

から、x 方向にアンテナを移動させることによって、標的エリア内の均一性が大きく変化した。これらの結果から、ラットが小さくなるにつれて、深部にまで比較的大きな SAR が生じていることがわかる。12 週齢の時には全身平均 SAR と標的エリアの平均 SAR の比が 88 だったのに対して、4 週齢では約 35 と、ラットが小さくなるにつれて曝露の局所性が悪くなる傾向となった。各週齢のラットでの標的エリア内の SAR ヒストグラムを図 11 に示す。標的エリア内では規格化された SAR の 0.8～最大値までに含まれるボクセル数の割合はいずれの週齢においても、50%以上であり、本 8 の字ループアンテナの曝露装置を用いて、週齢に関わらず標的エリア内において均一性の高い曝露が可能であるといえる。

#### D. 結論

脳の局所に集中したマイクロ波の曝露を行うことのできる曝露システムとして、ループアンテナを用いた曝露システムを開発した。このシステムの曝露評価を行ったところ、全身平均 SAR に対して標的 SAR を 35～88 倍とすることができた。また週齢によって、低い週齢のラットは比較的比が小さくなる傾向が認められたが、標的エリア内では規格化された SAR の 0.8～最大値までに含まれるボ

クセル数の割合はいずれの週齢においても、50%以上であり、本 8 の字ループアンテナの曝露装置を用いて、週齢に関わらず標的エリア内において均一性の高い曝露が可能であるといえる。いじょうより 8 の字ループアンテナは目的を満たすものであり、局所曝露という観点からは、従来のモノポールアンテナによる曝露より十分に優れたものと考えられた。

#### E. 研究発表

##### 1. 論文発表

##### 2. 学会発表

Watanabe H, Wake K, Hanazawa M, Watanabe S, Masuda H, Ohkubo C, et al. Dosimetry of rat-head SAR caused by a high-performance "8"-shaped loop antenna. Bioelectromagnetics Society Annual Meeting; 2004 Jun 20-24 Washington, D.C., U.S.A.: Abstract book.

Watanabe H, Hanazawa M, Wake K, Watanabe S, Yamanaka Y, Taki M, "Dosimetry of Rat-Head SAR Caused by a High-Performance 8-Shaped Applicator", 2004 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP), 3D3-5, oo801--804, 2004

感温液晶ファントムを用いた高周波電磁界の局所曝露におけるカニューレ挿入時の影響評価法に関する研究

分担研究者 多氣 昌生 首都大学東京 都市教養学部教授  
分担研究者 渡邊 聡一 情報通信研究機構電磁環境センター生体 EMC 部門リーダー  
分担研究者 和氣 加奈子 情報通信研究機構電磁環境センター主任研究員  
分担研究者 花澤 理宏 情報通信研究機構電磁環境センター専攻研究員

高周波電磁界の脳血液関門への影響を評価するために、小型のループアンテナで曝露しながら脳脊髄液をリアルタイムに採取するシステムが使用されている。このシステムではカニューレが微少なループアンテナの近傍で使用されている。ここでは内径が 1mm 以下のカニューレ内に導電率の高い脳脊髄液が循環することから、比較的細い領域に閉じこめられた導電性の液体が脳内の SAR 分布に変化を及ぼすことが懸念される。本研究ではカニューレ内の導電性の液体が脳内の電磁界エネルギー吸収の空間分布に対して及ぼす影響を評価するシステムの構築を試み、曝露評価の検討を行った。

カニューレの有無による SAR 分布の違いは主に表面から脳内の深部に向かう領域で現れることが予想されるが、従来の赤外線カメラによるサーモグラフィ法では高周波電磁界による物体表面での温度上昇しか観測できず、深部方向のエネルギー吸収の空間分布を評価することが困難である。最近我々はサーモグラフィ法をはじめとする従来法の欠点を克服するために、感温液晶マイクロカプセルを用いた高周波電磁界のエネルギー吸収分布を評価するシステムを考案した。感温液晶マイクロカプセルは温度によって散乱光の波長が変化する液晶物質を直径 20-30  $\mu\text{m}$  の尿素樹脂のカプセル内に封じ込めたものである。これを透明な高分子ゲルファントム内に分散することにより、電磁界エネルギー吸収による 3次元の温度上昇分布を非破壊・非侵襲に観測することが可能になる。本研究では感温液晶を分散させたファントムを用いてループアンテナによる *in vivo* 曝露実験をモデル化し、導電率の高い液体が SAR 分布に与える影響の評価を試みた。ファントムによる評価実験は次の 3 条件で行った。(i)ループアンテナのみの場合。(ii)ファントムにカニューレを挿入しその近傍にループアンテナを配置した場合。(iii)(ii)の配置でカニューレ内に 0.1mol/l の食塩水を満たした場合。ループアンテナによる曝露を行った結果 (i),(ii)の条件ではカニューレ

レ近傍の温度上昇はほぼ同じであり、(iii)の条件ではその他の条件と比較してカニューレ近傍で高い温度上昇が観測された。これらの結果からカニューレ内の導電率の高い液体が SAR 分布に影響を与えることが示唆される。

## A. 目的

現在、高周波電磁界の頭部局所曝露に関してする現象について知見を得るためにラットを曝露の対象とした評価が行われている。このときに高周波電磁界曝露時の脳血液関門への作用に関して情報を得るために脳脊髄液をリアルタイムに採取するカニューレを用いている。実験時にはカニューレを曝露用アンテナの近傍に配置するような構成である。カニューレ自身は非常に細い非金属であるが、その中に満たされる脳脊髄液の導電率が周りの組織と比較して高いためカニューレの有無による近傍の SAR 分布への影響が懸念される。従ってこの実験は位置におけるカニューレ近傍の高周波電磁界によるエネルギー吸収の様子を知ることは曝露評価の為に重要な事項である。

実験的に SAR を求める場合、実際に生体内部を測定することは困難であるため、生体の形状、および電気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 推定法の1つとして、曝露開始から熱緩和を無視できる短時間での曝露対象物の温度上昇を測定して推定する手法がある。温度上昇の測定手段として蛍光式光ファイバースローブや、サーモグラフなどが用いられている。蛍光式光ファイバースローブ法には、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、曝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ができない。つまりサーモグラフ法ではカニューレ挿入時のその近傍における温度上昇、すなわちファントム深部における電磁界のエネルギー吸収の分布を知ることが困難である。

本報告ではこのような問題点を克服するため、3次元的な SAR 推定に利用できる新たな温度測定技術として、感温液晶を用いた三次元温度分布測定法を提案する。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。また本研究では SAR 推定に有用な感温液晶を含むファントムの開発を行う。そしてファントムに対して高周波電磁界曝露実験を行い、この手法の有効性を示す。さらにファントムにカニューレを挿入した実験モデルを用いて、導電性の高い液体がカニューレに封入された時の効果について考察する。

## B. 方法

### 3次元非破壊・非接触温度分布測定の原理

## 感温液晶マイクロカプセル

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と似た現象が起こるため、ピッチの変化に伴って散乱光の波長が変化する。液晶の温度が色として可視化される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 Thermo-chromic Liquid Crystal; MTLC）を用いる。図1にその構造を示す。カプセルの直径は $20\mu\text{m}$ - $30\mu\text{m}$ 、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。MTLCのカプセル皮膜は、媒質に応じて用意する必要がある。水を基材とする液体やゲルへの分散には、尿素樹脂を皮膜とするMTLCを用いる。マイクロカプセル化によって、周囲の物質との化学反応を避けることができる。また、このカプセルの直径サイズの空間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msであり、SAR推定を目的とした温度測定に用いるには十分であるといえる。

