

拡散光を用いた内シャント透視のための基礎的検討

Fundamental study on transillumination imaging of arteriovenous fistula with diffused light

北間 正崇* 菅谷 真之介** 清水 久恵* 山下 政司*
奥山 豪* 菊池 明泰*** 西本 尚樹*** 清水 孝一†

Masataka Kitama, Shinnosuke Sugaya, Hisae O.Shimizu,
Masaji Yamashita, Go Okuyama, Akihiro Kikuchi,
Naoki Nishimoto and Koichi Shimizu

Abstract

Currently patients with chronic kidney failure usually undergo the hemodialysis treatment. As the extracorporeal circulation of large amount of blood is indispensable for this treatment, normal venipuncture is not enough. Therefore an arteriovenous fistula is created in the forearm of the patient under the hemodialysis treatment. To prevent its stenosis and occlusion, frequent maintenance of the fistula is required. We have developed a simple and noninvasive technique to obtain transillumination images of the arteriovenous fistula utilizing the light scattered in the body tissue. In this study, the feasibility of the proposed technique was examined in the experiment using the model phantom which simulates the blood vessels in the adult forearm. A measurement system was developed and transillumination images were analyzed. The possibility to visualize the image of AV fistula using this measurement system was examined with the index of contrast and the width of the blood vessel image. As a result, it was demonstrated that the blood vessel of 1 mm diameter could be visualized at as much as 3 mm depth. In addition, it was confirmed that we could detect the change in the wall thickness of the blood vessel under the limited condition. These results showed that the process of angiosclerosis and occlusion can be monitored noninvasively. Herewith, the feasibility and the applicability of the proposed technique to maintain the arteriovenous fistula using optical transillumination images has been verified.

1. はじめに

現在の日本においては慢性腎不全の患者に対して人工透析療法を行うことが一般的である。この治療では大きな流量の血液を体外循環させる必要があることから、通常の静脈穿刺では不十分である。そこで患者の多くは、内シャントと呼ばれる動静脈吻合を前腕部等に造設する。これにより血圧の高い動脈血が静脈血管に流れ、血流量が増すとともに静脈血管が拡張するため、静脈穿刺でも

十分な血流量の確保が可能となる。その一方、内シャントは頻回の穿刺・圧迫止血が行われるため血管自体に乱流ストレスがかかり狭窄や閉塞が起こりやすいといった問題を抱えている。そのようなシャントトラブルを早期に発見し治療するためには、日常的なシャント管理が重要となる。しかし現在のところ、透析治療時の触診や聴診により血流による血管振動（スリル）やシャントを流れる血流音、皮膚表面の発赤を確認するといった、

* 北海道科学大学大学院医療工学専攻

** 日本光電工業株式会社（北海道工業大学大学院応用電子工学専攻修士課程修了）

*** 北海道科学大学保健医療学部診療放射線学科

† 北海道大学大学院情報科学研究科

検査者の経験により異常発見の精度が左右される手法が主流である。また、一部の医療機関では並行して超音波画像診断装置による検査を実施しているが、プローブにより穿刺部周辺を圧迫することから患者へのストレスが考えられる。これらの検査により異常が疑われる場合、病変部を正確に捉えることができ、そのまま経皮的血管形成術 (PTA: Percutaneous Transluminal Angioplasty) による血管拡張などの治療を行える X 線血管造影検査が実施される。しかし造影剤の使用や放射線被曝の点から侵襲的であり、装置が大掛かりとなるため透析室での実施は困難である。

一方、近年では生体に対し無侵襲な光を利用した生体計測に関する研究が進んでおり、生体内の光拡散に関する研究^(1,2)や血管描出の可能性も検討されている^(3,4)。

このような背景から、本研究では生体組織における光拡散を利用することにより、非侵襲的かつ簡易な装置で日常的なシャント像の取得が可能な手法を検討してきた。また、それを実現する計測システムを構築し、有効性についての検証を行ってきた。これにより、内シャントの状態を画像化できれば、その狭窄から閉塞に至る経過の観察や、病変の早期診断が期待できる。

本報では、基礎的な検討として、本計測システムによる健常者前腕静脈像の描出を試みることで本手法による血管造影の可能性を示した。また内シャント像描出の可能性を明らかにするとともに、血管内形状を反映した情報取得の可能性について検討を行ったので報告する。

