

記録オキシメーターの試作とその 臨床的応用に就いて

京都大学医学部外科学教室第2講座
(指導：青柳安誠教授)

九 間 外 喜 雄

(受付日付：昭和32年9月10日)

THE TRIAL PRODUCTION OF A DIRECT-WRITING RECORDING OXIMETER AND ITS CLINICAL APPLICATION

by

TOKIO KUMA

From the 2nd Surgical Division, Kyoto University Medical School
(Director: Prof. Dr. YASUMASA AOYAGI)

The recording oximeter utilizing two emissive photocells instead of rectifier photocells was constructed and used clinically by the author.

The output voltage from the rectifier photocells is not large enough to operate a stable direct-coupled amplifier capable of driving of direct-writing recorder, and also it has not been so easy to obtain a specific "modulated" or photoelectric amplifier adequate to a recording oximeter in this country.

The output from emissive photocells utilized in a earpiece was capable of driving a direct-writing recorder combining a direct-coupled three stages amplifier.

The earpiece which was constructed by the author has still some disadvantages such as; external interference which may be picked up by the very high impedance input circuit, relatively large size of a earpiece compared with that of a rectifier type or dark current in photocell circuits and so far.

These disadvantages, however, were covered satisfactorily by the large output voltage from the emissive photocells.

Since a "One scale" method had been applied, to obtain "absolute reading" records of saturation degree was not so easy, although "relative reading" records with simultaneous respiration curves were usefull enough for clinical purposes.

In the oxygensaturation curves obtained by this oximeter, the presumable vasomotor waves (period, 5-10 seconds) were observed in almost of all cases under local anesthesia.

The problem as to these non-asphyxial vasomotor waves was briefly discussed.

Dye dilution curves obtained by this oximeter were found to be very usefull to investigate a shunt circuit in cardio-vascular disease.

第1章 緒 言

終戦後本邦に於いても、新しく気管内麻酔法が採用されるようになり、それに関する研究が行われると共に、低酸素血症の問題が、旺んに論ぜられて、その際血液酸素飽和度を連続的に測定する装置として、オキシメーターが広く利用された。当時、本邦では、外国製オキシメーターの紹介や、それによる研究報告が多くて、一部の人々によつて本邦製品の試作は早くから試みられていたものの、なお勝れたものがなかつた。ところで著者もその一人として独自の方法によつて、記録オキシメーターを試作し、臨床的応用に供したので、茲にその概略と、それによつて得た2,3の知見に就いて報告する。

第2章 オキシメーターの概説

一般に Oximeter と呼ばれるものは、正しくは Oxyhemoglobinometer 或は Oxyhemoglobinograph のことで、血液の酸素飽和度を光電比色的に知る器械の総称である。そしてこのものは観血的及び非観血的オキシメーターの二種に大別される。著者のオキシメーターは非観血的のものであるが、それに就いて述べるに先立ち、オキシメーターの一般に就いて概説しよう。

1 観血的オキシメーター

キューベットオキシメーター、チャンネルオキシメーターと呼ばれるものが之に属して、

- 1) 透過方式によるもの (Lambert-Beer の法則を応用する)
- 2) 反射方式によるもの (Dreosti の法則を応用するもの)

等があり、前者には、一般の光電比色計のように、試料を適当に処置して、キューベットに入れて測定するものと、また特殊の小さいキューベット或はチャンネルに血液を導き、純血液の薄い層に光を透過せしめて連続的に、酸素飽和度を測定するものがあり、更にまたこれを連続的に記録するものもある。

2 非観血的オキシメーター

非観血的に且つ連続的に動脈血の酸素飽和度を求め得るもので、一般にオキシメーターといえば、この種のオキシメーターを意味して、三戸氏は之を流血酸素計と訳した。これには酸素飽和度の比較的な値の変化を求めるものと、絶対値を求めるものがある。

- 1) 透過光を利用するもの

耳翼或は耳朵を適当に加温して、その部の毛細管を動脈化し、この部に光を透過せしめて、その透過光の変化から、動脈血の酸素飽和度を求めるものである。普通イヤピース光源の熱を以て、測定中連続的に加温していることになるが、積極的に、ヒスタミンのイオン導入法を行なつて、動脈化する方法もある。併しこの両者の間に差を認めるものと、認めないものがあつて、一定しないが、一般にはヒスタミン導入法は用いられていない。

イ) 比較的な飽和度を求めるもの

初めに被検者の既知の酸素飽和度にメーターを調節するので、常には絶対値を知り得ないが、メーターは1個で、比較的な値を直読できる。Millikan 型のもので、その代表的なもので、米国で広く、航空医学にも利用された。

ロ) 飽和度の絶対値を求めるもの

之には又、1) One scale のもの、即ち酸素飽和度或は之を直ちに知り得る数値を1個のメーターから直読出来るものと 2) Double scale のものの2種がある。即ち後者は、2個のガルバノメーターから、2種の数値を求め、或は1個のガルバノメーターを切り換えて、二種の数値を求め、之等から、酸素飽和度を求めるもので、最も正確なものとされているが、飽和度や、測定部位の総ヘモグロビン量の変動の激しい時には、2種の数値を速やかに同時に読み取ることは、可成り困難なものである。

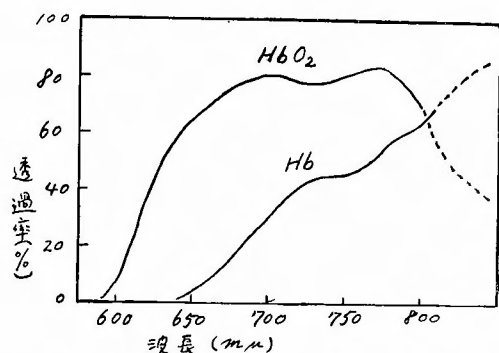
2) 反射光を利用するもの

オランダ国 Brinkman 氏等の考案による Cyclops と呼ばれるものが唯一のものである。例えば前額皮膚にヒスタミンのイオン導入法を行ない、毛細管を動脈化し、此の部の反射光の強さを測定するもので、肉体の何処に装着するにしても、必ずヒスタミンを使用しなければならない。即ちこの方法はチアノーゼを、器械で観察せしめるやり方である。ベルリンの自由大学に於いて、胸壁に装着するオキシメーターを使用していたことを、当教室の木村助教授が一昨年親しく観た由であるが、恐らくこの種のものであろう。この反射方式のものは、その前額に装着した状態からして恰も一つ目小僧に類似点を求め、ギリシャ神話に現われる一つ目小僧、即ち Cyclops と名付けられたもので、オランダ国 キップ社 から発売されており、米国へも輸出されているときくが、本邦では、未だその使用報告はない。著者は、二次電子増倍光電管を使用してこの試作をしたが、その出力が不安定の為失敗した。

