# UWB 電磁波の生体影響に関する基礎的研究

塩 澤 俊 之 中部大学工学部教授

## 1 序論

近年,移動体通信技術の発達に伴い,電磁波の人体に与える影響について大きな関心が寄せられている。特に, 携帯通信端末は人体頭部にごく近接した状態で使用されるため,端末から放射される電磁波の人体頭部に及ぼす 影響について多数報告されている。それらの報告の多くは、SAR(Specific Absorption Rate:比吸収率)値を 指標として定量的な考察を行っている。ここで、SARとは単位体積当たりに吸収される電力量である。その背 景には、各種公的機関が策定した安全基準では、マイクロ波帯における安全性の尺度として SAR を用いている ことが挙げられる<sup>[1,2]</sup>。しかしながら、電磁波曝露による直接的影響の一つとして懸念されるのは、電磁波吸収 に伴う温度上昇により生じる生体機能の異常である。文献<sup>[1]</sup>においては、その根拠の一つとして、Guy らによる 兎の眼球への曝露実験をあげている<sup>[3]</sup>。この実験では、レンズ内温度が 41-43 度になると白内障誘発の可能性が 無視できないとされている。それ以降もマイクロ波の眼球に与える熱影響を調査した研究が数多く報告されてい るが、それには大きく分けて二つの理由がある。まず、眼球は皮膚に覆われておらず、かつ体表に近い。そして、 血流による熱輸送がないため、一旦温度が上昇すると冷却効果が他の部位に比べて小さいのではないかと考えら れていることによる。このため、解剖学的な人体モデルを用いて、眼球がマイクロ波を浴びた場合の SAR 値を 計算し、その値を熱源として温度上昇を評価した報告がいくつかなされている(例えば、<sup>[4,5]</sup>)。これらの研究で は、眼球に対する熱モデルとして、眼球は残りの頭部から熱的に孤立しているという仮定に基づき議論が行われ ていたが、この仮定の妥当性については十分な検討がなされていなかった。

ところで、無線ローカルエリアネットワークや無線パーソナルエリアネットワークのような、近距離での高速 無線通信ネットワークの実現およびそのデータ転送レートのさらなる高速化に興味が注がれている。その中でも、 特に、Ultra-Wideband (UWB) 無線通信システム<sup>[6]</sup>が大きな注目を浴びている。現在多くの狭帯域無線通信シ ステムが運用されており、すでに不足している周波数帯域に、新たに UWB 無線通信システムのための超広帯 域な周波数幅を割り当てることは困難であった。そこで、FCC の規制緩和では、3.1GHz から10.6GHz までの周 波数帯を UWB 無線通信システムに開放した。しかしながら、このような超広帯域電磁波が生体に入射した場 合に、どのような現象が起こるのかを考察した報告はなされていない。

本報告では,UWB 電磁波パルスが解剖学的な人体頭部モデルに入射した場合に人体に吸収される電力量と温度上昇の時間発展の定量的な評価を行なった。なお,それに先立ち,眼球における熱輸送モデルの検討およびその改良を行った。

#### 2 解析モデルと手法

解析に用いたモデルは、MRI (magnetic resonance imaging) 画像をもとに筆者のグループが作成したもので ある(図1参照)。このモデルは、一辺が 2.0mm の立方体から構成されており、その寸法は、192×220× 250mm である<sup>[6]</sup>。また、本モデルを構成する組織は、皮膚、脂肪、筋肉など計17種類である。ここで、人体組 織の電気定数は周波数に依存することが知られているが、Gabriel らにより報告された測定結果を用いるものと する<sup>[7]</sup>。この電気定数を先に構築した人体頭部モデルに付与する。



図1:人体頭部モデルの断面図(眼球中央を通る水平断面)

解析手順としては、まず FDTD 法<sup>[8]</sup>により SAR 分布を計算し、次にそれを熱源とした生体熱輸送方程式を FD 法を用いて解くことにより、各組織の温度上昇を求める。ここで、FDTD 法とは、Maxwell の方程式を時 間領域で差分化し、直接解く手法である。そのため、人体頭部のような不均質な媒質と電磁波の相互作用の問題 を解くのに適している。本稿では、人体正面から垂直偏波の平面波を照射することを想定し、FDTD 法で解析 した。なお、FDTD 法におけるセルサイズはそれと一致するように 2mm とした。SAR を発熱源とした生体熱 輸送方程式を FD 法で解析することによって、体内温度上昇を数値的に計算する。一般に、生体内温度上昇の 計算は、マイクロ波による熱発生と組織内及び組織間の熱伝導による熱移動、血流による熱冷却、皮膚表面から 外気への熱伝達を考慮すればよく、体内座標を表す位置ベクトルを r とすると、熱輸送方程式は次式で表され る<sup>[9]</sup>。