2. 血管像取得原理および計測システム

ここでは、本研究にて開発した血管像描出システムならびに画像処理法について説明するとともに、健常人の前腕部静脈を対象とした描出結果を示す。

2-1 生体内拡散光

他の波長と比較して生体透過性が高い近赤外領域 (波長 700~1200 nm) の光は、血液による吸収が比較的大きい。そのため手掌部のように厚みの少ない部位では、血管走行の様子を透過光の輝度分布として観察できる⁽⁵⁾。しかし内シャントが造設される前腕部等は組織が厚く、透過を基本とした血管透視は困難である。これに対し、生体組織の

持つ光散乱特性を利用することで同等の血管像を取得する方法を考案した。

計測原理を Fig. 1 に示す。前腕部側面より入射した光は、生体組織の持つ強い散乱特性により前腕内部に向かって拡散する。その一部は、前腕深部から皮膚表面に向かって伝播する。この光が血管や内シャント裏側からの拡散照明となることから、近赤外光に感度を有する CCD カメラを前腕部上方に配置して撮影すれば、体表付近に存在する内シャント透視像の観測が可能となる。

2-2 計測システム

原理に基づき構築した計測システムを Fig. 1 に示す。光源には生体透過性の高い近赤外領域の LED (波長 810 nm, 光出力 9 mW) を 15 個 1 列に配置したものを 2 つ使い、計測部位を挟むように配置する。観察部上方の CCD カメラ (浜松ホトニクス製: ORCA-ER, C4742-95) により、前腕部から出射してくる光を捉える。LED からの光が直接 CCD に入り込まないように、光源周囲を黒色スポンジにて遮光する。このシステムにより観察される透視像の輝度は、光入射部付近での表面反射や組織による光吸収に起因して、光入射部からの距離が増すにつれて低下する。そのため画像中央に走行する血管部の輝度が低く表示され、鮮明な血管像の取得

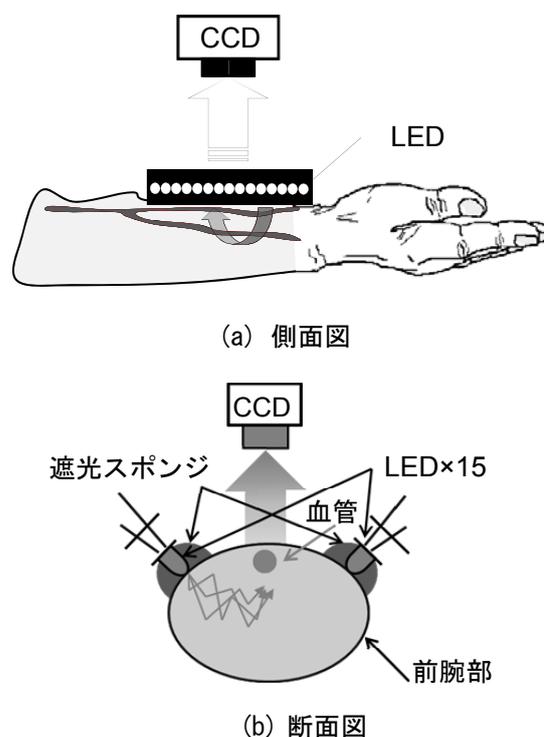


Fig. 1 測定原理および計測システム

は困難となる。また LED の個体差により、発光強度分布が不均一となる問題もある。

2-3 ソフトウェア処理

前述の様に観測される血管像の不均一を抑制するため以下のようなソフトウェア処理を行った⁽⁶⁾。

処理過程の概念を Fig. 2 に示す。本計測システムにより取得した画像(a)では、血管像が不均一な透過光強度分布に埋没している。この画像に対して、まずローパスフィルタを適用し、ぼかした画像(b)を得る。この処理では、照射光強度分布のように緩やかに変化する部分の輝度はほとんど変化せず、血管部のような周囲に比べて急峻な輝度変化のある部分がより強く平滑化される。そのため、画像(a)の輝度分布を画像(b)の該当ピクセルの輝度で除算し、画像(c)を得ることで、血管などの高吸収部位だけが描出され、それ以外の部位での輝度は均一になる。

