ISSN 2185-372X

日本機械学会熱工学部門　　JSME Thermal Engineering Division

THERMAL ENGINEERING

TED Newsletter on the WEB

日本機械学会熱工学部門ニュースレター
TED Newsletter No.85 September 2018

目　　次

1. TED Plaza

- 非侵襲熱物性計測による皮膚がんの定量的診断
  岡部　孝裕（弘前大学）
- 抗がん剤で発症した色素沈着を有する皮膚のふく射物性計測
  河野　貴裕（芝浦工業大学）
- 生体の局所冷却を目的とした熱流体制御に関する研究
  麓　耕二　（青山学院大学）

2. 行事案内

- 部門企画行事案内
- 部門関連行事案内
- 国際会議案内

3. 第 96 期部門組織

4. その他

- 編集後記

TED Plaza

非侵襲熱物性計測による皮膚がんの定量的診断

岡部　孝裕

弘前大学　助教
理工学部機械科学科
oka@hirosaki-u.ac.jp

１．はじめに

メラノーマ（悪性黒色腫）は，メラニンを形成するメラノサイトが癌化した腫瘍であり，血行性やリンパ行性に転移することが知られている．腫瘍の深達度と転移の有無が主な予後決定因子であり，Stage 0 から Stage Ⅳの 5 年後生存率はそれぞれ 100%，95%，70%，50%，10%である．そのため，メラノーマの早期発見は治療成績を向上させる上で極めて重要である．ただし，初期段階のメラノーマは色素性母斑（ホクロ）と類似しているため，皮膚科医であってもその鑑別が困難な場合がある．一般的にその鑑別は，ダーモスコープと呼ばれる光源付きの拡大鏡を使用し，腫瘍の色調解析に基づいて行われている．しかしながら，その鑑別精度は皮膚科医の熟練度によって大きく異なり，特に腫瘍を専門とする皮膚科医の少ない地方病院では，メラノーマの正確な鑑別が困難な状況である．それ故，医師の熟練度に依存しない定量的な新たな鑑別手法が求められている．

このような背景の下，著者は生体の熱物性に関する研究に従事しており（岡部他，2012，Okabe, et al., 2013，岡部他, 2013），その計測技術を応用することで非侵襲・短時間・高精度に初期段階の皮膚がんとホクロを定量的に鑑別できると考えた．診断コンセプトとして，皮膚がんと健常部の温度や有効熱伝導率を測定し，その差異から診断時に有効となる客観的指標を得るというものである．本稿では，非侵襲熱物性計測によるメラノーマの定量的診断手法の確立における装置開発から臨床研究に至るまで簡単に紹介する．

２． 保護熱源式サーミスタプローブの開発と評価

まず，著者らは初期段階のメラノーマと健常皮膚の微小な差異を検出するために，これまで困難とされてきた人体のような室温よりも温度の高い物体の表面温度及び熱伝導率の非侵襲・高精度・高確度計測を可能とする保護熱源式サーミスタプローブ（図 1）を開発した（Okabe, et al., 2017）．本プローブは主にフッ素樹脂チューブに挿入された 2 つの直径 0.4 mm のガラス封入型 NTC サーミスタによって構成されている．1 つは物体表面温度を計測するセンサ（以下，計測用サーミスタ）として，もう一方はセンサ部分から損失する熱量を最小化するための保護熱源（以下，保護熱源用サーミスタ）として機能する．計測用サーミスタが半分のみ露出するようにフッ素樹脂チューブに挿入し，露出部を皮膚表面に接触させて計測を行う．この時，保護熱源用サーミスタに与える発熱量を 2 つのサーミスタ間の温度差がゼロとなるように制御し，接触面以外への熱損失を最小化する．これにより，人体のような室温よりも温度の高い物体の高精度・高確度な表面温度計測が可能となる．なお，本研究で使用したすべてのサーミスタに対して，標準温度計（FLUKE 製ブラックスタックサーモメータと FLUKE 製標準サーミスタ 5642 の組み合わせ，校正不確かさ：±2.2 mK，温度分解能：0.1 mK）を用いた温度校正実験を事前に実施した．本装置における温度計測の拡張不確かさは± 12 mK，温度分解能は 5 mK であった．

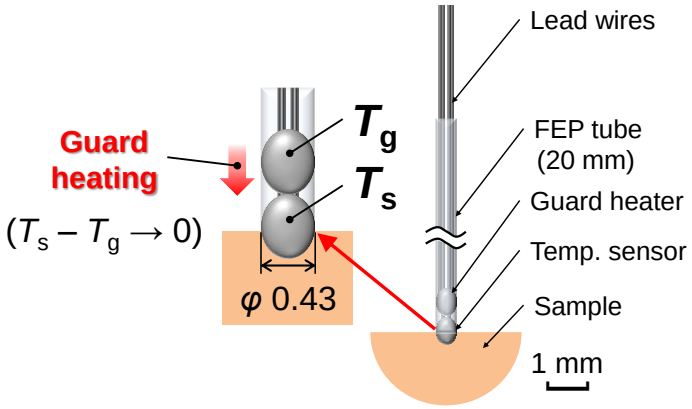
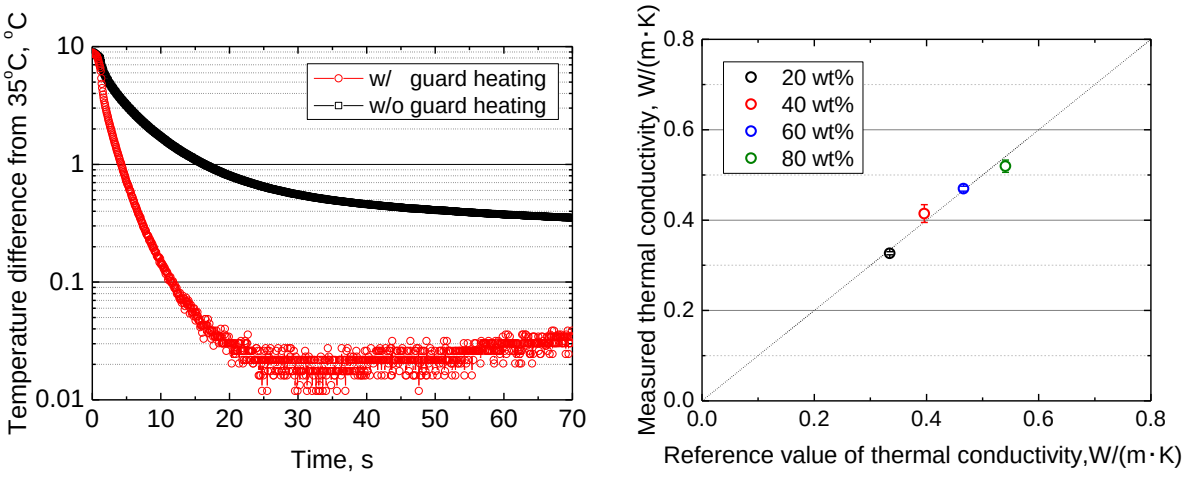


Fig. 1　A guard-heated thermistor probe（Okabe, et al., 2017）.



(a) Surface temperature measurement　　(b) Thermal conductivity measurement

Fig. 2　Performance evaluation for a guard-heated thermistor probe（Okabe, et al., 2017, 2018）.

サーミスタは温度センサとしてだけでなく，与える電流を制御することによって発熱源として用いることが可能であり，熱伝導率測定に応用できる．本研究では，短時間及び点計測の観点から Pulse-Power Integrated-Decay 法（Kharalkar, et al., 2008）を採用した．この手法では，試料の温度測定後，一定電力をパルス的に 3 秒間与え，加熱後のサーミスタの温度減衰を 3 秒間測定し，式（1）より熱伝導率を決定する．

$$k = \left(a_1 \frac{\int_{t-t_h}^{t-t_h+3.0} \Delta T(t)dt}{\int_0^{t_h} P(t)dt} - a_2 \right)^{-1} \qquad (1)$$

ここで，k は熱伝導率，t は時間，ΔT は温度上昇，P は印加電力，a_1，a_2 は装置定数である．

保護熱源式サーミスタプローブによる表面温度測定の妥当性を検証するために，室温よりも高い温度に加熱された材料の表面温度測定を行った（Okabe, et al., 2017）．図 2（a）は 35.00℃に加熱されたアルミニウムブロック表面にプローブ先端を接触させた際の温度応答を表しており，赤いプロットは保護加熱有りの場合，黒いプロットは保護加熱無しの場合のデータである．保護加熱無しの場合，センサと試料の温度差によって生じたサーミスタのリード線等への熱損失により，35.00℃よりも低い値を示し，測定開始後 70 秒において 34.65℃であった．一方，保護加熱有りの

場合，温度の測定値は測定開始後 30 秒において 34.98℃を示しており，35.00℃との差異を 10 mK オーダまで最小化可能であることが分かった．著者らの数値計算によると，保護加熱によってリード線への熱損失は定常状態において 1/6 程度まで最小化されることが分かっている．さらに，保護加熱によって，測定時の温度応答が定常状態に達するまでの時間が短くなり，表面温度測定の短時間化を可能とすると考える．

次に，保護熱源式サーミスタプローブによる非侵襲熱伝導率測定の有用性を検証するために，生体等価ファントムを用いた非侵襲熱伝導率測定実験を行った（Okabe, et al., 2018）．このファントムはグリセリン水溶液を寒天（1.0 wt%）で固化したもので，グリセリンの質量分率（20, 40, 60, 80 wt%）を変えることによって熱伝導率を変化させる．図 2（b）は，各グリセリン質量分率における生体等価ファントムの熱伝導率測定結果であり，文献値との比較を示している．各プロットは 5 回測定の平均値であり，図中のエラーバーは標準偏差（1σ）を表している．測定結果より，測定値と文献値が良い一致を示しており，文献値との相対誤差は 5%以内であった．

以上のことから，本研究で開発した保護熱源式サーミスタプローブは，人体のような室温よりも温度の高い物体の表面温度及び熱伝導率の非侵襲・高精度・高確度計測を可能とすることがわかった．実験手法や実験結果の詳細に関しては，著者の論文を参照されたい（Okabe, et al., 2017, 2018）．

