

# レーザースペックルフローグラフィを用いた頭皮血流測定システムの開発

平尾 豊実・山本 悟・小西 直樹・藤居 仁

九州工業大学情報工学部電子情報工学科 〒820-8502 飯塚市川津 680-4

## Development of Laser Speckle FlowGraphy System for Monitoring Blood Flow in Scalp

Toyomi HIRAO, Satoru YAMAMOTO, Naoki KONISHI and Hitoshi FUJII

Department of Computer Science and Electronics, Kyushu Institute of Technology, 680-4 Kawazu, Iizuka 820-8502

A growth process of hair is supposed to be related to the blood flow in the scalp. Most of the hair restorers, therefore, contain some ingredients increasing the flow. However no measuring system has been developed to evaluate blood circulation in the scalp with rich hair, and to confirm the effect of the hair restorers. In this paper, we develop a new system to visualize the blood flow map in the scalp, using the technique of Laser Speckle FlowGraphy (LSFG). The increase of the flow is experimentally shown when some of the restorers are put on the scalp.

**Key words:** blood flow measurement, laser speckle, medical instrument

### 1. はじめに

脱毛症は特に若い男性にとって悩みの種であり、そのために育毛剤を使用している人も多い。育毛剤には頭皮の血行を促進する薬剤が含まれており、毛根への栄養供給を助けることで、育毛効果が得られるものと考えられている。育毛剤を塗布したときに、頭皮の血流にどの程度の変化が現れるかを測定すれば、育毛剤の効果をある程度予測することができる。皮膚血流を計測するには、これまでいくつかの方法<sup>1)</sup>が提案され、実用化されている。なかでもレーザードップラー血流計(以下LDF)<sup>2,3)</sup>は、無侵襲、非観血で実時間計測が可能であり、比較的容易に皮膚血流を計測することができる。

しかし、これを頭皮の血流測定に利用する場合、毛髪の上から測定プローブを頭皮に密着させて固定するのが意外に難しい。また、LDFではレーザースポット内の平均血流を表示するが、スポット内に多くの毛髪が入っていれば、低血流領域が増え、データは低めに表示される。ところが、毛髪がスポット内にどの程度含まれているかを測定中に確認する方法がないので、毛髪の影響によって血流データがばらついていても対策を講じにくい。測定中に育毛剤を塗布す

る実験では、測定部位がずれたり、毛髪の配置が変わってしまうことが多く、一定の実験条件を維持するのが難しい。毛髪を剃って測定すればこれらの問題は回避されるが、非侵襲性の利点が失われてしまう。近年 Fujii らによって、血流分布を二次元的に画像表示する新しい血流測定法、Laser Speckle FlowGraphy (以下LSFG)<sup>4-6)</sup>が提唱された。このLSFGは、レーザースペックルをイメージセンサーを介してコンピューターに取り込み、各画素ごとの時間変動を算出して血流速度分布をマップ表示する技術であり、これまで皮膚<sup>4,7)</sup>、眼底<sup>8-14)</sup>、口蓋<sup>15)</sup>、骨頭部<sup>16)</sup>などの血流測定に利用されている。

筆者らは、LSFGを頭皮血流測定に利用する試みを数年前に始め、測定領域内にある毛髪やその陰の部分血流マップから除去して血流を表示する装置を試作した。この初期のシステムではハードウェア演算ボードを使用していたため、演算方法の変更が難しいこと、100×100画素の特殊なイメージセンサーを用いているため血流マップの解像度が低いこと、測定プローブの形状が不安定であることなど、いくつかの問題があった。筆者らは最近、眼科領域で、市販のCCDカメラを利用したLSFGシステムを開発

E-mail: hirao@leo10.cse.kyutech.ac.jp

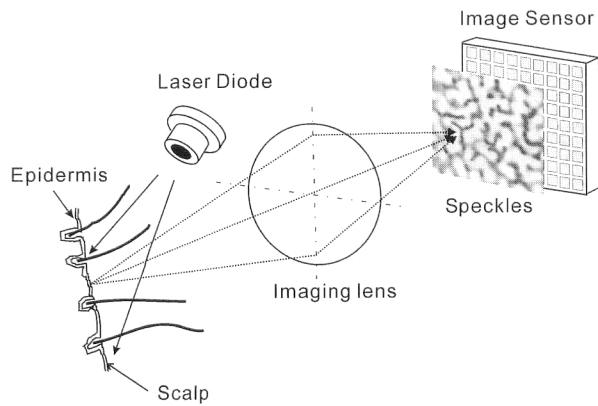


Fig. 1 Principle of the Laser Speckle FlowGraphy.

