


293

BIBLIOTECA  C. QUIMICAS

UNIVERSIDAD MOTOLINIA

U. N. A. M.

determinación instantánea de la presión parcial del
oxígeno de la sangre y de su saturación con
oxihemoglobina con un micro electrodo

T E S I S

ma. de los dolores pérez sánchez

1963



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.

UNIVERSIDAD MOTOLINIA

U. N. A. M.

**determinación instantánea de la presión parcial del
oxígeno de la sangre y de su saturación con
oxihemoglobina con un micro electrodo**

T E S I S

Que para obtener el título de:

QUIMICO FARMACEUTICO BIOLOGO

p r e s e n t a:

ma. de los dolores p é r e z s á n c h e z

MEXICO. D.F.

1963

A mis abuelitos con respeto

*A Mario y Luli
con profundo agradecimiento*

A mis padres con todo mi cariño

A mis hermanos cariñosamente

Agradezco la dirección de este trabajo al Sr. Dr. Rodolfo Limón Lanson, Jefe del Departamento de Investigación de Metabolismo, Biofísica y Fisiología Cardiopulmonar Aplicada del Hospital de la Raza del I.M.S.S.

Agradezco las facilidades otorgadas para la elaboración de este trabajo a la Dirección de este Hospital, así como al Personal del Departamento de Hemodinamia.

C A P I T U L O S

- 1.- Introducción
- 2.- Instrumentación
- 3.- Comparación con otros métodos
- 4.- Análisis estadístico
- 5.- Aplicaciones a los estudios de Fisiología
Clínica
- 6.- Resumen
- 7.- Bibliografía

I N T R O D U C C I O N

Hasta ahora ha sido fácilmente accesible el conocimiento del pH, contenido de CO_2 y de O_2 de la sangre y el plasma así como su capacidad y saturación de oxihemoglobina.

Las técnicas para la medición de las presiones parciales de los gases respiratorios de la sangre se obtenían ya sea por deducción ó derivación, ya mediante cálculos que involucraban la ecuación de Henderson - Hasselback, ó con técnicas que, ó no eran muy precisas, ó tenían errores que había que descontar, ó comprendían técnicas de muchos pasos que conducían al error.

La manera más sencilla de obtener la presión parcial del oxígeno de la sangre es recurriendo a una curva de disociación de oxihemoglobina. Fig. 1 La curva tiene la forma de una "S" itálica alargada y está dividida en 3 partes: una superior que después de 100 mm Hg alcanza su asíntota y se vuel-

ve horizontal; una intermedia, casi vertical, en donde a pequeños cambios de la presión parcial sobre la abscisa corresponden grandes cambios en la saturación que está colocada en el eje de las ordenadas; la tercera, brazo inferior de la "S", es una línea mucho menos curva.

Por estos motivos este método tiene un error sobre las ordenadas para las saturaciones altas, ya que en este lugar la curva alcanza su asíntota y se vuelve casi paralela con las abscisas. Para las saturaciones intermedias el error es menor, pero existe; en este caso la curva muestra una gran pendiente y las lecturas sobre la ordenada se pueden hacer con bastante exactitud, pero no sucede así con las que se hacen sobre la abscisa.

La obtención del pO_2 a partir de la curva de disociación tiene otro error más: las desviaciones de la curva a la derecha ó a la izquierda con los cambios del pH; (3) Fig. 2 esto limita su uso solamente para el estado de reposo, ya que teó-

ricamente aumentarán los errores del pO_2 durante el ejercicio u otros estados.

Todos los estados fisiológicos que produzcan una variación en el contenido de CO_2 en la sangre, alterarán la situación de la curva de disociación ya que los efectos del oxígeno y del CO_2 son antagónicos entre sí. (8) Así en la figura 3 se vé que cuando el pCO_2 es de 3 mm Hg, bastan 27 mm de pO_2 para saturar el 90 % de la hemoglobina, mientras que cuando el pCO_2 es de 80, se necesitan 70 mm de pO_2 para obtener el 90 %. Por este motivo, en los estados de hiperventilación que producen pérdida de CO_2 , la curva de disociación se desvía hacia la izquierda y el pO_2 medido no corresponderá con el pO_2 interpolado en la curva. En los casos de hipoventilación ó de depresión respiratoria, la curva de disociación se desplaza en sentido contrario y los datos confrontados tampoco coincidirán.

El último error que consideraremos es el de

la temperatura. Como se vé en la figura 4, la curva de disociación de la oxihemoglobina se altera profundamente con los cambios de esta última variable. (2) Sin embargo, este elemento no entra en nuestras determinaciones ya que en todos los casos la temperatura de la sangre se determinó con un par termoelectrico y las mediciones de pO_2 se hicieron a esta temperatura.