３． ヒト皮膚の有効熱伝導率測定への応用

保護熱源式サーミスタプローブをヒト皮膚の有効熱伝導率測定に応用した（Okabe, et al., 2018）．室温 25℃，湿度 31%に保たれた実験室内にて，5 名の 20 代男性（A–E）の頬，前腕，足裏（かかと）の皮膚有効熱伝導率測定を部位毎に 5 回ずつ行った．図 3 は各部位における有効熱伝導率の測定値であり，パルス加熱直前に測定した皮膚表面温度との関係を示している．結果より，有効熱伝導率と体の部位に相関があることが分かる．まず，足裏の結果に着目すると，他の部位に比べて有効熱伝導率が小さい．これは測定時の熱浸透深さと表皮厚さが関係していると考えられる．本プローブを用いた測定における熱浸透深さは 1 mm 程度であり，表皮と真皮の平均の熱伝導率を測定していると推察される．つまり，表皮が厚い部位では，表皮の熱伝導率の寄与が大きくなる．一般的に表皮は真皮層よりも熱伝導率が低いことが知られており，そのため表皮の厚い足裏では皮膚有効熱伝導率が低い値を示した．一方，前腕と頬の場合，同等の表皮厚さを有しているにも関わらず，頬部の有効熱伝導率の方が高い値を示した．この場合は，構造の違いによる差異ではなく，個体間や部位毎の皮膚状態の違いに起因していると考える．特に，皮膚の熱伝導率は水分量に強く依存することが知られており，顔面と前腕の水分量の違いによる熱伝導率の差異が原因と考えている．実際に簡易的な水分計で頬と前腕を測定した結果，有意な差が検出されている．以上の結果より，保護熱源式サーミスタプローブは，部位ごとの皮膚有効熱伝導率の差異を非侵襲・高精度に検出可能であり，表皮厚さや皮膚水分量（皮膚熱伝導率）が重要なパラメータである可能性が示された．

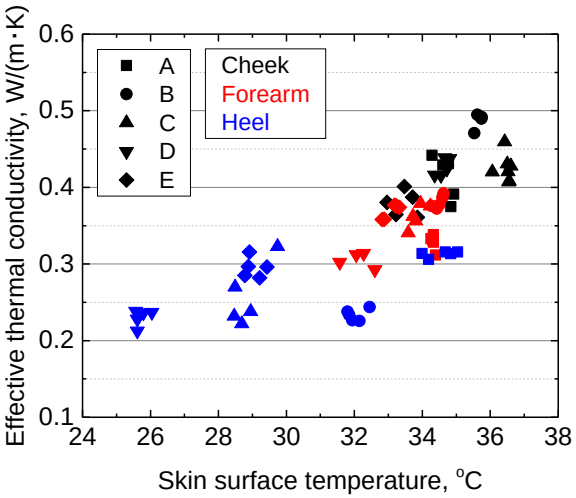
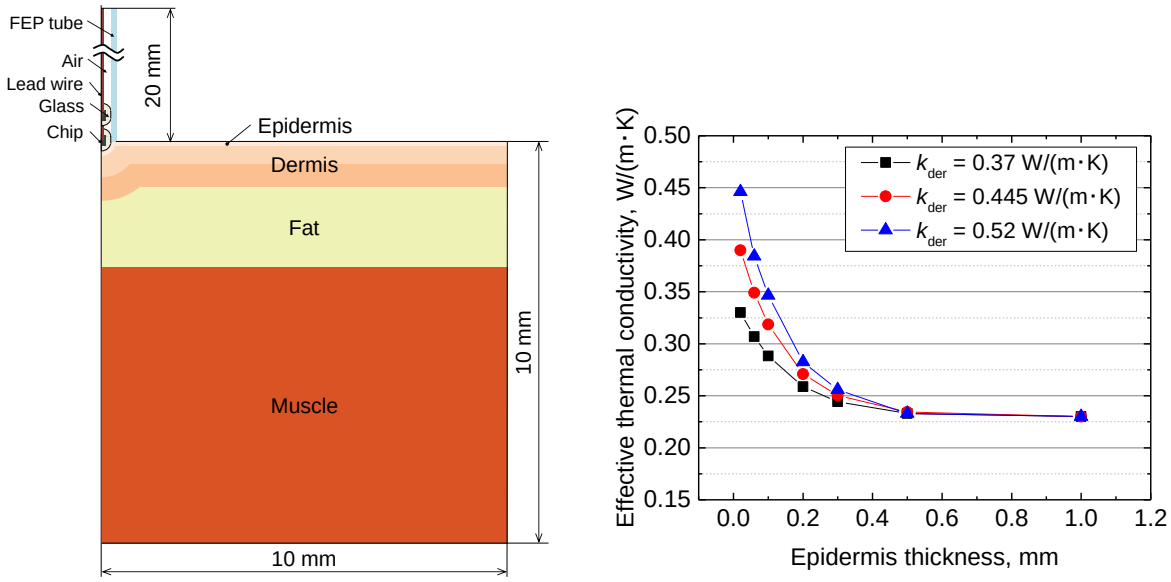


Fig. 3　Effective thermal conductivities of healthy human skin on different body locations（Okabe, et al., 2018）.

次に，「表皮厚さ」および「水分量」が有効熱伝導率測定に与える影響を詳細に検証するために数値計算を行った．水分量の影響の検証では，皮膚の水分量と強い相関を持つ皮膚層の熱伝導率を変化させて計算を行った．図 4 (a) は本研究で用いた二次元軸対称熱伝導モデルであり，表皮，真皮層，脂肪層，筋肉層の 5 層構造を有している．生体組織においては Pennes の生体伝熱方程式（Pennes, 1948）を用いることによって，組織の血液かん流や代謝発熱を考慮した．皮膚表面にはモデル化されたプローブの先端を接触させ，さらに PID 制御による保護加熱を実装し，実際の測定を再現している．本計算では，まず皮膚表面に第 3 種境界条件を与えた際の定常計算を行い，生体内初期温度分布を決定する．その後，サーミスタに一様な発熱量をパルス的に 3 秒間与えた時の温度応答を計算し，式（1）より有効熱伝導率を決定する．本稿では，表皮厚さと真皮熱伝導率を 0.02–1.0 mm，0.37–0.52 W/(m･K)のように変化させた場合の計算結果について記述する．

図 4（b）は，表皮厚さと真皮熱伝導率を変化させた場合の有効熱伝導率の計算結果を表している．図より，表皮厚さが増加すると有効熱伝導率が減少することが分かる．これは前述の通り，本研究における有効熱伝導率は表皮と真皮の平均値であり，表皮厚さが大きくなるとその寄与が大きくなるためである．計算結果によると，表皮厚さが 0.5 mm を超えると有効熱伝導率の値は真皮の影響をほぼ受けずに，表皮の熱伝導率の値になることが分かった．一方，表皮厚さが小さい場合，有効熱伝導率は真皮層の熱伝導率に大きく影響を受けることが分かった．皮膚の熱伝導率は皮膚水分量と強い相関があるため，部位毎の皮膚水分量の違いによって測定値が変化する可能性が示された．



(a) (b)

Fig. 4 (a) 2-D axisymmetric heat conduction model, (b) effective thermal conductivity vs epidermis thickness（Okabe, et al., 2018）.

４． メラノーマ患者における皮膚有効熱伝導率測定

東北大学病院皮膚科内の恒温・恒湿測定室において 6 名のメラノーマ患者に対して病変部を含む皮膚の有効熱伝導率測定を実施した（岡部他, 2018）．事前に東北大学病院臨床研究倫理委員会の承認を得た上で，被験者全員からインフォームド・コンセントを取得した．メラノーマと診断された場合，進行の Stage は腫瘍厚さや潰瘍の有無，リンパ節への転移，他臓器への転移などから 0 期–Ⅳ期によって分類される．本実験では，表皮内にのみ異常細胞が存在する 0 期（Case1–Case 3），他臓器への転移がなく腫瘍厚さが 1–2 mm 程度で潰瘍を伴わないⅡB 期（Case 4），他臓器への転移がなく腫瘍厚さが 4 mm 以上で潰瘍を伴うⅡC 期（Case 5），他臓器への転移があるⅣ期（Case 6）における病変部を含む皮膚の有効熱伝導率測定を行った．健常部の測定は，部位による皮膚構造の違いの影響を小さくするために病変部になるべく近い箇所で行った．測定箇所は Case 6 の下腿部を除き，日本人でメラノーマが最も発症しやすい足裏であった．

具体的な測定手順は以下の通りである．まず，プローブ先端を測定部位に接触させ，表面温度を 50 秒間測定する．その後，皮膚の有効熱伝導率を測定するために計測用サーミスタに 3 mW の一定電力を 3 秒間与え，加熱後の温度減衰を含む温度応答を測定し，式（1）より有効熱伝導率を決定する．上述の手順を各被験者の病変部及び健常部に対して行った．

図 5 は各 Case における健常部及び病変部の有効熱伝導率の平均値を示しており，図中のエラーバーは標準偏差を表している．図 5 より，表皮内がん（Case 1–Case 3）の場合，病変部の有効熱伝導率の値が健常部と比べて低い値であることが分かる．これは，ケラチノサイト（正常な表皮細胞）に比べて進行前の腫瘍細胞の熱伝導率が低いためと推測した．一般的に腫瘍細胞は，血流やリンパ流のある真皮層に浸潤した際に癌ストローマ（血管，リンパ管，細胞外マトリクス等）を形成し始める．そのため，腫瘍細胞が表皮内にのみ存在する場合，癌ストローマが形成されず，水分量が周囲の正常組織に比べて低い等の理由から有効熱伝導率が低下したと推測する．一方，腫瘍が浸潤した場合（Case4–Case 6），病変部の有効熱伝導率は健常部に比べて高い値を示し，最も浸潤が進んでいる Case 6 が最も高い値を示した. このように腫瘍細胞の浸潤が真皮まで達した場合，癌ストローマが形成され，腫瘍周囲において血流やリンパ流が局所的に増加する．生体の熱伝導率は組織の水分量に強く依存しており，水分量が増加すると熱伝導率が高い値を示すことが知られている．また，生体の熱伝導率測定の場合，組織内の血流によって有効熱伝導率が上昇することが知られている（Chen, et al., 1981）．以上のことから，腫瘍の浸潤による腫瘍周囲の熱伝導率の増加率及び血流量の増加が原因となり，病変部の有効熱伝導率が健常部よりも高い値を示したと考えられる．Case 5 及び Case 6 の結果に着目すると，有効熱伝導率の値が他のケースに比べて高い．この場合，メラノーマの浸潤が進んでいるため，上述の腫瘍水分量や血流及びリンパ流の増加が相対的に大きく，有効熱伝導率に影響を及ぼしたためと考える．また，Case 6 では測定箇所が下腿部であるため，足裏に比べて表皮厚さが薄いことも影響したと考える．

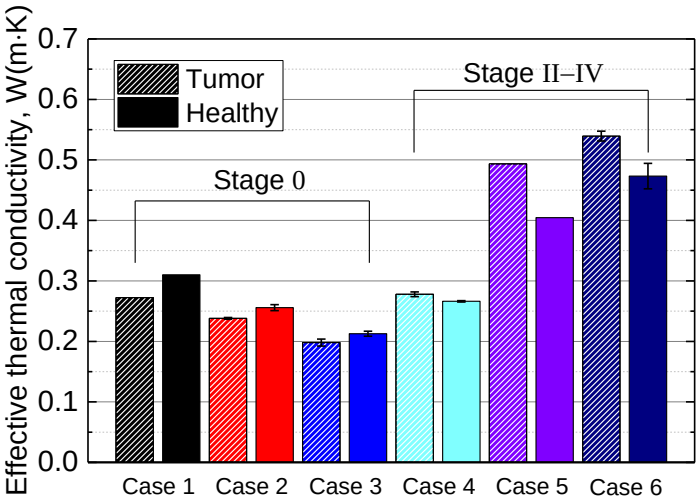


Fig. 5　Measured thermal conductivities of human skin in clinical experiment（岡部他, 2018）.