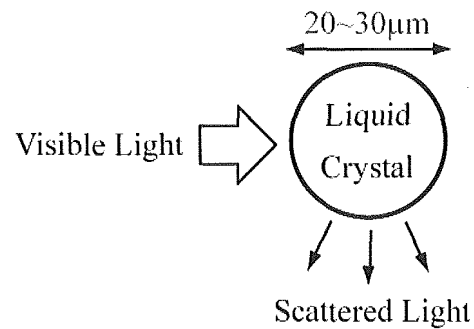


図1 MTLCの構造。感温液晶は尿素樹脂によりマイクロカプセル化されている。光を入射したときに、液晶の散乱光の波長が温度によって変化するため、温度が色として可視化される。

図2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の呈色温度域は公称値が $25\text{-}30^\circ\text{C}$ であるため、温度が約 $25.7\text{-}31.4^\circ\text{C}$ 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度の角度でデジタルカメラを用いて撮影している。

MTLCは呈色温度域が様々なもの用途に応じて入手できる。したがって高周波電磁界曝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わることに注意しなければならない。



図2 MTLC の散乱光の色の変化の一例. 用いた MTLC の呈色温度域付近で, 赤から紫へと温度の上昇に伴って色が変わっている. 撮影角度は, スリット光の入射角度に対して 90 度である.

### 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3のようになる. 光源にはハロゲンランプを用い, 光源の先にシリンダ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.

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.

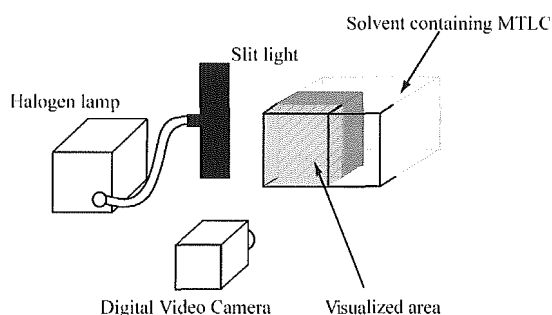


図3 MTLC を用いた温度分布測定のための実験装置の概要図. MTLC を分散させた液体やゲルにスリット光を入射すると, その光面上の MTLC により光が散乱され, 光面上の温度が可視化される.

### 可視化された色の定量化方法

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, 温度と対応付ける必要がある. 本研究では, CCD カメラを用いて可視化された色の分布を撮影し, 画像の RGB (Red, Green, Blue) 値により定量化を行う. RGB 色空間は, HSL 色空間へ容易に変換することが可能であり, HSL 色空間では, 画素情報が色相 H (Hue), 彩度 S (Saturation), 明度 L (Lightness) で表現される. 色相の値 H は表 1 に示すとおり, 赤を基準として波長が短くなるにつれてほぼ単調増加するため, MTLC の色を定量化する際の指標としてもちいることができる. 色相 H は (1)式で求められる.

$$H = \begin{cases} \frac{G - B}{6(max - min)} & (max = R) \\ \frac{6(max - min)}{2 + B - R} & (max = G) \\ \frac{6(max - min)}{4 + R - G} & (max = B) \end{cases} \quad (1)$$

ただし

$$max = \max(R, G, B)$$

$$min = \min(R, G, B)$$

である. H, R, G, B の値は 0 から 1 に規格化されている. また,  $H < 0$  ならば  $H = H + 1$  とする.

表1 代表的な色と色相 H の対応. H は 0 から 1 の値をとるように規格化されている.

色相	赤	黄	緑	シアン	青	マゼンタ
色相 H	0.00	0.17	0.33	0.50	0.67	0.83

### SAR 分布測定のためのファントム開発.

温度測定に基づく SAR 分布推定に使用可能な、MTLC を含むファントムを作成する。作成にあたっては、以下の条件を満たす必要がある。

1. 深部の MTLC からの散乱光を観察するために、ファントム基材の透明度が高い。
2. 温度上昇による対流を防ぐため、粘度が高い。
3. 生体の複素比誘電率の値に調整可能である。

これらの条件を満たすファントムとして、カラギーナンを基材とする高分子ゲルについて検討を行う。

#### カラギーナンゲル

カラギーナンとは海草から抽出される物質で、増粘多糖類としてグミなどの食品に多く用いられている。その構造はガラクトースが直鎖状につながっており、素結合によりゲル（以下、カラギーナンゲル）を形成する。カラギーナンには大きく分けてラムダ、カッパ、イオタ、の3種類がある。

本研究では、ゲル化するラムダとカッパの2種類を混合したもの(三晶株式会社 GENUTINE X9303)を使用する。カラギーナンゲルはやや黄色いが、高い透明度を持つため、内部の液晶の散乱光を観察するのに適している。

#### 粘度

MTLC を含むファントム内部のエネルギー吸収分布を可視化するには、温度測定中にファントム内の対流が起こらないようにする必要がある。よって MTLC を加える溶媒としては、固体か、粘度の高いゲルが適当である。

カラギーナンに MTLC を加えて作成したゲルでは、ゲル内に 35°C から 45°C までの 10°C 以上の温度勾配がある場合においても対流が起こらず、温度分布が可視化されることを確認している。この様子を図4に示す。これは、MTLC を含むカラギーナンゲルを入れた容器を、底部からホットプレートで温めたときの 90° 散乱光を撮影したものである。十分な粘度があるため、対流が起こらずに熱伝導によってゲル内部の温度が変化する様子が可視化されている。ゲル作成に必要な濃度は、2.0 程度である。これ以下の濃度ではゾルとなり、対流が起こってしまう。

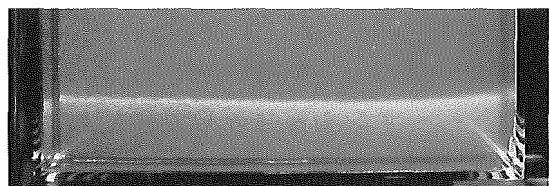


図4 MTLC を含むカラギーナンゲルを底部から加熱し、スリット光を側面から入射した様子。対流が起こらないため、底部から上部に向かって熱伝導によって温度が上昇している。MTLC の呈色温度域が約 35-45°C であるため、紫色より下部の温度は約 45°C 以上、赤色より上部の温度は約 35°C 以下である。

#### 複素比誘電率の調整

ファントムの複素比誘電率 $\epsilon'$ と $\epsilon''$ は、模擬する対象物の値と一致するように調整する必要がある。ここではファントム内部の温度分布を測定し、生体内部の SAR 分布を推定することを目的としているため複素比誘電率を生体組織の値に調整する必要がある。複素比誘電率の目標値には、Gabriel らにより報告されているパラメトリックモデル (<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>) に基づいた高含水組織の一つである筋肉の複素比誘電率、および国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission; IEC) で定められている頭部組織の等価ファントムの複素比誘電率の値を設定した。ただし、これらの模擬対象物および作成するファントムの複素比誘電率は誘電分散により周波数依存性を持つため、同じ対象物であっても周波数によって一致させる複素比誘電率は異なる。調整は、高分子ゲルを基材に、様々な物質を加えることで可能となる。複素比誘電率の測定には Agilent85070C 誘電体プローブキットを用いた。