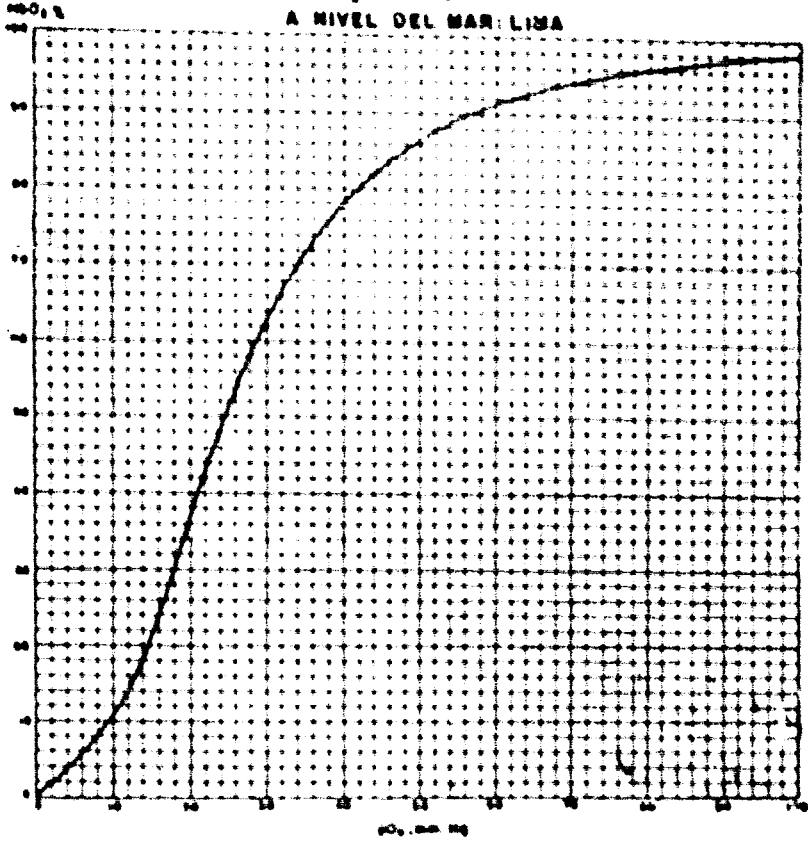
El pO_2 se puede medir por técnicas directas, entre las que destacaremos la de Comroe (10) y la de Riley (11), ya sea tal como fué descrita (11) ó con las modificaciones introducidas por Lambertsen y Bunce. Estas técnicas requieren el equilibrio de una burbuja de aire alveolar con sangre entera a 37 grados C. De esta manera se obtiene una relación de aproximadamente 1 a 276 para la técnica de Riley y de casi el doble para la modificación introducida por Lambertsen y Bunce. Estos métodos llevan mucho tiempo y requieren la introducción de factores de corrección que tienen que sumarse ó restarse según sea el gas. Como

estos factores de corrección pueden ser del tamaño de la variación fisiológica que se quiere medir, esto le resta exactitud.

Con la introducción de nuevas técnicas basadas en polarografía y electrodos especiales ha sido posible determinar la presión parcial del oxígeno, pO_2 , con gran precisión y rapidez. Estos nuevos métodos presentan problemas técnicos pero son de fácil solución, y tienen la ventaja agregada de que cuando se presentan alteraciones en sus componentes se hace imposible obtener respuestas precisas y estables en el tiempo determinado; esto impide anotar como correctos, valores falsos.

Figura 1

CURVAS DE DISOCIACION DE OXIGENO SANGRE ARTERIAL HUMANA
a $pH_0 = 7.40$ y a $37^\circ C$
A NIVEL DEL MAR: LIMA



I N S T R U M E N T A C I O N

Para la determinación de la presión parcial del oxígeno de la sangre se usó un electrodo de Clark miniaturizado que se conecta a un amplificador Modelo Beckman 160 el cual translada cambios químicos en eléctricos y provee así continuas medidas de pO_2 . (1)

Descripción del micro electrodo.

El micro electrodo (9) está construido de un cátodo de alambre de platino y de un ánodo de plata que terminan en una punta de vidrio que queda expuesta. Una delgada membrana de cuprofan permeable a gases, cubre la punta del micro electrodo de tal manera que atrape una solución de electrolito entre la membrana y el micro electrodo y así mantiene bañadas las puntas del cátodo de platino y del ánodo de plata. La corriente que pasa a través de la membrana es directamente proporcional a la presión parcial del oxígeno fuera de

la membrana. (1)

El electrolito es una solución de KCl al 3 % en agua destilada. (3 g de KCl en 100 ml de agua destilada) .

Los elementos del interior del micro electrodo son frágiles y se pueden romper fácilmente en caso de que éste sea golpeado contra un objeto duro. Se debe tener completo cuidado al instalar las membranas, al calibrar el electrodo y al introducirlo en la aguja arterial para hacer las determinaciones.

Instalación de la membrana.

Las membranas de cuprofan tienen forma de sombrilla y se cortan a 2 mm con una navaja. Un exceso de membrana puede formar pliegues que dañan al electrodo.

La membrana perfectamente cortada se llena

con la solución de electrolito por medio de una jeringa con aguja Num 27 de extremos redondeados. Para el llenado satisfactorio se toma la membrana con un dedo, se inserta la aguja hasta que toque el vértice de los pliegues y se llena desde el fondo hasta afuera; de este modo se evita el atrapamiento de burbujas de aire. Se deja una gota del electrolito rodeando a la membrana y rápidamente, para evitar su evaporación, se coloca en la punta del electrodo de modo que quede adherida.

Como norma de seguridad se observa a través de un microscopio para asegurar la ausencia de burbujas.

El micro electrodo se adapta dentro de una aguja Riley calibre 18. Si no se ajusta, será porque no se aplicó la suficiente presión ó la membrana es demasiado grande; en este caso se cambia por otra más corta. Se ajusta con una tuerca pero no se presiona contra el electrodo.