５．　おわりに

非侵襲熱物性計測による皮膚がんの定量的診断に関する研究について，保護熱源式サーミスタプローブの開発，健常皮膚の有効熱伝導率測定への応用，メラノーマ患者における臨床実験を例にとって紹介した．以下に得られた成果をまとめる．

1. 開発した装置に対する性能評価を行った結果，人体のような室温よりも温度の高い物体の表面温度及び熱伝導率の非侵襲・高精度・高確度計測を可能とすることがわかった．

2. 複数名の健常者に対して，様々な体の部位の皮膚有効熱伝導率測定を行った結果，表皮厚さや皮膚の熱伝導率（水分量）が本装置を用いた非侵襲測定において重要であることが示され

た．

3. 複数名のメラノーマ患者にて臨床実験を実施した結果，世界で初めて表皮内がんと健常皮膚の有効熱伝導率の差異の検出に成功した．また，浸潤がんの病変部では，癌ストローマ形成による血流やリンパ流の増加に伴う有効熱伝導率の上昇を検出し，Stage が進むほど，その上昇幅が大きくなる可能性を示した．今後，大規模臨床研究へ発展させ，本手法の実用化を目指す予定である．

謝　辞

本研究は，八戸工業高等専門学校 圓山重直校長，東北大学医学部 相場節也教授，藤村卓講師，東北大学流体科学研究所 小宮敦樹准教授，岡島淳之介助教との一連の共同研究の成果の抜粋であり，ここに記して謝意を表す．また，本研究は JSPS 科研費 JP17869102，JP16669733 の助成を受けたものである．ここに記して謝意を表す．

文献

Chen, M. M., Holmes, K. R., Rupinskas, V., Pulse-decay method for measuring the thermal conductivity of living tissues, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 103, (1981), pp. 253–260.

Kharalkar, N. M., Hayes, L. J., Valvano, J. W., Pulse-power integrated-decay technique for the measurement of thermal conductivity, *Measurement Science and Technology*, Vol. 19, No. 7 (2008), 075104.

Okabe, T., Fujimura, T., Okajima, J., Aiba, S. and Maruyama, S., Non-invasive measurement of effective thermal conductivity of human skin with a guard-heated thermistor probe, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol.126, (2018), pp. 625–635.

岡部孝裕，藤村卓，岡島淳之介，相場節也，円山重直，熱物性計測による皮膚がん診断の有用性検証に関する臨床実験及び数値解析，第 55 回日本伝熱シンポジウム講演論文集, (2018), Paper No. C321.

岡部孝裕，眞下央，岡島淳之介，小宮敦樹，高橋一郎，点接触式熱物性測定法を利用した軟質材料及び液体の熱伝導率測定手法，熱物性, Vol.26, No.3, (2012), pp. 136–141.

Okabe, T., Okajima, J., Komiya, A., Luo, Y., Takahashi, I. and Maruyama, S., Inverse Method for Estimating Local Thermal Diffusivity of Biomaterials, *Journal of Thermal Science and Technology*, Vol.8, No.2 (2013), pp. 395–406.

Okabe, T., Okajima, J., Komiya, A. and Maruyama, S., Development of a guard-heated thermistor probe for the accurate measurement of surface temperature, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol.108, (2017), pp. 2283–2292.

岡部孝裕，岡島淳之介，小宮敦樹，高橋一郎，円山重直，逆問題解析手法を用いた軟質材料及び液体の熱伝導率推定手法，日本機械学会論文集 B 編, Vol.79, No.806 (2013), pp. 2264–2274.

Pennes, H. H., Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 1, (1948), pp. 93–122.

TED Plaza

抗がん剤で発症した色素沈着を有する皮膚のふく射物性計測

河野　貴裕

芝浦工業大学　特任助教
工学部機械工学科
kono.takahiro.f3@sic.shibaura-it.ac.jp

１．はじめに

人の皮膚内部でのふく射伝播に関する研究は，目的が異なるが，化粧，映像，医療など様々な分野で行われている．この皮膚内部のふく射伝播を特徴付けるのがふく射物性である．様々な物質におけるふく射物性の計測に関する研究は，古くから多く行われてきたが，それらは主に切り出されたサンプルを用いた，反射光及び透過光の測定に基づく方法である．しかしながら，生きた皮膚は，実験のための試料として切り出した皮膚とは物性が異なる．加えて，その物性は個体によっても皮膚が経験してきた環境によっても変化し，あるいは，ばらつきを示す．そのため，このような対象を学術的に研究するには，適切な実験手法を考案し測定装置を開発して，系統的な実験を進めることが必要となる．

近年では，生きた人の皮膚について，切り取らずに直接（非侵襲で），皮膚のふく射物性を測定する方法の開発が盛んに進められており，皮膚のふく射物性計測の応用も考えられるようになってきた．

筆者らの研究グループでは，多様な皮膚のその場計測を可能とする空間分解計測（RSPM）という計測方法を考案し，この方法を用いたふく射物性計測装置を開発した (Kono and Yamada, 2017). また，この装置を用いた実験として，これまでにない多数の健康な日本人の皮膚の光物性計測を行い，年齢や性別，体の部位の違いによって皮膚の光物性がどのように異なるかを明らかにした．これにより，今後の様々な応用にとって重要な基礎データ（比較対象）となる結果を得られた．

本稿では，医工学分野への応用の一例として，このふく射物性計測装置および健康な日本人の皮膚のふく射物性の計測データを利用した，抗がん剤による副作用で皮膚に生じた色素沈着の計測についての概要を紹介したい．

２．抗がん剤の副作用により生じる色素沈着

近年，がん治療において抗がん薬の有用性の進歩は著しい．しかしながら，新規薬剤は有用性がある一方で，新たな副作用をもたらすことも少なくない．その代表的な副作用に，皮膚障害がある．皮膚障害は，生命への直接的な影響は少ないが，外見的な変化による心理的な苦痛により，患者の QOL（Quality of life）を低下させ，抗がん薬による治療の継続を困難にする (佐藤他，2011).

皮膚障害には，痤瘡様皮疹や皮膚乾燥，爪囲炎など様々な症状がある．抗がん薬による治療を継続可能にするために，皮膚障害の症状に対して，その予防や治療方法が多く研究されている (佐藤他，2011, Lynch, et al., 2007, Lacouture, et al., 2010, Jatoi, et al., 2008). しかしながら，皮膚障害の一つの色素沈着については，症例報告があるものの (大津，2006，関他，1989)，症状の原因追究や治療法の確立がされておらず，抗がん薬使用の中止による症状の回復・軽快が対策法とされている (佐藤他，2011). この様な皮膚症状の対応策として，化粧を施すことにより症状を隠蔽し QOL

を向上させる方法がある (土方他，2013, 坪井他，2006, 有川他，2003, Hayashi, et al., 2005)．しかし，抗がん薬の副作用として強く現れた色素沈着は特殊な色を持つため，化粧による隠蔽が難しいと言われている. 有用性のある抗がん薬による治療を継続するために, この色素沈着について, 原因追究や対応策を講じることは, 今後の抗がん薬による治療の発展にとって重要な課題である.

本研究では，抗がん薬（フッカピリミジン系抗がん剤：S-1，カペシタビン，5FU）を使用した際に，副作用として皮膚に現れる色素沈着を対象に，ふく射物性の計測を通して，色素沈着の隠蔽を可能にする化粧品の検討および症状の原因追究を行うことを目的としている.

筆者らは，開発したふく射物性装置 (Kono and Yamada, 2017)を用いて，健康的な日本人の皮膚のふく射物性を多数計測し，日本人の皮膚の標準的なふく射物性の計測を行ってきた (河野他，2015)．本研究では，抗がん薬の副作用により生じた色素沈着を有する日本人の皮膚のふく射物性と, 健康的な皮膚のふく射物性を比較することにより, 色素沈着の特徴を明らかにするとともに, ふく射物性の一つである吸収係数を決めるヘモグロビンやメラニンの含まれる量を求めることで色素沈着の要因を検討した.

３． ふく射物性計測

３・１ ふく射物性

人の皮膚では, 外から皮膚に入射したふく射のうち, 一部は皮膚表面で反射されるが, 残りは皮膚内部に浸透する．内部に浸透したふく射には，細胞内組織や細胞界面によって散乱され，再び皮膚の外に出ていくもの, あるいは, 吸収されて熱に変わるものがある．このような皮膚のふく射伝播は，皮膚を散乱・吸収性をもつ連続媒体と考え，次のふく射輸送方程式により取り扱われることが多い.

$$\frac{dI(s,\Omega)}{ds} = -(\mu_s + \mu_a)I(s,\boldsymbol{\Omega}') + \frac{\mu_s}{4\pi}\int_{4\pi} p(\boldsymbol{\Omega}' \to \boldsymbol{\Omega})I(s,\Omega')d\,\boldsymbol{\Omega}' \qquad (1)$$

ここで，I はふく射の強度，$\boldsymbol{\Omega}$ はふく射の進行方向を表す単位ベクトル，s はその方向の距離である．この輸送方程式には，散乱係数 μ_s，吸収係数 μ_a，散乱位相関数 p といったふく射物性が現れる．皮膚におけるふく射伝播の把握には，これらの値を知ることが不可欠である.

３・２ 計測原理

図 1 に，本計測で用いるふく射物性の推定方法の概要を示す．この推定法では，皮膚上で照射部と非照射部が縞状に繰り返されるように，光を皮膚に照射し，その反射光の空間分布を計測する．皮膚のような散乱・吸収媒体では，皮膚内部に浸透した光が，散乱を繰り返しながら伝播し，入射光の照射部だけでなく，非照射部からも反射光として計測される．この時，皮膚の散乱係数が小さければ，光は広がりやすく，非照射部から強い反射光が計測される．また，吸収係数が大きければ，内部で吸収されるふく射エネルギが小さくなり，照射部，非照射部ともに強い光が計測される．このことは，反射光の空間分布に，皮膚内部のふく射物性の情報が反映されていることを意味している．この反射光強度の空間分布のデータをもとに，逆解析を通じて，皮膚のふく射物性を推定する.

