

Sauerstoff versorgt ist. Die Rechnung ergibt bei einem stationär versorgten Myokard eine Differenz des Partialdrucks von $\Delta p = 1,7$ bis $6,6$ Torr, wobei die erstere Zahl für einen Versorgungsbereich von 15μ , die letztere für einen Versorgungsbereich von 30μ gilt. Mit der von THEWS¹⁷ verwendeten Gleichung erhält man bei Verwendung derselben Konstanten einen Unterschied von $1,1$ bis $4,4$ Torr. Dies zeigt, dass die THEWSSche Näherung brauchbar ist¹⁸.

Summary. Concentration profiles are computed in blood capillaries and in the artificial perfused proximal tubulus: maximal difference of oxygen partial pressure between wall and centre in lung capillaries $40-60$ Torr, in capillaries of the myocard $4-6$ Torr. Maximal concen-

tration difference of THO in the proximal tubulus: 8% of the maximum value.

H. METZGER

II. Physiologisches Institut der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar (Deutschland),
28. August 1967.

¹⁷ J. GROTE und G. THEWS, Pflügers Arch. ges. Physiol. 276, 142 (1962).

¹⁸ K. BAUMANN, R. PETERS und F. PAPAVASSILIOU, Pflügers Arch. ges. Physiol. 294, R. 21 (1967).

¹⁹ Mit Unterstützung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft. — Den Herren Prof. J. DÖRR und H. PASSOW danke ich für wertvolle Anregungen zu dieser Arbeit.

PRO EXPERIMENTIS

Contrôle direct, continu, simultané et in situ du taux d'oxyhémoglobine en milieux artériel et veineux profonds chez le Mammifère

La mesure en continu de la pO_2 à l'aide de sondes à oxygène de précision^{1,2}, permet une détermination simultanée instantanée in situ en milieu artériel et en milieu veineux d'une des caractéristiques physicochimiques fondamentales du sang chez les Mammifères en particulier. Cette mesure m'a paru devoir être complétée par l'évaluation en continu des proportions instantanées d'hémoglobine et d'oxyhémoglobine in situ et, ceci, à l'aide d'une instrumentation d'emploi étendu et aisé ainsi que de prix de revient relativement bas. Dans un premier temps, à l'aide d'une sonde-lampe³ et d'un photomultiplicateur, il a été possible d'évaluer les variations de la saturation en oxygène de l'hémoglobine intra-vasculaire profonde par spectro-photométrie à large bande⁴. Cependant cette évaluation se fait par transmission de lumière à travers la paroi transparente d'une veine et elle n'est donc pas possible en milieu artériel par suite de l'opacité des tuniques vasculaires. Le problème dans sa généralité a été maintenant résolu en considérant qu'au lieu de placer, comme il est habituel, le sang prélevé dans un photomètre — ce qui, de toute façon, ne donne que des mesures discontinues par suite des exigences d'échantillonnages — il fallait placer le photomètre dans le sang. Pour la réalisation pratique ceci implique une miniaturisation des composants d'un photomètre élémentaire de façon à obtenir une sonde cathétérisable.

Le dispositif de base que montre la Figure 1 est constitué par un tube plastique radio-opaque ou non, à une extrémité duquel est ajustée la tête du capteur comprenant une source lumineuse blanche (micro-lampe «Luxardor» de 3 Volts) collée à l'araldite en regard et à une distance optimale fixe (7 mm généralement) d'une photodiode (de préférence les modèles 33F2 et surtout 35F2 «Sesco» au silicium dont la réponse spectrale peut être considérée comme admissible pour le sang); un espace ouvert rigide joignant le capteur et la photo-diode assume le rôle de cuvette photométrique dans laquelle le sang circule. La Figure 2 représente le schéma du montage électronique associé; le temps de réponse du système est celui de l'appareillage d'enregistrement, soit $1-2$ s dans le cas présent, ce qui convient à l'étude des processus physiologiques considérés. La Figure 3 montre, à titre d'exemple,

l'allure du tracé obtenu par cathétérisme simultané intra-auriculaire droit et intra-aortique chez le Chien fortement hépariné (1.500 UI/kg de poids corporel), anesthésié à l'uréthane (2 g/kg de poids corporel). En milieu artériel l'inhalation nasale prolongée de 100% d'oxygène amène la saturation de la totalité de l'hémoglobine en oxygène

