

感温液晶マイクロカプセルを利用した高周波電磁界ばく露評価

鈴木 敬久^{†*} 多氣 昌生[†] 小島 正美^{††}

[†] 首都大学東京, 〒 192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1

^{††} 金沢医科大学, 〒 920-0293 石川県河北郡内灘町大学 1-1

E-mail: †y_suzuki@tmu.ac.jp

あらまし 本稿では, 感温液晶マイクロカプセル (MTLC) を用いた 2 次元の温度分布測定方について紹介する. 一例として複素比誘電率を 1.45GHz の筋肉と等価となるよう調整し, MTLC を分散させた透明ファントムを用いたダイポールアンテナによるばく露実験について示す. このばく露実験では, リアルタイム, 非破壊, 非接触で, 高周波電磁界ばく露によるファントム内部の 2 次元温度分布の時間発展を定量化できた. さらにこの結果を用いてファントム内部の 2 次元 SAR 分布を推定できることを示した. また本手法を用いた応用例として家兎眼への 75GHz のミリ波ばく露における前房水の温度分布と流れ場の同時計測についても示す.

キーワード ばく露評価, 感温液晶マイクロカプセル, SAR 推定, 非破壊温度測定

Dosimetry on high-frequency electromagnetic field exposure with micro-encapsulated thermo-chromic liquid crystal

Yukihisa SUZUKI^{†*}, Masao TAKI[†], and Masami KOJIMA^{††}

[†] Tokyo Metropolitan University, 1-1, Minamiosawa, Hachioji, Tokyo 192-0397

^{††} Kanazawa Medical University, 1-1, Daigaku, Uchinada, Kahoku, Ishikawa 920-0293

E-mail: †y_suzuki@tmu.ac.jp

Abstract In this paper, we introduce a non-destructive method to measure time dependent 2D temperature distribution with micro-encapsulated thermo-chromic liquid crystal (MTLC). As an example, it is shown that exposure experiment performing with the transparent phantom, which contains MTLC, adjusted its complex permittivity to the muscle value at 1.45 GHz. As a result, time dependent 2D temperature distributions are quantified from captured images, and a 2D SAR distribution is estimated by the 2D temperature elevation. As another application, simultaneous measurement of temperature and fluid velocity distributions are shown under the 75GHz millimeter-wave exposure. It is shown that *in situ* measurement is available for aqueous humor inside anterior chamber of rabbit eye by this method.

Key words dosimetry, micro-encapsulated thermochromic liquid crystal, SAR estimation, non-destructive temperature measurement

1. ま え が き

生体への高周波電磁界ばく露による物理的な作用は, 電磁界エネルギー吸収による生体組織の温度上昇が支配的であることが知られている. これを根拠として, 国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) では, 100 kHz から 10 GHz [1], 総務省の防護指針では, 100 kHz から 3 GHz [2] の周波数帯における電磁界ばく露について, 単位質量あたりの生体組織に吸収される電力を示す比吸収率 (Specific Absorption Rate; SAR[W/kg]) を指標とする基本制限を設けている. そのため, 高周波電磁界

へのばく露による生体組織における SAR 分布を測定し, 評価する技術が求められている.

実験的に SAR を求める場合, 実際に人体や動物の生体内部を測定することは困難であるため, 生体の形状, および電的性質を模擬したファントムを用いる.

ファントムを用いた SAR の評価には主に直接電界を測定する方法と温度測定から推定する方法がある. 温度測定を用いた方法では, ばく露開始からの熱伝導による温度緩和を無視できる短時間での生体組織の温度上昇から SAR を推定する. 温度上昇の測定手段として蛍光式光ファイバプローブ [5] や,

サーモグラフ [6] などが用いられている。蛍光式光ファイバプローブ法には、反応が早く、電磁界の影響を受けることが少ない、という利点があるが、測定点が限られてしまうため、ばく露対象全体の温度分布について知ることは難しい。これに対してサーモグラフ法はファントムの表面温度分布を測定することができる。ただし、リアルタイムにファントム内部の温度分布を測定することはできない。

我々は、このような問題点を克服する SAR 推定のための新たな温度測定法として、感温液晶を用いた三次元温度分布測定法を提案を行ってきた [8]。感温液晶とは、温度によって光学的性質が変化する物質であり、温度の可視化に利用できる。そのため、既に流体力学の分野において流れ場の速度分布や温度分布の計測に用いられている [9]。この手法をファントムに適用することにより、高周波電磁界エネルギー吸収に伴う温度変化を、リアルタイム、非破壊、非接触で三次元分布として得ることが期待できる。この実現に向けて、SAR 推定に有用な感温液晶を含むファントムの開発を行ってきた。

