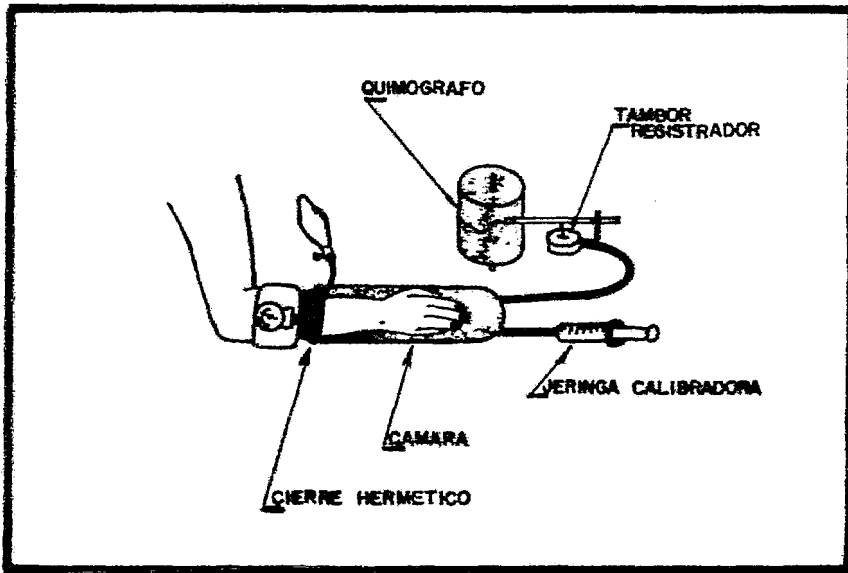
Un pletismógrafo es un aparato que mide el voltaje o dilatación (Hyman y Winsor 1930) y fue desarrollado originalmente por Glison (1622) y Swammerdam (1737) para probar la contracción isovolumétrica del músculo aislado; esencialmente la técnica consiste en rodear el órgano con un recipiente rígido lleno de agua o de aire, evitando la salida de éstos por las articulaciones.

Subsecuentemente la dilatación del órgano desplaza al fluido del recipiente rígido hacia un detector apropiado que mida el desplazamiento y cuantifique el volumen. El instrumento fue usado por Cohnheim y Roy en -- (1883) para medir la sangre contenida y el flujo en el riñón; por Schafer y Moore 1846 en el brazo y por Henderson 1906 en el corazón. Los cambios espontáneos en el - volumen del órgano pueden ser medidos usando este tipo - de pletismografía, pero Himan y Winsor establecieron que el origen y significado de estas fluctaciones no son claros y no necesariamente deben ser relacionados con el -- flujo sanguíneo.

Brodie y Rusell (1905) mostraron que una oclusión - venosa conjuntamente con estas técnicas pueden medir el flujo sanguíneo.

Hewlett y Van Zwanluwenberg (1909) ampliaron estas técnicas de medición a las extremidades del hombre, haciendo posible el registro digital del flujo sanguíneo de la pantorrilla. Alramson (1914) y Hyman y Winsor lo han descrito en detalle.

En realidad es posible distinguir 5 tipos de pletismógrafos.



PLETISMOGRAFO

- 1) Medidores de desplazamiento, segmentales y de esfuerzo.
- 2) Impedancia
- 3) Capacitancia
- 4) Tipo fotoeléctrico
- 5) Pletismógrafo de Schroeder

El modo de empleo del pletismógrafo es como sigue: se coloca el antebrazo (por ejemplo) en una cámara y se establece un cierre hermético entre la porción proximal de la cámara y el antebrazo, cerca del codo. La cámara se une a un registro de tambor, de manera que cualquier aumento del volumen del brazo hace que la membrana del tambor se eleve. Para determinar el volumen de sangre que atraviesa el antebrazo se coloca un manguito de presión sanguínea en el brazo por encima del pletismógrafo, y se insufla bruscamente hasta una presión superior a la venosa, pero inferior a la arterial. La presión en el manguito ocluye las venas, de manera que la sangre no puede volver hacia la circulación general, pero continúa penetrando en el primero a través de las arterias no ocluidas. Por lo tanto, cuando se insufla el manguito de presión el antebrazo aumenta de volumen, y la cantidad de sangre que penetra en él se registra en el quimógrafo. El pletismógrafo se calibra luego con una jeringa inyectando dentro de la cámara volúmenes cono-

cidos de aire o líquido. Esta técnica puede emplearse para medir flujo sanguíneo de extremidades e incluso órganos, - (que entonces se denominan oncómetros). Por desgracia, dificultades técnicas tienden a proporcionar registros muy - poco precisos, a veces con errores del 20% o más.

En el caso del pletismógrafo por impedancia, se aplica una diferencia de potencial a un segmento de tejido, -- usando una fuente de corriente alterna, y así la resistencia, la inductancia y la capacitancia resultan importantes.

Hay cuatro factores que pudieran ser importantes en - cuanto a su poder para cambiar el valor de la impedancia - sobre el círculo cardíaco:

- 1) El cambio de volumen sanguíneo, que en realidad ha sido considerado poco importante.
- 2) La influencia del pulso cardíaco sobre los elec--- trodos.
- 3) Un cambio en la distribución homogénea y uniforme de la sangre.

4) un cambio en la velocidad de la sangre

Cuando se aplica un campo magnético en ángulo recto a la dirección del movimiento de un fluido se crea una diferencia de potencia que se establece entre el ángulo recto, la dirección del flujo y el campo magnético.

Faraday (1832) intentó medir el voltaje inducido en la intersección del Río Támesis y el Puente Watterloo por el movimiento del agua en la componente vertical del campo magnético de la tierra. El descubrimiento de Faraday fracasó, pero Wallaston (1851) midió el voltaje inducido por el oleaje del Canal Inglés, usando una técnica similar.

Williams (1930) desarrolló una teoría para investigar el voltaje de los electrodos situados en tubos cilíndricos de sección uniforme a través de un campo magnético uniforme.

Falre (1932) sugirió que podía medirse el flujo sanguíneo, usando Medidor de Flujo Electromagnético y Kolin (1936) mostró los resultados de una medición hecha in vitro en una arteria carótida aislada.

Wetterer (1937) desarrolló un medidor de flujo independiente del de Kolin, y publicó sus resultados de mediciones hechas in vitro en la aorta de un conejo.

Los diferentes tipos de medidores de flujo electromagnéticos se diferenciaban unos de otros en cuanto al campo magnético producido. Sin embargo, hay dos tipos principales, denominados: el de corriente directa y el de corriente alterna.

4.2.6.- Medidor de Flujo Electromagnético de Corriente Directa.

Los primeros medidores de flujo electromagnéticos fueron instrumentos de corriente directa, por ejemplo, los de Williams, Kolin y Wetterer. Ellos emplearon un magneto permanente o bien un magneto provisto de corriente directa. La señal obtenida en los electrodos es una indicación exacta en la dirección y la velocidad del flujo, y típicamente del orden de 10 a 100 V. La principal desventaja de los medidores de flujo electromagnéticos de corriente directa es la polarización de los electrodos. Kolin (1938) diseñó un medidor de flujo de corriente directa con electrodos no polarizables de zinc en una solución de $ZnSO_4$, contenidos en pequeñas fundas de arcilla porosa.

Estas fundas se conectaron al vaso sanguíneo por un puente salino de agar-agar. Sin embargo, Kolin concluyó -- que el instrumento era demasiado incómodo, y sugirió el -- uso de campos alternos para proveer de energía al magneto.

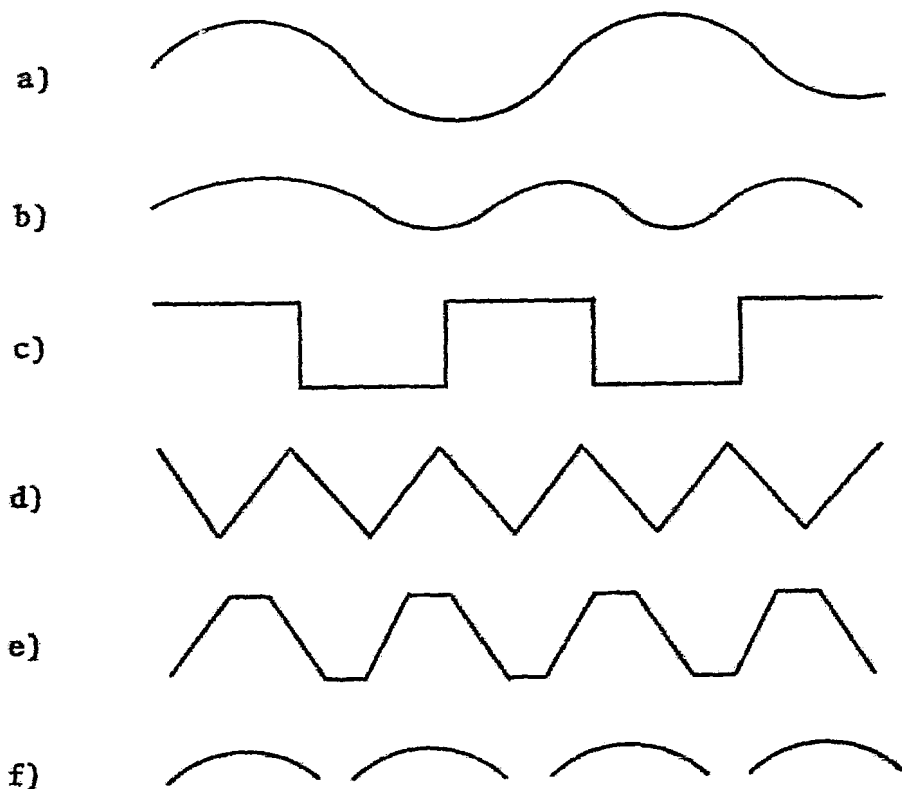
Un inconveniente adicional del instrumento de corriente directa es la susceptibilidad, ya que se ve afectado -- por potenciales interferentes tales como potenciales de acción corporal y efectos electroquímicos y termoelectrónicos-aislados.

