

4-5 医療用金属プレート埋め込み人体における局所 SAR 上昇に関する実験的検討

4-5 *Experimental Investigation of SAR Enhancement Due to Implant Metal Exposed to External Electromagnetic Waves*

日景 隆

HIKAGE Takashi

植込み型心臓ペースメーカーや医療用金属プレート等、医療用金属機器を体内に埋め込んでいる場合、電波防護指針値以下の電波ばく露でも局所的な比吸収率 (SAR : Specific Absorption Rate) 上昇の可能性が示唆されている。近年は、様々な形状の医療用金属プレートが開発されており、これらの装着者に対する指針適用性の検討が、電波の安全利用において重要な課題となっている。本研究では、複雑な構造を有する埋め込み医療用金属プレートに起因する SAR 上昇の周波数特性について数値シミュレーションを用いて詳細な評価を行う。さらに、シミュレーション結果の妥当性検証を目的として、新たに開発した物理ファントムを用いて温度上昇測定実験を行う。これらにより、医療用金属プレート装着者に対する指針適用性評価に資する定量データを提供することを目指す。

This study investigates the potential specific absorption rate (SAR) increase in complex embedded medical metal plates, such as implanted cardiac pacemakers and metal plates, when exposed to radiofrequency radiation. Numerical simulations and temperature rise measurement experiments using a physical phantom were conducted to evaluate the frequency characteristics and validate the simulation results. The findings contribute to the assessment of guideline applicability for wearers of medical metal plates, ensuring the safe use of radio waves in healthcare. By employing numerical simulations and temperature rise measurement experiments, this study provides valuable insights for assessing guideline applicability. The results emphasize the need to adapt safety guidelines to accommodate various medical metal plate designs, guaranteeing the safe utilization of radio waves in healthcare settings. Future studies should expand the scope to include a broader range of medical metal devices to further enhance our understanding of radio wave exposure effects.

1 まえがき

携帯電話や電子商品監視システム (Electronic Article Surveillance) 等の無線通信機器は、電波を安全に利用するため各国で制定された指針値を満たす必要がある。電波防護の国際ガイドラインを、ICNIRP [1] (国際非電離放射防護委員会: International Commission Non-Ionizing Radiation Protection) や IEEE [2] (米国電気電子学会: The Institute of Electrical and Electronic Engineers) が策定しており、我が国においては 1990 年に総務省により電波防護指針 [3] が制定されている。電波防護指針 (諮問第 38 号 3.4 項 (3)) 内において、体内に金属を埋め込んでいる場合に関して、指針値以下のばく露においても局所的な発熱を引き起こす可能

性が示唆されており、局所的な比吸収率 (Specific Absorption Rate: SAR [W/kg]) 上昇の可能性が示唆されている [4]。しかしながら心臓ペースメーカーや医療用金属プレート、義手・義足等の生体医用金属材料を用いた植え込み型医療機器装着者について、注意喚起はなされているが指針適用外であり、具体的かつ定量的な判断基準・評価法は示されていない。

導電性金属を装着あるいは埋め込んだ人体に対する電波ばく露量及びその安全性に関する評価はこれまでに高精度数値人体モデルを用いた計算推定 [5][6] や実験 [7] がこれまでに報告されている。しかしながら、無線電力伝送システムや第 5 世代移動通信システム等、新規の形態の無線通信機器が生活空間で使用されるようになった状況もあり、十分な知見が得られていると

は言い難い。したがって、更に詳細かつ慎重な研究を継続していく必要があり、電波防護指針の適用性の検討がますます課題となっている。

電波防護指針内で指標とされているのは、体温上昇もしくは生体の電磁界ばく露により生じる任意質量の6分間平均電力量であるSARである。局所的なばく露量については生体組織を10gに平均化した質量平均SARが用いられている。

本研究で主題としているものは下顎骨骨折時の固定具として用いられる医療用金属プレートである。顔面骨骨折に関する論文[8]によると、顎顔面骨骨折を対象とした全447症例中、スポーツが原因で受傷した外傷数は48症例であり、その内下顎骨骨折が38例(79%)、中顔面骨骨折が10例(21%)とされており、下顎骨骨折が非常に高い割合を占めている。なお、下顎骨骨折時には、使用領域における軟部組織が厚い場合に用いられるミニプレートが使用される。その場合、その固定法は噛み合いや咀嚼の機能を果たす下顎骨の力学的な概念から決定されるが、いずれの場合も安定性などの観点から2枚以上の金属プレートを用いることが想定されている(図1)。

本研究の目的は、電波ばく露時の植え込み型医療機器装着者に対するSARの推定を行い、電波防護指針の適合性を評価することである。植え込み型医療機器の中でも下顎骨骨折時に用いられる2枚の金属プレ

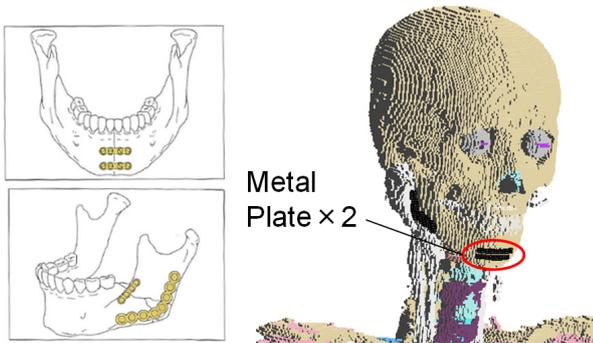


図1 下顎骨骨折治療用金属プレート埋込のイメージ

ト空隙部におけるSARに焦点を当て評価を行う。埋め込み金属プレートに起因するSAR上昇の周波数特性について、数値シミュレーションを用いて評価する。また、解析結果の妥当性の検証を目的として物理ファントムを用いて金属プレート空隙部における温度上昇測定実験を行う。これらにより、骨折治療用金属プレート装着者に対する指針適用性評価に資する定量データを提供する。

2 数値解析によるSAR上昇の機序推定

人体を対象とした計算推定によるSAR評価は、FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法を用いたものが多く実施されている。はじめに、単純形状の誘電体に骨折治療用金属プレートを模擬した金属プレートモデルを埋め込んだ解析モデルを構築し、それらを用いてSARの周波数特性の推定を実施する。

