

ALBERTO RANGEL ABUNDIS\*

# FISIOLOGIA DE LA CIRCULACION PERIFERICA

## I. ASPECTOS BIOFISICOS

**E**N 1628 SE INICIA la historia del conocimiento de la circulación y corresponde a W. Harvey el mérito de haber descrito objetivamente, la circulación de la sangre a través del corazón y los vasos, sentando así las bases de la fisiología experimental.

En el presente siglo, el conocimiento de la circulación periférica, lejos de ser completo, ha avanzado notablemente gracias al progreso técnico que ha hecho posible el estudio de los fenómenos biológicos.

### TÉCNICAS DE LA CIRCULACIÓN PERIFÉRICA

Cuando se miden los cambios circulatorios en una región dada, éstos son la resultante de las variaciones de flujo en los elementos anatómicos que constituyen la región bajo estudio, v.g. si son estudiadas las va-

riaciones de flujo en una mano, éstas son debidas tanto al flujo que pasa a través de los músculos, piel, grasa, hueso, como del flujo capilar (nutriente) y del que circula a través de los shunts arteriovenosos. En ocasiones es posible medir el flujo sanguíneo de los elementos separadamente de los demás, pero esto no es lo común, pues es mucho más frecuente el estudio del flujo total que comprende a todos los elementos arriba enumerados.

*Pletismografía.* Este es uno de los métodos de estudio de la circulación periférica en el cual se estudian las variaciones de volumen de una región del organismo producidas y determinadas por el estado de plenitud de los vasos sanguíneos. La pletismografía es uno de los viejos procedimientos empleados en la investigación fisiológica. Esta técnica ha sido utilizada en varias modalidades para el estudio de la circulación en muchas áreas del cuerpo, como el bazo, los riñones, las extremidades, los dedos de las manos y los pies.

\* Médico adscrito al Departamento de Fisiología Cardiopulmonar Aplicada del C. M. La Raza. I.M.S.S. Profesor Conferencista de la Clínica 2 de Cardiología. Fac. de Medicina. U.N.A.M.

En la pletismografía digital se hace el registro de los cambios de volumen en una masa de tejido que es el dedo. Las mediciones de las variaciones de volumen son proporcionales a los cambios de flujo sanguíneo en la extremidad.

El principio en el cual se basa la técnica pletismográfica es bastante simple: la región corporal en estudio se coloca en un reservorio o receptor de paredes indeformables que contiene un pequeño orificio situado en su pared que a su vez comunica la cavidad de éste con el transductor por medio de un tubo de material inextensible. Todo aumento de volumen del segmento corporal bajo estudio provoca un desplazamiento del fluido contenido en el reservorio y este cambio de volumen, representativo de las variaciones circulatorias, es inscrito en aparatos adecuados de registro.

Con este procedimiento es posible obtener valores de flujo sanguíneo periférico expresados en ml/min/100 g de tejido, para lo cual es necesario ocluir la circulación venosa sin impedir la entrada de sangre, por unidad de tiempo, que se acumula en la extremidad distal a la oclusión.

Esta técnica es la que más hemos empleado en nuestro departamento, es por eso que una gran parte de las ilustraciones corresponde a trazos de pletismografía digital.

*Termometría cutánea.*—Esta técnica ha sido empleada para estimar el flujo sanguíneo en la piel. La temperatura de la piel depende del calor producido por el cuerpo (metabolismo, temperatura de la sangre), de la conductividad de los tejidos, del color de la piel y del calor que se pierde en la superficie de la piel al contacto con el medio exterior; la cantidad de flujo sanguíneo que llega a la piel está en proporción directa con los cambios de temperatura de la misma y la medición de este parámetro da una estimación aproximada del flujo sanguíneo en la piel.

Para medir la temperatura cutánea se han empleado termómetros de mercurio, termopares de cobre y constantanio, termómetros conectados a un circuito cuya resistencia aumenta o disminuye cuando aumenta la temperatura (termistores), etc.

*Curvas de dilución.*—Esta técnica consiste en inyectar un indicador (colorante, hidrógeno, isótopo, etc.) dentro del árbol circulatorio y detector su paso por el órgano bajo estudio (corazón, riñón,

higado, etc.) por medio de un sistema analizador ad hoc: un densitómetro o un colorímetro para el colorante, un electrodo de platino para registrar el paso del hidrógeno o un detector de centelleo para captar la radiación emitida por el indicador isotópico. El detector registra las variaciones de concentración (mg/ml o cuentas/min) del indicador por unidad de tiempo cuando éste pasa a través del órgano estudiado: el resultado práctico es que se obtiene una gráfica de concentración vs. tiempo a partir de la cual se calcula el gasto circulatorio en ml/min que irriga una región dada. Este procedimiento ha sido muy empleado para estudiar la hemodinámica de las fístulas arteriovenosas periféricas.

