

**Zeitschrift:** Bulletin der Schweizerischen Akademie der Medizinischen Wissenschaften = Bulletin de l'Académie suisse des sciences médicales = Bollettino dell' Accademia svizzera delle scienze mediche

**Band:** 24 (1968)

**Artikel:** La rhéologie sanguine : aspects physiologiques et médicaux

**Autor:** Barras, J.-P.

**DOI:** <https://doi.org/10.5169/seals-307718>

### **Nutzungsbedingungen**

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. [Siehe Rechtliche Hinweise.](#)

### **Conditions d'utilisation**

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. [Voir Informations légales.](#)

### **Terms of use**

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. [See Legal notice.](#)

**Download PDF:** 18.10.2024

**ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>**

## La rhéologie sanguine — aspects physiologiques et médicaux

J.-P. BARRAS

### Introduction

Après avoir entendu l'exposé de Monsieur CALOZ consacré aux différentes formes d'écoulement d'un liquide homogène, il est naturel de se demander dans quelle mesure ce qui vient d'être dit peut être appliqué au sang, liquide hétérogène complexe.

La conception de la circulation sanguine la plus communément utilisée encore aujourd'hui dans l'approche des problèmes circulatoires date en fait de la première moitié du 19<sup>e</sup> siècle; entre 1827 et 1851 en effet, les frères WEBER proposent un modèle en s'appuyant sur les considérations qui vont suivre: si on admet que la circulation se fait dans un système rigide, le volume systolique doit être propulsé simultanément au travers de tout l'appareil vasculaire (artères — artérioles — capillaires — veines); ainsi durant le temps très bref de la systole, l'ensemble de la résistance à l'écoulement doit être vaincu. L'énergie nécessaire dans ces conditions à assurer une perfusion sanguine satisfaisante de tout l'organisme serait si grande, qu'il est bien difficile de concevoir que le cœur soit en mesure de la fournir. Les frères WEBER postulent alors l'existence d'un réservoir de pression («Windkessel»), rôle assumé par l'aorte grâce à l'élasticité de sa paroi. Ainsi par l'intermédiaire de ce réservoir de pression l'écoulement pulsatile observé à la sortie du ventricule gauche serait transformé en un écoulement quasi stationnaire dès l'issue de l'aorte (Fig. 1). Il est dès lors possible de considérer toute la circulation sanguine comme un système d'écoulement stationnaire, auquel on pourrait alors appliquer des lois analogues à celles utilisées en électro-

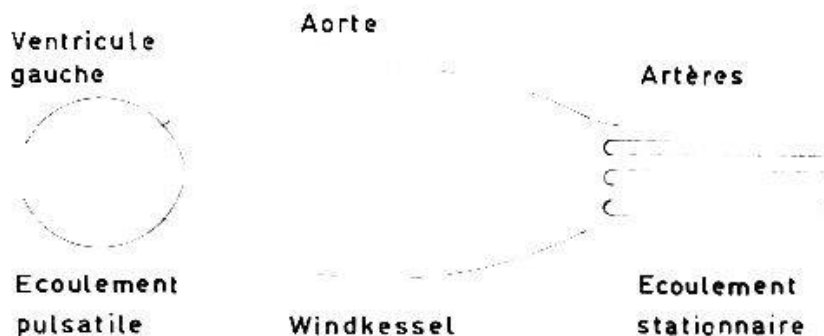


Fig. 1. L'hypothèse des frères WEBER: le Windkessel.