2.1 金属プレートを埋め込んだ誘電体モデルを用いたSAR推定

金属プレート空隙部でSAR上昇が起こる理由として、2枚の金属プレートへの電磁的結合がスロットアンテナと似た動作をすることが考えられる。すなわち、2枚の細長い金属プレートを平行に並べることでできる空隙部を直交する向きに電界が発生し、空隙部において温度が上昇する。通常、スロットアンテナはスロット長が半波長の整数倍に対応した長さになると共振現象が生じ、端部において温度が上昇しやすくなる。一方、金属プレート空隙部はスロットのように端が閉じておらず開放しているため、電界強度分布は共振周波数におけるスロットアンテナの電界強度分布について節と腹を入れ替えた分布と近似すると考えられる。スロットアンテナと金属プレート空隙部の電界強度分布イメージについて図2に示す。金属プレート空隙部の電界強度分布図は、正面から周波数を変えた平面波を照射した場合のプレート面の電界強度をFDTD

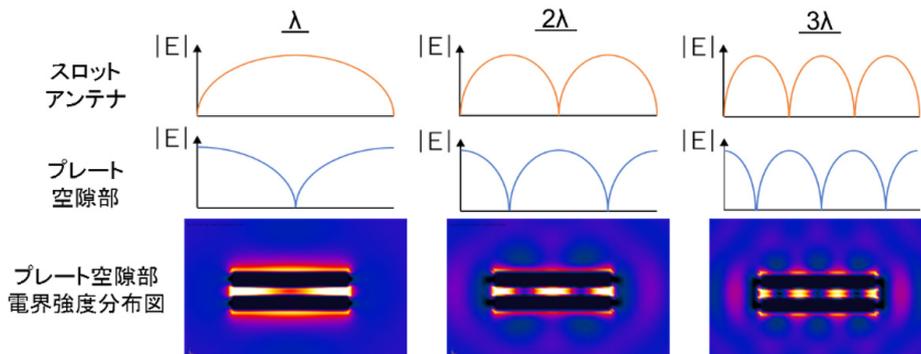


図2 スロットアンテナと金属プレート空隙部の電界強度分布イメージ

法により求めたものであり、イラストと一致した電界分布がプレート空隙部に生じていることが分かる。

2.2 下顎骨骨折治療用金属プレート埋込モデルの SAR

下顎骨骨折治療用金属プレートを埋め込んだ誘電体モデルが電波ばく露した際の SAR の周波数特性を取得することを目的とした FDTD 法による電磁界解析を行う。骨折治療用金属プレートは、サイズや形状の異なるマイクロプレートやミニプレート、バイコチカルプレートなどの種類があり、骨折箇所や損傷程度によって使い分けられる。本稿では、最も広く適用可能であるミニプレートを想定した評価例を示す。

金属プレートを埋め込んだ解析モデルの全体図を図3に示す。誘電体のサイズは $(x, y, z) = 200 \times 210 \times 200$ [mm] で、埋め込む金属プレートモデルは図4に示すような複数のスクリーホールを有する複雑な形状である。ここでは、簡単化のためスクリーのモデル化は行っていない。単純形状の誘電体に厚さ 1 mm

の金属プレートを表面から深さ 10 mm の位置に埋め込む。プレート長 w は 45 mm、プレート幅 h は 5 mm、プレート間隔 s は 2 mm で固定とする。

平面波ばく露条件における FDTD 解析諸元を表1に示す。本解析では、モデルを解析領域の中央に配置し、周囲 50 mm の空間に理想的な平面波励振源を設置した非接地条件を仮定する。セルサイズは最大 2.2 mm (誘電体内波長の 1/10 以下)、最小 0.3 mm (スクリーホールを表現できる大きさ) の不均一メッシュで構築する。平面波励振源はモデルの正面から垂直に入射する 1 W/m^2 の垂直偏波 (z 軸方向偏波)、周波数は 1.6 ~ 3.4 GHz とし、0.1 GHz ごとに評価する。誘電体の電気定数は 2/3 筋肉値 [9] を用いる。評価点は金属プレート端部のスクリーホール付近に設定する。

図5に前節の解析諸元を基にした場合の金属プレート埋め込みに起因する SAR 上昇の周波数特性評価結果例を示す。同図の丸印のマークは FDTD ボクセル単位で計算した SAR 分布を示している。2.0 GHz をピークとして解析周波数全体で SAR 上昇が確認できる。

表 1 FDTD 解析諸元

Excitation source	Plane wave (Vertical Pol.)
Frequency [GHz]	1.6~3.4
Cell size[mm]	Max 2.2(0.07 λ) / min 0.3
Absorbing B.C.	U-PML (7 layers)
Iteration [periods]	100
Material	Gabriel parameters[*] Plates : PEC

[*] C.Gabriel、Brooks Air Force Technical Report AL/OE-TR-1996-0037、1996.

