

Laser Microbubble Detector

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: Horita, Motoshi, Mekata, Tsuyoshi, Matsuura, Kohki, Yamamoto, Gaishi, Murata, Shuichi, Iwata, Takashi メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00011685

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



レーザを用いた血液中微小気泡の計測

堀田 素志*, 目片 強司**, 松浦 弘毅*,
山本 外史*, 村田 修一***, 岩 喬***

Laser Microbubble Detector

Motoshi HORITA, Tsuyoshi MEKATA, Kohki MATSUURA, Gaishi YAMAMOTO,
Shuichi MURATA, Takashi IWA

Abstract

The laser microbubble detector that measures the size and number of microbubbles in extracorporeal blood flow circuit of medical surgery is reported. The microbubbles are mixed into the human blood circuit by using oxygenators during operations. The microbubble detector will be applied for investigation of the influence of the mixed air bubbles on the activity of the human brain.

When a microbubble in the blood flow passes through the region where the laser beam irradiates, the intensity of the transmitted laser light changes because of the light scattering by the bubble. The change is detected by a photodetector as a spike waveform. The shape and height of the waveform indicates the size of the microbubble and the number of spike shows the number of microbubbles. The correlation between the size of microbubble and the pulse height of the spike wave is calculated and calibrated experimentally. The performances of arterial line filters were measured by the microbubble detector and this result is also reported.

1. ま え が き

外科手術で人工心肺を用いた場合、手術後に脳の機能低下を来す場合がある。その原因として、人工心肺を用いたことにより血液中に混入する直径20~200 μm の微小気泡が脳の毛細血管を閉塞することが考えられている^{1)~6)}。このように血液中に混入する気泡の直径及び数を計測する装置として、超音波を利用したものが挙げられる^{1), 3)~14)}。われわれは、レーザ光を用いて血流中の気泡の直径及び数を計測する装置を製作した¹⁵⁾。この装置と同様な原理で粒子の直径を求める装置として、自動生体分離装置^{16), 17)}が報告されている。これは、粒子の周囲が光の吸収体でない場合を扱っており、本研究のように光の吸収体である血液中の気泡をレーザ光によって計測する試みは、いまだなされ

ていない。この論文では、われわれの製作した気泡計測装置の原理を述べ、実際にこの装置で気泡の直径が測定できることを示す。また、この装置の測定応用例として、動脈回路フィルタの除泡能^{4), 11), 13), 18)}の比較についても述べる。

2. 原 理

気泡を含む血液の流れにレーザ光を照射すると、血中の気泡がレーザ光中を通過する際に透過光量が一瞬変化する。この変化の回数により気泡の数を測定し、透過光量の変化率により気泡の大きさを求める。以上がこの計測装置の基本的な原理である。

まず、気泡径と透過光量の変化率の関係を導出する。測定対象である気泡の直径は20~200 μm であり、測

* 電子工学科

** 大学院生

***金沢大学医学部

定に用いた光の波長 ($0.63 \mu\text{m}$) に比べて十分大きいので、幾何光学で取り扱うことができる。

はじめに、水のような透明な液体中に気泡がある場合について考える。この場合、気泡による透過光量の変化は、気泡と液体との境界面での屈折と反射により生ずる。図 1 のように入射レーザー光 I の中心に気泡があるとすると、 $I(r)$ は、入射レーザー光の強度分布

$$I(r) = A \exp\left(-\frac{2r^2}{r_0^2}\right) \quad (0 \leq r \leq R_H) \quad (1)$$

$$= 0 \quad (R_H < r)$$

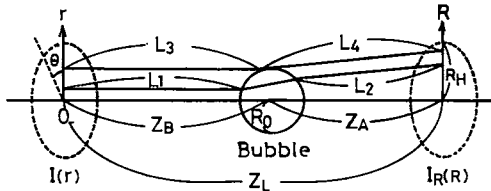


図 1 気泡による光の屈折と反射

であり、液面は平面とする。気泡の半径を R_0 、受光面までの距離を Z_A とする。この場合、幾何光学を用いて計算すれば、気泡で屈折した後に受光面に到達する光線は、付録に示すように、光源から出た光線のうち

$$0 \leq r \leq R_M \quad (2)$$

の範囲の光線である。また、反射した後に受光面に到達する光線は、光源から出た光線のうち、

$$R_T \leq r \leq R_0 \quad (3)$$

の範囲の光線である。式 (2), (3) で示される領域以外、つまり $R_M < r < R_T$ の光線は、屈折あるいは反射により受光面に到達しない。ここで、 R_M 及び R_T は、光学系の配置が一定であれば気泡の直径により決定される定数となることが幾何光学を用いて示せる。このように、光源から気泡に入射した光線が受光面に到達するかないかは気泡に対する入射位置により決まる。

次に、受光される光量を、気泡まわりの媒質による光の減衰も考慮して求める。媒質による単位長当りの光強度減衰定数を β (mm^{-1}) とする。気泡が無いとき、受光面の光強度分布 $I_R(R)$ は、光源が平面波であることから

$$I_R(R) = I(r) \exp(-\beta Z_L) \quad (4)$$

となり、受光量 U_0 は、 $I_R(R)$ を面積で積分して

$$U_0 = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_H} I(r) \exp(-\beta Z_L) r dr d\theta \quad (5)$$

となる。次に、気泡が存在する場合の受光面に到達する光量について考える。媒質による光の減衰がある場合、受光量の変化は、気泡による屈折及び反射以外に、媒質中を光が伝搬する光路長が変化するための光の減衰量の変化も考慮しなくてはならない。受光面での光の減少量を U_1 とすると、 U_1 は次式で与えられる。

$$U_1 = (U_2 - U_2') + (U_3 - U_3') + U_4 \quad (6)$$

式 (6) で U_2, U_3 は、それぞれ気泡が存在しない場合の式 (2), (3) で示される範囲内の光量であり、

$$U_2 = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_H} I(r) \exp(-\beta Z_L) r dr d\theta \quad (7)$$

$$U_3 = \int_0^{2\pi} \int_{R_T}^{R_0} I(r) \exp(-\beta Z_L) r dr d\theta \quad (8)$$