*Empleo de radioisótopos.*—a) Depuración de sustancias radioactivas: Consiste en inyectar una sustancia radiactiva en las masas musculares de la extremidad o región corporal bajo estudio; una vez que la sustancia radiactiva se distribuyó por la masa muscular hasta alcanzar los capilares, ésta es eliminada progresivamente en el transcurso del tiempo; el grado de eliminación del isótopo está relacionado directamente con la magnitud del flujo sanguíneo que irriga a los músculos. La curva de eliminación del radioisótopo es detectada por medio de un cristal de centelleo sensible a las radiaciones emitidas por el indicador y que es colocado sobre la región corporal estudiada. b) Tiempo de circulación: Es posible determinar el tiempo que tarda el indicador en recorrer la distancia comprendida entre el sitio de la inyección (v.g. vena del pliegue del codo) y el de detección (v.g. corazón). c) Curvas de dilución: Igual que los colorantes, los radioelementos pueden ser empleados para obtener curvas de concentración vs. tiempo a partir de las cuales es posible calcular el flujo sanguíneo, en valores absolutos que pasan por determinado territorio vascular. d) Cintigrafía: Para llevar a cabo este procedimiento es necesario inyectar intrarterialmente partículas de albúmina marcada con I-131 menores de 100 micras (Macroagregados); dichas partículas se distribuyen uniformemente a través de todas las zonas irrigadas por la arteria escogida por la punción y finalmente son detenidas por los capilares, cuyo diámetro es menor que el de las partículas; a partir de este momento, la región corporal estudiada es colocada bajo un detector de radiaciones gamma del tipo de la cámara de Anger, con la que se obtienen imágenes parecidas a las angiográficas y que

hacen patente la circulación capilar. Los macroagregados son reabsorbidos por el organismo del paciente en el transcurso del tiempo, evitando todo peligro posible de trombosis producida por las partículas.

*Fotografía infrarroja.*—Esta técnica es empleada para visualizar las venas superficiales del cuerpo; para ello se emplean: a) una fuente de luz infrarroja con la cual es iluminada la parte bajo estudio; b) un filtro infrarrojo que absorbe las luces ultravioleta, roja y azul reflejadas por las venas y sólo deja pasar la luz infrarroja reflejada por la piel; y c) película sensible a la luz infrarroja en la cual se imprimen las fotografías valiéndose de cualquier cámara, de manera que en el negativo las venas estarán en negro y la piel en blanco.

*Calorimetría.*—Esta técnica consiste en colocar a la extremidad bajo estudio dentro de un recipiente con agua cuya temperatura se conoce; si la temperatura de la extremidad es mayor que la del agua, la primera pierde calor, ganándolo la segunda hasta que la temperatura de ambas es igual estableciéndose un equilibrio; la rapidez con la cual es alcanzado este equilibrio, está en función de la magnitud del flujo sanguíneo que pasa por la parte bajo estudio. De esta manera es posible calcular el flujo en ml/min/100 g de tejido.

Recientemente ha sido posible construir aparatos que registran las variaciones instantáneas de gasto circulatorio.

*Oftalmoscopia, visualización de la vascularidad de la esclerótica y capilaroscopia del lecho ungueal.*— Con estos procedimientos es posible hacer una estimación cualitativa de la circulación arterial, venosa y capilar de retina, esclerótica y lecho ungueal respectivamente. Estas tres técnicas son empleadas desde hace mucho tiempo en el estudio clínico de los pacientes con aterosclerosis, hipertensión, diabetes, eclampsia, fragilidad capilar, trombosis capilares, enfermedad de Raynaud, tromboangiitis obliterante, etc.

*Angiografía.*— Consiste en abordar la luz de un vaso arterial o venoso por medio de una sonda o una aguja, a través de los cuales es inyectada una sustancia radiopaca. Posteriormente se imprimen placas radiográficas de los territorios vasculares que impregna y por los que se distribuye dicha sustancia.

La angiografía ayuda a conocer, sobre todo la morfología normal o alterada de la red vascular; sin embargo, en casos particulares es posible observar los cambios vasomotores producidos por un fármaco v.g. vasodilatación coronaria ó vasoconstricción renal producidas por la inyección de determinadas sustancias activas.

### FACTORES DETERMINANTES DEL ESTADO DE PLENITUD DE LOS VASOS SANGUINEOS PERIFÉRICOS

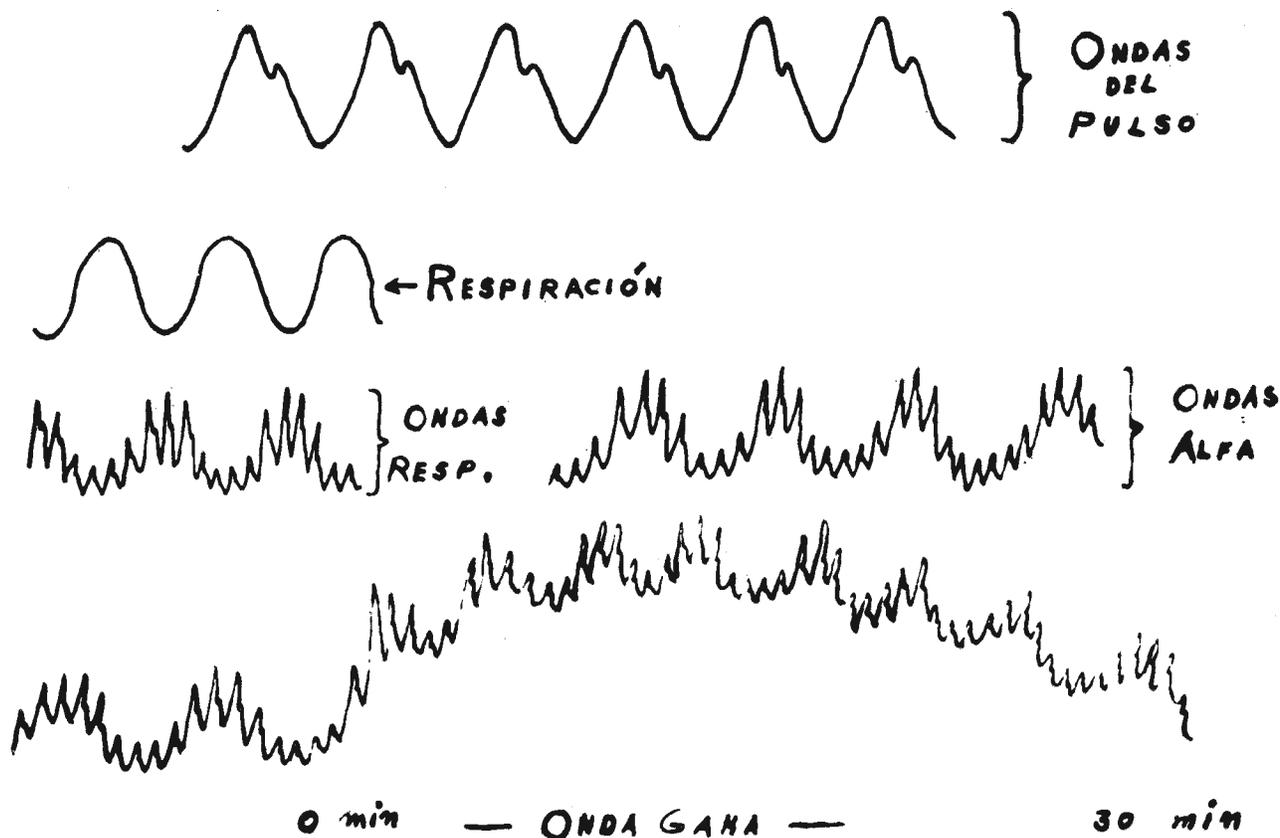
El estado de plenitud de los vasos sanguíneos periféricos está determinado por múltiples factores: la modalidad del aflujo y del eflujo sanguíneo; la calidad de la pulsación originada por el latido cardíaco; la dinámica circulatoria; la calidad intrínseca de la pared vascular pulsátil (elasticidad, distensibilidad, tono); los cambios a que está sujeta esta pared, provocados por reacciones nerviosas, químicas y humorales; la circulación de la linfa; los cambios de compartimento del líquido extracelular y las variaciones de presión intratorácica.