第3章 オキシメーターの原理

1) 透過光を利用するオキシメーターの原理

第1図に示すように、酸化、還元両ヘモグロビンの吸収スペクトルは650m μ 前後に於ては、両者の吸収度に著しい差を示すが、一方800m μ 前後では、曲線は交叉して両者に殆ど差を認めない。即ち、650m μ 前後の光を利用する光電池、フィルター系（之はR系と呼ばれる）の出力は、酸素飽和度と、総ヘモグロビン（以下Hbと略す）量の両者の変化に感ずる。800m μ 前後の光を利用する光電池、フィルター系（之はG系と呼

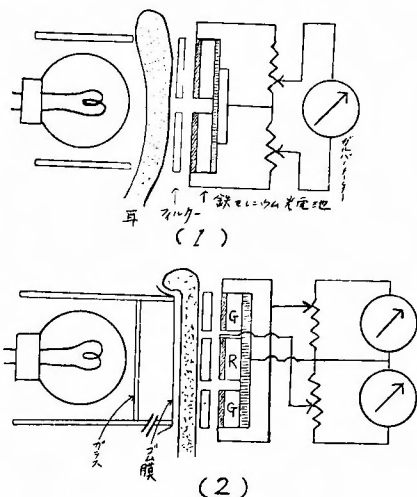


第1図 酸化還元両ヘモグロビンの吸収スペクトル。
自家血液を0.5% サポニン液にて、5倍に稀釈（還元ヘモグロビンはNa₂S₂O₄末の微量投入により作製）、光路1cm、島津製ベックマン光電比色計による。800m μ 以上を点線で示したのは、一定値を得なかつた為、従来報告に基いて補つたものである。

ばれる)の出力は、飽和度に無関係で、総Hb量のみに左右される。従つて、此のG、R両系の出力を反対方向に合成して、その差をとれば、総Hb量の変化による出力は打消されて、飽和度の変化のみが取り出せることになる。此の方法は、1939年 Mathes 等によつて、暗示されて、此の種オキシメーターの基礎が確立されたのであるが、而も彼等によつて、この方法は、或範囲のみに於いて成立することが、強調されているのである。而も耳の色素や、総Hb量の差によつて、スケールの大きさ及び零点が変動するので、簡単に絶対値を求めることが出来ない。たゞ Millikan 型イヤビースは、比較的な値の変化を追及するのには、便利なので広く使用されている。（第2図(1)）

この型のイヤビースに対して、Wood-Geraci 型のものは、第2図(2)に示すように、薄いゴム膜を、200mmHgの空気圧で膨大せしめて、測定部を虚血状態ならしめて、血液の吸光度を求め得るように工夫され

たものである。



第2図 (1) Millikan 型イヤビース。G系を2分しないで描いたのは、説明に便ならしめる為である。

(2) Wood-Geraci 型イヤビース。

$$IR_B = \log \frac{IR_0}{IR_N}, \quad R_B = \log \frac{R_0}{R_N}$$

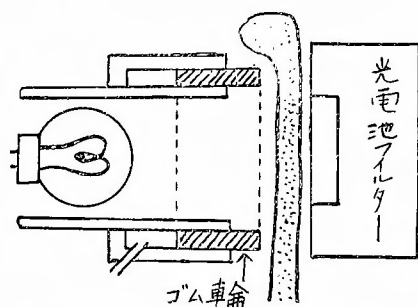
但し IR_B G系の血液の吸光度
 R_B R系の血液の吸光度
 IR_0 虚血耳のG系出力
 R_0 虚血耳のR系出力
 IR_N 正常耳のG系出力
 R_N 正常耳のR系出力

先に述べたように、 IR_B は測定部位の総Hb量の函数であり、 R_B は、総Hb量と、飽和度との函数であるから、 $\frac{R_B}{IR_B}$ は酸素飽和度の函数となることを利用する

もので、予め頻回の Van Slyke 氏検圧法との同時的測定によつて製作した表から、飽和度を求めるのである。併し Co-Hb、メトヘモグロビン、ビリルビン等が大量に含まれている時には、測定不可能である。

ドイツ国 Atlas 社のオキシメーターは、2種の光電池フィルター系を使用することに於て、前者と同様であるが、絶対値を求めるのに、特有の方法をとっている。即ち此の種の他のオキシメーターの目盛は、必然的に対数的であるのだが、之を特殊な結線 Photozellen-eingangsschaltung によつて、直線的とならしめてある。測定部位の血液を酸素飽和度100%と0%の状態に作つて、指針を、夫々の目盛に調節した後、測定部

位の血流を正常ならしめ、以後 100 等分目盛によつて絶対値を読みとるようにしたものである。ところで飽和度 100 % の状態は、簡単に招来しうが、0 % の状態は、Nicolai の実験を応用することによつて招来される。即ち第 3 図の如く、ゴム輪を 200mmHg 圧で圧迫し、測定部の血流を遮断して、血液の含有する酸素を消費せしめるから 10~15 分後に、終極状態になつて、メーターの安定した時を以つて、増巾器の感度を調節して、指針を目盛の 0 % 点に合せるのである。そして血流を再開させると、以後総 Hb 量が大きく変化しない限り、連続的に酸素飽和度の絶対値を示すこと



第 3 図 Atlas 社ユニバーサルオキシメーターの特殊な方法を示す。

になる。これは Millikan 型オキシメーターでも全く同様であるが、酸素吸入によつて酸素飽和度が 100 % にならない心肺疾患例では、採血して絶対値を測定しておかなければならない。尚、アトラス社のオキシメーターには、キューベツトオキシメーターが装置内に組込まれている。

2. 反射光を利用するオキシメーターの原理

既述したように、Brinkman 氏等の考案した Cyclops が唯一のものであるが、之は、適当な厚さの血液の反射光の強さは、その含有する Hb 量の如何に不拘、特定の波長に於いては、酸素飽和度のみの函数であることを経験的に、利用したものであつて、後に Rodri-gol は Schuster や Dreosti の反射の理論を適用して、一層精確なキューベツトオキシメーターを製作した。

$$R_{\infty} = \frac{I_R}{I_0} = \text{充分厚い血液層の反射系数}$$

$$R_{\infty} = p - \sqrt{p^2 - 1} = \frac{1}{2p}$$

$$p = \frac{a}{\beta s} + 1$$

但し a ……吸収系数

s ……散乱系数

β ……全散乱光に対する後方散乱分

R_{∞} は酸素飽和度の函数となり、而 Hb の吸光係数の差は、前述のように、650m μ 前後の光に対して最大であるので、此の附近の波長の光が利用され、2つのシステムを必要としないことが特徴であり、比較的な飽和度を知るオキシメーターの範疇に入るものである。

