

- ・試作した圧センサ付選択的臓器灌流カテーテルを用いて、有効性を確認した。図 C-4-2 に評価システムを示す。輸血ポンプを試作した灌流カテーテルのメインルーメンに接続し、灌流量をポンプで調整する。また、灌流カテーテルの先端には基準とする市販の発力センサと先端の圧力を調整するためのピンチコックが接続されている。図 C-4-3 に灌流量を変化させたときの圧力を示す。ローラーポンプを使用しているために圧力値が上下に振動している。平均化した光圧センサと基準センサの値はほぼ一定であった。
- ・センサの操作性、安全性については動物実験を行う際に確認することとした(分担研究、齋木)。

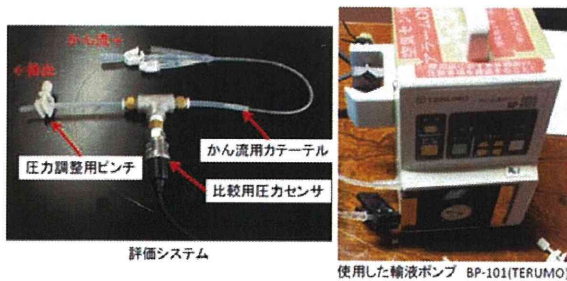


図 C-4-2 還流カテーテル評価系

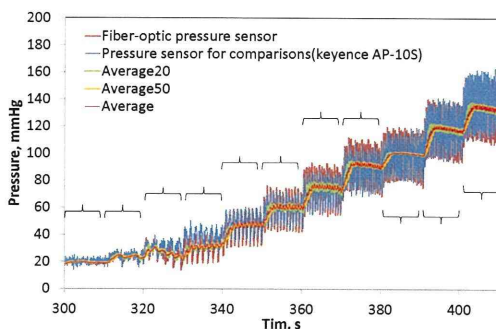


図 C-4-3 流量変化時の圧変化
(灌流カテーテルを用いた計測)

D. 考察

1) センサ特性 (温度特性) 改善

- ・センサチップと光ファイバの接合層を樹脂 (ポリイミド) から金属層に変更することで長期的な温度特性が安定した。長期的温度変化に対するギャップ変化が両者で異なることから、粘弾性の違いと考えられる。温度変化に伴いダイアフラム、接合層、ミラー、光ファイバそれぞれの熱膨張の影響でギャップが変化することは容易に考えられる。しかし、温度が一定にも関わらず長期的にギャップが変化することは、各部材の温度上昇時間が異なることが考えられるが、本センサは直径 125 μm の極細径な構造体であり、熱膨張の影響だけでは説明がつかない。熱膨張の違いによる応力は、既述した構成部材間で常に発生している。その応力によりゆっくりとした変形をセンサにもたらしめている。センサ構造の違いは接合層のみの違いであることから、長期的な温度特性の安定性の違いは接合層の粘弾性だと考えられ、金属接合を用いることで本問題を解決することができた。

2) センサの安定供給、および製造時間の短縮

- ・センサの接合歩留まりの向上を目的として接合荷重をフィードバックしながらステージ動作を制御した。その結果、接合の歩留まりが向上した。具体的には、接合前後でダイアフラムに形成されたミラーと光ファイバのハーフミラーの平行度が接合前後で保たれている

ことが、分光波形を観察することでわかった。これまで接合荷重は手動ステージを用いて、その変位量だけで行っていた。過度の接合荷重は接合層を不均一につぶしてしまう原因になってしまい、接合荷重が不足してしまうときは、逆にセンサチップの接合が不十分であり、これも平行度に影響をおよぼしてしまう。光学的な平行度を求める本センサの接合では、荷重一定で接合を進めることが重要であることがわかった。

3) 被覆付きファイバの実装、有効性確認、および安全性評価

・試作した被覆付光ファイバ圧力センサは体内で使用可能な耐久性と高い安定性を持ち、マイクロカテーテルを先行させて使用することで患部までの到達も容易であった。しかし、コイルで補強された柔軟部と、挿入性を重視してパイプで補強した区間との継ぎ目で強度が急激に変化しているため、本部位で曲がり方が不自然になる。その結果、継ぎ目部分をマイクロカテーテルから出して使用すると継ぎ目部分が血管壁を傷つける可能性がある。また、柔軟部は数 mm の曲率半径を持つ病変部や細動脈にも挿入可能であるが、ステンレス製パイプでの補強部はその強度と柔軟性の観点から屈曲が強い病変などでは、その近位部までの挿入に留めておく必要がある。冠動脈での使用では柔軟部が 20 cm で使用に問題はないが、他の測定対象において測定部から離れた個所に強い蛇行を認める血管の場合

では、あらかじめ柔軟部の長さを長くしておくことによって対応することができる。

今回試作した被覆付光ファイバ圧力センサでは圧力測定用の開口部は被覆の最先端にある。しかし、この構造では先端が軟質の付着物、例えば粥状硬化部位や柔らかい血栓などに触れた時に圧力測定用の開口部を埋めてしまい、正しい圧力の測定ができなくなる可能性があると推測される。開口部を側面に設けたり、複数の開口部を設けたりすることでこのような問題が発生する可能性を低減できると思われる。

また、今回の試作ではすべりをよくするために柔軟部の外側をテフロン製の熱収縮チューブで被覆したが、これを樹脂製のコーティング等に変えることで柔軟部の外径は 260 μm まで細くすることが可能である。これにより、今回想定していた用途より細径の対象でも圧力の測定が可能となり、適用対象が広がると期待できる。

また、現在の構成では被覆付光ファイバ圧力センサと体外の検出器の接続に一般的な光コネクタを使用している。この被覆付光ファイバ圧力センサに接着されたコネクタは外形が大きいのが、今後着脱可能な細径光コネクタを採用することで、被覆付光ファイバ圧力センサを体内に残した状態でバルーンカテーテルなどをオンザワイヤーで患部まで挿入することが可能になり、圧力を測定しながら血管形成術を行うことで適切なエンドポイントを把握しながら手技を行うことが可能になると期待

できる。

4) 選択的臓器灌流カテーテルへのセンサ実装、有効性確認、安全性評価

・光ファイバ圧力センサを搭載した 8 Fr. および 4.4 Fr. 臓器灌流量カテーテルを試作し、実装に際しては、選択的臓器灌流カテーテルの製造および販売を行っている富士システム株式会社と共同で行った。しかし、カテーテルを複数本試作したが、センサ実装位置にばらつきがあった。これは、センサがあまりにも細く、センサの位置確認が目視では難しかったためである。量産などの工程検討時には、実体顕微鏡下で組立が可能な治具や、センサ先端に色付などのマーキング処理で対応可能であると考えた。

また、センサ先端部にはシリコーン樹脂がコーティングされているが、コーティング材がセンサに厚く塗布されてしまった場合は、圧のダンピングなどが起こることが考えられるため、本件においても量産工程では安定した塗布厚さが出来る工程を選択する必要がある。

E. 結論

当該研究の要となる光ファイバ圧力センサの性能向上、および安定した製造工程を確立した。今後、多くの医療用途に展開できる準備が整ったと考えている。また、本センサの有効性を、被覆付センサと選択的臓器灌流カテーテルについて確認した。

被覆付圧センサについては、極細径の光ファイバ圧力センサを熱収縮チューブおよびステンレス製のコイルで被覆することで

血管内狭窄率の評価に使用可能な細径の被覆付光ファイバ圧力センサを開発した。試作した被覆付光ファイバ圧力センサは、被覆部を含めた最大外径 360 μm を実現した。また、安全に狭窄部へ導くためにマイクロカテーテルを先行させる挿入手法を提案し、その有用性を確認した。