4.2.7-Medidor de Flujo Electromagnético de Corriente Alterna.

Los medidores de flujo electromagnético de corriente-alterna se subdividen dependiendo del tipo de voltaje de corriente alterna que utiliza para energizar el magneto, y pueden ser:

Forma de onda de la excitación magnética:

- a) sinusoidal
- b) sinusoidal abierta
- c) cuadrada
- d) dentada
- e) trapezoidal
- f) de pulso.



En general las ventajas de la excitación de los **mag-**
netos con corriente alterna son:

1.- Se evita la polarización del electrodo, así como los potenciales de corriente directa casuales debidos a - los efectos termoelectricos y electroquimicos.

2.- Se facilita la amplificación de las señales de corriente alterna más que las de corriente directa, y consecuentemente pueden usarse para medir flujos muy lentos.

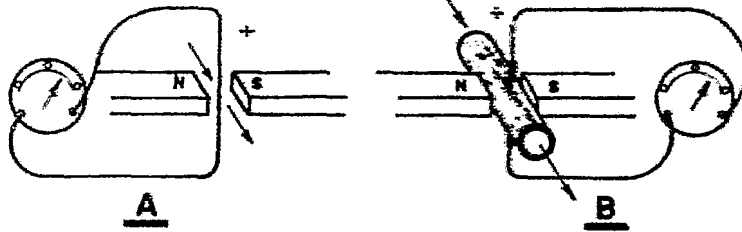
La operación de los medidores de flujo de corriente alterna también tienen desventajas, siendo la principal la alteración eléctrica causada por los electrodos, por la alternancia del campo para proveer de energía al magneto.

Este voltaje casual en los electrodos es llamado - -- "efecto transformador".

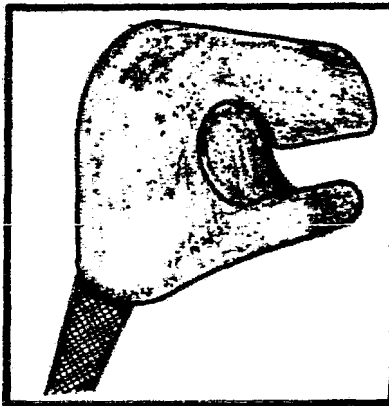
Los numerosos tipos de forma de onda de excitación -- magnética son principalmente intentos para separar las fem del flujo inducido y el efecto transformador. Sherdiff - - (1962) postuló otras desventajas debidas a las alteracio-- nes en la fase de las señales recibidas en los electrodos-- de corriente en remolino en las cercanías del sólido y en los conductos que recorre el fluido; a causa de la generación armónica resultante de la no linealidad del material-- del magneto.

Considerando el caso en donde una sonda de un medidor de flujo electromagnético es puesta alrededor del vaso sanguíneo y el magneto se excita mediante un voltaje sinusoi-

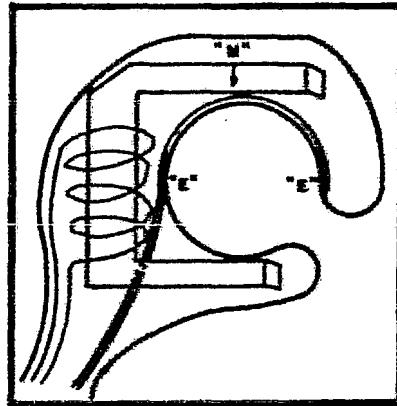
MEDIDOR DE FLUJO ELECTROMAGNETICO



- A.-** PRODUCCION DE UNA FUERZA ELECTROMOTRIZ, EN UN ALAMBRE QUE PASA A TRAVES DE UN CAMPO ELECTROMAGNETICO.
- B.-** PRODUCCION DE UNA FUERZA ELECTROMOTRIZ EN LOS ELECTRODOS COLOCADOS SOBRE UN VASO SANGUINEO, CUANDO ESTE SE COLOCA EN UN CAMPO MAGNETICO PODEROSO Y EN SU INTERIOR CIRCULA SANGRE.



C



D

- C.-** MEDIDOR DE FLUJO ELECTROMAGNETICO MODERNO PARA LA IMPLANTACION CRONICA ALREDEDOR DE VASOS SANGUINEOS.
- D.-** DIAGRAMA DE CONSTRUCCION DEL MEDIDOR DE FLUJO.
EL ELECTROMAGNETO "M" ARREGLA UN CAMPO MAGNETICO A TRAVES DE LA CORRIENTE DEL VASO SANGUINEO.
EL ELECTRODO "E" TOCA LA PARED DEL VASO SANGUINEO Y RECIBE EL VOLTAJE INDUCIDO POR LA CORRIENTE.

dal, la señal registrada en los electrodos está dada por:

$$V = Bd (v \text{ sen } T + K \text{ cos } T) 10^{-8} \text{ V}$$

donde:

V = fem instantánea

B = intensidad del flujo magnético

d = densidad del flujo de la corriente

v = promedio de la velocidad de flujo

K = factor especial que depende de la orientación de los electrodos con respecto a la dirección del flujo.

4.2.8.-Otros métodos de la medición del flujo.

Resonancia Magnética Nuclear (RMN)

Bowman y Kudrawed (1959) describieron un medidor de flujo sanguíneo utilizando RMN. Los núcleos del hidrógeno dan una señal de RMN particularmente fuerte que es apropiada para la observación de sistemas biológicos.

Ventajas y Desventajas:

Es posible hacer la medición sin interferir con el vaso sanguíneo. Sin embargo, realmente la sangre se hace pasar a través de espirales, lo que requiere de cateteriza

ción. Las técnicas de RMN no están muy extendidas a menos-
que, en algún futuro próximo, una extremidad completa pue-
da ser colocada entre los polos de un magneto y puedan di-
ferenciarse las señales de arteria y vena.

4.2.9.-Métodos que mediante la dilución de un indicador miden el flujo sanguíneo.

Puede hacerse una distinción entre la dilución del in
dicador y el transporte de éste. Las técnicas de dilución-
están basadas en indicadores que permanecen en la corrien-
te sanguínea y que se diluyen al mezclarse con ésta. Las -
técnicas de transporte dependen del cálculo del volumen de
sangre requerido para distribuir o remover el indicador de
un órgano o tejido en particular.

Stewart (1897) introdujo estas técnicas para el estu-
dio del flujo sanguíneo. Las ideas básicas fueron tomadas-
y aumentadas de las de Hamilton y sus colaboradores, que -
desarrollaron el uso del tiempo de circulación medio para
calcular el volumen del tejido vascular.

Meier y Zieler (1954) estudiaron con detalle la apli-
cación de las técnicas anteriores; las restricciones que

ellos pusieron fueron:

- a) que el sistema tenga un solo flujo de entrada y salida;
- b) y que éste a través del sistema fuera constante.

El sistema entre la entrada y sitio de muestreo, pueden tener cualquier distribución de forma y tamaño, debido a la posibilidad de ramificación vascular en esta sección y se introduce una distribución de tiempos de circulación del transporte de masa.

Se asentaron varias consideraciones:

- a) el sistema es estacionario
- b) el indicador elegido debe tener la misma distribución
- c) no hay recirculación del indicador
- d) al final de la operación se elimina el fluido.

Las técnicas más comúnmente usadas son:

- 1) Inyección intermitente
- 2) Inyección continua a velocidad constante.

Meier y Zieler midieron también el promedio de flujo cuando éste era variable, considerando dos casos:

- 1) cuando la velocidad de la infusión era constante y el flujo variable y
- 2) la infusión variable y el flujo constante.

En resumen se encontró que:

- a) hay diferencia entre el promedio del flujo de un indicador y el promedio de la concentración y
- b) el promedio del flujo aumenta inicialmente hasta un máximo y decrece muy rápidamente.

- Conducta del indicador.

Como la sangre es una suspensión no homogénea es difícil describir la conducta de los indicadores tales como el Verde de Indocianino, (VI) y el Azul de Evans (AE) dentro de la suspensión fluyente.

Dow, Hahn y Hamilton (1946) mostraron que la distribución de los tiempos de circulación para el A.E. en el plasma difieren de los detectados en los eritrocitos. Así el A. E. se usa principalmente como indicador para medir la velocidad del flujo del plasma más que para la sangre. Sin embargo, Meier y Zieler demostraron que si se conoce el flujo del plasma, se puede calcular el flujo sanguíneo por medio del hematocrito (porcentaje del volumen celular en un volumen de sangre dado).

$$\text{Hematocrito (Ht)} = \frac{F}{F_e + F_p} 100 = \frac{F_e}{F_B} 100$$

Si F_e es la velocidad de flujo de los eritrocitos

F_p es la velocidad de flujo del plasma

F_B es la velocidad de flujo de la sangre completa.

4.2.10.- Técnicas térmicas en la medición del flujo sanguíneo.