U_2' 及び U_3' は、それぞれ気泡が存在する場合に屈折又は反射した後に受光される光量で、

$$U_2' = \int_0^{2\pi} \int_0^{R_H} I(r) \exp\{-\beta \{L_1(r) + L_2(r)\}\} r dr d\theta \quad (9)$$

$$U_3' = \int_0^{2\pi} \int_{R_T}^{R_0} I(r) \exp\{-\beta \{L_3(r) + L_4(r)\}\} r dr d\theta \quad (10)$$

となる。 U_4 は、屈折及び反射により受光面に到達しなくなる光量で、

$$U_4 = \int_0^{2\pi} \int_{R_M}^{R_T} I(r) \exp(-\beta Z_L) r dr d\theta \quad (11)$$

である。式 (5), (6) より、気泡が存在するために生ずる受光量の減少率 D は、

$$D = \frac{U_1}{U_0} \quad (12)$$

となる。これより、減少率 D は、気泡半径 R_0 の関数となり、逆に気泡がレーザー光を通過した時の光の減少率 D より、気泡の半径 R_0 を求めることが可能となる。

D は、気泡がレーザー光の中央にある場合の減少率で

ある。実際には、気泡は静止しているのではなく、レーザ光を横切るので、透過光量は、時間とともに変化する。図2のように、気泡がレーザ光の中央に来るときに減少率が最大となる。実験装置では、受光後に光電変換を行い、光量変化を電圧の変化に変換している。実測例では、気泡は測定領域を数msで通過してしまうので、1つの気泡の通過は幅数msの1つの電圧スパイク波として観測される。そして、スパイク波の個数が気泡数に対応し、それぞれの高さが気泡による光の変化量に対応する。以上、測定領域を気泡が1個通過する場合について述べた。われわれの測定対象となる手術中において予想される気泡の個数は、 1 cm^3 当り数個が最大であり、およそ 1 mm^2 である測定領域に気泡が2個以上同時に存在する場合については、考慮しなくてよい。

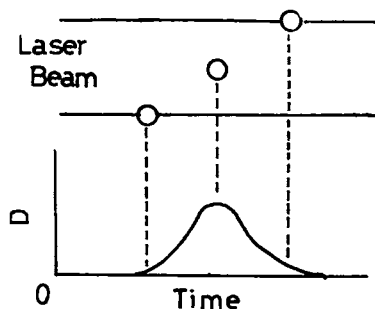


図2 光の減少率 D の時間的变化

実際に使用する計測装置では、 $Z_L = 1\text{ mm}$ 、 $n_0 = 0.63\text{ mm}$ 、受光面半径 $R_H = 0.5\text{ mm}$ である。この条件のもとで、式(12)より計算した気泡の直径と光量減少率の関係を図3、4に示す。図3は、媒質が水などの透明体である $\beta = 0$ の場合であり、図4は、 $\beta = 4(\text{mm}^{-1})$ の場合である。 $\beta = 4(\text{mm}^{-1})$ は、赤血球の濃度を表わすヘマトクリット値(赤血球容積率、以下 H_t と記す)が30%の血液の減衰係数に相当する。これらの結果より、透過光量の変化が屈折と反射だけで決定する透明媒質の場合には、気泡径が大きいほど透過光量が減少することがわかる。また、減衰がある場合には、ある一定値以上、例えば図4で $Z_B = 0.5\text{ mm}$ のとき $200\text{ }\mu\text{m}$ 以上の気泡径になると逆に透過光量が増加してくることがわかる。これらの現象は、定性的に次のように説明できる。減衰のある媒質中の気泡による受光量の変化は、屈折及び反射による受光量の減少と、透明である気泡が減衰を生ずる媒質と置きかわったことによる受光量

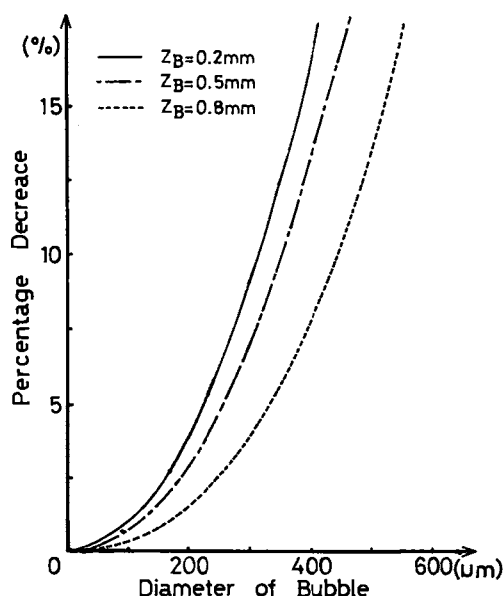


図3 数値計算による気泡径と光の減少率の関係 ($\beta = 0\text{ mm}^{-1}$)

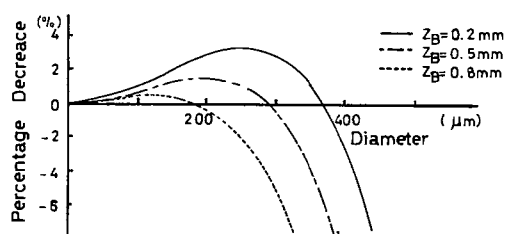


図4 数値計算による気泡径と光の減少率の関係 ($\beta = 4\text{ mm}^{-1}$)

の増加との和と考えられる。気泡径が小さい場合には前者の影響が大きく、逆に径が大きい場合には後者が影響し、図4のような上に凸形のグラフとなる。

以上述べたことは、気泡が測定領域の中央を通過するという理想的な状態において成り立つ。実際には、気泡は測定領域の様々な位置を通過する。このため、入射光と気泡の相対的な位置が変化し、 R_M 及び R_T が変化する。その結果受光量が変化する。また、レーザ光が式(1)に示したようなガウシアンビームであるため、気泡の通過位置により気泡に入射する光量が変化する。したがって、気泡径が同一でも通過位置が異なる場合には、光の減少率 D も異なる。

3. 気泡計測装置

気泡計測装置は、気泡による光量変化を電圧波形として記録する計測記録システムと、記録された電圧波形を解析して気泡によるパルスの高さと数を得るデータ処理システムから成っている。装置の構成、動作について簡単に述べる。