試作した被覆付光ファイバ圧力センサとその挿入手技を FFR(Fractional Flow Reserve) 測定に適用してセンサの評価を行った。シリコーンゴム(PDMS)製の血管内狭窄モデルを用いた FFR 測定試験では、比較用の校正済み圧力センサと被覆付光ファイバ圧力センサの測定値は十分に一致し、センサの正確性および安定性を明らかにした。

試作した被覆付光ファイバ圧力センサは低コストながら高い精度と安定性を持ち、しかも先端部は細径かつ柔軟であり、体内の様々な個所で圧力を測定可能なことを確認した。医学的診断および治療において有用な情報が得られると期待できる。

圧センサを実装した選択的臓器灌流カテーテルについては、灌流量に対するカテ先端の圧力変化を測定した。その結果は良好であり、センサのコーティング材の厚さ、およびカテーテル先端のセンサの位置合わせも適正だったと結論づけられる。圧力測定に光ファイバ圧力センサを使用することで、内腔の小さいカテーテルでも十分な灌流流量を得ることを実装し、圧力の測定により適切な灌流の制御ができると期待される。

F. 研究発表

1. 論文発表

なし

2. 学会発表

引地広介, 松永忠雄, 早津幸弘, 佐藤充,
深谷昌宏, 飯沼貴章, 太田信, 齋木佳克,
芳賀洋一: 細径光ファイバ圧力センサを用
いた灌流圧測定機能を有する臓器灌流カテ
ーテル, 第 51 回日本生体医工学会大会,
2012 年 5 月 10-12 日, O3-07-5

G. 知的財産権の出願・登録状況 (予定を
含む。)

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）
（分担）研究報告書

検出システム的设计および作製に関する研究

研究分担者 戸津健太郎 東北大学マイクロシステム融合研究開発センター准教授

研究要旨

極細径光ファイバ圧力センサ用検出システムを、用途に応じた要求性能を満たすように改良した。具体的には 1)マルチサンプリング、2) 平均値表示、3)高速サンプリングについて検出システムの試作と評価を行った。

A. 研究目的

これまでに開発した極細径光ファイバ圧力センサ用検出システムは、LED 光源および最小二乗法を用いた計算アルゴリズムを用いることで、臨床現場で利用するために必要とされる 1 ksp/s のサンプリングレートで 1 mmHg の分解能での測定を達成している。本研究では、検出システムを各用途において実用的に利用できるように改良し、評価を行った。

B. 研究方法

直径 125 μ m の極細径光ファイバ圧力センサ用検出器として、これまでに目標仕様である 1 ksp/s のサンプリングレートで 1 mmHg の分解能での測定を達成している。しかし、実際の臨床現場で使用する際には、各用途によって要求される仕様が異なる。本年度は、臨床現場で想定される 1)多点マルチサンプリング、2) 平均値表示、3)高速サンプリングについて考慮し、既存の検出

システムの改良とその評価を行った。具体的な研究方法を以下に記す。

1)多点マルチサンプリング

極細径光ファイバ圧力センサを搭載した選択的臓器灌流用カテーテルの用途では、複数個所の灌流を同時に行うことが想定される。また、極細径光ファイバ圧力センサを複数本同時に使用することで、生体内の圧力の勾配・分布を測定することも可能となる。多点マルチサンプリングを実現するために、本研究では 1×4 光ファイバスイッチを採用し 4 チャンネルの同時計測システムを構築した。

2) 平均値表示

IABP 用バルーンカテーテルや FFR 測定の用途では圧力波形の高速サンプリングが要求されるが、選択的臓器灌流用カテーテルの用途では圧力波形よりもその平均値が重要となる。そこで、圧力波形の測定と同時に移動平均処理を行うことで、圧力波形

と平均値を同時に表示するシステムを構築した。

3)高速サンプリング

1 ch での使用では目標仕様である 1 ksps で十分なサンプリングレートと言えるが、チャンネルを切り替えて多点マルチサンプリングで使用する場合には、より高速なサンプリングレートを実現することが望ましい。また、1 ch であっても 1 ksps 以上の高速サンプリングレートを実現することで、ヒトよりも心拍が速い、例えば小動物の血圧の測定などにも適用することが可能であると考えられる。

これまで用いていた SONY 製のリニア CCD ILX551 では最大でも 1ksps のサンプリングレートしか達成できないため、より高速動作が可能な DALSA 製 IL-C6-2048 を用いた検出器を試作した。

C. 研究結果

1)多点マルチサンプリング

多点マルチサンプリングを実現するため、USB 接続型の分光器を用いた極細径光ファイバ圧力センサ用検出器に 1×4 光ファイバスイッチを組み込み、4 チャンネルの同時計測システムを構築した。多チャンネル同時測定することで 1 チャンネル当たりのサンプリングレートは 1/4 になってしまうため、USB 接続型の分光器を 1 ksps で動作可能な USB2000+(Ocean Optics 製)に変更した。これにより、理論上の 1 ch 当たりの最大サンプリングレートは 0.25 ksps となる。また、高速でサンプリングすることで露光時間も減少するが、暖色系 1 W Power LED Light source を採用することで十分な光量を

確保している。

使用した 1×4 光ファイバスイッチ (LEONI 社製)の外観を図 1 に示す。対応する光ファイバはコア径 50 μ m グレイテッドインデックスマルチモードで、チャンネルの切り替えに要する時間は 5 ms である。

試作した 4 ch マルチサンプリングタイプの検出器の外観を図 2 に示す。光ファイバ圧力センサを接続するための FC コネクタが、前面に 4 ch 搭載されている。背面にはチャンネル切り替え用のシリアル通信コネクタが搭載されており、PC からシリアル通信によってコマンドを送信することでチャンネルを切り替えながら測定を行うことができる。



図1 光ファイバスイッチの外観



図2 4 chマルチサンプリングタイプ検出器

2) 平均値表示

昨年度試作した検出器を用いて選択的臓器灌流用カテーテルの測定試験を行ったところ、測定値が周期的に変化した。これは、灌流に用いたローラー式輸液ポンプBP-101(TERUMO製)の特性によるものであるが、変動するデジタル表示から値を読み取ることは困難である。そこで、サンプリングと同時に移動平均法によってデータの平均化を行い、圧力波形に重ねて平均化した圧力値を表示するように検出プログラムを改良した。

測定結果の一例を図3に示す。5段階の重み付き移動平均法を採用することで、タイムラグを抑えつつ十分な平均化を行うことに成功している。

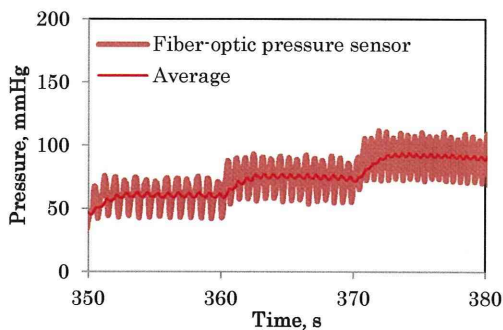


図3 圧力波形の平均化結果

3) 高速サンプリング

図4に高速サンプリング用スタンドアロン型検出器システムの目標仕様を示す。演算処理装置として、固定小数点演算機能を持つDSP(テキサスインスツルメンツ：TMS328F28)を用いている。また、CPLD(プログラマブルロジックデバイス)を用いてCCDの駆動波形とAD変換のタイミングトリガーを作成している。DALSA製リニア

CCD IL-C6-2048用いた場合の最大サンプリングレート12 ksp/sを実現するためにはAD変換を40 ns以下で行う必要があるが、本研究で用いているADCは変換時間が80 nsであり、これによってサンプリングレートが律束される。したがって、最大サンプリングレートは6 ksp/sである。