*Modalidad del Aflujo y del Eflujo.*— El registro de los cambios de volumen de la sangre dentro de la parte es la suma de la multitud de cambios de volumen que ocurren en varios grados, direcciones y en muy diversas proporciones.

Las variaciones en el volumen de la sangre en una región son principalmente las responsables de los cambios de volumen de la misma. Esta sangre está contenida en varios tipos de vasos sanguíneos: pequeñas arterias, arteriolas, capilares, vénulas, pequeñas venas y shunts arteriovenosos.

El trazo de la onda del pulso es la curva de volumen-tiempo producida por el cambio de volumen sanguíneo de entrada y el volumen de salida durante el ciclo del pulso. Un ascenso de la deflexión ocurre cuando el volumen de entrada excede al de salida en relación al tiempo; así que la curva de volumen-tiempo es igual a las variaciones volumétricas de la zona explorada, provocadas por la diferencia, en el tiempo, de la cantidad de sangre que entra por el segmento proximal y que sale por el segmento distal. (fig 1).

Durante la sístole cardíaca se inscribe la deflexión ascendente de la onda del pulso, lo que significa que el volumen sanguíneo aferente es mayor



## PLETISMOGRAMA

Fig. 1. Trazos pletismográficos registrados en la extremidad digital. Las ondas del pulso son cambios de volumen producidos por variaciones de gasto durante el ciclo cardíaco. Las ondas respiratorias se producen sincrónicamente con los movimientos ventilatorios y son consecuencia de las variaciones cíclicas de la presión intratorácica. Las ondas alfa son debidas a la vasomoción local, se presentan con una frecuencia de 2 a 6 por minuto. Las ondas gamma son producidas por las variaciones en el intercambio del líquido linfático y su frecuencia de aparición es muy baja.

que el eferente; durante la diástole se inscribe el segmento descendente que incluye la incisura y onda dicota y presenta una situación hemodinámica inversa a la anterior.

Cuando se inscribe la rama ascendente de la curva del volumen del pulso, la cantidad de sangre que entra por las arterias de la extremidad es mayor que la cantidad de flujo que sale de la extremidad por las venas. La eyección de sangre del corazón provoca una repentina irrupción de sangre

dentro de la extremidad (si bien asociada con el aumento de la salida de sangre), en este momento el aflujo excede al eflujo. Durante el intervalo de tiempo de la caída de la rama descendente de la onda del pulso (correspondiente al período diastólico del ciclo) la cantidad del eflujo excede al aflujo excepto en la onda ascendente de la muesca dicota. Esta diferencia continúa hasta el principio de la próxima onda del volumen del pulso.

CALIDAD DE LA PULSACIÓN ORIGINADA  
POR EL LATIDO CARDÍACO

La fuente de energía de la circulación es la fibra miocárdica. La contracción de la pared miocárdica engendra una fuerza que, repartida sobre el área de superficie interior del músculo cardíaco, equivale a la presión producida. En la fase de contracción isométrica la presión hidrostática gravita del mismo modo sobre cada unidad de superficie de la pared del corazón y sólo cuando la presión intraventricular supera a la arterial, se abren las válvulas semilunares y se inicia el desplazamiento de volumen. El trabajo realizado es el producto del volumen y la presión (p.V.); para la fibra muscular es: fuerza multiplicada por el camino recorrido + el trabajo de la aceleración. Parte del trabajo efectuado por los ventrículos se acumula en los vasos elásticos en forma de energía potencial, que a su vez se transforma en energía cinética, dando lugar al desplazamiento de volumen. La onda del pulso está en función de los factores periféricos, por lo tanto, en el sujeto normal el aumento o la disminución de la contracción cardíaca estará en función de las necesidades periféricas, excepto cuando esta disminución es producida por la insuficiencia cardíaca en la que hay una falla de la fibra miocárdica, por lo que el corazón no puede responder a las necesidades de la periferia.