し<sup>14)</sup>、血流マップの高解像度化を進めている。

本論文では、この新しいLSFGシステムを頭皮血流測定に応用し、頭皮血流マップの高解像度化を図るとともに、パーソナルコンピュータ（以下PC）を用いた純ソフトウェア処理により、毛髪やその陰の部分を含めない演算を行っている。また、ヘルメットにプローブを取り付けてかぶることにより、プローブの位置ずれを防いでいる。さらに、本システムを用い、血行促進剤による血流変化を調べる実験も行ったので、その効果についても報告する。

## 2. 頭皮血流測定用LSFG

Fig. 1のように、レーザーを皮膚に照射すると、皮膚組織を構成する多数の粒子によって散乱された光が不規則に干渉しあい、周囲にスペックル場を形成する。組織内には血球など時間的に位置を変えていく運動粒子があるため、観測点に集まる散乱波面の干渉条件も刻々と変わり、スペックルは時間的に明暗が変化していく動的スペックルとなる。観測者と光源の位置を不変とすれば、血球の移動速度が速いほど、この動的スペックルの時間的変動も速くなる。結像面に形成される動的スペックルでは、観測点に集まる散乱波面は物体面（皮膚面）上の対応する点の直下に存在する血球から散乱している。したがって、結像面にイメージセンサーを置き、各画素での時間変動を解析してマップ表示することにより、血流速度分布を求めることができる。これがLSFGの測定原理である<sup>4)</sup>。スペックルの時間変動を演算するパラメータは、平均時間微分を表すAD値（average derivative）や、一定の露光時間内でスペックルがどの程度ブレるかを演算するSBR値（square blur rate）などが、これまでに提案されている<sup>4)</sup>。今回開発した頭皮用のLSFGでは、次章で述べるように、従来のSBR値を変形したものを血流評価に用いている。LSFGを用いた血流測定では、血流速度を毎秒何ミリというような厳密

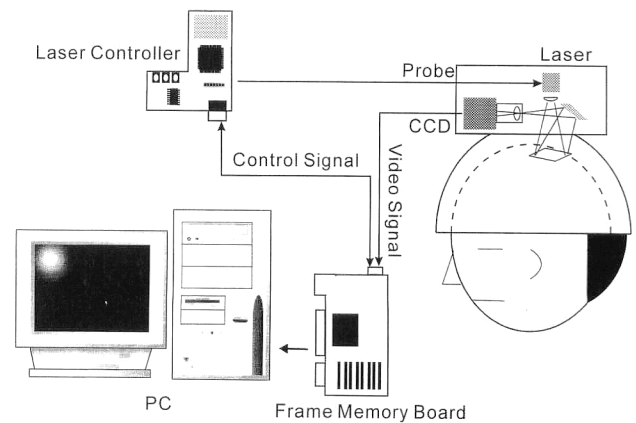


Fig. 2 Block diagram of new LSFG system for scalp blood flow measurement.

な値として測定できるわけではなく、この部位が他の部位に比べて速いか遅いかを相対的に表示するのみである。しかし、すでに述べたように、無侵襲、非観血な測定法であり、測定プローブを測定対象に押し当てる必要もないので、皮膚血流を測定するには非常に有効な方法と考えられている。

## 3. システム構成

頭皮血流測定システムのブロック図をFig. 2に示す。測定プローブ内の半導体レーザー（最大出力40 mW、波長830 nm）からレーザーを頭皮に照射し、発生した動的スペックルをCCDカメラで検出する。この画像信号を、PC内のPCIバスに取り付けたフレームメモリーボードに入力し、8 bitのデジタル信号に変換して、フレームバッファメモリーに一時保存する。このスペックル強度データをPCのメインメモリー上に取り込み、統計処理を行って血流値を算出する。本稿では、CCDカメラを用いて血流を評価するため、最近導入されたSBR'値<sup>14)</sup>、

$$SBR' = \frac{\langle I_{ij,p} + I_{kl,q} \rangle^2}{\langle |I_{ij,p} - I_{kl,q}| \rangle^2}$$