図5に試作した高速サンプリング用スタンドアロン型検出器システムによる動作結果を示す。同図よりCCDの駆動に成功していることがわかる。しかし、IL-C6-2048は高速でのサンプリング可能である反面、感度はCCD ILX551より劣るため、現状の光学部品では露光時間を1 msより長くしないとCCDの出力を得ることができなかった。光量不足に関してはCCD分光器の調整によってある程度改善することが見込めるが、測定データのS/N比を高くするためには、より光量の大きな光源に変更する必要がある。

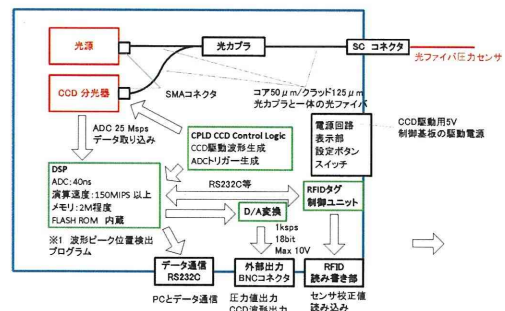


図4 高速サンプリング用検出システム

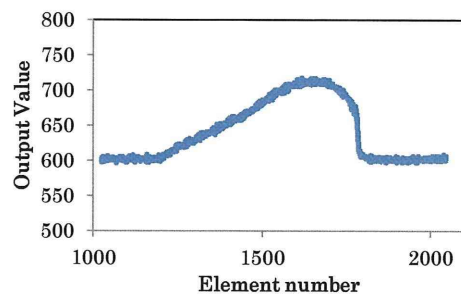


図5 高速サンプリングの動作結果

D. 考察

本研究で用いた LEONI 社製の 1×4 光ファイバスイッチは、安価で、シリアル通信によるチャンネルの切り替えが可能であるなど、優れた利点を持つが、チャンネルの切り替えに要する時間は 5 ms である。したがって理論上の最大サンプリングレートは 0.2 ksps に限定される。このサンプリングレートでも選択的臓器灌流用カテーテル用としては十分であり、FFR 測定も問題なく行うことができるが、より高速で多点同時計測が必要な場合には高速でスイッチング可能な光ファイバスイッチに変更する必要がある。

DALSA 製リニア CCD IL-C6-2048 を用いた検出器では、光源の光量が足りず高速サンプリングは実現されていないが、今回用いた LED は 1 W タイプである。現在は 3 W~5 W を超える POWER LED が市販されているため、これを用いることで十分な光量を確保できると考えられる。また、コリメートレンズなどを用いて、光源から照射される光を効率良く光ファイバに入射することも有効である。

E. 結論

極細径光ファイバ圧力センサ用検出システムとして、LEONI 社製の 1×4 光ファイバスイッチを使用することでマルチサンプリングマルチサンプリング用の検出器を試作した。暖色系 1 W Power LED Light sourceUSB と 1 ksps で動作可能な Ocean Optics 製 USB2000+ に変更することで 4 チャンネルマルチ測定でも十分なサンプリングレートを実現している。

また、選択的臓器灌流用カテーテルのよ

うな圧力波形よりもその平均値が重要となる用途に対して、圧力波形と平均値を同時に表示可能な検出プログラムを試作した。

DALSA 製リニア CCD IL-C6-2048 を用いた検出器では、CCD の動作には成功したが、光源の光量が足りず高速サンプリングには至らなかった。今後は CCD 検出器の最適化を行いつつ、さらに光量の大きな光源について検討を進める。

F. 研究発表

1. 論文発表

引地広介, 松永忠雄, 戸津健太郎, 早津幸弘, 佐藤充, 清水康弘, 太田信, 齋木佳克, 芳賀洋一: 極細径光ファイバ圧力センサを用いた血管内狭窄の評価, 生体医工学, (投稿中)

2. 学会発表

引地広介, 松永忠雄, 早津幸弘, 佐藤充, 深谷昌宏, 飯沼貴章, 太田信, 齋木佳克, 芳賀洋一: 細径光ファイバ圧力センサを用いた灌流圧測定機能を有する臓器灌流カテーテル, 第 51 回日本生体医工学会大会, 2012 年 5 月 10-12 日, 03-07-5

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

厚生労働科学研究費補助金（医療技術実用化総合研究事業）
（分担）研究報告書

評価システムの作製に関する研究

研究分担者 太田 信 東北大学流体科学研究所准教授

研究要旨

本研究の目的は、多機能なカテーテルを評価するため、モデルを用いた循環路システムの開発を行い、さらにカテーテルの評価を行うことである。特に、冠動脈狭窄の圧較差計測の有効性を確認するため、代表的な狭窄パターンを再現した狭窄血管モデルを作製後、人体の血圧波形を模した循環システムを構築し、本事業で開発したセンサの動作確認を行ったので、報告する。

A. 研究目的

近年、カテーテル等の医療デバイスを用いて病変部の内側から治療を行う血管内治療が、低侵襲で入院期間も短縮できると考えられ、広く適用され始めている。血管内治療の対象となる動脈硬化や狭窄症等の循環器系疾患の症状は、工学的に見れば、血管の材料特性が変化する病気である。血管材料の力学的特性を知るためには、歪みとその時の応力を測定する必要がある。圧力測定はその応力値として以前より測定対象となっている。

病変部の微小な領域の圧力をリアルタイムで測定を行うことで、病変部のより正確な診断ができると考えられ、Haga ら[1]は安価かつ小型な極細径光ファイバ圧力センサの開発をした。光ファイバ圧力センサは微小な領域で圧較差の大きい狭窄血管部などを対象としている。センサ部はDiaphragm, Reflection-Mirror, Half-Mirrorで構成され、光ファイバの先端に取

り付けられる。レーザダイオードより発せられた光は光ファイバ内を通過し、センサ部に到達して、二つのMirrorで反射する。反射光はカプラーを通過して光検出器に達し、光の強さを測ることができる。圧力負荷時に、diaphragmの変形により二つのMirror間の光路が変化する。Half-Mirror, Reflection-Mirrorにおける反射光の位相差はDiaphragmへの負荷圧力によって異なり、干渉変調が生じる。光検出器で反射光の強さを検知することで、圧力を測定することが可能である。

光ファイバ圧力センサの評価試験には、比較的安価に、様々な狭窄率を再現できる循環器系回路を必要とする。

そこで本研究では、回路を作製し、センサの様々な評価に使用したので、報告する。

B. 研究方法

B-1. 循環系回路の構築

本研究で使用した循環系回路を Fig. 1 に

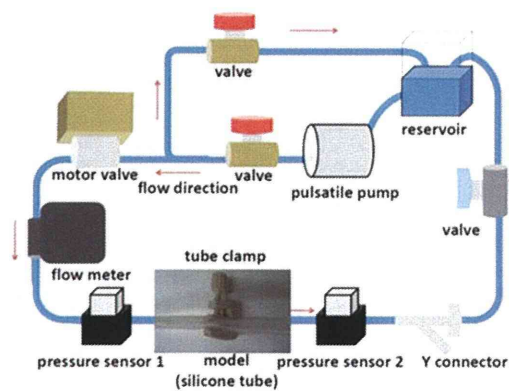


Fig.1 循環路概略図

示す。リザーバ中の作動流体は Pulsatile Blood Pump (HARVARD APPARATUS) によってバルブを通り分岐部に流れ込む。一方はバルブを介して、リザーバに戻る。もう一方は比例制御モータバルブ (MXBC-1025-0-N-1.2, CKD 株式会社), コリオリ式デジタル流量センサ (FD-S シリーズ, KEYENCE), 二つの耐環境型デジタル圧力センサ (AP-V80 シリーズ, KEYENCE), バルブを通り、リザーバに戻る。なお3つのバルブおよびモータバルブは流量調整のために設置された。流量計および圧力計をダック (cDAQ-9174 NATIONAL INSTRUMENTS) を介して PC に接続し、LabVIEW を使って測定した。測定対象となるモデルを2つの圧力センサの間に設置した。本実験では内径 6mm, 外径 8mm の silicone tube を使用した。チューブクランプ (スクリュー式チューブクランプ (小)、株式会社アイシス) で疑似狭窄を作り、狭窄率を変化させながら、それぞれの時の流量および上流、下流の圧力を測定した。狭窄率はモデルの外径およびクランプの狭窄量から算出した。

