

4-2 準ミリ波・ミリ波への人体ばく露の評価技術

4-2 *Assessment of Human Exposure to Electromagnetic Fields in Quasi-millimeter Wave and Millimeter Wave Frequencies*

佐々木 謙介 長岡 智明

SASAKI Kensuke and NAGAOKA Tomoaki

近年、第5世代移動通信システム(5Gシステム)に代表される、準ミリ波・ミリ波帯(6 GHz から 300 GHz の周波数範囲)の電波を用いた無線技術の普及により、準ミリ波・ミリ波への人体ばく露の防護について関心が高まっている。本稿では、5Gシステムの運用が見込まれる周波数を含めた100 GHzまでの周波数を対象に、準ミリ波・ミリ波帯での人体ばく露量の評価技術として、生体組織の電気定数の測定技術及び電波ばく露時の体表での定常状態における温度上昇の評価技術について示した。また、これらの評価技術例として、人体皮膚が均一な電磁界にさらされる際の電波ばく露強度と体表での温度上昇との関係性について示した。最後に、電波への人体ばく露の防護に関わる国際標準化動向と次世代の移動通信システムの導入に向けた課題と展望について挙げた。

In recent years, the spread of wireless technology using quasi-millimeter and millimeter wave bands (frequency range of 6 to 300 GHz), such as the 5G system, has raised interest in radiation protection from human exposure to electromagnetic fields in the frequency range. In this paper, techniques for dielectric measurements of tissues for electromagnetic modeling of the human body and assessment method of temperature elevation by human exposure at frequencies up to 100 GHz, including operating frequencies of the 5G systems. Then the relationship between human exposure levels and steady-state temperature elevation on the body surface when the human skin is exposed to a uniform electromagnetic field is demonstrated. Finally, international standardization trends related to the human protection from exposure to electromagnetic fields and the challenges and prospects for the introduction of next-generation mobile communication systems were presented.

1 まえがき

我が国では2020年よりサービスが開始された第5世代移動通信システム(5Gシステム)に、第4世代移動通信システム以前で使用されてきた6 GHz以下の周波数の電波に加えて、より高い周波数の準ミリ波(本稿では6から30 GHzの周波数範囲の電波とする)及びミリ波(30から300 GHzの周波数範囲の電波)と呼ばれる電波が利用される。現在(2023年4月時点)、我が国では28 GHz帯(27.0–29.5 GHz)が運用され[1]、今後26 GHz帯(25.25–27.00)及び40 GHz帯(37.0–43.5 GHz)の利用が見込まれている[2]。また諸外国を含めると、(2023年4月時点で)70 GHzまでの周波数が5Gシステムに割り当てられている[3]。さらに、2030年からのサービスが計画されているBeyond 5Gあるいは6Gと

呼ばれる、次世代の移動体通信システムにおいては、70 GHz超からTHz帯(1 THzは1,000 GHz)の電波の利用が検討されているなど[4]、これら新しい電波を利用する無線機器から発射される電波への人体ばく露の安全性について、国際的な関心も高い。

NICTでは、5Gシステムに代表される、準ミリ波・ミリ波を利用する無線技術の安全、安心な利用に向け、これら無線機器から発射される電波に人体がさらされた際の、体内での電磁界の振る舞いや体内組織での電波吸収によって生じる温度上昇等(以降、人体ばく露量という。)を明らかにするための研究開発を行ってきた。これらの成果が我が国における電波政策(電波法施行規則や無線設備規則)、国際的な人体防護ガイドライン、そして無線機器からの人体ばく露量の評価に関わる国際標準規格に反映されることで、新しい電波

を利用する無線機器の公共への普及に貢献してきた [5]。

本稿では、6 から 100 GHz の周波数を対象に、NICT における人体ばく露の評価技術について紹介する。初めに、人体が電磁界にさらされた際の電氣的な振る舞いを示す基礎定数(電気定数という。)に着目し、そのための測定技術について 2 に示す。3 では、人体ばく露量の評価技術として、理論的評価技術について示す。4 では、基礎的な電波ばく露条件における電波ばく露量の評価結果を示す。最後に、電波への人体ばく露の防護に関わる標準化動向並びに将来展望について述べる。

2 人体を構成する生体組織の電気定数

2.1 生体組織の電気定数とは

人体が電磁界にさらされた際の体内外における電磁界のふるまいを評価する上で、人体の電磁氣的なふるまいを決定する基礎定数として、人体を構成する組織ごとの電気定数^{*1}を明らかにする必要がある。電気定数として、電気工学分野では抵抗率(resistivity [$\Omega \cdot m$])、誘電率(permittivity [F/m])、導電率(または、電気伝導率と呼ばれる; electric conductivity [S/m])などが用いられ、光学分野では屈折率(refractive index)、吸光係数(extinction coefficient)や吸収係数(attenuation coefficient [m^{-1}])といった物理量が用いられる。真空中の誘電率($\epsilon_0 \approx 8.85 \times 10^{-12}$ [F/m])に対する複素比誘電率 ϵ_r を以下のように定義する。

$$\epsilon_r = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (1)$$

ここで、 ϵ' は比誘電率であり、 ϵ''/ϵ' は誘電正接($\tan\delta$)とよばれ、損失の大きさの尺度としてしばしば用いられる。導電率 σ [S/m] は以下で表せる。

$$\sigma = \omega\epsilon_0\epsilon'' \quad (2)$$

ここで、 ω は角周波数[rad]を示す。抵抗率は σ^{-1} [$\Omega \cdot m$]となる。一方、光学分野で用いられる屈折率 n 及び吸光係数 κ 及び吸収係数 μ_a [m^{-1}]は複素比誘電率を用いて以下の関係にある。

$$n - j\kappa = \sqrt{\epsilon_r} \quad (3)$$

$$\mu_a = 2\text{Im}\{k\} \quad (4)$$

$$k = \sqrt{\epsilon_r}k_0 \quad (5)$$

ここで、 k は波数を示し、 k_0 は自由空間中の波数(ω/c ; ただし c は光速 [m/s])を示す。上記の関係式は非磁性の場合に成り立つ。このように、電気定数を示す物理量は分野や対象とする周波数領域によって異なるが、本稿においては比誘電率及び導電率を用いることとする。

2.2 生体組織電気定数測定における現状と課題

生体組織の電気定数は周波数に応じて異なる値、すなわち周波数分散性を持つ。また、生体組織の電気定数は、温度、腐敗、あるいは乾燥等の組織状態に依存することが知られている [6]。体表の皮膚や舌など、被験者実験による電気定数の測定例、あるいはヒト由来の採取組織を利用した測定例はあるものの、入手可能な組織数の制限や倫理的観点から、ヒト組織の利用に基づいた電気定数測定は現実的ではない。そこで、生体組織の電気定数測定では、ヒト組織の代替として、哺乳動物の組織がしばしば用いられている [6]。