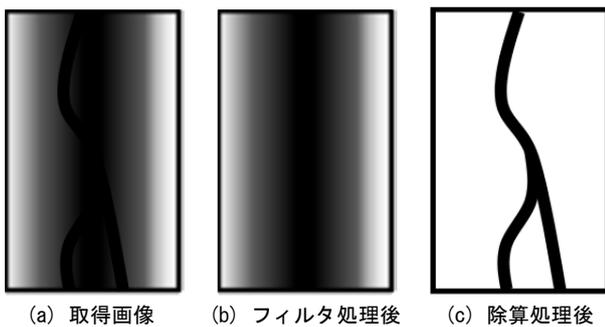


Fig. 2 ソフトウェア処理の概念図

2-4 健康人前腕部の計測

この計測システムを用いて、健康成人前腕部を対象に得た血管透視像を Fig. 3 に示す。ソフトウェア処理により、不鮮明であった血管像が、明瞭に描出されることがわかる。また、取得画像中には、直径数 mm 程度の小血管の走行が明瞭に確認できる。このような実験的解析を通し、本計測システムによる内シャント描出の可能性が確かめられた。なお、以下の検討では定量的評価を目指して形状が既知のファントムを用いることとした。

3. 可視限界と血管径および皮下深さの関係

内シャントの経過観察においては、狭窄、閉塞の指標となる血管径の経時変化を正確にとらえることが重要となる。患者により異なるが、内シャントは一般に皮下数 mm 深さで外径はおよそ 1 cm

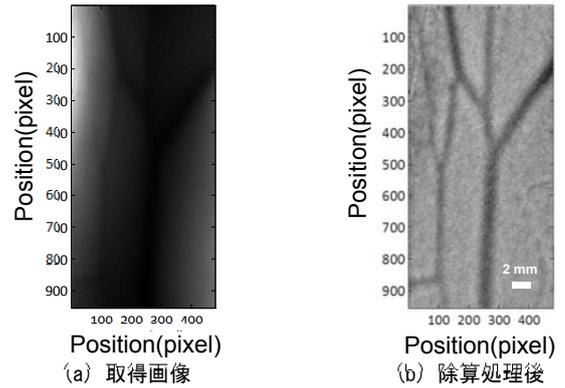


Fig. 3 ヒト前腕部の光透視画像

以下とされている。提案手法実用化のためには、この範囲における血管径の評価が求められる。

ここでは血管径と可視深さの関係について、前腕部模擬ファントムを用いて評価を試みた。まず血管像のコントラストを評価した上で、血管像の輝度分布から血管像取得の限界を検討した。

3-1 前腕部模擬ファントム

前腕部模擬ファントムの模式図を Fig. 4 に示す。生体組織を模擬するものとして、エポキシ樹脂(日新レジン製, Z-1)に散乱体の TiO_2 (純正化学株式会社製)、吸収体の黒インク(パイロットコーポレーション製, INK-30)を混入し、半円筒形(直径 64 mm ϕ)に固化させたものを使用した(等価散乱係数: $\mu_s' = 1.00 \text{ mm}^{-1}$, 吸収係数: $\mu_a = 0.04 \text{ mm}^{-1}$)⁽⁷⁾。その中に、模擬血管を埋設した。模擬血管部には、静脈血の光学パラメータを持つエポキシ樹脂製円柱($\mu_s' = 0.39 \text{ mm}^{-1}$, $\mu_a = 0.45 \text{ mm}^{-1}$)⁽⁷⁾を使用した。なおコントラスト評価では深さ $t = 1 \sim 3 \text{ mm}$ 、模擬血管径 $D = 3 \text{ mm} \phi$ 、血管像の輝度分布評価では深さ $t = 1 \sim 5 \text{ mm}$ 、模擬血管径 $D = 1 \sim 3 \text{ mm} \phi$ の範囲で各々 1 mm 刻みに変化させ、血管像の描出限

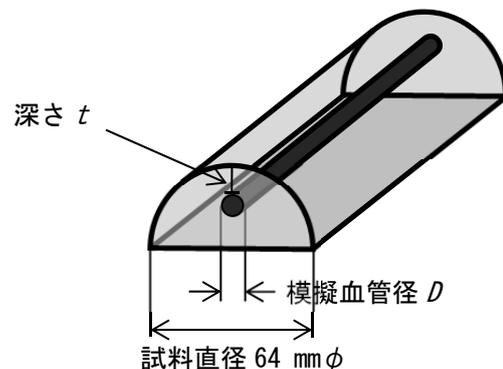


Fig. 4 前腕部模擬ファントム

界について検討した。

3-2 結果および考察

コントラストの評価について Fig. 5 に結果を示す。前述のソフトウェア処理の効果により、どの画像も背景はよく均一化されている。また血管の深さが増すにつれ、散乱による透視像の劣化が顕著に見られる。血管像のコントラスト C を、次の定義により求めた。

$$C = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min})$$

なお I_{min} と I_{max} は、血管中心部位 (Fig. 5 (a) 中央枠) および背景散乱媒質部位 (Fig. 5 (a) 中央右枠) の、それぞれ 5×5 pixel の平均輝度値である。コントラスト値を各画像の上辺に示す。