B-2. 光ファイバ圧力センサ計測システムの構築

光ファイバセンサの圧力測定のための検出器を作製した。光源にハロゲンランプ (LS-1 Tungsten Halogen Light Source, Ocean Optics) を、検出器に分光器 (USB4000 小型ファイバ光学分光器, Ocean Optics) を使用した。ハロゲンランプの電源確保のため電氣的配線を行い、はんだ付けで接続した。ハロゲンランプ、分光器、光ファイバ圧力センサのコネクターを光ファイバで配線し、接着剤 (エポパック、株式会社理経) で接続した。

循環系回路内で光ファイバ圧力センサを使用するために、モデルの上下流に Y コネクター (AP-YC25S, TERUMO) を取り付けた。下流側の Y コネクターから光ファイバ圧力センサを挿入し、モデルの上流まで進めた。チューブクランプで前述の silicone tube に疑似狭窄を作り、センサをモデルの上流から下流に移動させながら圧力測定を行った。

C. 研究結果

B-1 において silicone tube の狭窄率に対する流量 (Q [ml/min]), 上下流の圧力および圧較差 ($P1, P2, \Delta P$ [mmHg]) を Fig. 2 に示す。これは同条件下の複数の測定結果を平均化したものである。狭窄率が 80% を超えると上流の圧力値が急に上昇し、流量が急に減少した。断面積比狭窄度が 70% を超すと、圧力損失は急激に大きくなると報告された。

動物実験のプレ実験

動物実験に先立ち、他のカテーテルとの操作性および手順を確認した。

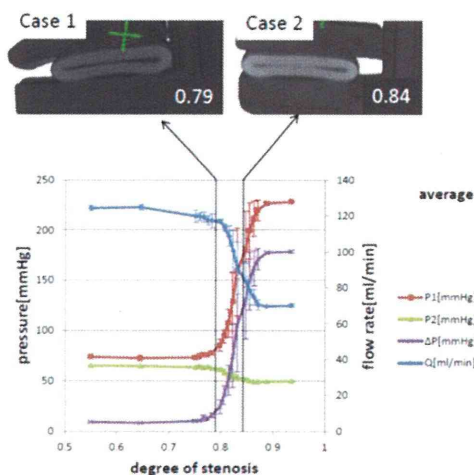


Fig. 2 それぞれの狭窄率に対する流量，圧力および圧較差

D. 考察

本研究は，センサ本体の評価をするための装置を開発することである．これまでに循環路を開発し，本年度はセンサの操作性や耐久性向上に寄与した．

E. 結論

光ファイバ圧力センサ評価のために疑似狭窄モデルを含む循環系回路を構築した．簡易的に狭窄率を変化させ，圧力および流量を決定できる回路となった．また，光ファイバ圧力センサを循環系回路に導入し，センサを上流から下流に移動させながらモデル近傍の圧力測定を行った．その結果狭窄部を通過させることで，圧力の変化を測定することができた．さらに，様々な状態下におけるセンサの操作性を確認した．以上により，センサの評価用循環器系回路を構築し，センサの操作性の向上に寄与できたものと考えられる．

F. 研究発表

1. 論文発表

なし

2. 学会発表

[1]Shuya Shida、Hiroyuki Kosukegawa、Makoto Ohta、Development of a methodology for adaptation of refractive index under controlling kinematic viscosity for PIV、IMECE2011-64388、Colorad、2011.11.11-15

G. 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む。）

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

なし

雑誌

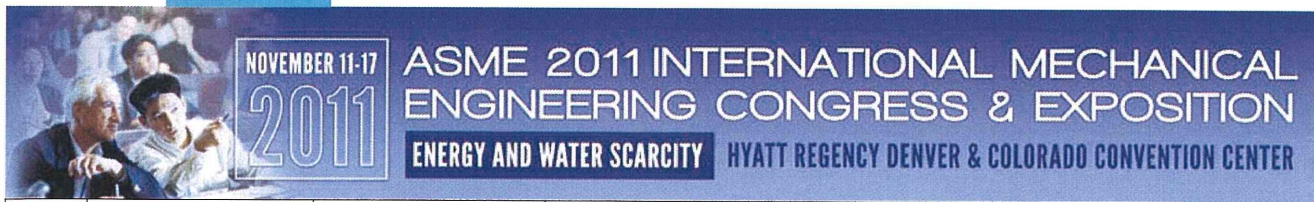
なし

(添付1) 研究発表に関する資料

Shuya Shida, Hiroyuki Kosukegawa, Makoto Ohta, Development of a methodology for adaptation of refractive index under controlling kinematic viscosity for PIV, IMECE2011- 64388, Colorad, Nov. 11-15, 2011



[GO TO ASME.ORG HOME >](#)



Home	Technical Program	Author Center	Meeting Information	Registration	Help	Login
----------------------	-----------------------------------	-------------------------------	-------------------------------------	------------------------------	----------------------	-----------------------

FIRST TIME USERS
to the ASME
Itinerary Planner

Technical Program Overview

[Conference Schedule](#) | [Program Search](#)

Note: Program is subject to change.

ASME Itinerary Planner

[Expand All](#)

Committee Meetings

Track 1 Energy Water Nexus [Expand All Topics In Track](#)

Energy Grand Challenge

Track 2 Energy Systems Analysis, Thermodynamics, and Sustainability [Expand All Topics In Track](#)

Exhibits/Sponsorships

Track 3 Combustion Science and Engineering [Expand All Topics In Track](#)

Honors Assembly

Track 4 NanoEngineering for Energy [Expand All Topics In Track](#)

Hotel Reservations

Track 5 Nano and Micro Materials, Devices and Systems [Expand All Topics In Track](#)

Keynote Event

Track 6 Microsystems Integration [Expand All Topics In Track](#)

List of Organizers

Track 7 Nanoengineering for Medicine and Biology [Expand All Topics In Track](#)

Track 8 Biomedical and Biotechnology Engineering [Expand All Topics In Track](#)
Track Organizer: Ahmed Al-Jumaily, Institute of Biomedical Technologies (IBtec), Auckland University of Technology (AUT)

Plenary Speakers

Track Co-Organizer: Sara Wilson, University of Kansas

Press Room

Track Co-Organizer: Ram Devireddy, LSU

Short Course

Track Co-Organizer: Erol Ulucakli, Lafayette College

Special Events

8-1 Biomedical and Biotechnology Plenary Presentation

Technical/Guest Tours

8-2 BioMEMS, Micro and Nano Systems in Medicine and Biology

Technical Program

8-3 Vibration and Acoustics in Biomedical Applications

8-4 Application of Composites in Biomaterials and Bioengineering

8-5 Viscoelasticity of Biological Tissues

8-6 Dynamics and Control of Biomechanical Systems

8-7 Bioengineering and Clinic Applications

8-8 Analysis of Trauma Due to Blast, Ballistics, and Impacts

8-9 Biomedical Heat Transfer, Transport Phenomena and Fluid Mechanics

Topic Organizer: Erol Ulucakli, Lafayette College

Topic Co-Organizer: Franz-Josef Kahlen, University of Cape Town

8-9-1 Experimental Heat Transfer 1 (Technical Session)