カラギーナンを基材として作成したゲルの組成を、表 2 に示す。スクロース、塩化カリウム (KCl)、プロピレングリコール (PG) を複素比誘電率の調整のために加えた。ただし、スクロースのみを添加した場合はゲル化せず、ゲル化させるカウンターイオン (対イオン) として KCl を必ず加える必要がある。したがって試料 0, 1, 2 は、対流が起きてしまうためファントムとしては使用できない。

表 2 作成したカラギーナンゲルの組成。調整のために加えた物質はスクロース, KCl, PG である。カラギーナンの濃度は 2.0% で一定とする。ただし、試料 0, 1, 2, 6 はゲル化しない。

試料	測定温度	カラギーナン	MTLC	スクロース	KCl	PG	水
0	37.0 °C	2.0 %	0.006 %	20.0 %			78.0 %
1				30.0 %			68.0 %
2				40.0 %			58.0 %
3				30.0 %	0.5 %		67.5 %
4				40.0 %	0.5 %		57.5 %
5				40.0 %	1.0 %		57.0 %
6							20.0 %
7					40.0 %	58.0 %	

表 2 のカラギーナンゲルの、37°C における複素比誘電率の測定結果を図 5 に示す。破線 8 は筋肉、破線 9 は IEC で定められている複素比誘電率である。図 5 の各線上の点は、 $\epsilon'$  の値の高いほうから 900MHz, 1.45GHz, 2.45GHz での値を表す。この図から、カラギーナンゲルの複素比誘電率は、添加する PG またはスクロースの濃度を 20% から 40% へ上げていくと  $\epsilon'$  の値が下がり、KCl の濃度を 0.0% から 1.0% へ上げていくと  $\epsilon''$  が上がることがわかる。

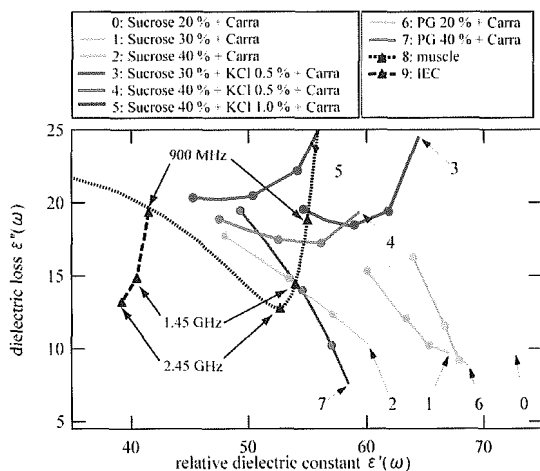
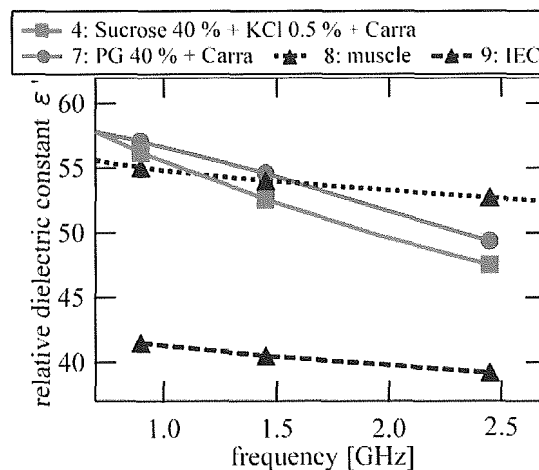


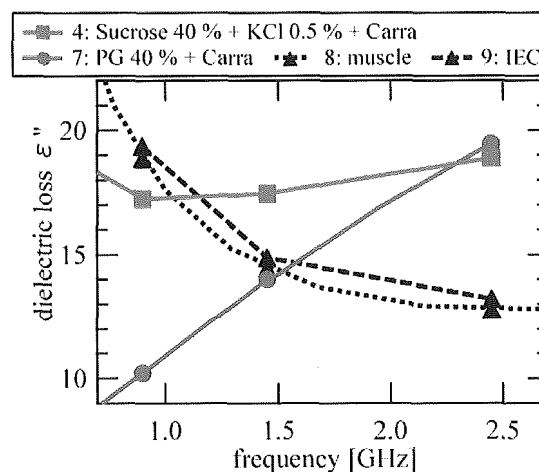
図5 カラギーナン 2.0%にスクロース, KCl, PG を添加した場合の複素比誘電率測定結果. 各測定曲線上の点は $\epsilon'$ の高い側から 900MHz, 1.45GHz, 2.45GHz での値を示す. スクロース, または PG の濃度を上げると $\epsilon'$ の値が下がり (試料 0→1→2, 6→7), KCl の濃度を上げると $\epsilon'$ の値が上がる (試料 1→3, 2→4→5).

MTLC の濃度は, 本実験で用いる装置では 0.006%程度が可視化に相当である. この濃度では, MTLC の添加の有無によるファントムの複素比誘電率の変化は認められない.

図6は, 同じ測定結果のうち試料4と7について $\epsilon'$ ,  $\epsilon''$ それぞれの周波数特性を示したものである. 特に $\epsilon''$ の周波数特性は, カラギーナゲルと, 目標値としている筋肉と IEC で大きく異なっている.



(a)  $\epsilon'$ の周波数特性



(b)  $\epsilon''$ の周波数特性

図6 スクロース 40%, KCl 0.5%を加えた試料4と, PG 40%を加えた試料7, および筋肉と IEC で示される複素比誘電率の周波数特性.

カラギーナゲルの複素比誘電率測定結果をみると, 900MHz と 1.45GHz においてそれぞれ試料4と試料7 (表2参照) が, 筋肉の複素比誘電率に近い値をとっていることがわかる. 表3に, これらの試料と筋肉の複素比誘電率の値を示す.

これらの値を比較すると, カラギーナン 2.0%, スクロース 40%, 塩化カリウム 0.5%を組成とする試料4では, 37°C で,



900MHzにおいて、筋肉の値との偏差が $\epsilon'$ では0.5%、 $\epsilon''$ では5.4%におさまっている。ただし、塩化カリウムの濃度が高くなると非常に固いゲルとなるため、容器に入れず自律させて使用可能である一方、気泡が抜けにくいという問題が残る。カラギーナン 2.0%、プロピレングリコール 40.0%、水 58.0%、MTLC0.006%を組成とする試料7では、37°Cの温度条件のときに携帯電話で用いられる周波数帯に近い1.45GHzで、筋肉の値との偏差が $\epsilon'$ では1.1%、 $\epsilon''$ では3.1%におさまっている。

以上のことから、使用温度範囲を考慮する必要はあるが、これらを筋肉のファントムとして用いることができるといえる。一方、IECの値に対しては、ゲルの値は大きくはずれており、一致させることは現段階では困難である。しかし、スケールモデルファントムのなどの手法を用いれば、ここでの複素比誘電率の調整法を用いて、IECの規格を満たすファントムの作成も実現可能ではないかと考えられる。