本研究の目的は、この感温液晶を利用したファントムの開発及びこのファントムへの高周波電磁界ばく露を行い、ファントム内部の温度分布の可視化された情報から 2 次元の温度分布を定量化することである。またこのデータから SAR 分布の推定が行えることを示す。さらに、家兎目へのミリ波ばく露実験への適用について述べ、直接的に生体内部の温度分布を可視化した例を示す。

2. 温度分布測定の原理

2.1 Micro-encapsulated Thermochromic Liquid Crystal (MTLC)

カイラルネマティック液晶はらせん状の分子構造をしており、らせん間距離（ピッチ）が温度に依存するという感温性を持つ。可視光を入射するとピッチに応じてブラッグ反射が起こるため、ピッチの変化に伴って散乱光の波長が変化し、液晶の温度が色として可視化される [10]。このような性質を持つ液晶を感温液晶と呼び、液晶の温度と、観測される散乱光の色との対応付けを行い、温度センサーとして使用することが可能である。

本研究では、マイクロカプセル化された感温液晶 (Micro-encapsulated Thermochromic Liquid Crystal; MTLC) [11] を用いる。図 1 にその構造を示す。カプセルの直径は $20\mu\text{m}$ から $30\mu\text{m}$ 、密度は約 $1.01\text{g}/\text{cm}^3$ である。これを温度分布測定対象とする媒質中に均一に分散させ、スリット光を入射して温度を可視化する。このカプセルの体積程度では温度緩和が急速に進むため、周囲の温度への応答速度は数ミリ秒 [12] [13]

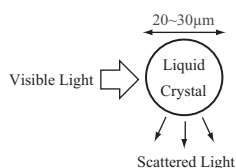


図 1 MTLC による温度可視化の原理。

Fig.1 Principle of temperature visualization with MTLC.

であり、SAR 推定を目的とした温度測定に用いるには十分な応答速度であると考えられる。

図 2(a) に、温度に伴う MTLC の色の変化の一例を示す。このように、MTLC を分散させた水の温度を呈色温度域で変化させると、MTLC の散乱光の色が変化する。呈色温度域外では無色である。この図で用いた MTLC の呈色温度域は約 25°C から 30°C であるため、温度が約 25.7°C から 31.4°C の範囲では、色が赤から紫へと変化している。ここでは MTLC を分散させた物質にスリット光を入射して、その入射光に対して 90° の角度で CCD カメラを用いて撮影している。図 2(b) では、呈色温度域が約 25°C から 27°C の MTLC を用いたときの色の変化を示す。これらの図を比較すると、呈色温度幅の狭い MTLC では温度分解能が高くなることがわかる。このように呈色温度域が様々な MTLC を入手できる。したがって高周波電磁界ばく露時の温度上昇幅と、必要とされる温度分解能を考慮して MTLC を選択する必要がある。また同じ MTLC であっても散乱光の観察角度によってピッチ間の光路長が異なるため、散乱光の波長すなわち可視化される色が変化することに注意しなければならない。

次に、図 2(a) と同じ 25°C から 30°C の呈色温度域を持つ MTLC の光学特性を図 4 に示す。これは図 3 の実験概要図に示すように、分光光度計を用いて入射光に対し 90° の角度で散乱光スペクトルを測定し、測定結果を入射光スペクトルで規格化したものである。測定対象は、MTLC を 0.05% 加えた水である。MTLC の散乱光スペクトルがピークをとる波長は温度に依存し、MTLC は温度の上昇に伴って散乱光の波長が短くなるという性質を持つことが明らかである。またその散乱光強度は一定ではないこともわかる。

2.2 MTLC を用いた温度分布の可視化方法

MTLC を用いた温度分布測定装置の概要図は図 5 のようになる。光源にはハロゲンランプを用い、光源の先にシリンドリカルレンズを接続してスリット光とする。これを MTLC を含む溶液に入射する。その結果、スリット光上の MTLC により光が散乱され、スリット光上の面内の温度分布が色として可視化される。また、スリット光を走査することにより、溶液内部の三次元の温度分布を観察できる。このようにして可視化される領域は、散乱光の強度や溶液の透明度、MTLC の濃度によって制限される。