を用いている。ここで $I_{ij,p}$ は、画素 $(i, j)$ における $p$ 回目の走査出力である。上式で明らかなように、SBR'値の分母は、動的スペックル場を時空間でサンプルしたときに、ある画素とそれに空間または時間的に隣接する画素が受ける光量の間、どの程度の差が生じているかを表す量である。スペックルの動きが速いほどCCDカメラの露光時間内での積分効果が増え、その画素が受ける光量の平均値に収束する。その結果、分母が小さくなり、SBR'値が血流速度に比例して増加するのが理解できる<sup>14)</sup>。この血流評価量は、眼底の血管内の血流など比較的速い血流を測定するために導入されたものであるが、頭皮血流測定では結像

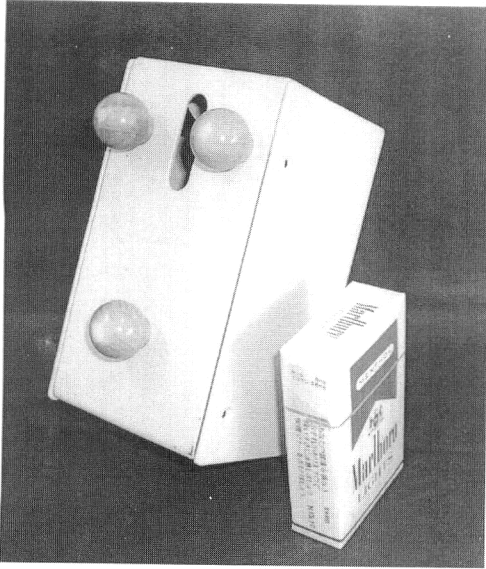


Fig. 3 Probing unit in current LSFSG for scalp blood flow analyses (bottom view).

倍率が等倍に近く、受光素子面でのスペックルの動きが速いため利用できる。

当初の測定プローブは、Fig. 3のような形状のものを使用していた。測定を行う際は、プローブの3点の足を頭部に当て、測定部位がずれないように固定する必要があった。そのため、測定が長時間に及ぶ場合、頭部を動かさないことが被験者にとって苦痛であった。今回改良した測定プローブは、Fig. 4のような形状で、軽い樹脂製のヘルメットの上部に穴をあけ、CCDカメラ、半導体レーザーの入った測定ボックスを固定している。

半導体レーザーから出た光を、円筒レンズを通して縦横の比を調整し、頭皮表面に直径約8mmのスポットを投影する。このスポットをミラー、結像レンズを介して対角約6mmのCCDセンサー上に結像している。結像倍率は1~1/2倍の範囲で変更できる。このヘルメットをかぶり、あご紐を締めると、頭部を動かしても光源と受光器、測定部位の光学的位置は変わらない。これにより、長時間にわたって、比較的楽な姿勢で安定な測定データをとれるようになった。血流マップの高解像度化については、民生用CCDカメラを用いることで、従来100×100画素であった血流マップを、16倍の400×400画素まで高解像度化できるようになった<sup>14)</sup>。測定時には、電子シャッターを1/500秒に設定し、毎秒30フレームで5秒前後の連続したスペックル画像をPCに取り込む。このデータをもとに、3画面を1ブロックとしてSBR'値を計算するので、時間分解能は1/10秒程度となっている。これらの演算と血流マップ表示に要する時間は、1分程度であった。

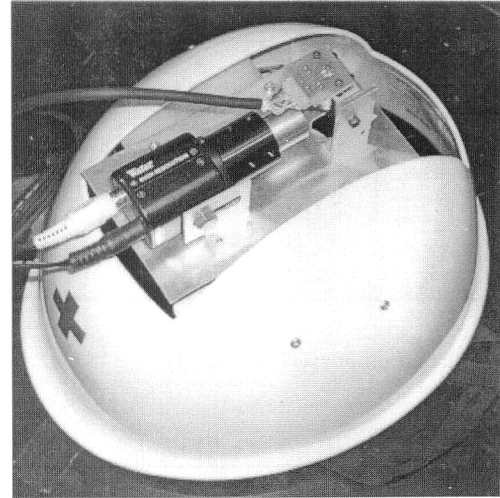


Fig. 4 New probing unit with CCD camera and laser unit.