表3 複素比誘電率のターゲット値(パラメトリックモデル筋肉)と調整を行ったファントムの複素比誘電率のターゲット値からの偏差。

周波数	筋肉		ゲル				偏差	
	$\epsilon'$	$\epsilon''$	試料	$\epsilon'$	$\epsilon''$	$\epsilon'$	$\epsilon''$	
900 MHz	55.0	18.9	カラギーナン :4	55.3	17.9	+0.5%	-5.3%	
1.45 GHz	54.0	14.5	カラギーナン :7	54.6	14.0	+1.1%	-3.4%	

### C. 結果および考察

#### ダイポールアンテナ使った曝露実験による本手法の評価

#### 実験装置の構成

複素比誘電率調整を行ったファントムに対し電磁界曝露を行い、ファントム内部の温度分布を可視化する。次に可視化された色から較正曲線を用いて温度を決定する。さらに得られた温度分布の結果を用いてSAR分布の推定を試みる。

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

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

ここで $\Delta T$ は温度上昇、 $\Delta t$ は時間変化、 $c$ は比熱容量を示す。したがって、MTLCを用いて電磁界曝露から短時間の温度上昇を測定すれば、この関係を用いてSAR分布が得られることになる。

実験に用いたファントムは、表2の試料7に示す1.45GHz帯用に調整したカラギーナンを基材とするMTLC0.006%を含むゲルである。この試料を板の厚さ2mmを含む100mm×100mm×100mmの

アクリル(PMMA)ボックスに900g用意し、半波長ダイポールアンテナを用いて1.439GHzの電磁界を照射する。ただし1.439GHzの電磁界の波長は $\lambda=208\text{mm}$ より、半波長は $\lambda=104\text{mm}$ に相当する。

実験の構成を図7、8に示す。数値処理を簡単にするため、ファントムや容器による光の屈折を可能な限り考慮せずに済むように、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5mmの位置に設置し、スリット光はファントム前面より20mmの深部に入射した。ファントム内部に可視化さ

れる色の分布を撮影するデジタルカメラは、ファントム前面より 1.3m の距離においた。

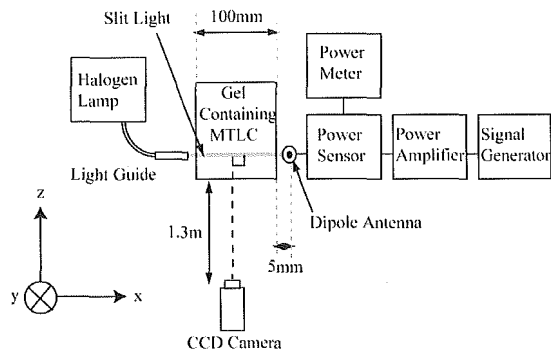
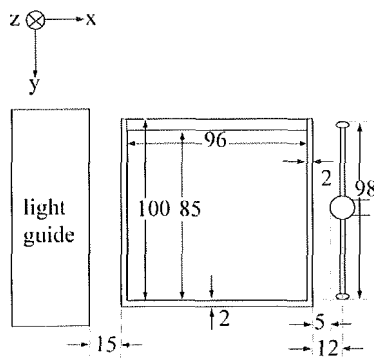
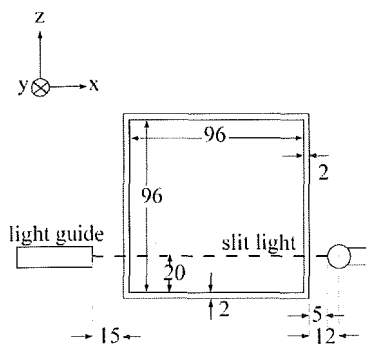


図7 MTLC を用いた温度分布測定の詳細なダイアグラム。



(a) 正面図



(b) 上面図

図8 アンテナとファントムの配置の詳細

電磁界曝露は室温  $24.0^{\circ}\text{C}$  において、入射電力  $13.4\text{W}$ 、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れば、電磁界曝露と同時に H と温度を関連付ける較正曲線を得ることができる。

図9はアンテナ、ファントム、プローブの設置の様子を撮影したものである。画像中ファントムの右側がダイポールアンテナ、左側がスリット光を入射するシリンドリカルレンズである。可視化される色のコントラストを強調するために、ファントムの後部には黒い紙を置いた。また、測定系の周囲には電波吸収体を置き、定在波によって特定の位置で電界強度が大きくなることを防いだ。

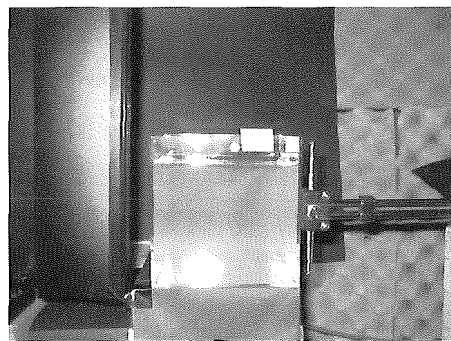


図9 アンテナとファントムの配置を撮影したものの写真。中央がファントムを入れたアクリル容器、右側がダイポールアンテナ、左側がシリンドリカルレンズである。

### 曝露実験の結果

図10に曝露開始前のファントムの画像を示す。ファントムの初期温度は MTLC の発色温度範囲になるように約  $24.0^{\circ}\text{C}$  に

しているが、均一な温度分布になっていないため、色にむらが生じている。2本の白く光っている部分はサーミスタ温度プローブである。

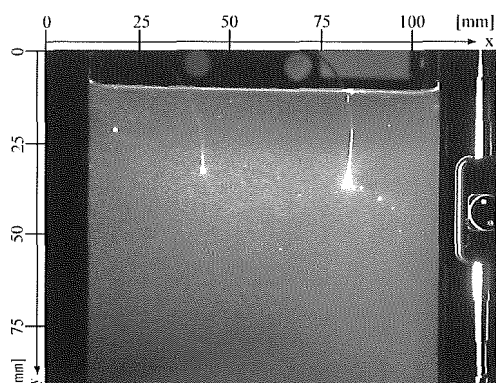


図10 曝露前のファントム内部の感温マイクロカプセルによる発色の分布.

図11に電磁界曝露開始後のファントムの温度分布を示す。アンテナ近傍では曝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の分布の変化として可視化された。このように可視化された温度分布の形状は、初期温度が均一でなかったために電磁界エネルギー吸収分布の形状とは異なっている。しかし初期温度で既に呈色温度域に達していることから、曝露時間の経過による温度上昇の幅を測定することは可能であり、SAR推定を行うことができる。

また、図11(h)に注目すると、サーミスタ温度プローブ周囲の温度上昇がその他の位置に比べ大きくなっていることがわかる。これはサーミスタ温度プローブが半導体であるため、近傍における電磁界エネルギー吸収が大きくなり、温度が

上昇しやすい傾向にあると推測される。この状況は動物曝露実験時の挿入したカニューレ内に脳脊髄液がある場合の曝露に条件が似ており、細い領域に導電性の物質が存在する場合のその近傍における電磁界エネルギー吸収の特性に関して示唆を与えるものと考えられる。