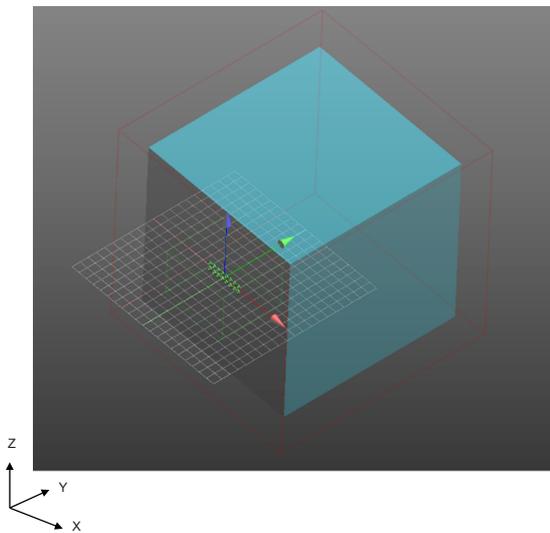


図 3 誘電体モデル

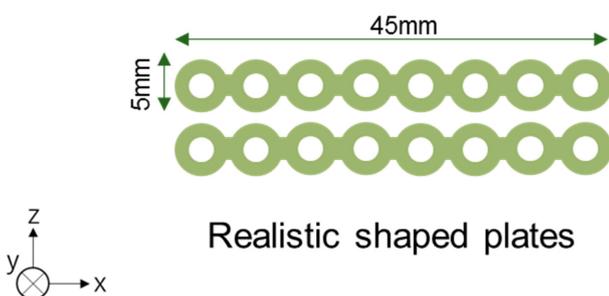


図 4 金属プレートモデル

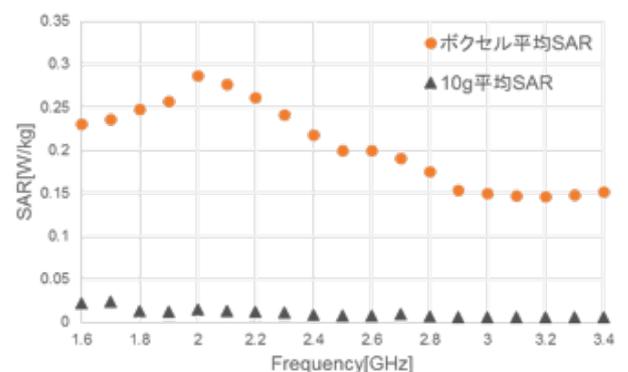


図 5 金属プレート空隙端部における SAR 上昇評価 (ボクセル平均/10 g 平均)

4 人体に対する電波ばく露評価技術

図6に2.0 GHzでの金属プレート周辺のSAR分布を示す。同図より、スクリーホール付近のSAR上昇が確認でき、特に端部で上昇している様子がわかる。また、図5における三角のマークは電波防護指針で用いられる10 g平均SARを示しており、ピーク時におい

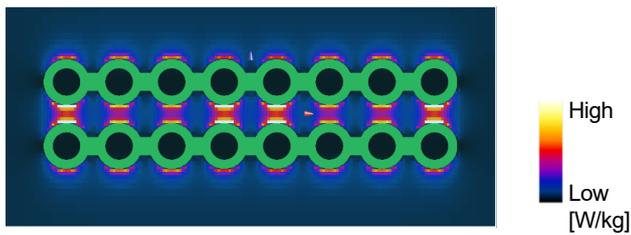


図6 金属プレート周辺の2次元SAR分布 (2.0 GHz)

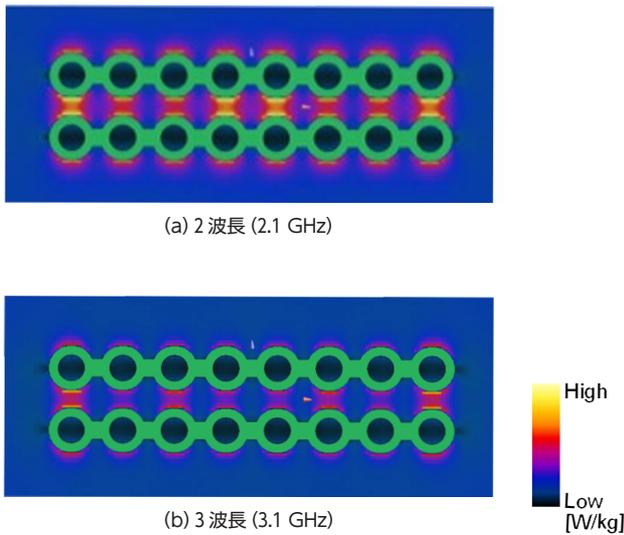


図7 金属プレート空隙部の電界強度分布

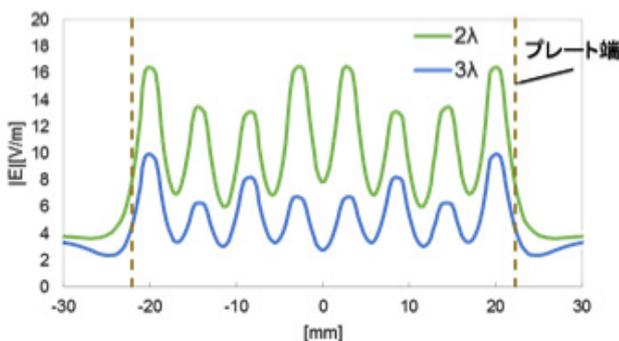


図8 金属プレート空隙部中心軸上の電界強度分布

ても制限値を下回ることが確認できた。

次に、共振が起こると考えられる周波数における電界強度分布を評価する。図7(a)、(b)はそれぞれプレート長が誘電体内波長で2波長、3波長にあたる場合の金属プレート周辺の2次元電界強度分布である。同図の電界強度分布は、先に示したように共振周波数におけるスロットの電界分布と近似したものである。また、それぞれの場合における空隙部中心軸上の1次元分布の比較を図8に示しており、同図よりプレート長が波長の整数倍になる場合に端部での結合が大きくなることが分かる。

3 物理ファントムを用いた温度上昇測定

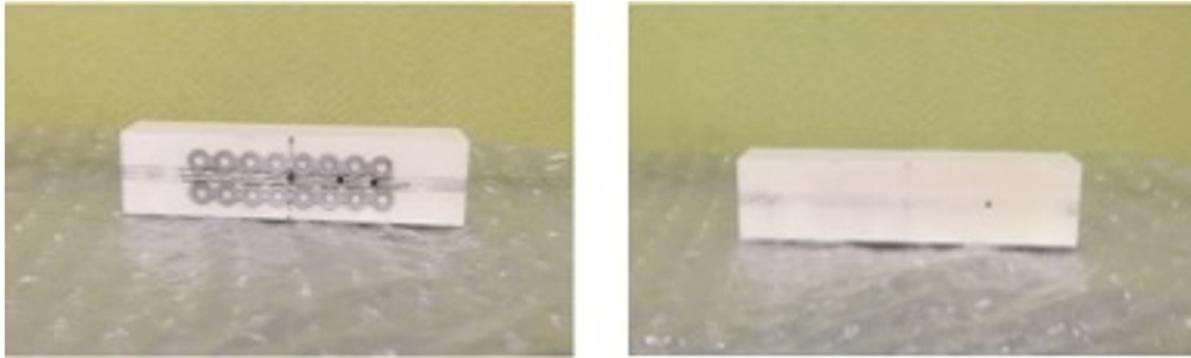
金属プレート装着者を模擬したファントムを対象として電波ばく露を行い、温度上昇を測定することでSAR評価を行う。電波照射後の評価点における温度上昇特性からSAR値を導出する温度測定法 [1]を採用する。本実験ではエポキシ材で作成した人体下顎骨を模擬した骨格を、グリセリンを主とする透明材料で覆ったファントムを用いる。ファントムは2種類あり、エポキシ材にスクリーホールを有する金属プレート2枚を平行に貼り付けたファントム (以下ファントムAとする)、金属プレートを考慮しないファントム (以下ファントムBとする)である。この2種類のファントムについて電波ばく露実験を行い、温度上昇特性からSARを推定し、金属プレートの有無に起因するSARの変化についての比較を行った。