第 4 章 自家記録オキシメーターの試作

1939 年 Mathes 等は、光電池と光電管を使用して、写真記録法により、呼吸生理学的研究を行なつたが、臨床的には、利用し難いものであつた。現在、オキシメーターの読みを連続的直記式に記録する方法は、米国等では、広く利用されているが、本邦では全然使用されていなかった。而も外国製のオキシメーターはそれのみで、40 万円を超える高価なものである上に、特殊な増巾器及び直記式記録を求めると、驚くべき高価なものになるのである。そもそもイヤビース内の光電池の出力有効部分は、100 μ V 級の微小なものであり、之によつて、ペンレコーダーを動作せしめる為には、極めて高感度の直流増巾器が必要であり、而も安定に動作せしめることは至難なことであるから、外国では Interrupter 或は Choper と呼ばれる断続器を利用して、「変調—交流増巾—整流」方法による直流増巾器によつて、記録計を動作せしめているのである。本邦では大野氏が、直接結合で 2 段増巾後、この方式による器具の試作を試みたが、所期の目的を達することが出来なかつた。従つて、ペンレコーダーを動作せしめる為には、後に述べる如く、不利な点もあるが、増巾の容易な光電管を使用した方が有利である。これが敢えて私をして、光電管を使用し、記録オキシメーターを試作せしめた理由である。

イヤビースの光電池から得られる電流は、極めて微小なもので、これを捕へるためには 10⁻¹¹A 程度の極めて鋭敏なガルバノメーターを必要とするので、不安定となることは避け難い。が之に反して、極めて大きな電流の得られる Conducting photocell 型の酸化カドミウム光電池を使用したオキシメーターが本邦に於いて、一時市場に現われたが、期待にそむいて余り用いられないで影をひそめて了つた。恐らく型録通りの性能が発揮されなかつた為であらう。

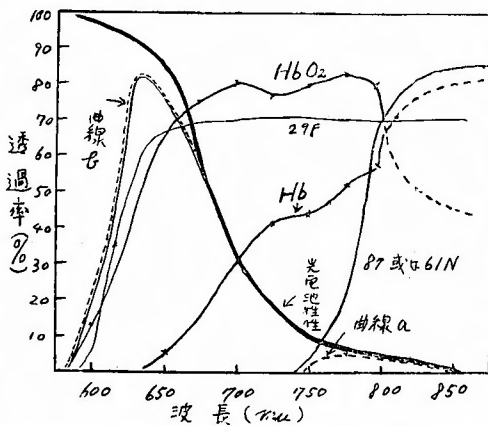
従来 Rectifier 型の鉄セレンウム光電池は、疲労現象や経年変化等の程度に於いては、光電管に比べて確かに不利であつて、又増巾も困難であるが、目的に

よつては、増巾器なして、即ちガルバノメーターのみによつて使用出来ることは大きな魅力である。

1) イヤピース

このイヤピースの生命は光電管とフィルターの組合せによる感光部分にあるが、光電池使用のものとはその趣が甚しく異なっている。そこで一般的な光電池使用のイヤピースについて説明を加えながら、著者のイヤピースに就いて述べよう。

Gシステムには、800m μ 前後の光を使用しなければならないから、第4図のような比感度曲線を示す鉄セレンウム光電池と750m μ 以上を透過する Wratten 87

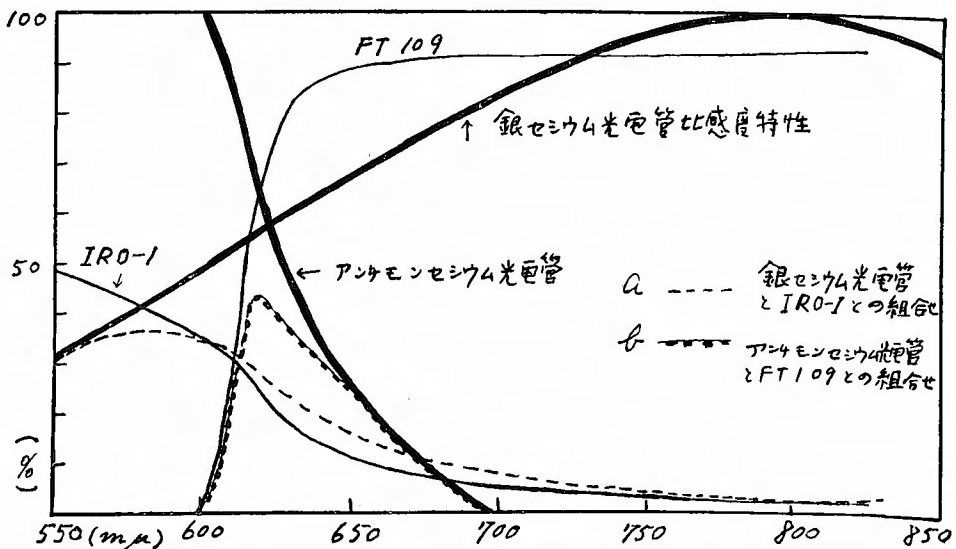


第4図 鉄セレンウム光電池とフィルター及びその組合せによる各特性を示す。

或は 61N フィルター(之は 500m μ から 580m μ までと、

750m μ 以上の光を透過するが、耳の組織は約 600m μ 以下の光を殆ど吸収する)との組合せに於いてその目的を達している。即ち第4図 a 曲線のような波長の光が利用されることになる。一方また酸素飽和度の変化に敏感な R システムは、Wratten 29F フィルターとの組合せに於いてその目的を達している。即ち第4図 b 曲線のような波長特性の光が利用されているのである。著者は、小型光電管として、マツダ 17V₁ 或は 17G₁ を使用したが、之は銀セシウム光電管であつて、第5図に示すように、800m μ の点に感度のピークを有しているから、光電池を使用する場合と全く異なるのである。G システムには 800m μ を中心とするフィルターが必要であるが、適当なものはない。併し 600m μ 以上を透過する Wratten 29F、ワルツ R₅、富士 FT 109 フィルターの何れでも大差なく、G システムに適當であることが分かつた。そしてこの光電管と之等フィルターとの組合せに於いては、飽和度 100% と 0% との Hb の透過度は、夫々例えば、49、48 或は 50、49% 等を示して、殆ど差を認めないで、光電池使用の場合に R システムに適當なものが、銀セシウム光電管使用の場合には、G システムに適當となる。