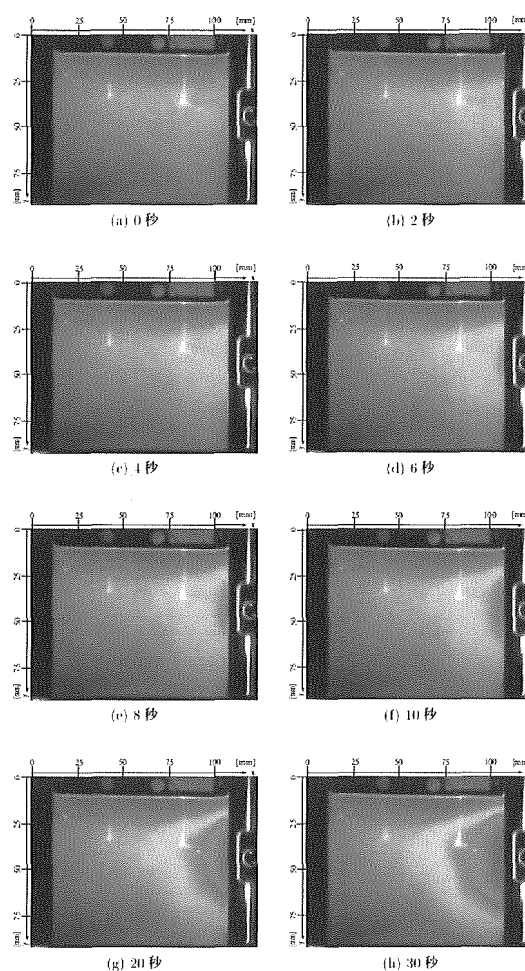


図11 曝露時間経過に伴う発色分布の変化.

### 色相(Hue)-温度校正

色相と温度の対応を決める校正曲線を得るために、まず0秒から92秒にわたる電磁界曝露時のファントムの画像から、サーミスタ温度プローブ直下のH(色相: Hue)の値を抽出した。ここでサーミスタ

温度プローブは図 10 における座標値の  $x=82\text{mm}, y=40\text{mm}$  に位置しており、図 10 の白く光っている部分である。この際  $H$  の値は  $8 \times 8$  ピクセルのメディアンフィルタをかけた後、 $8 \times 8$  ピクセルにつき一点の平均値をとり出している。ここで 8 ピクセルは約  $0.96\text{mm}$  であるため、SAR 推定を目的とする温度測定の間解能としては十分であると考えられる。このように取り出した  $H$  の値を横軸にとり、同時刻のサーミスタ温度プローブの測定結果を縦軸として、図 12 に示す対応関係を得た。得られたデータを最小二乗法で多項式補間し、(3)式の校正曲線を得た。

$$T(H) = \begin{cases} 23.766 + 1.5525H & (H < 0.55) \\ 3669.5 + (-25940)H \\ + 69221H^2 + (-82099)H^3 & (0.55 < H) \\ + 36520H^3 \end{cases} \quad (3)$$

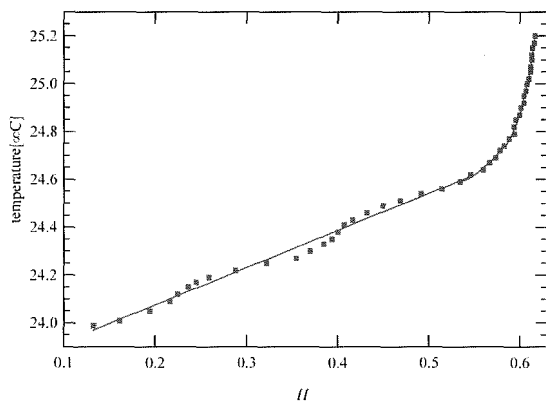


図 12 色相 ( $H$ )-温度校正曲線。マーカーは実験データ、実線は実験データから得た回帰曲線 ((3)式) である。

### 温度分布の定量化

図 12 で得られた校正曲線を用いて、図 11 (a) (b) (c) (d) (e) (f) (g) の各画像のファントムにあたる部分を抜き出し、 $H$  から温度を決定した。そして 2, 4, 6, 8, 10, 20 秒時と、0 秒時との温度の差の分布を求めた。可視化された分布はスリット光上であるため、ファントム前面から  $z=20.0\text{mm}$  の部分に当たる。(  $z$  軸は紙面の表から裏に向かう方向であり、 $z$  軸の原点はファントムの表面である) 分布をそれぞれ図 13 に示す。さらに  $y=47\text{mm}, z=20\text{mm}, 13 \leq x \leq 106\text{mm}$  にあたる部分について 0, 2, 4, 6 秒後の温度分布を図 14 に示す。

これらの結果より、時間経過とともに特に  $x$  が大きい点、すなわちアンテナに近くなるほど温度の上昇が急速に起こり、電磁界エネルギー吸収が大きいことがわかる。一方で、 $x=60\text{mm}$  以下ではほとんど温度上昇は起きていないため、電磁界エネルギー吸収が相対的に小さいと考えられる。このように MTLC を加えたファントムを用いることによって、電磁界曝露に伴うファントム内部の温度上昇が、温度分布として一度に測定が可能であることが示された。

### SAR 分布推定

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。(2)を用いて図 13 で得られた温度分布の時間変化から、SAR を求めた。このとき時間変化  $\Delta t$  は温度緩和を無視できると考えられる時間帯、つまり曝露開始 0 秒から 4 秒の 4 秒間とした。比熱容量  $c$

は水の 24°C における値 4179.7J/K・kg を用いた。

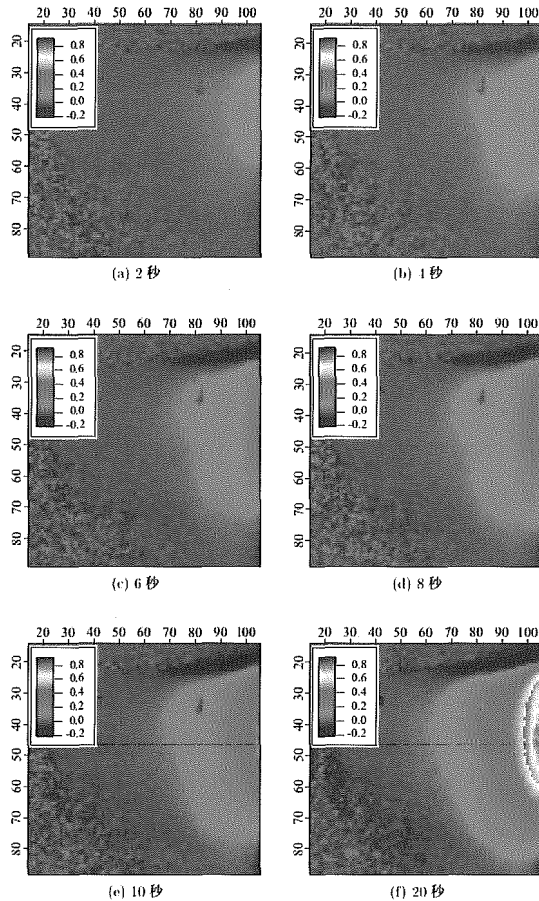


図 1 3 温度分布から求めた 0 秒時からの温度上昇の分布. 電磁界エネルギーの吸収の様子がわかる。

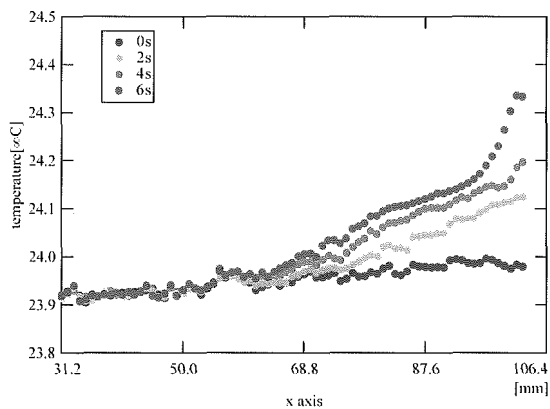


図 1 4  $y=47\text{mm}$ ,  $z=20\text{mm}$  における x 軸方向の温度分布の時間変化。

前述の方法より求められた  $z=20\text{mm}$  断面における SAR 分布を図 1 5, また  $y=47\text{mm}$ ,  $z=20\text{mm}$  における x 軸上の SAR 分布を図 1 6 に示す.  $x=60\text{mm}$  付近から, アンテナ方向に向かって SAR が増加していることが図 1 6 よりわかる。