$$C(\mathbf{r}) \cdot \rho(\mathbf{r}) \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = \nabla \cdot (K(\mathbf{r}) \nabla T) + A(\mathbf{r}, T(\mathbf{r}, t)) + \rho(\mathbf{r}) \cdot SAR(\mathbf{r}) - B(\mathbf{r}, t) \cdot (T(\mathbf{r}, t) - T_b(\mathbf{r}, t))$$
(1)

ここで、 $\rho$  は組織の質量密度 [kg/m<sup>3</sup>]、*C* は比熱 [J/kg<sup>C</sup>]、*T* は組織の温度 [<sup>C</sup>]、*K* は熱伝導率 [W/m<sup>C</sup>]、*A* は代謝熱 [W/m<sup>3</sup>]、*B* は血流定数 [W/m<sup>3</sup><sup>C</sup>]、*T*<sup>b</sup> は血流温度 [<sup>C</sup>](初期値:37<sup>C</sup>)である。また、式(1)に対する境界条件は次式で表される<sup>[10]</sup>。

$$H \cdot (T_s(\mathbf{r}, t) - T_a) + SW(\mathbf{r}, T(\mathbf{r}, t)) = -K(\mathbf{r}) \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial n}$$
(2)

ここで, H は熱伝達率  $[W/m^2\mathbb{C}]$ ,  $T_s$  は外気に接する組織温度  $[\mathbb{C}]$ ,  $T_a$  は外気の温度  $[\mathbb{C}]$ , SW は汗に関する係数  $[W/m^2]$ , n は体表面における法線方向の微分を示している。なお,熱パラメータについては,文献<sup>[5]</sup> で用いられているものを用いることとした。

### 3 眼球に対する熱モデルの検討

図2に眼球に対する熱モデルを示す。(a)は眼球およびその周辺の組織構造を基に、眼球は熱的に孤立している



図2:眼球に対する熱モデル:(a)熱孤立系と仮定したモデル,(b)従来の生体熱輸送方程式を用いたモデル

と仮定したモデルである<sup>[11]</sup>。一方,眼球に特化していない場合には,生体全体に対して熱輸送方程式を適用す ればよく,眼球周辺の概略は(b)に相当する。(a)と(b)を比べた場合,(a)の難点は眼球外部に存在する熱源(SAR) を考慮できないことにある一方,眼球周辺を覆う脈絡膜における血流を熱伝達率 H<sub>2</sub> で置き換えているためその 影響を考慮に入れている。(b)では,非常に薄い組織である脈絡膜を考慮できないため,血流の影響を考慮できな い一方,眼球外部における熱輸送については忠実に再現することができる。

そこで、本研究では、両者の利点を活かすために、モデル(a)を用いて実験的に導出された熱伝達率 H<sub>2</sub> を基に、 モデル(b)において脈絡膜の血流を等価的に組み込むことを考えた。その概念図を図3に示す。本来であれば非常 に薄い脈絡膜を強膜および網膜と同一の組織として扱い、その平均値を割り当てることを考えた。その具体的な 手順は以下の通りである。

1. 温度上昇をモデル(a)で計算する。

2. 眼球の外部に吸収された吸収電力をゼロと仮定し,モデル(b)を用いて温度上昇を計算する。

ここで、混合組織における血流量を変数とする。

3.以下の評価関数Fにおいて,値が最小となる等価血流量を探す。

$$F(B_{cho}) = \sum_{M} (\delta T_{simp} - \delta T_{conv})$$
<sup>(3)</sup>

ここで, *M* は眼球組織のセル数である。なお, 2項目において, 眼球外における電力吸収量をゼロとしたのは, 温度上昇の計算の際の熱源をモデル(a)および(b)で同一にするためである。このとき熱源の分布は仮想的なもので はあるものの, 熱輸送方程式の線形性があるため, モデル(a)および(b)による計算自体は等価なものと考えること ができる<sup>[12]</sup>。







図4:評価関数と混合組織における血流量の関係

900MHz, 1.5GHz, 1.9GHz におけるダイポールアンテナを考え, 眼球表面から 12mm 離れたところに配置す る。その際,上記手順で評価関数の振舞いを調べたものを図4に示す。図4より,いずれの周波数においても血 流量が13200-13300W/m<sup>3</sup>であった。なお,平面波の場合には,13300-13500W/m<sup>3</sup>であり大差はみられなかった。 したがって,以下の議論では,混合組織の値として13500W/m<sup>3</sup>とすることとした。なお,この値は,兎を用い た動物実験から得られたものと同程度であることを確認している<sup>[13]</sup>。