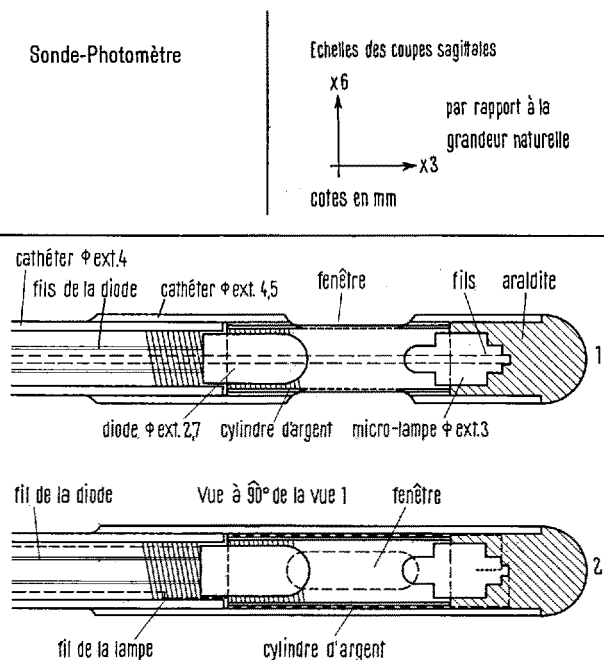


Fig. 1

¹ B. RYBAK, Life Sci. 3, 1123 (1964).

² B. RYBAK et L. LE CAMUS, Life Sci. 5, 1097 (1966).

³ B. RYBAK, Proc. Canad. Fedn. biol. Soc. 9, 96 (1966).

⁴ B. RYBAK, C. r. hebdom. Séanc. Acad. Sci., Paris [D] 264, 398 (1967).

($pO_2 > 150$ torr) de sorte que la courbe obtenue dans ces conditions avec la sonde-photomètre à partir de la valeur normoxique (~ 100 torr) rend compte, à son plateau, de la saturation maximale en oxygène de l'hémoglobine érythrocytaire. Pour le sang veineux moyen (intra-auriculaire droit) avec une pO_2 de l'ordre de 45 torr en normoxie et de l'ordre de 80 torr en inhalation nasale à saturation de 100% d'oxygène, l'utilisation comme abaque de la sigmoïde classique pO_2 -% de saturation de l'oxygène de l'hémoglobine permet la détermination immédiate du taux d'oxyhémoglobine contenu lors du plateau d'oxygénation dans ce sang veineux. Des déterminations comparatives in vitro, avec du sang de bœuf, de la transmission lumineuse en fonction du taux d'oxygène total-mesuré par la technique de VAN SLYKE - ont montré que le photomètre utilisé en milieu veineux est environ 4 fois plus sensible que celui utilisé en milieu artériel, ce qui permet d'interpréter comparativement les tracés artériel et veineux des Figures 3 et 4 en nombre total de torr d'oxygène par cm de déflexion. L'étude de l'hématocrite est en cours. Par ailleurs, la réaction polyphasique d'oxygénation provoquée par application nasale de gaz carbo-

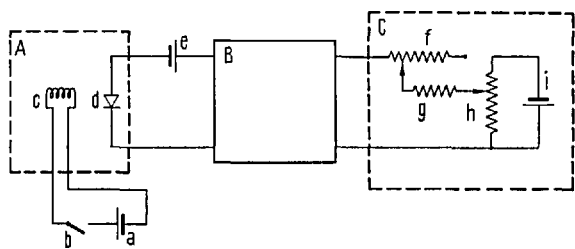


Fig. 2. A, sonde-photomètre cathétérizable. B, ensemble galvanomètre Sefram et enregistreur Photodyne. C, dispositif de contre-courant (alimenté sous 3 V) destiné à compenser la composante continue du signal (de l'ordre du μA selon les conditions d'emploi), de façon à n'enregistrer que la composante variable du signal ce qui autorise l'utilisation au maximum de sensibilité de l'appareillage d'enregistrement. $f = 5 k\Omega$, $g = 10 k\Omega$, $h = 10 k\Omega$. a, alimentation de la microlampe (1,5 V et environ 20 mA ou 3 V et 180 mA selon le type de lampe). i, alimentation du dispositif donnant le contre-courant (de l'ordre de 3 V). b, interrupteur. c, micro-lampe «Luxardor» à culot scié pour réduire l'encombrement diamétral ($\varnothing \sim 2$ mm). d, photo-diode SESCO 33F2 ou mieux 35F2 (Si; \varnothing ext. 1,9 mm). e, alimentation de la diode (de l'ordre de 9 V pour 35F2).