得られた SAR 分布が妥当なものであるか, サーミスタ温度プローブの測定結果から得られる SAR と比較を行い, 検討する. このプローブについても曝露開始から 4 秒間での温度上昇幅を用いる. サーミスタ温度プローブと MTLC で測定した 0 秒と 4 秒での温度と, それらの値を用いて求めた SAR 結果を表 4 に示す. 温度計の絶対値表示は, サーミスタ温度プローブの較正を精度よく行っていないことからその精度は高くないが, 温度差については信頼できるものとする. 表より MTLC で測定した方がやや SAR 値が大きく出ているが, オーダーは同じである. また, 2つの手法に関してその測定点間の距離が 7mm あることも SAR 値の差に関連すると考えられる. さらに本実験では温度上昇幅が小さいため, 求められる SAR の精度が悪いと考えられるが, 入射電力を大きくすることにより温度上昇幅を大きくし, 精度を上げることができると考えられる。

#### カニューレ挿入時のエネルギー吸収分布

本手法を用いてカニューレ挿入時の電磁界エネルギー吸収分布に関して, カニューレ内に存在する脳脊髄液のような比較的導電率の高い物質が影響を与えるか

どうかを検討する.

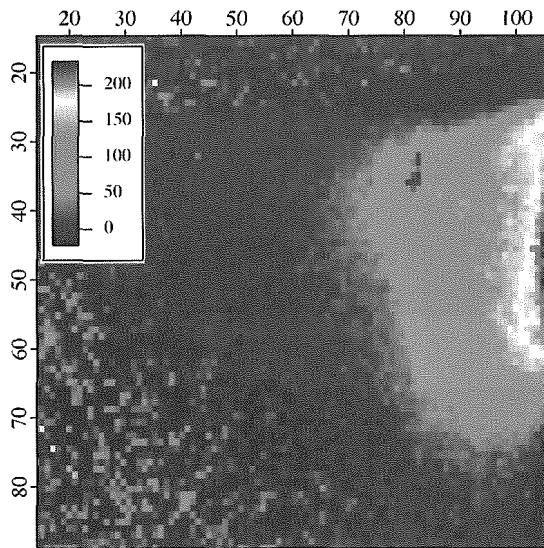


図 1 5  $\Delta t=4s$  間の温度上昇分布から推定された  $z=20mm$  断面の SAR 分布.

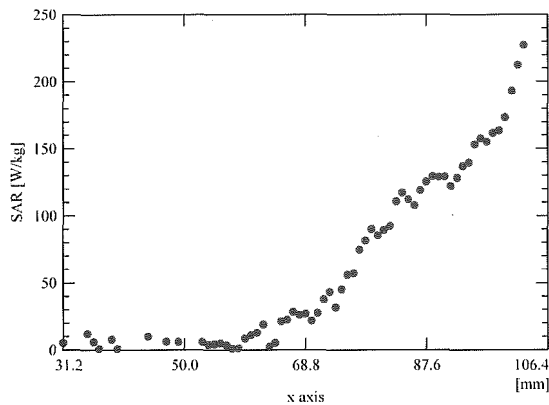


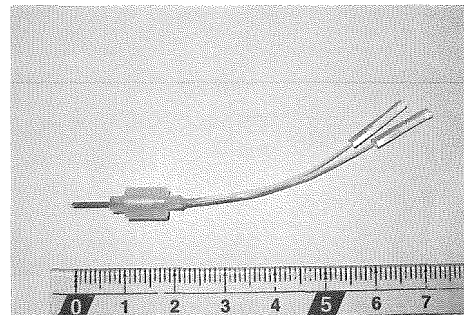
図 1 6 図 15 における  $y=47mm$  の  $x$  軸方向の SAR 分布

表 4 MTLC およびサーミスタ温度プローブにより推定された SAR

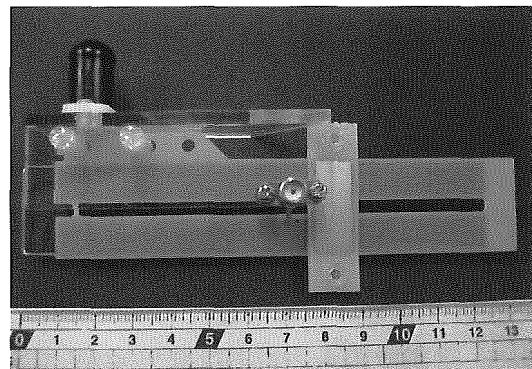
温度測定法	測定位置 (x, y)[mm]	温度			SAR [W/kg]
		0秒 [°C]	1秒 [°C]	差 [°C]	
サーミスタ	(82, 40)	23.99	24.05	0.066	62.70
MTLC	(82, 47)	23.98	24.06	0.086	89.71

ここでは、脳代わりに MTLC を加えた透明なファントムを用い、これにカニューレを挿入してループアンテナで曝露を行い、ファントム内部の電磁界エネルギー吸収による温度分布の変化を可視化することにより、脳脊髄液のような導電性の物質およびカニューレの影響を調べる。

実験に用いるカニューレとループアンテナは図 1 7 のとおりである。カニューレは図 1 8 に示すように実際の実験に近い状態を再現するためにループアンテナの近傍に配置する。実験の際にはカニューレの 2 本の管に脳脊髄液の代わりに  $0.1mol/l$  の食塩水を満たした。

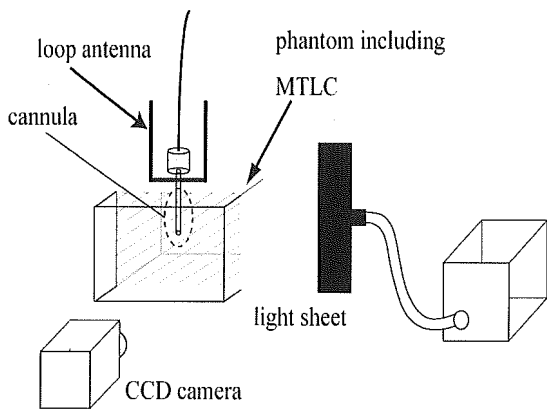


(a)



(b)