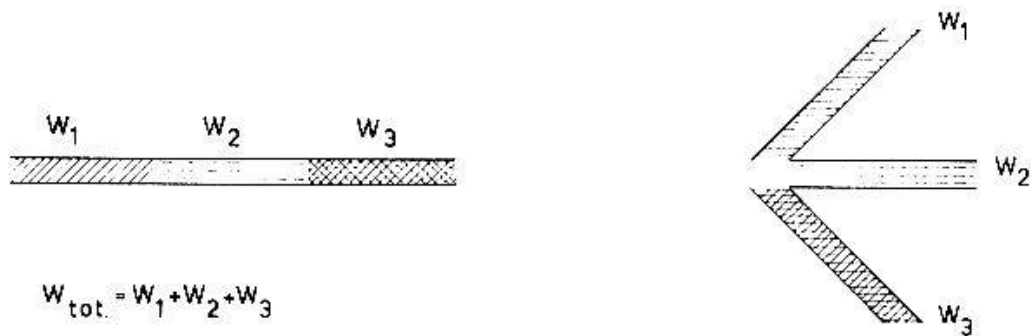


Fig. 2. Application des lois de Kirchhoff.

dynamique pour l'étude des courants continus. La loi d'Ohm permet de définir la notion de résistance à l'écoulement  $W$ , c'est-à-dire la relation linéaire liant la pression au débit :

$$W = \frac{P}{V/t} \quad (1)$$

expression dans laquelle  $P$  = pression et  $V$  = volume de liquide écoulé durant le temps  $t$ . A l'aide de la loi de Poiseuille, cette formule peut être explicitée ainsi :

$$W = \frac{8 \eta L}{\pi R^4} \quad (2)$$

$\eta$  = viscosité du liquide,  $L$  = longueur du tube considéré,  $R$  = rayon du tube. Pour des systèmes ramifiés, les lois de Kirchhoff permettent en outre le calcul du débit en fonction de la pression (Fig. 2).

Aujourd'hui encore, alors que les enregistrements de pressions et de vitesses réalisés dans différentes artères périphériques ont montré le caractère pulsatile de l'écoulement du sang dans ces vaisseaux, on continue cependant d'utiliser ces méthodes de calcul de manière presque universelle, méthodes qui présentent l'avantage de permettre tout au moins une approche quantitative des problèmes bien que très éloignée de la réalité.

Quant à nous, si nous avons étudié l'écoulement stationnaire du sang dans un tube rigide de section circulaire uniforme, ce n'est donc pas dans l'intention de réaliser ainsi un modèle de la circulation dans notre organisme, mais de choisir un écoulement aussi simple que possible permettant l'étude des propriétés rhéologiques du sang. Les deux formes d'écoulement stationnaire intéressant au premier chef le physiologiste sont évidemment l'écoulement laminaire et l'écoulement présent dans la phase de transition entre la laminarité et la turbulence. Ce dernier type d'écoulement étant déjà fort complexe ainsi qu'on a pu s'en convaincre à propos des liquides homogènes, nous nous sommes restreints tout d'abord à l'étude de l'écoulement laminaire.

HESSE<sup>1</sup> fut le premier à tenter d'appliquer la loi de Poiseuille à l'écoulement laminaire du sang; il montra que, pour de faibles vitesses d'écoulement, la valeur du coefficient de viscosité  $\eta$  variait avec la vitesse, c'est-à-dire diminuait lorsque la vitesse augmentait; mais au-dessus d'une certaine vitesse,  $\eta$  restait constant et HESSE en conclut qu'à condition de travailler avec des pressions suffisamment élevées, la loi de Poiseuille est également applicable au sang,  $\eta$  représentant alors à température donnée une constante matérielle du sang comme on l'a vu à propos des liquides homogènes.

Des études ultérieures (FAHRAEUS et LINDQUIST, MÜLLER et coll., SCOTT-BLAIR) ont montré qu'il n'en était rien et que la loi de Poiseuille n'est pas applicable au sang. En effet pour ce dernier le débit n'est ni proportionnel à la pression exercée, ni dépendant de la quatrième puissance du rayon, ni inversement proportionnel à la longueur parcourue.

Cependant, en l'absence de formulation mathématique adéquate à exprimer cet écoulement si particulier, on adopte une solution de fortune: le coefficient de viscosité  $\eta$  est remplacé par un coefficient  $\eta'$  appelé viscosité apparente de signification fondamentalement différente:  $\eta'$  n'est en effet plus une constante matérielle mais dépend au contraire en plus de la température de plusieurs facteurs: la vitesse moyenne d'écoulement  $\bar{v}$ , le rayon du tube R, l'hématocrite H.