3. 1 計測記録システム

計測装置全体のブロック図を図5に示す。この図の左側が計測記録システムである。光源として He—Ne レーザを用い、レーザ光をセルに入射させる。セルを図6に示す。セルは、体外循環手術時に用いる内径 10 mm の血流回路接続用コネクタを改造したものである。流れと垂直に直径 1 mm、長さ 7 mm の光ファイバをセルの両側から挿入し、一方の光ファイバよりレーザ光を入射させ、他方の光ファイバより透過光を受光する。この場合、光ファイバのコア径はレーザビーム径とほぼ等しいので、垂直入射とすれば、光ファイバは、単に光学的な窓と同じであり、ビームの光強度分布には何ら影響を与えていない。中央部に 1 mm の間隙をもうけ、この間隙を通過する気泡の大きさと数を計測する。測定領域断面積は、光ファイバ径と間隙から決まる約 1 mm^2 である。また、ファイバを除くセルの外側を黒く塗装して、測定領域以外からのレーザ光が受光部に到達するのを防いでいる。光ファイバで受光した光を光電子増倍管 (PMT) で光電変換し、光の増減を電圧の変化に変換する。気泡がない時の透過光量に対応する PMT の出力電圧が常に -1 V となるように陰極電圧を変えて、PMT の利得を調整する。

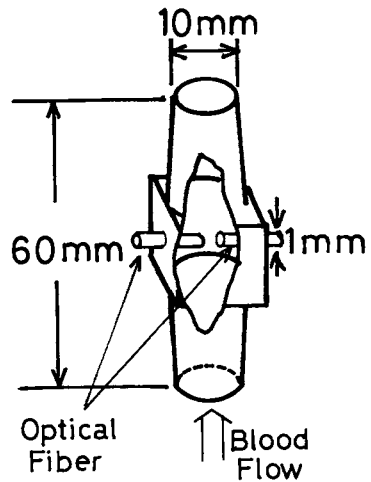


図6 気泡測定用セル

気泡が測定領域を通過した時に、PMT 出力に幅数 ms の電圧スパイク波が発生する。このスパイク波の高さより光の変化率が求まり、気泡の大きさが決まる。プリアンプは、PMT 出力の直流分を遮断するとともに、データレコーダに記録するのに適切な入力電圧振幅を得るためのものである。データレコーダには、C—90 のカセットテープを用いて 11 分 15 秒間の PMT 出力波形を記録することができる。

3. 2 データ処理システム

計測記録装置により、PMT 出力電圧の変化はカセットテープに記録されている。この記録波形中に気泡によるスパイク波が存在する。われわれは、スパイク波検出をミニコンピュータを用いて自動的に行う

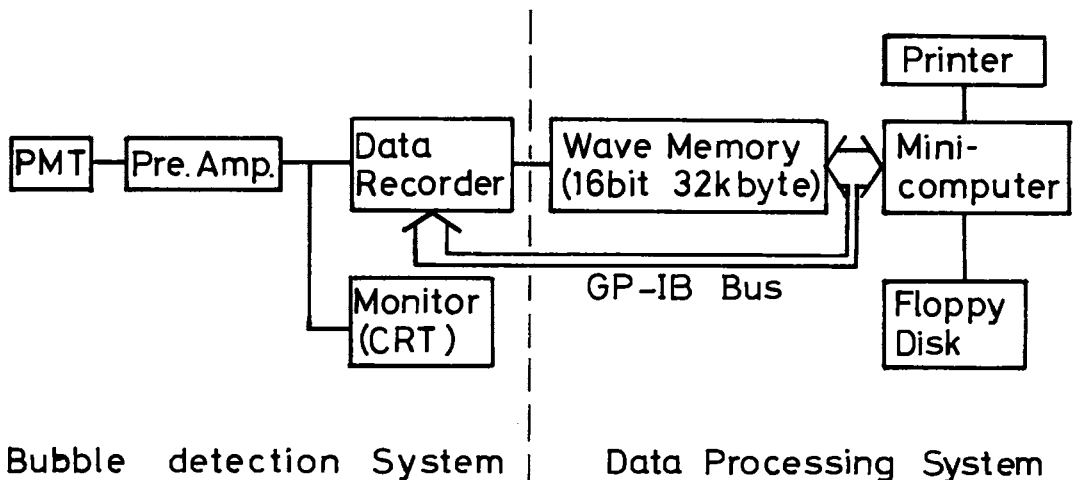


図5 気泡計測装置ブロック図

データ処理システムを構成した。図5右側がそのシステムである。データレコーダ及びウェーブメモリは、ミニコンピュータによってGPIBバスを介して制御される。図7に、このシステム動作のフローチャートを示す。まず、データレコーダの再生を開始し、2.56秒間のアナログデータをウェーブメモリ内でA/D変換(12ビット)して、一旦内部メモリ(32kバイト)にとりこんだ後、データレコーダの再生を停止させる。ウェーブメモリには、FFTアナライザのウェーブメ

モリ機能を利用した。次に、A/D変換された2.56秒間のデータをミニコンピュータに読み込む。このデータを演算処理することによって、気泡によるスパイク波を判別し、高さや個数をフロッピーディスクに記録する。長時間のデータを処理する場合には、以上の動作をくり返す。例えば、11分15秒間のデータが記録されているカセットテープでは、165回行う。スパイク波の判別は、その立ち上がり角度、高さ、時間幅の判定規準により行なう。この規準設定に関しては次節で詳しく述べる。

この装置によって計数される気泡は、セルの全断面を通過する気泡でなく光ファイバの間隙を通過する一部の気泡だけである。全気泡数は計算によって次のようにして求めた。つまり、気泡数が十分多く、気泡がセル断面のどの部分も一様な確率で流れていると仮定して、セル断面と測定領域の面積比 R に測定した気泡数を乗じて求めた。測定に用いたセルの場合、セル断面積 69.5 mm^2 、測定領域断面積 1 mm^2 であるから、 R は69.5となる。

4. 気泡検出装置の校正

ここでは、気泡計測装置を実測に用いるために必要な気泡径とスパイク電圧波高値との校正法、および、自動データ処理システムにおける気泡スパイク波検出の具体的な判断規準について述べる。