Antes de usar el electrodo se introduce en un recipiente con electrolito y se conecta al amplificador durante una hora para dejar que la membrana y la solución electrolítica se estabilicen.

La curva de disociación de hemoglobina así como los coeficientes de absorción y de difusión son muy sensibles a los cambios de temperatura.

(4) Como el método se basa en estos principios, es obvio que los cambios de temperatura producirán profundas alteraciones en el comportamiento del micro electrodo así como en su respuesta. Por lo tanto, es indispensable en todos los casos, calibrar el amplificador a la temperatura a que se van a efectuar las mediciones y evitar fluctuaciones; de esta manera las lecturas obtenidas tanto en el medio de calibración como en el problema son más exactas. Una desviación de 1 grado produce un error de varias unidades de por ciento en los resultados. (1) Las temperaturas tomadas en este estudio fueron efectuadas directamen-

te por medio de un par termoeléctrico en forma de aguja que se conecta a un circuito termistor. La tolerancia de este sistema es de ± 0.05 grados C .

Calibración.

Cero del electrodo.

Se utiliza un tubo de ensayo que contiene una solución de sacarosa al 5 % adicionada de una gota de una enzima que sirve como desoxigenador. Después de media hora de haber estado a la temperatura a que se van a hacer las mediciones, se coloca el electrodo en la muestra libre de oxígeno y con el botón de cero se hace que la aguja marque "cero" .

Calibración con una muestra que contiene un pO_2 conocido .

Para calibrar el amplificador se puede usar cualquier concentración de O_2 . Utilizamos aire

comprimido para la escala de 160 mm Hg. En un tubo de ensayo con agua destilada a la temperatura a la que se van a efectuar las mediciones, se hace burbujear durante media hora el aire con la concentración de O_2 conocida hasta lograr el equilibrio.

Antes de calibrar la escala se calculan las posiciones adecuadas en mm de pO_2 . Los cilindros de gases de calibración están graduados en % de oxígeno; para convertir los porcentajes en mm de Hg se usó la siguiente fórmula:

$$\text{Lectura en mm Hg} = (\text{Presión Barométrica} - \text{presión parcial del vapor de agua}) \cdot 0.2093$$

Se colige que estos factores varían con la altitud y la temperatura a la que se va a trabajar.

Se coloca el micro electrodo en el tubo de ensayo que contiene la solución previamente equi-

librada con oxígeno en agua y se deja ahí hasta que la lectura se estabilice. A continuación se mueve la perilla adecuada hasta colocar la aguja sobre la cifra que corresponde a la presión parcial de O_2 del gas de calibración.

Para ratificar la estabilidad del sistema se vuelve a colocar el electrodo en la muestra desoxigenadora y se comprueba que la lectura sea cero. Se verifica también el tiempo de la respuesta de la siguiente manera: se coloca el micro electrodo en la muestra con contenido de oxígeno conocido; deberá leerse aproximadamente el 95 % de la concentración de oxígeno en un tiempo de 20 segundos. Si la respuesta es lenta, la membrana no está uniformemente adaptada a la punta del electrodo por lo que debe reemplazarse por otra nueva.

Medición de la muestra problema.

Simplemente se introduce el electrodo en

la muestra problema y el pO_2 se lee directamente en la escala de la carátula. Para mayor exactitud no se cambian las escales durante las lecturas.

COMPARACION CON OTROS METODOS .

Con este electrodo miniaturizado se midió la presión parcial del oxígeno de la sangre de diferentes cavidades cardiacas y vasos de pacientes con diversas cardiopatías durante estudios de cateterismo y en sangre arterial de pacientes en quienes se hacían pruebas respiratorias.

Las unidades de medición de la presión parcial se expresan en milímetros de mercurio.(6)

En todas las muestras en que se midió el pO_2 con la técnica objeto de esta tesis, se hicieron determinaciones del contenido de oxígeno y de la capacidad de oxihemoglobina en el aparato manométrico de Van Slyke para obtener el porcentaje de saturación. Los datos de presión parcial obtenidos con el micro electrodo se transformaron en cifras de saturación recurriendo a la curva de disociación de la hemoglobina del Instituto de Biología Andina del Perú. (12)

A continuación se confrontaron los datos de saturación obtenidos de las abscisas de la curva de disociación con las cifras arrojadas por el análisis manométrico en el aparato de Van Slyke .

Por lo dicho en la introducción y a pesar de que se tomaron las precauciones para que los enfermos estuvieran en estado invariable (steady state), de antemano pensábamos que podrían haber importantes variaciones entre la saturación obtenida por interpolación en la curva de disociación y la determinada a partir del contenido y la capacidad.

Sin embargo la tabla III muestra una excelente correlación entre los dos sistemas y las pequeñas divergencias que hay son las que se derivan de la dificultad para interpolar con exactitud en la curva de disociación.

A mayor abundamiento aún en los estados que alteran el contenido de CO_2 y el pH de la sangre,

como lo son el ejercicio y la hiperventilación,
se halló una magnífica correlación entre los dos
sistemas.