生体組織の電気定数として、1996年に発表された Gabriel らによる包括的な電気定数測定 [7][8] に基づいたデータベースが広く引用されている。このデータベースでは 20 GHz までの周波数について、約 40 種類の組織のデータが公開されている [8]。一方で、5G システムが利用される 20 GHz 超の周波数に対する測定データはこのデータベースには含まれていない。準ミリ波・ミリ波帯における電気定数として、20 GHz 以下の周波数の測定データから外挿した近似的な電気定数が利用されている。この外挿された電気定数は、当時の電気定数データベースの著者らによって、1996年当時の知見に基づく「最良推定値 (best estimates)」と位置付けられており [9]、すなわち、高精度な人体ばく露量の評価においては、20 GHz 超の生体組織の電気定数データベースの拡充が課題として挙げられる。

2.3 生体組織の電気定数の測定方法

生体組織は電解質、あるいは水分を含むため、材料計測分野で扱われるアンテナ基盤等の材料と比較して、損失の高い(導電率の大きい)材料である。また、皮膚、筋肉、脳など、ほとんどの生体組織はやわらかい材質であり、正確な整形が困難である。したがって、生体組織の電気定数測定においては、材料計測分野とは異なる測定方法が必要となる。本稿では、生体組織の電気定数測定方法として自由空間法と同軸センサを用いた測定方法について紹介する。

2.3.1 自由空間法

自由空間法はアンテナから均一な電磁波を試料へ入射させ、反射波または透過波を検出することで、試料の電気定数を推定する方法であり、材料計測にも用い

*1 生体組織は一般に非磁性の損失性誘電体と考えられている。

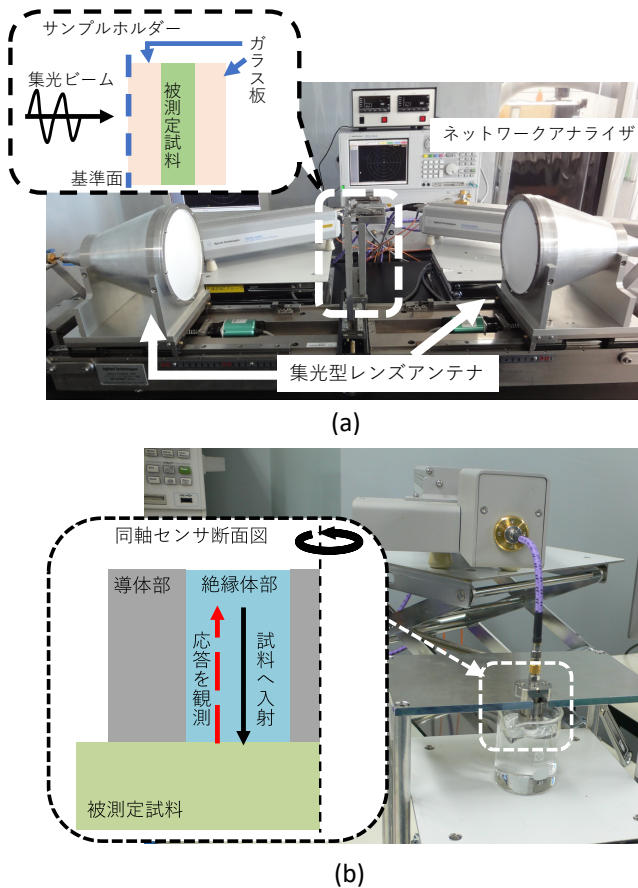


図1 生体組織電気定数の測定概要 (a) 自由空間法 (b) 同軸センサ

られる手法である [10][11]。図1(a)に自由空間法の測定システムを示す。ここでは一対の集光型レンズアンテナを用いており、試料が設置されている位置にレンズアンテナの焦点が位置するように設計されている。すなわち、サンプルホルダーに集光ビームが入射する条件となっている。なお、自由空間法では、集光型レンズアンテナの代わりに、一対の標準ホーンアンテナを用いる測定法なども提案されているが、集光型レンズアンテナと比較して、試料への均一な電磁波の照射面積が大きくなり、それに合わせて大きな試料が必要となるため、本研究では集光型レンズアンテナを採用している。

入射面に対して厚さが均等な試料に平面波が入射する場合、平板モデルを用いれば、反射波及び透過波を解析的に導出することができる。ただし、生体組織の場合、試料の厚さを均等に整形することは困難である。そこで、我々は被測定試料を一対のガラス板で挟むサンプルホルダーを用いた測定方法を開発した。具体的には、ガラス板、被測定試料、ガラス板の三層の平板モデルを仮定し、平面波がサンプルホルダーに垂直入射する条件において、図1(a)に示される基準面での反射係数または透過係数と被測定試料の電気定数の関係

式から電気定数を測定する。なお、多層平板内における電磁界の振る舞いについては【付録】を参照されたい。ここで、被測定試料の電気定数の導出においては、ガラス板の電気定数が必要となるが、ガラス板の電気定数は、サンプルホルダーの代わりに、ガラス板のみを用いて同様の手順で導出すれば良い。

図1(a)の測定系では計測量として反射係数または透過係数をネットワークアナライザで測定する。実際の反射係数または透過係数の計測においては、測定機を基準面で校正する必要があるため、本研究の場合はTRL (Thru-Reflection-Line) 校正を行っている。

自由空間法は均一な電磁波を試料へ入射することを前提としているため、試料厚さの均一の程度が、最終的に導出される電気定数の精度に寄与する。本研究で使用している集光型レンズアンテナの焦点(アンテナから28 cmの距離)における集光ビームの半値幅(ビームの電力密度が最大値の半分以上となる領域の直径)は数波長程度(20 GHzの場合3~4 cm)となるため、サンプルホルダは直径9 cm程度の試料を保持できるように設計している。そのため、この測定システムは、血液等の液体試料 [11] や皮膚 [12] など、測定可能な生体組織について制限を受ける。

2.3.2 同軸センサを用いた測定方法

同軸センサは高周波計測で使用される同軸線路を利用した測定方法である。前項で示した自由空間法は材料計測用の測定技術を応用したものであるのに対して、同軸センサは生体組織の測定に適した測定方法である。実際、同軸センサを用いた測定方法は生体組織の測定においては主流な測定方法といえる [6]。

同軸センサを用いた測定系を図1(b)に示す。同軸センサはセンサの端面を被測定試料に接触させ、反射係数またはアドミッタンス(またはインピーダンス)を計測器で測定することで電気定数を推定する方法である。同軸線路はTEMモードが伝搬し、その寸法(内導体と絶縁体それぞれの外径)と絶縁体の電気定数によって、高次モード(TM_{0n}モード)の遮断周波数が決定される。一般的に、同軸センサを用いた電気定数測定では、TEMモードのみが伝送する遮断周波数以下の周波数帯で利用される。本研究では100 GHzまでの電気定数測定用に遮断周波数が110 GHzの市販の同軸ケーブルを加工し、同軸センサを製造した [13]。