3.1 SAR測定用透明ファントム

測定においては、骨折治療用金属プレートを厚さ1.0 mmのアルミニウム板で作成し、骨格模擬材に張りつけた上(図9)、透明なファントム材料を用いて製作した(図10(a)、(b))。

具体には、エポキシ材を用いて3Dプリンタで製作された模擬骨格の正中部と、アルミ板の中心を一致させ、貼り付けたものが図9(a)、(b)であり、それらを透明材料で覆ったものが図10(a)、(b)である。ファントムAについては、図4のように縦5 mm、横25 mmの複数のスクリーホールを有する金属プレート2枚1組を2 mmの間隔を開けて平行に接着剤を用いて模擬骨格に貼り付けている。なお、ファントムBについては、図9に示すような金属プレートを貼り付けていない状態の模擬骨格を透明ファントム材料で覆っている。

本実験で用いるファントムの電気定数は、測定周波数である2 GHz周辺における筋肉の値 [9]に基づいて作製されている。人体の各組織の電気定数は周波数ご



(a) ファントム A

(b) ファントム B

図 9 人体下顎骨を模擬した骨格



(a) ファントム A

(b) ファントム B

図 10 透明ファントム

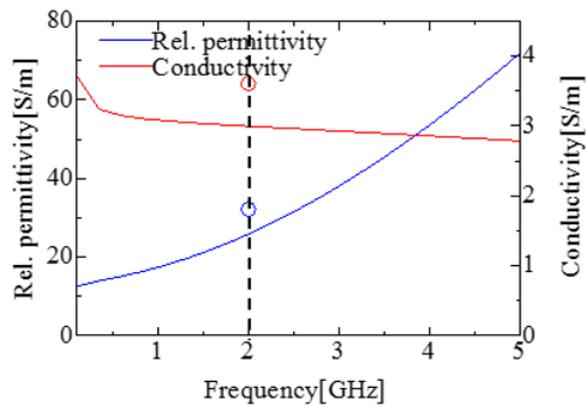


図 11 1～5 GHz における筋肉の電気定数

表 2 2 GHz での各種特性

比誘電率	導電率 [S/m]	熱伝導率 [W/(m・K)]	比熱 [J/(g・K)]	密度 [kg/m ³]
64	1.8	0.56	3.5	987

とに異なり、筋肉の電気定数をグラフ化したものを図 11 に示す。

2 GHz の筋肉の電気定数は、文献 [9] では比誘電率が 53.29、導電率が 1.45 S/m、本実験用ファントムは、比誘電率が 64、導電率が 1.8 S/m であり、本実験用ファントムの電気定数をグラフ上でポイントとして示

している。2 GHz における電気定数を含む各種特性を表 2 に示す。

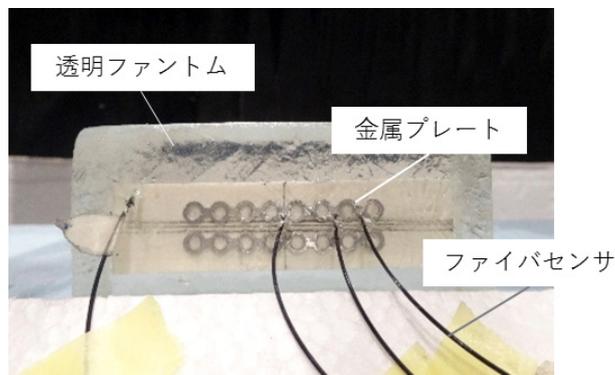
3.2 温度上昇測定実験系

本実験では、放射源からの直接的な影響を防ぐため、光ファイバを介して温度情報を取得する。実験系の構

4 人体に対する電波ばく露評価技術



(a) 全体図



(b) ファントム周辺拡大図

図 12 実験系の構成

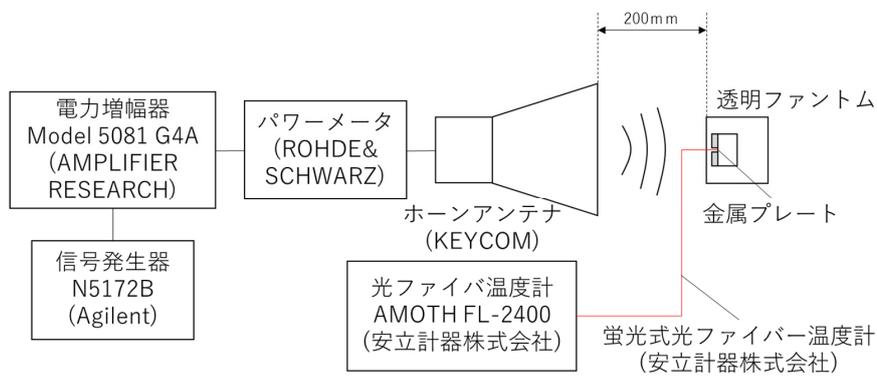


図 13 実験系ブロック図

成の全体図を図 12(a) に、ファントム周辺の拡大図を図 12(b) に示す。また、そのブロック図を図 13 に示す。

放射源としてホーンアンテナを使用し、電波ばく露を行う。照射偏波方向は垂直で、ここでは金属プレート長手方向と直交する向きを垂直偏波とする。アンテナ前面から金属プレート前面までの距離を 200 mm、アンテナ入力電力を 40 W、電波照射時間を 180 秒間とし、その間の温度情報を物理ファントム内に直接差し込んだ光ファイバセンサから取得し、温度上昇特性