図 1 7 (a)実験に用いたカニューレ。非金属材料で構成されている。(b)小動物曝露用に開発されたループアンテナ。



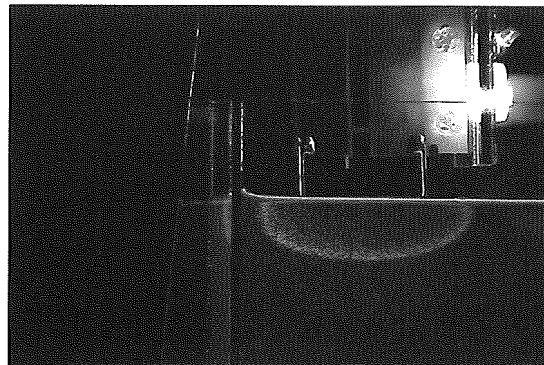
(a)



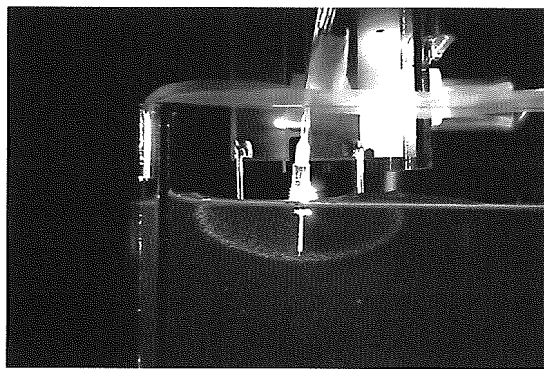
(b)

図 18 (a)曝露実験の概略図。(b)ループアンテナとカニューレの実際の配置。

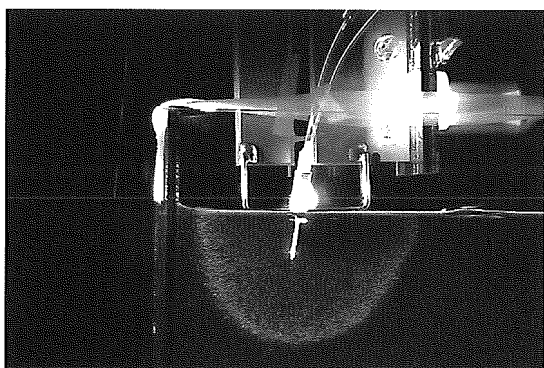
図 19 に実験結果を示す。図 19(a)はループアンテナのみ、図 19(b)はカニューレ内に食塩水を満たしていない条件、図 19(c)はカニューレ内に食塩水を満たしている条件でそれぞれ曝露を行った結果である。曝露時の入力電力は全て 40W であり、それぞれの画像は曝露開始から 60s 後のものである。またアンテナとカニューレの位置関係、スリット光を照射した位置は全て同じである。



(a)



(b)



(c)

図 19 ループアンテナ近傍のカニューレ内における導電性の液体が電磁界エネルギー吸収分布に与える影響を評価するための実験 (a)ループアンテナのみ (b)カニューレ挿入時ただしカニューレ内に食塩水は満たされていない。(c)カニューレ内に食塩水を満たした条件

図 19 の(a)と(b)を比較すると、曝露開

始から 60s 後の温度分布はカニューレの有無に関わらずほとんど同じであることがわかる。このことからカニューレ自身はその近傍の電磁界エネルギーの吸収に影響を与えないと考えられる。また図 19(c)とその他の条件を比較すると、温度分布の様子が少し異なっている。この結果からここで用いているカニューレのような非常に細い管の中に導電性物質が満たされた場合には、その周辺の電磁界エネルギー吸収分布に影響を与えることが示唆される。図 19からは NaCl をカニューレ内に満たすことにより、カニューレ周辺の電磁界エネルギー吸収が増加していることが確認できる。

ただし本実験は試行回数が少なく細い領域内に閉じこめられた脳脊髄液がその周辺の SAR 分布に影響を与えるかどうかを結論づけるためにはさらなる再現実験が必要である。また図 19 に用いた画像を取得するためのデジタルビデオカメラは画像に時間・空間的な非可逆的な圧縮がかかっており、取得したデータが圧縮により劣化しており定量化するのが困難であった。

今後、非圧縮で画像が取得できるような撮影装置を用いて本実験の検証を行い、導電性の液体の有無による SAR 分布の違いを定量的に評価する予定である。

#### D. 結論

本研究では、細いカニューレ内に比較的導電率が高い液体が満たされている場合の電磁界エネルギー吸収への影響を評価することを目的とし、最近我々が開発してきた非破壊非接触で高周波電磁界曝

露下における三次元温度分布を可視化できる手法を SAR 推定に適用することを試みた。

我々が提案してきた手法では感温液晶マイクロカプセル(MTLC)を温度プローブとして用いる。この MTLC を含むファントムを作成するためにカラギーナンゲルを基材とするファントムを作成し、それらの特性を調べ、複素比誘電率の調整に関する知見を得た。これによって 900MHz 帯および 1.45GHz 帯での筋肉の複素比誘電率の値に調整された MTLC を含むカラギーナンを基材とするファントムの作成に成功した。

作成したファントムが SAR 推定に用いることが可能であるか評価するため、半波長ダイポールアンテナを用いた 1.45GHz における電磁界曝露を行った。その結果、ファントム内部の色の分布をスリット光により可視化できることを確認した。さらに可視化されたファントムを撮影した画像から、色相の値を取り出し、色相(H)-温度校正曲線によりファントムの深部の温度分布を定量的に得ることができた。またこれらの温度分布の時間発展から、SAR 分布推定を行い、ファントム内部の SAR 分布を推定できることを示した。

本手法を用いてカニューレ内の比較的導電率の高い液体がその近傍の SAR 分布に与える影響について検証する実験を試みた。その結果、カニューレ自体はほとんど SAR 分布に影響を与えないことがわかったが、カニューレに導電性の液体が満たされた場合、カニューレ近傍の SAR 分布に影響を与える可能性が示唆された。



ただしこの結果に関しては、精密に条件をコントロールされた状況下での再現実験が今後必要であると考える。

## E. 研究発表

### 1. 論文発表

無し

### 2. 学会発表

Baba M, Suzuki Y, Taki M, Fukunaga K, Watanabe S, “Three Dimensional Visualization of the Temperature Distribution in a Phantom for the Assessment of Localized

Exposure to Microwaves,” Abstract Book of Bioelectromagnetics 2005, Dublin, pp. 250-251, 2005.

Suzuki Y, Baba M, Taki M, Fukunaga K, Watanabe S, “Visualization of energy absorption due to high frequency electromagnetic field within tissue equivalent gel phantom,” Bio-Dielectrics: Theories, Mechanisms and Applications, Annual Conference 2006 of the Dielectrics Group of the Institute of Physics, Leicester, UK, pp. 21, 2006.