Cuando se agota la reserva del corazón entonces sobreviene la insuficiencia cardíaca; el organismo en este momento pone en juego los mecanismos periféricos con objeto de prevenir el colapso circulatorio, uno de estos mecanismos es el aumento de la resistencia periférica por disminución del área seccional, por lo que la presión arterial se mantiene en los valores anteriores, sosteniendo la vida del sujeto, hasta un momento en que la insuficiencia de la fibra miocárdica sobrepasa sus límites impuestos por el aumento de la resistencia periférica por lo que ocurre el estado de choque disminuyendo la presión arterial; cuando, en estas condiciones, se administran digitálicos y se mejora la contracción de la fibra miocárdica, aumenta la presión arterial.

*La Dinámica de la Circulación.*— Los principios que gobiernan el flujo de los fluidos en los tubos rectos, cilíndricos y rígidos están bien establecidos. El conocimiento de estos principios ayuda a entender la circulación de la sangre en el hombre; sin embargo, hay diferencia en el flujo entre

## CURVA ARTERIAL

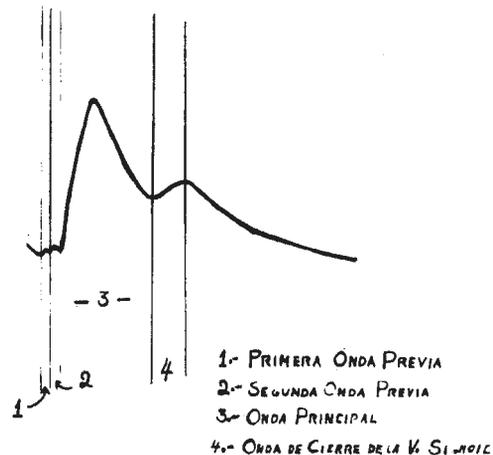


Fig. 2. Curva de presión intrarterial registrada a través de un traductor de presión tipo Statham (Explicación en el texto).

esos tubos cilíndricos, rectos y rígidos y los vasos sanguíneos del hombre que son tortuosos, cónicos y elásticos.

El flujo sanguíneo está en función de la diferencia de presión sanguínea entre dos puntos, la viscosidad de la sangre, la longitud y el radio de los vasos.

*Flujo.*— Es la cantidad ó volumen de un fluido que pasa por una sección en la unidad de tiempo. El flujo es expresado por la letra Q. En una tubería de sección recta s, en que el líquido lleva una velocidad de valor u, el gasto será  $Q = s \cdot u$ , y es expresado en ml por segundo ó por minuto.

En el hombre adulto con superficie corporal de 1.70 m<sup>2</sup>, el flujo sanguíneo es aproximadamente de 5 lts por minuto, así por ejemplo, el ventrículo izquierdo bombea 5 litros en un minuto y esta misma cantidad atraviesa cada sección del sistema vascular: 5 litros por minuto pasan a través de la aorta, los grandes troncos arteriales y arterias medianas, las arteriolas, los capilares, las vénulas, los plexos venosos, las venas de mediano calibre y la vena

cava; este mismo volumen regresa a la aurícula derecha.

**Resistencia.**— La resistencia se puede definir como la oposición al flujo y es designada con la letra R. La resistencia al flujo depende de varios factores como son el área de sección del tubo, la viscosidad de la sangre y la diferencia de presión entre los puntos a través de los cuales pasa el fluido. Una unidad de resistencia periférica (1 URP) es la resistencia que se engendra cuando pasa un flujo de un milímetro cúbico por minuto entre dos puntos y con una diferencia de un milímetro de mercurio entre estos dos puntos.

**Relación Entre Flujo, Presión y Resistencia.**— Esta relación se representa con una ecuación que es similar a la fórmula eléctrica de Ohm, que establece que  $I = E/R$ , donde I es la corriente, E es la fuerza electromotriz y R es la resistencia. La fórmula hidráulica es  $Q = (P^1 - P^2)/R$ . Esta ecuación indica que el flujo sanguíneo aumenta conforme lo hace el numerador con respecto al denominador, esto es, por aumento de la diferencia de presión entre los puntos  $P^1$  y  $P^2$  ó por descenso de la resistencia. La diferencia de presión puede ser agrandada por elevación de la cabeza de presión o sea por el aumento del gradiente de presión entre el ventrículo izquierdo y la aurícula derecha (carga hidrostática); si la resistencia permanece constante el flujo debe aumentar. Si la diferencia de presión entre  $P^1$  y  $P^2$  permanece constante (por disminución del gradiente de presión entre el ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda) aumentando el área de sección, el flujo debe aumentar.

La fórmula puede ser reordenada de la siguiente manera:  $P^1 - P^2 = Q \times R$ . La igualdad muestra ahora los factores que alteran la diferencia de presión entre dos puntos en un tubo. La ecuación indica que la diferencia de presión  $P^1 - P^2$  puede ser disminuida por reducción del flujo o de la resistencia, ó de ambas; esto es, que la diferencia de presión es directamente proporcional al flujo y a la resistencia.

La fórmula también puede ordenarse como sigue:  $R = (P^1 - P^2) / Q$ .

**Velocidad del Flujo Sanguíneo.**— La velocidad del flujo puede ser definida como la distancia que recorre un fluido con respecto al tiempo y frecuen-

temente se expresa en cm entre segundo. La velocidad varía directamente con el volumen del flujo e inversamente al área seccional.