から SAR を算出する。

測定周波数については、ファントム A、B を用い上記の条件で 1.6 ~ 3.4 GHz 間で 9 周波数設定し、各周波数 1 回ずつ測定する。なお、温度上昇特性から算出する SAR としては、式 (1) を基にして計算を行う。

$$\text{SAR} = \frac{c\Delta T}{\Delta t} \text{ [W/kg]} \quad (1)$$

本実験における温度測定点を図 14 (a)、(b) に示す。

温度測定点は P1 から P4 の 4 点設定しており、P1 は金属プレートから離れた位置、P2 は金属プレート空隙部中心、P4 はプレートの端部、P3 は P2 と P4 の中間点に設定している。なお、温度情報を取得するファイバセンサの埋め込み深さは、模擬骨格と接触する深さとしている。

3.3 温度上昇測定結果

先に示したファントム A、B を対象とした温度測定によって得られた、各測定点における温度上昇の周波数特

性を図 15 (a)～(d) に示す。また、各測定点における 180 秒間の温度変化の例として、2.0 GHz、2.45 GHz、3.0 GHz、3.4 GHz における結果を図 16～19 (a)～(d) に示す。

図 15 については、丸印のマークがファントム A (金属プレート埋め込みあり)、ばつ印のマークがファントム B (金属プレート埋め込みなし) の結果を示している。金属プレートから離れた位置である P1 ではどちらのファントムについても明確な温度上昇はみられなかった。金属プレート空隙部に設定した P2～P4 についてはファントム A で周波数特性があり、ピークとなる周波数では 1℃ 以上の明確な温度上昇が確認でき