4. 1 気泡検出装置の校正

気泡径を測定するためには、気泡径と電圧スパイク波高の関係を実験的に調べ装置を校正する必要がある。実験装置を図8に示す。直径 $30\sim 500\text{ }\mu\text{m}$ の任意の径の気泡を得るために、毛細管を使用した気泡発生装置^{19), 20)}を作製し、セルの下部に固定した。発生する気泡の大きさを、毛細管に供給する酸素の圧力により変化させた。毛細管より発生した気泡は、自然上昇によりセルの測定領域を通過する。この気泡による電圧スパイク波を記録すると同時に、セルの液面に浮いている気泡径を測微顕微鏡により測定した。この際、セル内を満たす液体として、生理食塩水及び人の血液(Ht 20%, 25%, 30%)を用いた。

生理食塩水の場合は、気泡はすべて図9に示すような上向きのスパイク波として観測された。血液の場合には、直径 $200\text{ }\mu\text{m}$ 以下の気泡は図10(a)のように上向きのスパイク波として観測され、直径 $250\text{ }\mu\text{m}$ 以上の気泡は同図(c)のような下向きのスパイク波として観測

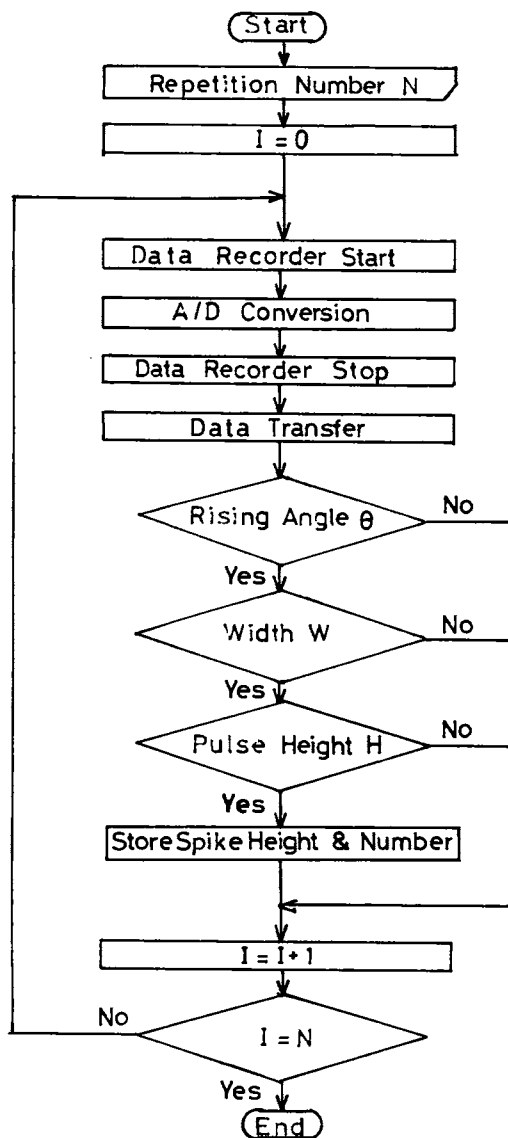


図7 スパイク波形データ処理のフローチャート

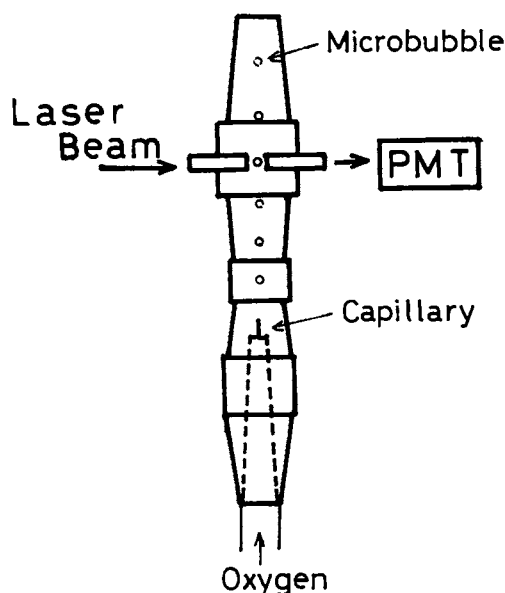


図8 気泡検出装置の校正

された。直径 $200 \sim 250 \mu\text{m}$ の気泡は図 10(b) のような 2 相性又は 3 相性スパイク波として観測された。2 相性のスパイク波とは下向きと上向き又は上向きと下向きのスパイク波がつながったスパイク波を言う。3 相性のスパイク波とは、上向き下向き上向きの順序で 3 つのスパイク波がつながったスパイク波を言う。

測定した気泡径とスパイク波高との関係を、それぞれ図 11 及び図 12 に示す。図 11 は生理食塩水の場合の結果で、気泡径 $100 \mu\text{m}$ で 40 mV 、 $200 \mu\text{m}$ で 100 mV 、 $300 \mu\text{m}$ で 200 mV と気泡径の増大とともにスパイク波高が高くなった。この傾向は、気泡径と透過光減少率の関係を理論的に解析した図 3 の結果と類似の傾向を示している。図 12 は血液の場合の気泡径とスパイク波高との関係を表わしている。Ht 30% の場合、気泡径 $50 \mu\text{m}$ で 25 mV 、 $100 \mu\text{m}$ で 50 mV 、 $200 \mu\text{m}$ で 0 mV と、気泡径の増大とともにスパイク波高が高くなるが、