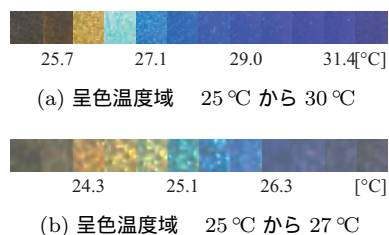


図 2 MTLC による散乱光の色の温度依存性の例。

Fig.2 Examples of color changes of scattered light depending on the temperature with MTLC

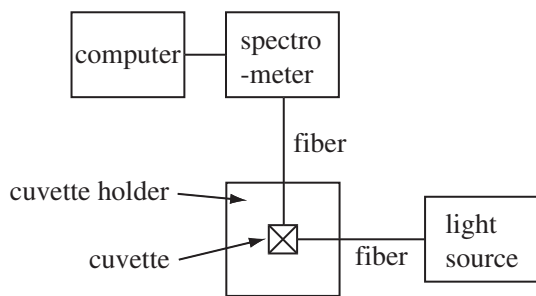


図 3 MTLC からの 90° の散乱光強度を測定する際の実験装置の構成図。
Fig. 3 The block diagram of measurement system for scattering light from MTLC. 90° scattering light to the incident light source is observed.

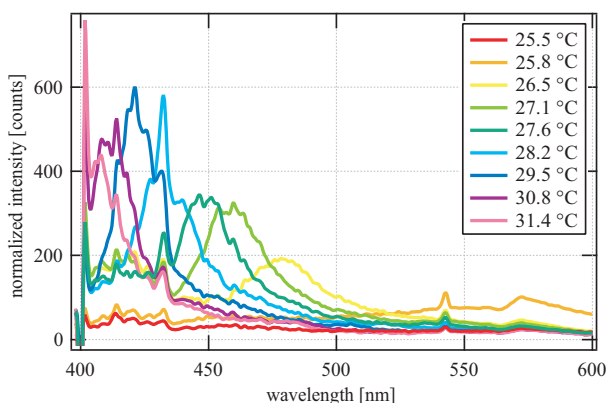


図 4 呈色温度域約 25 °C から 30 °C の MTLC の、90 度散乱光の光学特性。測定結果は入射光スペクトルで規格化してある。
Fig. 4 Dependence of scattering light spectrum on the temperature. MTLCs with measurable temperature region from 25 °C to 30 °C are used. This graph is normalized by the incident light spectrum.

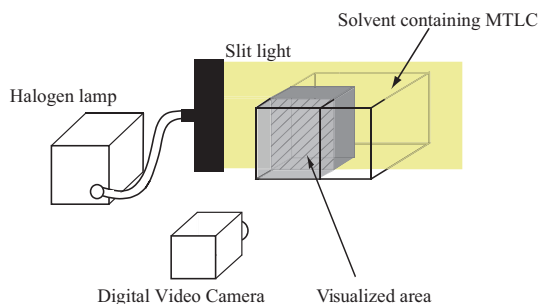


図 5 透明物体中の 2 次元温度分布を可視化するシステムの一例。
Fig. 5 An example of visualization system for 2D temperature distribution inside transparency objects.

2.3 色座標変換に基づいた色-温度校正法

MTLC による温度分布測定を定量的に行うには、MTLC によって可視化された色を定量化し、温度と対応付ける校正法が必要である。本研究では、CCD カメラを用いて可視化された色分布を撮影し、画像の RGB (Red, Green, Blue) 値を抽出する。RGB 値と温度を直接関連付けるのは困難であり、温度と相関性の高い量を RGB 値から抽出する必要がある。ここでは反応温度範囲が 35 ~ 40 の MTLC を用い、MTLC に入

射させる光源をハロゲン光とした例を示す。図 6 は計測した温度値に対応する発色から得られた画素値を RGB 色空間上で示している、図のように温度値の上昇に従って対応する観測値は螺旋状の軌跡を空間上で描く。色と温度を対応させる校正を行うためには、温度上昇に対して 1 対 1 で単調増加するパラメータを色情報から抽出するのが望ましい。従来法 [14] [15] に用いられる色相値は、RGB 座標から YIQ 座標 [16] へ変換を行い観測値を IQ 平面上へ射影した軌跡を極座標系で表した際の角度値である [17]。この方法は定められた座標変換のみを用いているため、MTLC や撮像系の違いに対して汎用性が低いと考えられる。そこで我々は、観測値の射影点から得られる角度値が温度上昇に対して必ず 1 対 1 対応で単調増加となるように、観測値の取得結果に応じたオイラー角を用いた座標変換を行うことを考えた。