Figura 2

CURVAS DE DISOCIACION A
pH 7.64 pH 7.44 pH 7.24
(1) (2) (3)

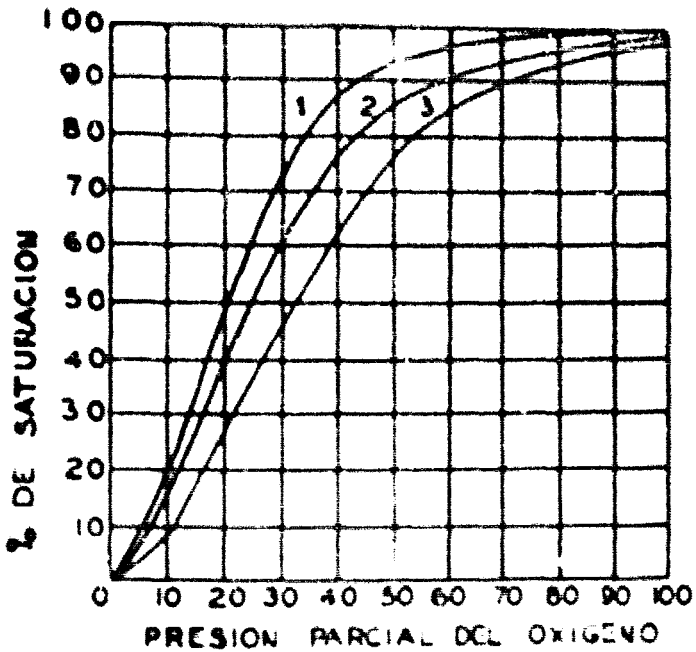


TABLE I

Results

Case	Sex	Weight Surround- ings.	Temp. $\text{p H}_2\text{O}$	pO_2 & Sat. % per interpleural.	Sat. % Van Slyke			
S.F.H.	Ulcers gastric	580.6	38.3	49.8	AM (repose) 96	87.5	89.4	
					AM (ejec.) 68	93.8	93.6	
J.V.V.	Ulcers gastric	581.1	35.5	43.4	AM (repose) 98	90.7	91.8	
					AM (ejec.) 66	93.1	93.5	
L.L.L.	Ulcers gastric congestive	581.8	35.0	42.2	AM (repose) 41	79.5	79.6	
					AM (ejec.) 47	84.2	84.5	
S.O.S.	EM + ET	581.8	33.0	37.7	AD (R)	31	61.0	66.5
					APD	86	97.0	97.9
					AD	33	68.5	
					AD	32	66.7	
J.P.P.	EM	582.8	33.0	37.7	AI	65	93.0	92.9
					VI (E) Edito	34	70.0	67.6
					APD	81	96.2	98.5
C.L.C.	EM	581.3	33.0	37.7	AD	39	77.0	58.4
					VI	69	94.0	95.7

E.J.C.	SEA	582.1	11.0	37.7	AI	39	77.0	78.5
A.V.P.	CIA - HI	581.9	11.5	45.8	AM (repose)	43	81.1	80.7
					AM (sejor.)	45	83.0	81.8
					AM (enfrent)	65	73.0	73.3
I.J.A.	CIA	581.3	11.0	11.7	VP	63	81.1	
					Tranco	45	83.0	83.1
					AI	43	81.1	83.1
					VD alto	43	81.1	79.1
					VD bajo	39	77.0	78.0
					VI	63	92.3	91.6
A.G.M.	CIA	582.0	11.0	37.7	VVD	61	91.7	91.6
					AD	47	84.3	84.3
					VD	37	74.7	74.2
					AI	47	84.3	84.7
					AVD	45	83.0	82.4
I.J.A.	CIV - HI	581.2	11.0	37.7	VD	41	79.5	63.9
					AI TUIT	68	93.8	93.0
					AI TUIT	52	87.9	89.1
					VD	31	65.0	63.9
					AVD (repose)	36	73.3	72.3
					AVD (enfrent)	70	94.1	95.1
A.S.A.	CIV - HI	582.6	11.5	34.7	Tranco	45	83.0	80.0
					AVD	47	74.3	85.0

					VD	65	93.0	85.1
					AD	49	89.1	64.8
					VCS	41	79.5	87.2
					VD bajo	60	91.2	92.4
					AVD	83	96.2	91.4
E.S.G.	Fest. op. PCA - EF	582.7	33.0	37.7	Trenca	31	65.0	65.5
					AD	33	68.5	67.7
					VCS	27	56.0	55.0
					AMH	41	79.5	79.6
C.R.A.	Fest. op. PCA-Co An - H1.	581.8	33.0	37.7	Trenca	32	66.7	66.7
					VCS	29	60.8	61.8
T.L.B.	Tetrae- dia de Pallet	580.1	39.0	42.2	VD	32	66.7	66.1
					AI	52	87.9	87.9
					VI	35	71.8	72.6
					A	44	82.0	
E.C.L.	Estrata	581.2	33.0	37.7	VD bajo	25	51.0	51.3
					AD	27	56.0	56.2
					AVD	62	92.0	91.3
I.L.F.	EFV	581.1	12.0	35.7	Trenca	22	43.0	
					AD	22.5	44.5	53.7
					VCS	25	51.0	51.1
					VD alto	27	56.0	55.1

J.R.H. Silencio	379.0	39.0	42.2	ANZ (receso)	4)	81.1	80.1
				ANZ (ejec.)	55	89.2	89.9
				ANZ (salidas)	500	100.0	107.8
				hipercanti-	4)	92.1	92.9
				lesión.			