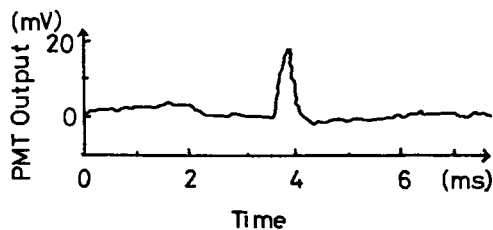


図9 生理食塩水中の気泡によるスパイク波形

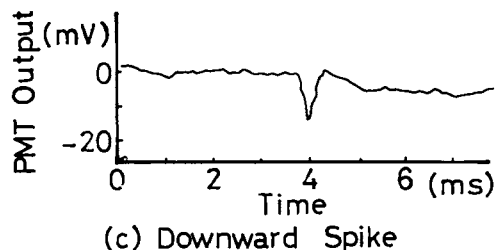
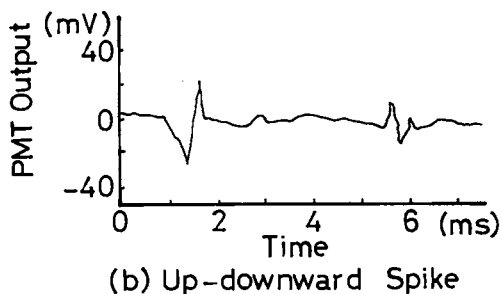
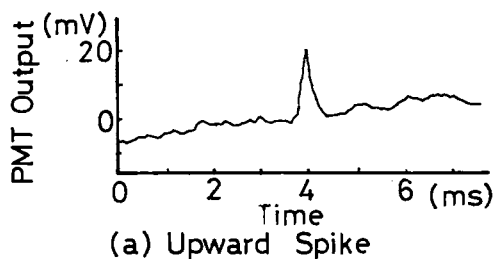


図10 血液に含まれる気泡によるスパイク波形

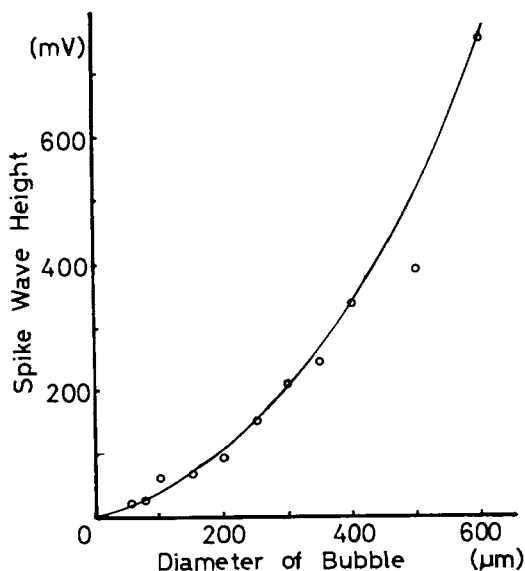


図11 測定した気泡径とスパイク波高の関係(生理食塩水)

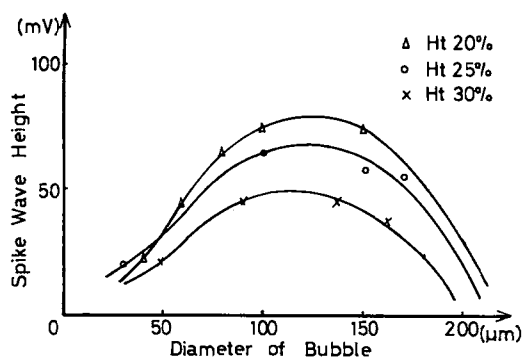


図12 測定した気泡径とスパイク波高の関係（血液）

110 μm 以上になると逆に低くなっていく。これは、図4に示す理論解析の結果と類似している。ただし、生理食塩水の場合及び血液の場合ともに実測値が理論値の約2倍となった。これは、気泡による光線の散乱を一回だけの反射・屈折から計算したが、実際には多重反射・屈折が生ずるためである。

以上の測定結果は、流れのない状態で気泡の自然上昇を利用して得たものである。実際には流動している液体中の気泡を計測するが、流動している状態でも、液体の光学的特性自体は変化しないと考えられる。したがって、流動している液体についても、図11、図12の測定結果を用いて装置を校正し、電圧スパイク波高より気泡の直径が計測できる。

4. 2 スパイク波の検出規準

気泡によるスパイク波は、その立ち上がり角度、幅、高さにより判別し、検出することができる。表1にその具体的な数値を示す。ここでの電圧値はPMT出力値であり、スパイク波の高さは、立ち上がり開始点と立ち下がり終了点の中間値からピークまでの高さとする。計測記録システムにより得られた波形例を図13に示す。これは血液についての結果であり、気泡によるスパイク波Aの他に、血球のランダムな運動による最大5mVの雑音Bと最大振幅100mV程度の基線のゆれCが加わっている。データ処理に当たっては、これらの雑音と気泡によるスパイク波とを識別する必要がある。基線のゆれは最大の傾きでも10V/s程度なので、傾き12.8V/s以上であれば基線のゆれではないと判断する。血球による雑音は基線に対し $\pm 5\text{mV}$ 以下であるため、検出する気泡によるスパイク波の高さを10mV以上（上向きスパイク波）と-10mV以下（下向きスパイク波）であるとして、血球のランダムな運動による

表1 気泡によるスパイク波判別条件

液体	立ち上がり角 $\tan\theta$ (V/s)	幅 W (ms)	高さ H (mV)
血液	$\tan\theta \geq 12.8$	$0.39 \leq W \leq 2.34$	$H \geq 10.0$
水	$\tan\theta \geq 3.8$	$0.39 \leq W \leq 2.34$	$ H \geq 2.0$

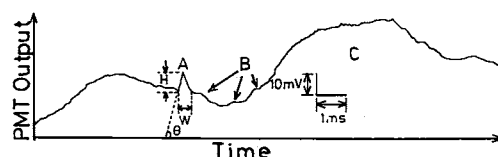


図13 気泡によるスパイク波を含む波形例

雑音を分離する。

時間幅については、次のようにして決めている。実測する場合の灌流量は2l/minから4l/minであるので、この場合測定領域中央を通過するのに要する時間は、2.1msから1.0msである。領域の端の方ではもっと短い時間となる。さらに、目視により観測したスパイク波の形を考慮して、時間幅の設定を表1のようにした。2相性及び3相性のスパイク波が検出されると、プリンタにこれらの波形とその高さを打ち出させ、目視によりこれらのスパイク波の判別及び記録を行えるようになっている。また、水の場合、図13のBのような血球による雑音がなく、拍動で生ずる透過光量のゆらぎによる基線のゆれも振幅1mV以下で変化の周期も200Hz以下であることなどにより、立ち上がり角3.8V/s、振幅2mV以上ならば基線のゆらぎを十分に除去できる。時間幅に関しては、血液の場合と同様である。