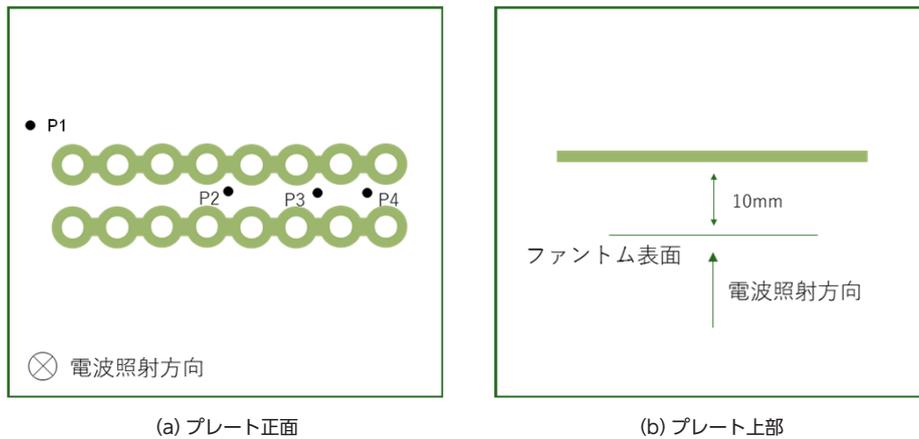


図 14 温度測定点概要

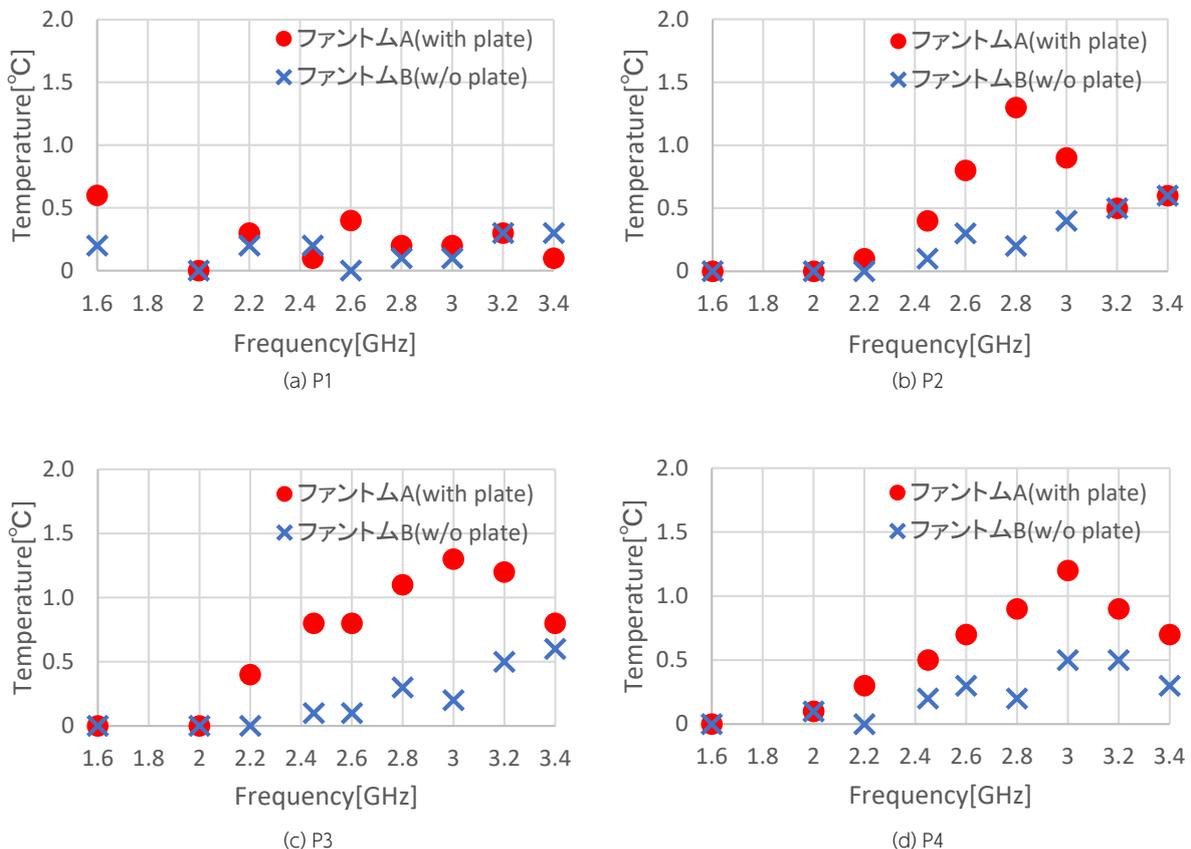


図 15 各測定点における温度上昇の周波数特性

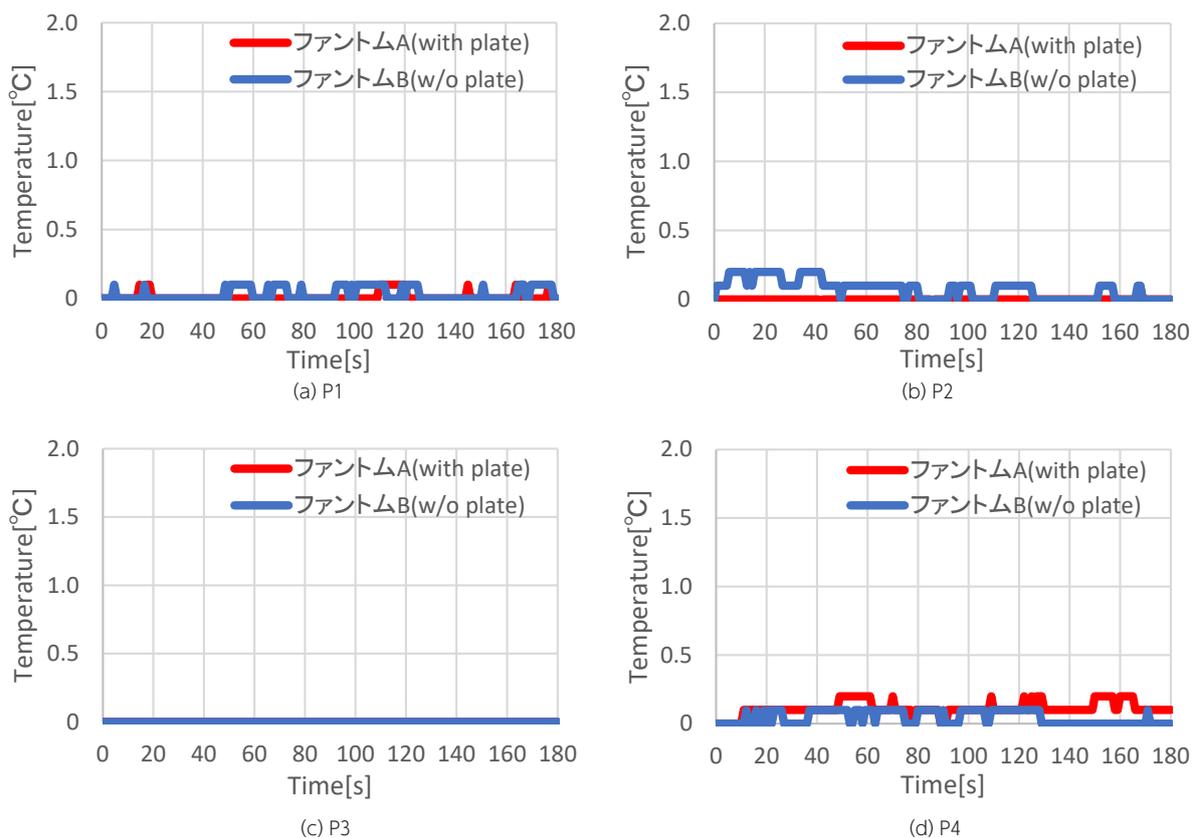


図 16 温度上昇特性 (2.0 GHz)

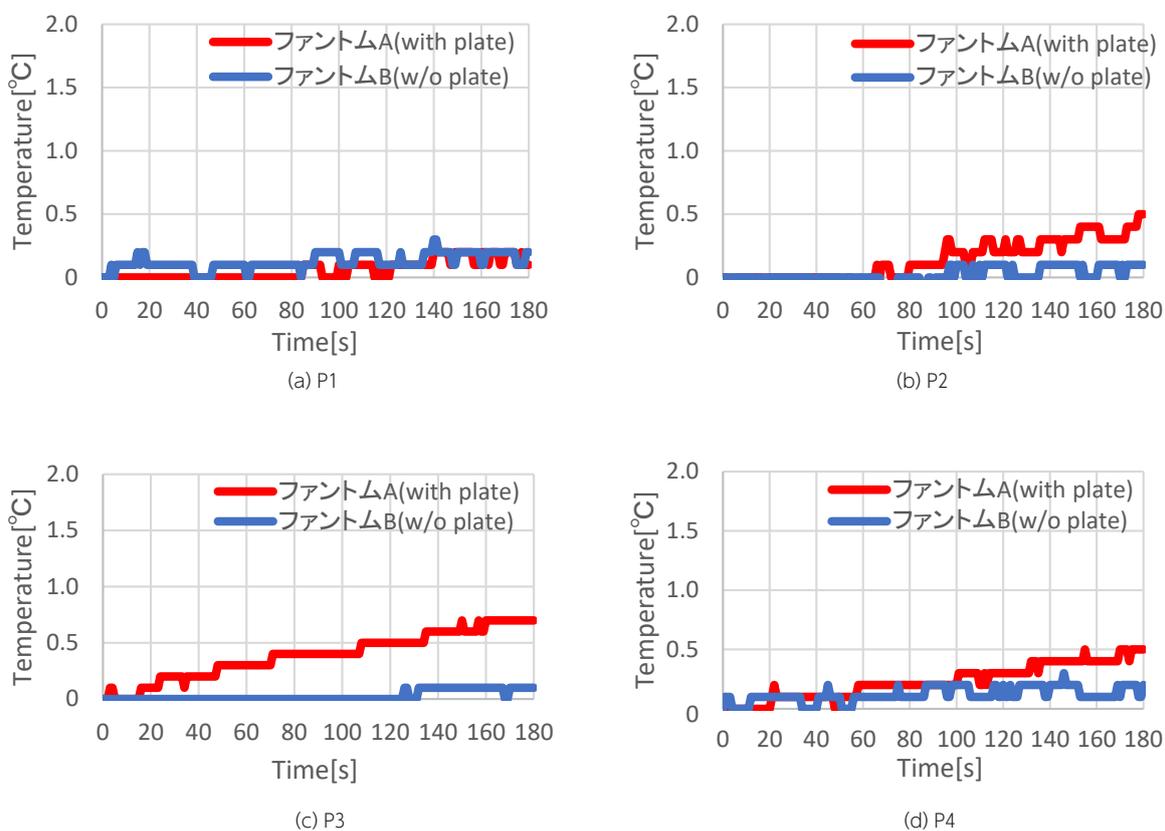


図 17 温度上昇特性 (2.45 GHz)