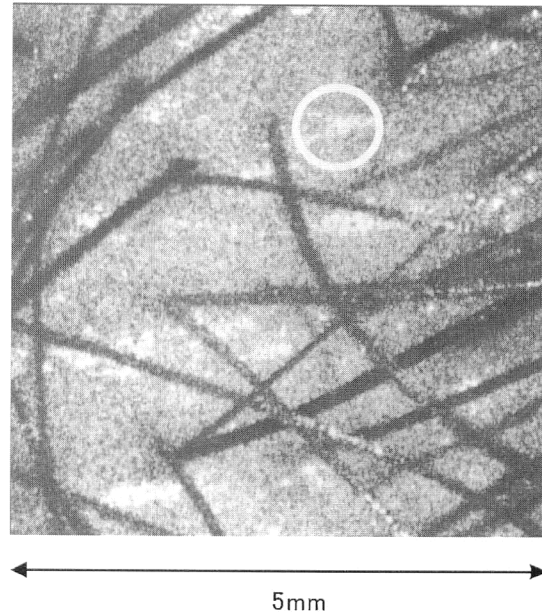


Fig. 5 Intensity map of scattered light field from scalp.

頭皮にレーザーを照射したときの、光強度マップを Fig. 5に示す。このマップ内には相当量の毛髪が混入しており、これら毛髪部分のレーザー反射強度は、頭皮部分に比較して低いのがわかる。毛髪部分には散乱粒子の動きがないので、SBR'値の分母が極端に小さくなり、結果的にSBR'値は非常に高い値になる。頭皮血流だけを測定するのが目的なので、毛髪やその陰になった頭皮部分の血流は、測定対象から除外しなければならない。また、Fig. 5において、図の中央部の円で囲んだ部分の光強度が非常に高くなっていることがわかる。この部分は頭皮の皮脂成分からの正反射であり、この部分ではスペックル強度がクリップされ、SBR'値の分母がゼロに近くなる。このように、反射強度の

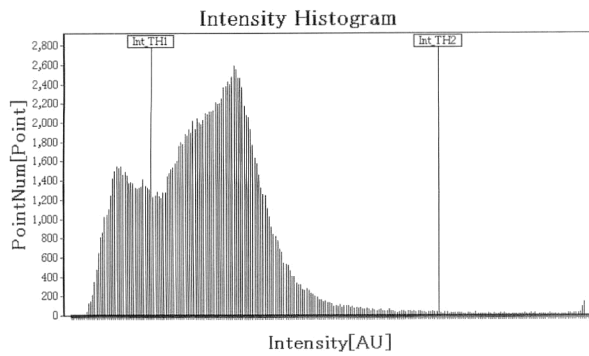


Fig. 6 Histogram of speckle intensity.

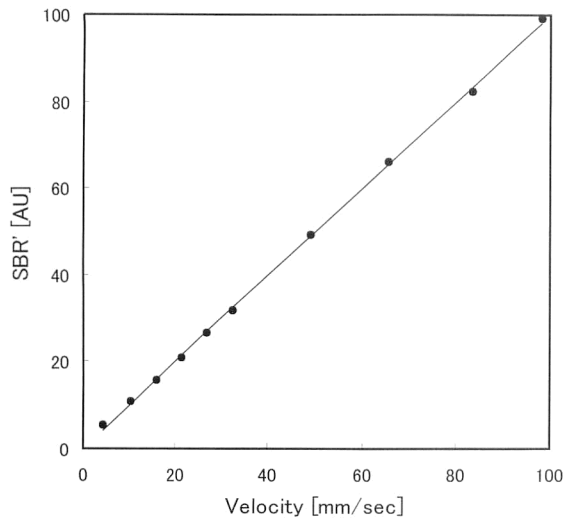


Fig. 7 SBR' vs. velocity of moving opal glass plate.