これらの結果より、内径 3 mm ϕ の内シャントに対しては、深さ $2 \sim 3 \text{ mm}$ 程度まで、コントラスト $0.25 \sim 0.15$ の透視像が得られることが示された。経験的に血管像の検出限界はコントラスト 0.10 程度であることから、本結果は血管像を描出できることを示すものとする。

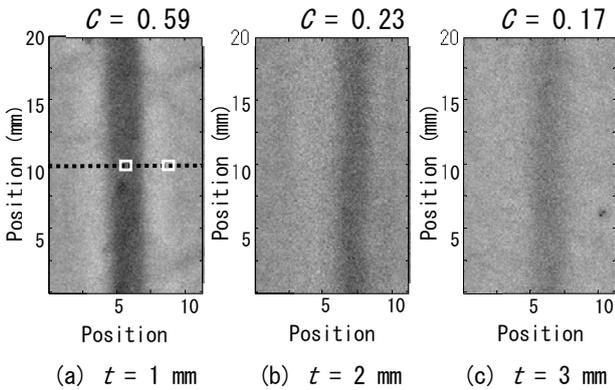


Fig. 5 模擬血管透視像

次に、血管径 $D = 1 \text{ mm}$ ϕ の場合の結果を Fig. 6 に示す。深さ t が増すにつれ血管像の判別は難しくなり、 $t = 5 \text{ mm}$ では、わずかに血管の存在が確認できる程度である。なお血管径が $D = 2, 3 \text{ mm}$ ϕ と増加すると、より深部でも血管の判別は可能となる。血管像のぼけ方を評価するため、透視像の輝度分布を解析した。Fig. 6 (b) はその一例であり、 $t = 1 \text{ mm}$ の透視画像 (a) の縦軸中央 10 mm の位置の水平方向輝度分布を抽出し、血管部の半値幅を求めたものである。これを $t = 1 \sim 5 \text{ mm}$ の範囲で求めた結果を Fig. 7 に示す。深さ 3 mm を超えると、血管像の広がりが顕著になることがわかる。これは、血管からファントム表面までの距離の増大に伴い、透過光の拡散が増加するためで

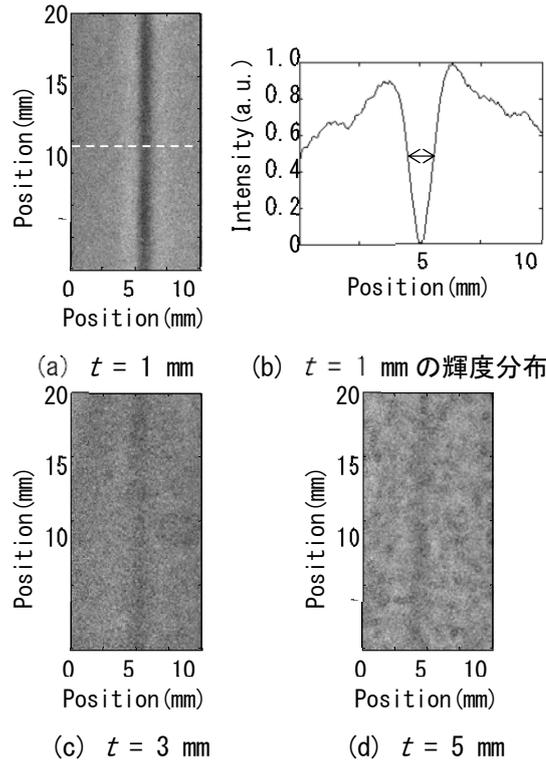


Fig. 6 模擬血管透視像 ($D = 1 \text{ mm}$ ϕ)

ある。

この結果から、血管径 1 mm ϕ 以上、深さ 3 mm 以内であれば血管径推定が可能な程度の血管画像が描出可能と考えられる。一般的な内シャントは表皮から数 mm 程度の比較的浅部に造設されることから、本システムによる内シャント像取得の可能性が示唆された。なお計測条件を最適化するためには、安全基準を考慮の上で入射光量を増やすとともに、光入射位置および角度の調整による光路分布の詳細な検討を行うことが必要である。これにより、さらに検出限界を向上させることが可能と考える。