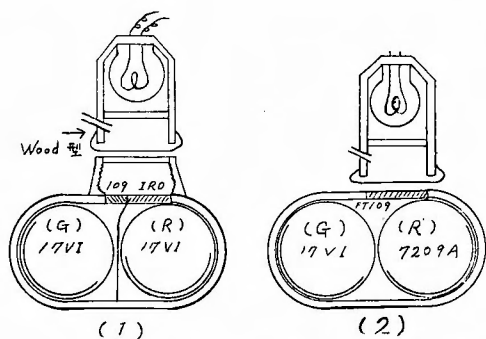
酸素飽和度に敏感な R システムにも、銀セシウム光電管を使用すれば、650m μ を中心とするフィルターを用いなければならないが、適当なものは得難い。干渉フィルターは、検量感度を高くすることができても、透過率が悪く、従つて増巾器の感度を高めなければならない、不安定となり適當ではない。マツダ IRO₁ フィ



第5図 光電管とフィルター及びその組合せによる各特性を示す。

ルターは利用し得るものの中で、最も敏感であつた。利用される光の特性は、第5図a 曲線となり、光電池使用のものに比べて、検量感度の低いことが窺える。

而システムの光電管への射入光線は、測定部に流れている血液を含めて、同一条件の組織を透過したものでなければならない。即ち耳を透過した光は均等化されて、而光電管に射入されなければならないのである。此の問題は光電池使用の場合でも全く同様であり、種々な試みがなされて来た。即ち、第2図(2)に示すように、感度の悪いGシステムのフィルター及び光電池を2分して、面積を大ならしめると同時に、可及的に均等化しようとするもの、或はSekeljの行つたように、光が組織を透過してからフィルターに至るまでに、4mmの距離を設けて目的を達しようとする行きかたがある。小さく分割すれば、それだけ均等化は完全になるが、工作的には困難だ。而も而システムの何れにも銀セシウム光電管を使用する場合には、後述のものと異なつて、2枚のフィルターを使用しなければならないから、而システムを光学的に完全に隔絶しなければならないので、特に均等化について配慮する必要がある。光電管の場合には、分割することが不可能であるから、第6図(1)のように、約5mmの距離を設けて、



第 6 図 (1) 銀セシウム光電管を 2 個使用せる著者のイヤピース、
(2) はアンチモンセシウム光電管と銀セシウム光電管を使用せる場合の構造を示す。

更に乱反射により均等化せしめた。これでは光量の損失があるが、実用上完全に均等化されることが確かめられた。Rシステムにアンチモン光電管を使用すると、Gシステムと全く同一のフィルターの組合せで、第5図b曲線のような波長の光線が利用されることになり、飽和度に敏感なシステムとなる。比感度曲線の1極近くを使用するのと、さらに本光電管は真空型で

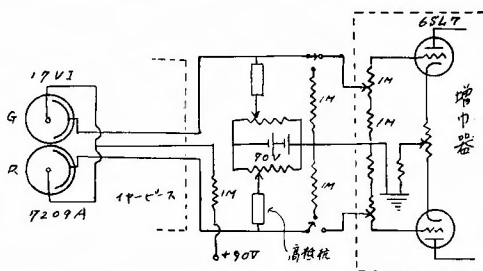
ある為、感度の低下は避けられないが、検量感度は高い。又Gシステムと同一共通のフィルターを使用できるから、両システムを光学的に隔絶する必要は全くない。従つて工作上極めて有利であり、更に感光面までに充分の距離があるので、均等化に特別の細工を要しない利点もある(第6図[2])。それで絶対値を求める場合には、アンチモン光電管を使用する方が有利である。

第6図のように著者のイヤピースは Wood-Geraci 型としても使用できるようにした.

イヤブースと増巾器入力部とは高イビーダンスで結合されるので、出力の不安定の原因とはなり得るから、小型真空管をイヤブースに組込んで、低インピーダンスで結合するのが理想的であるが、イヤブースは大型となるので、この方法は用いなかつた。

2) 増巾器及び記録計

5 mA, 120 mm 巾のインク書き記録計（指示速度約 1/2 秒，内部抵抗 1000 オーム，島津製作所製）を働かせる為に，直流増巾器及び之に適した電子管式に安定化した電源を，著者自ら設計製作した．その配線図は，本誌第26巻第5号の拙著 Experimental studies on constrictive pericarditis に発表したので省略する．光電管の電源は，電源回路内の 150 V 定電圧放電管陽極より分圧して使用し，また増巾器初段の電源は此の放電管陽極より供給してもよいが，電源の変動に対して安定化すべく考案された坂本氏の回路を利用し



第7図 イヤピース及び増巾器入力部の配線を示す。

て、第3段陰極電圧を、初段B電源に供した。増ち器電源は、燈用交流電源が、95Vより120Vまで変化しても、50 mAの負荷の有無に不拘、充分安定化されたものである。併し万全を期して、この回路を使用した。オキシメーター一般の使用に対しては、入力1乃至5 mV当り1 mAの出力の状態で使用したが、極めて安定であつた。光電管負荷抵抗を一定に保つことが望まし

いが、初段のグリッド電流は、実測の結果、 10^{-8} 乃至 10^{-9} A程度流れているので、入力を調節する場合の増巾器零点の動揺を防ぐ為に、第7図のようにした使用目的によつては、此の暗流消去回路は不要である。

更に5mAの記録計に改良を加えて、呼吸曲線をも同時にインク書きできるようにした。記録紙の端に、アンペア計のインクペンと同心部に廻転軸を有するペンを新しく設けて、呼吸による空気圧の変動をタンブールに導き、機械的に、このペンを動作せしめて呼吸曲線を描記させた。また循環時間測定に際しては、記録紙搬送スピードの変化を知る為、メトロノームによりこのペンを働かせて、タイムマーカーとした。

このオキシメーターのイヤピースの代りに、光電的圧—電気変換装置を使用すれば、電気血圧計として使用出来るもので、之に関しては、前記論文を参照されたい。又光電池使用のものと異なつて、Gシステムの出力は強大であるから、容積脈波計としても充分活用出来る。光電池使用のものは、第4図a曲線の示す如く、Gシステムの出力は極めて小さいのである。

第5章 本オキシメーターの2, 3 の臨床的応用並に考察

記録オキシメーターは、本来の目的である酸素飽和度測定以外に種々の目的に使用することができる。Evans blue, methylenblau, indigo carmin等の色素が、Rシステムに敏感に感ずることを利用して、例えば、肘耳、肺耳、耳耳間等の循環時間、心搏出量の測定、心疾患の短絡血路の追求等に、独得の応用価値があり、現在ではむしろ本来の応用よりも好んでこれ等に用いられる傾向が強い。又血圧の連続測定も可能であるとする人がある。