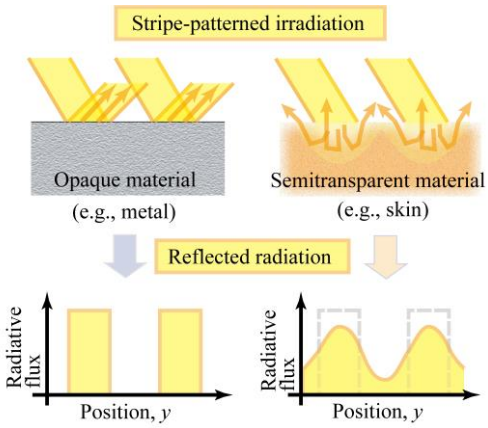


Fig. 1 Reflection by surfaces exposed by stripe-like irradiation

3・3　計測装置

本計測に用いる計測装置の概略を，図 2 に示す．光源により照らされたスリット列が，対象物に拡大投影され，縞状の光が皮膚に照射され，その反射光の空間分布を CCD カメラを用いて計測する．また，回折格子を用いることで，ふく射物性の波長分布を同時に計測可能にしている．次に，図 3 に本研究で使用した計測装置を示す．本装置では可視光域（450-700 nm）のふく射物性が計測可能である．

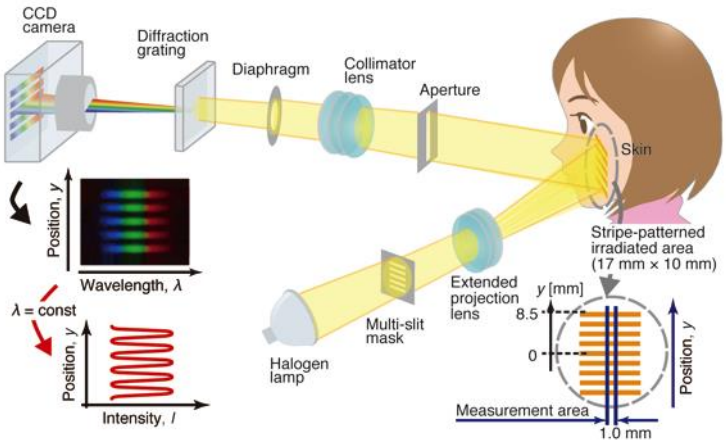


Fig. 2　Schematic of the measurement instrument

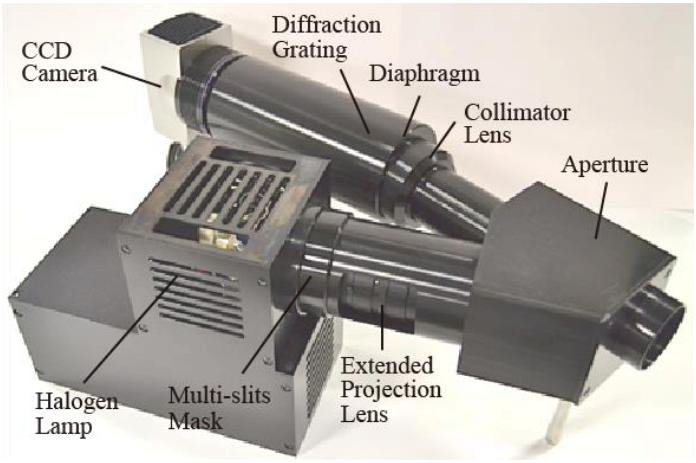


Fig. 3　Measurement Instrument for visible wavelength

4．　結果と考察

4・1　計測結果

本研究では，抗がん薬の副作用で色素沈着が現れた患者の皮膚のふく射物性の計測を行った．計測は，フッ化ピリミジン系抗がん剤（S1，カペシタビン，5FU）を投与開始から 1 か月以上経過しており, 皮膚色素過剰が認められると判断される CTCAE ver.4.0 (Common Terminology Criteria for Adverse Events Version 4.0) による評価で Grade 2（体表面積の 10 %より大きい面積を占める範囲で色素沈着は生じている；社会心理学的な影響を伴う）に該当する患者を対象とした．計測人数を表 1 に，頬部のふく射物性を計測した結果を図 4, 5 に示す．図 4 (a) および図 5 (a)における健康的な皮膚のふく射物性（Normal skin; ●）は，芝浦工業大学の学生および教職員，社会福祉法人親愛の園での計測結果（N = 198）である (河野他，2015) ．また，図 4 (b) および図 5 (b) に，色素沈着を有する皮膚のふく射物性を健康的な皮膚のふく射物性で除した増減比を示す．

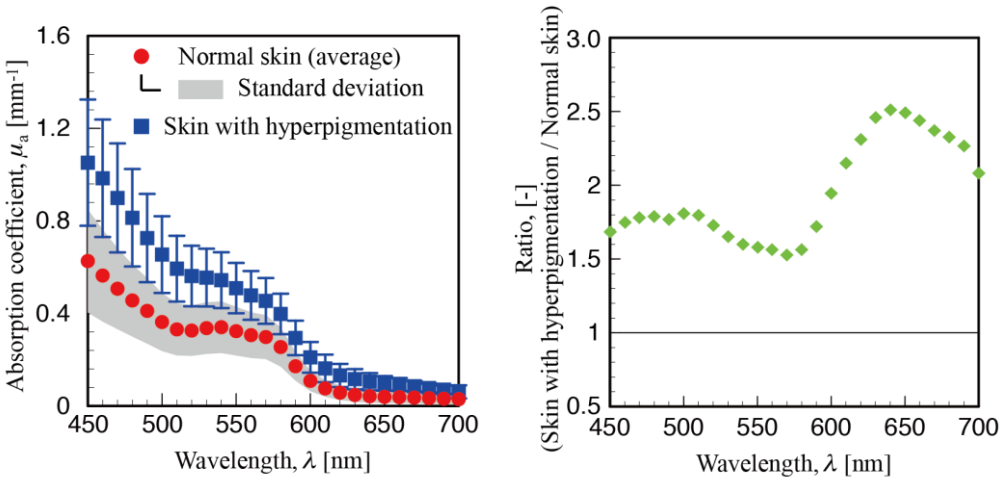
まず，図 4 の結果から，吸収係数が色素沈着によって約 1.5–2.5 倍に増加していたことが示され

た．また，波長λ = 500, 650 nm の二つの波長領域において，吸収係数の増加のピークが見られる．この二つの吸収係数の増加ピークが，健康的な人の皮膚と異なる色に見せている原因の一つだと考えられる．この吸収係数の変化の要因については，3.2 項で検討を行う．

次に，図 5 の結果から，散乱係数が色素沈着によって約 0.7 倍に減少していたことが示された．人の皮膚は複雑な層構造をしており，浅い層（表皮層）より深い層（真皮層）のほうが散乱係数が低いことが報告されている (Salomatina, et al., 2006)．健康な人の皮膚には，表皮の最下層にある基底細胞から新たな細胞が生まれ，約 28 日かけて垢となって剥がれ落ちるというサイクル（ターンオーバー）がある．しかし，抗がん剤を用いた治療を行なった場合，この皮膚の正常なターンオーバーが妨げられることが報告されている (齋藤他, 2012). 新たな細胞が生まれにくくなる一方で，垢となって剥がれ落ちる期間は変わらないため，結果として，抗がん剤治療で表皮層の厚みが薄くなる．これにより，真皮層がより強く散乱係数の計測に影響を与えるようになったため，抗がん剤により色素沈着が現れた患者の皮膚の散乱係数が，健康的な皮膚よりも低くなったと考えられる．ただし，本研究でのふく射物性の計測は皮膚を，深さで変わらない一つの物性値を持つ物質と仮定して逆解析を行なっている．現在，筆者らの研究グループでは，計測対象物が深さあるいは平面的にふく射物性の分布を持っている際に，その分布を計測する手法の研究を進めており，試作した計測装置での計測方法の検証を既に行っている (Kono and Yamada, 2014)．この新たな計測方法を利用して，皮膚のふく射物性を計測できるようになれば，さらに詳細な分析が行えるようになる．

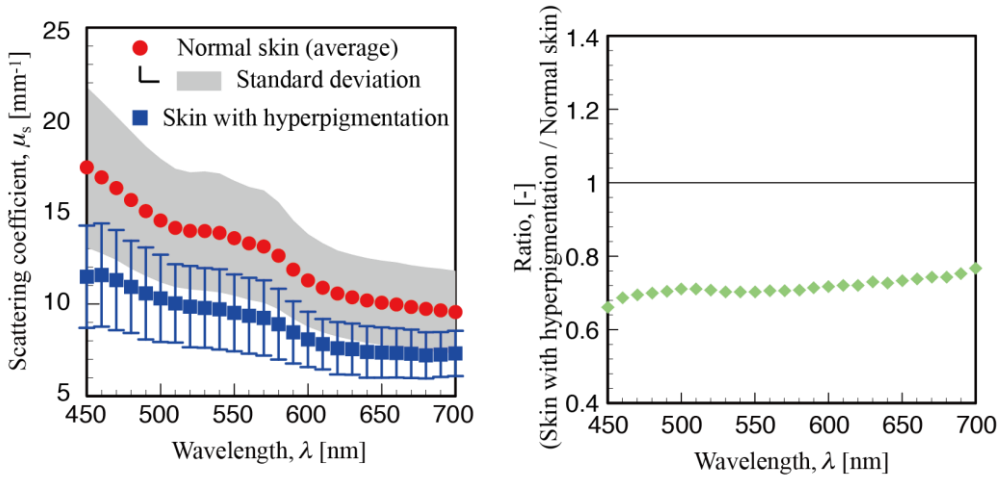
Table 1　Number of subjects (N = 34)

Age	Male	Female
59 and under	5	5
60–69	5	8
70 and over	5	6



(a)　　(b)

Fig. 4　Measurement results; (a) absorption coefficients of normal skin and skin with hyperpigmentation and (b) the ratio of skin with hyperpigmentation to normal skin



(a) (b)

Fig. 5 Measurement results; (a) scattering coefficients of normal skin and skin with hyperpigmentation and (b) the ratio of skin with hyperpigmentation to normal skin

4・2 吸収係数の要素分析

可視光域において，人の皮膚の吸収係数は，主にメラニン（ユーメラニン・フェオメラニン）とヘモグロビン（酸化ヘモグロビン・還元ヘモグロビン）によって決められる (Jacques, 2013). そこで，メラニンおよびヘモグロビンの吸収係数のデータε（図 6）を基に，最小二乗法を用いて，各要素の含まれる量 M (moles / liter)を，色素沈着を有する皮膚の吸収係数および健康的な皮膚の吸収係数についてそれぞれ計算した（式 2）.

$$\mu_{a,skin} = M_{eumelanin} \times \varepsilon_{eumelanin} + M_{pheomelanin} \times \varepsilon_{pheomelanin} + M_{Hb} \times \varepsilon_{Hb} + M_{HbO_2} \times \varepsilon_{HbO_2} \quad (2)$$

ここで，この計算結果を表 2 に，各要素の吸収係数とそれらを足し合わせた際に得られる吸収係数（Fitting curve）を図 7 に示す.

まず，図 7 の結果から，各要素の吸収係数を足し合わせることで，(a) 健康な皮膚と (b) 色素沈着を有する皮膚ともに計測した皮膚のふく射物性を再現および各要素の量が推定可能であることが示された．また，表 2 の結果から，色素沈着による変化は，フェオメラニン量が約 2 倍に増加していることが特徴として挙げられる．このことから，フェオメラニン量の増加が，抗がん剤による色素沈着の特殊な皮膚色をもたらしていると考えられる.