Son los métodos más recientes, e incluyen:

- 1) La medición del calor del flujo externo de las extremidades y áreas locales del tejido (calorimetría).
- 2) Dilución térmica
- 3) Resistencia termométrica:
 - a) Medidor de flujo de película delgada
 - b) Termistores
- 4) La medición en los cambios de la conductividad térmica del tejido debido al flujo sanguíneo.
- 5) Temperatura como un indicador del flujo sanguíneo
(Termografía)

1.- Calorimetría.

El calor liberado de una pequeña área de la superficie del cuerpo puede medirse mediante un aparato que consiste de un disco delgado de una aleación de telurio cubierta con una fina gasa de cobre. Estas cubiertas están conectadas por un fino alambre de cobre a un galvanómetro. Si el disco es colocado en la superficie del cuerpo, se observará una pequeña diferencia de temperatura entre las dos caras del disco, que es proporcional al grosor del disco, al flujo de calor, e inversamente proporcional a la conductividad térmica. La diferencia de temperatura entre las dos uniones Cu-Te causa una diferencia de potencial termoeléctrica que puede determinarse. Una diferencia de potencial típica para un flujo de calor de $1.35 \text{ Kg cal m}^{-2}\text{h}$ es aproximadamente de 1 micra V.

La ventaja de los discos de flujo térmico es que las diferencias locales en la circulación pueden estudiarse fácilmente.

Stewart describió el método calorimétrico para la medición del flujo sanguíneo en la mano. El calorímetro consiste de dos recipientes, uno dentro del otro, y aislados-

entre sí por una capa de corcho. El calorímetro se cubría con una tapadera de madera y con una perforación para la mano y dos para los agitadores que eran de pluma de ganso además de otro para el termómetro donde la temperatura se estima en valores de 0.01°C .

Sheard estuvo en desacuerdo con el método anterior. Aplicando el principio de que el calor perdido por la mano es igual al calor adquirido por el calorímetro y su contenido, el flujo sanguíneo Q en la mano está dado por:

$$Q = \frac{H}{s (T_A - T_V)g}$$

donde H es el calor cedido por la mano al calorímetro, cuando la temperatura inicial de éste es menor que la de la sangre arterial, T_A es la temperatura de la sangre arterial, T_V es la temperatura de la sangre venosa y s es el calor específico de la sangre, que Stewart calculó de una magnitud de 0.07.

La velocidad con la que sale el calor de la extremidad depende de:

- 1) La cantidad de flujo sanguíneo
- 2) La constricción o vasodilatación de capilares o

vasos superficiales,

- 3) el número de capilares funcionando, el que varía mucho de individuo a individuo y
- 4) el flujo sanguíneo capilar.

Esto significa que la eliminación de calor está condicionada por el área total de superficie de los capilares y los vasos sanguíneos periféricos, el número de ellos funcionando y la velocidad de flujo de los capilares. La conducción de calor de la extremidad al baño, depende del gradiente de temperatura entre la circulación periférica o de superficie de la sangre y el baño de inmersión, siendo éste determinado por la conductividad y grosor de la piel.

Sheard mostró que la velocidad de transferencia de calor debida a la circulación superficial o periférica es per se aproximadamente proporcional a la temperatura en grados centígrados de la del medio ambiente. La capacidad térmica inherente de las capas superficiales aumenta en proporción al cuadrado de la temperatura del medio ambiente circundante y cuando la temperatura ambiental es de aproximadamente 15°C, la velocidad de transferencia de calor de una superficie expuesta de un cuerpo en reposo resulta despreciable. Al final Sheard concluyó que las determinaciones calorimétricas no pueden usarse para medir

flujo sanguíneo y pueden usarse solamente para calcular - la transferencia de calor y la cantidad de eliminación de éste.

2.- Dilución térmica.

Los métodos de dilución térmica de indicadores se -- han aplicado a la medición de tiempos de circulación, al flujo sanguíneo y al volumen sanguíneo. Hering (1829) inyectó ferrocianuro de potasio en la circulación y midió - el tiempo de distribución utilizando la reacción del azul de Prusia.

Las técnicas de dilución térmica han jugado un papel muy importante en el desarrollo de los métodos de dilu--- ción de indicadores.

Rein introdujo primero el Termostromur en 1928, siendo su principio la aplicación de un voltaje de alta fre-- cuencia mediante pequeños electrodos de polos opuestos -- que poseen un diámetro igual al de un vaso sanguíneo.

El incremento de la temperatura corriente abajo de la sangre se mide por termoinyección en contacto cerrado con la pared de la arteria y es inversamente proporcional al-

flujo sanguíneo. Lochner (1953) y Fegler (1954) introdujeron una nueva técnica de dilución térmica en la que una solución salina o Ringer se inyecta al vaso a una temperatura menor a la de la sangre. El flujo sanguíneo se puede calcular midiendo la variación resultante de la temperatura de la solución de la sangre sobre solución salina contra el tiempo.

Se han utilizado también indicadores radioactivos como el azul de Evans (R-1824) que se combina con la albúmina del plasma con la siguiente adición de ésta a la sangre. La transmisión del espectro de la mezcla de sangre y colorante requiere de aproximadamente de 2 a 8 segundos para estabilizarse. El color no es tóxico. El azul de metileno es similar al anterior, pero su absorción es más potente.

La ventaja del azul de Coomassie sobre el de Evans es su rápida eliminación y consecuentemente su no duración en el tejido; y su desventaja es que la dosis es de 3 a 4 veces mayor que la del anterior.

La medición de la concentración del indicador se lleva a cabo por oxímetro y densímetro.

Los medidores de flujo de dilución térmica se basan-

en el principio de administrar una cantidad conocida de calor a la corriente sanguínea y medir la temperatura de la sangre en un punto determinado corriente abajo. Hay dos tipos de esta clase de medidor: el Termostromur y los caté--
teres de dilución térmica.

Termostromur.

El método fue descrito por Rein (1928) y su principio se basa en la aplicación de una diferencia de potencial de corriente directa o alterna mediante el calentamiento de un par de electrodos. El vaso sanguíneo se inserta a tra--
vés de una pequeña abertura en el block plástico y está en contacto íntimo con los elementos de calentamiento, termo--
pares o termistores, corriente abajo o corriente arriba.

En la excitación de corriente alterna, los electrodos son calentados usando una fuente de poder, y la temperatura de la sangre se eleva y fluye, midiendo así la temperatura de la pared del vaso. Es decir, el termistor colocado después de que la sangre ha pasado por el aparato supues--
tamente registrará la temperatura de la sangre que ha sido calentada, aunque esté también en contacto con la pared --
vascular.

El principio básico mediante el que se mide el flujo

es el cambio en la temperatura de la pared vascular con respecto al flujo.

Ventajas y desventajas.

Las mayores ventajas que ofrece el medidor de flujo de dilución térmica son: su pequeño tamaño, apropiado para la cateterización cardíaca, y la curva de calibración puede ser graficada in vitro usando sangre de animal bajo investigación, a temperatura ambiente.

Las desventajas de la medición del volumen de flujo son: que es un aparato muy sensible a la velocidad y el perfil de ésta debe suponerse para medir el volumen; es necesario checar el cambio de temperatura regularmente; - hay la posibilidad de coagulación a velocidades bajas debidas al calor producido por el serpentín de calentamiento.

Cateter de dilución térmica.

Lochner (1953) y Fegler (1954) introdujeron una nueva técnica térmica en la que se inyecta una solución salina o Ringer; la temperatura de ésta cuando se inyecta es menor a la de la sangre.

Para calcular el flujo sanguíneo es necesario hacer ciertas suposiciones, principalmente que la solución fría se inyecta de tal manera que hay un mezclado homogéneo entre el indicador y la sangre; y que la administración del indicador no altera el flujo por abajo del sitio de inyección. Con la temperatura del indicador, la de la sangre y la cantidad de calor adquirida por el indicador después de la inyección en la corriente sanguínea puede establecerse una relación para calcular la velocidad de flujo.

Son fuentes de error: la medición inexacta de la cantidad del indicador inyectada al flujo sanguíneo, el posible calentamiento de este durante su aplicación y las variaciones que pueda ocasionar la inyección de un fluido frío en el ritmo cardíaco.

3) Resistencia Termométrica.-

Los medidores de flujo de sonda caliente miden el enfriamiento referido al flujo del calor debido al movimiento sanguíneo. Hay dos tipos de medidores de flujo, el medidor de flujo de película delgada y el medidor de flujo termistor, se distinguen por sus dos frecuencias de respuesta, el primero tiene una frecuencia de respuesta que varía de 0 a 10 KHz con un promedio de velocidad de im

segundo mientras que Mellander y Rushmer reportaron un termistor isotérmico con una amplitud de respuesta de -- 5 Hz.

-Medidor de película delgada.

El elemento sensible o la película delgada es un material de alto coeficiente térmico de resistividad, tal como el platino; el Pt es evaporado al vacío (chisporroteo de vacío), o una película delgada es fusionada sobre un substrato dieléctrico, como el vidrio, que sirve de soporte rígido a la película. Se usaron cintas de platino de un área de superficie de 10^{-2} cm, con una resistencia eléctrica de 5 Ω y una tira de Pt de 3×10^{-4} cm de área, con una resistencia de 6 Ω .

Modo de operación.

Las películas forman un brazo de un puente de Wheatstone. La película se mantiene normalmente a pocos grados sobre la temperatura de la sangre. El intercambio de calor de la película a la sangre enfría a ésta, con un descenso en la resistencia de la película. El cambio en la resistencia se detecta por el puente que empieza a emitir una señal a la fuerza de retroacción amplificadora, lo que vuelve el puente al balance. La película opera a-

una temperatura constante por dos razones:

- 1°. evita el calentamiento transitorio dentro de la película y el sustrato y
- 2°. permite una alta sensibilidad a una baja temperatura de operación.