図 6 の軌跡に対して、その軌跡を射影した閉曲線で囲まれた図形内の面積が最大になるような平面を選ぶ。得られた平面内に基底ベクトルを含む座標への座標変換を定め、色座標変換を行い、その平面上に観測値の軌跡を射影した結果を図 7 に示す。ここでは観測値の平均値を射影された平面の原点としている。こうして得られた図 7 に示される θ を温度値と色情報を対応付けるパラメータとした。図 8 に温度と θ の対応関係を示す。図中のマーカーは実測により得られた値であり、実線はその実測値の分布を多項式で近似した曲線である。温度値を T として得られた多項式を (1) 式に示す。図 8 に示されるように、温度値は θ の増加に対して 1 対 1 で単調増加している。このように使用した実験環境に応じて適切な座標変換を行うことで色情報から取得できるパラメータと温度とのより適切な対応関係が得られる。

$$T = 17.8 + 23.9\theta - 13.9\theta^2 + 3.91\theta^3 - 0.515\theta^4 + 0.0259\theta^5 \quad (1)$$

3. ばく露評価への応用例

3.1 透明ファントムを用いたばく露実験

3.1.1 電力吸収の可視化

複素比誘電率調整を行ったファントムに対し電磁界ばく露実験

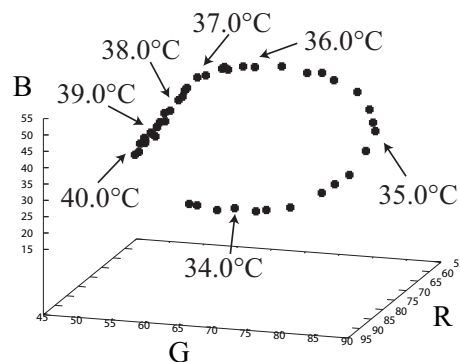


図 6 RGB 座標における MTLC の発色の軌跡
Fig. 6 Trajectory of RGB value depend on the tone change of MTLC in the RGB color coordinate.

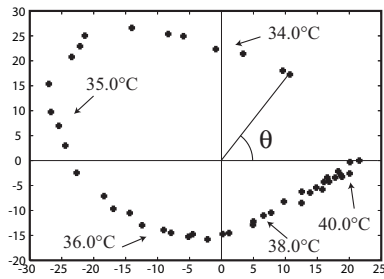


図 7 オイラー角を用いた適切な座標変換で得られた平面への軌跡の射影

Fig.7 The projection of the 3D-trajectory onto the 2D plane which is obtained by appropriate coordinate transformation with Euler angles.

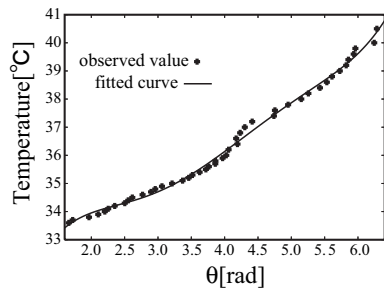


図 8 T と θ の関係による校正曲線

Fig.8 The calibration curve based on the relationship between T and θ .

を行い、ファントム内部の温度分布を可視化した。実験の構成を図 9 に示す。実験に用いたファントムは、文献 [8] に示されている 1.45 GHz 帯用に開発されたものである。このファントムの基材はカラギーナンであり、筋肉の複素比誘電率を目標値として調整されており、MTLC0.006% を含む透明度の高いゲルである。この試料を板の厚さ 2 mm を含む 100 mm × 100 mm × 100 mm のアクリルボックスに 900 g 用意し、半波長ダイポールアンテナを用いて 1.439 GHz の電磁界を照射する。

MTLC の散乱光は散乱角 90 度で観察した。ファントムはダイポールアンテナから 5 mm の位置に設置し、スリット光はファントム前面より 20 mm の深部に入射した。ファントム内部に可視化される色分布を撮影する非圧縮画像取り込み用 CCD カメラは、ファントム前面より 1.3 m の距離に配置した。