MÜLLER et ses collaborateurs (KÜMIN et SUTER en particulier) ont étudié le changement de  $\eta'$  du sang de différents animaux en fonction des paramètres évoqués dans la mesure où les techniques dont ils disposaient le leur a permis. L'étude du changement de  $\eta'$  en fonction du rayon du capillaire en particulier leur avait réservé de très nombreuses difficultés et les résultats obtenus présentaient une assez considérable dispersion ce qui en rendait l'interprétation délicate. Nous avons repris ces études pour du sang humain et en cherchant à développer les techniques de mesure, afin d'obtenir une dispersion des résultats plus faible et de pouvoir ainsi en tirer plus aisément des conclusions. Grâce à la présence à l'Institut de la consultation de médecine interne du Professeur ALOYS MÜLLER, directeur de l'Institut, nous avons pu effectuer plus de 10 000 mesures sur le sang de patients très nombreux. À l'aide de quatre différents viscosimètres adaptés aux écoulements considérés, nous avons pu établir les résultats que nous aimerions brièvement résumer ci-dessous.

---

<sup>1</sup> Afin de ne pas alourdir ce texte qui est celui d'un exposé par des considérations historiques, nous nous permettons de renvoyer le lecteur à une monographie consacrée au sujet traité dans ce travail, dans laquelle il pourra trouver les références bibliographiques désirables (J. P. BARRAS: *Écoulement stationnaire d'une suspension d'érythrocytes humains au travers d'un tube de section circulaire uniforme*. Thèse d'agrégation. Imprimerie Saint-Paul, Fribourg 1967).

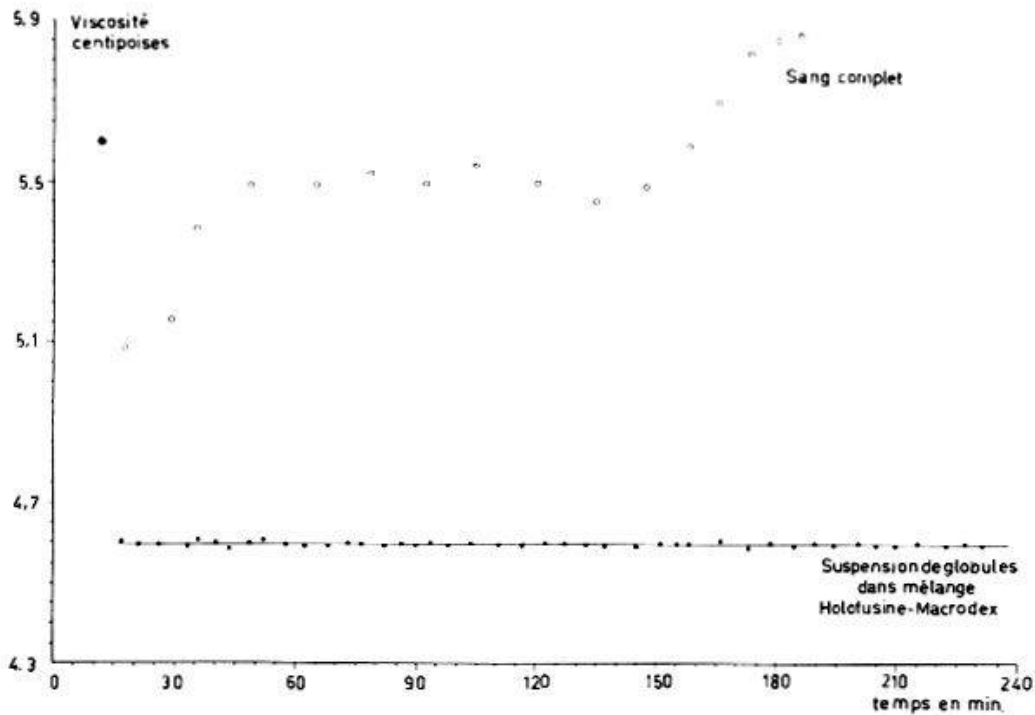


Fig. 3. Comportement de  $\eta'$  du sang complet hépariné pour des conditions d'écoulement tenues constantes durant les 4 h suivant le prélèvement de sang (cercles vides); comportement de  $\eta'$  d'une suspension d'hématies dans un milieu artificiel dans les mêmes conditions expérimentales (points).