Las ventajas de los Medidores de Flujo de Película Delgada son:

- 1) Tienen una rápida respuesta dinámica
- 2) La extrema miniaturización permite que la sonda pueda ser montada a un cateter o aguja hipodérmica.
- 3) Hay una alta relación señal-ruido
- 4) Se presenta una superficie lisa a la corriente sanguínea.
- 5) La película es insensible a la tensión hidrodinámica.

- Medidor de Flujo Termistor.

Se utilizan dos técnicas para medir el flujo sanguíneo y su velocidad con el Medidor de Flujo Termistor, La primera de ellas emplea un calentador de corriente constante y la segunda mantiene la sonda a la misma temperatura

ra y es por lo tanto un Medidor de Flujo isotérmico.

- Medidor de Flujo de Corriente Constante.

La primera sonda de este tipo apareció en 1944, descrita como una sonda canulada que consiste de un calentador nicromo y dos termopares que pueden ser de Cr o Cu. - el calor se alimenta con una corriente constante que proviene de un calentador y la temperatura de éste decrece y se aproxima a la del flujo sanguíneo asintóticamente, a medida que la velocidad de flujo crece. Esto produce insensibilidad a flujos grandes y sobrecalentamiento del elemento a flujos bajos. Si la sangre se vuelve estacionaria en las cercanías de un calentador en espiral que se calienta con una corriente constante, la temperatura de la sangre continúa aumentando mucho después de que el flujo ha cesado, por lo tanto, no hay un punto obvio que señale un flujo cero. Estos instrumentos no han sido muy populares.

- Medidores de Flujo Isotérmicos.-

Este tipo de medidor es una variación del anterior, porque el flujo de calor se suministra a través de un circuito servo que mantiene el calentador a una diferencia de temperatura pequeña y constante por encima de la san -

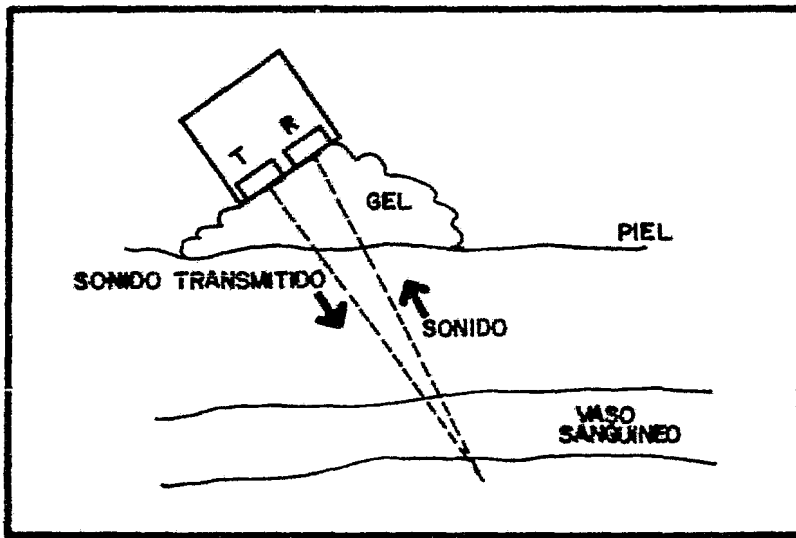
gre inalterada. La corriente de calor se incrementa a medida que el flujo aumenta y el voltage registrado en las puntas del termistor puede conectarse a un registrador.

- Ventajas y Desventajas.

Son estimables el ser el elemento sensor de pequeño tamaño la facilidad y el bajo costo de un reemplazo de sonda. El circuito electrónico es relativamente simple, fácil de construir y el riesgo de alterar la corriente es mínimo.

El uso de una recirculación para mantener el calentador a una temperatura fija tiene ventajas adicionales, como por ejemplo, la sensibilidad de la sonda es mayor a la velocidad de flujo menor y ya que la variación de la temperatura del termistor es despreciable, sólo una pequeña porción del rango registrado es necesario para que la respuesta sea efectivamente independiente de las características del termistor. Por otra parte no determina la dirección y el movimiento del cateter produce variaciones erróneas en el registrador, la respuesta de la frecuencia no es muy clara, pero se ha encontrado que se ajusta a flujos venosos.

Utilidad de los Fluómetros basados en el efecto
DOPPLER.



PRINCIPIO DE DOPPLER

— DETECTOR ULTRASONICO DEL FLUJO DE LA SANGRE —

CAPITULO 5

LA MEDICION DE LAS SOLUCIONES ELECTROLITICAS POR DESPOLARIZACION MECANICA DE UN SISTEMA ELECTROQUIMICO

La polarización es un fenómeno de alteración de las condiciones de la interfase en un electrodo, como consecuencia del flujo de corriente. Encontramos que hay diversas modalidades en la polarización:

- Polarización óhmica:

Cuando la alteración se debe a la presencia de una película de gran resistencia eléctrica.

- Polarización por concentración:

Debida a la disminución de la concentración del electrolito en la interfase, como consecuencia de los fenómenos de óxido-reducción aún cuando sean incipientes, o a un fenómeno de desplazamiento iónico asimétrico.

- Polarización por activación:

Surge como consecuencia de los fenómenos asociados a la transferencia electroquímica de carga, como por ejemplo el paso lento que consiste en la transformación de hidrógeno monoatómico a diatómico.

- Polarización por reacción:

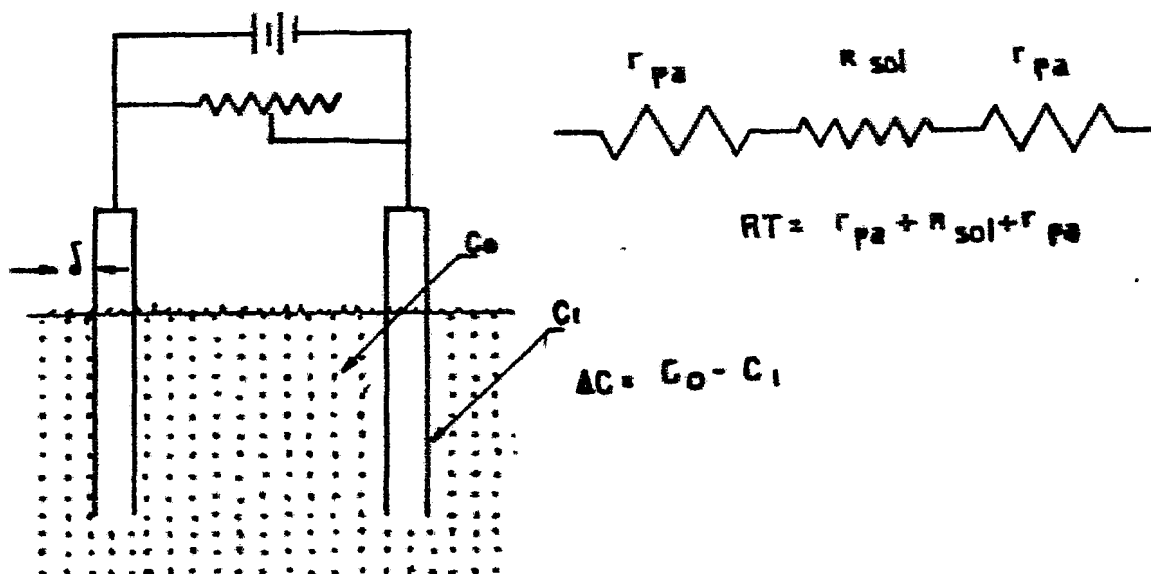
Cuando los fenómenos de transferencia de carga van precedidos o seguidos de reacciones químicas.

Sin embargo, hay asociaciones de varias modalidades de polarización: las tres primeras con frecuencia se presentan en forma simultánea.

En la práctica, cuando se presentan las modalidades "por concentración" y "por activación", al disminuir la corriente en flujo, disminuye rápidamente la polarización por activación, en tanto que la primera se mantiene casi inalterable.

En cambio, cuando se agita la solución, la polarización por activación prácticamente no se altera, en tanto que la polarización por concentración disminuye.

En el caso de la polarización por concentración:



donde:

- C_0 = Concentración en el seno de la solución
- C_1 = Concentración en la interfase
- r_{pc} = resistencia de polarización catódica
- r_{pa} = resistencia de polarización anódica
- r_{sol} = resistencia de la masa de la solución

Supóngase que la migración iónica va desde o hacia un electrodo. Los equivalentes transportados por segundo y -- por cm^2 están dados por la expresión:

$$\frac{d \text{ eq}}{dt} = D \frac{\Delta c}{\delta}$$

que representa a la ley de Fick, y donde:

D = Coeficiente de difusión ($\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$)

Δc = Diferencia de concentraciones

δ = Espesor de la capa límite

y tomando en cuenta que D varía con la concentración de la solución y δ varía con la agitación y con $D^{0.25}$

La estructura anterior puede simplificarse, al grado de representar la resistencia total entre electrodos R_t , como la suma:



$$R_t = r_{pc} + r_{sol} + r_{pa}$$

Por otro lado, como la resistencia eléctrica de la capa límite, en cada caso, está dada por la relación elemental:

$$r_p = \rho \frac{\delta}{A} \qquad \delta = r_p \frac{A}{\rho}$$

donde:

r_p = resistencia de polarización

ρ = resistencia específica del medio

δ = espesor de la capa límite

A = área seccional

lo que significa que la resistencia de polarización r_p es directamente proporcional al espesor de la capa, y entonces:

$$\frac{i}{F} = D \times \Delta c \times \frac{1}{\rho} \times \frac{1}{A r_p}$$

donde:

F = Número de Faraday (96 000 coulombs eq^{-1})

i = intensidad de corriente

corroborando la proporcionalidad inversa entre "i" y la resistencia r_p .

