

Una Ecuación Reológica para Sangre Humana Normal

SUSANA B. ALONSO, CARLOS BREGNI

Departamento de Tecnología Farmacéutica, Facultad de Farmacia y Bioquímica (UBA), Junín 956, 1113 Buenos Aires, Argentina

y JULIO A. DEIBER

Instituto de Desarrollo Tecnológico para la Industria Química (INTEC-CONICET-UNL), Güemes 3450, 3000 Santa Fe, Argentina

RESUMEN. Se ha desarrollado una nueva ecuación constitutiva tensorial para sangre humana normal, basada en los resultados obtenidos por viscosimetría de 18 muestras de sangre heparinizada, con un hematocrito promedio de 43%. La viscosidad es medida en un reómetro cono-plato a 37 °C. La ecuación constitutiva propuesta puede predecir las tres regiones asociadas con la respuesta de la tensión de corte como una función de la velocidad de corte. También se infiere que existe una región entre 20 seg^{-1} y 225 seg^{-1} donde la deformabilidad eritrocitaria es una de las causas más importantes de la pseudoplasticidad de la sangre.

SUMMARY. "A Rheological Equation for Normal Human Blood". This work presents a tensorial constitutive equation for normal human blood that can fit well viscometric experimental results averaged from 18 heparinized blood samples (hematocrit average 43%). Viscosities are evaluated in a cone-plate rheometer at 37 °C. The proposed constitutive equation is able to predict the three regions associated with the responses of the shear stress as a function of the shear rate reported experimentally in the literature. It is also inferred that there exists a shear rate transition region between 20 sec^{-1} and 225 sec^{-1} where the deformability of red cells is one of the most important causes of blood pseudoplasticity.

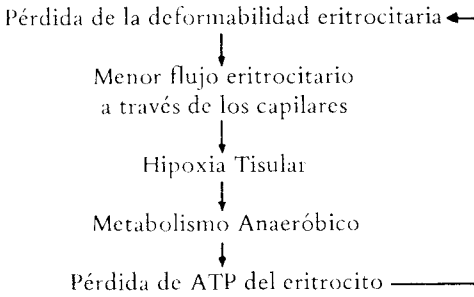
INTRODUCCION

Los cambios físico-químicos en la reología de la sangre han sido atribuidos a infarto de miocardio, oclusión coronaria, arterioesclerosis, diabetes, etc. Por lo tanto, la medida experimental de los parámetros reológicos de una ecuación constitutiva y las funciones reométricas de la

sangre, tienen un gran potencial como elementos de diagnóstico. Como sugirió Dintenfass¹, una condición patológica que cause cambios en la viscosidad puede agravar dicho problema o crear una nueva complicación. Un ejemplo típico es el siguiente:

PALABRAS CLAVE: Reología; Ecuación Constitutiva Tensorial; Sangre Humana Normal; Viscosidad; Deformabilidad Eritrocitaria.

KEY WORDS: Rheology; Tensorial Constitutive Equation; Normal Human Blood; Viscosity; Erythrocyte Deformability.



Por lo tanto, la disminución de la deformabilidad eritrocitaria genera un aumento significativo de la viscosidad sanguínea, la cual agrava el cuadro patológico. La mayoría de los estudios realizados sobre hemorreología se han dedicado a evaluar la función de la viscosidad aparente a través de ecuaciones constitutivas escritas sólo para un flujo reométrico^{2,3}. La ecuación de Casson relaciona la tensión de corte τ y la velocidad de corte $\dot{\gamma}$ de la siguiente manera:

$$\tau^{1/2} = \tau_0^{1/2} + \eta_0^{1/2} |\dot{\gamma}|^{1/2} \quad (1)$$

$$\tau^{1/3} = A (H - H_m) / 100 \quad (2)$$

donde el valor de cedencia τ_0 es una función del hematocrito normal (H) y del hematocrito mínimo (H_m), debajo del cual no hay valor de cedencia. En la ecuación (2), A es una constante.