被測定試料の電気定数は、接触面における反射係数(またはアドミッタンス)と被測定試料の関係式より導出される。この関係式の導出方法として、大きく分けて2つ挙げられる。一つは、同軸センサ接触面での電気的なふるまいを等価回路で簡略化した方法。もう一方は、接触面の反射係数(またはアドミッタンス)を

4 人体に対する電波ばく露評価技術

Maxwell 方程式に基づいて、解析的に定式化する方法である。本研究では精度を確保するため、解析的な方法を採用している [14]。また、計測時には同軸センサ接触面を基準面として計測器を校正する必要があるが、本研究では three-standard 校正、具体的には同軸センサを短絡と 2 種類の負荷 (水と空気) により校正している。

同軸線路は遮断周波数以下の周波数については、TEM モードのみの信号を伝送するため、理論的に同軸センサは直流から遮断周波数まで利用することができる。しかしながら、同軸センサを用いた電気定数測定において、遮断周波数よりも十分に低い周波数領域における試料の反射係数の大きさはほぼ 1 となり、また反射係数の位相も電気定数の変化に対してほとんど変化しない。この周波数領域での正確な電気定数の測定には、反射係数の精密計測が必須となるため、一般的に同軸センサを用いた電気定数測定法の下限周波数も制限される。ただし、同軸センサは下限周波数から上限周波数まで二桁程度の周波数範囲の測定に利用され、他の電気定数測定法と比較してもブロードな (広い周波数範囲の) 測定に利用することができる。

2.4 100 GHz までの生体組織の電気定数データベース

生体組織の電気定数は人体の電磁界に対する相互関係を示す基礎定数であり、電波の人体ばく露の評価に関わる分野だけでなく、電波を用いた医療・ヘルスケア技術などの他分野においても利用されていることから、利用価値の高い基礎的な情報であるといえる。NICT では、2.3 に挙げた電気定数の測定技術を利用し、生体組織の電気定数データベースを公開している [15][16]。このデータベースでは動物の採取組織 (家畜などの畜産副産物*2) を測定に利用し、58 種類の生体組織に対して、1 MHz から 100 GHz までの電気定数データを利用することができる。現在公開しているデータベースでは、測定データのみならず、上述の周波数範囲について、任意の周波数を指定した場合の電気定数のリスト (CSV ファイル) をダウンロードすることができる。この任意の周波数における電気定数の出力を可能とするために、電気定数を (6) 式に示される周波数の関数で定式した電気定数モデルを、それぞれの組織について構築している。

$$\epsilon_r = \epsilon_\infty + \frac{\sigma_{DC}}{j\omega\epsilon_0} + \sum_{l=1}^2 \frac{\Delta_l}{1 + (jf/f_{r,l})^{1-\alpha_l}} \quad (6)$$

ここで、(6) 式における ϵ_∞ 、 σ_{DC} 、 Δ_l 、 $f_{r,l}$ 、 α_l ($l = 1, 2$) は組織ごとに異なるパラメータである。

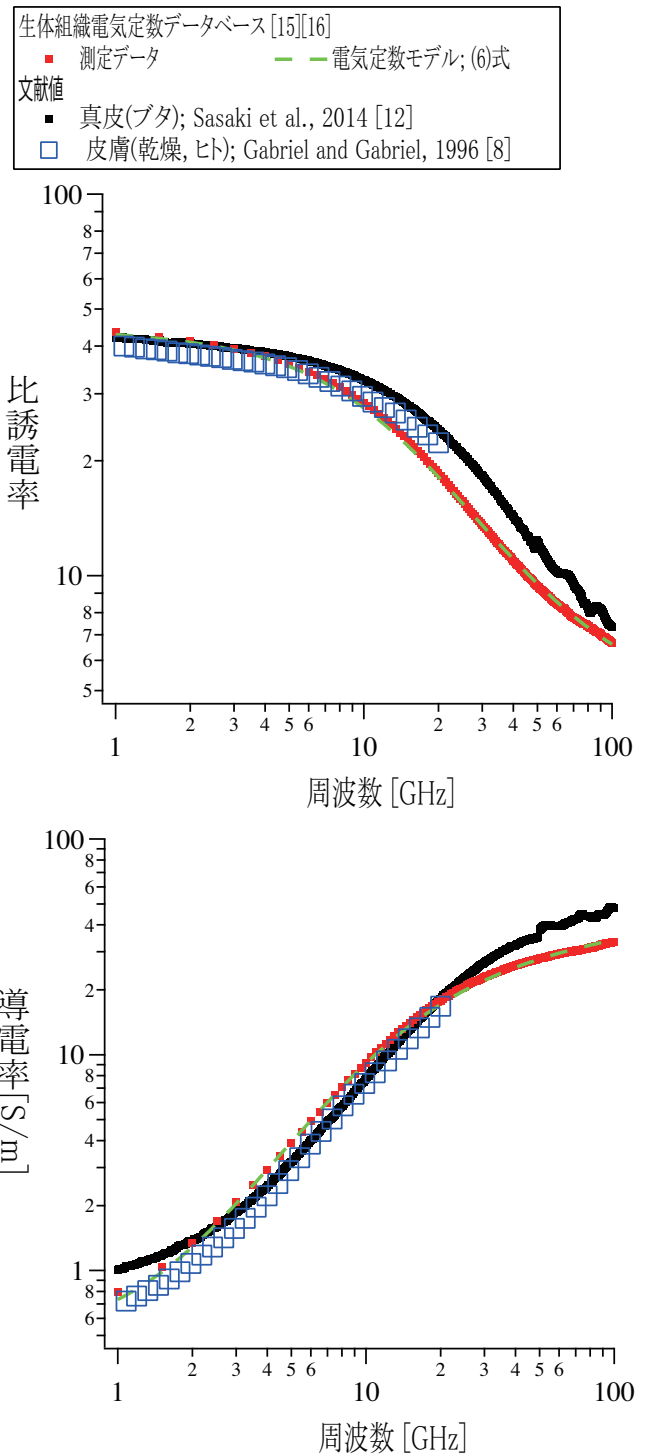


図2 皮膚 (真皮) の電気定数の測定結果。

NICT のデータベースではこれらのパラメータを 1 MHz から 100 GHz の範囲の測定データに基づいて決定しており、さらに組織ごとのパラメータについても公開している。