Por otro lado, como la corriente eléctrica en flujo por unidad de área, o sea la densidad de corriente, se relaciona con la migración iónica:

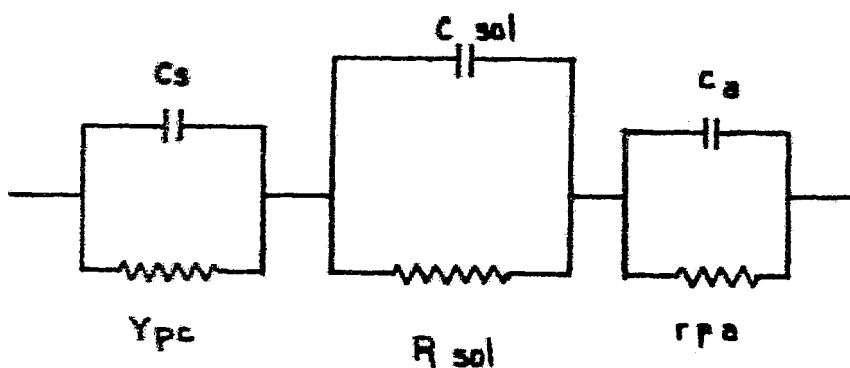
$$i = F \frac{d \text{ eq}}{dt}$$

resulta que:

$$\frac{i}{F} = D \times \frac{\Delta c}{\delta}$$

lo que finalmente define la relación entre corriente y espesor límite, y lo que también significa que al disminuir éste, aumenta la intensidad de corriente.

El símil eléctrico de la capa límite es complejo por la estructura de la misma, que sugiere componentes de resistencia y capacitancia:



donde:

C_a = capacitancia de la capa límite anódica

C_c = capacitancia de la capa límite catódica

C_{sol} = capacitancia de la masa de solución.

Finalmente, se ha observado que para diversas soluciones electrolíticas, el espesor disminuye con la agitación.

Espesor en cm	Agitación en rpm
5×10^{-3}	0
1×10^{-3}	1000
7×10^{-4}	4000

Con este material se pensó en la posibilidad de medir la velocidad de las soluciones electrolíticas, y en este caso particular, de la sangre.

5.1.- FUNDAMENTO DEL METODO ELECTROQUIMICO PARA LA MEDICION DE LA VELOCIDAD DE FLUJO DE UN LI-- QUIDO O SOLUCION ELECTROLIZABLE

Se trata de un método instrumental que permite medir la velocidad de flujo de un líquido capaz de electrolizarse.

El instrumento funciona mediante un circuito en --- "puente", aprovechando un doble fenómeno que se da en el líquido utilizado para determinar la velocidad de flujo, - como consecuencia de la aplicación de un pequeño voltaje - al fluido, a través de un pequeño sensor. El doble fenómeno al que se hace referencia es la polarización electro-- química del sistema, y su respectiva despolarización mecá-- nica durante el flujo.

El primero se manifiesta cuando por efecto de un vol-- taje aplicado a una solución o líquido electrolizable a - través de un par de electrodos, se lleva a cabo una elec-- trólisis en el medio, ya que con ello se provoca la des-- composición local del fluido, generándose en las interfa-- ses de los electrodos y la solución, gases que originan - una resistencia eléctrica extra, alterando, a su vez, el-

valor de la intensidad de la corriente que debiera circular por el sistema electrodo-líquido-electrodo, de acuerdo con la conductividad eléctrica del fluido.

Sin embargo, si la corriente circulante es pequeña, (del orden de unos cuantos microamperes), la electrólisis resulta incipiente, la descomposición es imperceptible y la polarización adquiere características de reversibilidad instantánea. En estas circunstancias, el fluido se pone en movimiento haciéndose pasar por los electrodos, para arrastrar parcialmente la película gaseosa polarizante, reduciendo la resistencia eléctrica extra generada con la electrólisis, de tal manera que la intensidad de la corriente que circule por el fluido sea proporcional a la velocidad de flujo del líquido.

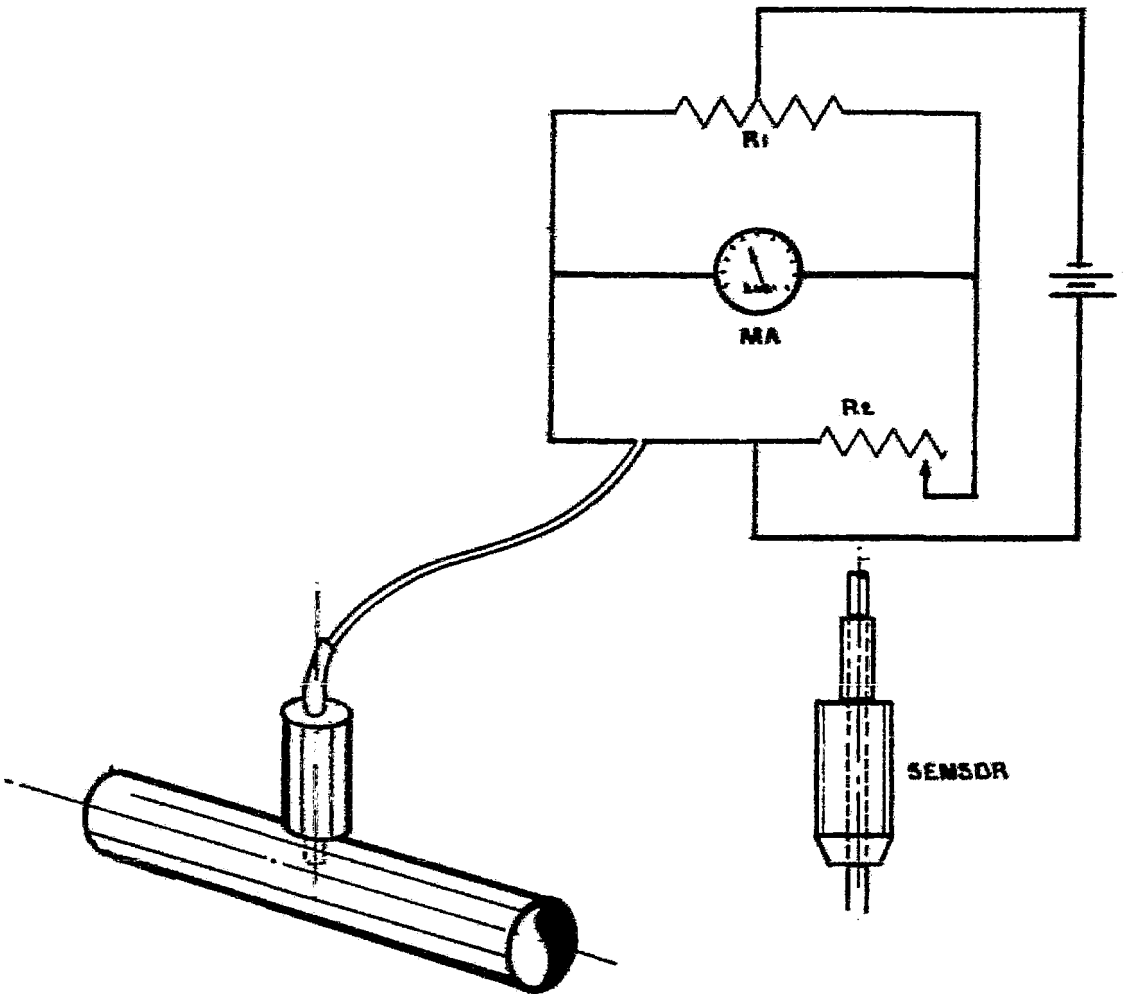
5.2.- APLICACIONES A LA MEDICION DEL FLUJO SANGUINEO

(TRABAJO EXPERIMENTAL)

5.2.1.- Circuito Elemental del Polaflux

Para hacer posible lo anterior, se propuso la elaboración de un circuito mostrado en la fig.(5.1.), formado por una resistencia potenciométrica R (de aproximadamente