Definimos el tensor de tensiones \underline{T} como $(-p \underline{I} - \underline{\tau})$, donde p es la presión, $\underline{\tau}$ es el tensor de tensiones extra e \underline{I} es la matriz diagonal unitaria. La función viscosidad aparente $\eta(\dot{\gamma})$ puede expresarse como:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \tau / |\dot{\gamma}| \quad (3)$$

Combinando la ecuación (1) y (3) se obtiene:

$$\eta = (\eta_0^{1/2} + \tau_0^{1/2} |\dot{\gamma}|^{-1/2})^2 \quad (4)$$

Concluimos que no hay ninguna ecuación constitutiva clásica de viscoelas-

ticidad que pueda adecuarse a la ecuación (4) bajo las condiciones reométricas del flujo. Como consecuencia de ello, es necesario obtener una ecuación general tensorial para ser aplicada a un flujo no reométrico.

Merrill y Pelletier³ han demostrado que la ecuación (1) no es válida a una velocidad de corte crítica inferior ($\dot{\gamma}_0$). Además, a altos valores de tensión de corte, la sangre humana se transforma en un fluido newtoniano:

$$\tau = \eta_\infty |\dot{\gamma}| \quad (5)$$

y por consiguiente, podemos definir una velocidad de corte crítica superior ($\dot{\gamma}_\infty$), tal que para $|\dot{\gamma}| > |\dot{\gamma}_\infty|$, la ecuación (5) sea satisfactoria. Como $\eta_0 \neq \eta_\infty$, la ecuación de Casson no puede ser aplicada dentro de este rango de velocidad de corte.

Para valores de velocidad de corte entre $|\dot{\gamma}_0|$ y $|\dot{\gamma}_\infty|$, es necesario encontrar la correspondiente expresión tensión de corte-velocidad de corte, siendo ésta una de las finalidades del presente trabajo.

Desde el punto de vista reológico, es importante considerar tres aspectos en la formulación de una ecuación constitutiva para sangre humana normal:

a. El uso de distintas ecuaciones constitutivas en diferentes regiones de velocidades de corte no resulta práctico para trabajos de investigación en dinámica de fluidos que deben resolver problemas de flujo complejos, como el de la sangre que circula a través de una válvula aórtica artificial;

b. Numerosos problemas fisiológicos fluido-dinámicos no resueltos aún, comprenden flujos geométricos muy complejos, donde la suposición denominada "campo de flujos reométricos" no es válida.

Por lo tanto, se requiere una ecuación

ción constitutiva tensorial que relacione el tensor de tensiones extra $\underline{\underline{\tau}}$ y el tensor velocidad de deformación $\underline{\underline{\dot{\epsilon}}}$, el cual es función del gradiente de velocidad $\underline{\underline{\nabla v}}$, y de su transpuesto $\underline{\underline{\nabla v}}^T$ de la siguiente manera:

$$\underline{\underline{\dot{\epsilon}}} = (\underline{\underline{\nabla v}} + \underline{\underline{\nabla v}}^T) \quad (6)$$

c. Como la sangre es un fluido viscoelástico, las funciones reométricas adicionales, como la primera diferencia de tensiones normales N_1 y el módulo de almacenamiento G , deben ser considerados para su caracterización reológica completa⁴.

Estos puntos definen los principales aspectos de nuestro programa de investigación, el cual intenta proveer una ecuación constitutiva tensorial de sangre humana normal, como primera etapa para resolver las necesidades reológicas expresadas anteriormente.

Es importante considerar la microestructura sanguínea en la interpretación físico-química de los parámetros reológicos. La sangre es una suspensión de células (eritrocitos, leucocitos, plaquetas) y gotas líquidas designadas quilomicrones (con diámetro entre 0,2 y 0,5 micrones), en un líquido newtoniano llamado plasma. Consecuentemente la respuesta mecánica de la suspensión (partículas y plasma) es no newtoniana.

