

High Sensitive Optical Sensor for Blood Leak

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2008-01-30 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 上田, 正紘, 石川, 和彦, 陳, 捷, 當間, 安厚, UEDA, Masahiro, ISHIKAWA, Kazuhiko, JIE, Chen, TOUMA, Yasunori メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/10098/1493

高感度光漏血センサー

上田正紘*・石川和彦*・陳捷*・當間安厚**

High Sensitive Optical Sensor for Blood Leak

Masahiro UEDA*, Kazuhiko ISHIKAWA*, Chen JIE*
and Yasunori TOUMA**

A method of high sensitive detection for measurement of blood leak has been proposed and demonstrated experimentally. The method was based on multireflection of light at a sidewall mirror of a container and normalization of an output light power to an input power. The obtainable maximum sensitivity for blood concentration was 0.1 ppm which was about 50 times higher than the value of the existing sensors.

Key words : Laser, Detector, Blood leak, Multireflection

1. はじめに

最近の人工透析器に用いられている漏血センサーの感度は通常数10～数100 ppmである¹⁾が、機器の高機能化にともなってさらに高感度のものが要求されている。

ほとんどのセンサーは透析液通路中の一方向側に取り付けた発光素子からの入射光を反対側の受光素子によってその減衰量を読みとり、その値から血液濃度を推定するものである。しかしこの方法では入射光の強度変化がそのまま受光センサーの強度変化となってあらわれ、精密な測定が困難である。さらにセンサーの測定領域が通常数 cm と短い対象としている濃度

では光減衰量が小さく、感度が低い。このために複雑な温度補償回路や安定化電源が種々考案されているものもある²⁾。

ここではこれら二つの欠点を克服し得る、すなわち高感度でかつ高精度の方法を提案し、実験でこの方法が十分実用に供し得ることを報告する。

2. 原理および実験方法

実験装置の外観をFig. 1に、原理解析用の模式図をFig. 2に示す。発光源としての半導体レーザーからの出力光(強度 I)を半透鏡によって一部は反射させ入射光強度 I_1 として測定し、残りの大部分は透過させて測定容器内に導く。この

* 福井大学教育学部 (〒910 福井市文京3-9-1)

** 株式会社北計工業 (〒921 金沢市増泉3-4-20)

* Faculty of Education, Fukui University (3-9-1, Bunkyo, Fukui, 910)

** Hokkei Kogyo Co., Ltd. (3-4-20, Masuizumi, Kanazawa, 921)

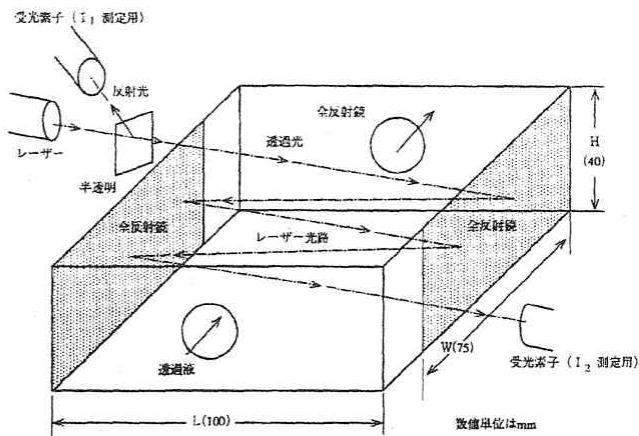


Fig. 1 Experimental setup.

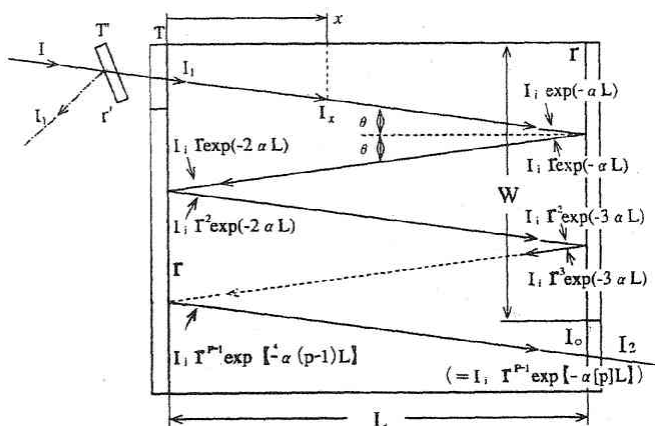


Fig. 2 Schematic diagram of the optics.