CIRCUITO ELEMENTAL DEL POLAFIUX



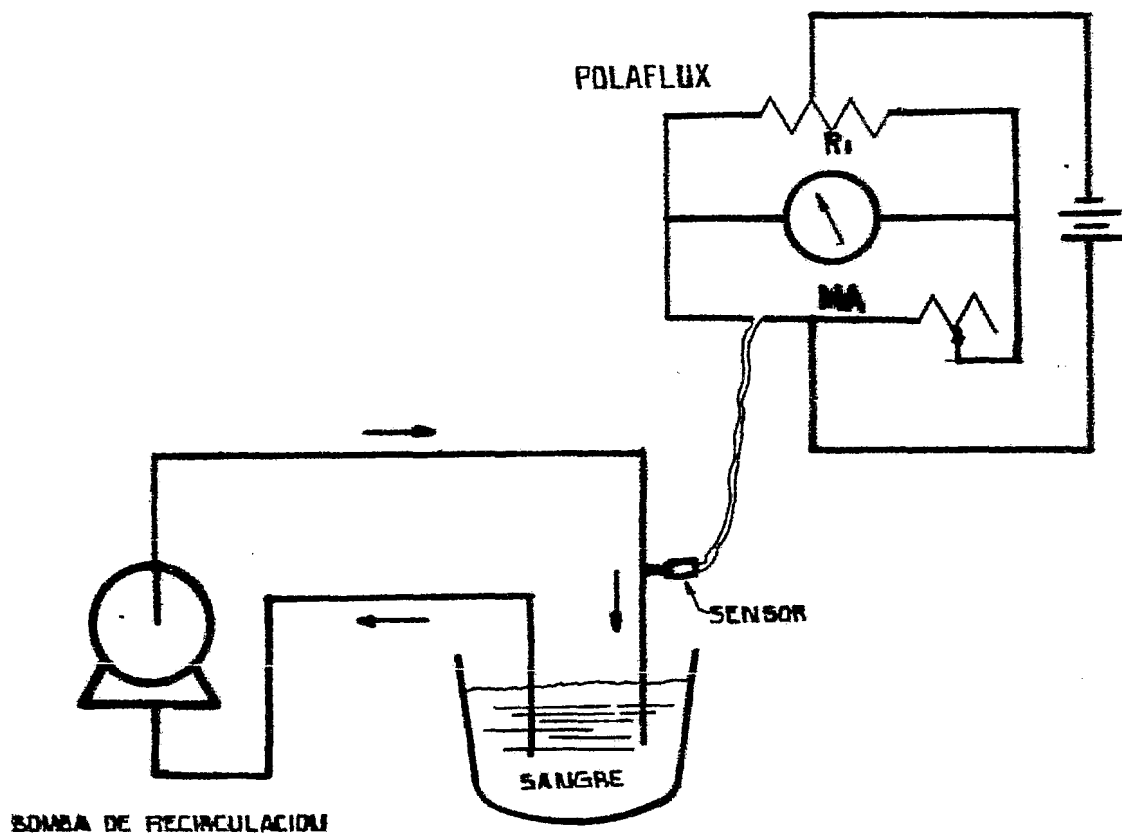
5000 Ω), una resistencia variable o reóstato R_2 (de unos-1000 ohms a un watt de potencia aplicada), un sensor S, - formado por dos agujas de acero inoxidable (pudiendo ser- de las que se utilizan en jeringas hipodérmicas o en sutu- ra), dispuestas paralelamente sobre una base de corcho o- poliestireno, y fijadas con resina epoxi (con el objeto - de que el sensor sea ligero), con una separación "d" de - 1 mm constante; un microamperímetro M con o sin amplifica- dor, y una fuente de corriente directa B, que esté en con- diciones de proporcionar 1.5, 3 y 6 volts, la cual puede- ser autónoma (una batería) o bien corriente de línea que- se hace pasar a través de un transformador, todo esto dis- puesto de una manera práctica.

5.2.2.- El circuito sanguíneo.

El circuito que se utilizó estuvo constituido por: - el polaflex con su sensor; una bomba centrífuga de 1/8 HP que proveía diferentes velocidades de flujo; manguera de- tygon de 1/4 de pulgada de diámetro; un recipiente de - - plástico de 41 l de capacidad y la sangre.

Se depositaron en el recipiente aproximadamente tres litros de sangre, conservada con anticoagulante, y en re- frigeración, para poder ser utilizada sin la complicación

TRABAJO EXPERIMENTAL



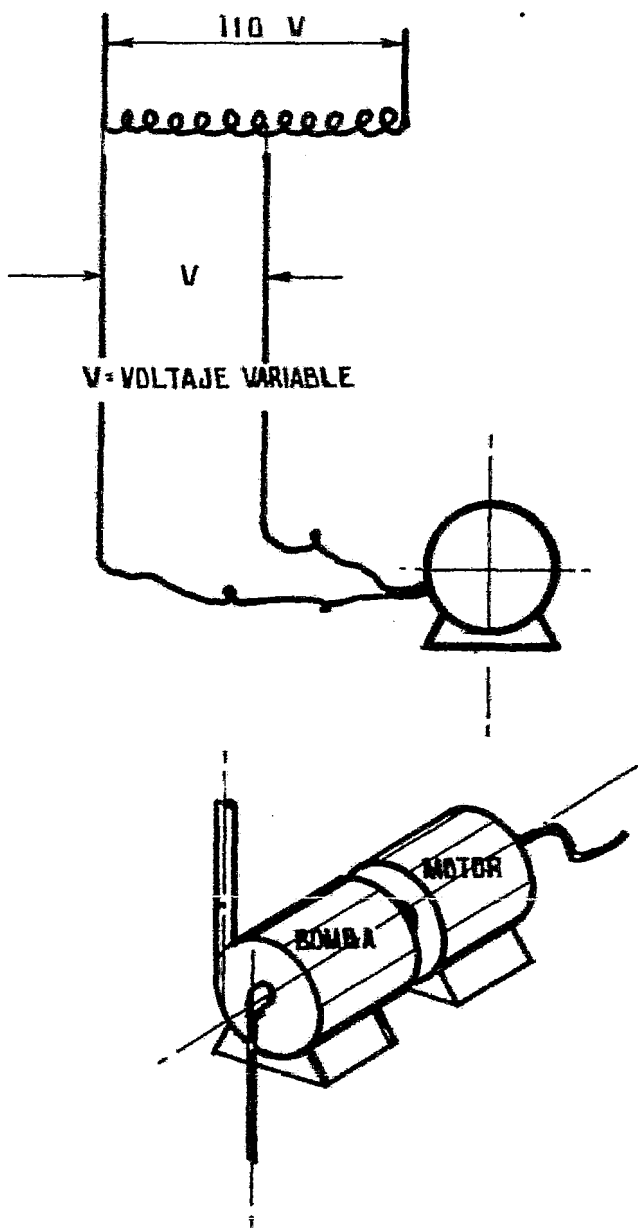
de la aparición de posibles coágulos o descomposición de la muestra.

Se conectó una de las mangueras de la descarga de la bomba hacia el recipiente; la otra manguera iba de éste a la succión de la bomba. Las agujas del sensor se introdujeron cuidadosamente en la manguera de la descarga, en forma perpendicular al flujo, y finalmente se conectó el sensor al polaflux.

5.2.3.- Operatoria.

Se tomó una pequeña porción de la muestra biológica en un vaso de precipitados y se mantuvo en reposo para poder calibrar el aparato, esto es, metiendo las agujas del pequeño sensor y conectando a la corriente. Se aplicó una diferencia de potencial a la muestra en cuestión, en este caso 1.5 volts, y se provocó una electrólisis incipiente, que dió lugar al desplazamiento de la aguja del microamperímetro. Esta se llevó a cero mediante los dispositivos de ajuste del puente, lo que corresponde a la velocidad - cero de la sangre.

Posteriormente, ya balanceado el instrumento, el sen sor se sacó del vaso y se introdujeron las agujas de éste



DESCRIPCION DEL CIRCUITO DE LA BOMBA

en el tubo, oponiendo las agujas al flujo sanguíneo y cerrando con ésto el circuito que simulaba el torrente sanguíneo.

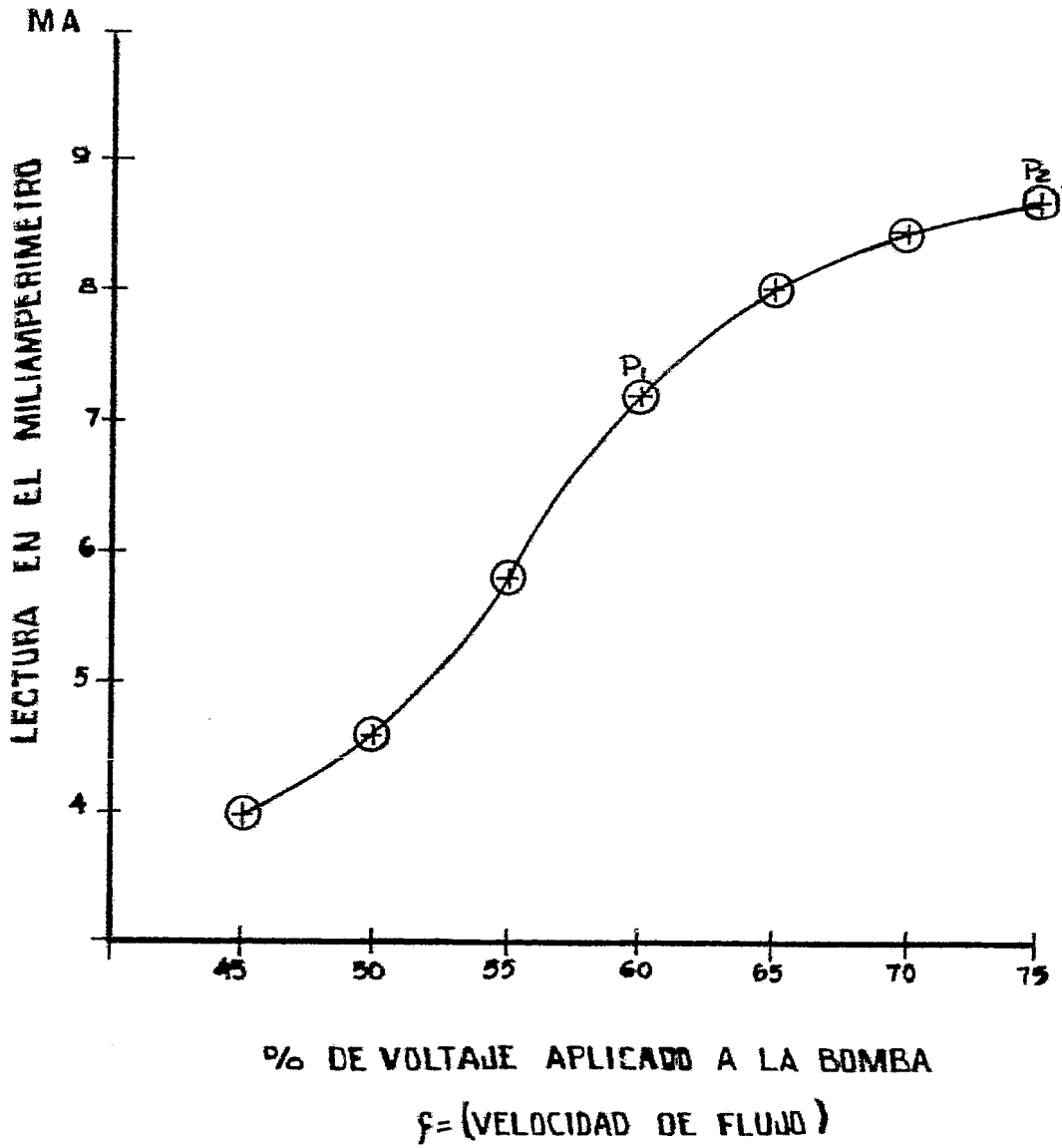
Nuevamente se produjo la electrólisis; el movimiento de la sangre despolarizó a los electrodos y redujo la resistencia en esa parte. Se obtuvo otra vez el equilibrio, pero ahora los desplazamientos de la aguja del microamperímetro fueron proporcionales a la velocidad del flujo de la sangre, porque a mayor velocidad de ésta, mayor despolarización de los electrodos, y mayor densidad de corriente registrada por el microamperímetro.