Los eritrocitos son las células que más influyen en las propiedades mecánicas de la sangre, debido a la cantidad presente y por su deformabilidad, comprendiendo alrededor del 45% del volumen total.

A pesar de que los glóbulos blancos y las plaquetas están presentes en la sangre a bajas concentraciones (aproximadamente el 1% del volumen) y no se les asigna importancia reológica, debemos reconocer que junto con la deformabili-

dad de los eritrocitos, contribuyen al movimiento cooperativo de las partículas en el plasma, produciendo un orden estructural y una modificación en la estructura interna del sistema; ambos son responsables de la pseudoplasticidad de la sangre. La existencia del valor de cedencia para $H > H_m$ indica que la sangre posee una estructura interna significativa antes de fluir. Además, el plasma es una solución acuosa newtoniana que contiene proteínas y sustancias orgánicas e inorgánicas de bajo peso molecular. Por lo tanto, la consideración de la interacción químico-mecánica entre partículas pequeñas y grandes, así como entre las membranas celulares y los cationes y aniones presentes en el plasma (Na^+ , K^+ , Ca^{++} , Mg^{++} , Cl^- , CO_3H^- , PO_4^{3-}) es importante para estudiar la microestructura de la sangre a través de la evaluación de los parámetros reológicos definidos en una ecuación constitutiva apropiada.

Una caracterización reológica completa de la sangre debe contemplar en una etapa final, la relación entre las funciones reológicas (viscosidad aparente, primera y segunda diferencia de tensiones normales, módulo de almacenamiento, etc.), las propiedades físico-químicas y los procesos microestructurales, como por ejemplo:

a) La diferencia de la presión osmótica a través de las células sanguíneas debido a los iones y macromoléculas (albumina, gamaglobulinas)

b) La forma y grado de deformabilidad del eritrocito

c) La concentración de elementos figurados, iones y proteínas

d) Los gradientes electroquímicos y el intercambio de sodio y potasio en las membranas celulares

e) La estructura y/o viscosidad interna de los eritrocitos

f) La hemólisis

g) La agregación eritrocitaria ("rouleaux") y las cargas electroquímicas entre eritrocitos y cationes

h) La coagulación y/o trombosis, y sus mecanismos de formación.

Resulta lógico deducir que una sangre patológica puede ser caracterizada por cambios sustanciales en su microestructura interna desde el punto de vista físico o químico. Por ende, la respuesta mecánica (reológica) de la sangre patoló-

gica diferirá sustancialmente de la sangre normal, y la evaluación de los parámetros y de las funciones reológicas podrán utilizarse como medio de diagnóstico.

En el presente trabajo se obtiene una ecuación constitutiva tensorial con los resultados experimentales viscosimétricos promediados de 18 muestras de sangre humana normal, y se definen tres coeficientes que pueden emplearse como medidas indirectas de la deformabilidad eritrocitaria.

MODELO REOLOGICO

Consideramos el fluido maxwelliano corrotacional (FMC) con el tiempo de relajación efectivo, como un apropiado modelo inicial para sangre^{5,6}. Sin embargo, a hematocritos mayores que H_m presenta un valor de cedencia τ_0 que debe ser contemplado por una ecuación constitutiva. A velocidades de corte bajas $|\dot{\gamma}_0|$, esta ecuación constitutiva tiene que reproducir la ecuación de Casson, la cual se ha comprobado que es válida en el rango $0 < |\dot{\gamma}| < |\dot{\gamma}_0|$. Por lo tanto, resulta conveniente expresar el FMC en términos de un tensor de tensiones extra-elástico $\underline{\underline{\tau}}_e$, el cual puede representarse de la siguiente manera:

$$\underline{\underline{\tau}}_e = \underline{\underline{\tau}} - \frac{\tau_0}{\sqrt{\frac{\underline{\underline{e}} : \underline{\underline{e}}}{2}}} |\underline{\underline{e}}| - 2 \left(\frac{\eta_0 \tau_0 |\underline{\underline{e}}|}{\sqrt{\frac{\underline{\underline{e}} : \underline{\underline{e}}}{2}}} \right)^{1/2} |\underline{\underline{e}}|^{1/2} + \eta_\infty \underline{\underline{e}} \quad (7)$$