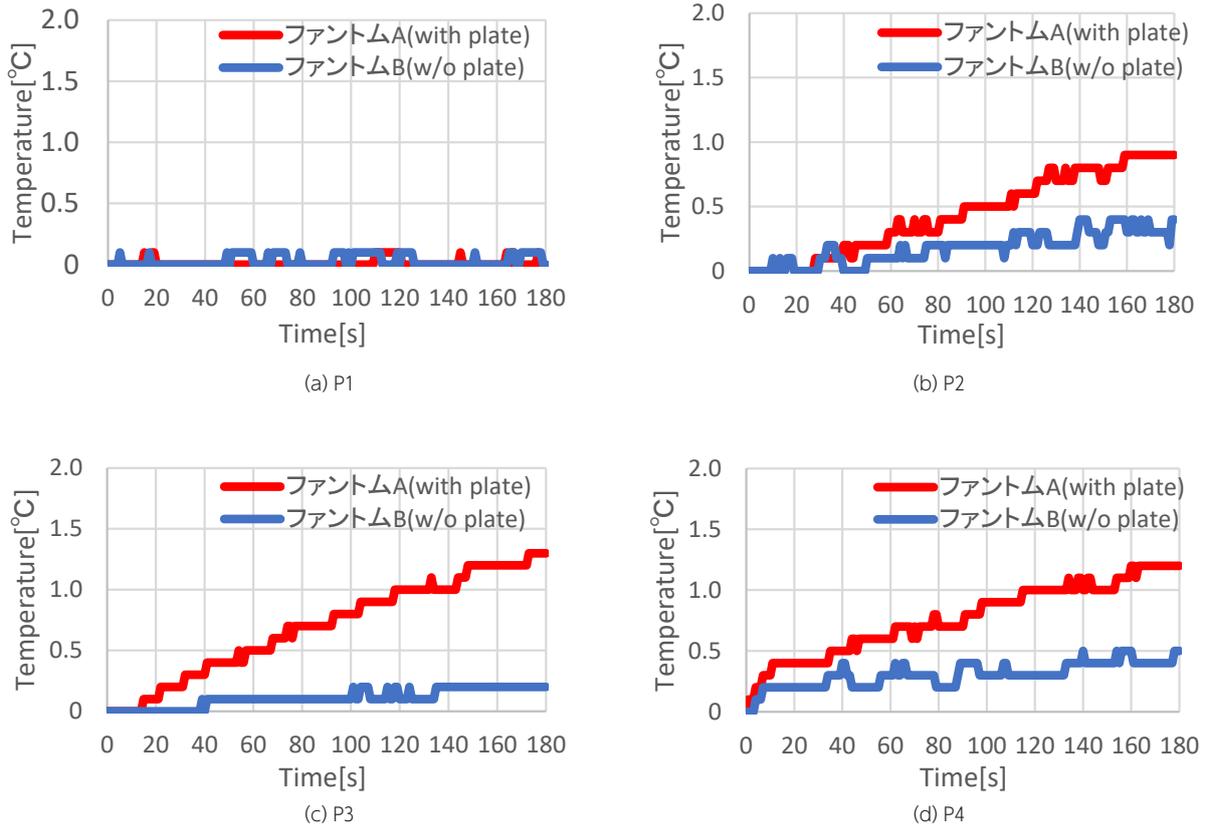


図 18 温度上昇特性 (3.0 GHz)

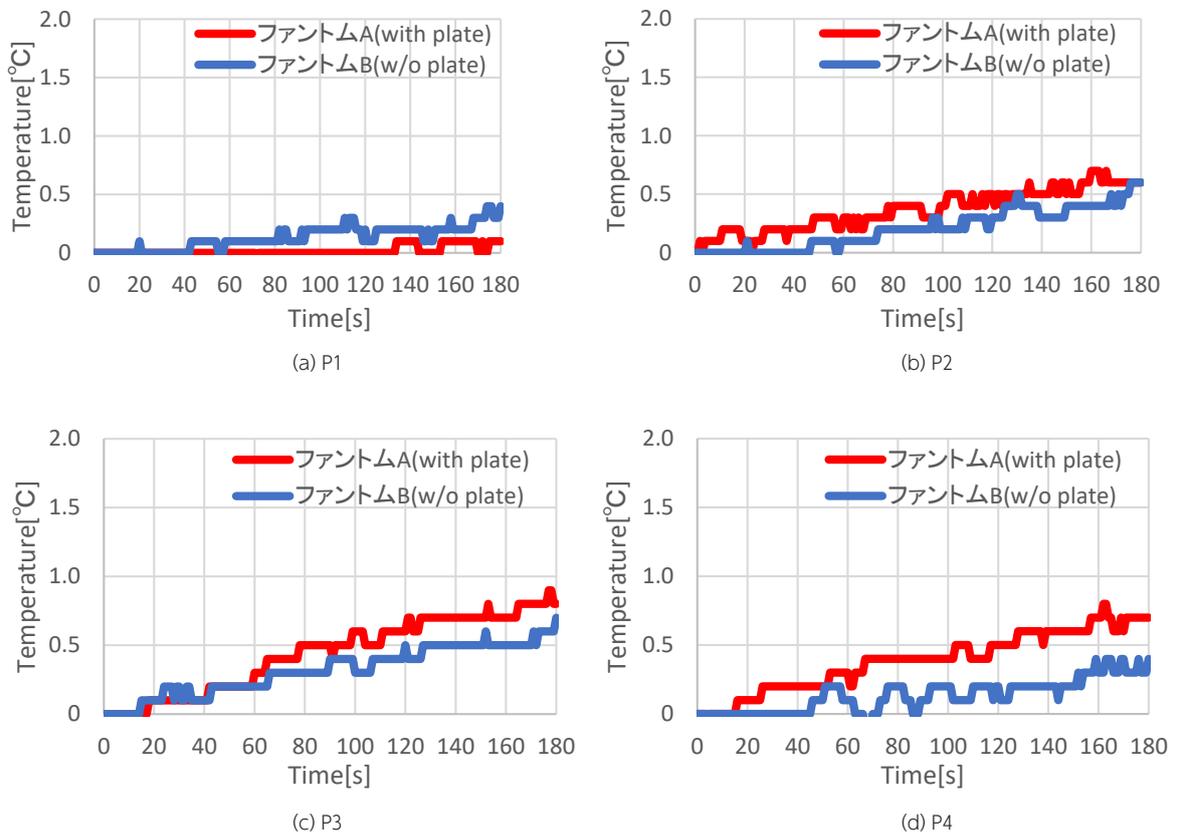


図 19 温度上昇特性 (3.4 GHz)