一例として、図2は皮膚を構成する真皮 (ブタ組織: 組織温度 30-37°C) の電気定数を示す。このデータベー

*2 畜産副産物とは家畜から食肉を生成したあとに残る部位を指します。

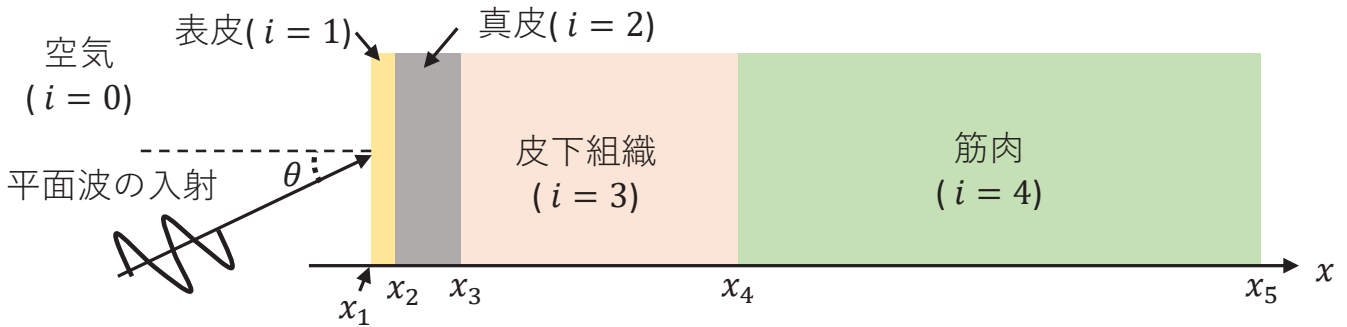


図3 4層の平板モデル。均一な電波(平面波)が皮膚へ入射角 θ で入射する場合を想定

スでは、同軸センサより得られた結果を公開している。図中では、実際の測定データ(図2中の赤のプロット)と(6)式に電気定数モデルを用いて算出される電気定数(図2中の緑破線)も合わせて示している。ここで、電気定数モデルを決定づける8つのパラメータは測定データに基づいて決定されたものであるが、図2よりこの電気定数モデルが適切に電気定数の測定データを模擬していることが、両者がほぼ一致していることから確認できる。

図2では比較のため50 GHzまでの周波数について市販の同軸センサを使用し、50から100 GHzについて自由空間法を用いて真皮(ブタ)を測定した結果[12]、並びに1996年のGabrielらによる20 GHzまでの測定結果[8]を示している。なお、Gabrielらの測定結果は、ヒト皮膚に対して同軸センサを用いて取得されたものである。

3 人体ばく露量の理論的評価技術

世界保健機関(World Health Organization: WHO)が推奨する電波ばく露への人体防護ガイドラインを発行している、国際非電離放射線防護委員会(International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection: ICNIRP)において、2020年3月に準ミリ波・ミリ波帯における電波ばく露の指針値等が改定された[16]。この人体防護ガイドラインの改定においては、高周波電磁界(100 kHzから300 GHzまでの周波数範囲)と健康に関する国際的レビュー文書[18]-[22]及びこのレビュー文書以降に発表された研究について検討され、科学的に実証された高周波電磁界ばく露への健康への悪影響として、神経刺激、細胞膜の透過性の変化、そして温度上昇が特定され、これらの中から10 MHz以上の周波数において、再現性のある生体影響の最低閾値は、温度上昇に起因するものと考えられている[17]。

準ミリ波・ミリ波帯での皮膚組織(真皮)の侵入長(電界の振幅が $1/e$ になる深さ; e は自然対数)は6 GHzに

おいて約8 mmとなり、高周波数化に従い短くなり、300 GHzでは約0.2 mmとなる[17][23]。すなわち、この周波数領域での電波の吸収は皮膚や眼部などの体表組織に集中する。そのため、準ミリ波・ミリ波帯での人体ばく露量の評価においては、体表組織で吸収される電力量と温度上昇との相関関係を明らかにする必要がある。本章では、皮膚を対象とした多層平板モデルを用いて、組織中の吸収電力量、そして温度上昇の評価方法について示す。

3.1 体内での電磁界と熱輸送現象の混成解析

人体内部での温度上昇の評価には、熱伝導方程式を拡張した生体熱輸送方程式が用いられる[23]。

$$c(\mathbf{r})\rho(\mathbf{r})\frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = \nabla \cdot \{\kappa(\mathbf{r})\nabla T(\mathbf{r}, t)\} + g(\mathbf{r}) + M(\mathbf{r}) - \omega_b(\mathbf{r}, t)\rho(\mathbf{r})\rho_b c_b \{T(\mathbf{r}, t) - T_b\} \quad (7)$$

ここで、 T 及び T_b は組織及び血液の温度[°C]を示す。 c 、 ρ 、 κ は比熱[J/(kg·°C)]、密度[kg/m³]、熱伝導率[W/(m·°C)]を示す。 c_b 、 ρ_b は血液の比熱、密度を示し、 ω_b は単位質量あたりの血流灌流率[m³/(s·kg)]を示す。 M は代謝による発熱に関わる係数[W/m³]を示し、 g は電波吸収に起因する熱源[W/m³]として電界強度(電界の実効値; E [V/m])を用いて以下に定義される。

$$g(\mathbf{r}) = \sigma(\mathbf{r})E^2(\mathbf{r}) \quad (8)$$

これにより、電波ばく露による生体内の熱輸送現象をモデル化している。

一般的に電波が人体へ入射され、組織中の電磁界分布が定常状態になるまでの時間は、生体内の温度がある熱源によって定常状態になるまでの時間と比較しては十分に短い。このことから、(7)式の生体熱輸送方程

式の評価においては、Maxwell 方程式に基づいた組織中の電磁界解析と生体熱輸送方程式の解析はそれぞれ独立して行う。具体的には、初めに「Maxwell 方程式に基づいた電磁界解析手法により組織中の電磁界を評価」し、次に「電磁界解析より得られた結果を組み込んだ生体熱輸送方程式を解く」、といった手順をとることにより、組織中の温度あるいは電波吸収に起因する温度上昇を評価する。

3.2 多層平板モデルに対する生体熱輸送方程式の解析解

多層平板モデルに対して、均一な電波（平面波）が入射する場合の定常状態における温度は、生体熱輸送方程式の一般解を用いて境界値問題として解析的に解くことができる。均一な平面波が図3に示す多層平板モデルに入射する場合、 $\frac{\partial E(\mathbf{r})}{\partial y} = \frac{\partial E(\mathbf{r})}{\partial z} = 0$ となり、電界強度は x 軸方向のみの関数となる。また、定常状態（すなわち、 $\frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = 0$ ）、 $\frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial y} = \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial z} = 0$ とすると、(7) 式は以下の常微分方程式によって表すことができる。

$$0 = \frac{d}{dx} \cdot \left\{ \kappa(x) \frac{d}{dx} T(x) \right\} + g(x) + M(x) - \omega_b(x) \rho(x) \rho_b c_b \{T(x) - T_b\} \quad (9)$$

(9) 式に対して、ラプラス変換及びラプラス逆変換を利用することで、各組織（図3における組織 ID

$i = 1 \sim 4$ ）に対応した温度 ($T_i(x); x_i \leq x \leq x_{i+1}$) の一般解である (10) 式が導出される [24]。