**Diámetro del vaso.**— La velocidad del flujo a través de un vaso, es inversamente proporcional al diámetro del mismo, si permanece constante el flujo (que puede obtenerse disminuyendo la carga hidrostática); la velocidad disminuye en proporción al cuadrado del aumento del diámetro del tubo: duplicando el diámetro del tubo se reduce a  $1/4$  el valor previo. Esto se expresa con la fórmula . . . . .  $V = 1/d^2$  donde V es la velocidad en cm por segundo y d es el diámetro del vaso. También . . . . .  $V = Q/d^2$ .

**Área seccional.**— La velocidad disminuye cuando el área de sección aumenta, permaneciendo el flujo (Q) constante. Esta relación es expresada . . .  $V = Q/A$  donde V es la velocidad en cm por segundo, A es el área seccional en  $cm^2$  y Q es el volumen del flujo en ml por segundo.

**Presión Terminal y Presión Lateral.**— La sangre que fluye por un tubo ejerce una presión hacia adelante y una presión lateral. Estas presiones varían principalmente con el flujo (Q); la viscosidad ( $\mu$ ), la longitud (L) y el radio (r) del vaso; además para la presión final se le suma la energía de velocidad cuando la presión se mide enfrentándose a la dirección del flujo.—

**Presión lateral.**— Es la presión de la sangre contra la pared del tubo y es llamada "energía de posición".

Puede ser medida convenientemente por medio de un tubo de Pitot el cual se inserta en dirección perpendicular a la pared del vaso. La altura a la cual se eleva la sangre en el tubo indica el grado de presión que existe. La presión lateral decrece cuando aumenta la velocidad.

**Presión terminal.**— (Presión delantera) puede ser medida con un tubo de Pitot curvo insertado en el vaso y con la curvatura dirigida contra la corriente. La diferencia de altura de la columna de Pitot y la curvatura del tubo es la medida de la cabeza de presión.

**Ley de Bernouilli.**— La ecuación de Bernouilli se refiere a los líquidos en régimen permanente y sin fricciones y dice: "que la suma de la presión lateral y de la cabeza de presión es igual a una constante". La ecuación se expresa así: . . . . .  $P + HDg/1/2DV^2 = K$ .

P es la presión en mmHg; h es la altura en cm que alcanza el fluido en el tubo de Pitot, respecto al plano de referencia; D es la densidad del líquido en gramos por ml; g es la aceleración debida a la gravedad (980 cm/seg<sup>2</sup>); V es la velocidad del flujo en cm/seg. Esta ley establece también que la presión lateral varía en razón inversa a la velocidad o sea cuando la velocidad aumenta, disminuye la presión lateral. Una baja velocidad se asocia con una gran presión lateral y con una pequeña presión delantera ó final. Si aumenta la velocidad del flujo entonces disminuye la presión lateral y aumenta la presión delantera.

FACTORES QUE AFECTAN LA RESISTENCIA AL FLUJO SANGUÍNEO.—

La resistencia al flujo sanguíneo aumenta conforme se incrementan la viscosidad ( $\mu$ ) de la sangre y la longitud del vaso (L) y en tanto cuanto disminuyen el diámetro del vaso (d) o su área de sección (A).

Viscosidad.— Se llama viscosidad de un fluido a la resistencia al deslizamiento entre dos tablas imaginarias del fluido, supuestas en movimiento relativo. En ciertos líquidos, este fenómeno es muy notable como en el caso de la glicerina, de los aceites lubricantes, de las soluciones concentradas de azúcares, etc.; no así, en cambio, en los gases y en algunos líquidos como el éter y el alcohol que son poco viscosos o como también se dice muy fluidos.

La experiencia nos enseña que cuanto más alejada esté la tabla de fluido que se considera estar en movimiento, se deslizará con mayor velocidad en relación a la tabla fija. Es condición que el flujo sea laminar y poco profundo.

La viscosidad depende de una constante, diferente para cada fluido y cada temperatura y recibe el nombre de coeficiente de viscosidad. La unidad en el sistema cgs es el poise que tiene las dimensiones de gramo/cm seg. El coeficiente de viscosidad, para los líquidos, disminuye al crecer la temperatura.

A mayor viscosidad, mayor resistencia al flujo. La viscosidad también puede ser medida en términos relativos tomando como unidad la viscosidad del agua destilada. La viscosidad específica del plasma es de 1.5 con relación a la del agua. La sangre entera del anémico es dos veces más viscosa que el

agua y la del policitémico es 20 veces más viscosa que el agua. La viscosidad de la sangre depende principalmente de la concentración de hematies y en menor grado depende también de las proteínas del plasma y de otros componentes. Siendo la viscosidad un valor relativo, ésta depende de la velocidad a la cual el fluido dado circula por un sistema de tubos; mientras mayor sea la velocidad del flujo, menor será la viscosidad y viceversa; de ahí que cuando se produce estasis vascular, la viscosidad de la sangre aumenta.

Longitud del vaso.— De acuerdo con la Ley de Poiseuille, la resistencia al flujo sanguíneo es proporcional a la longitud del vaso. Al aumentar la longitud crece la resistencia al paso del líquido, y como la resistencia es inversamente proporcional al flujo, éste disminuye.

Diámetro.— La resistencia al flujo es inversamente proporcional a la cuarta potencia del diámetro  $R = 1/d^4$ . Si el diámetro se duplica la resistencia disminuye y el flujo aumenta 16 veces.

Area del vaso.— La resistencia al flujo es inversamente proporcional al cuadrado del área de sección del vaso  $R = 1/A^2$  y al volumen del flujo.

