

# シャントシステムにおける脳脊髄液流速の光計測

## Optical measurement of the flow rate of the cerebrospinal fluid in the shunt system

電気電子情報通信工学専攻 大野 剛

161N5100017K Takeshi OHNO

### 1. はじめに

脳に起こる病気のひとつに、水頭症という病気が存在する。頭蓋骨と脳の隙間は、脳脊髄液と呼ばれる無色透明で純水と性質の似ている液体によって占められており、隙間を循環している。しかし、髄液を産出している脈絡叢や、髄液が吸収されるはずのくも膜顆粒に異常が発生すると、頭蓋内の髄液量が正常な量に対して多量もしくは少量になり、脳が水圧によって圧迫もしくは頭がい骨の内側に衝突してしまい、様々な症状が現れてしまう。この病気を水頭症という[1]。

この水頭症の主な治療法として、脳室から腹腔・心房へカテーテル(チューブ)を用いて新たな経路を作り、余分な髄液を流すシャント術(シャントシステム)が行われている。シャントシステムは途中に配置されている磁気式バルブを用いて段階的に髄液流量の調整を行うが、この調整は医師の経験と勘によって行っているため、正確な流量調整が出来ていないのが現状である。

よってシャントシステム内を流れる髄液の流速を、非侵襲かつ直接的にリアルタイム測定を行い、その流速より流量を算出することで、髄液の流量の定量的な指標を作り出すことを本研究の目的とする。

### 2. レーザを用いた流速測定の原理

本研究で流速測定をするために L2F(laser 2 focus velocimeter)法を用いて測定を行った。これは、レーザーの 2 点の焦点間を散乱体(異物)が通過した時間を測定して流速を求めるシステムである[2]。この L2F 法の原理について簡単に述べる。

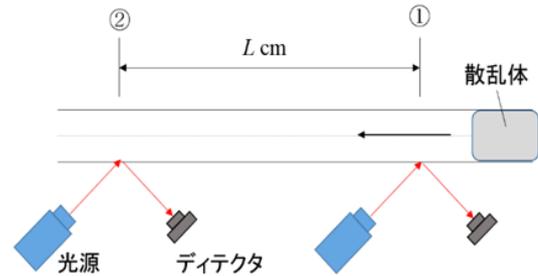


図 2.1 L2F 法の原理の簡略図

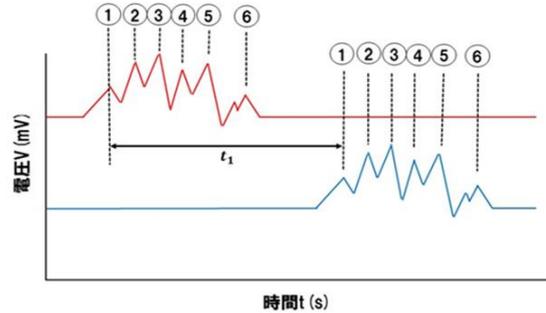


図 2.2 理想的な反応図

図 2.1 に本研究で実際に使用した L2F 法の簡略図である。一定で流れる液体に対して、異なった 2 つの点にレーザー光を照射し、それぞれの点における反射出力を測定する。このとき、流体とは異なった屈折率を持った散乱体(異物)が一定の速さで流れてくると、2 つの測定点での反射出力は、流れてきた散乱体の影響で図 2.2 のように変化すると考えられる。

2 つの測定点間の距離が  $L$  (cm)、その平均時間が  $t$  (s) とすれば、散乱体の速さ  $V$  は、

$$V = \frac{L}{t'} \text{ (cm/s)} \quad (1)$$

で求めることが出来るため、これが流体自体の速さとして算出することが出来る。

### 3. 850 nm の半導体レーザーを用いた流速測定

本研究は引き継ぎ研究であり、2015年度までに 1430 nm の半導体レーザーを用いた流速測定に成功している[3].そこでこの章では、生体工学に使われている 850 nm の波長帯での測定を行った.

散乱体については、測定に使用する水(擬似髄液)と反射率の大きく異なる空気を散乱体として使用した.

また図 3.1 のように光学系を組むことにより 2 点間での流速測定を可能にした.

測定方法として、様々な流速をシリンダーの高さとバルブの設定値を組み合わせることで、遅い範囲から速い範囲の流速を実現している. 異物である空気は、バルブのリザーバーから注射針を用いて毎回 0.01-0.02 ml を注入し、バルブ上流側のチューブを押さえながら下流に押し出している. この測定によって得られた結果の 1 つを図 4.2 に示す.