8-9-2 Experimental Heat Transfer 2 (Technical Session)

8-9-3 Computational Heat Transfer (Technical Session)

8-9-4 Biomedical Fluid Dynamics (Technical Session)

Session Schedule: Wednesday, November 16, 2011 04:30 PM-06:00 PM

Session Sponsors: Biomedical Heat Transfer

Session Organizer: Erol Ulucakli, Lafayette College

Session Co-Organizer: Aneesha Gogineni, Wichita State University

Session Co-Organizer: Tiruvadi Ravigururajan, WSU, ME

IMECE2011-64621 Flow Through Stented Arteries - A Review

Technical Publication

IMECE2011-64388 Development of a Methodology for Adaptation of Refractive Index under Controlling Kinematic Viscosity for PIV

Technical Publication

IMECE2011-63608 Numerical Hemodynamics Analysis of Stented Cerebral Artery

Technical Publication

IMECE2011-62986 Effects of high shear rate on thrombus formation process on pipe orifice flows

Technical Publication

8-10 Computational Modeling and Device Design

8-13 Processing and Characterization of Bio-inspired and Biomimetic Materials

Track 9 Advances for Process Industries [Expand All Topics In Track](#)

Track 10 Heat and Mass Transport Processes [Expand All Topics In Track](#)

Track 11 Fluids & Thermal Systems [Expand All Topics In Track](#)

Track 12 Mechanics of Solids, Structures and Fluids [Expand All Topics In Track](#)

Track 13 Dynamic Systems and Control [Expand All Topics In Track](#)

Track 14 Mechatronics & Intelligent Machines [Expand All Topics In Track](#)

Track 15 Vibration, Acoustics & Wave Propagation [Expand All Topics In Track](#)

Track 16 Design and Manufacturing [Expand All Topics In Track](#)



Have Questions?
Contact Us.

Acceptance Notification,
Technical Content, etc.
Volunteer Organizers

Registration Information
imece@asme.org

Hotel Information
Melissa Torres

Committee Meeting
Logistics
Stephen Crane

Copyright Forms
copyright@asme.org

Web Tool Support
congresshelp@asme.org

IMECE2011-64388 - DRAFT-

DEVELOPMENT OF A METHODOLOGY FOR ADAPTATION OF REFRACTIVE INDEX UNDER CONTROLLING KINEMATIC VISCOSITY FOR PIV

Shuya SHIDA
Graduate School of Biomedical
Engineering, Tohoku University
Sendai, Miyagi, Japan

Hiroyuki KOSUKEGAWA
Graduate School of Engineering,
Tohoku University
Sendai, Miyagi, Japan

Makoto OHTA
Institute of Fluid Science,
Tohoku University
Sendai, Miyagi, Japan

ABSTRACT

Blood vessel diseases such as ischemic cardiac disease or cerebral aneurysm are life-threatening disorders and as large a cause of death as cancer in many countries. The rupture of a cerebral aneurysm usually causes subarachnoidal hemorrhage the mortality of which is very high. Previous studies have proved that the genesis and growth of aneurysm are related to hemodynamics. Especially, in endovascular therapy for cerebral aneurysms using medical devices such as coils or stents, hemodynamics in an aneurysm are related to thrombosis formation in the aneurysm and to its repair. In vascular research using a biomodel (blood vessel phantom with mechanical properties similar to a human artery) for treating cerebral aneurysm, the working fluid, termed Blood-Mimicking Fluid (BMF), should mimic human blood with respect to viscosity so as to obtain realistic blood flow modeling in *in vitro* measurements. Moreover, refractive indices of BMF must be adjusted to fit biomodel materials because the materials used for Particle Image Velocimetry, one of the best tools for measurement of flow, have various refractive indices. For simultaneous adjustment of the two parameters, i.e. kinematic viscosity and refractive index, an aqueous mixture of glycerol and sodium iodide has been used in previous research. In this paper, we develop a systematic way to precisely find the two targeted parameters of BMF by showing the measurement values of the refractive index and the viscosity of the two aqueous solutions.

The refractive index to light of fluorescent was measured with a critical angle refractometer while temperature of sample was also measured. And a vibration-type viscometer was used to obtain the dynamic viscosity under the same condition as refractive index measurement. These measurements were carried out at room temperature and pressure, respectively.

As a result of detailed measurements at various proportions, refractive indices of the aqueous solution of glycerol (Gly. aq.) increase monotonically. On the one hand, the kinematic viscosity of Gly. aq. increases very slightly with its proportion and that of the aqueous solution of sodium iodide (NaI aq.) exhibits unique behavior. The results of combining Gly. aq. and NaI aq. indicate that the mixture has a wide range of kinematic viscosity, including the value of blood (around 3.8 mm²/s), at the targeted refractive index.

In conclusion, this mixing method is useful for BMF preparation with the adjustment of refractive index and kinematic viscosity.

NOMENCLATURE

C_j	The number of molecules per volume unit of a component j
c	The electrolyte molar concentration
G_{12}	The activation energy of glycerol aqua
M	Molar mass
M_0	Molar mass of solvent
N_A	The Avogadro number
n	Refractive index
n_s	Total salvation number
Re	Reynolds number
R^2	Determination coefficient
T	Absolute temperature
W_0	Womersley number
w	Weight proportion
$\bar{\alpha}_j$	Mean polarizability per volume unit of a component j
$\bar{\alpha}_0$	Mean polarizability per volume unit of solvent
$\bar{\alpha}_+$	Mean polarizability per volume unit of cation
$\bar{\alpha}_-$	Mean polarizability per volume unit of anion

μ	Dynamic viscosity
μ_{gl}	Dynamic viscosity of glycerol
μ_{wa}	Dynamic viscosity of distilled water
ν	Kinematic viscosity
ρ	Density (specific weight) of the solution
χ	The molar fraction

1. INTRODUCTION

Blood vessel diseases such as ischemic cardiac disease or cerebral aneurysm are life-threatening disorders and as large a cause of death as cancer in many countries. The rupture of a cerebral aneurysm usually causes subarachnoidal hemorrhage, the mortality of which is very high. Previous studies have proved that the genesis and growth of aneurysms are related to hemodynamics. Especially, in endovascular therapy for cerebral aneurysms using medical devices such as coils or stents, hemodynamics in an aneurysm are related to thrombosis formation in the aneurysm and to its repair. However, *in vivo* hemodynamics are difficult to be measured quantitatively and an *in vitro* circulation system or Computational Fluid Dynamics (CFD) can be utilized.

CFD study is carried out for measurement of hemodynamics. In particular, Fluid-Structure Interaction (FSI) analysis is utilized to reproduce hemodynamics more precisely with a model of blood wall movement [1-3], whereas an *in vitro* measurement system is also employed because it can confirm the CFD results. Therefore, it may be important to create a realistic blood flow pattern in *in vitro* cerebral aneurysms such as a biomodel (blood vessel phantom with mechanical properties similar to a human artery) to treat aneurysms and to check therapeutic medical devices as well as to validate flow quantitatively.