Definimos el tensor de tensiones extra elástico $\underline{\underline{\tau}}_e$ como una parte del total de la tensión extra $\underline{\underline{\tau}}$ asociada con los efectos combinados, elásticos y viscosos, de la sangre entera, de tal manera que puede ser descrita por una ecuación constitutiva de viscoelasticidad como es el FMC.

En consecuencia, para obtener el tensor de tensiones extra elástico, se deben restar las respuestas asintóticas puramente viscosas al valor del tensor extra total $\underline{\underline{\tau}}$ (ecuación 7). En un fluido como la sangre humana existen dos respuestas mecánicas asintóticas: una es la ecuación de Casson a bajas velocidades de corte (ecuación 1), y otra es el límite newtoniano (ecuación 5). El FMC puede entonces representarse de la siguiente manera:

$$\underline{\underline{\tau}}_e + \lambda (\underline{\underline{e}} : \underline{\underline{e}}) \frac{D}{Dt} \underline{\underline{\tau}}_e = -\eta_0 \underline{\underline{e}} \quad (8)$$

donde $\frac{D}{Dt}$ es la derivada del tiempo corrotacional^{7,8} y $\lambda (\underline{\underline{e}} : \underline{\underline{e}})$ es el tiempo de relajación efectivo como una función del tensor de velocidad de deformación, el cual se expresa:

$$\lambda = \sqrt{\frac{\eta_0}{K}} \frac{1}{\sqrt{\frac{1}{2} \underline{\underline{e}} : \underline{\underline{e}}}}^{(1+n)/2} \quad (9)$$

donde K y n deben determinarse por mediciones reométricas en la región de transición, es decir, para velocidades de corte comprendidas entre $|\dot{\gamma}_0|$ y $|\dot{\gamma}_\infty|$.

En un flujo de corte simple se obtiene rápidamente que:

$$\underline{\underline{\epsilon}} = \begin{vmatrix} 0 & \dot{\gamma} & 0 \\ \dot{\gamma} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{vmatrix} \quad (10)$$

donde $\dot{\gamma}$ es la velocidad de corte. Por lo tanto, de la ecuación (7) a la (10), para la tensión de corte τ encontramos que:

$$\tau = \tau_0 + 2 (\eta_0 \tau_0)^{1/2} |\dot{\gamma}|^{1/2} + \frac{\eta_0 |\dot{\gamma}|}{1 + \frac{\eta_0}{K} |\dot{\gamma}|^{1-n}} + \eta_\infty |\dot{\gamma}| \quad (11)$$

y como resultado de la viscoelasticidad:

$$N_1 = 2 \sqrt{\frac{\eta_0}{K}} \frac{\eta_0 |\dot{\gamma}|^{(3-n)/2}}{1 + \frac{\eta_0}{K} |\dot{\gamma}|^{1-n}} \quad (12)$$

siendo N_1 la primera diferencia de tensiones normales. Consecuentemente para muy bajos valores de velocidad de corte, la ecuación (11) será:

$$\tau \rightarrow \tau_0 + 2 (\eta_0 \tau_0)^{1/2} |\dot{\gamma}|^{1/2} + \eta_0 |\dot{\gamma}| + \eta_\infty |\dot{\gamma}| \quad (13)$$

$$\text{porque } \frac{\eta_0}{K} |\dot{\gamma}|^{1-n} \ll 1, \text{ y } n < 1.$$