#### 4 UWB 周波数帯における眼球内吸収電力と温度上昇

本章では,基礎的検討として,1次元モデルを用いて,平面波が眼球に入射した場合に吸収される電力および レンズ内における最大温度上昇を求める。図5に,本解析に用いた1次元モデルを示す。本モデルの解像度は 0.5mm であり,角膜,レンズ,硝子帯の厚さは,それぞれ,0.5mm, 4.0mm,21mm であり,成人の眼球中心 軸に沿う平均値である。その背後には,有限の脂肪層が存在し,半無限の灰白質がそれに続く。なお,最後の層 に等価的な混合組織を配置し,熱解析ではその影響を考慮に入れた。なお,人体は分散性を有するため,本節で は周波数依存性を考慮できる FDTD 法を用いた<sup>[8]</sup>。



図5:眼球表面から中心を通る軸に沿う1次元モデル

図5に示した眼球モデルに、1ns の継続時間を有する,正弦波をガウス型の包絡線で変調した電磁波パルスを 入射する。なお,波形の詳細は順序が逆になるが、図7にて示す。上記の電磁波パルスを入射した際の,SAR の時間最大値を解析した結果を図6に示す。図より,電磁波が浸透するのはレンズ表面から 20mm 程度までで あり,脂肪層および灰白質にはほとんど届いていないことがわかる。これは、UWB 電磁波が非常に高い周波数 域を持っているため,生体組織の導電率が高く,浸透した電磁波の吸収量が大きくなり,媒質内で強く減衰する からである。

次に,FDTD 法で求めた SAR を熱源として,眼球組織内の温度上昇を求めた。各媒質の表面における温度 上昇の時間変化を図7に示す。また,検討のため給電点での入射波の時間変化も示す。図より,入射パルスの絶 対値が大きいときに温度が上昇していることがわかる。また,脂肪や灰白質部分の温度変化がないことや,レン ズや硝子体において温度の下降が見られないことから,隣の媒質への熱移動がほとんどないことがわかる。これ は、UWB 電磁波入射の時間幅が 1ns と極めて小さいため,周りへの熱伝導の影響は無視できる程度であるため である。以上のことから,パルス波による温度上昇を解析する際には,SAR の影響のみを直接受け,電磁波入 射中の熱伝導の効果は考慮に入れる必要がないことがわかった。このことから,UWB パルスが入射した際には, 熱拡散の時定数に比べて十分小さい時間幅で吸収電力を平均し,それを熱源として用いればよいこととなる。こ れにより,各周波数帯における吸収電力を計算し,その特性を調べれば,いかなるパルス波形に対しても評価で きることとなる。そこで,1mmの解像度を有する人体頭部モデルを用いて次節で解析を行う。





#### 5 3次元人体頭部モデルに電波が入射した際の吸収電力と温度上昇の相関

本項では、2節までの議論とは異なり、人体頭部モデルとしては、情報通信研究機構が構築した日本人男性モ デル(解像度2mm)<sup>[15]</sup>を再分割した 1mm モデルを用いて検討する。なお、電気定数および熱定数は先に示し た通りである。図8に眼球に吸収される平均電力量(SAR)の周波数特性を、図9にはその吸収電力量に伴う 温度上昇と吸収電力量の比を示す。図8より、眼球平均 SAR は周波数に大きく依存することがわかる。いくつ かのピークが見られるが、これは眼球内において定在波が生じることによるものである。詳しい考察については、 文献[5]を参照されたい。一方、図9は、眼球平均 SAR とレンズ内における最大温度上昇の比を求めたものであ る。この図より 3GHz 以下ではほとんど一定とみなせた SAR と最大温度上昇の比が、ほぼ線形に上昇している ことがわかる。この図だけを見ると、電波曝露により温度がより上昇しやすいともとれるが、図8より周波数が 高くなるにつれ浸透深さが小さくなるためにそのような結論は下せない。本研究では計算機メモリの都合上、 5GHz まで計算したが、5GHz から 10GHz までの検討にはより解像度の大きいモデルが必要であり、その領域 における検討が今後の課題である。