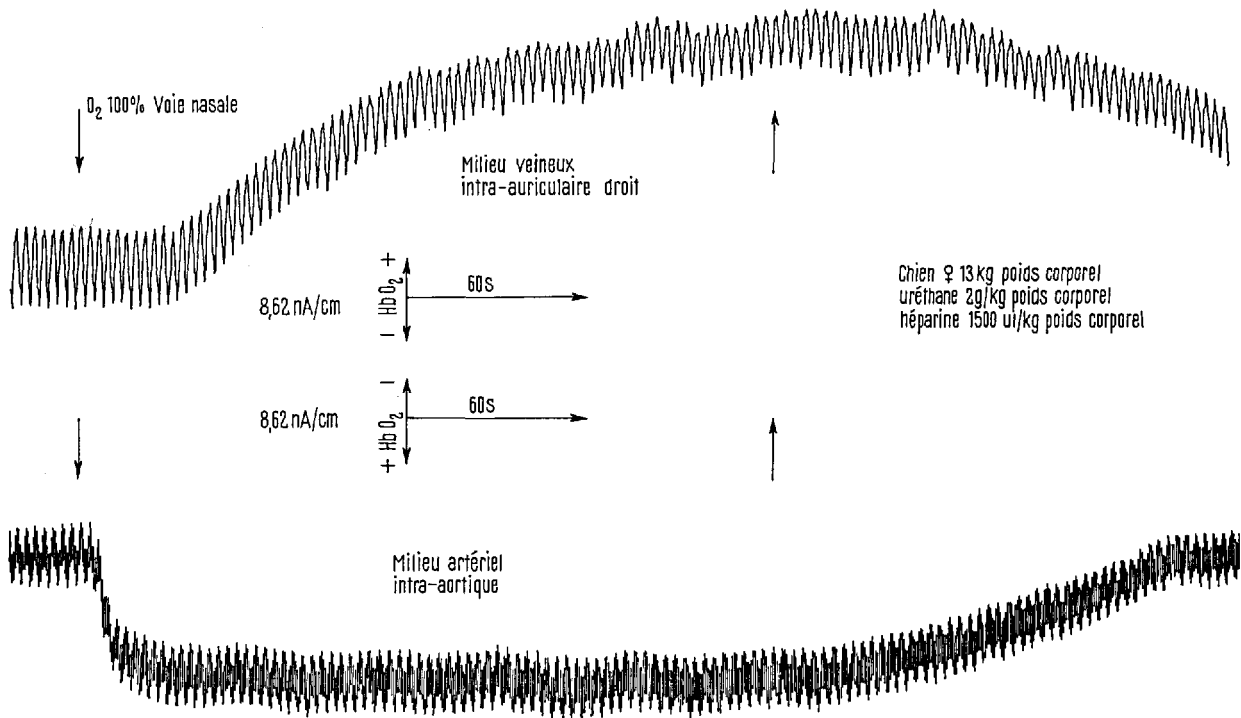


Fig. 3

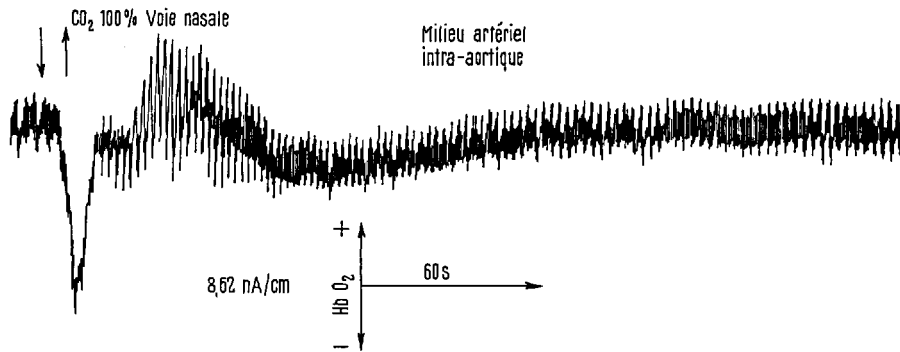


Fig. 4

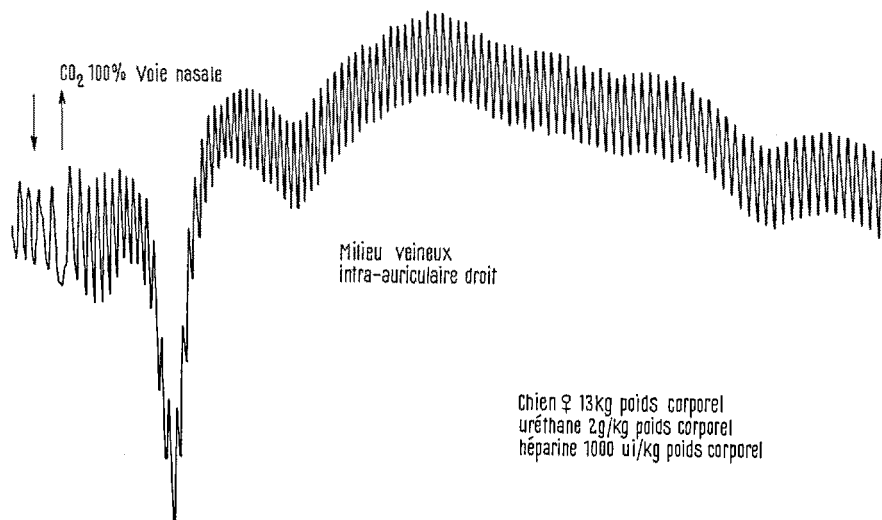


Fig. 5

nique^{1,4,5} peut désormais être suivie simultanément en milieux artériel et veineux au niveau de l'hémoglobine même (Figure 4).

En conclusion, une connaissance en continu, in situ, quantitative, instantanée et directe de l'état d'oxygénation de l'hémoglobine érythrocytaire (sans hémolyse) en milieux vasculaires profonds artériel et veineux simultanément est ainsi désormais rendue possible. Cette oxymétrie dans des conditions qualitatives et quantitatives variables d'inhalation gazeuse ne constitue d'ailleurs qu'un aspect de la photométrie intra-vasculaire directe à l'aide de ces sondes-photomètres; la technique entre en effet dans le cadre d'une méthodologie très générale qui sera développée systématiquement dans le proche avenir et qui permet notamment la mesure en continu de la masse sanguine par la technique de dilution d'indicateurs colorés.

Summary. An original instrument, the probe-photometer, permits us to evaluate instantaneously, continuously, in situ and simultaneously into arterial and venous vessels the relative amount of Hb-Hb O₂. The CO₂ reflex described previously can also be fully recorded in terms of hemoglobin.

B. RYBAK

Université de Caen, Zoophysologie, Faculté des Sciences, Caen (France), 10 juillet 1967.

⁵ B. RYBAK, Abstr. XXIII Int. physiol. Congr., Tokyo 240 (1965).

The Microdetermination of L-Glutamic Acid Decarboxylase with Use of ¹⁴C-Labelled Substrate