本処理システムの気泡認識率について述べる。ここでのスパイク波数としては、測定領域を通過する数を用いる。水を用いた場合の結果を示す。気泡によるスパイク波を含むデータをウェーブメモリよりCRTに表示させ、目視により気泡スパイク波を検出したところ、2.56秒間に362個であった。このデータを処理システムで処理すると、上向きのスパイク波としてコンピュータに記録されたもの263個、プリンタに打ち出された多相性スパイク波680個のうち人間により気泡と判別されたものが88個であった。したがって、このシステムにより351個のスパイク波が検出されたこととなり、認識率は97%であった。本実験では、多相性スパイク波が非常に多く検出されたが、これは、1つ

の上向き又は下向きのスパイク波を 1 個として計数するため、2 相性スパイク波なら 2 個、3 相性スパイク波なら 3 個と数えたためと推定される。

5. 測定例

気泡計測装置を用いた測定例として、動脈回路用フィルタの除泡能の比較^(4), 11), 13), 18)を示す。体外循環回路の動脈回路に挿入される動脈回路用フィルタは、流入口と流出口の間にメッシュがあり、孔径以上の直径をもつ粒子を除去する。図 14 に示す模擬循環回路に生理食塩水を循環させて、動脈回路フィルタの除泡能を比較した。気泡の発生は、生理食塩水を空中より注射器でリザーバへ急激に注入して行なった。セルを通過した気泡は、メッシュ孔径 $5\mu\text{m}$ のフィルタにより除去され、回路中を再度循環しない。比較したフィルタは 3 種類で、メッシュ孔径が公称値で $25\mu\text{m}$, $40\mu\text{m}$, $200\mu\text{m}$ である。さらに、フィルタにより除去される前の気泡の数と大きさの分布を知るため、フィルタを使用しない場合の計測も行なった。それぞれの場合について、流量 2.0 l/min , 3.0 l/min , 4.0 l/min の 3 種類について調べた。計測時間は、生理食塩水注入後発生した気泡がすべてセルを通過するのに十分な時間の 1 分間とし、同じ設定条件で 3 度計測を行い、その平均値をとった。

図 15 に、セルを通過する気泡の直径と生理食塩水 1 l 中に存在する気泡の数との関係を示す。フィルタを種々変えて実験を行った。図 15 (a) より、この気泡発生法では、直径 $10\sim 500\mu\text{m}$ の気泡が発生し、気泡の径が小さいほど、その数は多い。また、どの大きさの気泡も、灌流量の多い方が生理食塩水 1 l 当りに含まれる気泡数が多い。図 15 (b) は $200\mu\text{m}$ のメッシュ孔径のフィルタを使用した場合の計測結果である。流量が 2.0 l/min では気泡径 $200\mu\text{m}$ 以上、 3.0 l/min では気泡径

$250\mu\text{m}$ 以上、 4.0 l/min では気泡径 $300\mu\text{m}$ 以上の気泡が完全に除去されている。また、直径 $200\mu\text{m}$ 以下の気泡の数も、フィルタが無い場合と比較して約半分に減少している。図 15 (c) は、 $40\mu\text{m}$ のメッシュ孔径をもつフィルタの計測結果である。このフィルタは、直径 $60\mu\text{m}$ 以上の気泡を除去し、それ以下の直径の気泡数も 10 分の 1 に減少している。図 15 (d) の $25\mu\text{m}$ のメッシュ孔径のフィルタは、直径 $50\mu\text{m}$ 以上の気泡を除去し、また、フィルタを通過する気泡の数はフィルタが無い場合の約 100 分の 1 に減少した。どのフィルタも、完全に除去できる気泡径の限界がメッシュ孔径の公称値の 1.5 倍から 2 倍となったのは、メッシュ孔径より大きい直径の気泡も容易に変形してメッシュを通過するためと考えられる。また、メッシュ孔径が小さいほど、すべての気泡径にわたって除泡能が高まるのは、メッシュの密度が高くなるため、気泡がメッシュに捕獲され除去される確率が高くなるためと思われる。

6. ま と め

レーザ光中を気泡が横切って通過した時のレーザ光透過量変化により、血液中の気泡の直径と数を計測する装置を作製した。気泡によるレーザの光量変化を光電変換により電圧スパイク波として観測した。その形状、高さより気泡の直径を、その数より気泡数を計測できるようにするため、毛細管による気泡発生装置を用いて校正を行った。また、このスパイク波を自動識別する処理システムを作製し、水の場合 97% の認識率を得た。

この気泡測定装置を用いた計測応用例として、動脈回路フィルタの除泡能比較を行ない、若干の知見を得ることができた。このようにして、体外循環回路中の気泡を本装置で計測できることが確認できたので、実際の手術時における計測を今後行なう予定である。