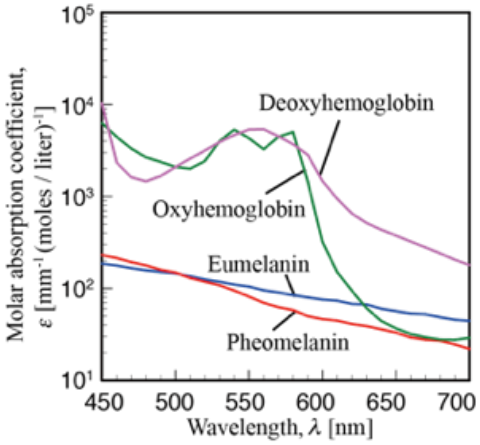
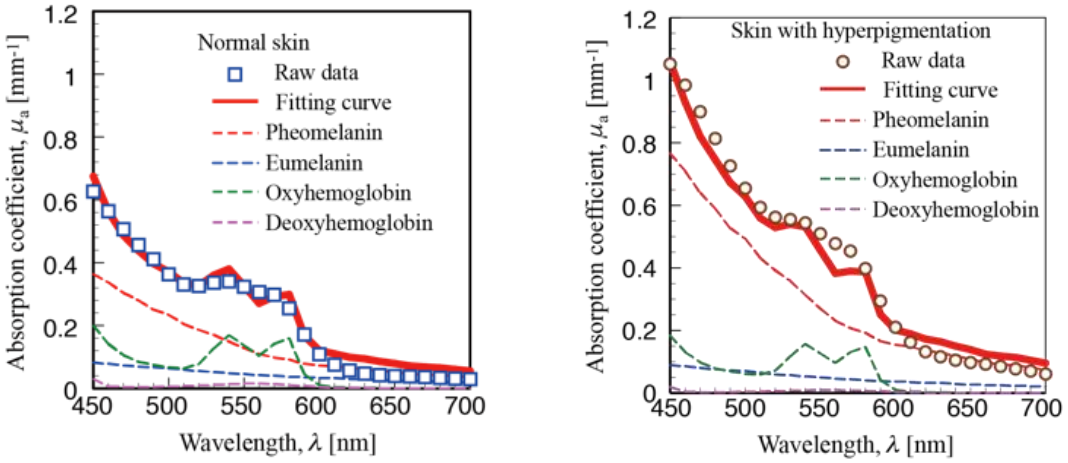


Fig. 6 Absorption coefficients of eumelanin, pheomelanin, oxyhemoglobin (HbO_2) and deoxyhemoglobin (Hb) (Jacques, 2013)

Table 2　Fitted molar concentrations of major absorption components in human skin to reproduce measured absorption coefficients of normal skin and skin with hyperpigmentation

	M (moles / liter)			
	Eumelanin	Pheomelanin	Oxyhemoglobin	Deoxyhemoglobin
Normal skin	4.39×10^{-4}	1.57×10^{-3}	3.18×10^{-5}	2.88×10^{-6}
Skin with hyperpigmentation	4.80×10^{-4}	3.31×10^{-3}	2.94×10^{-5}	1.82×10^{-6}



(a)　(b)

Fig. 7　Fitting curve, which is sum of the absorption coefficients of pheomelanin, oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin, calculated by fitted molar concentrations of major absorption components in human skin to reproduce the measured absorption coefficients (raw data) of (a) normal skin and (b) skin with hyper pigmentation

５. おわりに

本稿では，ふく射物性の計測を医工学分野で応用した一例として，抗がん剤の副作用により生じた特殊な色を示す色素沈着の計測及び，その結果からこの症状の原因追求を行った研究を紹介した．このように，近年技術が進歩しているふく射物性計測を用いることで，これまで明らかにできていなかった，皮膚内部の現象を分析することが可能となる．特に，皮膚を切り取らずに計測可能になったことで，患者の負担が減り，多様な症状を有する皮膚の計測・評価，原因追求に繋がることが期待されている．

筆者らの研究グループでは，ここで挙げた研究を始めとして，アトピー性皮膚炎を有する皮膚のふく射物性計測を通した紫外線療法のメカニズムの解明など，医工学分野での応用を広げていくことを今後の展開として考えている．

文献

有川順子，羽柴早由里，大城喜美子，川島眞，メイクアップがアトピー性皮膚炎女性患者の QOL に与える影響について，臨床皮膚科, Vol.57, No.3 (2003), pp.224–230.

Hayashi, N., Imori, M., Yanagisawa, M., Seto, Y., Nagata, O. and Kawashima, M., Make-up improves the quality of life of acne patients without aggravating acne eruptions during treatments, European Journal of Dermatology, Vol.15, No.4 (2005), pp.284–287.

土方僚子，鈴木裕美子，竹内裕美，松本梓，田崎美弥子，大沢かおり，岡田直美，化学療法の美容上の副作用に対する美容ケアによる乳がん患者の QOL 改善効果，日本香粧品学会誌, Vol.37, No.3 (2013), pp.171–176.

Jacques, S. L., Optical properties of biological tissues: A review, Physics in Medicine and Biology, Vol.58, No.11 (2013), R37–R61.

Jatoi, A., Rowland, K., Sloan, J. A., Gross, H. M., Fishkin, P. A., Kahanic, S. P., Novotny, P. J., Schaefer, P. L., Johnson, D. B., Tschetter, L. K. and Loprinzi, C. L., Tetracycline to prevent epidermal growth factor

receptor inhibito-rinduced skin rashes: results of a placebo-controlled trial from the North Central Cancer Treatment Group (N03CB). Cancer, Vol.113, No.4 (2008), pp.847–853.

Kono, T. and Yamada, J., Measurement of radiative properties of scattering and absorbing layered media, Proceedings of the 15th International Heat Transfer Conference (IHTC-15) (2014), Paper No. 9126-1-10.

河野貴裕，藤間勝子，野澤桂子，山田純，日本人における皮膚の散乱係数および吸収係数，第 36 回日本熱物性シンポジウム講演論文集 (2015), Paper No.A223, pp.183–185

Kono, T. and Yamada, J., Development of measurement instrument for optical properites of human skin, Journal of The Japan Society of Thermophysical Properties, Vol.31, No.2 (2017), pp.72–80.

Lacouture, M. E., Mitchell, E. P., Piperdi, B., Pillai, M. V., Shearer, H., Iannotti, N., Xu, F. and Yassine, M., Skin toxicity evaluation protocol with panitumumab (STEPP), a phase II, open-label, randomized trial evaluating the impact of a pre-emptive skin treatment regimen on skin toxicities and quality of life in patients with metastatic colorectal cancer. Journal of Clinical Oncology, Vol.28, No.8 (2010), pp.1351–1357.

Lynch, T. J., Kim, E. S., Eaby, B., Grarey, J., West, D. P. and Lacouture, M. E., Epidermal growth factor receptor inhibitor-associated cutaneous toxicities: an evolving paradigm in clinical management, The Oncologist, Vol.12, No.5 (2007), pp.610–621.

大津敦, S-1 市販後使用成績調査，癌と化学療法, Vol.33, suppl-1 (2006), pp.52–56.

齋藤繭美，高橋真由美，青木のりこ，中川原真奈美，熊谷美由紀，佐久間由香，抗がん剤を内服している患者へ外来手帳を使用したスキンケアの効果，仙台医療センター医学雑誌, Vol.2, No.1 (2012), pp.53–56.

Salomatina, E. V., Jiang, B., Novak, J. and Yaroslavsky, A. N., Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range, Journal of Biomedical Optics, Vol.11, No.6 (2006), 064026.

佐藤温，濱田和幸，今高博美，皮膚障害，癌と化学療法, Vol.38, No.11 (2011), pp.1767–1772.

関太輔，檜垣修一，諸橋正昭，テガフールによる薬疹，臨床皮膚科, Vol.43, No.5 (1989), pp.433–438.

坪井良治，伊藤正俊，伊藤裕喜，田崎美弥子，大城喜美子，青木和香恵，八木克彦，小川克基，伊藤明，提橋義則，白斑患者に対するメーキャップ化粧品の有用性の検討-色素脱失を主訴とする患者の QOL 向上をめざして-, Vol.5, No.1 (2006), pp.72–80.

TED Plaza

生体の局所冷却を目的とした熱流体制御に関する研究

麓　耕二

青山学院大学　教授
理工学部　機械創造工学科
fumoto@me.aoyama.ac.jp

１．はじめに

厚生労働省の調査（厚労省，2018）によると，脳血管障害（くも膜下出血，脳出血，脳梗塞など）を含む脳疾患は，日本人の三大死因の一つとなっており，その発症予測や機序の解明が期待されている．同様に社会復帰を含む神経学的回帰の良好な治療方法の確立が強く望まれている．このような現状の中，林ら（Hayashi, et al., 2000）は重傷頭部外傷者や重症脳血管障害者，あるいは心肺停止により脳虚血状態になった患者に対する脳低温療法が，神経学的予後に良好な治療法の一つであることを示している．現在，脳低温療法は各種条件を満たした重症脳損傷患者を対象として脳温や脳圧を管理し, 2 次的脳損傷の発生を予防するとともに 1 次的脳損傷によって壊れかけた神経細胞の修復を図る目的で導入されている．一般的に脳温が 32℃以下になると、神経伝達物質の放出や free radical の反応が大幅に抑制されるため脳保護の効果は高くなると言われている（Bernard, et al., 2002）．従来，医療現場において脳の低温維持，およびその管理方法としては，水冷式のブランケットを用いて全身の体温を低下させることによって体温および脳温をコントロールする方法が主流となっている．これは水冷式ブランケットで患者を前面と背面から挟むようにし，内部へ 20℃前後の冷水を流すとともに内頸静脈温（脳温の代用），鼓膜温，および膀胱温等をモニターしながら，脳温を目標温度まで冷却および維持する方法である．これに対し樗木ら（Utsuki, et al., 2007）は，ブランケットへ供給する冷却水温度を自動制御することを目的として，制御理論に基づいた脳温管理方法に関する報告を行っている．しかしながら，従来の体温制御による脳温管理方法は，病状の急変や急性な状態変化に対し，脳温のコントロールに時間を要するのが現状である．一方，脳低温療法に関して武田らのグループ（Takata, et al., 2005）は，咽頭部の解剖学的見地に基づいた形状分析をもとに咽頭冷却用カフを開発している. これはカフを経口挿入し，咽頭部の約 10mm 外側に位置する総頸動脈，すなわち脳内へ流入する主流血管を部分選択的に冷却することにより脳の冷却および脳温制御を目的とするものである（図 1）. この方法は従来の全身冷却に比べ飛躍的に脳温を急速に低下させることが期待できる．さらに急性な脳温管理の対処や脳疾患に対する救命救急時の早期脳温冷却が可能性となる．これまで各種実験において良好な脳温冷