The use of ¹⁴C-labelled glutamate evidently facilitates the determination of the activity of L-glutamate decarboxylase (GAD) (EC 4.1.1.15.) and therefore the methods based on this principle are frequently employed. Unfortunately, the method of KONDO¹ is unreliable at low enzyme activities and that of SISKEN and others² requires rather complicated reaction vessels, in addition to a relatively large amount of enzyme. For these reasons, an attempt has been made to work out a simple method which would meet the requirements of serial work on ultramicro scale.

Thus, in the method presented here, the activity of GAD is estimated by measuring the radioactivity of ¹⁴CO₂ which has been formed from labelled glutamate due to enzyme action. The radioactivity itself is determined with use of the principle suggested by DAVIES and COCKING³.

Method. The device for the determination of GAD consists of (1) glass cylinder, (2) polyethylene reaction vessel; it is supported by an approximately 3 mm long bar. The adjacent wall is pierced with a hole. In the inside of the vessel, opposite to the hole, there is a small diaphragm.

Other parts are (3) polyethylene stopper with a hole in its bottom, (4) air-tight lid of the stopper also made from polyethylene and (5) glass fibre paper disc. For other details and dimensions, see Figure 1.

The determination is carried out in the following manner: 0.5 ml of 2*N* sulphuric acid are pipetted into the glass cylinder and the reaction vessel is put inside (see also Figure 1). After this, the vials are preincubated for approximately 20 min at required temperature (usually 37 °C). A glass fibre paper disc is placed on the bottom of the stopper and fixed with the lid; 0.1 ml of 0.1 *N* sodium hydroxide are then pipetted onto the disc. The reaction mixture is now placed on the polyethylene reaction vessel

¹ O. KONDO, J. Okayama med. Soc. 74, 623 (1962), after Chem. Abstr. 60, 2183 g (1964).

² B. SISKEN, K. SANO and E. ROBERTS, J. biol. Chem. 236, 503 (1961).

³ J. W. DAVIES and E. C. COCKING, Biochim. biophys. Acta 115, 511 (1966).