透過光を図示のように測定容器内の側壁に金蒸着した全反射鏡で多重反射させ、射出窓を通して受光素子に入射させてそれを出力強度 I_2 として測定する。このように多重反射させることによって光路長、すなわち光減衰量が大きくなりそれだけ感度が上がる。また、 I_1 で規格化した出力 I_2/I_1 を用いることによってレーザー光の出力変動による濃度誤差を完全に除去し得る。このように本方法は従来のセンサーに半透鏡と、全反射鏡とを組み合わせることによって高感度と高精度を実現するものである。光学系は多少複雑になるが、しかし、レーザー発振用の電源電圧の変動やさらにはレーザー自身の温度変化等によるレーザー光の出力変動を抑えるための安定化電源回路や温度補償回路が不要となる。

溶液中を x だけ進行した光強度 I_x は Lambert の法則²⁾より入射光強度 I_1 の $\exp(-\alpha x)$ 倍になる。ここに α は濃度の関数である吸収係数を表す。したがって、本報告での多重反射の場合には、溶液内の出力光強度 I_0 は Fig. 2 から明らかなように

$$I_0 = I_1 \exp(-\alpha p L) r^{p-1} \quad (1)$$

で表されるから、吸収係数が αp に、または光路長が pL になったと考えることができる。ここで、 r は全反射鏡の反射率を、 p は多重反射させたときの全光路長が L の何倍かを表す整数である。すなわち、信号成分である光減衰量は従来方式の光路長が L のときの p 倍となる。さて、実際に測定し得る強度は I_1, I_2 で、(1)の I_1, I_0 とは簡単な考察から

$$\begin{aligned} I_2/I_1 &= (T^2 T' / r') (I_0/I_1) \\ &= (T^2 T' / r') \exp(-\alpha p L) r^{p-1} \end{aligned} \quad (2)$$

の関係がある。ここに、 r' は半透鏡の反射率、 T' は半透鏡の透過率、 T はガラス容器の透過率を表す。このように I_2/I_1 は I_0/I_1 に、すなわち $\exp(-\alpha p L)$ に正比例する。ここで、(2)の両辺の対数をとると

$$\begin{aligned} \log(I_2/I_1) &= (\log r - \alpha L \log_{10} e) p \\ &\quad + \log(T^2 T' / r' r) \end{aligned} \quad (3)$$

となり、吸光度 $\log(I_2/I_1)$ は p と直線関係にある。これより r がわかればこの直線の傾きから α が求められる。

3. 結果と検討

実験は濃度 n とレーザー出力 I を設定し、多重反射によって光路長を種々変化させてその都度 I_1, I_2 を測定した。つぎに、濃度やレーザー出力を変えて同様な測定を行った。これに先立って、全反射鏡、半透鏡および測定容器ガラスの反射率や透過率を測定し、それぞれ $r=0.93$, $r'=0.07$, $T=0.93$, $T'=0.90$ を得た。

血液濃度 n をパラメータに、規格化した光路 p を変数とした出力 I_2/I_1 の関係を Fig. 3 に示す。

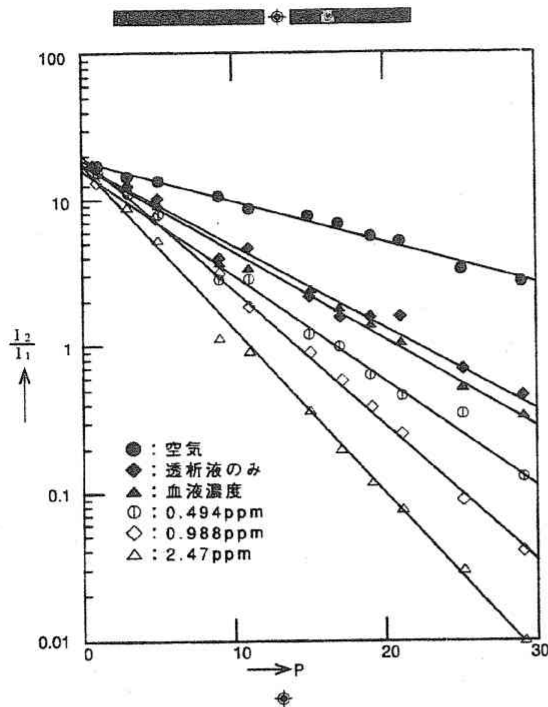


Fig. 3 Relation between the normalized output light power I_2/I_1 and the normalized optical path length p .