以下本オキシメーターを臨床的に応用した2, 3の結果に就いて述べよう。

1) 飽和度曲線

第9図は呼吸停止による曲線の動きを示しているが、呼吸開始後の過呼吸によつて、停止前に比べて、2~3%の上昇を示していることがわかる。目盛りは、過呼吸により、96~97%から100%近くまで上昇したものととして、対数的に目盛つたものであつて、Van Slyke氏検圧法によつたものではない。

第10図は、局所麻酔下で、右肺葉切除を行なつた症例の連続15メートルの記録の一部である。開放性に酸素吸入を行なつたのであるが、毎分8リットルの酸素吸入でも、なお飽和度を最高レベルに保つことが出来

なかつた。4%ナルスコ0.6cc注射後の不自然な姿勢で、而も一側平圧開胸による呼吸運動制限の下に、開放性に酸素吸入を行つたもので、このような場合では可成り大量の酸素吸入を行わなければならないことを示している。図の曲線に注意すると、呼吸運動と全く無関係に、過期5秒前後の変動を明らかに認めることが出来るが、この曲線は、直接誘導法による血圧曲線の或ものに酷似している。併し酸素飽和度が呼吸と無関係に、このように規則正しく変動しているものとは考えられない。又同じような週期的変動は、Gシステムのための記録第11図(2)にも認められた。而もこの症例では、疼痛の為に呻吟することによる頸静脈圧や、動脈血圧の変動も加わり、複雑な曲線を示している。この変動が、測定部の動脈化された毛細血管のみが週期的に収縮する結果として現われたものとも考えられない。これはむしろ動脈血圧の週期的変動によつて、測定光路内の総Hb量が変動し、その結果としての両システムの出力の変動が、完全には、消去されないで、酸素飽和度曲線に現われているものと考えなければならない。従来脈搏や、呼吸運動と関係のない血圧変動即ち第3級の血圧変動のうちで、比較的早い過期のものは、Traube-Heringの波として知られ、anoxiaがある場合に現われ易いとされているが、第10図に示すように、酸素飽和度と直接関係は認められない。

第11図(1)は局麻によつて胸成術を行つた例であつて、呼吸曲線が乱れていることでも窺えるように、極めて神経質な患者で強く疼痛を訴えたが、曲線には過期10秒前後の大きな変動が認められた。而も間もなく個々の搏動による変動が、記録から消失して、応答はなくなり、完全にショック状態となつたもので、全経過を記録中に、曲線に現れた上述の変化を観察することによつて、ショック状態の発生を早期に発見することが出来た例である。この例は出血量は少なかつたから、激しい疼痛によるショックと考えざるをえなかつた。

第12図は、エーテル全麻による手術例であるが、呼吸による変動は認められても、前述のような週期的変動は全く認められない。

ところで之等の変動は、Asphyxieとは直接関係のない週期的変動であつて、Babkin等のnon-asphyxial waveに一致するものと考えられるものである。即ち血管運動中枢から週期的衝動が送り出されているものと考えられる。併し之が如何なる意味をもつかは、充分に解明されていない。石川七郎氏は、犬の大

量出血によるショック時に同様に認められることから、不可逆性のショックと何等かの関係があることを推論した。なおBabkin等は、犬ではChloralose-Urethane 麻酔でこの変動が現われ、Nembutalでは抑制されること報告し、又脳の各部から複雑な支配をうけていることを実験的に示した。

とにかくわれわれの症例では、エーテルによる全麻例では、この変動を認めることができずに、烈しい疼痛によるショックの前に著明に認められたことは、意識下の激しい求心性刺激によつて、血管運動中枢が疲労を来し、一時的にせよ、その機能をまさに消失せんとする前の状態を示すもので、少なくともこの変動は、生体が異常状態にあることを示すものということが出来よう。

以上のように、酸素飽和度曲線に血圧の変動が現われるのであるが、それではGシステムのみの曲線から血圧の変動が窺えないものだろうか。即ち此の関係をみたのが、第11図(2)である。これによると血圧と曲線は必ずしも並行しないことを示し、動脈化された毛細血管が、なおその緊張の動揺を示す為と考えられる。第13図は、装着部位の両側の皮膚に、0.25%塩酸ヒスタミン5mA 3分間のイオン導入法を行ない、充分に毛細管を麻痺拡張せしめて記録したものであるが、(1)は、Neo-Synephrin 4mgの、(2)はこの注射後15分後に1000倍アドレナリン0.5ccの皮下注射を行なつた例で(1)は血圧の上昇と曲線の上昇とは、略々並行しているが、(2)は全く並行していない。之は、ヒスタミン導入後、更に加熱されている毛細血管が、なお一部の昇圧剤により収縮する結果と考えられる。イヤビース装着部が、血管運動神経支配から完全に遮断され、而も昇圧剤にも感じない状態に作られ得るものならば、毛細血管及びその周囲組織の弾性範囲内では、Gシステムのみの出力は、血圧の変化と並行するものと考えられるが、臨床的には、特にかゝる状態を作り出すことは困難である。

以上のように、測定光路内の総Hb量は、種々の昇圧剤を必要とする手術時には、血圧と一定の関係なく、大きく変動するものである。従つて、消去法によつて、直読するSingle scale型のおキシメーターは、可成り大きな誤差を含むものと考えざるをえない。

またWood-Geraci型のイヤビースによつて、Double scale型を使用すれば、2つのメーターの読みを、同時に素速く、而も虚血耳の読みを含めて、一刻の酸素飽和度を知るのに、4個の数値を読みとらなければ

ならない。それで外国には、2組の増巾器及び記録計を使用している人もあるが、極めて高価となり実用的ではない。Wood & Geraciによれば、275回の測定をして、その95%はVan Slyke氏検圧法による測定値に対して、±5%の誤差範囲にあつたという。併し著者は、1組の増巾器と記録計を使用したもので、速やかな変化に対しては、測定が不可能であつて、絶対値を求めることに重点をおかなかつたから、彼等の結果と比較することは残念ながら出来ない。