In vascular research using a biomodel, the working fluid, termed Blood-Mimicking Fluid (BMF), should mimic human blood with respect to dynamic or kinematic viscosity so as to obtain realistic blood flow modeling in measurements. Fluid viscosity affects fluid phenomena or parameters such as Reynolds number (Re), Womersley number (Wo), shear stress, momentum flux and viscous dissipation. Particularly, Re is important for maintenance of the flow similarity. Also, the similarity rule in fluid dynamics is not so applicable to vascular research with medical devices because the devices have a real scale size to fit human organs. Additionally, unsteady flow conditions require that Wo matches *in vivo* blood flow in order to prevent a flow phase difference. Thus, dynamic viscosity (μ) or kinematic viscosity (ν) should be similar to the value of blood ($\mu \sim 4.0$ mPa·s, $\nu \sim 3.8$ mm²/s in many cases (e.g. [4]) for in-vitro measurement of blood flow. Besides, it is good for experimental studies that the viscosity of BMF can have a pathological value from 2 to 10 mPa·s caused by hematocrit change or thrombosis formation.

Moreover, Particle Image Velocimetry (PIV), one of the best tools for measurement of flow in a biomodel, needs a refractive

index (n) match between model material and BMF to improve the accuracy of the measurements.

The biomodel materials used for the PIV method have various refractive indices. Budwig et al. summarized the refractive indices commonly used materials such as glass (Pyrex) ($n = 1.47$ to 1.49), and acrylic ($n = 1.49$) [5]. Especially, silicone elastomer ($n = 1.40$ to 1.44) has been widely used, because of its transparency, inertness, and availability (e.g. [6-9]).

Meanwhile, poly (vinyl alcohol) (PVA) gel has been proposed for use in the development of blood vessel biomodeling by Ohta et al. [10]. They have reported that a biomodel made of PVA gel shows good transparency and lower surface friction compared with a biomodel made of silicone elastomer. Moreover, Kosukegawa et al. found that the dynamic viscoelasticity of PVA gel was similar to that of blood vessels [11]. Thus, PVA gel has attracted a great deal of interest as a biomodel material. Therefore, it is now necessary that refractive indices fit several transparent materials to independently measure the flow in the biomodels with several viscosities.

To a fit refractive index to the biomodels, an aqueous solution of glycerol (Gly. aq.) (e.g. [6-9, 12]) or an aqueous solution of NaI (NaI aq.) (e.g. [13, 14]) has been widely used in the literature as a BMF for vascular studies with PIV. However, the refractive indices and the viscosities of these solutions depend on the concentration of the solutions.

A method in which Gly. aq. and NaI aq. were combined to simultaneously achieve the proposed refractive index and viscosity has been suggested. Sankovic et al. carried out PIV measurement of flow in an acrylic model with a mixture of two aqueous solutions of which the refractive index and viscosity were adjusted simultaneously [15]. Yusif et al. demonstrated refractive index matching to that of a silicone model for developing a BMF with a targeted dynamic viscosity by adding NaI to Gly. aq. [16]

This method may have potential to handle several refractive indices and viscosities, independently, because the refractive index of Gly. aq. has a linear relation to the mixture ratio, while the viscosity of Gly. aq. has a logarithmic relation to the mixture ratio [17]. Therefore, the refractive index and the viscosity in the solution with various concentrations should be measured.

In this paper, we show the measurement values of the refractive index and viscosity of a mixed solution with various concentrations and reveal that the values could have a wide range to match various model materials. A simple way to precisely find a targeted viscosity and refractive index of BMF is introduced.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Equations

A few theoretical or experimental equations are described below for discussion, including validation of results for density, refractive index, and viscosity of a solution at constant temperature and pressure (that is room temperature and atmospheric pressure in this study).

$$\mu = \mu_0(1 + Ac^{1/2} + Bc + Dc^2) \quad (5)$$

$$\mu = \frac{\mu_0 \exp(\chi E)}{1 + \chi V} \quad (6)$$

2.1.1. Equations for density and refractive index

Suppose a mixture, the refractive index of which should be given by total polarizability of components by the following equation known as the Lorenz-Lorenz formula (e.g. [18, 19]).

$$\frac{3}{4\pi} \frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = \sum_j C_j \bar{\alpha}_j \quad (1)$$

where n is the refractive index of the mixture; C is the number of molecules per volume unit; $\bar{\alpha}$ is the mean polarizability per volume unit of a component, and subscript j it presents each component of the mixture.

For an ionic solution with separated ions, the formula can be expressed with weight proportion of salt, w , by the following equation [18].

$$\frac{3}{4\pi N_A} \frac{1}{\rho} \frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = \frac{\bar{\alpha}_0}{M_0} + w \left[\frac{\bar{\alpha}_+ + \bar{\alpha}_-}{M} - \frac{\bar{\alpha}_0}{M_0} \left(1 + n_s \frac{M_0}{M} \right) \right] \quad (2)$$

where N_A is the Avogadro number; ρ is the density (specific weights) of the solution; M is molecular mass; n_s is total solvation number; the subscript +, -, and 0 are for cation, anion and solvent, respectively.

Hence, we define function f of w from eq. (2) as follows:

$$f = \frac{1}{\rho} \frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = f_0 + f(w) \quad (3)$$

If $\bar{\alpha}$ is expected to be the same in all proportions (w), eq. (3) would be linear with w .

2.1.2. Equations for viscosity

Referring to a previous study [20], we suppose that the dynamic viscosity of glycerol aqueous solution (Gly. aq.), μ , follows the following equation.

$$\begin{aligned} \ln(\mu) &= w \ln(\mu_{gl}) + (1 - w) \ln(\mu_{wa}) + w(1 - w)G_{12} \\ &= (-G_{12})w^2 + \{ \ln(\mu_{gl}) - \ln(\mu_{wa}) + G_{12} \} w + \ln(\mu_{wa}) \end{aligned} \quad (4)$$

where G_{12} is the activation energy of Gly. aq.; subscripts gl and wa are for the value of glycerol and distilled water, respectively. Equation (4) indicates that $\ln(\mu)$ is the quadratic function with w .

For an aqueous electrolyte solution such as aqueous sodium iodide solution (NaI aq.), the viscosities were previously derived by various modeling [21-23] as shown in the following examples.

where μ_0 is the viscosity of solvent; c is the electrolyte molar concentration; χ is the molar fraction; and A , B , and C are constants which represent solute structural interactions; parameters E and V are decided by free energy and hydration state, respectively. Equation (5) as well as (6) can be described as functions of w because concentrations c and χ are represented with a weight proportion, respectively. The resulting dynamic viscosity of NaI aq. will be compared using Eq. (5) and (6).

2.2. Measurements

Liquid samples were basically prepared with respect to each 0.1 weight proportion, so that the measurements could be duplicated. As for NaI aq., errors of measurements (standard deviation : SD) were derived from results obtained by three sets of measurements.

To let the reaction dissipate, the samples were kept at room temperature (22°C) for more than 2 hours. All the properties of each solution (Gly. aq., NaI aq., and mixtures) were measured on the same day at room temperature and atmospheric pressure.

2.2.1. Measurement of density

The densities of the samples were derived by their weight and volume measured by using a digital weight scale, with an accuracy of ± 0.01 g, and a measurement flask (25 ml or 50 ml), respectively.

2.2.2. Measurement of refractive index

The refractive index to a fluorescent light was measured using a critical angle refractometer (R-5000, ATAGO CO., LTD., Japan), temperature of the sample also being measured. Total internal reflection occurs when a ray of light strikes a medium boundary at an angle larger than a particular critical angle with respect to the normal to the surface. Because the boundary position between light and dark varies as the relative refractive index of a sample to the prism, a refractive index of a sample is measured by observing the boundary position. The error of scale reading with the refractometer is around ± 0.0005 .

2.2.3. Measurement of viscosity

Dynamic viscosities of the samples were measured with a vibration-type viscometer (SV-10, A&D CO., LTD., Japan) under the same condition as refractive index measurement. An oscillator is inserted into a sample and vibrated during measurement with the viscometer. Viscosity is obtained by measuring the driving current that provides constant frequency and amplitude of vibration, since friction force acting on the oscillator is proportional to the viscosity of a sample. This viscometer displays a dynamic viscosity to within 0.01 mPa·s that is multiplied by the specific gravity of the sample.