厚生労働科学研究費補助金（健康科学総合研究事業）  
分担研究報告書

発達段階にある脳を対象とする携帯電話周波数帯電磁界曝露の  
血液脳関門に及ぼす影響に関する研究  
—ラット脳マイクロダイアリス法による検討—

主任研究者 大久保千代次 前・国立保健医療科学院生活環境部部長  
牛山 明 国立保健医療科学院生活環境部主任研究官  
分担研究者 増田 宏 国立保健医療科学院生活環境部主任研究官

研究要旨

携帯電話で使用されている電磁界による非熱的な影響の科学的な知見を集め、さまざまな角度から安全性を検討することは重要である。本研究ではこれまでに構築した脳髄液のリアルタイム連続サンプリングシステムを使用して、様々な強度の電磁界を曝露し電磁界曝露による血液髄液関門のバリア機能への影響を検討した。本研究では、8の字ループアンテナを適用し、幼若または成熟したラットを用いて、バリア機能に対する急性曝露影響、ならびに亜慢性曝露影響を検討した。電磁界強度は脳の平均 SAR（比吸収率）で、0.5W/kg, 2.0W/kg, 10W/kg レベルの曝露条件で検討した。その結果これらの曝露条件下においては血液髄液関門については生体影響が見られないことを明らかにした。

A. 研究目的

携帯電話は我が国において爆発的な勢いで普及し、現在、PHS と合わせて 9400 万台もの端末が利用されている。現在では、その利便性から日常生活において不可欠ともいえる器具のひとつとなっている。しかしながらその一方で、携帯電話の発する高周波の電磁界が健康影響を与えるのではないかという懸念を持っている国民も多い。

携帯電話等の機器の安全性については、総務省の定めた「電磁界利用における人体の防護指針」（通称：電波防護指針）等によってそのガイドラインが示されている。電波防護指針は平成 2 年に定められ、その後の平成 9 年に携帯電話の普及を背景に身体の内傍に電磁界の発射源がある場合に適用する局所吸収の指針が追加された。本指針では、管理環境においては、任意の組織 10g 当たりの局所

エネルギー吸収率 (Specific Absorption Rate:SAR) が 10W/kg を超えないこと、一般環境では、さらに5倍の安全率を勘案して2W/kg を超えないことと定められている。これらで定めるガイドラインは主に電磁界の発熱作用 (組織内における熱の発生)、刺激作用 (電気刺激による神経、筋、感覚器の興奮) を根拠にしたものであり、非熱的な生物影響については十分な根拠がないため考慮されておらず、防護指針のなかでも今後検討が必要であると述べられおり、科学的な知見の積み重ねが必要とされている。

一方、国際的な動向としては、1996年からWHOにおいて電磁界の健康影響について検討する国際電磁界プロジェクトが開始されている。本プロジェクトは、静電磁界～高周波電磁界までの幅広い周波数領域を対象に、電磁界のリスクアセスメントを行い、広くその情報を発信することを目的の一つとしており、我が国を含め54カ国以上の国々と多くの国際機関が参加している。本プロジェクトの研究諮問委員会においても、高周波電磁界の非熱作用とくに脳神経系に及ぼす影響についての検討が急務であるとされている。これらの背景により、電磁界曝露による非熱作用については研究によるデータの蓄積が必要とされている。非熱作用の検討においては、遺伝子レベルの研究や培養細胞レベルの研究も重要ではあるが、携帯電話の使用時は頭部近傍に携帯端末を保持して使用することから、器官組織としての脳への影響を多面から詳細に検討することはより重要であると考えられる。そのような観点より本研究においては、実験動物を用いて脳特有の機

能である血液のバリア機能について検討を行った。高周波電磁界による血液脳関門及び血液髄液関門に対する影響の有無については現在、研究者の間で議論が別れているため、それら明らかにすることは科学的にも、また公衆衛生的にもその意義は大きいと考えられる。本研究では実験動物のラットを用いて電磁界曝露による脳関門への影響を明らかにすることを目的とする。本分担研究では、工学班によって評価された電磁界放射アンテナを用いて、脳に電磁界曝露を行い、生理学的側面から影響を評価することとする。影響の評価方法としては、ラットに電磁界曝露を行いながら脳髄液を連続的に採取し、脳髄液中の蛋白質の定量化を行い、曝露による脳髄液中の蛋白質濃度変化を調べることで、電磁界曝露中のバリアの機能を検証することとする。本研究では、計測システムの構築を行い、引き続き、構築された計測システムを用いて、成熟ラット (8～10週齢) と幼若ラット (5～6週齢) の短時間 (30分間) の急性曝露の検討、幼若ラット (5～6週齢) における1日30分連続6日間亜慢性曝露影響の検討を行った。

## B. 研究方法

### 実験動物

本研究の遂行にあたっては、動物実験に関する政府指針及び学会等のガイドラインを遵守するとともに国立保健医療科学院の動物実験委員会の承認を得ておこなった (動物実験委員会倫理審査承認番号 17-005)。実験は、手術の時点で5～6週齢 (幼若条件)、8～10週齢 (成熟

条件)の雄性 SPF-SD ラット (東京実験動物 (株)) を用いた。カニューレ装着後のラットは個別のケージにて飼育し、餌と水は自由摂取とした。実験期間中の飼育及び全ての実験は、室温  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  に制御されたバリア領域で行い、室内照明によって 12 時間毎の明暗自動調節を行った。また以下に述べる手術並びに実験の全ては、明期に行った。

### バリア透過性観察システム

本研究においては、バリア透過性の定量にマイクロダイアリス分析システム (エイコム株式会社、ニューロペプチドダイアリスサンプリングシステム EPPS-10) を使用した。本システムの概要を示した (図 1)。なお、蛍光の検出のため、蛍光分光光度計 FP6500 (日本分光) を利用し、オプションとして微量サンプル測定用のマイクロフローセルを光度計に設置した。また連続的に蛍光を測定すると、退光の問題が生じるため、計測は 2 分おきに 1 回の計測になるようソフトウェアレベルで制御をおこなった。

### カニューレ装着

カニューレの手術はすでに報告されている方法によっておこなった。以下にその詳細について述べる。  
ラットに ketamine hydrochloride / xylazine hydrochloride カクテル液 (10:1, 100mg/kg, いずれも Sigma Chemical Co.) の筋注により麻酔する。  
脳定位固定装置 (ナリシゲ) にラットを伏臥位におき装置にしっかりと固定する。頭部を鼻部から後頭部まで正中切開し、術野を確保する。次に、頭骨の上を覆っ

ている膜を眼科用ハサミで切除し頭骨を露出させる。前部は嗅球の上、後部は小脳の後ろまで露出し脱脂綿などで出血した血を止血する。

アンカー用のネジ (PEEK 製アンカービス、AN-3PEEK, エイコム) を嗅球の上 (正中を外すようにする)、ラムダの前部に左右 2 カ所の計 3 カ所に埋め込む。なおビスの埋め込みに際しては、0.5mm のドリルチップをつけた精密ドリル (UC200: 浦和工業) で予め小穴を開けておく。成熟ラットの場合は Bregma から caudal (縦) 0.8mm、lateral 1.3mm、ventral 3.0mm の位置に、また幼若ラットの場合は Bregma から caudal 0.8mm、lateral 1.3mm、ventral 2.7mm の位置にガイドカニューラ (NG-8FS, エイコム) を埋め込む。ガイドカニューラはデンタルセメントでその回りを固める。この際にデンタルセメントはアンカーネジを覆うようにカニューラのネジ山の部分まで盛り上げるようにする。ダミーカニューラ (ND-8, エイコム) をガイドカニューラに入れ、キャップナット (AC-1, エイコム) をかぶせる。手術は、実験の 2 日前までに行った。

手術に使用したカニューレ部品を図 2 に示した。これらは、いずれも電磁界曝露による電界の集中を最小限にするために、非金属製のものをを用いた。手術を完了しカニューレを装着したラットの頭部を図 3 に示した。また、カニューレの挿入部位の概念図を図 4 に示した。ここに示すとおり、カニューレの先端が側脳室内に入るよう、深さ方向に正確にカニューレを挿入する必要がある。