謝 辞

研究に協力頂いた金沢大学病院第 1 外科の諸氏、ならびに実験に御助力頂いた卒業研究生武田俊夫氏に感謝する。

付録 気泡による光減少量の導出

気泡と透明物質の屈折率の違いによるレーザ光散乱の様子と、散乱による受光減少量を幾何光学を用いて導く。

図 A-1, 図 A-2 は、半径 R_0 の気泡にレーザ光が

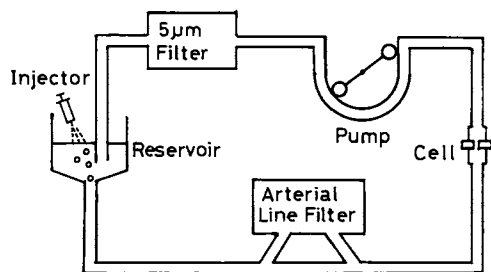


図14 模擬循環回路

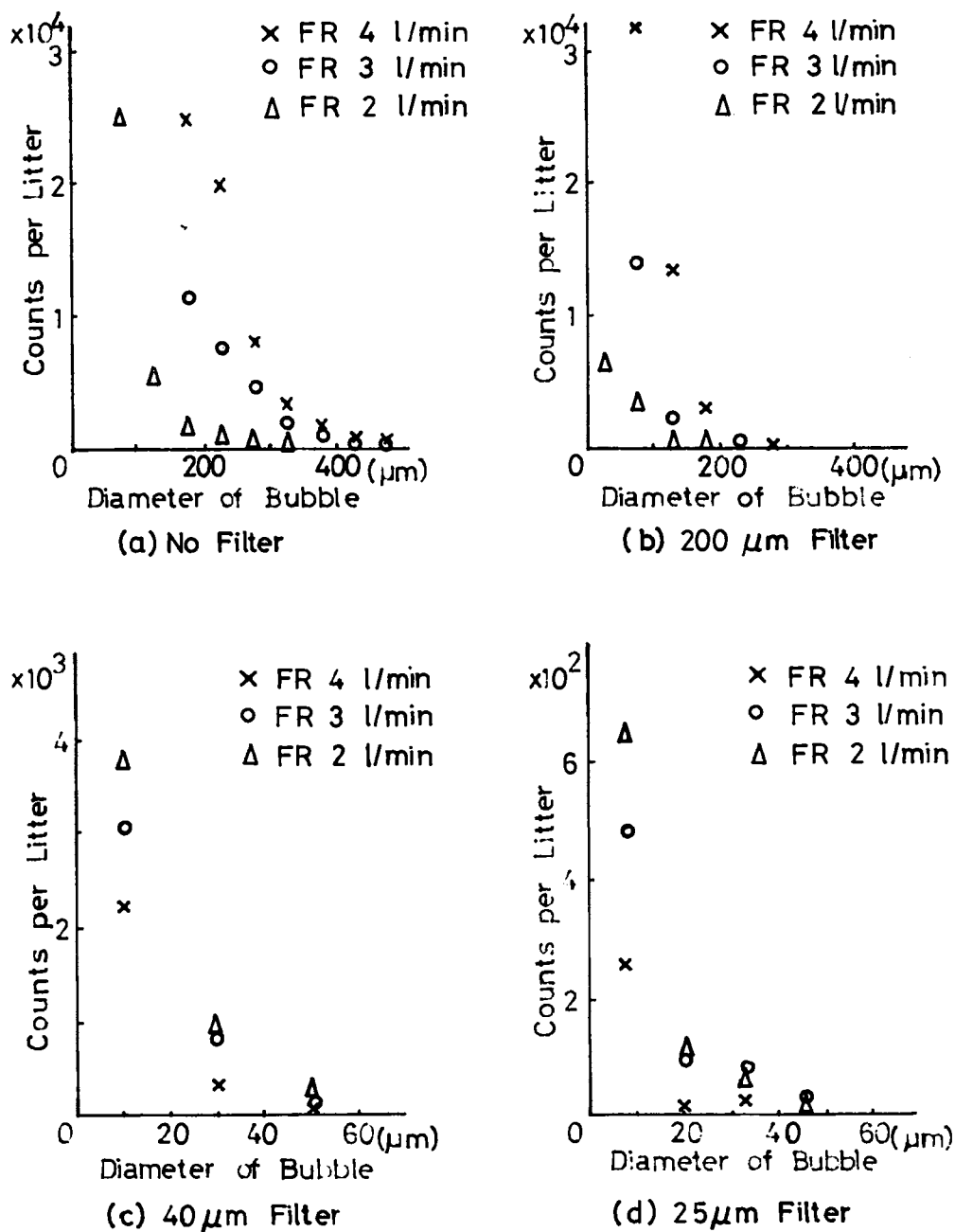


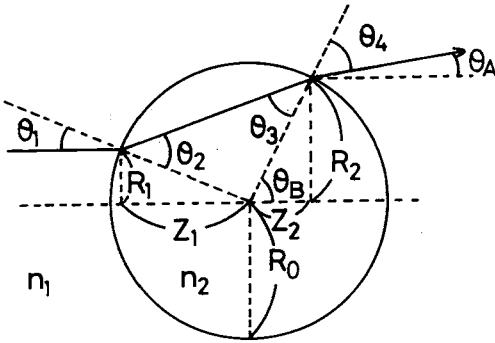
図15 気泡除去フィルタ通過後の気泡の大きさと数

入射した時の境界面での屈折及び反射をそれぞれ示した図である。液体の屈折率及び気泡中の気体の屈折率

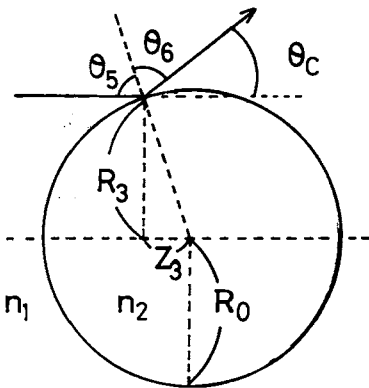
を、それぞれ、 n_1 , n_2 とすると、円の性質より、

$$\theta_2 = \theta_3$$

(A-1)



図A-1 気泡による屈折



図A-2 気泡による反射

また、Snell の公式より

$$\frac{\sin \theta_2}{\sin \theta_1} = \frac{\sin \theta_3}{\sin \theta_4} = \frac{n_1}{n_2} \quad (\text{A-2})$$

式 (A-1), (A-2) より

$$\theta_1 = \theta_4 \quad (\text{A-3})$$

式 (A-1), (A-3) より

$$\theta_A = 2(\theta_2 - \theta_1) \quad (\text{A-4})$$

$$\theta_B = 2\theta_2 - \theta_1 \quad (\text{A-5})$$

となる。また、図 (A-2) において反射の性質より

$$\theta_5 = \theta_6 \quad (\text{A-6})$$

よって、 θ_C は

$$\theta_C = \pi - 2\theta_5 \quad (\text{A-7})$$

となる。また、図 (A-1), 図 (A-2) より

$$\theta_1 = \sin^{-1} \frac{R_1}{R_0} \quad (\text{A-8})$$

$$\theta_5 = \sin^{-1} \frac{R_3}{R_0} \quad (\text{A-9})$$

次に、このように屈折及び反射した光を、有限な面積の受光部で受けた場合の受光量について考えてみる。図 (A-3) に示すような、半径 R_H の円板状の受光面を気泡の中心より距離 Z_A の位置にレーザ光に垂直に置く。図 (A-3) で、 R_M より外側の位置を通過する光は、屈折により受光面の外を通過する。また、 R_T より外側の位置を通過する光は境界面で反射して、受光面に到達する。よって、入射した光が屈折あるいは反射した後受光されるためには、