表3 金属プレートの有無による SAR 変化率

	P2	P3	P4
2.0 GHz	100	0	233
2.45 GHz	350	950	117
3.0 GHz	155	542	169
3.4 GHz	52	40	163

た。図 16～19 については、赤線がファントム A、青線がファントム B の温度変化を示している。

また、温度上昇特性の近似直線から得られた傾きを用い式 (1) を基にして算出した、ファントム B における SAR 値 (SAR_B) に対するファントム A における SAR 値 (SAR_A) の変化率 ($((SAR_A - SAR_B) / SAR_B) \times 100$ [%]) について、を表 3 に示す。

結果より、ファントム A で明確な温度上昇がみられた 2.45 GHz、3.0 GHz、3.4 GHz で金属プレート空隙部に設定した測定点では、ファントム A において温度上昇、SAR ともに高くなった。金属プレート空隙端部である P4 に着目し電磁界解析の結果と比較すると、温度上昇のピークは 3.0 GHz とずれがあるが、これは電磁界解析に用いた誘電体と、実験用のファントムの電気定数の違いによると考えられる。

以上より、2 枚の金属プレート空隙部における SAR 上昇及び電磁界解析の結果の妥当性を確認した。これまで、金属プレート空隙部の SAR 上昇を発生機序も含め明確にした例はなく、本成果については学術雑誌に投稿の上論文として採択されている [11]。

4 むすび

本稿では、複雑な構造を有する体内埋込金属プレートに起因する局所 SAR について、電磁界解析及び温度上昇測定実験に基づく評価を行った。2 枚の金属プレートの空隙部における SAR について、電磁界解析により周波数特性があることを明らかにし、金属プレート周辺での SAR 上昇を確認した。また、透明ファントムを用いた温度上昇測定により、金属プレートの有無による温度上昇特性を取得し、数値解析結果の妥当性を確認した。

本研究で実現した透明ファントムを用いた測定評価手法及び体内埋込金属プレートとの電磁的結合機序は、人体防護あるいは安全性評価を目的とした研究のみならず、開発が進む体内埋込型医療機との通信あるいはエネルギー伝送に応用可能な技術であり、今後の発展が期待される。

謝辞

本研究の実施にあたり、多くのご協力、ご指導、ご助言を頂いている、情報通信研究機構 (NICT) の長岡智明氏、和氣加奈子氏、渡辺聡一氏に深く感謝申し上げます。また、数値解析、実験に取り組んでくれた北海道大学情報科学研究院 ワイヤレス情報通信研究室 OB / OG 及び現メンバーの、河村由文さん、小野泰伴さん、田中尚樹さん、松田映美さん、伊藤涼音さん、大塚敦生さん、西川拓次さん、脇 修平さんに感謝いたします。

【参考文献】

- 1 ICNIRP Guideline, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," Health Phys., 2020.
- 2 ANSI/IEEE C95.1-2019, IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz.
- 3 総務省, 電気通信技術審議会答申諮問 38 号「電波利用における人体の防護指針」, 1990.
- 4 H. Matikka, J. Keshvari, and R. Lappalainen, "Temperature changes associated with radiofrequency exposure near authentic metallic implants in the head phantom—a near field simulation study with 900, 1800 and 2450 MHz dipole," Physics in Medicine & Biology, vol.55, no.19, pp.5867–5881, 2010.
- 5 A. Kyriakou, A. Christ, E. Neufeld, and N. Kuster, "Local Tissue Temperature Increase of a Generic Implant Compared to the Basic Restrictions Defined in Safety Guidelines," Bioelectromagnetics, vol.33, no.5, pp.366–374, 2012.
- 6 McIntosh RL, Anderson V, and McKenzie RJ, "A numerical evaluation of SAR distribution and temperature changes around a metallic plate in the head of a RF exposed worker", Bioelectromagnetics, vol.26, no.5, pp.377–388, 2005.
- 7 田中尚樹, 日景 隆, 山本 学, 野島俊雄, 長岡智明, 渡辺聡一, "光ファイバセンサを用いた近傍界ばく露時の埋め込み金属プレートによる SAR 上昇率評価," 2016 年電気・情報関係学会北海道支部連合大会, p.125, Nov. 2016.
- 8 前田剛, 青山秀遠, 山下正義, 他, "スポーツによる顎顔面骨折," 脳神経外科ジャーナル, vol.15, no.7, pp.517–522, 2006-07-20, Sept. 1994.
- 9 C.Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," Brooks Air Force Technical.
- 10 W.Guy, "Analysis of electromagnetic field induced in biological tissues by thermographic studies on equivalent phantom models," IEEE Trans. Microwave Theory Tech, vol.MTT-19, no.2, pp.205–214, 1971.
- 11 西川拓次, 日景 隆, 長岡智明, "FDTD 解析を用いた携帯電話周波数帯におけるスクリーンホール付医療用金属プレート埋込による SAR 上昇評価," 電子情報通信学会論文誌 C, vol.J106-C, no.5, pp.180–186, May 2023.



日景 隆 (ひかげ たかし)

北海道大学大学院
情報科学研究院
ワイヤレス情報通信研究室
准教授
博士 (工学)
電波工学、環境電磁工学

【受賞歴】

- 2020 年 電子情報通信学会 論文賞 (第 76 回)
- 2012 年 The Best Paper Award of EMC Europe 2012
- 2008 年 APMC Prize of Asia-Pacific Microwave Conference