Ley de Poiseuille.— Esta ley correlaciona los factores que determinan el paso de los fluidos a través de un tubo. La ley establece que el volumen de un fluido (Q) que pasa a través de un tubo en la unidad de tiempo es directamente proporcional a la diferencia de presión entre dos puntos ( $P^1 - P^2$ ) y al cuadrado del área de sección del tubo ( $A^2$ ) y es inversamente proporcional a la longitud del tubo (L), al coeficiente de viscosidad ( $\mu$ ) y a una constante que es 8. (Factor de error encontrado experimentalmente). Aumentando los factores del numerador ó disminuyendo los del denominador, el flujo aumenta.

$$Q = \frac{(P^1 - P^2) \times A^2}{L \times \mu \times 8}$$

Donde  $P^1 - P^2 =$  Diferencia de presión en dinas por cm<sup>2</sup>

A = Area de sección del tubo en cm<sup>2</sup>

L = Longitud del tubo en cm

- mu = Viscosidad en poises ó en dinas seg/cm<sup>2</sup>  
 Q = litros por minuto

Pérdida de la presión por fricción.— La pérdida de presión, de un líquido que pasa a través de un tubo, ocurre como consecuencia del flujo laminar o del flujo turbulento. El flujo laminar se presenta, generalmente, en los vasos de pequeño diámetro; mientras que el flujo turbulento ocurre en los vasos rugosos y de gran diámetro.

## RESUMEN

- 1) La presión lateral es inversamente proporcional a la velocidad.
- 2) La resistencia varía con la longitud del tubo; es proporcional a la superficie de fricción.
- 3) La resistencia es proporcional al cuadrado de la velocidad; si se mantiene constante la velocidad, la resistencia es inversamente proporcional a la sección del tubo.
- 4) Si la sección del tubo permanece constante, la velocidad de flujo de un líquido dado es proporcional al gradiente de presión.
- 5) Si la presión permanece constante, la velocidad es directamente proporcional al área de sección del tubo; la cantidad de líquido que pasa por él en la unidad de tiempo (gasto) es proporcional a la cuarta potencia del diámetro del tubo.
- 6) En un tubo de diámetro variable, la velocidad se modifica en razón inversa y la presión lateral en razón directa, del área de sección.

## CALIDAD INTRINSECA DE LA PARED VASCULAR PULSATIL.

Con cada latido cardíaco, la elevación sistólica en la presión sanguínea, expande las paredes de la aorta ascendente. Esta expansión viaja rápidamente a través de las paredes de las arterias como una onda elástica de amplitud decreciente que se palpa clínicamente como el pulso periférico.

El contorno de la onda del pulso está determinado por la energía generada por la bomba cardíaca y por las cualidades elásticas del medio a través del cual viaja la energía.

El medio en el cual se transmite la onda del pulso, está constituido por las paredes de los vasos llenos de sangre.

Las propiedades elásticas de las paredes se basan sobre dos componentes: las fibras elásticas que son de naturaleza pasiva, y los elementos musculares capaces de una contracción activa.

El tono de las fibras musculares que se encuentran en las paredes arteriales, ejerce una influencia decisiva sobre el contorno de la onda del pulso.

*Relación Entre la Presión, la Tensión de la Pared Vascular y el Calibre de los Vasos.*— La ley de Laplace establece que la tensión de la pared de un cilindro hueco elástico es directamente proporcional al producto del radio (r) y de la presión (P) que se ejerce sobre el cilindro (T-Pr). Aplicando este principio a la hemodinamia, P es la diferencia entre las presiones interna y externa del vaso y se le mide en dinas por cm<sup>2</sup>; T es la tensión de la pared en dinas por cm de longitud y r es el radio del cilindro en cm.

La tensión de la pared del vaso depende de dos componentes principales: 1) una tensión elástica debida al estiramiento de los tejidos y 2) la contracción de las fibras musculares lisas.

En la aorta y en las grandes arterias la presión media es de 100 mmHg, el radio de la aorta es de, aproximadamente, 1.3 cm y la tensión en la pared de 173 369 dinas por cm de longitud . . . . . (100 x 13.6 x 98.1 x 1.3). En los capilares, sin embargo, la presión es de 30 mmHg, el radio es de 4 micras (0.0004 cm) y la tensión es de 16 dinas por cm de longitud (30 x 13.6 x 98.1 x 0.0004).

*Cierre Crítico de los Vasos.*— En la aorta y en las grandes arterias existe una gran presión intravascular y el radio de las mismas es grande, por lo tanto, la tensión de sus paredes es grande; en cambio en los capilares la presión y el radio son mucho menores, de donde la tensión de la pared vascular es mucho menor.

La ecuación de Laplace puede ser expresada en la siguiente fórmula:

$P = T/r$  en donde T, que es la tensión de la pared vascular, depende de dos factores: la tensión pasiva elástica y la tensión activa debida a la contracción del músculo liso que existe en las arteriolas.

Los vasos sanguíneos siguen esta ley dentro de una amplia escala de valores; así, si la presión intravascular disminuye, la pared vascular sufre menos estiramiento, por lo tanto, la tensión disminuye y el radio del vaso también disminuye debido a la contracción activa del músculo liso vascular; de esta manera se establece un nuevo equilibrio en el que igualan ambos miembros de la ecuación de Laplace. Si la presión intravascular aumenta, entonces tiene lugar un ajuste similar al anterior, pero en dirección opuesta.

La Ley de Laplace deja de ser cierta cuando la presión ha disminuido a un determinado nivel en que la tensión pasiva de la pared vascular es igual a cero; en este momento la tensión (T) del vaso sólo depende de la tensión activa debida a la contracción de la fibra muscular lisa; en este momento se desequilibra la ley de Laplace, siendo mayor el segundo miembro de la ecuación.

$P = T/r$  indicando que las fuerzas que constriñen el vaso son mayores que las que tienden a expandirlo, y por lo tanto, éste tiende a cerrarse.