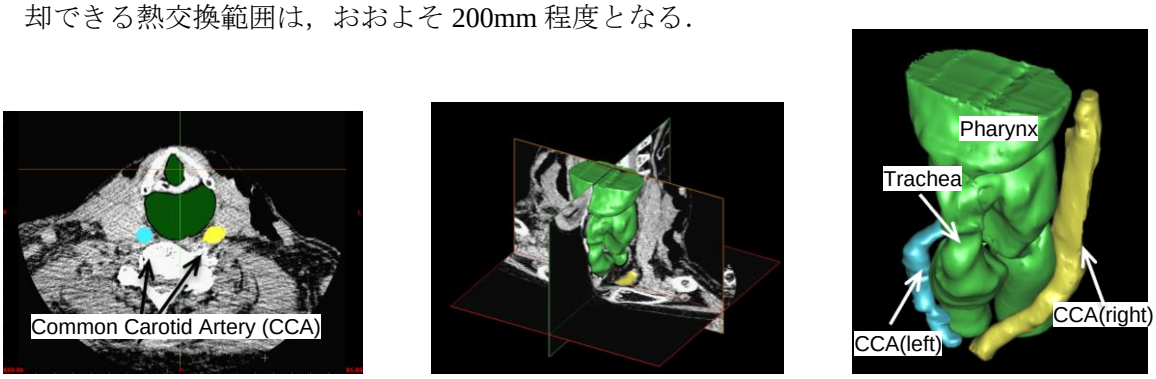
Fig. 1　Image of pharyngeal cooling cuff for brain hypothermia treatment

却効果が得られている（Takeda, et al., 2008, 2012）．しかしながら開発した咽頭冷却用カフは咽頭部形状のみを参考に開発されているため，必ずしも最適な冷却効果が得られているとは言えない．

このような背景を踏まえて本研究は，咽頭冷却用カフに対し，熱流体工学的な知見に基づく流動様相の把握および伝熱特性におよぼす各種パラメータの影響について実験的および数値解析的に検討することにより，冷却用カフの冷却効率の向上ならびに最適形状の検討を目的としている．

２． 咽頭形状と総頸動脈（冷却ターゲット）

咽頭冷却用カフの形状は，図 2-(a), (b)に示す人体の咽頭部 CT 画像より得られる咽頭部形状を参考に設計されている．また図 2- (c)の咽頭部 3 次元モデルより，脳へ流入する主流血管である総頸動脈（Common Carotid Artery : CCA，黄色と水色）が咽頭部および気管部の側面を沿うように配置されているのが分かる．なお同モデルの解析より，咽頭部の冷却によって総頸動脈内の血流を冷却できる熱交換範囲は，おおよそ 200mm 程度となる．

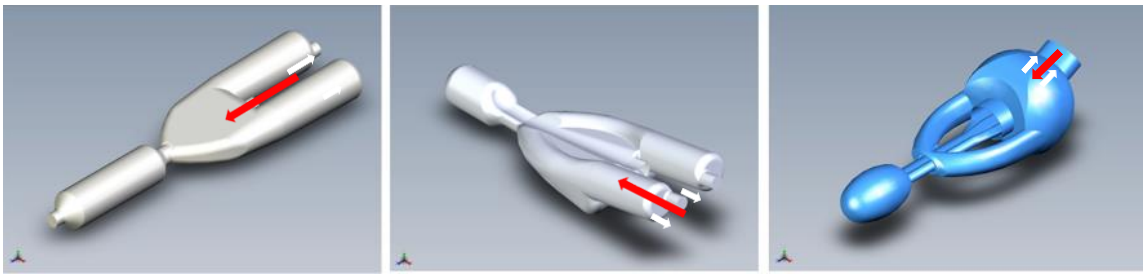


(a) CT image(Pharynx)　(b) CT image and 3D model　(c) 3D model of Pharyngeal

Fig. 2　Image of pharyngeal cooling cuff for brain hypothermia treatmen

３． 咽頭冷却用カフ形状

図 3(a)～(c)に代表的な 3 種類のカフの外観を示す．左より初期型カフ，改良型カフ，およびエアウェイ型カフ（以下，それぞれⅠ型，Ⅱ型，およびⅢ型）を示している．Ⅰ型は，本研究の初期において咽頭の解剖学的知見に基づきデザインされたカフである．Ⅱ型は，Ⅰ型で確認されたカフ内を流動する流体（以下，灌流液）の特性をもとに咽頭部の両側面を効果的に冷却することを目的としてデザインされている．さらにⅢ型は，Ⅱ型で得られた咽頭部両側面の冷却効果に加え，咽頭部留置時に気道が確保できるよう新たにエアウェイがデザインされたカフである．なおⅠ型，Ⅱ型は，エアウェイを有していないため気管挿管用チューブと併用する必要がある．カフは厚さ 0.5mm の塩化ビニルとチューブによって形成された全長約 250mm の袋形状となっており，上部に流入口 1 箇所（赤色矢印），流出口 2 箇所（白色矢印）を有している．Ⅰ型とⅡ型は，流入口より灌流液をカフ内の先端部まで導き，カフ先端部付近に設置した小孔よりカフ内側に灌流液を放出し，その後，2 箇所に設けた出口チューブに向けて流動する間にカフ表面との熱交換を行う形状となっている．一方，Ⅲ型は灌流用冷却水が流入口より流入し，カフ先端部に達した後，中央部において両側に張り出した比較的太いチューブを介し，流出口から排出される形状となっている．



(a) Type Ⅰ　(b) Type Ⅱ　(c) Type Ⅲ

Fig. 3　Shade image of the cuff

３． 実験装置および方法

３・１ 実験装置

図 4 に実験装置系統図を示す．装置は周囲に人体等価ファントム（以下，ファントム）を配置した咽頭冷却用カフ本体（以下，カフ），ヒータ，流量調節装置を含む冷却水循環系，および各種測定機器より構成されている．実験に用いた I 型カフは厚さ 0.5mm，全長 250mm，内容量 100ml の袋形状となっており，上部にシリコンチューブ（内径 5mm）を介した流入口 1 箇所、流出口 2 箇所を有している．また流入用チューブは，カフ中心分を通り先端部まで達しており，先端より 20mm 上方に開けられた 2 つの側面孔（直径 3mm）よりカフ内側へ噴出する形状となっている．図 5 にカフの外観写真およびカフ先端部の拡大図を示す．カフへ流入する冷却水は，温度制御可能な冷却水循環装置，流量計，および流量調節用バルブにより，流入水温および流入量を調節できるようになっている．なお作動流体には，物性値が既知な蒸留水を使用している．流入出する水温は，各チューブ内に挿入した K 型熱電対（D＝0.3mm）により測定している．カフ全体（流入出チューブ以外）は，ファントム（直径：250mm，長さ：350mm），加熱用ヒータ，および断熱材により包まれている．ファントムは加熱用ヒータの出力調整により，常温から 45℃までの制御を行っている．なおファントム内に 2 箇所，さらにカフ表面に 6 箇所（T_1～T_6：位置は図 6 参照），K 型熱電対（D＝0.3mm）が配置されており，ファントム温度およびカフの局所的な表面温度を採取している．

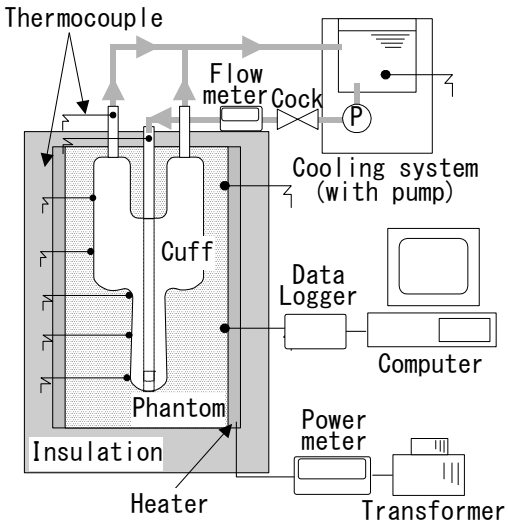


Fig. 4 Experimental apparatus

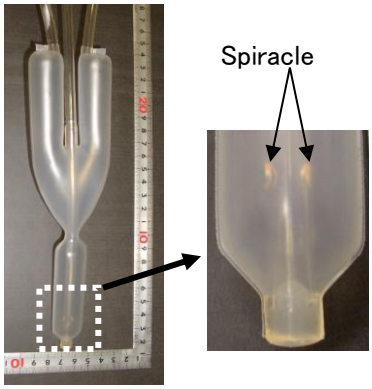


Fig. 5 Appearance of pharyngeal cooling cuff

３・２ 実験方法

実験は，カフへ温度制御された所定量の冷水を送水した後，ファントム周囲に巻き付けたヒータの出力を調整しながら，ファントムを設定温度に維持する．各種条件が定常状態になったのを確認した後，データを収集する．実験条件の範囲は，流入水温度が 3～10℃，流入量が 100～1500ml /min，ファントム保持温度が 35～38℃である．なお本実験の測定精度は，以下の通りである．

- 使用した熱電対の温度使用範囲内における相対温度差は 0.4K 以内．測定機器の精度を考慮すると温度の測定誤差は±2.5％以内．
- 灌流液の流入量誤差は，フローメータの精度より±0.02%以内．

３・３ 人体等価ファントム

本実験で用いたファントムには，生体の高含水組織を模擬できる寒天，ホウ酸，および水を成分とする湿型ファントムを採用している．生成時に円筒容器内で固化させた後，型枠を外し自立（正立）状態で実験に用いている．ファントムの成分割合を表 1，また予め非定常プローブ法によって得られたファントムの熱伝導率および代表的な生体の熱伝導率（日本熱物性学会, 1990）を表 2 に示す．

Table 1 Principal component of phantom

Component	Agar	Boric acid	Water
Ratio (wt%)	3.0	1.2	95.8

Table 2 Thermal conductivity

Thermal conductivity (W/(m･K))	Phantom	Reference
	0.532	0.34～0.68

４． 数値シミュレーション

数値解析に用いた計算格子は，実際のカフ形状に基づく 3 次元 CAD データより計算格子生成ソフト（GAMBIT）を用いて作成している．計算格子数は 180 万程度である．なお本計算においてカフ表面材料は，厚さ 0.5mm の塩化ビニル製としているが，実際のカフ使用時において周囲は生体組織（咽頭内側）と接するため，弾性変形は考慮せず剛体壁としている．解析条件は 3 次元，定常，非圧縮性としている．計算方法は全体の計算アルゴリズムに SIMPLE 法を採用している．基礎方程式は連続の式，運動量保存式，およびエネルギ式であり，計算精度に影響を与える対流項の評価には 2 次精度風上差分法用いている．数値解析には，熱流体解析ソフト FLUENT を用いている．なお流体を水，流入水温度を T_{in}＝5℃とし，さらに流入量を V＝500ml/min （流入口径より入口流速 U=0.42m/s）とした場合，流入チューブ内における流れの状態は層流となるが，カフの複雑な形状を考慮し，シミュレーション計算では k-ε 乱流モデルを採用している．