電磁界ばく露は室温 24.0 °C において、ダイポールアンテナへの入力電力を 13.4 W とし、5 分間行った。実験後に色と温度の較正を行うために、ファントムにはサーミスタ温度プローブを 2 チャンネル挿入してある。このプローブでの温度測定結果を用いることにより、電磁界ばく露と同時に画像データから得られた θ と温度を関連付ける較正曲線を得ることができる。

図 10 に電磁界ばく露開始後のファントムの温度分布を示す。アンテナ近傍ではばく露時間の経過とともにファントム内部の MTLC により色が赤、黄、黄緑、青と変化しており、電磁界エネルギー吸収に伴う温度上昇が色分布の変化として可視化された。画像ではファントムの左側の発色が鮮明に見えるが、これはスリット光を左側のレンズから入射しており、右側に比べて

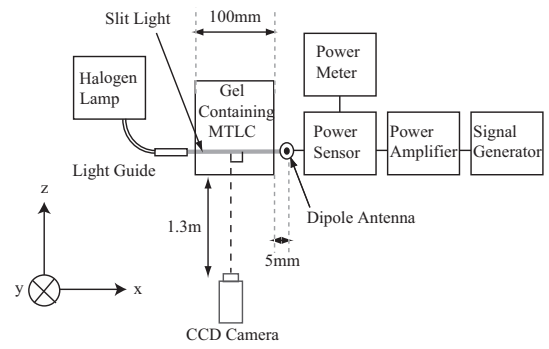


図 9 MTLC を含むファントムに対して高周波電磁界をばく露するとき内部の 2 次元温度分布測定を測定するシステムのダイアグラム

Fig.9 The block diagram of measurement system for 2D temperature distribution under the high frequency electromagnetic field exposure with transparency phantom containing MTLCs.

スリット光の厚さが薄く可視化される奥行き位置がはっきりしているからである。

3.1.2 温度分布の定量化と SAR 分布推定

図 10 ので得られた各時間の画像において校正曲線を用い温度を定量化した。その結果を用いて 4, 8, 20 秒時と 0 秒時との温度の差を求めた温度上昇の 2 次元分布を図 11 に示す。

ファントム内部の温度分布の時間発展が求められたことで、SAR の推定が可能となる。温度上昇と SAR には、熱伝導が無視できるとすると、次の関係が成り立つ [4]。

$$SAR \cong c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

ここで ΔT は温度上昇、 Δt は時間変化、 c は比熱容量を示す。式 (2) を用いて図 11 で得られた温度分布の時間変化から、温度上昇を求め、2 次元 SAR 分布を推定した。比熱容量 c は水の 24 °C での値 4179.7 J/K · kg [19] を用いた。求めた SAR 分

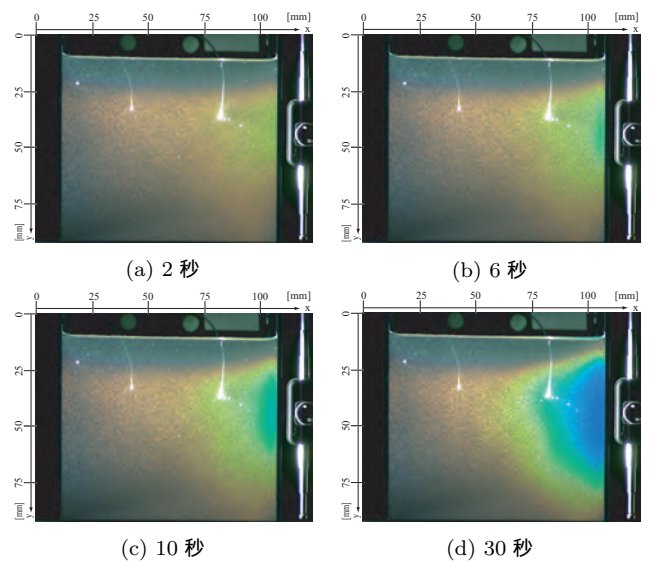


図 10 ばく露開始から 30 秒までの時間経過に伴う色分布の変化。
Fig.10 The time course of 2D color distribution from the onset of exposure up to 30 s.