$$0 \leq R_1 \leq R_M \quad (\text{屈折}) \quad (\text{A-10})$$

$$0 \leq R_3 \leq R_0 \quad (\text{反射}) \quad (\text{A-11})$$

の条件を満たすことが必要である。この条件は、図 A-1, 図 A-2, 図 A-3 より

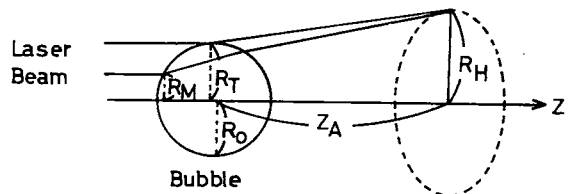
$$\theta_A \leq \tan^{-1} \left(\frac{R_H - R_2}{Z_A - Z_2} \right) \quad (\text{屈折}) \quad (\text{A-12})$$

$$\theta_C \leq \tan^{-1} \left(\frac{R_H - R_3}{Z_A + Z_3} \right) \quad (\text{反射}) \quad (\text{A-13})$$

とも記述できる。

式 (A-1) から (A-9) までを用いて、式 (A-12), (A-13) を入射する位置 R_1, R_3 に関する式にすると

$$\tan 2 \left\{ \sin^{-1} \left(\frac{n_1}{n_2} \cdot \frac{R_1}{R_0} \right) - \sin^{-1} \frac{R_1}{R_0} \right\}$$



図A-3 受光面と光線のひろがり

$$\leq \frac{R_H - R_0 \sin \left\{ 2 \sin^{-1} \left(\frac{n_1}{n_2} \cdot \frac{R_1}{R_0} \right) - \sin^{-1} \frac{R_1}{R_0} \right\}}{Z_A - R_0 \cos \left\{ 2 \sin^{-1} \left(\frac{n_1}{n_2} \cdot \frac{R_1}{R_0} \right) - \sin^{-1} \frac{R_1}{R_0} \right\}} \quad (\text{A-14})$$

$$\tan(\pi - 2 \sin^{-1} \frac{R_3}{R_0}) \leq \frac{R_H - R_3}{Z_A + R_0 \cos(\sin^{-1} \frac{R_3}{R_0})} \quad (\text{A-15})$$

式(A-14), 式(A-15)で等号が成立するとき, それぞれ

$$R_1 = R_M \quad (\text{A-16})$$

$$R_3 = R_T \quad (\text{A-17})$$

となる。

参 考 文 献

- 1) E. G. Gallagher and D. T. Pearson: "Ultrasonic Identification of Sources of Gaseous Microemboli during Open Heart Surgery", Thorax, 28, p. 295(1973).
- 2) K. M. Taylor et al.: "Assesment of Cerebral Damage during Open-Heart Surgery A New Experimental Model", Scand J Thor Cardiovasc Surg, 14, p. 197(1980).
- 3) K. E. Karlson et al.: "Computerized Monitoring of Microemboli in Extracorporeal Circuits", 人工臓器, 8, 3, p. 381(1979).
- 4) D. T. Pearson et al.: "An Ultrasonic Analysis of The Comparative Efficiency of Various Cardiectomy Reservoirs and Micropore Blood Filters", Thorax, 33, p. 352(1978).
- 5) 田宮達男, その他: "Microfilter 内臓人工肺の開発とその臨床使用経験", 胸部外科, 29, 3, p. 190 (1976)
- 6) R. E. Clark et al.: "Continuous Detection of Microemboli during Cardiopulmonary Bypass in Animals and Man", Cardiovascular Surgery 1975 Supp 3. Circulation, 54, 6, p. 74(1976).
- 7) B. A. Hills and D. C. Grulke: "Evaluation of Ultrasonic Bubble Detectors in Vitro Using Calibrated Microbubbles at Selected Velocities", Ultrasonics, 13, p. 181-187(1975).
- 8) L. R. Abts et al.: "Ultrasonic Identification of Microparticles in Extracorporeal Circuits", private

communication, to be published.

- 9) L. R. Abts et al.: "Computerized Discrimination of Microemboli in Extracorporeal Circuits", private communication, to be published.
- 10) L. M. Sakauye et al.: "An in Vitro Method to Quantitate Gaseous Microemboli Production of Bubble Oxygenators", The Journal of Extra-Corporeal Technology, 14, 5, p. 445(1982).
- 11) B. K. H. Semb et al.: "Doppler Ultrasound Estimation of Bubble Removal by Various Arterial Line Filters during Extracorporeal Circulation", Scand J Thor Cardiovasc Surg, 16, p. 55(1982).
- 12) R. J. Slauch: "A Comparison of The Defoaming Capabilities of Four Bubble Oxygenators", Technical Information from Western Cardiovascular Associates, Inc.
- 13) 小池龍平, その他: "マイクロフィルタにおける高効率バブル除去法", 体外循環技術, 4, 2, p. 520 (1978)
- 14) 小池龍平, その他: "超音波バブル検出器による人工心肺運転中の微小気泡計測", 体外循環技術, 6, 1, p. 28(1980)
- 15) 村田修一, 岩崎, 目片強司, 堀田素志, 松浦弘毅: "レーザを用いた人工心肺回路内の微小気泡測定の研究", 人工臓器, 12, 2, p. 445 (1983)
- 16) 山岸昭雄, その他: "レーザ光散乱法による自動生体細胞分析分離装置の研究開発", 応用物理, 49, 7, p. 668(1980)
- 17) 田久長一, その他: "レーザ光を用いた自動生体細胞分析分離装置の開発とその臨床応用", 信学技報, MBE 80-47, p. 1 (1980)
- 18) 佐々木孝, その他: "各種気泡除去装置 (bubble trap) の比較検討", 人工臓器, 11, 3, p. 761 (1982)
- 19) B. A. Hills: "Air Embolism: Fission of Microbubbles upon Collision in Plasma", Clinical Science and Molecular Medicine, 46, p. 629(1974).
- 20) D. C. Grulke et al.: "Experimental Air Embolism: Measurement of Microbubbles Using The Coulter Counter", Br. J. exp. Path., 54, p. 684(1973).