#### *Emploi d'une suspension d'hématies dans un plasma artificiel*

Le capillaire choisi pour nos premiers essais présentait un diamètre de 1 mm environ, dimension de référence pour laquelle le rapport diamètre des érythrocytes/diamètre du capillaire = 1/100 approximativement. En maintenant vitesse, température et hématocrite constants, nous devons trouver une valeur constante de  $\eta'$  pour un sang hépariné donné, durant un certain temps tout au moins après la prise de sang, ce qui est nécessaire si on veut pouvoir disposer d'une valeur de référence. La Fig. 3 montre que c'est loin d'être le cas. Attribuant ces variations de  $\eta'$  au plasma sanguin, nous avons éliminé ce dernier en suspendant les hématies dans une solution isotonique artificielle et de même viscosité que le plasma ( $\eta = 1,81$  cp à 20° C; solution préparée en ajoutant à 6,5 parties d'Holofusine<sup>2</sup> 3,5 parties de Macrodex<sup>3</sup>). La viscosité apparente d'une telle suspension s'est alors avérée remarquablement constante durant 4 h au moins après la prise de sang (dispersion des valeurs =  $\pm 1\%$ ). La valeur de  $\eta'$  est très voisine de celle du sang complet déterminée aussitôt après la prise de sang dans les mêmes conditions d'écoulement, de sorte que nous sommes autorisés à utiliser cette suspension pour nos études.

<sup>2</sup> Holofusine (Hausmann) solution saline isotonique de composition identique à celle de la solution de Tyrode, à ceci près que le bicarbonate y est remplacé par du lactate.

<sup>3</sup> Macrodex (Pharmacia), solution colloïdale de dextran à 6%.