麻酔施行中の低酸素症に対する警報器としての意味のおキシメーターは確かに効果的なものであるが、誤差の大きいものと認識すべきである。

2) 色素稀釈曲線

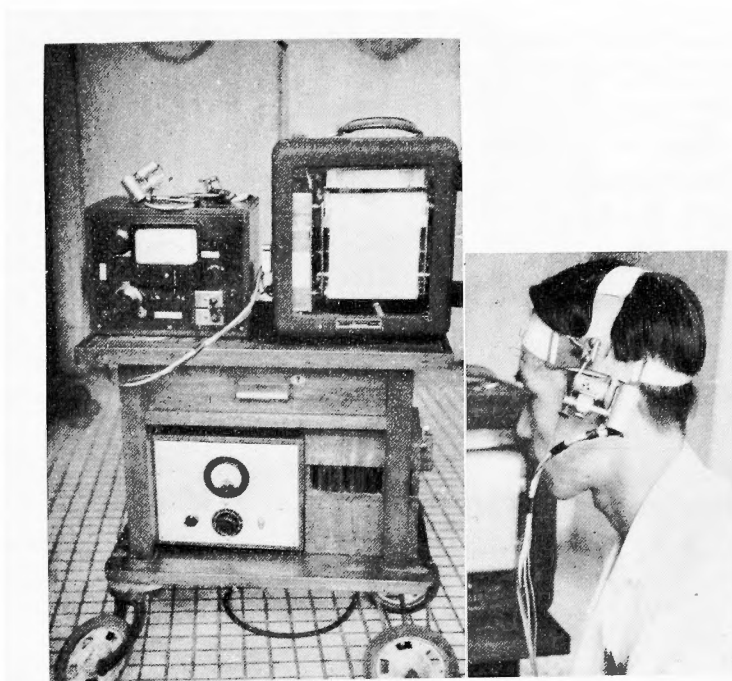
色素稀釈曲線には、酸素飽和度の変化も曲線に現われるので、色素による変化のみを曲線化することが不可能なことも時にある(第14図(1))。この曲線は、Roger氏病の疑いのもので、呼吸数少なく、呼吸性変動が大きく、而も色素注入後呼吸に変調を来して、短絡血路の存否の判定は困難であつた。肘耳循環時間は、略々判定可能である。第14図(2)は、チアノーゼを呈し、心雑音から、僧帽弁閉鎖不全と、右から左の短絡血路の存在が疑われたものであるが、殆ど正常の曲線を示し、短絡血路の証明は不可能であつた。心カシターの検査によつても、直接証明はされなかつた。頸耳、耳耳循環時間は、夫々7秒、22秒で何れも正常であつた。この曲線の始まりに於いて、曲線が上昇しているのは、7才の幼児は検査中、安静を保ち難く、機をみて素速く色素を注入しなければならなかつた為である。

心搏出量の測定は、可成り操作が面倒であるので著者は試みなかつた。

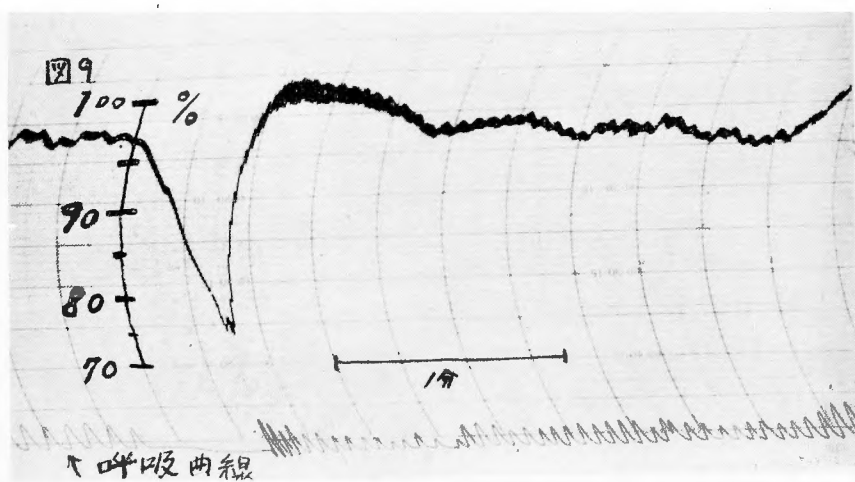
第6章 総 括

著者は記録おキシメーターの製作を企図し、従来一般に使用されているものと異なり、光電管を使用した結果、イヤビースは比較的大型となり、又増巾器との結合が、高インピーダンスとなる為に、不安定の原因とはなるなど、やゝ不利な点もあるが、記録おキシメーターとするには極めて容易であつた。そして本おキシメーターを使用した結果、絶対値を求めるには不便だが、酸素飽和度の比較的な変化を連続的に記録するには、極めて有用であることを知つた。

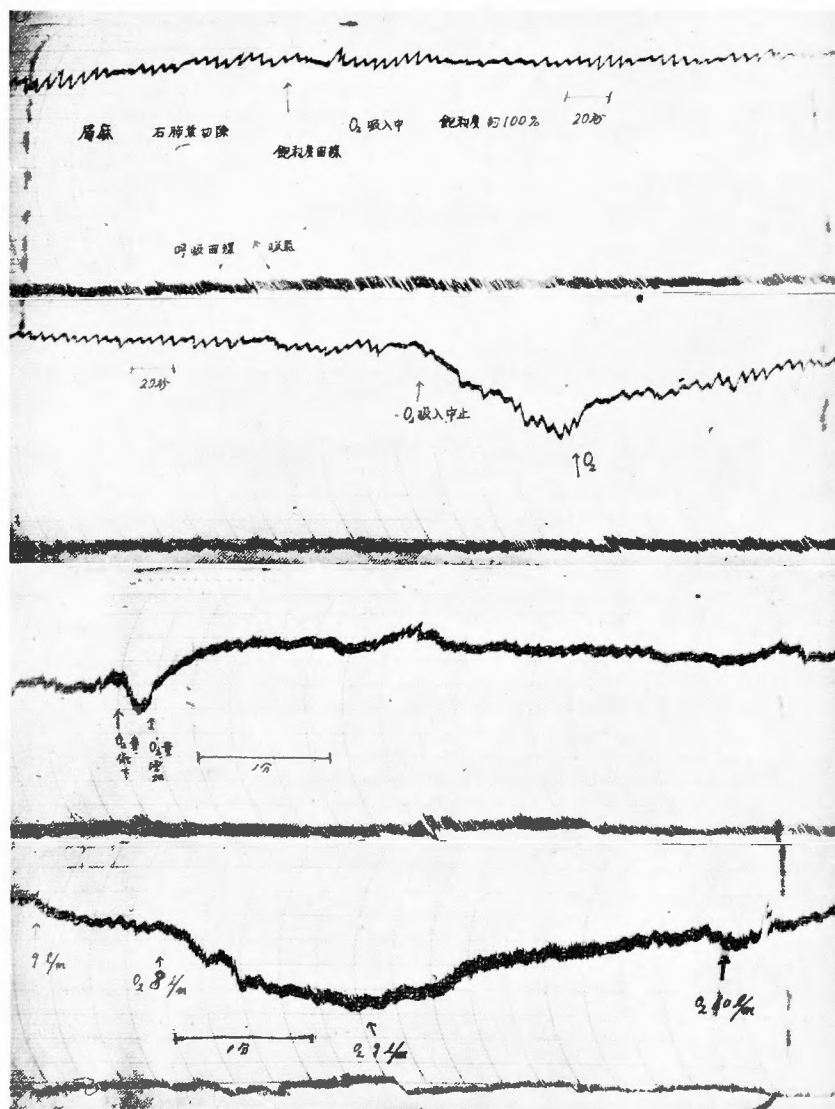
記録操作中、血圧変動によると考えられる5~10秒程度の周期的変動が曲線上に認められたが、かゝる変