非常に高い場所でも、血球速度が非常に高く算出されるため血流マップから除去する必要がある。Fig. 5の光強度ヒストグラムを求めると、Fig. 6が得られる。図中の3つのピークのうち、左側の低強度のほうが毛髪成分によるもの、また右端にある小さなピークが皮脂成分によるものである。毛髪と皮脂成分を除くために、図のように高低2か所に適当な閾値 Int\_TH1, および Int\_TH2 を設け、光平均強度がこれらの上・下限値の範囲外の場合には、その画素を頭皮血流評価から除外するようにした。実際の測定では、頭皮部分の面積が十分あるので、次章で述べるように閾値は目視で容易に設定できた。毛髪が非常に多い場合は、サンプル点が減るため統計誤差が増える。測定は髪の毛分け目など、頭皮が比較的良好に見える部位で行った。

#### 4. 評価実験

本システムを用いて頭皮血流が測定可能であるかどうかを検証するため、オパールガラス円板を用いて評価実験を行った。オパールガラスに含まれている微小な気泡を血液

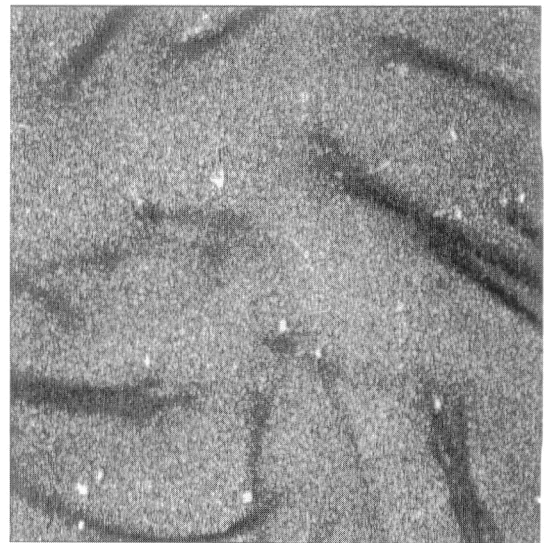


Fig. 8 Intensity map of speckles.

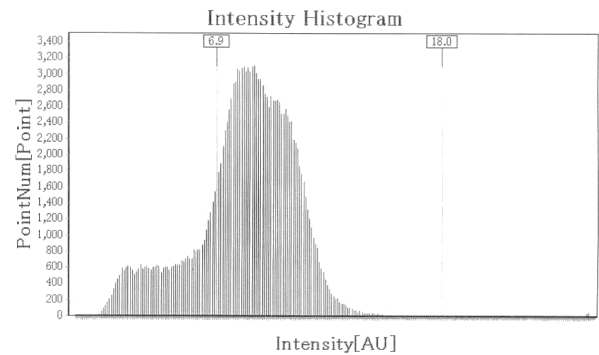


Fig. 9 Histogram of speckle intensity.

中の血球と見立て、プローブの測定面に回転板を置き、回転速度を変えながら SBR' 値を計測することで、本システムの速度特性を調べた。実験結果をプロットしたものが Fig. 7 である。散乱体の速度に対して SBR' 値が良好な線形性を示しており、血流速度評価に利用できることを確認できた。

次に、本システムを用いて、実際の頭皮血流画像化を行った。頭皮によるスペckルの光強度マップを Fig. 8 に、光強度のヒストグラムを Fig. 9 に示す。図中の下限の閾値を示す縦線を、マウスで右にドラッグしていくと、Fig. 10 のように、光強度が下限の閾値以下の画素を表す黒い領域が増えていく。この領域が血流計算から除外されるので、Fig. 8 を見ながら毛髪とその陰の部分が完全に黒化するまで閾値を調整する。同様に、上限側の閾値も Fig. 9 の縦線をマウスで左にドラッグしながら、Fig. 8 内の皮脂による輝点が黒化するまで下げていく。このように閾値を調整し



Fig. 10 Intensity map of speckles after removing hair shadows.

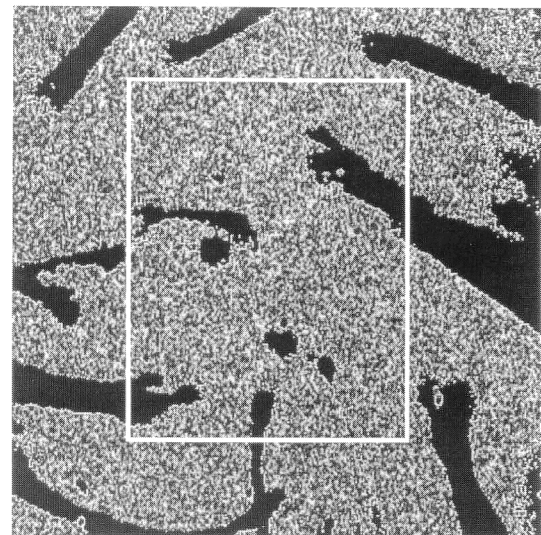


Fig. 11 Blood flow map with SBR' values.