図 3.2 見ると上流と下流、それぞれの測定点での反射出力の時間ごとの推移が一致していることがわかる. この例では小さな空気と大きな空気が連続して通過したということがわかる. この時の条件は、2 点間の距離が 17.22 cm でそれぞれのピークの時間差が 11.4 s であったため、流速は 1.51 cm/s と算出出来た.

測定の再現性の検証のために、L2F 法で求めた流速と流れ出した流量から算出した流速を比較した.流れ出した流量から算出した流速  $V'$  は次式で求めた.

$$V' = \frac{100A}{\pi r^2 t} \quad (\text{cm/s}) \quad (2)$$

(A:流れ出した流量 (g), r:チューブの内半径 (mm), t:空気が上流から下流までを通り過ぎるまでの時間(s))

時間はストップウォッチを用いて測定した.図 3.3 に複数回測定した 2 つの流速比較の分布図を示す.

図 3.3 を見ると、流速が早くなるにつれて誤差が大きくなっているのがわかる.しかし平均を取ってみると約 10% で 1430 nm の半導体レーザーを用いて測定した結果[3]と比較しても同等に測定できることがわかった.

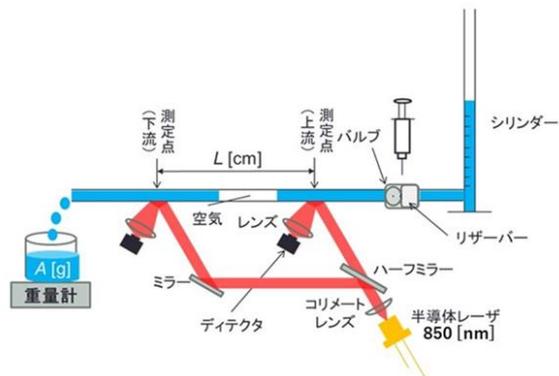


図 3.1 流速測定に用いた光学系

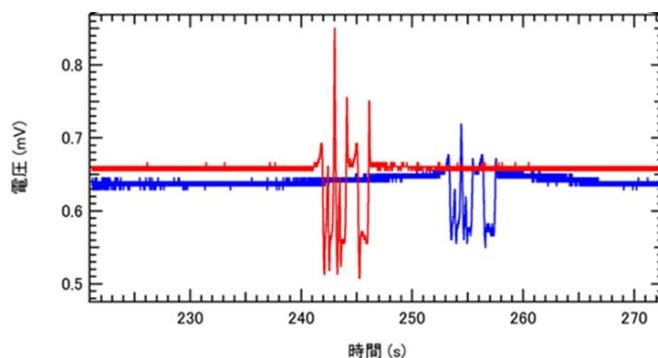


図 3.2 空気を散乱体とした流速測定

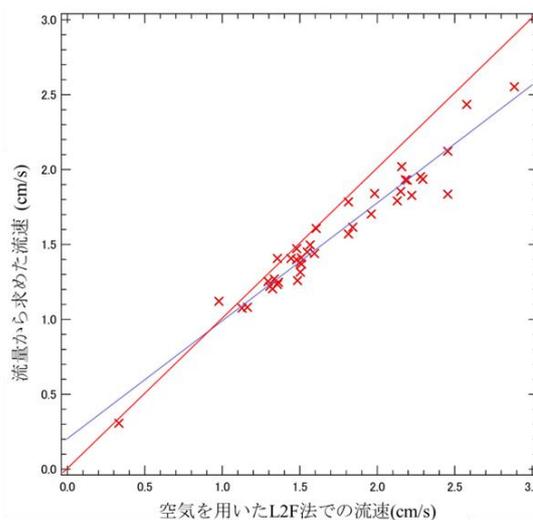


図 3.3 流速比較分布図

### 4. 豚の皮を介した反射出力測定

実際の医療現場では、チューブは皮膚の下を通っているため、レーザー光が皮膚を透過しその先のチューブに当たる必要がある.また、その透過した光が皮膚を介して戻ってくる必要がある.そこで本研究では、生物の皮膚として豚の皮を人間の皮膚の代用として測定に使用した.