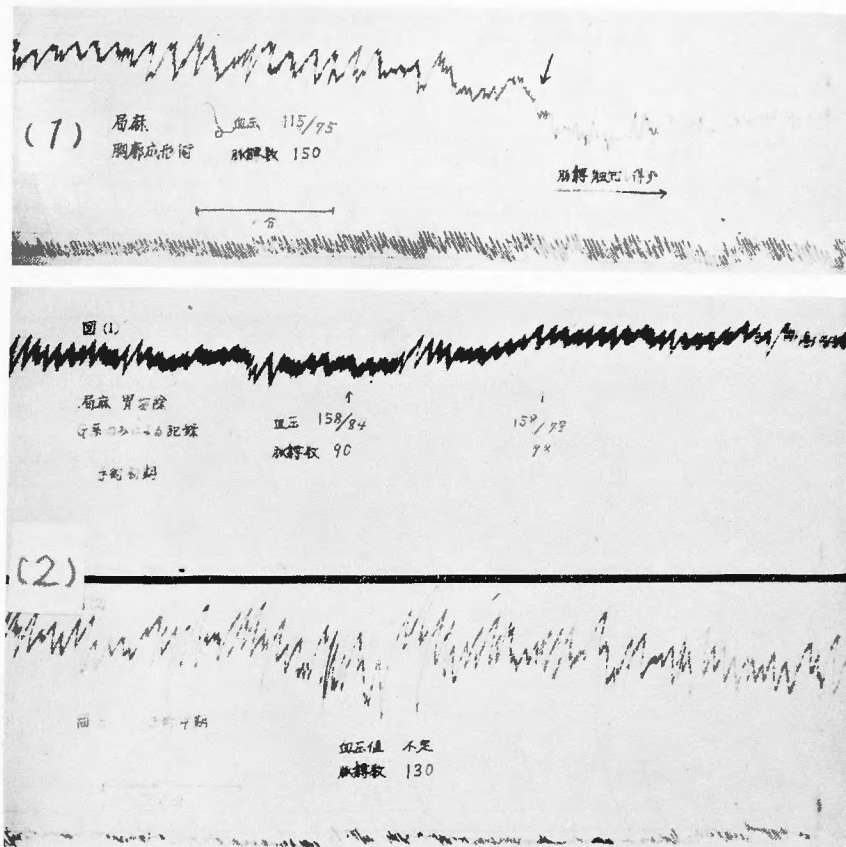
第8図 左：オキシメーターの外観，下方は電源。
右：イヤピースの装着状態を示す。多少大型となるが，重量は市販のものよりも少ない。