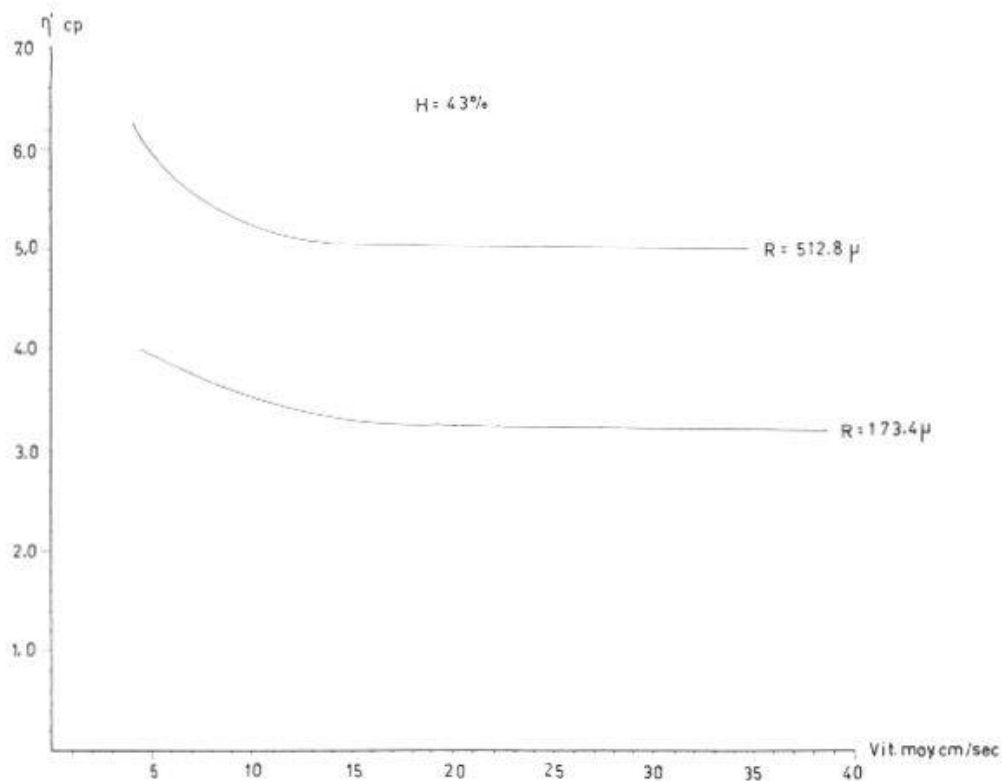


Fig. 4. Variation de  $\eta'$  d'une suspension d'hématies en fonction de la vitesse moyenne d'écoulement pour un capillaire de  $1025,6 \mu$  de diamètre et un capillaire de  $346,8 \mu$  de diamètre (hématocrite = 43%).

### 1. Variation de $\eta'$ en fonction de la vitesse d'écoulement

Le changement de  $\eta'$  avec la vitesse observé par HESS fut retrouvé: lorsque la vitesse moyenne d'écoulement augmente,  $\eta'$  diminue pour atteindre une valeur minimum (que nous nommerons stationnaire) au-dessous de laquelle elle ne tombe pas même si la vitesse augmente encore. Cette diminution se retrouve pour les différents diamètres étudiés inférieurs à 1 mm (Fig. 4), mais devient plus faible pour disparaître pour des diamètres inférieurs à  $20 \mu$ . D'autre part, lorsque nous considérons des écoulements dans des tubes de diamètre supérieur à 1 mm, nous voyons que cette diminution de  $\eta'$  avec l'augmentation de vitesse devient plus considérable encore (ainsi pour un tube de 1,6 cm de diamètre cette diminution atteint environ 2,5 cp).

### 2. Changement de $\eta'$ en fonction de la concentration (hématocrite)

Pour le sang, la concentration des éléments suspendus est exprimée par l'hématocrite (concentration volumétrique). Les études faites sur les sangs de divers animaux ont montré que cette relation était de nature exponentielle, c'est-à-dire que

$$\frac{\delta \eta'}{\delta H} = K \eta' \quad (3)$$

Cependant, certains travaux plus récents faisant état de constatations différentes, nous avons voulu reprendre la question.