Figure 3

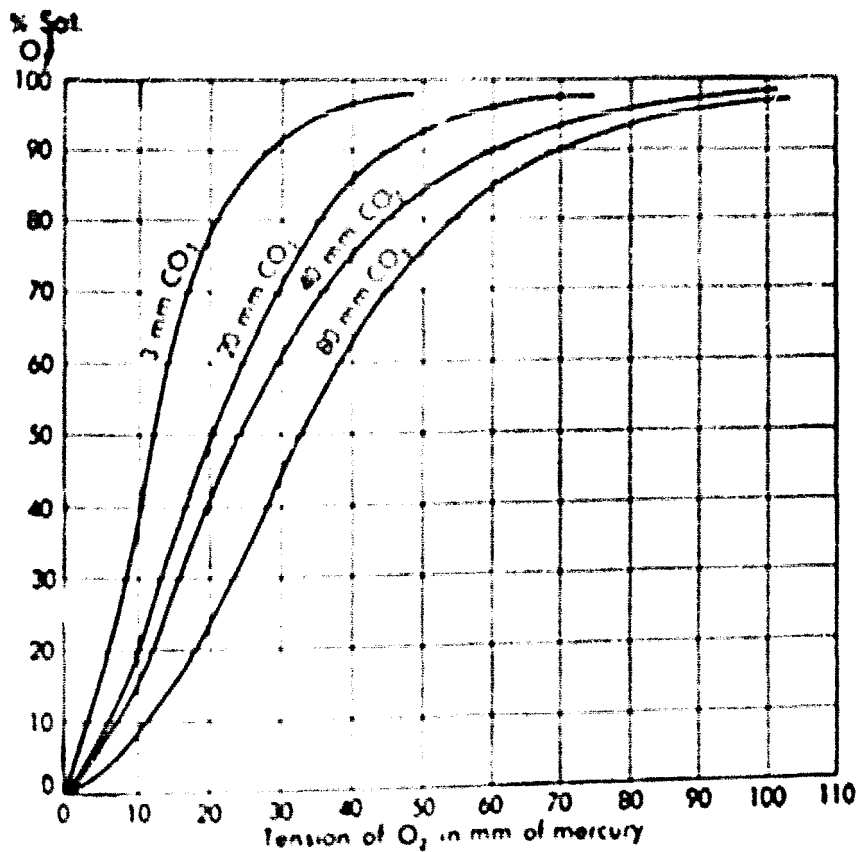
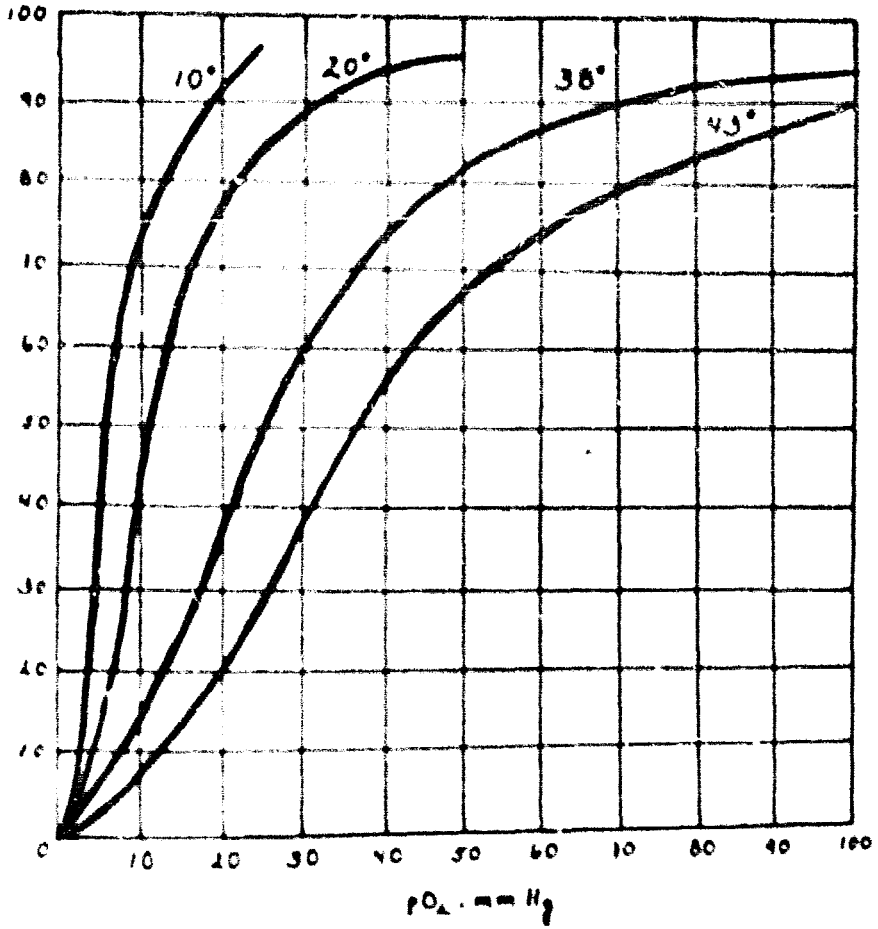


FIGURA 4

$HbO_2\%$



ANALISIS ESTADISTICO .

Para certificar la exactitud del método, se hizo análisis estadístico para correlacionar las cifras de saturación obtenidas por interpolación, con las que se determinaron en el Van Slyke. También se correlacionaron las cifras de pO_2 con las saturaciones determinadas en Van Slyke.

Para llevarlo a cabo se hicieron las siguientes determinaciones.