A esta tendencia de cierre vascular, se le llama cierre crítico y a la presión a la cual éste ocurre se le llama "presión crítica de cierre".

Este cierre crítico puede alcanzarse no solamente disminuyendo la presión intravascular sino aumentando la tensión activa muscular (tono vasomotor).

Además, según la ecuación, cuanto menor es el radio, menor será la tensión requerida para vencer la presión que expande el vaso (presión intravascular); así en los pequeños vasos un aumento leve de tensión o una pequeña disminución de la presión será suficiente para cerrarlos.

Implicación fisiológica del "cierre crítico".— En el lecho vascular periférico, los vasos pequeños se abren y se cierran continuamente debido a cambios físicos y los factores que deciden la apertura o el cierre de los vasos en un momento dado, son pequeñas diferencias de la presión y el tono vasomotor.

La importancia de este fenómeno queda patente en la regulación local y en la distribución del flujo sanguíneo regional de acuerdo con los requerimientos tisulares, desviando el flujo hacia territorios metabólicamente activos, y disminuyéndolo temporalmente de las áreas inactivas.

Esta regulación está mediada por las arteriolas y metarteriolas precapilares cuyos esfínteres musculares controlan el cierre y la apertura de los

vasos. El cierre crítico tiene lugar en las regiones en donde la presión intravascular ha disminuido suficientemente (choque por hipotensión) o en donde la tensión activa es muy grande (espasmo vascular).

*Relación Entre Tensión y Diámetro.*— Esta relación puede ser claramente ilustrada imaginando un globo de caucho parcialmente inflado. Cuando se empieza a inflar un globo se observa que la región cercana a la boca se encuentra más tensa que aquella que está alejada de la misma; sin embargo, la presión del gas dentro del globo es la misma en cualquier dirección que se considere (Principio de Pascal). La pared del globo está tensa donde el diámetro es mayor y flácida donde el diámetro es menor. La fuerza total, que actúa sobre la pared, es proporcional al producto de la presión y el área total sobre la cual se ejerce la presión,  $F-PA$ , donde F es la fuerza en dinas, P es la presión en dinas por  $cm^2$  y A es el área total en  $cm^2$  sobre la cual la fuerza está actuando. El área de la superficie de un tubo cilíndrico de longitud L, que se encuentra mediante el uso de la ecuación  $2\pi rL$  donde r es el radio en cm, L la longitud en cm y

El sistema vascular también se puede considerar como un globo de hule parcialmente inflado: en los grandes vasos (mayor diámetro) la tensión es mayor y en los pequeños, como en los capilares (diámetro menor), la tensión es menor.

*Velocidad del Pulso.*— La distensión de las paredes de la aorta, producida por la irrupción de sangre desde el ventrículo, produce una onda que viaja por todo el árbol arterial con una velocidad que se puede calcular de la siguiente manera: se divide la distancia que recorre la onda del pulso entre el tiempo que tarda en recorrerla; la distancia se puede medir desde el corazón hasta la extremidad digital; el tiempo se determina mediante el registro simultáneo del fonocardiograma y de la onda digital pletismográfica del pulso y de él se mide el tiempo que transcurre entre la apertura de las válvulas semilunares y la aparición de la onda del pulso; este intervalo de tiempo se divide entre la distancia que hay desde el cuarto espacio intercostal izquierdo (borde esternal) hasta el dedo.

Normalmente el promedio de velocidad oscila entre 6 y 11 metros por segundo; la velocidad del pulso en un sujeto con enfermedad obstructiva en las piernas puede ser menor de 2 metros por segundo.

El principal factor que afecta la velocidad del pulso en el estado de rigidez de la pared del vaso sanguíneo; los vasos elásticos transmiten la onda lentamente, mientras que los rígidos lo hacen rápidamente, razón por la cual la velocidad se acelera en la aterosclerosis.

La velocidad del pulso difiere en las diferentes porciones de las extremidades, siendo más rápida en las proximales que en las distales. La velocidad lenta en las piernas de los pacientes con coartación aórtica, puede ser debida al largo trayecto que la onda del pulso tiene que recorrer para atravesar los vasos sanguíneos colaterales.

*La Curva de Presión Arterial.*— En la curva de presión hay que distinguir las siguientes ondas: primera y segunda ondas previas, onda principal, onda terminal y segmento intermedio (fig. 2). La primera onda previa es poco frecuente, corresponde cronológicamente a la fase de transformación del ventrículo y se debe, seguramente, al abombamiento de la válvula semilunar hacia el lumen de la arteria. La segunda onda previa, en estrecha relación con el ascenso tensional isométrico del corazón, se debe a un mayor abombamiento del plano ventricular y probablemente sufre un aumento de amplitud por el cierre de la válvula aurículo-ventricular, la onda principal corresponde a la fase de expulsión cardíaca; comienza con la apertura de la válvula semilunar y acaba con el cierre de la misma; el cierre queda marcado en la rama descendente en forma de incisura o acodadura.

Las interpretaciones propuestas para explicar el origen de la onda dicota, no están absolutamente comprobadas: algunos suponen que dicha onda está producida por el retorno de la columna sanguínea al chocar contra el estrechamiento arterial constituido por los vasos periféricos; otros piensan que la dicota está producida por el choque de la columna sanguínea contra las válvulas sigmoideas durante el movimiento retrógrado de la sangre en la aorta en el curso de la diástole; finalmente hay quien sostiene que el origen de la onda dicota es la am-

plificación selectiva de ciertas vibraciones armónicas del sistema oscilante constituido por el árbol arterial. La llamada onda terminal traduce una vibración atribuible, a pesar de su lejanía al cierre de la válvula. El fragmento siguiente, de descenso tensional lento, recibe el nombre de segmento intermedio; en esta fase la pared arterial cede la energía acumulada y la sangre es transportada al sistema capilar venoso.