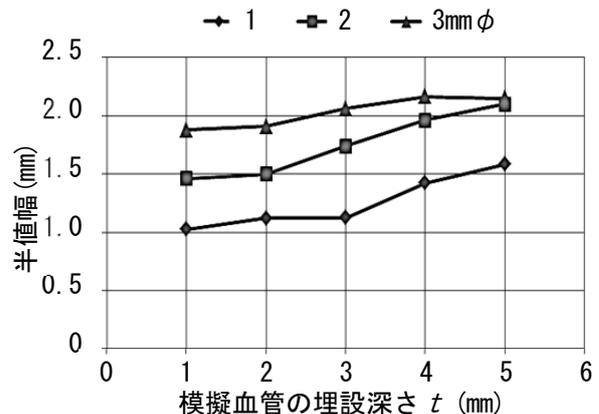


Fig. 7 血管の埋設深と透視像の半値幅

4. 血管内変化の検出

内シャントの閉塞や狭窄状態を判断するには、血管の存在や外径だけではなく、血管内形状の変化を透視像から抽出することが必要となる。そこで模擬血管壁の厚さを変化させて取得した透視像から、血管内径変化検出の可能性について検討した。

4-1 血管壁模擬ファントム

作製したファントムの模式図を Fig. 8 に示す。これは、前章にて作製した前腕部模擬ファントム (Fig. 4) の血管部に血管壁を追加したものである。ここでの計測では、血管外径 $D = 7 \text{ mm}\phi$ 、埋設する深さを $t = 1 \text{ mm}$ に固定し、血管内径 d を $2 \sim 6 \text{ mm}\phi$ と変化させ、計測を行った。なお血管壁の光学パラメータは、文献値より $\mu_s' = 2.68 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu_a = 0.25 \text{ mm}^{-1}$ とし⁽⁸⁾、内部は 3-1 節と同様の模擬血液で満たした。

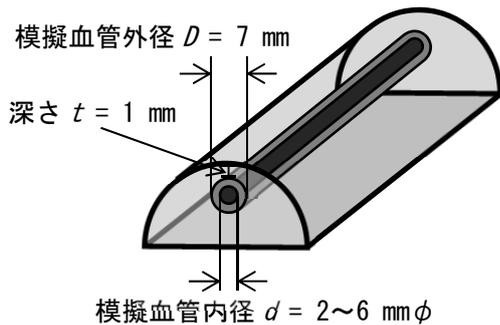


Fig. 8 血管壁模擬ファントム

4-2 結果および考察

取得した透視像の一例を Fig. 9 に示す。血管壁の存在を画像から直接観察することは困難であったが、血管内径の変化に伴い血管部の輝度に差異が現れることがわかった。これは、間接的ではあるが、血管内径の変化が透視像に反映されることを示唆するものである。そこで、Fig. 7 と同様に各透視像の水平方向輝度分布から血管像の半値幅を求め、解析を行った。その結果を Fig. 10 に示す。血管外径を一定 ($7 \text{ mm}\phi$) とした場合、血管内径の減少に伴い、血管像の半値幅は減少する。これは、吸収係数の大きい血管部が細くなり、散乱係数の大きな血管壁部が増加するためである。この結果は、光透視による内シャント狭窄過程検出の可能性を示唆している。また血管内径が血管外径に近いほど半値幅の減少が顕著である。これは、

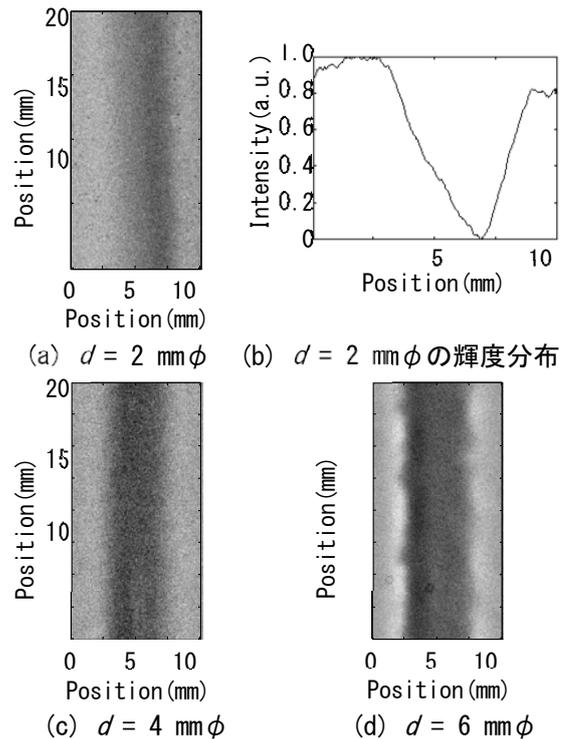


Fig. 9 模擬血管透視像 ($t = 1 \text{ mm}$, $D = 7 \text{ mm}\phi$)