Coefficiente de determinación y coeficiente de correlación .

El coeficiente de determinación sirve para medir el grado de asociación entre dos variables, el cual puede tener un valor tan bajo como cero (que indica ausencia total de correlación), ó tan alto como 1.0 (que indica correlación perfecta) .

El coeficiente de correlación, representado

por "r", es la raíz cuadrada del coeficiente de determinación que varía entre 0 y +1.0 .

El coeficiente de determinación es:

$$\frac{\text{variación explicada}}{\text{variación total}}$$

Para explicar estos términos hay que llegar al conocimiento de las ecuaciones estimativas que pueden ajustarse por el método de mínimos cuadrados.

Cuando interesan todos los puntos de la gráfica se obtienen las desviaciones correspondientes y se totalizan. En la actualidad se emplea el término variación en lugar del de desviación. Las sumas que resultan son:

$$\text{Variación total} = \Sigma (Y_c - \bar{Y})^2$$

$$\text{Variación explicada} = \Sigma (Y - Y_c)^2$$

$$\text{Variación no explicada} = \sum (Y - \bar{Y})^2$$

De esta manera queda analizada la relación entre las variaciones explicada y total, que es el coeficiente de determinación, el cual nos define la variación contenida en la variable independiente y por lo tanto el porcentaje de los casos que tienen explicación estadística. Consecuentemente:

$$\frac{\text{variación no explicada}}{\text{variación total}} = k^2$$

k^2 será el coeficiente de no determinación. Es obvio que para cualquier juego de datos $r^2 + k^2 = 1$; r^2 , y por tanto r , nunca podrán ser mayores de uno puesto que nunca podrían explicar más que la variación total contenida en la variable dependiente. r , y por lo tanto r^2 , tienden a cero como límite inferior, pues podría suceder que no explicáramos nada de la variación contenida en la variante dependien-

te.

En muchos casos, como en éste, "r" es el único valor de importancia. Para calcularlo se utilizó la fórmula "Momento Producto de Pearson" que resume todas las investigaciones estadísticas mencionadas.

$$r = \frac{N\sum XY - \sum X \sum Y}{\sqrt{[N\sum X^2 - (\sum X)^2][N\sum Y^2 - (\sum Y)^2]}}$$

El índice de correlación "r" obtenido en la serie en la que se relacionan las cifras de pO_2 y el porcentaje de saturación del método Van Slyke fué:

0.9052452

El valor calculado para "r" al relacionar los porcentajes de saturación de O_2 determinados

por interpolación en la curva de disociación de las cifras de pO_2 con la saturación obtenida de los datos de contenido y capacidad es de:

0.97682

Como ya se ha visto, el índice de correlación perfecto es cuando "r" es igual a uno, por lo tanto se califican los índices de correlación obtenidos como excelentes ya que con un valor para "r" de 0.97682 tendremos un 97.68 % de datos con explicación estadística y solamente un 2.32 % que constituyen el coeficiente de no correlación representado por k^2 , lo que demuestra la exactitud de las determinaciones a partir de cifras de pO_2 ventajosamente usadas en pruebas de cateterismo por su determinación instantánea.

El 2.32 % que falta para ser una correlación perfecta, se debe a que no es posible en todos los casos ajustar con precisión los estados fisiológicos necesarios como son: pH, pCO_2 , hiper-

ventilación y los defectos propios del dibujo de la curva de disociación de oxihemoglobina.

Sin embargo, las desviaciones halladas en este 2.32 % carecen de significación clínica y no llevan a error en la interpretación de los datos de cateterismo ya que son menores que el límite de variación momentáneo de la saturación.

TABLE II

B	10 ₂	Van Alpho	1	2	17	1 ²	2 ²
1	22.0	53.7	+27.700	+24.764	+749.3112	772.1729	727.1652
2	25.0	51.2	+25.200	+24.454	+745.1362	639.4622	646.2432
3	27	55.4)	+23.200	+25.236	+507.4960	542.3309	436.8557
4	29	62.0	+21.200	+20.864	+401.4194	453.1759	355.9260
5	31	65.3	+19.200	+19.364	+296.3794	372.0265	236.1140
6	32	64.4	+18.200	+14.264	+260.8966	334.4509	203.5188
7	33	66.7	+17.200	+13.964	+241.4492	298.8749	195.0492
8	34	67.6	+16.200	+13.064	+222.8190	265.2989	172.7204
9	35	73.4	+15.200	+ 7.264	+111.0673	233.7227	52.7948
10	36	72.3	+14.200	+ 8.364	+129.5334	204.1465	64.9900
11	37	74.2	+13.200	+ 4.464	+ 85.9202	176.5709	61.8092
12	39	78.3	+11.200	+ 2.364	+ 26.7074	127.4189	5.5920
13	41	80.5	+ 9.200	+ 0.164	+ 1.5418	86.2669	0.0276
14	43	80.8	+ 7.200	- 0.134	- 0.9766	53.1077	0.0180
15	45	81.8	+ 5.200	- 1.134	- 5.9564	27.9629	1.2860
16	47	84.1	+ 3.200	- 4.434	- 14.5790	10.8109	19.6604
17	48	84.8	+ 2.200	+10.866	+ 36.3014	5.2349	291.7300
18	52	88.5	- 1.712	- 7.834	+ 13.4118	2.5309	61.3716
19	55	89.9	- 4.712	- 9.734	+ 43.5108	22.2029	85.2668
20	56	89.4	- 5.712	- 8.734	+ 49.8864	32.6269	76.2828
21	58	91.8	- 7.712	+11.134	+ 85.8654	59.6749	123.9660
22	60	92.4	- 9.712	+11.734	+113.9606	94.3229	137.6868
23	61	91.6	+10.712	+10.934	+117.1256	114.7465	129.5524