5.2.4.- Resultados.

A continuación se ilustran los valores promedio de la velocidad de flujo sanguíneo obtenidos:

½ Voltaje aplicado a la bomba, v	Amperaje leído en el polaflex, μ A
45	4.0
50	4.6
55	5.8
60	7.2
65	8.0
70	8.4
75	8.6

Gráfica que muestra los resultados
obtenidos de la experiencia práctica.



GRAFICA 5.1.

Como se puede observar, una de nuestras variables - está denominada como por ciento de voltaje. Este término se refiere al porcentaje del voltaje de la línea que fue tomado en forma creciente a través del autotransformador (variat) para incrementar paulatinamente la velocidad de la bomba y en consecuencia la velocidad de flujo sanguíneo en el circuito.

Modelo Matemático.

Ya trazada la gráfica con estos valores, se procedió a obtener el modelo matemático con el fin de hallar una ecuación que represente los valores obtenidos en ella.

Ya que no se encontró una ecuación que comprendiera todos los puntos de la gráfica, se combinaron dos para representarla. Para determinar la primera parte de la ecuación, se probaron diferentes modelos de gráficas, y se encontró que sólo la de $\log L$ (lectura) contra $\log V - C$ -- (voltaje menos una constante) daba una recta para la mayoría de los valores. Para explicar el procedimiento, se procede de la siguiente manera:

Se toman arbitrariamente dos puntos de la gráfica -- (5.1.), que representan valores reales, y son:

$$P_1 (7.2, 60)$$

$$P_2 (8.6, 75)$$

y sustituyendo los valores de L_1 y L_2 aportados por los anteriores puntos, en la siguiente fórmula, obtendremos un tercer valor, L_3 :

$$L_3 = \sqrt{L_1 L_2} = \sqrt{7.2 (8.6)} = 7.869$$

Si entonces consultamos este valor de L_3 en la gráfica, podemos encontrar que su valor correspondiente de V es 63. Con estos datos adicionales, podemos utilizar la siguiente ecuación para deducir la constante C :

$$C = \frac{V_1 V_2 - V_3^2}{V_1 + V_2 - 2V_3} = \frac{60 (75) - (63)^2}{60 + 75 - 2 (63)} = 59$$

Una vez obtenida la constante, puede calcularse el valor de $V-C$ para cada lectura, y obteniendo los logaritmos tanto de la lectura como los de $V-C$, puede tabularse lo siguiente:

L	log L	V	V-C	log(V-C)
4.0	0.6020	45	-14	-
4.6	0.6627	50	- 9	-
5.8	0.7634	55	- 4	-
7.2	0.8573	60	1	0
8.0	0.9030	65	6	0.7781
8.4	0.9242	70	11	1.0400
8.6	0.9344	75	16	1.2040

Graficando entonces $\log L$ contra $\log V-C$ obtenemos - la gráfica (5.2) (desde luego, considerando únicamente los 4 últimos valores, ya que para los primeros no existe el valor de $\log V-C$). Vemos entonces que dichos puntos nos dan una recta, y para obtener su ecuación hacemos lo siguiente:

Escogemos nuevamente dos puntos de esta gráfica, y en este caso son:

$$P_3 (0.9030, 0.7781) \quad P_4 (0.9344, 1.2040)$$

Se sustituyen estos valores en la ecuación de la pendiente:

$$m = \frac{Y_2 - Y_1}{X_2 - X_1} = \frac{1.2040 - 0.7781}{0.9344 - 0.9030} = 13.56$$

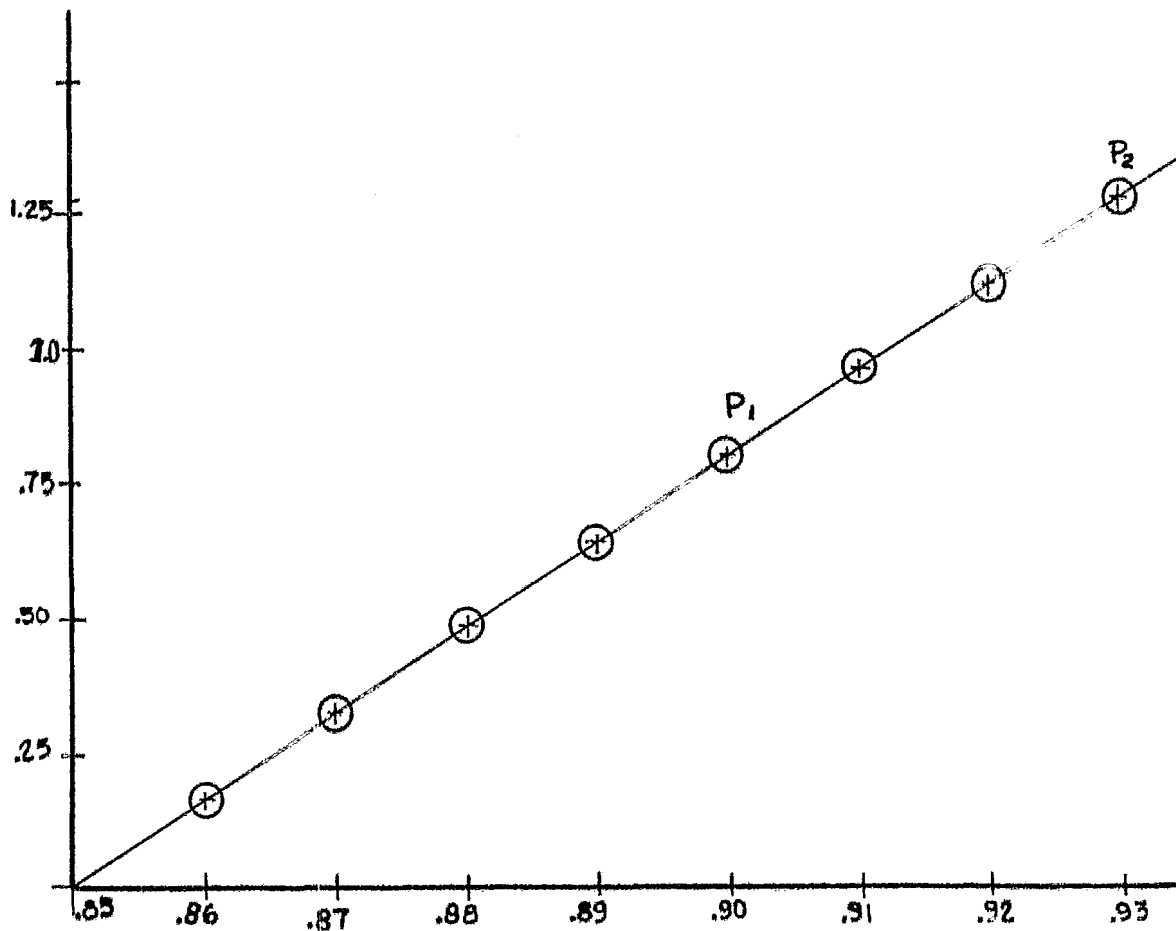
Si tomamos los valores del punto P_4 , así como el valor de la pendiente que acabamos de calcular, y los sustituimos en la ecuación general de la recta, obtendremos -- así el valor de la constante "b" de dicha ecuación:

$$y = mx + b ; b = y - mx$$

$$b = 1.2040 - 13.56 (0.9344) = -11.466$$

Habiendo ya determinado "m" y "b", podemos establecer la ecuación general de la recta de la siguiente forma:

LOG. V-C



LOG. L

Gráfica que muestra los valores para la
relación de la función log.