反射出力を見るために次のような光学系を組み水と空気を 30 s 毎に入れ替えその時の変化を測定した。また豚の皮とチューブの密着性を上げるために豚の皮とコットン状の吸収性の高い BEM COT で挟んだ物の 2 つ測定を行った。図 4.2 に結果を示す。

この結果から,BEMCOT を設置することで豚の皮とチューブの密着性が上がり 0.04 V の差を確認することが出来た。しかし密着性が上がってもチューブ内に水を流した状態で空気を注入すると小さい気泡を確認出来なかった(図 4.3)これについては,半導体レーザのビーム径状が関係していると考えるが一定以上の大きさの空気であれば変化が確認出来ることがわかった。

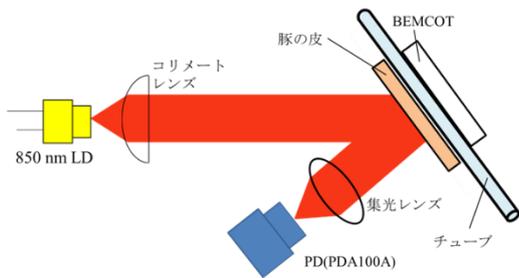


図 4.1 反射出力測定を行った光学系

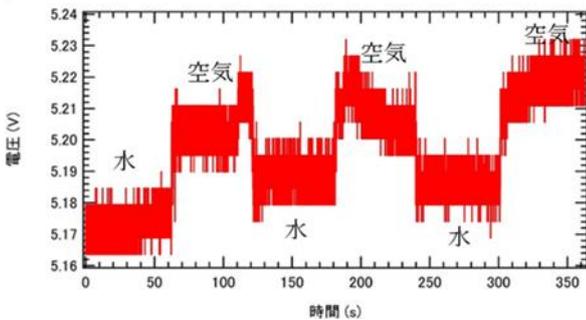


図 4.2 図 4.1 の反射出力測定結果

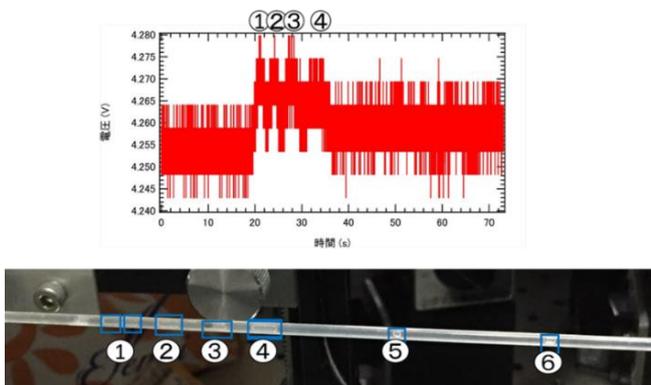


図 4.3 反射出力測定と空気の再現性

## 5. 豚の皮を介した L2F 法の流速測定

4 節で豚の皮を介して反射出力に違いを見る事が出来た。次に豚の皮を介した流速測定を行った。測定をするにあたり図 3.1 のように光学系を組んだ。また反応を多く見るため 0.05~0.1 ml の空気をリザーバーから注入し測定を行った。チューブの内径は、複数回測定し 1.24 mm と算出された。

また測定条件として, Point1(上流計測点:赤)に豚の皮 1.45 mm を設置し,Point2(下流計測点:青)に豚の皮 1.532 mm を設置した。また裏側には,密着性を上げるため BEMCOT(10 cm×10 cm,水 5 cc)を Point1,2 それぞれに設置した。レーザのビーム径は,コレリメート部分で縦 8.72 mm×横 1.81 mm,Point1 では縦 5.06 mm×横 1.70 mm,Point2 では縦 3.30 mm×横 1.78 mm であった。測定結果を以下に示す。

図 5.1 から Point1(赤),Point2(青)共に値の変化を見る事が難しいがそれぞれ拡大すると変化を見る事が出来た(図 5.2)。この図から,流速を算出すると 2 点間の距離  $L$  が 17 cm,それぞれのピークの時間差  $t'$  が 28.6 s となり 0.59 cm/s と算出された。

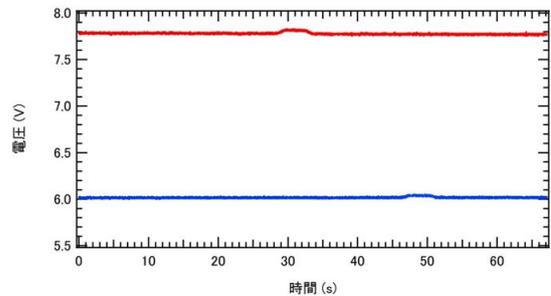


図 5.1 L2F 法を用いた流速測定(赤:上流計測点 bias40 dB,青:下流計測点 bias30 dB)