24	62	91.3	-11.712	-10.634	+124.9454	137.1709	113.0820
25	63	92.25	-12.712	-11.484	+147.2538	161.4989	134.1819
26	64	93.4	-14.712	-9.734	+143.2064	216.4879	94.7508
27	65	93.5	-15.712	-12.634	+201.4478	246.0469	144.7114
28	66	93.2	-16.712	-17.034	+223.2734	311.7169	159.6160
29	67	93.7	-17.712	-15.034	+281.2142	372.1269	226.0012
30	70	94.3	-18.712	-14.434	+281.2130	388.4529	208.3494
31	81	96.2	-20.712	-17.134	+328.2042	943.2269	307.4412
32	83	91.4	-22.712	-19.734	+391.2238	1070.0749	285.2288
33	86	97.9	-24.712	-17.234	+413.4618	1275.3469	297.0208

$\Sigma 1499.5 \Sigma 441.60$

+7180.8935 10072.4255 6260.1788

10.208 180.446

Índice de correlación "r" obtenido = 0.9052452

Índice de correlación obtenido en la serie en la que se seleccionan las cifras de pO_2 y el 6 de saturación del agua. Van Slyke.

TABLA 171

#	Carga de Di- óxido de óxido	Ton 21780	1	2	3	4	5
1	44.7	51.7	26.55	26.97	245.78	1195.80	727.17
2	51.0	51.7	30.05	29.47	225.57	903.00	648.25
3	56.0	55.41	25.05	25.24	632.26	677.50	636.06
4	60.8	61.8	20.25	18.87	302.12	610.06	355.93
5	65.0	65.3	15.05	15.37	246.69	297.60	236.11
6	66.7	66.4	14.35	14.27	204.77	205.92	203.52
7	67.5	64.7	12.55	11.97	175.32	177.50	195.05
8	70.0	67.8	11.05	11.07	144.62	172.10	170.72
9	71.8	73.4	9.25	7.27	67.25	85.56	52.79
10	73.3	72.3	7.75	8.37	64.87	60.06	69.99
11	74.7	74.2	6.35	6.47	41.06	40.32	41.81
12	70.0	78.3	4.05	2.37	9.60	16.40	5.60
13	79.5	80.5	1.55	0.17	0.26	2.40	0.03
14	81.1	80.8	0.05	- 0.13	- 0.01	0.00	0.02
15	83.0	81.8	- 1.95	- 1.13	7.20	3.80	1.29
16	84.3	85.1	- 3.25	- 4.43	14.60	10.56	19.66
17	85.1	84.8	- 4.05	- 15.87	- 64.27	16.4	251.73
18	87.9	88.5	- 6.85	- 7.83	53.64	46.92	61.37
19	89.2	89.9	- 8.15	- 9.23	75.22	66.42	85.27
20	89.8	89.4	- 8.75	- 8.73	70.39	70.56	76.28
21	90.7	91.8	- 9.65	- 11.13	107.40	93.12	123.97
22	91.2	92.4	- 10.15	- 11.73	119.06	103.02	137.69
23	91.7	91.8	- 10.65	- 10.93	116.40	113.42	119.55
24	92.0	91.3	- 10.95	- 10.63	116.40	119.90	113.08

25	92.3	92.35	-11.25	-11.58	130.28	126.56	134.19
26	93.0	92.4	-11.95	-9.73	116.27	142.80	94.75
27	93.1	93.5	-12.05	-12.83	154.60	145.20	164.93
28	93.5	93.3	-12.75	-12.63	141.03	142.56	159.62
29	94.0	94.7	-12.95	-11.03	194.64	147.70	220.02
30	94.1	95.1	-13.05	-14.43	188.31	170.30	208.34
31	94.2	95.2	-13.35	-17.53	245.58	229.52	307.64
32	94.2	91.4	-13.35	-10.73	162.56	229.52	115.22
33	97.0	97.9	-13.95	-17.23	274.82	254.60	297.01

Σ 2674.5 Σ 2741.96

6,732.64 6503.00 6260.38

• 81.05 ,60.67

Índice de correlación "r" obtenido = 0.97682

Índice de correlación obtenido en la serie en la que se relacionan cifras de saturación obtenidas por interrelación con las que se determinaron con el Van Slyke.

APLICACIONES A LOS ESTUDIOS DE FISIOLOGIA CLINICA

El simple estudio de la curva de disociación Fig. 1 nos hace ver, y esto fué acentuado como uno de los elementos de error, que a grandes cambios en el pO_2 corresponden grandes variaciones de la saturación. Por este motivo, pueden haber alteraciones patológicas recientes en los pulmones que apenas modifiquen la saturación, pero que producen alteraciones mayores en la presión parcial del oxígeno. De esta manera la determinación del pO_2 sirve como un utilísimo elemento para la detección de alteraciones del tejido pulmonar cuando la saturación arterial apenas muestra variación. A mayor abundamiento, la saturación arterial corregida no puede pasar del 100 %, mientras que la determinación del pO_2 medirá la presión parcial del oxígeno en solución física y en equilibrio con el suero, y esto da una idea sobre el poder de difusión del oxígeno cuando se administran mezclas ricas de

este gas.