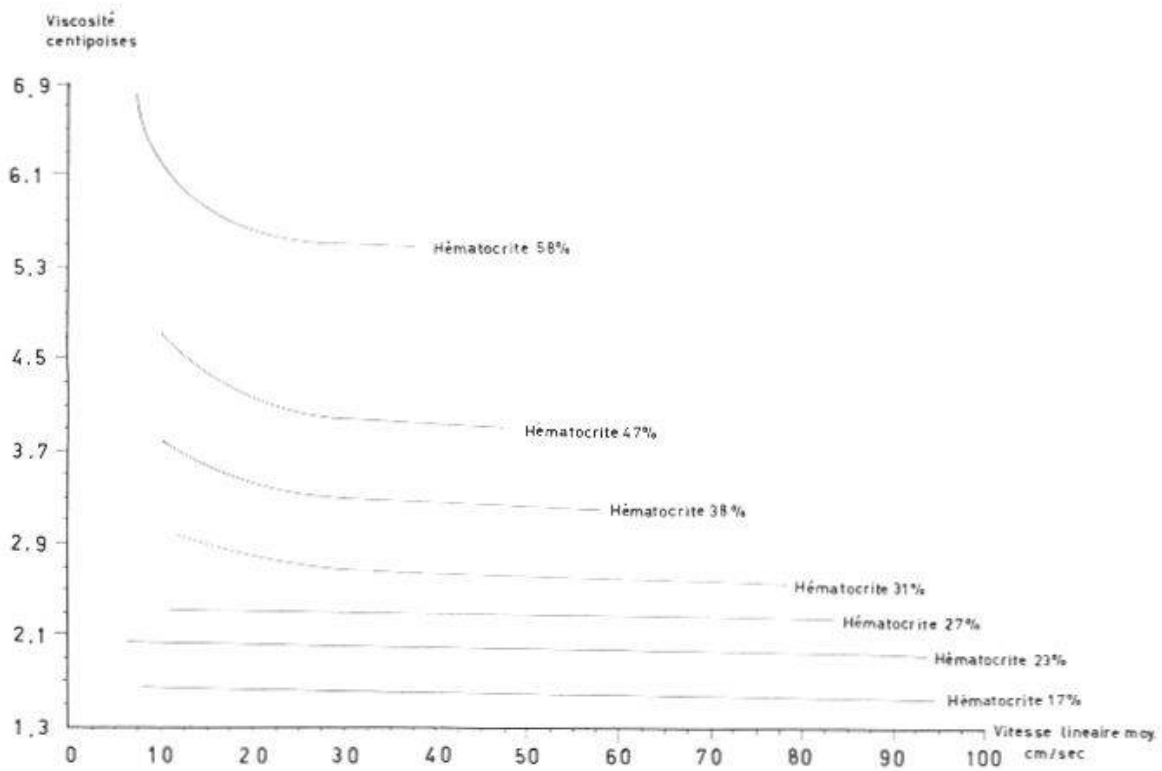


Fig. 5. Variation de  $\eta'$  d'une suspension d'hématies dans un capillaire de 1 mm de diamètre déterminée pour une série d'hématocrites décroissant de 58 à 17%.

La Fig. 5 montre le comportement de  $\eta'$  en fonction de la vitesse d'écoulement déterminé pour une suspension d'hématies dans de l'Holofusine, qu'on a progressivement diluée, réalisant ainsi une série d'hématocrites décroissant de 58 à 17%. En portant sur le graphique de la Fig. 6 le logarithme décimal des viscosités apparentes stationnaires ainsi obtenues en ordonnée et les hématocrites en abscisse, la droite construite témoigne du caractère exponentiel de cette relation dont l'expression mathématique générale est donnée par la formule:

$$\eta' = a e^{nH} \quad (4)$$

a et n étant des constantes dépendant de la nature du milieu de suspension et du diamètre du tube considéré.

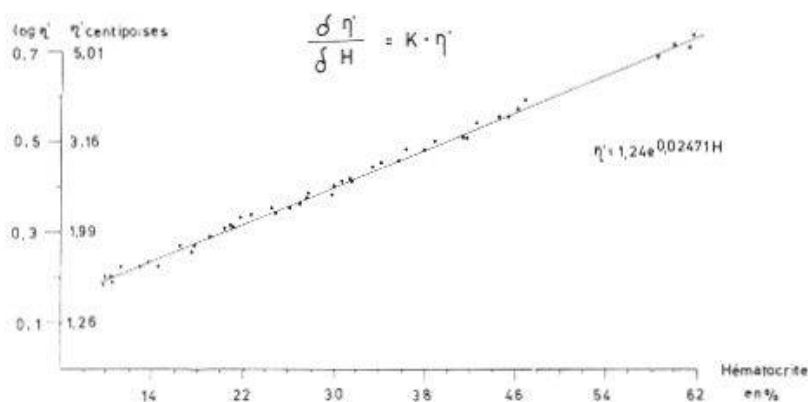


Fig. 6. Droite construite en mettant en ordonnée du graphique le logarithme décimal de la viscosité apparente stationnaire et en abscisse l'hématocrite (valeurs obtenues par plusieurs séries de mesures analogues à celles présentées sur la Fig. 5).

L'écart maximum entre les points obtenus et la droite tracée ne dépasse pas 3%. Cette relation exponentielle a pu être mise en évidence pour des hématocrites variant entre 15 et 55% et pour tous les capillaires considérés dans cette étude. On remarquera aussi que le changement de  $\eta'$  avec la vitesse devient plus faible lorsque l'hématocrite diminue et disparaît pour des hématocrites égaux ou inférieurs à 20%.