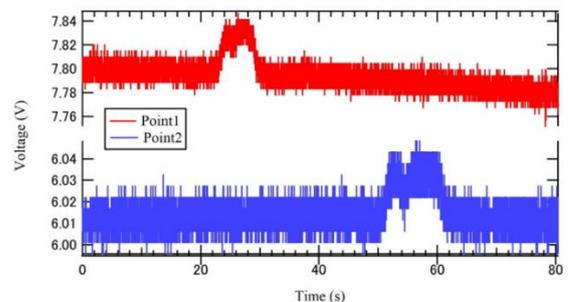


図 5.2 図 5.1 の拡大図

3 節同様流れで流量からも流速を算出すると 0.54 cm/s と算出された。

1 回の測定が成功したので複数回の流速測定を行い L2F 法で求めた流速と流れ出した流量から算出した流速との分布図を図 5.3 に示す。この 106 回の流速測定の結果にフィッティングをすると中心の線から流速が早くなる程誤差が大きいためズレが生じるという結果になった。誤差率を求めると平均で 10 % であり、これは豚の皮を介した状態での流速測定において豚の皮があることによる影響がないことがわかった。誤差については、シリコン製のチューブの内径の変化が考えられる。式(2)の内径を小さくすると最小で 5 % まで誤差が小さくなった(図 5.4)

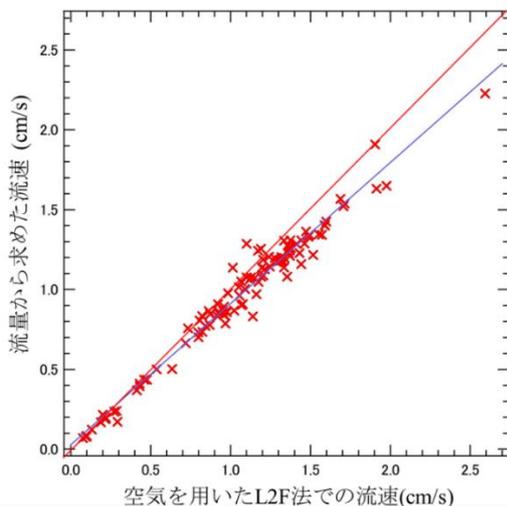


図 5.3 豚の皮を介した状態で、L2F 法で求めた流速と流れ出した流量から求めた流速の分布

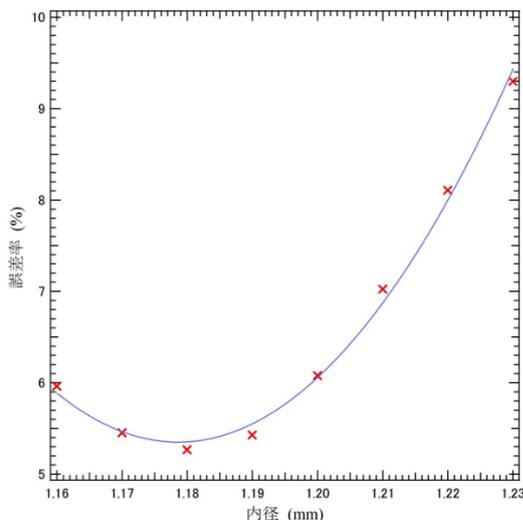


図 5.4 チューブ内径の変化と誤差率の関係

この結果からチューブの内径は、小さくなっている可能性があり流速測定全般に誤差が生じている可能性がある。しかし豚の皮を介した状態でも厚さ 2 mm 程度までなら空気を散乱体とした流速測定に影響なく行えると考えている。よって測定を想定する鎖骨周辺であれば人に対しても流速測定が有効であると考えられる。

## 6. 総括

皮膚下にあるシャントシステム内を流れる髄液の非侵襲かつ直接リアルタイムな流速測定として、空気を散乱体とした流速測定を行い、人への有効性を確認した。

今後の課題として、まず流速測定の誤差を抑えることである。今回チューブを空中の 2 点で固定し測定を行ったが弛みが起きないように引っ張っていた。しかしこれがチューブの内径の変化を生じさせている可能性があり、平均 10 % の誤差を生んだ。そのため、チューブの弛まない設置方法、またチューブの内径を計測する方法の確立を行う。その他にも誤差が生じる原因を究明し測定精度を高めていく予定である。

また豚の皮での反射出力測定においてある程度空気と水に反応の差を見ることが出来たが、豚の皮の不必要な脂肪部分をカッターで切断したため表面が粗く、レーザーの入射位置によって大きく値が変化することがあった。そのため、よりきれいな加工の方法、また豚の皮の設置方法の確立を行う予定である。

## 7. 参考文献

- [1] 佐藤修 『水頭症ハンドブック』 (ぼどる文庫, 2002) pp.10-19.
- [2] レーザ計測ハンドブック編集委員会 『レーザ計測ハンドブック』 (丸善株式会社, 1993) pp. 193-194.
- [3] 渡邊泰宙 『シャントシステムにおける脳脊髄液流速の光計測』 (中央大学修士論文, 2015)