La introducción del micro electrodo a la salida del oxigenador en un circuito de circulación extracorporea durante las operaciones a corazón abierto permite conocer de manera constante y al instante la oxigenación de la sangre que retorna al enfermo.

Durante el cateterismo intracardíaco presta una ayuda valiosísima ya que permite conocer en forma casi instantánea (20 segundos máximo) la saturación de oxihemoglobina de las cavidades y vasos que se sondan, con lo cual es posible hacer identificaciones instantáneas. El micro electrodo es más rápido y exacto que cualquier oxímetro y además, su respuesta es lineal, cosa que no tienen la mayoría de los oxímetros; y no depende de la cantidad de hemoglobina como sucede con los densitómetros que sí son lineales.

La obtención de la saturación con el método

de Van Slyke, además de lo tardado, requiere de una muestra de tamaño considerable lo que limita el número de muestras que se puedan tomar, sobre todo en los niños. La determinación de la saturación por espectrofotometría requiere una muestra de menor tamaño y tarda menos que con el Van Slyke. La medida de la saturación con cualquier oxímetro arroja datos más rápidos que los anteriores y con una muestra menor pero la precisión también es menor. Finalmente, los datos obtenidos con el micro electrodo para pO_2 son más rápidos y precisos y se efectúan sobre una muestra mucho menor que en los casos anteriores. Esto último nos permite hacer hasta más de 30 determinaciones en un niño pequeño con baja tasa de hemoglobina.

RESUMEN

1.- Se relatan los diferentes métodos para obtener la presión parcial del oxígeno de la sangre.

2.- Se describe el micro electrodo de Clark que, conectado a un amplificador adecuado, da cifras de presión parcial de oxígeno de la sangre en forma de lectura directa sobre una escala lineal. Se relata su instalación y calibración.

3.- Se tabulan las cifras de presión parcial obtenidas durante cateterismo intracardiaco y pruebas respiratorias, y a partir de éstas se determinan los porcentajes de saturación de la oxihemoglobina calculados por interpolación en una curva de disociación a 37 grados C y pH de 7.4 .

Las cifras de presión parcial medidas con el micro electrodo se confrontaron con el pO_2 deriva-

do a partir de la saturación obtenida del contenido y capacidad de oxígeno en las mismas muestras analizadas con el aparato manométrico de Van Slyke y se comprobó un índice de correlación cercano a la unidad. De esto se deduce que el nuevo método es preciso y exacto.

4.- Para terminar se dan las aplicaciones clínicas entre las que se destacan sus ventajas diagnósticas durante el cateterismo intracardiaco cuya precisión aumenta en relación directa con la velocidad con que se obtienen los datos relativos a los gases de la sangre. Se describen otras aplicaciones clínicas.

B I B L I O G R A F I A

- 1.- SEVERINGHAUS, J. W. y BRADLEY, A. P.
Electrodes for blood pO_2 and pCO_2 determination.
J. Appl. Physiol. 13:515-20, 1958.
- 2.- WEST, J. B.; LAHINI, S.; GILL, M. B.; MILLEGE
L. J. S.; PUGH, G. C. E. y GARD, M. P.
Arterial oxygen saturation during exercise at
high altitude.
J. Appl. Physiol. 17:617-621, 1962.
- 3.- NUNN, J. P.
Measurement of blood oxygen tension: handling
of samples.
Brit. J. Anaesth. 34:621-30, 1962.
- 4.- KOEPP, S. T.; TSAO, M. U.; VANDAY, A.; WILSON,
T. O.; y WILSON, J. L.
Continuous measurements of intravascular oxygen
tension in normal adults.
Journal of Clinical Investigation 41:1125-1133,
1962.
- 5.- HOGREN, A. y LINDERHOLM, H.
Oxygen and carbon dioxide tensions of arterial

- blood during heavy and exhaustive exercise.
Acta. Physiol. Scand. 44:203-215, 1958.
- 6.- POLGAR, G. y POSTER, R. R.
Measurement of oxygen tension in unstirred
blood with a platinum electrode.
J. Appl. Physiol. 15:706-11, 1960.
- 7.- CARROLL, DUGLAS.
Oxygen tension and acid-base adjustment in
cardiac failure.
Bull. Johns. Hopkins Hosp. 103:242-261, 1958
- 8.- HUCH y FULTON, J. P.
Gas exchange and transportation.
Medical Physiology and Biophysics 789-807,
1961.
- 9.- SAID, S. I.; RONALD, K.; y CROSIER, S. L.
Continuous recording in vivo of arterial
blood pO_2 in dogs and man.
J. Appl. Physiol. 16:1129-32, 1961.
- 10.- COMROE, J. H. y DRIBBS, R. D.
The oxygen tension of arterial blood and al-
veolar air in normal human subjects.
Am. J. Physiol. 142:700-707, 1944.
- 11.- RILEY, R. L.; PROEMEL, D. D. & FRANKE, R.

R.

A direct meted for determination of oxygen
and carbon dioxide tensions in blood.

J. Biol. Chem. 161:621, 1954.

12.- MURTADO ALBERTO.

Comunicación directa al Dr. Rodolfo Limón
Lason.