### 3. *Changement de $\eta'$ en fonction de la température*

Pour le même capillaire (diamètre = 1 mm), une série de mesures faites à différentes températures variant entre 20 et 40° C, nous a montré une diminution de  $\eta'$  de 30% environ, lorsque la température passe de 20° C (température du laboratoire) à 38° C.

### 4. *Changement de $\eta'$ en fonction du diamètre du tube*

KÜMIN avait montré une diminution régulière de  $\eta'$  du sang de bœuf en faisant varier le diamètre du capillaire de 5 mm à 60  $\mu$  environ mais tous les essais tentés afin de déterminer  $\eta'$  pour des capillaires de diamètre inférieur à 60  $\mu$  avaient échoué (obstruction du capillaire). Le problème qui nous semblait particulièrement intéressant était la détermination de  $\eta'$  pour des capillaires de même ordre de grandeur que ceux rencontrés dans l'organisme (10  $\mu$  environ). Par étirage à chaud de tubes de verre pyrex, nous avons pu préparer des capillaires présentant des diamètres variant entre 50 et moins de 10  $\mu$ . En filtrant encore la suspension d'hématies au travers de membranes poreuses en ester de cellulose (diamètre moyen des pores = 10  $\mu$ ), nous avons pu réaliser par aspiration des écoulements stationnaires bien reproductibles (l'identité de l'hématocrite a été contrôlée avant et après l'écoulement au travers du capillaire). Nous avons vu que  $\eta'$  diminuait de manière très considérable lorsque le diamètre du capillaire s'approche de celui des érythrocytes. Ainsi, pour un capillaire de 10  $\mu$  de diamètre environ, on peut montrer que le rapport viscosité apparente de la suspension/viscosité du milieu de suspension =  $\eta'/\eta$  tend vers 1,0.

Le Tableau 1 résume nos observations en montrant la diminution de  $\eta'$  en fonction du diamètre pour une suspension d'hématies d'un hématocrite de 42%; cette diminution n'est pas régulière, mais se fait «par sauts». Nous aimerions encore ajouter deux remarques à propos de ces résultats.

Contrairement à ce qui est dit dans la plupart des manuels, le comportement du sang lors de son écoulement laminaire dans des tubes dont le diamètre est supérieur à 1 mm ne suit pas non plus la loi de Poiseuille. Nous avons vu en effet que pour ces dimensions la valeur de  $\eta'$  augmente considérablement et que la variation de  $\eta'$  en fonction de la vitesse d'écoulement s'accroît encore. Ainsi l'hypothèse selon laquelle lorsque le rapport entre le diamètre des hématies et celui du tube devenait inférieur à 1/100, le comportement du sang lors de son écoulement laminaire devenait semblable à celui d'un liquide homogène ne semble pas se vérifier.



Tableau 1

Coefficient  $\eta'$  d'une suspension d'hématies dans le mélange Holofusine-Macrodex de même viscosité que le plasma ( $\eta = 1.81$  cp à  $20^\circ$  C) déterminé dans des capillaires et des tubes de différents diamètres. Hématocrite = 42%. Température  $20^\circ$  C

Diamètre du capillaire en $\mu$	Vitesse moyenne en cm/sec	$\eta'$ = viscosité apparente en cp	$\eta'$ $\eta$
11 000	17	8.19	4.52
5 120	25	6.49	3.58
1 025.6	30	5.06	2.79
346.8	30	3.27	1.81
136.6	30	3.31	1.83
94.2	30	3.29	1.82
44.0	17.1	3.01	1.66
18.5	15.3	2.60	1.44
12.4	6.7	2.11	1.17