GRAFICA 5.2.

$$\log (V-C) = 13.56 \log L + (-11.466)$$
$$y = m x + b$$

Si, para trabajar únicamente con términos logarítmicos, transformamos el valor de "b" por: $\log 3.42 \times 10^{12}$ (es decir, ya que $\log 3.42 \times 10^{-12} = -11.466$), la ecuación final nos quedará:

$$\log (V-C) = 13.56 \log L + \log 3.42 \times 10^{-12}$$

Para resolverla, podemos emplear la ley de los logaritmos, y la segunda parte de la ecuación nos quedaría:

$$\log (V-C) = \log L^{13.56} \log 3.42 \times 10^{-12}$$

Si eliminamos entonces los logaritmos, tendremos:

$$V-C = L^{13.56} (3.42 \times 10^{-12})$$

Y finalmente podemos escribir, recordando el valor de la constante C:

$$V = 3.42 \times 10^{-12} L^{13.56} + 59$$

que viene a ser una función directa entre el porcentaje del voltaje (que es a su vez una función de la velocidad del flujo), y la lectura del microamperímetro.

Para obtener la segunda parte de la ecuación que satisface los valores que no pudieron ser incluidos en la fórmula anterior, se procede de la siguiente manera: se consideran dichos valores; se sustituyen en la ecuación que acabamos de obtener; se registran los valores que se obtienen, y se determina la diferencia que hay entre estos valores y los datos reales. Posteriormente se traza la gráfica de $\log L$ contra $\log r$ (la diferencia entre los valores calculados y los reales), y si esta gráfica nos muestra una recta, se deduce su ecuación.

La tabulación de los valores que nos son necesarios es la siguiente:

L	V(calc.)	r	$\log r$	$\log L$
4.0	59.000	14.000	1.146	0.6020
4.6	59.003	9.003	0.9543	0.6627
5.8	59.070	4.07	0.6095	0.7634

El siguiente paso es entonces la deducción de la ecuación de la recta que se observa en la gráfica(5.3), y se hace de forma similar al procedimiento utilizado para la ecuación número 1.

Los puntos que se consideraron fueron:

P_1 (0.6020, 1.146) P_2 (0.7634, 0.6095)

La pendiente que se obtiene con estos puntos es:

$$m = \frac{0.6095 - 1.146}{0.7634 - 0.6020} = -3.324$$

La constante "b" se determinó mediante:

$$b = y - mx = 1.146 + 3.324 (0.6020) = 3.147$$

y transformando este valor a la forma logarítmica, obtenemos: $\log 1402.81 = 3.147$. Sustituimos entonces estos valores en la ecuación general de la recta, y obtendremos así la ecuación que se adapte a nuestros valores:

$$\log r = 3.324 \log L + \log 1402.81$$

$$\log r = \log L^{-3.324} \log 1402.81$$

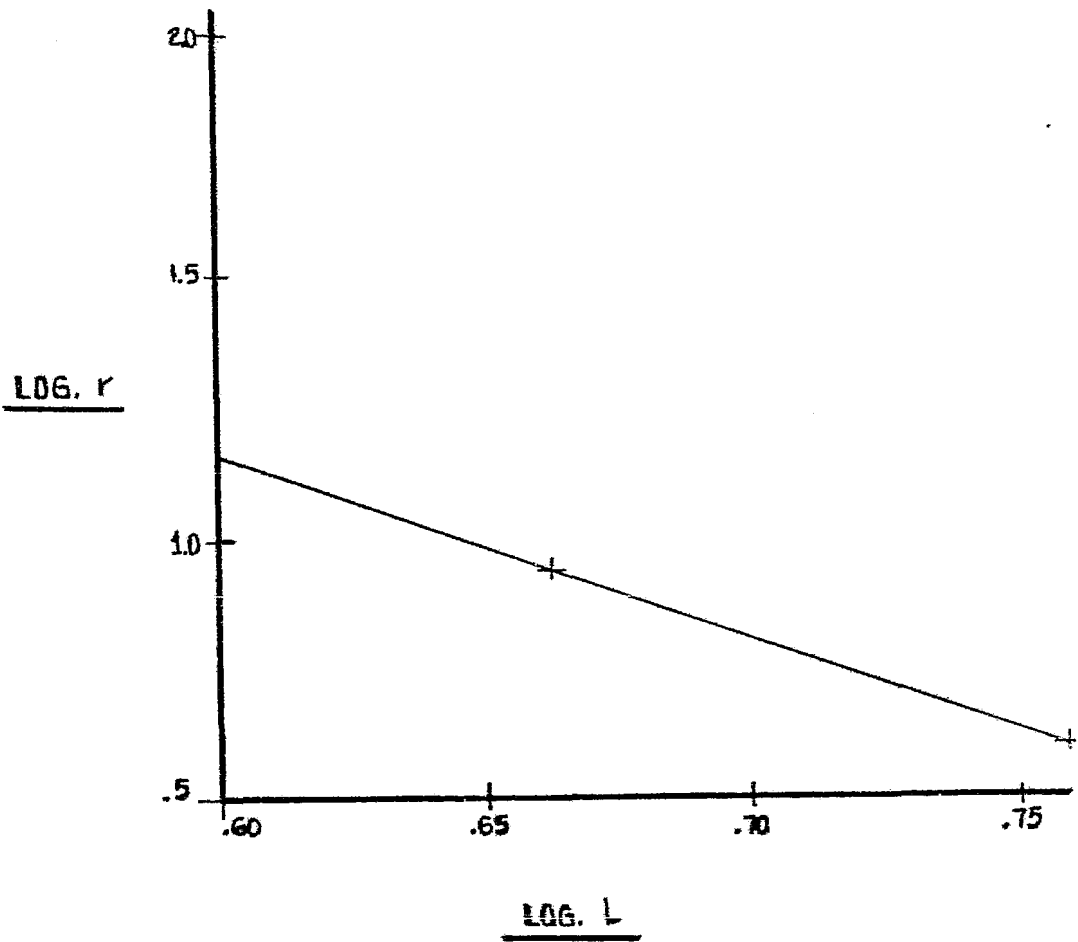
$$r = 1402.81 L^{-3.324}$$

Habiendo entonces determinado esta ecuación, se le añade a la que habíamos encontrado con anterioridad. Se agrega con signo negativo, porque las diferencias entre los valores reales y los calculados (con la primera ecuación) era cada vez menor. La ecuación final será:

$$V = 3.42 \times 10^{-12} L^{13.56} + 59 - 1402.81 L^{-3.324}$$

De acuerdo con esta fórmula, se obtuvo una corrección bastante favorable para los valores que no habían po

Gráfica que muestra los valores para la obtención de la Ecuación No. 2



GRAFICA 5.3.

dido estar incluidos con la ecuación No. 1. Sin embargo, las cifras que habían ajustado perfectamente con dicha ecuación, se vieron afectadas ligeramente. A continuación se muestran los resultados obtenidos:

L	%V	%V(calculada)
4.0	45	45
4.6	50	50.21
5.8	55	55
7.2	60	58.45
8.0	65	63.62
8.4	70	69.48
8.6	75	73.96

CONCLUSIONES

1.- La medición de la velocidad de la sangre por despolarización se ubica dentro de los métodos más sencillos que se conocen para este fin.

2.- Esto no significa por sí mismo que el método estudiado sea por ello más o menos eficaz. Sin embargo, es importante observar que por lo menos en el ámbito en el que se hicieron las pruebas hay una relación bastante definida entre el por ciento de voltaje utilizado (y por consiguiente, la velocidad de la sangre), y la lectura obtenida con el microamperímetro.

3.- Al mismo tiempo, es necesario reconocer que estas pruebas se hicieron en un sistema en el que los conductos se mantuvieron prácticamente inmóviles, lo que no sucedería si se hubiera llevado a cabo "in vivo". Esa inmovilidad del sistema aseguró que la despolarización sólo fuera producto del efecto mecánico del flujo sanguíneo. Otro factor que debemos remarcar es que la sangre utilizada se mantenía en estado líquido por medio de un producto químico. El paso a seguir es, en consecuencia, utilizar este método en un sistema vivo, es decir, en animales de laboratorio.

4.- Puede entenderse esta experiencia como una alternativa en el campo de la tecnología biomédica.

BIBLIOGRAFIA

Burton, A. PHYSIOLOGY AND BIOPHYSICS OF THE CIRCULATION,
Year Book Medical Publishers.

Berne, R y Levy, M. CARDIOVASCULAR PHYSIOLOGY, The C.V.
Mosby Co. Saint Louis 1972.

Roberts, C. BLOOD FLOW MEASUREMENT, The Williams and
Wilins Co. Baltimore 1973.

Brobeck, J. PHYSIOLOGICAL BASIS OF MEDICAL PRACTICE

Antropow, L. THEORICAL ELECTROCHEMISTRY, MIR. Publisher
Moscú, 1972.

Bénézech, C. PHYSICO-CHIMIE BIOLOGIQUE ET MEDICALE,
Masson et Cie Editeurs, Paris, 1958.

Rozman, F. MEDICINA INTERNA, Edit. Marin, Barcelona,
1978.

Howell-Fulton FISILOGIA, Ed. Labor Mexicana, 1951.

Ganong, W. MANUAL DE FISILOGIA MEDICA, Ed. El manual -
moderno, 1974.

King, C. JOURNAL OF ELECTROCHEMICAL SOCIETY, Vol. 102,
No. 4, 1955. "Concentration polarization and overvoltage".

Davis, M. MEDICAL RESEARCH ENGINEERING, 1969, Vol. 10
No. 7. "Blood flow sensor; impedance experiments.

Frewer, R. BIOMEDICAL ENGINEERING LONDON, 1974, Vol. 9,
No. 12. "The electrical conductivity of flowing ---
blood".

Dellimore, J. MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING, 1975,
Vol. 13, No. 6. "Change in blood conductivity with -
flow rate".

Villarreal, E. Solicitud de patente de invención No. --
175326, Secretaría de Patrimonio y Fomento Industrial
México, D.F.