ただし、 $B_i = \omega_{b,i} \rho_i \rho_b c_b$ とし、 ω_b 、 M 、 ρ 、 κ の添字の i は図3に示される組織 ID を示し、組織内で一意の定数をもつものとする。また、 $\mathcal{L}[X]$ 、 $\mathcal{L}^{-1}[X]$ はそれぞれ、 X のラプラス変換及び逆ラプラス変換を示し、 s はラプラス変換の媒介係数を示す。(10) 式において、

$$\text{熱源となる電波吸収に関わる項} \left(\mathcal{L}^{-1} \left[\frac{1}{\kappa_i s^2} \mathcal{L}[g(x)] \right] \right)$$

の算出方法については【付録】を参照されたい。

図に示される組織間の境界条件を (11) 式に示す。

$$\begin{cases} h(T_i(x_i) - T_{air}) = \kappa_i \frac{d}{dx} T_i(x)|_{x=x_i} & (i = 1), \\ T_i(x_i) = T_{i+1}(x_i) & (i = 2, 3, 4), \\ \kappa_i \frac{d}{dx} T_i(x)|_{x=x_i} = \kappa_{i+1} \frac{d}{dx} T_{i+1}(x)|_{x=x_i} & (i = 2, 3, 4), \\ T_i(x_{i+1}) = T_{body} & (i = 4). \end{cases} \quad (11)$$

ここで、 h は表皮組織と空気間の熱の交換の程度を示す係数であり、熱伝達係数 [$W/(m^2 \cdot ^\circ C)$] と言われる。また、 T_{air} 及び T_{body} は空気及び人体深部（図3における $x = x_5$ ）の温度を示す。図3に示される多層平板モデルについては、(11) 式に示される境界条件について、(10) 式を代入することにより連立方程式が得られ、これを解くことにより、組織中の温度上昇を解析的に導出することができる。

$$T_i(x) = \begin{cases} T(x_i) + (x - x_i) \frac{d}{dx} T(x)|_{x=x_i} - \frac{M_i}{2\kappa_i} (x - x_i)^2 + \mathcal{L}^{-1} \left[\frac{1}{\kappa_i s^2} \mathcal{L}[g(x)] \right] & (\omega_{b,i} = 0), \\ T(x_i) \cosh \left(\sqrt{\frac{B_i}{\kappa_i}} (x - x_i) \right) + \sqrt{\frac{\kappa_i}{B_i}} \sinh \left(\sqrt{\frac{B_i}{\kappa_i}} (x - x_i) \right) \frac{d}{dx} T(x)|_{x=x_i} \\ + \left(T_b + \frac{M_i}{B_i} \right) \left(1 - \cosh \left(\sqrt{\frac{B_i}{\kappa_i}} (x - x_i) \right) \right) + \mathcal{L}^{-1} \left[\frac{1}{\kappa_i s^2} \mathcal{L}[g(x)] \right] & (\omega_{b,i} > 0). \end{cases} \quad (10)$$

4 人体皮膚が均一な電磁界にさらされる場合の人体ばく露量

4.1 一般事項

3では電波ばく露による人体加温特性の評価方法として、多層平板モデルを対象とした生体熱輸送方程式の解法について紹介した。一方、全身や頭部といった複雑な構造を持つ人体を対象とする場合には、解析的に組織中の電力吸収量を評価することは困難となるため、計算機を利用した数値解析手法が用いられる。例えば、人体ばく露量の評価においては、数 10 MHz 程度よりも高い周波数領域では、差分法に基づいた時間領域有限差分法(以下、FDTD法: Finite-Difference Time-Domain method [25])が電磁界解析手法として用いられ、生体熱輸送方程式の解析にも差分法により定式化された数値計算法が用いられる [23]。これらの差分法を用いた数値計算法は評価対象とする空間を立方体格子に分割し、計算機メモリとして格納するが、正確に数値計算を行うためには、この立方体格子の大きさを波長にして細かくする必要がある。すなわち、周波数の高周波化に従って、電磁界解析手法に求められる空間分解能が高くなり、また計算機メモリが膨大となる。そのため、準ミリ波・ミリ波帯での人体ばく露量の評価においては、一部の研究報告では全身を対象とした評価が行われているが [26]、人体の一部(数十から数 cm 角程度の領域)を対象とした検討例が多い [23][27]。

一方、人体を構成する組織構造は部位や個体差に起因するばらつきを持つ。人体ばく露量の評価において、組織構造は一意に決定されないため、上述のばらつきに起因する体内電力吸収量や温度上昇のばらつきを把握することが重要である。このばらつきの評価は上述の FDTD 法等の数値計算によって評価するには膨大な演算量となるため現実的ではなく、効率的に評価が可能な解析解を用いた検討が有効である。そこで、本

章では 3 で用いた多層平板モデルを用いて、10 から 100 GHz の周波数範囲を対象に、基本的なばく露条件、具体的には平面波が皮膚へ垂直に入射する場合における人体ばく露量を示す。

4.2 評価方法

4.2.1 評価モデル

本研究では、皮膚、皮下組織(脂肪組織)、筋肉の多層平面モデルを採用した。皮膚は表皮と真皮から成り、表皮は水分量の異なる角化細胞で構成されている [27]。そのため、ここでのばく露量の評価では、皮膚は表皮と真皮の 2 層構造としている。

表 1 に温度解析に必要な熱定数及び組織厚を示す。なお、電気定数については最新の生体組織の電気定数データベース [16] を利用している。熱定数については、[24][29] を参照し、設定した。また、深部体温 T_{body} と T_{blood} はともに 37°C、 T_{air} 及び熱伝達係数 h はそれぞれ 20°C 及び 10 W/(m°C) としている。

4.2.2 モンテカルロ法

人体を構成する組織厚のばらつきの人体ばく露量への寄与を明らかにするために、モンテカルロ法を導入する。ここで、表 1 に示す組織厚は前腕の組織厚の実測データ(平均値及び標準偏差)[30][31]であり、正規分布を仮定して、各組織厚をランダムに決定する。10 ~ 100 GHz の範囲の各周波数について、それぞれ 100 万回の施行の結果に基づき、皮膚への透過率と定常状態での表面温度上昇について、平均値と標準偏差を評価した。

4.3 人体構造のばらつきの人体ばく露量への寄与

図 4(a)、(b) はそれぞれ平面波が皮膚へ垂直入射する場合の皮膚への透過率と定常状態における温度上昇(入射電力密度 1 W/m²)の結果を示したものである。図はモンテカルロ法による 100 万回の施行の平均値を示しており、また、図中のエラーバーは標準偏差を示す。

表 1 評価に使用した各モデルを構成する組織の熱定数等

組織 ID (i)	組織名	κ [W/(m°C)]	M [W/m ³]	$\omega_b \rho_b c_b$ [W/(m°C)]	組織厚 ($x_{i+1} - x_i$)
1	表皮	0.42	1600	0	102 ± 34 μm
2	真皮			9100	1.08 ± 0.16 mm
3	皮下組織	0.25	300	1700	3.89 ± 1.40 mm
4	筋肉	0.5	480	2700	23.2 ± 4.3 mm