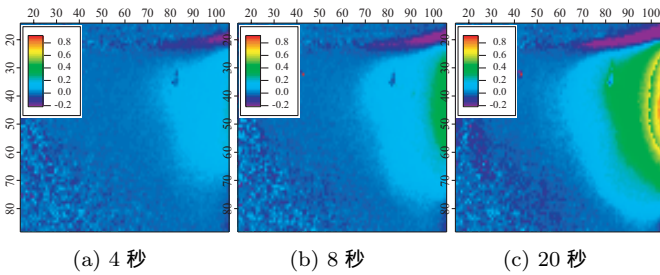


図 11 ばく露開始から (a)4 秒, (b)8 秒, (c)20 秒の 2 次元温度分布と 0 秒時との差から求めた 2 次元温度上昇分布 .

Fig.11 The 2D distribution of temperature elevation obtained by calculating differences between 0 s (onset of exposure) and (a) 4s, (b) 8 s, and (c) 20s.

布を 図 12, またそのうち $y = 47$ [mm] における x 軸方向の分布を例として 図 13 に示す .

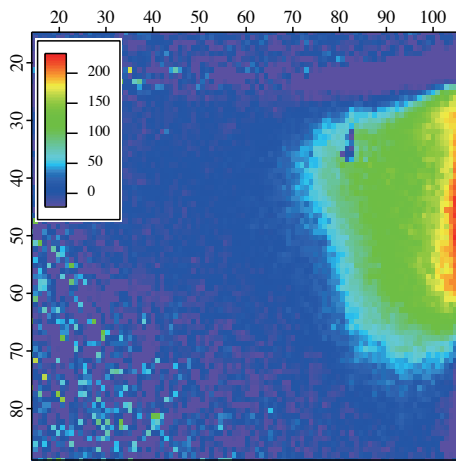


図 12 ばく露開始から 4 秒間の温度上昇分布から推定した 2 次元 SAR 分布 .

Fig.12 The 2D SAR distribution estimated from the temperature elevation during 4s onset from the exposure.

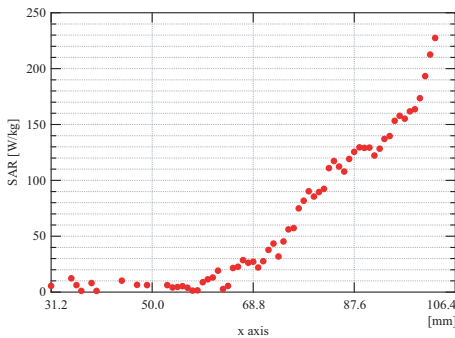


図 13 温度上昇分布から推定される $y = 47$ [mm] における SAR 分布 .

Fig.13 The SAR distribution estimated from the temperature elevation at $y = 47$ [mm].

3.2 家兎眼へのミリばく露実験

ミリ波ばく露による前眼部の熱輸送を解析する為に, 前房水に MTLC を分散させ温度と流速の同時計測を行った . 図 14 に実験の配置の概略図を示す . ばく露実験において図のように, CCD

カメラを入射光に対して角度 90 度に固定して散乱光を観測した . 前房水の容量は約 300 μ l であり, ここから約 100 μ l の前房水を抜いて, 同量の MTLC を混ぜた生理食塩水を注入する . この時, 前房内の MTLC 分散濃度は約 0.07 % となっている . また家兎には麻酔を使用しており, 倫理上の配慮を行っている . 実際のばく露においては家兎の角膜表面中央部にレンズアンテナの焦点が位置するような配置としている .

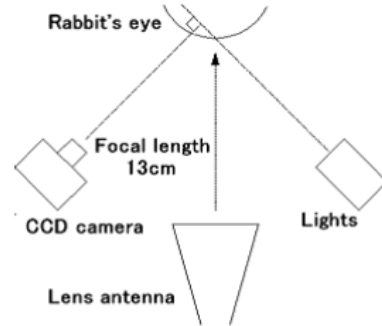


図 14 家兎眼前房の可視化のためのシステム概略図

Fig.14 Schematic view of the visualizing system for anterior chamber of rabbit eye exposed to millimeter-wave.

図 15 に入射電力密度 $150\text{mW}/\text{cm}^2$ における実験結果の画像を示す . この図はばく露開始から 20 秒後まで 10 秒ずつ観測した結果である . 上段は実験において CCD カメラから取得した実画像, 中段は実画像から推定された温度解析結果, 下段は MTLC の動きから得た流速分布解析結果である . 温度解析には本稿で前述した色-温度較正法を用いている . 流速分布解析は PIV 法 [7] (ディテクト社 Dipp-Flow) を用いている . 図 16 に 図 15 の左上写真中の①と②における温度と速度の時間発展を示す . 青は① (角膜内皮の近傍), 赤は② (前房上部領域) に対応している . このように本手法を用いることで, 任意の部位における温度分布と速度分布の同時計測が可能になり, その時間発展を分析することにより, 眼球組織へのミリ波ばく露時の熱輸送メカニズムについて理解する手がかりにできる .