Therefore, dividing a display value by its specific gravity gives the absolute value of dynamic viscosity. Kinematic viscosity is then calculated by dividing the absolute value by its density.

3. RESULTS

Detailed measurements of physical properties of Gly. aq., NaI aq., and mixtures of Gly. aq. and NaI aq. at various proportions were performed. All experimental data were obtained as a function of weight proportion at the temperatures shown in the graphs. Equations of fitted curves are shown in most of graphs to access the accuracy of the measurements and compare the data with those of previous studies.

3.1. Results for glycerol aqueous solution

3.1.1. Density, refractive index and value f

Density, refractive index, and derived values of f of Gly. aq. are shown in Fig. 1 to 3, respectively. The measured values and derived values in these figures are fitted by linearization as a function of gly. aq. weight proportion. The density and refractive index of gly. aq. increase monotonically from that of distilled water values ($\rho = 0.9945 \text{ g/cm}^3$, and $n = 1.333$, respectively) to that of glycerol values ($\rho = 1.2561 \text{ g/cm}^3$, and $n = 1.472$, respectively), and they are accurately approximated by linearization (Determination coefficient : $R^2 = 0.9990$, and 0.9985 , respectively). Though the value f has a few variations at high proportions up to 0.8, whole values are approximated linearly ($R^2 = 0.9919$). The results for density and refractive index should be accurate based on this linear approximation.

3.1.2. Dynamic viscosity and kinematic viscosity

Vertical axis of Fig. 4 and 5 describe dynamic and kinematic viscosity of natural logarithm, respectively. They are accurately approximated by quadratic polynomial ($R^2 = 0.9923$, and 0.9918 , respectively). These results should be credible since Eq. (4) predicts that the dynamic viscosity of the natural logarithm depends on the proportion squared. The dynamic viscosity and the kinematic viscosity of pure glycerol reach maximum values: $\mu = 1074 \text{ mPa}\cdot\text{s}$, $\nu = 855.6 \text{ mm}^2/\text{s}$, respectively.

3.2. Results for NaI aqueous solution

As mentioned in chapter 2, all the measurements for NaI aq. were carried out in triplicate. The error bars in Figs. 6 to 10 represent standard deviations of the measured values.

3.2.1. Refractive index, density, and value f

As for NaI aq., the resulting densities and refractive indices shown in Figs. 6 and 7 are fitted by quadratic polynomial as a function of NaI weight proportion ($R^2 = 0.9994$, and 0.9995 , respectively). The experimentally measured density and refractive index of NaI aq. also increase monotonically to $\rho = 1.793 \pm 0.002 \text{ g/cm}^3$ and $n = 1.4813 \pm 0.0002$ at $w = 0.6$, respectively. This result indicates that the refractive index of NaI aq. will vary in a wide range compared with Gly. aq. The derived values f of NaI aq. which are fitted by linearization are shown in Fig. 8 together with the fitted curve by Camus et al

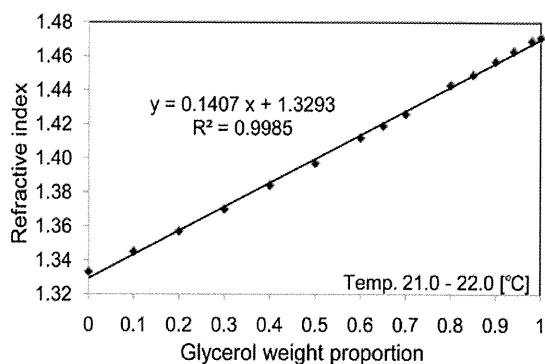


Fig. 1 Density of Gly. aq. and fitted curve by linearization as a function of glycerol weight proportion

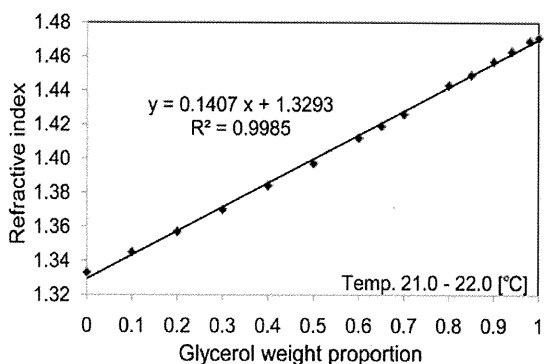


Fig. 2 Refractive index (to wavelength of fluorescent light) of Gly. aq. and fitted curve by linearization as a function of glycerol weight proportion

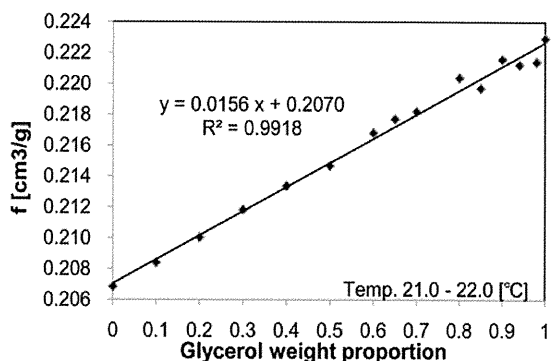


Fig. 3 Derived values of f with measured values of Gly. aq. and its fitted curve by linearization as a function of glycerol weight proportion

[18]. Because the equation of the present fitted curve ($f = -0.0796 w + 0.2070$) corresponds approximately to that of the previous one ($f = -0.0773 w + 0.2086$) [18], these results should be valid.

3.2.2. Dynamic viscosity and kinematic viscosity

The observed dynamic viscosity of NaI aq. is plotted in Fig. 9. In this figure, the present results are compared with previous results that were represented by equation (5) [22, 23] with the following constants: $A = 0.01085$, $B = 0.0122$, $D = 0.01266$, $E = 13.35$, and $V = 13.82$, respectively. Compared with equation (5) and (6), the present result is generally similar to the previous one with respect to increasing tendency and range. Meanwhile, the present result has a unique feature, *i.e.* the dynamic viscosity increases to the maximal value at around 0.3 weight proportion, and decreases to minimal value at around 0.35 weight proportion, then again increases rapidly.

Figure 10 shows the kinematic viscosity of NaI aq. which was derived from the above-mentioned dynamic viscosity divided by the density. Though the kinematic viscosity changes in much the same way as the dynamic viscosity, the difference between maximal and minimal values is greater than the values of kinematic viscosity, and the variation range is narrow because of the rapid increase of density with respect to weight proportion.