La ecuación (13) es aproximadamente la ecuación de Casson, la cual puede ser reescrita de la manera siguiente cuando se desprecia η_∞ frente η_0 porque $\eta_\infty \ll \eta_0$:

$$\tau \rightarrow (\tau^{1/2} + \eta_0^{1/2} |\dot{\gamma}|^2) \quad (14)$$

A valores intermedios de velocidad de corte $|\dot{\gamma}_0| < |\dot{\gamma}| < |\dot{\gamma}_\infty|$, se obtiene de la ecuación (11) que:

$$\tau \rightarrow \tau_0 + 2 (\eta_0 \tau_0)^{1/2} |\dot{\gamma}|^{1/2} + K |\dot{\gamma}|^n + \eta_\infty |\dot{\gamma}| \quad (15)$$

$$\text{porque } \frac{\eta_0}{K} |\dot{\gamma}|^{1-n} \gg 1.$$

La ecuación (11) muestra que para $n > 1/2$, el término $K |\dot{\gamma}|^n$, es el más importante en la región de transición, debido a que $K > \eta_0 > \eta_\infty$.

Por lo tanto, dentro de esta región de valores de velocidad de corte, la respuesta reológica de la sangre se aproxima a la del modelo de Oswald-de Weale (ley de la potencia). Para valores de velocidad de corte tal que $|\dot{\gamma}| > |\dot{\gamma}_\infty|$, la ecuación (11) deja de ser válida y se debe usar entonces la ecuación (5) (cfr. Merrill y Pelletier³).

MATERIALES Y METODOS

Se extrajo sangre por punción venosa periférica de 18 sujetos adultos clínica y serológicamente sanos. Las mediciones de velocidad de corte y tensión de corte de las muestras de sangre humana normal heparinizada, fueron realizadas en un reómetro cono-plato con un ángulo de 1,565°, y a una temperatura de 37 °C. Los hematocritos estaban comprendidos entre 42-45%.

RESULTADOS

Los datos experimentales obtenidos se resumen en la tabla I.

VELOCIDAD DE CORTE (seg ⁻¹)	TENSION DE CORTE (dinas . cm ⁻²)	VISCOSIDAD APARENTE (cps)
1,15	0,36	31,30
2,30	0,56	24,34
5,75	0,82	14,26
11,50	1,24	10,78
23,00	2,11	9,17
46,00	3,77	8,20
115,00	7,30	6,35
230,00	11,30	4,91

Tabla I. Resultados reométricos de sangre humana normal heparinizada a 37 °C (Ht 0.42 – 0.45). Distribución t de Student: r = 0,996; p < 0,001.

Los valores de la Tabla I fueron utilizados para obtener las constantes reológicas de la ecuación (11), cuyos resultados son los siguientes: $\tau_0 = 0,1296$ (dinas/cm²), $\eta_0 = 0,0529$ (poise), $n = 0,6843$, $K = 0,2813$ (dinas.segⁿ.cm⁻²) y $\eta_\infty = 0,0118$ (poise).

Por lo tanto se pueden comparar predicciones teóricas y datos experimentales a través de la Figura 1, la cual demuestra que existe una óptima correlación.

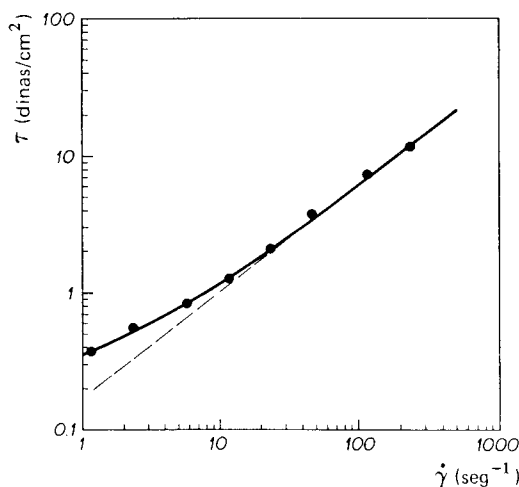


Figura 1. Comparación de los resultados experimentales y teóricos de la tensión de corte τ como una función de la velocidad de corte $\dot{\gamma}$. (---): predicción de la ecuación constitutiva propuesta; (••••): valores experimentales promediados de 18 muestras de sangre humana normal a 37 °C (Ht = 0,43 – 0,45).