4. ま と め

本論文では, 非破壊・非接触で高周波電磁界曝露下での温度分布をリアルタイムに可視化し, その画像データを用いて温度の定量化が可能であることを示した .

温度の定量化に関しては新たに提案したオイラー角に基づいた色座標変換法による校正曲線の導出が有効であった .

透明ファントムに関するばく露実験では, ファントムの内部の 2 次元温度分布を定量的に得ることができた . その温度分布の時間発展データから, ファントム内部の 2 次元 SAR 分布を推定できる例を示した .

家兎眼における眼部へのミリ波ばく露実験では, 前房水の温度分布, 速度分布の in situ 測定が可能であることを示し, これまでの手法では得られなかった計測データによりミリ波ばく露の評価が行えることを示した .

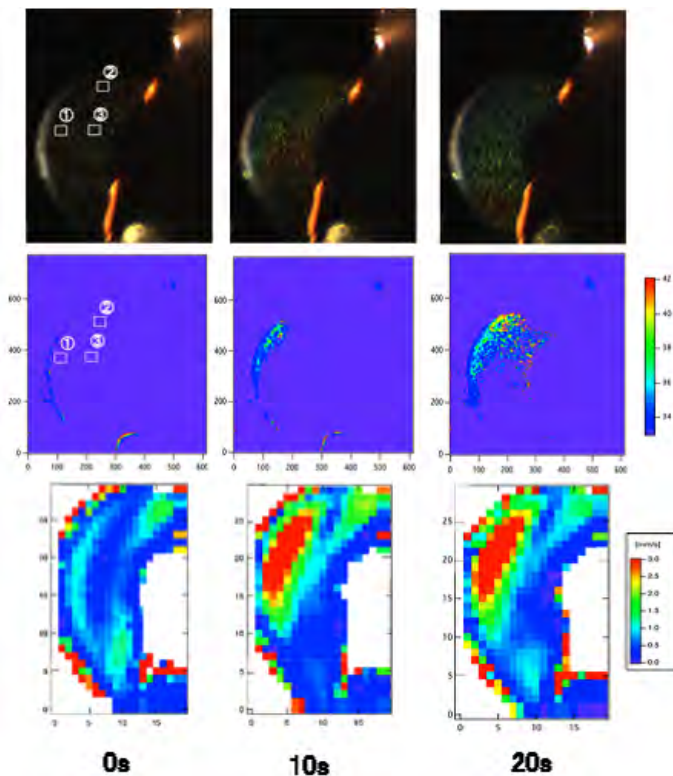


図 15 75GHz, 入射電力密度 $150\text{mW}/\text{cm}^2$ における実験結果：上段から実験による取得画像, 温度解析結果, 速度分布解析結果
 Fig. 15 The result at 75GHz, $150\text{mW}/\text{cm}^2$ exposure. Upper row; The visualization with MTLCs. Center row; The temperature distributions. Bottom row; The velocity distributions.