５． 結果および考察

５・１ 実験によるカフの表面温度測定

図 6 にカフ各所の表面温度と流入量の関係を示す．ファントムの温度と流入水温度は，それぞれ 37℃，5℃と一定である．図中にはカフの温度測定箇所（横軸の数字に対応）を合わせて示す．図より，流入量が小さい場合（● : V=100ml/min），他の流入量に比べて全体的に高い温度で推移するが，その他の流入量では各位置における温度に大きな差は見られないことが分かる．一方，カフの各位置における温度を比較すると No.3，No.5，および No.6 の表面温度が，他の位置に比べて低く示されることが分かる．これはカフ中央の絞り部において流路断面積の急激な減少に伴う流速の増加が局所的な熱伝達率を増加させ，その結果として冷却効果が高くなったためである．一方，No.5 では絞り部を通過した比較的大きい流速の流体が分岐部中央に衝突するとともにカフ両側へ分流し，No.5 近傍において再付着することにより，局所的な熱伝達が促進される．また No.6 近傍では，流路径の大きく異なるカフと出口側チューブが接続しているため，カフ出口近傍において旋回流を含む複雑な流れが生じ，その結果として伝熱が促進される．以上のことは，事前に実施した可視化実験の結果からも明らかである（Fumoto, et al., 2010）．

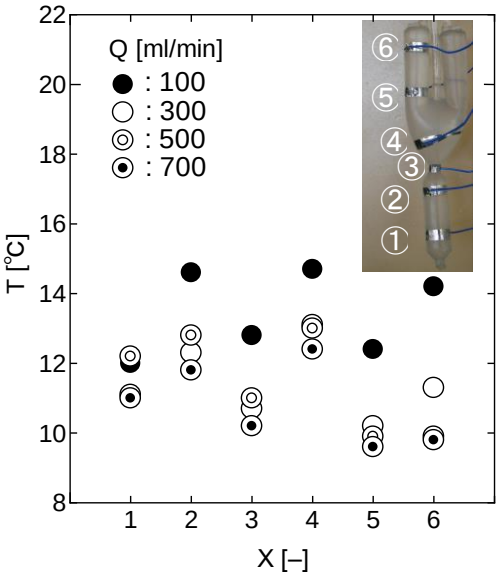
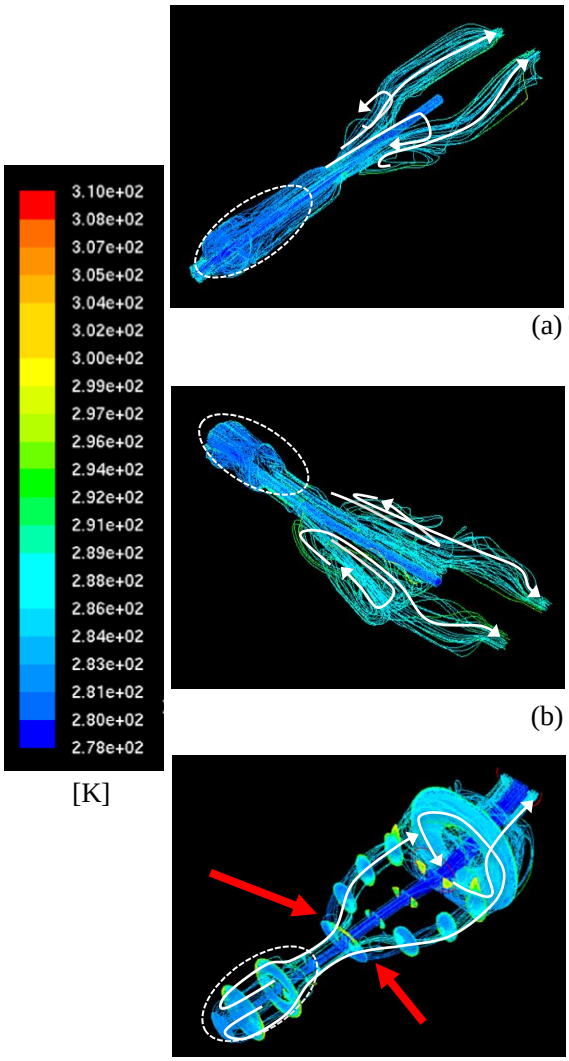


Fig. 6 Temperature distribution on cuff within phantom

５・２ カフ内の流動特性およびカフ表面における熱流速密度分布

図 7 (a)～(c)にⅠ型～Ⅲ型カフ内の流動シミュレーションの結果を示す．流線の配色は温度（T=278～310 K）を表している．図より，全てのカフにおいて，カフ先端部（白色点線）に高速で複雑な旋回流が形成されるのを確認した．またⅠ型，Ⅱ型に関しては，カフ中央部において比較的大きな一対の旋回流が形成されているのが分かった．一方，Ⅲ型カフでは，中央部にエアウ



(a) Type Ⅰ

(b) Type Ⅱ

(c) Type Ⅲ

Fig. 7 Streamline analysis in the cuff

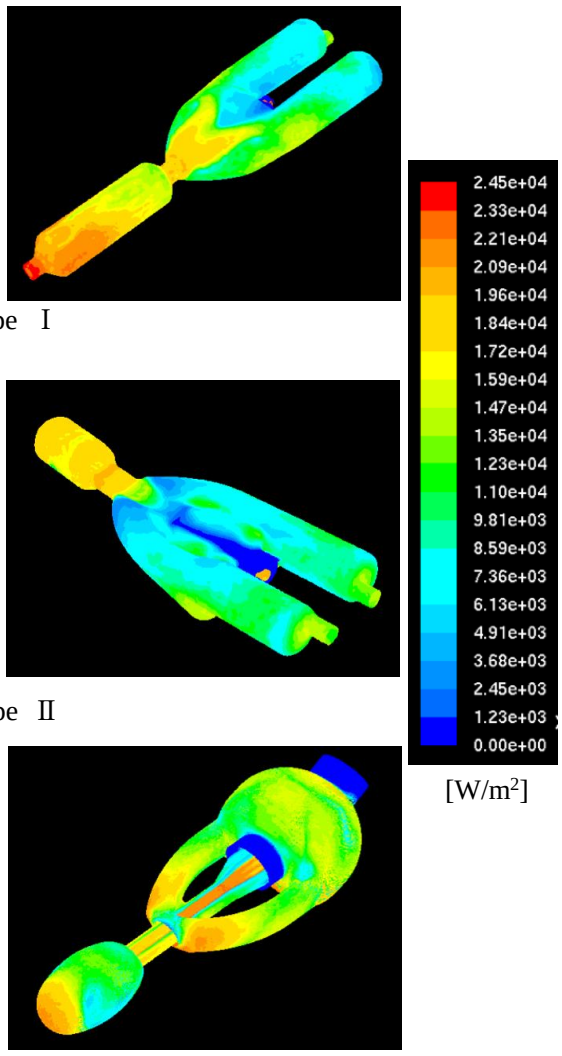


Fig. 8 Heat flux distribution on the cuff

ェイ用の空間が形成されており，その周囲に配置された比較的太いチューブによって冷却液を出口近傍へ導く形状となっているため，Ⅰ型，Ⅱ型に見られる中央部の旋回流は存在しない．また流入した灌流液は，流入チューブ（中心部に位置）の中央部両側面に設けた一対の小孔より（Fig. 7(c) 赤色矢印），灌流液の一部が出口近傍へ向かうチューブ内に噴射されるようになっている．その結果，カフ中央部において低温の灌流液が供給されるため，カフ上方（出口近傍）においても高い冷却効果を得られることが分かった．一方，本シミュレーションでは，カフ表面に等熱流束条件を与えている．そのため流動する灌流液とカフ内側表面との対流熱伝達による移動熱量が計算できる．ここで熱移動量は，灌流液の流速および両者（カフ内表面と灌流液）の温度差によって決定される．さらに計算セル毎に熱移動量をその面積で除した値を熱流束とし，灌流液表面における分布を熱流束分布と定義している．図 8(a)～(c)に各カフのカフ内側表面における熱流束分布を示す．ここで分布の配色は熱流束（q= 0～24500 W/m^2）を表している．なお熱流束は，値が高いほどカフに接する咽頭部を良く冷却することを意味している．図より，全てのカフにおいて，カフ先端部での熱流束が高いことが分かる．これは図 7 の流動特性で確認した通り，低い温度を保ったまま先端部に到達する灌流液の影響，ならびにカフ先端部に形成される速度の大きい旋回流によって，カフ内側表面における局所的な熱伝達率が大きくなるためである．またⅠ型，Ⅱ型ともにカフ先端部に比べて灌流液出口付近では，熱流束は小さく，冷却効果が低いことが分かる．これは 5℃で

カフへ流入した灌流液が，出口近傍へ至るまでに，十分な熱交換を行い，灌流液温度が上昇することによって，カフ表面との温度差が小さくなること，さらに流出口付近での流速が小さくなることに起因している．一方，Ⅲ型カフの熱流束分布は，カフ中央部の両側面において熱移動が顕著に行われていることが分かる．これは流入管に設けた小孔の影響により，流入直後の低温な灌流液がカフ中央部に噴出されることが要因である．

６. おわりに

解剖学的観点より，咽頭部に留置するカフの先端部および両側面部の冷却能力を高めることにより，総頸動脈を選択的かつ効果的に冷却できる．以上を踏まえると，現時点においてカフの先端部および側面部における熱流束が顕著なⅢ型カフが最適形状と言える．なお現在，更なるカフ形状の改良を進めており，今後，生体の血流指向性を考慮した冷却システム技術の構築およびその最適化に寄与していきたい．なお本稿で紹介した咽頭冷却用カフおよび関連する各種システムは，様々な試験をクリアし，既に医療機器として利用されている．これらの開発に際し，基礎研究の段階から携われたことは，著者にとって極めて貴重な体験となった．今後も日々進歩する医療工学分野の生体熱制御に関する各種テーマに取り組む予定である．

謝辞

これまで熱科学の観点より医工連携研究に取り組んできた中で多くの方々にご指導とご助言をいただいた．まず学位取得直後，東北大学 山口隆美 教授が代表を務める REDEEM プロジェクト（医療工学技術者創成のための再教育システム）において，解剖学をはじめとする様々な実習および医工学を学ばせていただいた．その後，蜘蛛の糸を手繰り寄せるように岡山大学医学部 武田吉正 准教授との出会いがあり，本研究課題「脳低温療法のための咽頭冷却カフの開発」に取り組み始めた．さらに社会情勢として医工連携研究の機運が盛り上がる中，弘前大学 稲村隆夫 教授および東北大学 圓山重直 教授（現 八戸高専校長）には，生体熱工学分野に関する各種課題に対して多くの助言をいただいた．ここに改めて感謝の意を表したい．

文献

Bernard, S. A., Gray, T. W. and Buist, M. D., Treatment of Comatose Survivors of Out-of-Hospital Cardiac Arrest with Induced Hypothermia, New England Journal of Medicine, (2002), **346**, pp. 557-563.

Fumoto, K., Takeda, T., Hashimoto, H., Kokubu, M. and Kawanami, T., Heat Transfer Characteristics of a Pharyngel Cooling Cuff for the Treatment of Brain Hypothermia. Journal of Biomechanical Science and Engineering, (2010), **5(1)**, pp. 85-93.

Hayashi, N., and Dalton, W., Dietrich, Brain Hypothermia Treatment, Springer-Verlag, (2000).