DISCUSION

Considerando la ecuación (11) y los datos experimentales de la sección anterior, podemos obtener la relación entre τ y $\dot{\gamma}$ de la sangre humana normal, la cual es derivada de la ecuación constitutiva tensorial (ecuaciones 7, 8 y 9) del modo siguiente:

$$\tau = 0,1296 + 0,1656 |\dot{\gamma}|^{1/2} + \frac{0,0521 |\dot{\gamma}|}{1 + 0,1877 |\dot{\gamma}|^{0,3157}} + 0,0118 |\dot{\gamma}| \quad (16)$$

Esta ecuación puede ser representada colocando los valores de $\tau^{1/2}$ versus $|\dot{\gamma}|^{1/2}$ en un gráfico aritmético para identificar la región de transición entre la asíntota de Casson a bajas velocidades de corte y el límite newtoniano a muy altos valores de velocidad de corte. De esta manera encontramos que con la ecuación (16) se

obtiene $|\dot{\gamma}_0| \sim 20 \text{ seg}^{-1}$ y $|\dot{\gamma}_\infty| \sim 225 \text{ seg}^{-1}$. Estos valores son similares a los hallados por Merrill y Pelletier³.

La ecuación constitutiva propuesta puede entonces predecir las tres regiones asociadas con la respuesta de la tensión de corte como una función de la velocidad de corte. Además, en base a la visualización experimental del flujo sanguíneo disponible en la literatura^{9, 10}, sostenemos que se puede asignar una interpretación cualitativa microestructural de dichas regiones.

Para $0 < |\dot{\gamma}| < 20 \text{ seg}^{-1}$, donde la asíntota de Casson es válida, se encuentra un valor de cedencia y luego una abrupta disminución de la viscosidad aparente. Este comportamiento es consecuencia de la existencia de una significativa microestructura sanguínea a bajos valores de velocidad de corte, la que está mayormente formada por "rouleaux", siendo éstos destruidos a $|\dot{\gamma}| \sim 20 \text{ seg}^{-1}$. En esta región la disminución de la viscosidad aparente está más relacionada con la destrucción de la microestructura ("rouleaux") que con la acomodación y deformación de la fase dispersa del plasma.

Para $|\dot{\gamma}| \sim 20 \text{ seg}^{-1}$ es muy probable que las células rojas estén completamente desagregadas y libres para deformarse, de aquí que en la región de transición para velocidades de corte entre 20 seg^{-1} y 225 seg^{-1} la sangre pueda ser considerada como una suspensión de partículas deformables. Así, la función viscosidad aparente disminuye con el incremento de la velocidad de corte, debido a la deformabilidad de los eritrocitos y al movimiento cooperativo de todas las partículas suspendidas en el plasma, siendo la destrucción de los "rouleaux" probablemente completa a este nivel de velocidad de corte.

Las conclusiones anteriores sugieren

que la medida indirecta de la deformabilidad eritrocitaria a través de la evaluación de la viscosidad, debe ser realizada en la región de transición para que tenga el sentido físico esperado.

Finalmente para $\dot{\gamma} > 225 \text{ seg}^{-1}$ los eritrocitos están completamente deformados y en orden relativo, de manera tal que el límite newtoniano es alcanzado, siendo la asíntota $\tau \sim \eta_\infty |\dot{\gamma}|$.