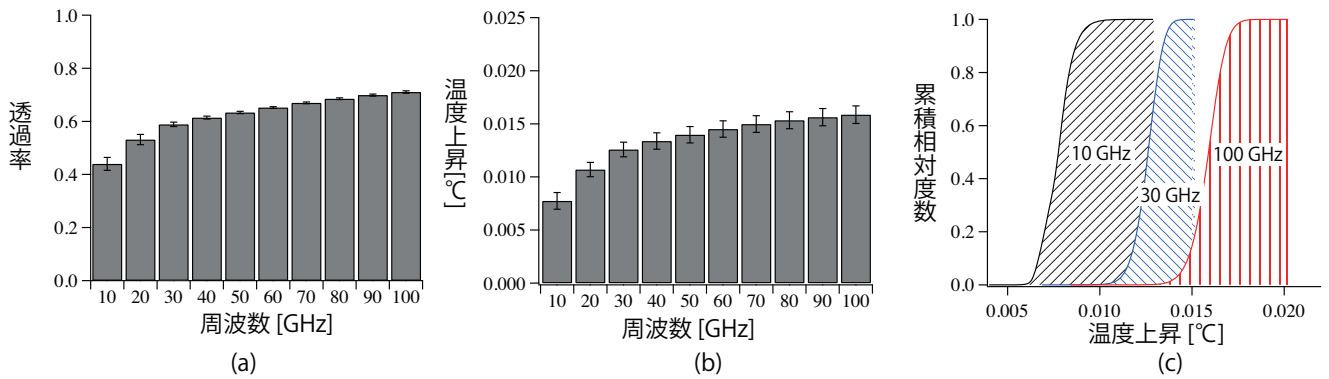


図4 (a) 透過率 (b) 体表への温度上昇 (入射電力密度 1 W/m^2) (c) 温度上昇の累積分布。

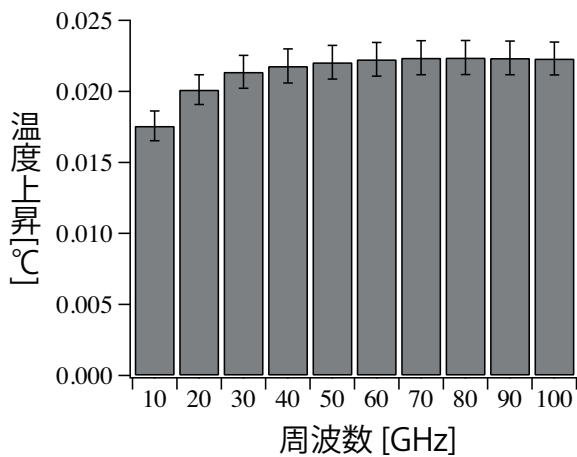


図5 体表への温度上昇 (皮膚へ透過する電力密度 1 W/m^2)。

透過率は周波数の増加に伴い0.44から0.71まで増加する。次に標準偏差に着目する。なお、ここでの標準偏差は、組織厚のばらつきに起因する透過率への寄与を示す。標準偏差は10 GHzにおいて5.5%であったのに対して、40 GHz以上では1%以下と、周波数の上昇に伴い小さくなる傾向を示した。これは、高周波化により電波の侵入深さが短くなるため、高い周波数では深部組織の組織厚の透過率への寄与が小さくなるためと考えられる。

表面温度上昇は皮膚への透過率と同様、0.008から0.016°Cまで、周波数に対して単調増加した。標準偏差については、10 GHzにおいて10%となるものの、20 GHz以上においては5-6%と、組織厚のばらつきに起因する表面温度上昇への寄与は周波数に対してほとんど変動しなかった。図4(c)にモンテカルロ法より取得された温度上昇値の累積分布を示す。図中には、代表値として、10、30、100 GHzの結果を示している。100万回のモンテカルロ法による施行の結果、最大となる温度上昇値は10 GHzにおいて平均値の約1.7倍(温度上昇は0.013°C)となり、20 GHz以上においては、平均値の1.2-1.3倍となったが、入射電力密度で規格化した際の体表温度上昇は、組織厚に起因するばらつきに対

して、周波数特性による変動の方が10-100 GHzの範囲においては顕著であることが示されている。

4.4 温度上昇と相関の強い電波ばく露の指標について

図4(a)及び(b)は、平面波が皮膚へ垂直に入射する場合において、入射電力密度で規格化した際の透過率と表面温度上昇は共に単調増加となった。この傾向の一致性から、皮膚へ透過する電力密度(入射電力密度に透過率を乗じた量 [W/m^2])と温度上昇の関係に着目する。図5は皮膚へ透過する電力密度 1 W/m^2 あたりの定常状態における体表温度上昇を示している。ここでは、4.3と同様、モンテカルロ法による100万回の施行の結果をしており、図4(b)と同様、各周波数における体表温度上昇の平均値及び標準偏差(図中のエラーバー)を示している。温度上昇は10から30 GHzの範囲において、0.018から0.022°Cまで緩やかな単調増加を示したが、30 GHz以上において、温度上昇変動は標準偏差に対して十分に小さく、約0.022°Cとほぼ一定値を示している。このことから、人体透過する電力密度は周波数に依存することなく、体表での温度上昇と強い相関関係にあることを示している。

本検討では、均一な平面波が皮膚へ垂直に入射する場合について示した。平面波がある角度を持って人体入射する場合は、皮膚への透過率は入射角及び偏波面によって異なるが、人体へ透過する電力密度と温度上昇の関係はこれらに依存しない[32]。この物理量は電波への人体防護ガイドラインにおいて、吸収電力密度(absorbed power density [17])または上皮電力密度(epithelial power density [33])の名称で定義され、6から300 GHzまでの周波数範囲において、電波ばく露による体表での温度上昇との相関が強い指標として、利用されている。

5 おわりに

電波ばく露への人体防護ガイドライン[17]では、電波ばく露の指針値を決定するための健康への悪影響の運用上の閾値(operational adverse health effect threshold)を設定し、この健康への悪影響の運用上の閾値に到達するための電波ばく露量を、人体ばく露量の評価技術により見積った値に対して、十分な低減係数(一般の生活環境では10以上)で除した値を電波ばく露の指針値としている。一方、我が国では、人体に好ましくない影響を及ぼさない電波の強さの指針値等を電波防護指針で定めており、電波の利用状況に応じて、改訂等が行われてきた[34]-[37]。2018年には、5G携帯電話端末等の人体に近接して利用される無線機器に対して、6から300GHzの周波数の電波への人体安全性をより適切に判断するために、電波防護指針の一部が改定され、電波法令による規制が2019年より施行されてる。2019年の改定時は人体が局所的な電磁界にさらされる際の入射電力密度の指針値の追加等の改定が行われた。さらに、2022年末より、6から300GHzの周波数範囲において、体表での温度上昇と相関の強い物理量である吸収電力密度(4.4参照)の指針値の電波防護指針への導入に向けた審議が開始されている。これら電波への人体ばく露の防護に関する指針値の策定・審議において、本稿で紹介した評価技術に基づいた成果が貢献している。