National Institute of Population and Social Security Research, Population Statistics of Japan, (2018). (in Japanese)

Takata, K., Takeda, Y. and Sato, T., Effects of hypothermia for a short period on histologic outcome and extracellular glutamate concentration during and after cardiac arrest in rats, *Critical Care Medicine*, (2005), **33**, pp. 1340-1345.

Takeda, Y., Proc. of 11th Japanese Association of Brain Hypothermia, (2008), Gifu, p. 8. (in Japanese)

Takeda, Y., Hashimoto, H., Fumoto, K., Danura, T., Naito, H., Morimoto, N., Katayama, H., Fushimi, S., Matsukawa, A., Ohtsuka, A., and Morita, K., Effects of pharyngeal cooling on brain temperature in primates and humans: A study for proof of principle, Anesthesiology, (2012), **117(1)**, pp. 117-125.

Thermophysical Properties Handbook, Japan Society of Thermophysical Properties, Yokendo LTD., (1990). (in Japanese)

Utsuki, T., Wakatsuki, T. and Wakamatsu, H., Development of Automatic Water Temperature Controller by Water-surface Cooling for Brain Hypothermia Treatment, Biomedical Engineering, (2007), **45(1)**, pp. 1-10. (in Japanese)

行事案内

部門企画行事案内

－2019 年度－

●The Second Pacific Rim Thermal Engineering Conference (PRTEC2019)
開催日：2019 年 12 月 13 日(金)～17 日(火)
場　所：Hawaii, USA

－2018 年度－

●日本機械学会 2018 年度年次大会
開催日：2018 年 9 月 9 日(日)～12 日(水)
場　所：関西大学，大阪府吹田市

●『伝熱工学資料（改訂第 5 版）』の内容を教材にした熱設計の基礎と応用
開催日：2018 年 9 月 27 日(木)～28 日(金)
場 所：日本機械学会会議室，東京都新宿区

●熱工学コンファレンス 2018
開催日：2018 年 10 月 20 日(土)～21 日(日)
場　所：富山大学　五福キャンパス，富山県富山市

●計算力学技術者 2 級認定試験対策講習会
開催日：2018 年 10 月 21 日(日)～22 日(月)
場　所：東京工業大学
開催日：2018 年 11 月 4 日(日)～5 日(月)
場　所：関西大学

部門関連行事案内

－2018 年度－

●第 29 回内燃機関シンポジウム
開催日：2018 年 11 月 26 日(月)～28 日(水)
場　所：同志社大学　新町キャンパス，京都府京都市
主　催：自動車技術会，日本機械学会エンジンシステム部門

●第 56 回燃焼シンポジウム
開催日：2018 年 11 月 14 日(水)～16 日(金)
場　所：堺市産業振興センター，大阪府堺市 1
主　催：日本燃焼学会

●第 39 回日本熱物性シンポジウム
開催日：2018 年 11 月 13 日(火)～15 日(木)
場　所：愛知県産業労働センター ウインクあいち 11 階
主　催：日本熱物性学会

●第 66 回レオロジー討論会
開催日：2018 年 10 月 17 日(水)～19 日(金)
場　所：リファレンス駅東ビル，福岡県福岡市博多区
主　催：日本レオロジー学会，日本バイオレオロジー学会

●第 46 回可視化情報シンポジウム
開催日：2018 年 9 月 14 日(金)～16 日(日)
場　所：明治大学　リバティタワー，東京都千代田区
主　催：可視化情報学会

●2018 年度日本冷凍空調学会年次大会
開催日：2018 年 9 月 4 日(火)～7 日(金)
場　所：日本大学工学部，福島県郡山市
主　催：日本冷凍空調学会

●日本流体力学会　年会 2018
開催日：2018 年 9 月 3 日(月)～9 月 6 日(木)
場　所：大阪大学　豊中キャンパス，大阪府豊中市
主　催：日本流体力学会

国際会議案内

ー2019 年ー

●27th International Colloquium on the Dynamics of Explosion and Reactive Systems（27th ICDERS）
開催日：2019 年 7 月 28 日(日)～8 月 2 日(金)
開催地：Beijing, China

●9th International Symposium on Radiative Transfer（RAD-19）
開催日：2019 年 6 月 3 日(月)～6 月 7 日(金)
開催地：Athens, Greece

●15th International Conference on Properties and Phase Equilibiria for Product and Process Design
開催日：2019 年 5 月 12 日(日)～5 月 16 日(木)
開催地：Vancouver, Canada

●4th Thermal and Fluids Engineering Conference, (TFEC 2019)
開催日：2019 年 4 月 14 日(日)～4 月 17 日(水)
開催地：Las Vegas, USA

●12th International Conference on Thermal Engineering Theory and Applications（ICTEA 2019）
開催日：2019 年 2 月 23 日(土)～2 月 26 日(火)
開催地：Gujarat, India

●Asian Conference on Engineering and Natural Sciences　（2019 ACENS）
開催日：2019 年 1 月 22 日(火)～1 月 24 日(木)
開催地：Hokkaido, Japan

●3rd International Symposium on Convective Heat & Mass Transfer(CONV-19）
開催日：日付未定
開催地：Marrakech, Morocco

ー2018 年ー

●The 15th International Conference on Flow Dynamics (ICFD2018)
開催日：2018 年 11 月 7 日(水)～11 月 9 日(金)
開催地：Sendai, Japan

●Advanced Energy Materials World Congress 2018
開催日：2018 年 11 月 4 日(日)～11 月 7 日(水)
開催地：Stockholm, Sweden

●The 29th International Symposium on Transport Phenomena (ISTP29)
開催日：2018 年 10 月 30 日(火)～11 月 2 日(金)
開催地：Honolulu, Hawaii, U.S.A.

●International Conference on Photonics Research（Interphotonics 2018）
開催日：2018 年 10 月 8 日(月)～10 月 12 日(金)
開催地：Antalya, Turkey

●13th International Symposium on Numerical Analysis of Fluid Flows, Heat and Mass Transfer - Numerical Fluids 2018

開催日：2018 年 9 月 13 日(木)～9 月 18 日(火)

開催地：Rhodes, Greece

第 96 期部門組織

熱工学部門運営委員会

●部門長
宗像 鉄雄　（国研）産業技術総合研究所

●副部門長
丸田 薫　東北大学

●幹事
荒木 拓人　横浜国立大学

●部門運営委員
藤田 修　北海道大学
一柳 満久　上智大学
出田 武臣　（株）IHI
今村 宰　日本大学
小倉 秀貴　カルソニックカンセイ（株）
角田 直人　首都大学東京
佐竹 信一　東京理科大学
須藤 仁　（一財）電力中央研究所
高橋 和義　（国研）産業技術総合研究所
豊田 浩之　（株）日立製作所
麓 耕二　青山学院大学
菊川 豪太　東北大学
中村 寿　東北大学
廣田 光智　室蘭工業大学
長野 方星　名古屋大学
中山 浩　中部電力（株）
保浦 知也　名古屋工業大学
村松 憲志郎　（株）デンソー
伊與田 浩志　大阪市立大学
小田 豊　関西大学
野口 佳樹　龍谷大学
福谷 和久　（株）神戸製鋼所
横峯 健彦　京都大学
川原村 敏幸　高知工科大学
松村 幸彦　広島大学
浅岡 龍徳　信州大学
仮屋 圭史　佐賀大学
洪 定杓　鹿児島大学
松田 昇一　琉球大学

熱工学部門各種委員会

●総務委員会
委員長　宗像 鉄雄　（国研）産業技術総合研究所
幹事　林 潤　京都大学
委員　藤田 修　北海道大学
丸田 薫　東北大学
荒木 拓人　横浜国立大学
田崎 豊　芝浦工業大学
芹澤 良洋　新日鐵住金（株）
西 美奈　（一財）電力中央研究所
松本 聡　（国研）宇宙航空研究開発機構
堀木 幸代　東京海洋大学

●広報委員会
委員長　西 美奈　（一財）電力中央研究所
幹事　大徳 忠史　秋田県立大学
委員　岸本 将史　京都大学
江目 宏樹　山形大学
早川 晃弘　東北大学
福江 高志　金沢工業大学
松岡 常吉　豊橋技術科学大学
李 艶栄　茨城大学

●年次大会委員会
委員長　足立 高弘　秋田大学
幹事　小松 喜美　秋田大学

●熱工学コンファレンス委員会
委員長　田川 正人　名古屋工業大学
幹事　保浦 知也　名古屋工業大学

●学会賞委員会
委員長　永井 二郎　福井大学
幹事　酒井 康行　福井大学

●講習会委員会
委員長　保浦 知也　名古屋工業大学
幹事　佐野 吉彦　静岡大学

●日韓合同会議委員会
委員長　鈴木 雄二　東京大学
幹事　森本 賢一　東京大学

●部門賞委員会
委員長　丸田 薫　東北大学
幹事　荒木 拓人　横浜国立大学

●年鑑委員会
委員長　高橋 厚史　九州大学
幹事　迫田 直也　九州大学

●出版委員会
委員長　藏田 耕作　九州大学
幹事　仮屋 圭史　佐賀大学

●環太平洋熱工学会議委員会
委員長　店橋 護　東京工業大学
幹事　深潟 康二　慶應義塾大学

●JTST 委員会
委員長　山田 昇　長岡技術科学大学
幹事　櫻井 篤　新潟大学

その他

編集後記

ひとが豊かに，ひとらしく生きるという観点で，高度な医療の提供は人類社会の重要な課題です．医療を通じた QOL (Quality of Life) や ADL（Activity of Daily Life）の向上に繋がる様々な課題を解決し，よりひとにやさしい社会を創成するための生体機能の把握や患者様の負担が少ない医療技術の提供について，様々な先端研究が進められています．

そこで今回の TED PLAZA では，伝熱分野における最先端の医工連携事例を，３名の先生方から話題提供いただきました．弘前大学の岡部孝裕先生からは，非侵襲の有効熱伝導率計測による皮膚がんの定量診断に関するご研究を，芝浦工業大学の河野先生からは，ふく射物性計測を用い抗がん剤による皮膚の色素沈着の計測や原因究明を行ったご研究を，青山学院大学の麓耕二先生からは，脳低温治療に応用される咽頭冷却用カフの冷却効率の向上や最適形状の検討に関するご研究を，それぞれご紹介賜りました．

先生方のご尽力やお心遣いのおかげで，伝熱の３形態（伝導，ふく射，対流熱伝達）それぞれが，次の医療を担う物理現象のキーになることを理解できました．医工連携と伝熱工学の関係を俯瞰的に一覧できる特集を組むことができました．大変ご多用の中，貴重な記事をご提供いただいた３名の先生方に心から御礼申し上げます．

（編集担当委員：江目・福江）

第 96 期広報委員会
委員長：　西 美奈　電力中央研究所
幹 事：　大徳 忠史　秋田県立大学
委 員：　岸本 将史　京都大学
江目 宏樹　山形大学
早川 晃弘　東北大学
福江 高志　金沢工業大学
松岡 常吉　豊橋技術科学大学
李 艶栄　茨城大学

©著作権：2018　一般社団法人　日本機械学会　熱工学部門