図示のように出力を対数表示すると直線となるが、これは(3)式の理論的な検討結果と完全に一致する。なお図中の直線は最小2乗法から得た。ここでは、 $1 \leq p \leq 29$ の範囲の測定を行ったが、 p の最大値 p_{max} はレーザービームのスポット径で制限される。すなわちスポットの直径を d とすれば $p_{max} \leq W/d$ (W ; 全反射鏡の寸法)で与えられる。またこの p に関しては、ここでは整数としているが、Fig. 2からも明らかなように実際の光路は全反射鏡に垂直とはならないので(1)、(2)および(3)式中の p を $p/\cos \theta$ に置き換えなければならない(Fig. 2参照)。また、 p を出来る限り大きくするためには全光路で d を小さくしなければならない。しかし、半導体レーザー光の発散角は必ずしも小さくないので、射出光を平行に整形するためにレーザーと長焦点レンズとの一体となったコリメート光学系が望まれる。

吸収係数 α は直線の傾きから得られ、これと濃度 n との関係をFig. 4に示す。ほぼ直線関係と

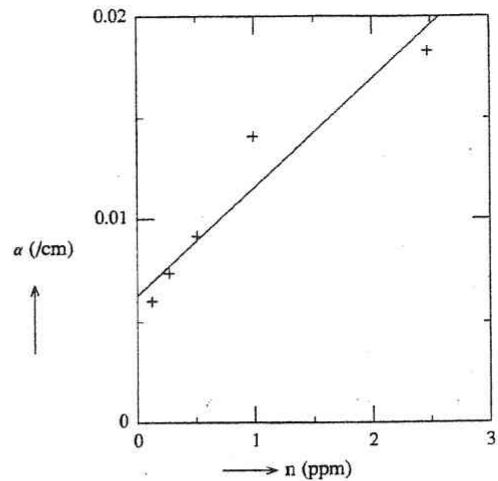


Fig. 4 Relation between the absorption coefficient α and the blood concentration n .

なっているが、これは希釈溶液中では吸収が濃度に比例するというBeerの法則と一致している³⁾。従来の方法では最高感度でも数10 ppm程度の濃度測定が限度であったが、この方法を用いれば0.1 ppmの濃度を感知し得る。本実験では波長670 nm (赤色)の半導体レーザーを用いているので、吸収係数 α は主に血液中のヘモグロビン(赤色)による光散乱の大きさを表している。これに対して青色のレーザー光を用いる場合には、 α はヘモグロビンによる光吸収の大きさを表すことになる。

レーザー出力 I を変化したときの規格化出力 I_2/I_1 の関係をFig. 5に示す。このようにレーザーの出力が大きく変動しても規格化出力 I_2/I_1 は常に一定であることがわかる。すなわち高精度の測定が可能である。また、従来必要であった安定化電源や温度補償回路が不要であることもわかる。

最後に、本センサーはFig. 1に示したような直方体の容器ではなくて、Fig. 6に示す円筒型容器の方が製作の容易さ、コストの観点から実用的である。

4. おわりに

人工透析器に用いられている従来の漏血センサーに半透鏡、受光センサーおよび全反射鏡を

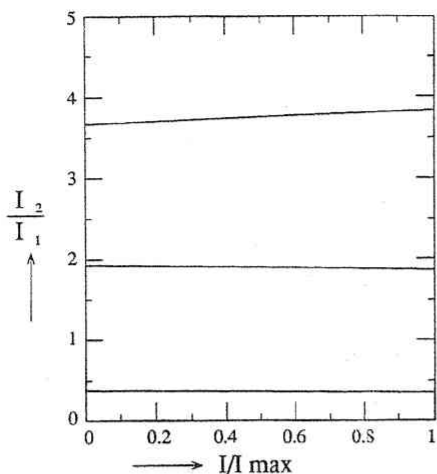


Fig. 5 Normalized output light power I_2/I_1 when the laser power I is varied.

つけ加え、多重反射させて光路長を伸ばすことによって光減衰を増し、さらに出力光強度として入力光強度で割ったいわゆる規格化した量を用いることによって感度と精度を著しく改良した。とくに感度に関しては数10 ppmから0.01 ppmにまで改善できた。また、従来は発光源の出力安定化電源や温度補償回路が必用であったが、

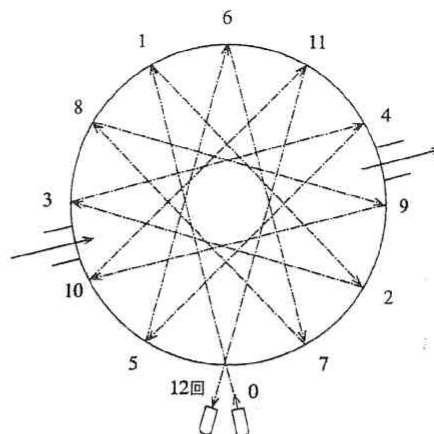


Fig. 6 Proposed configuration for the practical sensor.

本方法によればそれらが一切不要で、なおかつ高精度化が可能である。また大量生産に適した実用的な円筒状の測定容器を提案した。

参 考 文 献

- 1) 特許公報：平2-22892.
- 2) 特許公報：昭62-39698.
- 3) 田幸敏治他編：光学的測定ハンドブック第6刷（朝倉書店，東京，1990）p. 506.