血管壁の厚みが少ない狭窄初期の検出感度の高さを示すものである。血管内径変化は光の伝播経路や初期血管径によっても影響を受ける。より詳細な検討を行い、検出限界を明らかにするために今後コンピュータシミュレーション等による光伝播解析を行うことが必要と考える。

5. おわりに

本研究では簡易な内シャントの経過観察を実現すべく、光によるイメージング方法を考案し、そのシステムの検討を行ってきた。またソフトウェア処理により血管像の鮮明化を実現した。これに

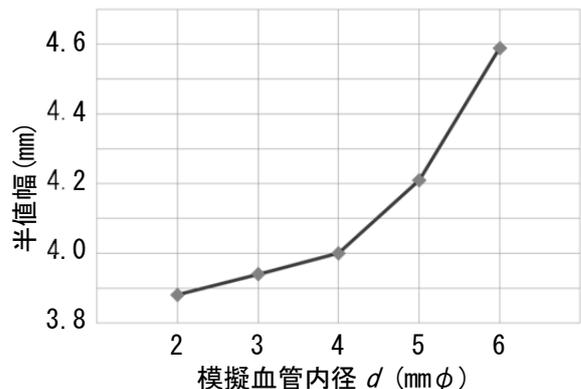


Fig. 10 血管内径変化に伴う半値幅の変化 ($t = 1 \text{ mm}$, $D = 7 \text{ mm}\phi$)

より前腕部模擬ファントムを用いて解析した結果、一般的な内シャントの存在深さにおける血管像のイメージングが可能であることを示した。また、血管内径の変化に伴う透視像の変化に一定の関連性を見出した。これらの結果は、内シャントの光イメージングを実現すると共に、狭窄過程の把握を簡易かつ非侵襲に観察するための重要な基礎データになると考える。

今後はより詳細な光伝搬解析を行い、血管の外径と内径の変化を分離して識別すべく計測パラメータの追及を行う。また計測システムの最適化を図ることで臨床利用を目指す。

本研究を遂行するにあたりご協力頂いた、北海道科学大学義肢装具学科の有澤準二教授、電気電子工学科の三澤顕次教授、市立旭川病院の田中義範氏に感謝する。

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費により行われた。なお本研究は、北海道大学工学系ヒトを対象とする研究倫理審査委員会の承認を受け、計測前に被験者のインフォームドコンセントを得て行われた。

参考文献

- (1) K. Shimizu and M. Kitama, "Fundamental Study on Near-Axis Scattered Light and Its Application to Optical Computed Tomography", *Opt. Rev*, Vol. 7, No. 5, 2000, pp. 383-388.
- (2) 川島雅之, 浪田健, 加藤祐次, 清水孝一, "後方散乱光時間分解計測による散乱係数推定法の実験的検証", *信学技報*, MBE2010-10, Vol. 109, No. 406, 2011, pp. 97-102.
- (3) 飛澤直哉, 浪田健, 加藤祐次, 清水孝一, "可視光と近赤外光による血管透視像同時観察システムの開発", *信学技報*, MBE2010 103-130, Vol. 110, No. 460, 2011, pp. 147-152.
- (4) 夏目裕也, 浪田健, 加藤祐次, 北間正崇, 清水孝一, "実測点拡がり関数を用いた前腕血管の光透視～人工透析における内シャント管理への応用～", *信学技報*, MBE2013 115-148, Vol. 113, No. 499, 2014, pp. 127-131.
- (5) 生体情報の可視化技術委員会編, "生体情報の可視化技術", コロナ社, 1997, pp. 81-107.
- (6) 高橋 竜平, 吉田 史, 田中義範, 北間正崇, 齊藤高志, "光を用いた内シャント透視デバイスに関する基礎的研究Ⅱ", *北海道臨床工学技士会会誌 第19回学術大会研究発表論文*, 2007, pp. 45-48.
- (7) Valery V. Tuchin, "Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis", *Society of Photo Optical*, 2007, p. 147.
- (8) Wartin J. C, "Lasers in Surgery and Medicine : Special Issue: Laser Application to Occlusive Vascular Disease", Vol. 5, Issue 3, 1985, pp. 197-335.