図9:レンズ内最大温度上昇と眼球平均 SAR の比

### 6 むすび

本報告では、電磁波が眼球に入射した際の熱解析を厳密に行うための検討を行った。その際、眼球を取り囲む 脈絡膜の血流量が大きいことが知られているが、その血流量を測定することは極めて困難である。そこで、熱定 常状態における生体熱輸送方程式が線形であることを用いて、その血流量を推定した。その結果、従来用いられ ていた熱モデルの有効性と限界を明らかにすることができた。加えて、家兎眼に対するマイクロ波曝露により得 られた実測値との比較により代表者の提案したモデルの有効性を示した。次に、眼球の1次元モデルに電磁波が 入射した際に眼球に吸収される電力量とそれに伴う温度上昇を解析した。このようにして、UWB 電磁波パルス が占める 3.1-10.6GHz 帯における眼球の熱に対する基礎特性を明らかにするとともに、それに伴う時間発展を明 らかにした。特に、電磁波パルスの持続時間は熱拡散の時定数に比べて小さいため、電磁吸収量の平均値を用い て熱解析を行えば十分であることを示した。また、3次元モデルを用いた基礎的検討を行い、電磁波の浸透深さ の減少にともない、電磁波があまり眼球には浸透しないことがわかった。さらに、熱的影響の観点からみれば、 従来関心が向けられていた 3GHz までの周波数帯とは異なり、3GHz 以上では SAR と温度上昇の相関は周波数 により一定とみなせないことを明らかにした。3次元解析については計算機メモリの都合上 5GHz まで行なっ た。今後、10GHz までの解析を行う予定である。

# 参考文献

- "Evaluation compliance with FCC guidelines for human exposure to radio frequency electromagnetic fields," FCC, Washington, DC, Tech. Rep. OET Bulletin 65, 1997.
- [2] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," *Health Phys.*, vol.74, pp.494-522, 1998.
- [3] A. W. Guy, J. C. Lin, P. O. Kramar, and A. Emery, "Effect of 2450-MHz radiation on the rabbit eye," IEEE Trans. Microwave Theory & Tech., vol.23, no.6, pp.492-498, Jun. 1975.
- [4] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuzzi, "Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900-MHz range," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.50, no.3, pp.295-304, Mar. 2003.
- [5] A. Hirata, S. Matsuyama, and T. Shiozawa, "Temperature rises in the human eye exposed to EM waves in the frequency range 0.6-6 GHz," IEEE Trans. Electromagnetic Compt., vol.42, no.4, pp.386-393, Nov. 2000.
- [6] FCC First Report and Order on Ultra-Wideband Technology, February, 2002.
- [7] http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh
- [8] 宇野亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, (コロナ社), 1998.
- [9] H.H.Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in resting forearm," J.Appl.Physiol, vol.1, pp.93-122, 1948.
- [10] R. G. Gordon, R. B. Roemer, S. M. Horvath, "A mathematical model of the human temperature regulatory system-trasient cold exposure response," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, pp.434-444, 1976.
- [11] J. J. Lagendijk, "A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment," Phys. Med. Biol., vol.27, pp.1301-1311, 1982.
- [12] 塩澤俊之,平田晃正,藤原修,"マイクロ波曝露に対する眼球の熱モデリングに関する検討"電気関係学 会東海支部連合大会,2005年9月.
- [13] A. Hirata, S. Watanabe, M. Taki, M. Kojima, I. Hata, K. Wake, K. Sasaki, and T. Shiozawa, "A Study on temperature increases in rabbit eyes due to 2.45-GHz electromagnetic wave exposures," BEMS Annual Meeting 2005, (Dublin, Ireland), Jun. 2005.
- [14] A. Hirata, S. Watanabe, M. Kojima, I. Hata, K. Wake, M. Taki, K. Sasaki, and T. Shiozawa, "Computational verification of anesthesia effect on temperature variation in rabbit eyes exposed to 2.45-GHz microwave energy," Bioelectromagnetics, in press.
- [15] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, M. Taki and Y. Yamanaka, "Development of realistic high-resolution whole -body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry", Phy. Med. Biol., vol.49, pp.1-15, 2004.

題名	揭 載 誌 · 学 会 名 等	発表年月
A study on temperature increases in rab- bit eyes due to 2.45-GHz electromagnetic wave exposures	Bioelectromagnetics Meeting	2005.6
マイクロ波曝露に対する眼球の熱モデリン グに対する検討	電気関係学会東海支部連合大会	2005.9
Computational verification of anesthesia effect on temperature variations in rabbit eyes exposed to 2.45 GHz microwave en- ergy	Bioelectrornagnetics	In press

〈発表資料〉