電波防護指針は300GHzまでの周波数をその範囲の上限周波数としている一方で、2030年からの運用を目指しているBeyond 5Gや6Gにおいては、300GHzを超える周波数も対象となっている。電波への人体ばく露の評価に関する研究動向として、100GHzを超える実用的な無線技術は必ずしも多くはなく、そのため人体ばく露量の評価例も限定的である。したがって、100GHz超の周波数における電気定数等の基盤となる物理定数の取得及びその成果に基づいた正確な人体ばく露量の評価データの蓄積及び評価技術の確立が、Beyond 5Gや6Gの我が国への円滑な導入における課題として挙げられる。さらに、これら移動体無線通信システムの国際的な導入にあたって、人体ばく露の防護に関わる国際標準化機関への国立の研究機関としての貢献が求められると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、総務省委託研究「Beyond 5G/6G等の多様化する新たな無線システムに対応した電波ばく露評価技術に関する研究」(JPMI10001)の助成により実施された。

【付録】多層平板内における電磁界の振る舞いの解析解

本付録では、図3に示す多層平板モデルに均一な電波(平面波)が入射する際の、内部の電磁界の振る舞いの解析方法について示す。多層平板モデル中の電磁界の振る舞いはTE波(Transverse Electric wave)とTM波(Transverse Magnetic wave)で異なる。そこで、本付録ではTE波・TM波それぞれが皮膚へ入射する際の電磁界の導出方法について以下に示す。なお、TEM波(Transverse Electromagnetic wave)が入射する場合については、初めにTE波とTM波に分離して、それぞれの電磁界分布を導出した後に合成することで、評価することができる。

TE波、すなわち電界ベクトル $E(0, E_y, 0)$ 及び磁界ベクトル $H(H_x, 0, H_z)$ が入射角 θ で皮膚へ入射する場合、組織IDが i の組織中の電磁界ベクトルは以下の式で表せる

$$\begin{cases} E_{y,i}(x) = T_i e^{-j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)} + R_i e^{j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)} \\ H_{x,i}(x) = \frac{\sin\theta_i}{\eta_i} \{-T_i e^{-j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)} + R_i e^{j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)}\} \\ H_{z,i}(x) = \frac{\cos\theta_i}{\eta_i} \{T_i e^{-j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)} - R_i e^{j(k_{x,i}x + k_{z,i}z)}\} \end{cases} \quad (12)$$

ここで、 k_x 及び k_z はそれぞれx軸方向及びz軸報告の波数(波数の定義は(5)式を参照)を示し、 θ_i は入射角($i=0$)または組織IDが i の組織中の屈折角($i \geq 1$)を示し、 η_i は波動インピーダンス($=\sqrt{\mu_0/\epsilon_{r,i}}$; ただし μ_0 は空気中の透磁率($\approx 4\pi \times 10^{-7}$ [F/m]))を示す。

$$k_{x,i} = k_i \cos\theta_i \quad (13)$$

屈折角は以下のスネルの法則より算出することができる。

$$k_i \sin\theta_i = k_{i+1} \sin\theta_{i+1} \quad (14)$$

(12)式について、未知数は T_i 及び R_i となるが、(15)式に示される、媒質境界における境界面に正接する電磁界ベクトルの境界条件を用いて、連立一次元方程式を立てることにより導出することができる。

$$\begin{cases} E_{y,i}(x_i) = E_{y,i+1}(x_i) \\ H_{z,i}(x_i) = H_{z,i+1}(x_i) \end{cases} \quad (15)$$

ここで、熱源となる電波吸収に関わる項

$(\mathcal{L}^{-1} \left[\frac{1}{\kappa_i s^2} \mathcal{L}[g(x)] \right])$ については、(8)式と(12)式を代入して解けばよい。

TM波、すなわち $E(E_x, 0, E_z)$ 及び $H(0, H_y, 0)$ が入射角 θ で皮膚へ入射する場合についても同様に、組織IDが i の組織中の電磁界ベクトルを(16)式で表し、TE

波の場合と同様、境界値問題として連立一次元方程式を解き、熱源となる電波吸収に関わる項

$$\left(\mathcal{L}^{-1} \left[\frac{1}{\kappa_i s^2} \mathcal{L}[g(x)] \right] \right)$$

けばよい。

$$\begin{cases} E_{x,i}(x) = \sin\theta_i \{ T_i e^{-j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} + R_i e^{j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} \} \\ E_{z,i}(x) = -\cos\theta_i \{ T_i e^{-j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} + R_i e^{j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} \} \\ H_{y,i}(x) = \frac{1}{\eta_i} \{ -T_i e^{-j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} + R_i e^{j(k_{x,i}x+k_{z,i}z)} \} \end{cases} \quad (16)$$

【参考文献】

- 1 総務省“令和3年情報通信白書,” 2021.
<https://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/r03.html>
- 2 “周波数再編アクションプラン(令和4年度版)の公表,” 総務省報道資料, 2022/11/21.
https://www.soumu.go.jp/menu_news/s-news/01_kiban09_02000451.html
- 3 総務省“5Gをめぐる各国の動向,” 令和2年版情報通信白書, 第1部第1章第3節, 2020.
- 4 総務省“Beyond 5Gの実現に向けて,” 令和2年版情報通信白書, 第1部第4章第2節, 2020.
- 5 国立研究開発法人情報通信研究機構, “電波防護の国際ガイドラインに、NICTが実施した多くの研究成果が反映されました -5Gの安全かつ安心な利用と普及を促進-,” 2020/4/20.
<https://www.nict.go.jp/info/topics/2020/04/20-2.html>
- 6 K. Sasaki, E. Porter, E. A. Rashed, L. Farrugia, and G. Schmid, “Measurement and image-based estimation of dielectric properties of biological tissues —past, present, and future—,” *Phys. Med. Biol.*, vol.67, no.14, pp.14TR01, 2022/07/08 2022.
- 7 S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.41, no.11, pp.2251–2269, Nov. 1996.
- 8 C. Gabriel and S. Gabriel, “Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies,” 1996.
<http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/home.html>
- 9 S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues,” *Phys. Med. Biol.*, vol.41, no.11, pp.2271–2293, Nov. 1996.
- 10 D. K. Ghodgaonkar, V. V. Varadan and V. K. Varadan, “A free-space method for measurement of dielectric constants and loss tangents at microwave frequencies,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.38, no.3, pp.789–793 1989.
- 11 K. Sasaki, H. Segawa, M. Mizuno, K. Wake, S. Watanabe and O. Hashimoto, “Development of the complex permittivity measurement system for high-loss biological samples using the free space method in quasi-millimeter and millimeter wave bands,” *Phys. Med. Biol.*, vol.58, no.5, pp.1625–1633, March 2013.
- 12 K. Sasaki, K. Wake, and S. Watanabe, “Measurement of the dielectric properties of the epidermis and dermis at frequencies from 0.5 GHz to 110 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.59, no.16, pp.4739–4747, Aug. 2014.
- 13 K. Sasaki, Y. Isimura, K. Fujii, K. Wake, S. Watanabe, M. Kojima, R. Suga, and O. Hashimoto, “Dielectric property measurement of ocular tissues up to 110 GHz using 1 mm coaxial sensor,” *Phys. Med. Biol.*, vol.60, no.16, pp.6273–6288, Aug. 2015.
- 14 K. Sasaki, A. Nishikata, S. Watanabe, and O. Fujiwara, “Intercomparison of methods for measurement of dielectric properties of biological tissues with a coaxial sensor at millimeter-wave frequencies,” *Phys. Med. Biol.*, vol.63, no.20, Oct. 2018.
- 15 NICT, “5G時代向け 世界最大規模の「生体組織の電気定数データベース」を公開 - 人体に対する20ギガヘルツ超の電波ばく露のシミュレーションなどに利用可能-,” 2023/3/30.
<https://www.nict.go.jp/press/2023/03/30-1.html>
- 16 NICT, “Database of tissue dielectric properties for electromagnetic modeling of human body,” 2023.
https://www2.nict.go.jp/cgi-bin/202303080003/public_html/index.py