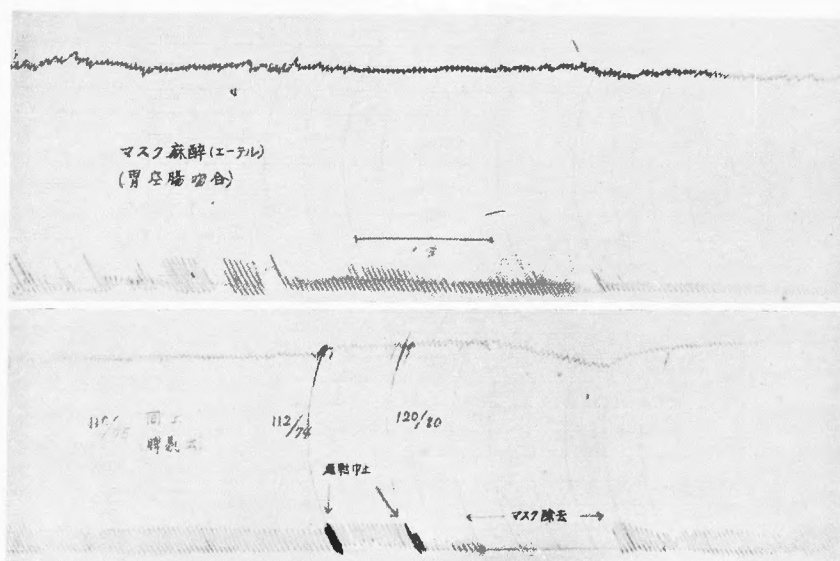
第9図



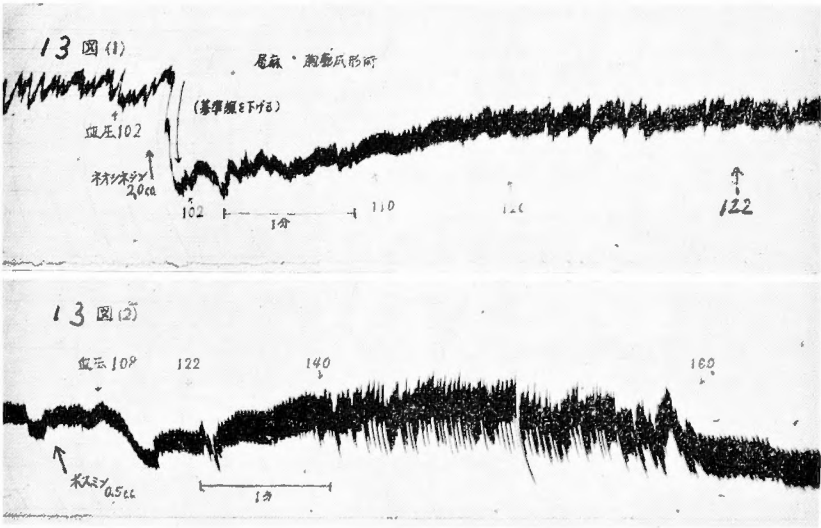
第10図



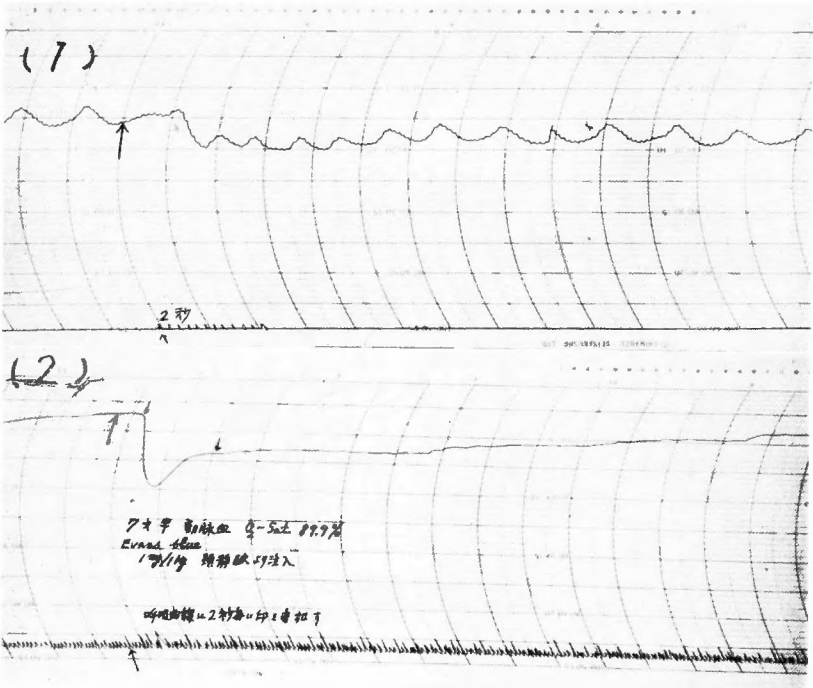
第11図



第12図



第13图



第14图

動は記録オキシメーターを使用することによつて、初めて捕捉できるものである。

色素稀釈曲線の描記は、記録オキシメーターの応用としては、確かに利用価値が高い。

第7章 結 語

著者の製作したオキシメーターは、その原理に於いて何等新しいものはないが、インク書き記録オキシメーターとしては、本邦最初のものであつて、臨床的に応用した結果、使用価値のあるものであることを述べた。

本論文要旨、昭和29年4月、日本外科学会総会、同年6月、近畿外科学会、並に、文部省科学研究費麻酔研究班の委員会に於いて発表した。

終始御懇切な御指導を賜つた日笠講師、並に本学医学部電気協議会の諸氏に対して、深甚の謝意を表する。尚フィルターを提供して下された富士フィルム会社の木村、田島両氏に対し、深く謝意を表する。

文 献

1) Atlas社“UNIVERSAL-OXYMETER”の型録より。2) Babkin, B. P. & Kite, W. C.: Central nervous control of rhythmic variation of blood pressure *Am. J. physiol.*, **161**, 92, 1950. 3) Brinkman R. and Zijlstra W. G.: Kipp社“Cyclops” u. “Hemoreflexor”の型録及び文献19より。4) Elam, J. O., Neville, J. F., Sleaton, W. and Elam, W. N.: Sources of Error in oximetry. *Ann. Surg.*, **130**, 755, 1949. 5) 原亮, 三戸榮: 低酸素血検査法. 最新医学, **8**, 76, 昭27. 6) Harned H. S. et al.: Use of the whole blood oximeter during cardiac catheterization. *J. Lab. of Clin. Med.*, **40**, 445, 1952. 7) Kuma, T.: Experimental studies on constrictive pericarditis: the pressure tracings in the right heart. *Arch. Jap. Chir.*: **26**, 650, 1957. 8) Mathes K.: Über den Einfluss der Atmung auf die Sauerstoffsättigung des Arterienblutes. *Arch. f. exp. Path. u. Pharmacol.*, **176**, 683, 1934. 9) Mathes K. u. Gross F.: Untersuchungen über die Absorption von rotem und ultrarotem Lichte durch kohlenoxydgesättigtes, sauerstoffgesättigtes und reduziertes Blut. *Arch. f. exp. Path. u. Pharmacol.*, **191**, 369, 1938. 10) Mathes, K. u. Gross, F.: Fortlaufende Registrierung der Lichtabsorption des Blutes in zwei verschied-

enen Spektralbezirken. *Arch. f. exp. Path. Pharmacol.*, **191**, 381, 1939. 11) McClure, R. D., Behrmann, V. G., and Hartman, F. W.: The control of anoxemia during surgical anesthesia with the aid of the oxyhemograph. *Ann. of Surg.* **128**, 685, 1948. 12) Millikan, G. A.: Oximeter, an instrument for measuring continuously oxygen saturation of arterial blood in man. *Rev. Scient. Instruments*, **13**, 434, 1942. 13) 本川弘: 医学生物学電気的実験法. 昭. 25. 14) Nicholson, J. W. & Wood, E. H.: Estimation of cardiac output and using an oximeter. *J. Lab. & Clin. Med.*, **38**, 588, 1951. 15) Nicholson, J. W., Burchell, H. B. and Wood, E. H.: A method for the continuous recording of Evans blue dye curves in arterial blood, and its application to the diagnosis of cardiovascular abnormalities. *J. Lab. & Clin. Med.*, **37**, 353, 1951. 16) Nicolai, L.: Der Sichtbarmachung, Verlauf und chemische Kinetik der Oxyhämoglobinreduktion lebenden Gewebe, besonders in der menschlichen Haut. *Arch. f. Physiol.*, **229**, 372, 1932. 17) 大野昭三: オキシメーター. エレクトロニシアン, **2**, 444, 昭28. 18) Perkins, J. F. et al.: The conversion of Millikan and Wood type oximeters for use in surgery in studies of pulmonary function, and in teaching respiratory physiology. *J. Lab. & Clin. Med.*, **40**, 457, 1952. 19) Rodrigo, F. A.: The determination of the oxygenation of blood in vitro by using reflected light. *A. H. J.*, **45**, 809, 1953. 20) Roos, A. and Rich, J. A.: Spectrophotometric determination of oxygen content of blood. *J. Lab. & Clin. Med.*, **40**, 431, 1952. 21) 斎藤正行: 光電比色計による臨床化学検査法. (改訂3版) 22) 坂本捷房, 高木末夫: 臨床電気生理学 (勝沼精蔵監修) 昭30. 23) 笹本浩, 細野清士: 新しい心機能検査法(1) Oximeter及びそれによる機能検査. 最新医学, **7**, 423, 昭27. 24) Sekelj, P.: Further studies on oximetry. *A. H. J.*, **48**, 746, 1954. 25) Wood, E. H. & Geraci, J. E.: Photoelectric determination of arterial oxygen saturation in man. *J. Lab. & Clin. Med.*, **34**, 387, 1949. 26) Wood, E. H. et al.: A comparison of oximetric measurements on histaminized and heat-flushed ears. *Am. J. Physiol.*, **169**, 597, 1949. 27) Wood, E. H.: Special instrumentation problems encountered in physiological research concerning the heart and circulation in man. *Science*, **112**, 707, 1950.