Si nous considérons la valeur de  $\eta'$  pour un tube de 11 mm de diamètre d'une part, et pour un capillaire de  $10\mu$  de diamètre d'autre part, nous voyons que le rapport  $\eta'/\eta$  devient environ quatre fois plus faible pour le capillaire de  $10\mu$ , ce qui constitue, nous semble-t-il, une très considérable différence lorsqu'on désire calculer le débit d'un écoulement stationnaire du sang dans un système vasculaire. Fréquemment, cependant, alors qu'on accorde dans ces calculs une très grande importance à la pression, on néglige de tenir compte des modifications de  $\eta'$  en fonction du diamètre dont on reconnaît l'existence, mais auxquelles on prête un intérêt plus académique que réel. Les chiffres présentés montrent que cette perte d'énergie peut donc quadrupler selon le rayon considéré, ce qui est d'un ordre de grandeur bien supérieur au changement de débit lors d'une baisse de pression de 10 à 20 mm de Hg, dont chacun pourtant reconnaît l'importance.

### Conclusions

Nous pensons avoir ainsi montré quelque peu la complexité du comportement rhéologique du sang lors d'un écoulement apparemment simple cependant et que nous avons même choisi pour sa simplicité. Nous avons vu que, contrairement à ce que pourrait faire admettre une première étude superficielle, l'écoulement du sang n'obéit *jamais* à la loi de Poiseuille et cela même pour les gros vaisseaux. Aussi, lorsqu'on désire calculer la perte de pression par écoulement stationnaire de sang dans un segment vasculaire donné, on devra déterminer expérimentalement la valeur de  $\eta'$  pour les conditions d'écoulement envisagées. A ce prix seulement, il est possible d'obtenir un résultat correct. C'est ce que nous espérons avoir contribué à démontrer quelque peu par cet exposé, consacré à l'étude du comportement rhéologique du sang.

## Schlußfolgerungen

Wir glauben, hiermit die Komplexität des rheologischen Verhaltens des Blutes an einem scheinbar einfachen Strömungsbeispiel erläutert zu haben, einem Beispiel, das wir gerade seiner Einfachheit halber wählten. Entgegen den Vermutungen, die eine erste oberflächliche Untersuchung erwecken könnte, stellten wir fest, daß die Blutströmung *nie* dem Poiseuilleschen Gesetz folgt, selbst in den großen Gefäßen nicht. Wenn man den durch stationäre Strömung in einem bestimmten Gefäßsegment entstandenen Druckverlust messen will, so wird man daher den Wert von  $\eta'$  für die vorgesehenen Strömungsbedingungen experimentell bestimmen müssen. Nur unter diesen Umständen wird es möglich sein, ein genaues Ergebnis zu erhalten. Durch die vorliegende, dem rheologischen Verhalten des Blutes gewidmete Arbeit haben wir dies einigermaßen zu beweisen versucht.

## Conclusioni

Pensiamo di aver dimostrato in tal modo, almeno in parte, la complessità del comportamento reologico del sangue nel caso di uno scolo apparentemente semplice e che avevamo scelto appunto a causa della sua semplicità. Abbiamo visto che, al contrario di quello che potrebbe far credere un primo studio superficiale, lo scolo del sangue non obbedisce *mai* alla legge di Poiseuille e ciò nemmeno per quanto riguarda i grossi vasi sanguigni. Ciò significa che se si vuole calcolare la perdita di pressione dovuta ad uno scolo sanguigno stazionario in un segmento vascolare determinato, bisognerà determinare sperimentalmente il valore di  $\eta'$  per le condizioni di scolo previsto. Solo in tal caso è possibile ottenere un risultato corretto. È quello che speriamo di aver contribuito a dimostrare almeno in parte col presente lavoro, consacrato allo studio del comportamento reologico del sangue.

## Conclusions

Something of the complexity has been shown of the rheological behaviour of blood at the time of an apparently simple flux which we have chosen for its simplicity. We have seen that, in contrary to what might be supposed by a preliminary superficial study, the flux of blood *never* obeys the law of Poiseuille, even in the large vessels. Furthermore, if one wishes to calculate the loss of pressure at stationary flow of the blood in a given vascular segment, one will have to determine experimentally the value of  $\eta'$  for the conditions of flow envisaged. Only in this way is it possible to obtain a correct result. It is this which we hope to have been able to show by this work on the study of the rheological behaviour of blood.