- 17 ICNIRP, “Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz),” *Health Phys.*, vol.118, no.5, pp.483–524, May 2020.
https://www.jeic-emf.jp/academic/assets/files/archive/ICNIRP_RF_GL2020_JPN.pdf (in Japanese)
- 18 World Health Organization. Radiofrequency fields. Geneva: WHO; Public Consultation Document; 2014.
- 19 Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks. Opinion on potential health effects of exposure to electromagnetic fields (EMF). Luxembourg: European Commission; 2015.
- 20 SSM. Recent research on EMF and health risk. Tenth report from SSM's Scientific Council on Electromagnetic Fields. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten; SSM Report 19; 2015.
- 21 SSM. Recent research on EMF and health risk. Eleventh report from SSM's Scientific Council on Electromagnetic Fields. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten; SSM Report 15; 2016.
- 22 SSM. Recent research on EMF and health risk. Twelfth report from SSM's Scientific Council on Electromagnetic Fields. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten; SSM Report 09; 2018.
- 23 A. Hirata, S. Kodera, K. Sasaki, J. Gomez-Tames, I. Laakso, A. Wood, S. Watanabe, and K. R. Foster, “Human exposure to radiofrequency energy above 6 GHz: Review of computational dosimetry studies,” *Phys. Med. Biol.*, vol.66, no.8, April 21 2021.
- 24 K. Sasaki, M. Mizuno, K. Wake, and S. Watanabe, “Monte Carlo simulations of skin exposure to electromagnetic field from 10 GHz to 1 THz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.62, no.17, pp.6993–7010, Sept. 2017.
- 25 A. Taflove and S. C. Hagness, “Computational Electrodynamics: The Finite Difference Time Domain Method,” Norwood, MA, USA: Artech House, 2005.
- 26 小寺 紗千子, 田口 健治, 佐々木 謙介, “次世代通信システムからの人体防護のための数値的評価,” 電子情報通信学会論文誌 C, vol.J105-C, no.5, pp.132–138, 2022.
- 27 A. Hirata, Y. L. Diao, T. Onishi, K. Sasaki, S. Ahn, D. Colombi, V. De Santis, I. Laakso, L. Giaccone, W. Joseph, E. A. Rashed, W. Kainz, and J. Chen, “Assessment of human exposure to electromagnetic fields: Review and future directions,” *IEEE Trans Electromagn. Compat.*, vol.63, no.5, pp.1619–1630, Oct. 2021.
- 28 N. Nakagawa, M. Matsumoto, and S. Sakai, “In vivo measurement of the water content in the dermis by confocal Raman spectroscopy,” *Skin Res. Technol.*, vol.16, no.2, pp.137–141, May 2010.
- 29 K. Li, Y. Diao, K. Sasaki, A. Prokop, D. Poljak, V. Doric, J. Xi, S. Kodera, A. Hirata and W. E. Hajj, “Intercomparison of calculated incident power density and temperature rise for exposure from different antennas at 10–90 GHz,” *IEEE Access*, vol.9, pp.151654–151666 2021.
- 30 Y. Ishida, J. F. Carroll, M. L. Pollock, J. E. Graves, and S. H. Leggett, “Reliability of b-mode ultrasound for the measurement of body fat and muscle thickness,” *Am. J. Hum. Biol.*, vol.4, no.4, pp.511–520, 1992/01/01 1992.
- 31 Y. Lee and K. Hwang, “Skin thickness of Korean adults,” *Surg. Radiol. Anat.*, vol.24, no.3, pp.183–189, 2002/01/01 2002.
- 32 K. Li, K. Sasaki, S. Watanabe, and H. Shirai, “Relationship between power density and surface temperature elevation for human skin exposure to electromagnetic waves with oblique incidence angle from 6 GHz to 1 THz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.64, no.6, March 2019.
- 33 W. H. Bailey, R. Bodemann, J. Bushberg, C. K. Chou, R. Cleveland, A. Faraone, K. R. Foster, K. E. Gettman, K. Graf, T. Harrington, A. Hirata, R. R. Kavet, J. Keshvari, B. J. Klauenberg, A. Legros, D. P. Maxson, J. M. Osepechuk, J. P. Reilly, R. R. A. Tell, A. Thansandote, K. Yamazaki, M. C. Ziskin, and P. M. Zollman, “Synopsis of IEEE std c95.1™-2019 “IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to electric, magnetic, and electromagnetic fields, 0 Hz to 300 GHz,”,” *IEEE Access*, vol.7, pp.171346–171356 2019.
- 34 電気通信技術審議会答申, 諮問第38号“電波利用における人体の防護指針,” 6月1990年.
- 35 電気通信技術審議会答申, 諮問第89号“電波利用における人体防護の在り方,” 4月1997年.
- 36 情報通信審議会答申, 諮問第2030号“局所吸収指針の在り方,” 5月2011年.
- 37 情報通信審議会答申, 諮問第2035号“「電波防護指針の在り方」のうち「高周波領域における電波防護指針の在り方」,” 9月2018年.



佐々木 謙介 (ささき けんすけ)

電磁波研究所
電磁波標準研究センター
電磁環境研究室
主任研究員
博士(工学)
生体電磁環境

【受賞歴】

2020年 電子情報通信学会業績賞
2012年 電気学会優秀論文発表賞
2009年 URSI Young Scientist Award



長岡 智明 (ながおか ともあき)

電磁波研究所
電磁波標準研究センター
電磁環境研究室
主任研究員
博士(医科学)
生体電磁環境

【受賞歴】

2022年 電波功績賞電波産業会会長表彰
2013年 第59回(平成25年度)前島密賞
2004年 Physics in Medicine and Biology
最優秀論文賞 (Robert Prize)