た後の光強度マップを Fig. 10 に示す。毛髪と皮脂部分に乗った画素を除去した後のデータをもとに、血流マップを求めたものを Fig. 11 に、また Fig. 11 中で、白い線で囲んだ領域の血流値の時間的変動を Fig. 12 に示す。Fig. 12 より、頭皮においても血流が心拍に同期して周期的に変動している様子が観察できる。これらの結果より、本頭皮血流測定システムは頭皮血流速度の変化に十分追従し、頭皮血流速度評価を正しく行えることが確認された。

### 5. 血行促進剤を用いた実験

市販の育毛剤中に血行促進剤としてよく用いられるニコチン酸ベンジル溶液を頭皮に振りかけ、血流変化を観察した。被験者を椅子に座らせ、10 分間安静にさせた後、測定

用プローブのついたヘルメットをかぶせて、血流を 3 秒間、1 分間隔で連続的に測定した。塗布前 5 分間のデータをまず測定し、直後に被検液 100  $\mu$ l を塗布して、血流測定を続けた。取り込んだスペckル画像データについて、毛髪や頭皮の皮脂成分などの雑音となる情報を排除し、SBR' 値を計算して血流マップを求めた。血流マップ内に適当な関心領域を指定し、各測定ごとの SBR' 値の平均値を算出し、その経時変化を調べた。被検液は濃度 0.02% と 0.05% の 2 種類を用意し、脱毛症のない健常成人男性 10 名の被験者に対して、2 時間おきに測定した。被検液を塗布する順番はランダムにした。

Fig. 13 はその実験結果で、血行促進剤を塗布後 10 分間に、血流が緩やかに上昇することを示している。また、

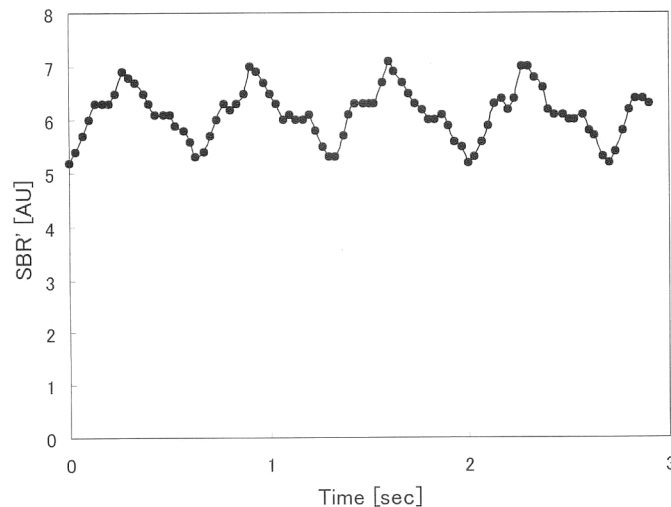


Fig. 12 Time variations of blood flow in scalp.

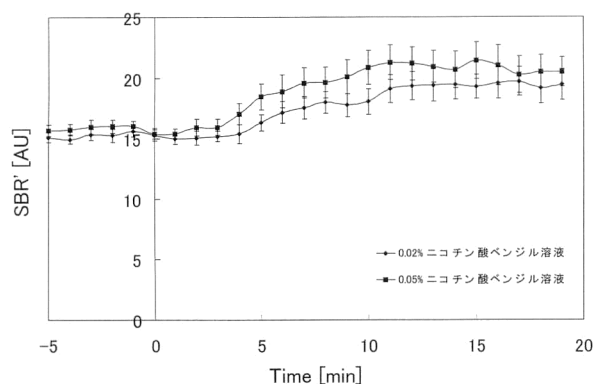


Fig. 13 Increase of blood flow by applying hair restorer.