3.3. Results for mixtures of glycerol and sodium iodide aqueous solution

BMFs with a specific refractive index and a wide range of kinematic viscosity simultaneously were prepared by mixing Gly. aq. and NaI aq. Figure 11 shows kinematic viscosities of the mixture of Gly. aq. and NaI aq. (Gly-NaI) with the weight proportion of Gly. aq. to whole mixture weight (Gly. aq. + NaI aq.) at the targeted refractive index (1.408 and 1.425 data selected as an example). The mixtures were composed of Gly aq. (glycerol 57.0 wt %) and NaI aq. (sodium iodide 38.5 wt %) for preparing a refractive index of 1.408, and composed of Gly aq. (glycerol 69.0 wt %) and NaI aq. (sodium iodide 44.5 wt %) for preparing a refractive index of 1.425, respectively. The proportions of aqueous solutions were predicted by referring to results of previous sections. The result shown in Fig. 11 indicates that the mixtures have a wide range of kinematic viscosity at a fixed refractive index with the method of combining two aqueous solutions. The range includes the value of blood (around 3.5 to 4.0 mm²/s)

4. DISCUSSION

This work has precisely presented the refractive index and kinematic viscosity of Gly. aq. and NaI aq. with respect to weight proportion to show an adjustment method to derive a proportion of targeted viscosity and refractive index of BMF. The results show that a mixture using the two solutions with the same refractive index has a constant refractive index and can be adjusted to various kinematic viscosities. The properties following the linear or quadric, logarithmic correlations are

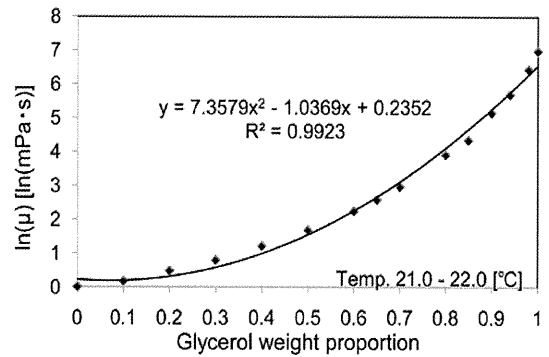


Fig. 4 Dynamic viscosity of natural logarithm of Gly. aq. and its fitted curve by quadratic polynomial as a function of glycerol weight proportion

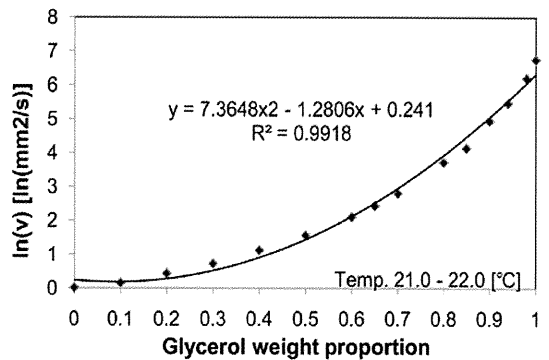


Fig. 5 Kinematic viscosity of natural logarithm of Gly. aq. calculated with measured values and its fitted curve by quadratic polynomial as a function of glycerol weight proportion

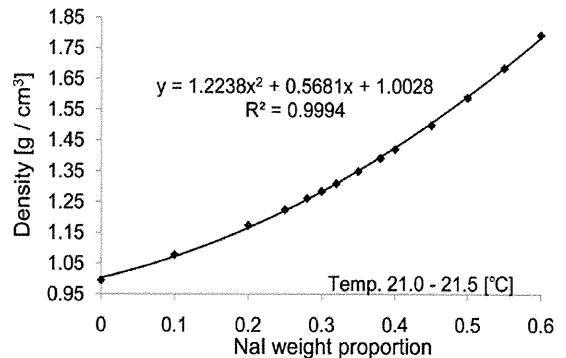


Fig. 6 Density of NaI. aq. and its fitted curve by quadratic polynomial as a function of NaI weight proportion

proposed, whereas, viscosities of NaI aq. exhibit external values and viscosities of NaI aq. are lower than those of blood with various concentrations. In conclusion, these results show that the adjustment method using a mixture can cover the kinematic viscosity of 3.8 mm²/s used for BMF. The minimum and maximum refractive indices using Gly. aq. and NaI aq. with various kinematic viscosities are derived with the equations shown in the graphs of results.

The maximum range of the refractive index of the mixture over 3.8 mm²/s is 1.472 when the 100 % glycerol was used for the mixture with NaI aq. In the case of a model with a refractive index higher than 1.472, combining liquids with higher refractive indices than the targeted value (e.g. [5] [17]) can be useful based on this adjustment method.

PIV measurements [15] or refractive index matching [16] with a combination of Gly. aq. and NaI aq. have been previously conducted. However, Sankovic et al. performed PIV only showing a mixture and Yusif et al. described a small amount of NaI used for adjustment of the refractive index to their model. Therefore, the use of a mixture for adjustment to a targeted refractive index and kinematic viscosity simultaneously is not yet optimized. In this research, we precisely investigated and examined data with respect to mixing, revealing that a direct decision about the mixing proportion of BMF is feasible. Even if refractive index needs to be adjusted and the kinematic viscosity needs to be changed for various experimental conditions, this mixing method is adaptable.

4.1. Viscosity of NaI aqueous solution

Our result has external values of viscosity of NaI at $w = 0.3 - 0.4$. That has not been described in previous studies [22, 23]. A capillary viscometer such as the Ubbelohde-type viscometer was used in previous measurements. On the other hand, a vibration-type viscometer was used in present measurements. This difference of instrument may have affected the results. However, even if we found the external values of viscosity varying with NaI weight proportion, the tendency of viscosity changes can be the same as previous studies. When focusing on low viscosity, proper attention should be paid to the system of viscosity measurement.

4.2. Temperature dependency

The refractive index and viscosity of a material change as its temperature varies. Temperature dependence of the refractive index for a fluid was modeled with Eq. (7) as follows [17] [24].

$$n = a + bT \quad (7)$$

where a and b are constants and T is absolute temperature [K]. This constant b was empirically derived as $b = -0.0002$ for glycerol [17], and $b = -0.000291$ for NaI aq. [24] in previous papers. On the other hand, Yousif et al. estimated the effective refractive index at 1.4140 ± 0.0008 with silicone model (Sylgard 184, Dow Corning). Based on their study, permissible deviation

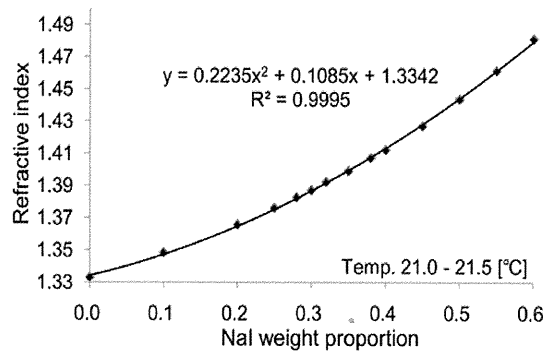


Fig. 7 Refractive index (to wavelength of fluorescent light) of NaI aq. and its fitted curve by quadratic polynomial as a function of NaI weight proportion

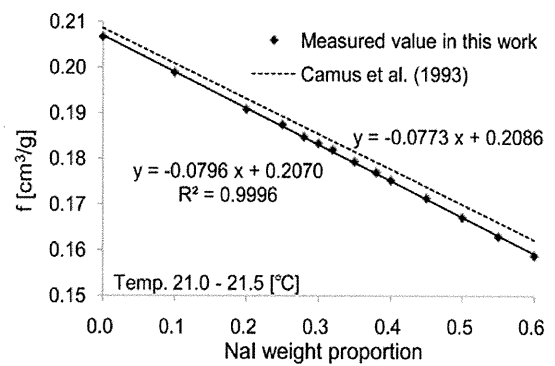


Fig. 8 Derived values of f with measured values of NaI aq. and its fitted curve by linearization as a function of NaI weight proportion compared with a previous report

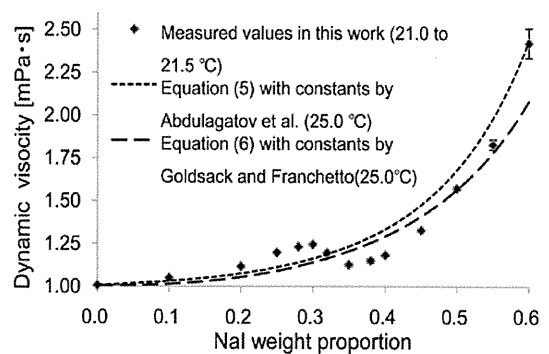


Fig. 9 Dynamic viscosity of NaI aq. as a function of NaI weight proportion compared with previous literatures