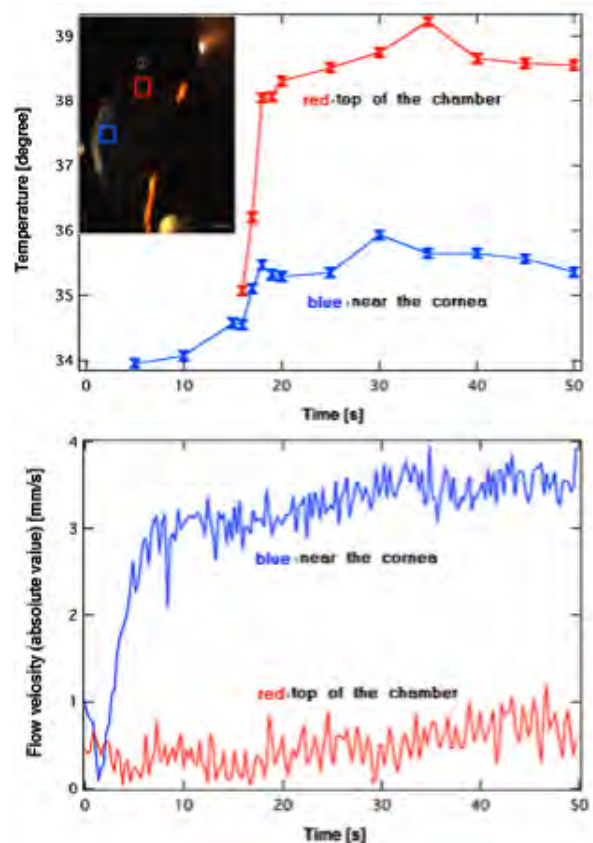


図 16 入射電力密度 $150\text{mW}/\text{cm}^2$ における前房内対称部位の温度と速度変化比較：上) 温度, 下) 速度
 Fig. 16 The comparison of the growth of the flow speed and temperature at $150\text{mW}/\text{cm}^2$: upper row) temperature, lower row) flow speed.

講演においてはその他例についても示す予定である,

文 献

- [1] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", Health Phys., Vol. 74, No. 4, pp. 494-522 (1998)
- [2] 電気通信技術審議会答申: "電波利用における人体の防護指針", 諮問第 38 号 (1990)
- [3] T. Schmid, O. Egger and N. Kuster: "Automated E-Field Scanning System for Dosimetric Assessments", IEEE Trans. Microwave Theory Tech., Vol. MTT-44, No. 1, pp. 105-113, (Jan. 1996)
- [4] C. Polk and E. Postow: "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields", CRC Press, Inc., pp. 314-315 (1996)
- [5] C. Polk and E. Postow: "Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields", CRC Press, Inc., pp. 318-322 (1996)
- [6] A. W. Guy: "Analysis of electromagnetic fields induced in biological tissues by the themographic studies on equivalent phantom models", IEEE trans. Microwave Theory and Tech., Vol. MTT-19, No. 2, pp. 205-214 (1971)
- [7] M. Miyakawa, S. Hoshina and Y. Kanai: "Visualization and 3-D measurement of local SAR using a gel phantom", Proc. 1998 IEEE EMC Symposium, Denver, Co., Vol. 2, pp. 751-756 (1998)
- [8] Y. Suzuki, M. Baba, M. Taki, K. Fukunaga, and S. Watanabe, "Imaging the 3D Temperature Distributions Caused by Exposure of Dielectric Phantoms to High-Frequency Electromagnetic Fields ", IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul., Vol. 13, pp.744-750, (2006)
- [9] 藤澤延行: "熱流体の可視化と計測", コロナ社 (2003)
- [10] J. L. Ferguson: "Liquid Crystals in Nondestructive Testing", Appl. Opt., Vol. 7, No. 9, pp. 1729-1737 (1968)
- [11] 久保走一, 荒井宏子: "液晶マイクロカプセルの形成条件について", 千葉大学工学部研究報告, Vol. 21, No. 40, pp. 163-168 (1970)
- [12] 木村竜治: "液晶による水温分布の可視化について", 第 2 回流れの可視化シンポジウム講演集, (1974)
- [13] P.T. Ireland and T. V. Jones: "Liquid crystal measurements of heat transfer and surface shear stress", Meas. Sci. Technol., Vol. 11, No. 7, pp. 969-986 (2000)
- [14] D. Dabiri and M. Gharib: "Digital particle image thermometry: The method and implementation", Exp. Fluids, Vol. 11, pp. 77-86 (1991)
- [15] 藤沢延行, R. J. Adrian: "感温液晶を用いた温度場の 3 次元計測と乱流熱対流研究への応用", 日本機械学会論文集 (B 編), Vol. 63, No. 607, pp. 818-823 (1997)
- [16] 高木幹雄, 下田陽久: "画像解析ハンドブック", 東京大学出版会 (1985)
- [17] 内村圭一・上瀧剛: "実践画像処理入門", 培風館, pp.122-126, (2007)
- [18] 藤澤延行, 松浦勉, 船谷俊平, 弦巻明: "目視角度の影響を考慮した感温液晶法による温度計測と熱対流現象への応用", 日本機械学会論文集 (B 編), Vol. 66, No. 643, pp. 761-767 (2000)
- [19] 国立天文台編: "理科年表 平成 24 年", 丸善出版 (2011)
- [20] 可視化情報学会編, "PIV ハンドブック", 森北出版株式会社 (2002)