0.02%溶液では約20%, 0.05%溶液では約30%の血流増加がみられるなど, 血行促進剤の濃度によって血流増加量に有意な差があることも確認された。このように, 毛髪の十分ある実際の頭皮で血流を測定できるようになったので, 今後の育毛剤の研究に活用できるものと思われる。

## 6. ま と め

今回, 眼底用に開発したLSFGシステムを改造して, 頭皮血流を測定する新しいシステムを開発した。本システムの評価実験を行い, 速度に対する血流評価量の線形性を確認した。さらに, 実際に頭皮の血流を測定し, 拍動による頭皮血流速度の変化にも十分追従できることを確認した。検出器をCCDカメラとしたこと, 測定プローブの形状をヘルメット型にしたことで, 安定に高解像度で頭皮血流を測定できるようになった。育毛剤中に血行促進剤としてよく用いられるニコチン酸ベンジル溶液を頭皮に塗布した実験では, 塗布後20%以上の血流増加がみられ, その増加率は血行促進剤の濃度に依存することを確認した。

## 文 献

- 1) 日本エム・イー学会: 臨床MEハンドブック(コロナ社, 1984) pp. 272-279.
- 2) Y. Aizu and T. Asakura: "Coherent optical techniques for diagnostics of retinal blood flow," J. Biomed. Opt., **4** (1999) 61-75.
- 3) Vasamedics: *Laser Doppler Flowmetry Bibliography* (2002). URL: <http://www.vasamedics.com/Bibliography/>
- 4) H. Fujii, K. Nohira, Y. Yamamoto, H. Ikawa and T. Ohura: "Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing," Appl. Opt., **26** (1987) 5321-5325.
- 5) 藤居 仁, 小西直樹: "レーザースペckルを利用した血流分布の可視化", 応用物理, **66** (1997) 476-480.
- 6) 藤居 仁: "レーザースペckルを利用した血流画像化技術", 計測と制御, **39** (2000) 246-252.
- 7) Y. Yamamoto, T. Ohura, K. Nohira, T. Sugihara, H. Minakawa, H. Igawa, Y. Shintomi and H. Fujii: "Laser flowgraphy: A new visual blood flow meter utilizing a dynamic laser speckle effect," Plast. Reconstr. Surg., **91** (1993) 884-894.
- 8) N. Konishi and H. Fujii: "Real-time visualization of retinal microcirculation by laser flowgraphy," Opt. Eng., **34** (1995) 65-68.
- 9) T. Sugiyama, T. Utsumi, I. Azuma and H. Fujii: "Measurement of optic nerve head circulation: Comparison of laser speckle and hydrogen clearance methods," Jpn. J. Ophthalmol., **40** (1996) 339-343.
- 10) Y. Tamaki, M. Araie, K. Tomita, M. Nagahara, A. Tomidokoro and H. Fujii: "Real-time measurement of human optic nerve head and choroid circulation using the laser speckle phenomenon," Jpn. J. Ophthalmol., **41** (1997) 49-54.
- 11) 藤居 仁: "レーザースペckルフローグラフィの原理", 新しい眼科, **15** (1998) 175-180.
- 12) 磯野博昭, 木村保孝, 青柳康二, 萩原直也, 秋山英雄, 岸 章治, 藤居 仁, 小西直樹: "レーザースペckルフローグラフィの網膜への安全性", 新しい眼科, **16** (1999) 1731-1735.
- 13) 田川 博, 佐々木紀子, 田下亜佐子, 中川 喬, 古川英樹, 小西直樹, 藤居 仁: "レーザースペckル血流画像化法を用いた網膜血管の血流測定法", 日本眼科紀要, **51** (2000) 121-125.
- 14) N. Konishi, Y. Tokimoto, K. Koura and H. Fujii: "New laser speckle flowgraphy system using CCD camera," Opt. Rev., **9** (2002) 163-169.
- 15) 大久保昌和, 松本敏彦, 成田紀之, 飯島守雄, 小林久純, 伊藤誠康, 中庭敏博, 藤居 仁: "歯科用血流画像化装置の開発", 日本補綴歯科学会雑誌, **42** (1998) 754-759.
- 16) S. Fukuoka, T. Hotokebuchi, S. Jingushi, H. Fujii, Y. Sugioka and Y. Iwamoto: "Evaluation of blood flow with the subchondral bone of the femoral head: Use of the laser speckle method at surgery for osteonecrosis," J. Orthop. Res., **17** (1999) 80-87.