De la discusión anterior se deduce que la pseudoplasticidad de la región de transición está directamente relacionada con la deformabilidad eritrocitaria y, por ende, la viscosidad aparente de transición $\eta_T(\dot{\gamma}) = \tau_e / |\dot{\gamma}|$ es una medida de la deformabilidad mencionada. De la ecuación (8) obtenemos fácilmente:

$$\eta_T(\dot{\gamma}) = \frac{\eta_0}{1 + \frac{\eta_0}{K} |\dot{\gamma}|^{1-n}} \quad (17)$$

Como es posible emplear parámetros en lugar de una función como medida de la deformabilidad eritrocitaria, proponemos los siguientes:

$$D_1 = \frac{\eta_0 - \eta_\infty}{\eta_0} \cdot 100 \quad (18)$$

$$D_2 = \left[\frac{\eta_0}{\eta(\dot{\gamma}) - \eta_0} \right]_{\dot{\gamma}=1} = \frac{\eta_0}{K - \eta_0} \quad (19)$$

Para $K \geq \eta_0$, y:

$$D_3 = 1 - n \quad (20)$$

Cuando D_1 , D_2 y D_3 aumentan, los eritrocitos son más deformables y por lo tanto se encuentra una disminución de $\eta_T(\dot{\gamma})$ con incrementos de $|\dot{\gamma}|$.

De nuestras experiencias se obtuvieron para sangre humana normal los siguientes valores: $D_1 = 77,7\%$, $D_2 = 0,23$ y $D_3 = 0,3157$.

CONCLUSIONES

Se ha presentado una ecuación constitutiva para sangre humana normal que coincide con los resultados viscosimétricos promediados de 18 muestras de sangre heparinizada. Esta ecuación constitutiva también puede predecir las tres regiones asociadas con la respuesta de la tensión de corte como una función de la velocidad de corte.

Para $|\dot{\gamma}| < 20 \text{ seg}^{-1}$, la asíntota de Casson es válida, y la microestructura está compuesta por "rouleaux", siendo éstos destruidos a $|\dot{\gamma}| \sim 20 \text{ seg}^{-1}$. Para una velocidad de corte entre 20 seg^{-1} y 225

seg^{-1} se encuentra la región de transición donde los eritrocitos están completamente desagregados y libres para deformarse. Por lo tanto, la seudoplasticidad de la viscosidad de transición aparente puede ser tomada como una medida de la deformabilidad eritrocitaria. A altos valores de velocidades de corte, $|\dot{\gamma}| > 225 \text{ seg}^{-1}$, se alcanza el límite newtoniano.

AGRADECIMIENTOS. Se agradece a los Dres. Isaac Salama Benarroch y Ana Rubinstein de Salama, del Hospital Israelita (Buenos Aires), por la colaboración prestada en las determinaciones experimentales.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Dintenfass, L. (1969) *Am. Heart J.* 77: 139-42
2. Casson, N. (1959) en "*Rheology of Disperse Systems*" (C.C. Mill, ed.), Pergamon Press, New York, págs. 84-104
3. Merrill, E.W. y G.A. Pelletier (1967) *J. Appl. Physiol.* 23: 178-82
4. Thurston, G. (1979) *J. Rheol.* 23: 703-7
5. Santa Cruz, A.S.M. y J.A. Deiber (1984) "*Advances on Rheology*" (México): Proc. IX Intl. Congress on Rheology, 2: 225-6
6. Santa Cruz, A.S.M. y J.A. Deiber (1984) *Lat. Am. J. Chem. Eng. Appl. Chem.* 14: 19-38
7. Schwalter, W.R. (1978) "*Mechanics of Non-Newtonian Fluids*", Pergamon Press, New York
8. Bird, R.B., R.C. Armstrong y O. Hassager (1977) "*Dynamics of Polymeric Liquids: Fluid Mechanics*", Wiley, New York
9. Quemada, D. (1981) *Biorheology* 18: 501-16
10. Quemada, D. (1984) *Biorheology* 21: 423-36