*Curvas del Pulso Normal en Varias Regiones.*— La forma del registro de la onda del pulso difiere, según las regiones del sistema vascular; son distintas entre sí las características de las ondas del pulso aórtico, braquial, femoral, radial, pedio, de los dedos de las manos y de los pies.

Pulso aórtico: Si el registro se hace por intermedio de una aguja insertada en la aorta, se obtiene una onda del pulso con las siguientes características: 1) El comienzo de la rama anácrota se inscribe simultáneamente con el primer tono cardíaco, esto es, al abrirse las válvulas semilunares; 2) la onda dicota se inscribe en el momento en que ocurre el segundo tono cardíaco, lo cual marca el cierre de las válvulas semilunares; 3) la rama catácrota, coincide con el tercer tono cardíaco.

El pulso braquial es similar al aórtico y sólo se distingue de él por ser menos redondeado.

Pulso femoral: Se presenta tardíamente en relación con el pulso braquial; normalmente su amplitud es mayor que la del pulso braquial (debido, probablemente, a la reflexión de las ondas en la periferia).

Pulsos radial y pedio: El pulso en estos lugares se presenta después de que lo han hecho los pulsos braquial y femoral y es de morfología similar a ellos pero de menor amplitud.

Pulsos de los dedos de las manos y de los pies: Se registran por medio de la pletismografía digital y aparecen después que las ondas radial o pedia respectivamente; el pulso del dedo de la mano se inicia un poco antes que el del orjeo y es de mayor amplitud.

## FISIOLOGÍA DE LA CIRCULACIÓN PERIFÉRICA

### REFERENCIAS

- 1) BAIN, W.H., AND HARPER, A.M. "Blood flow through organs and tissues". E. and S. Livingstone Ltd. London, 1968. pp. I - XX, pp. 1 - 515.
- 2) BURCH, G.E. "Digital plethysmography". Grune and Stratton. N.Y., 1954. pp. I - VIII, 1 - 134.
- 3) GLASSER, O. "Medical physics". The Year Book Publishers Inc. Vol. II, Chicago, 1950, pp. I - XXVI, 1 - 1227.
- 4) GREEN, H.D. "Circulation. Blood flow Measurement". In Methods in Medical Research. Vol. I. Van R. Potter ed. The Year Book Publishers Inc. Chicago, 1948. pp. 66 - 220.
- 5) MENDLOWITZ, M. "The digital circulation". Grune and Stratton. N.Y., 1954. pp. I - XII, 1 - 182.
- 6) WIGGERS, C.J. "Circulatory dynamics. Physiologic studies". Grune and Stratton. N.Y., 1952. pp. I - VII, 1 - 107.
- 7) WINSOR, T. "Peripheral vascular diseases. An objective approach". Charles C. Thomas Pyblisher. U.S. A., 1959. pp. I - XVIII, 1 - 845.

MATERIAL Y MÉTODOS:

Se utilizaron 12 perros de raza indeterminada, de sexo femenino y de un peso comprendido entre 14 y 25 kilogramos, a los que sin administración de anestésico alguno, se les introdujo por la uretra, un catéter (tipo sonda de Foley) a la vejiga urinaria. El globo catéter se utilizó para fijar la sonda a vejiga e impedir extravasaciones de líquido. A través del catéter se introdujo solución salina isotónica a 36°C, en forma paulatina hasta llevar la vejiga a plenitud y desencadenar movimientos vesicales de micción. A través de este mismo catéter por medio de una llave de 3 vías, se conectó a un transductor de pre-

sión Statham, modelo P23AC y éste a su vez a un Poligrafo Grass, modelo 7 con preamplificador 7P1. Los movimientos de micción se registraron por este mecanismo y en todos los animales se obtuvo un registro de estandarización mínimo de 5 minutos y posteriormente se administraron 0.400 miligramos de Butilbromuro de Hioscina por kilogramo de peso a 6 de los animales. A los otros 6 perros se les administró 0.150 de Bromuro de Prifinium por kilogramo de peso. La vía de administración en ambos grupos fue la vía intravenosa y se registraron sus efectos hasta el retorno a los valores iniciales. El método estadístico utilizado fue una desviación de Student para 2 variables (Prueba de T).

DURACION DE LOS EFECTOS DE LA ADMINISTRACION INTRAVENOSA DE 0.150 MILIGRAMOS DE BROMURO DE PRIFINIUM Y DE 0.400 MILIGRAMOS DE BUTILBROMURO DE HIOSCINA POR KILOGRAMO DE PESO CORPORAL EN EL PERRO.

BROMURO DE PRIFINIUM		BUTILBROMURO DE HIOSCINA	
Duración en Minutos		Duración en Minutos	
x	x'	x	x'
43	1840	20	400
23	509	40	1600
55	3025	20	400
38	1444	70	2100
50	6400	35	1225
25	625	50	2500
S(x) 264	13872	S(x') 235	8225

$$\bar{x} = \frac{44.0}{2}$$

$$\bar{y} = 39.1$$

$$S_x \quad x' = \frac{13872 - 11616 + 8225 - 9292}{6 + 6 - 2} = 127.9$$

$$S_D \quad \sqrt{\frac{127.9}{6} + \frac{127.9}{6}} = \sqrt{42.6} = 6.5$$

$$t = \frac{44.0 - 39.1}{6.5} = 0.7538$$

$$\text{Grado de Libertad} = N + N - 2 = 10$$

$$P = 0.50 \text{ y } 0.40$$