VHF帯トランシーバ使用時の人体電磁波エネルギー吸収量評価

Evaluation of EM Energy Absorption in the Operator from a Wireless Radio Terminal of VHF Band

学生会員 秋山 良太[†], 正会員 齊藤 一幸^{††}Ryota Akiyama[†] and Kazuyuki Saito^{††}

あらまし 近年、移動通信端末の使用形態の多様化により、それらの端末から放射される電磁波による人体への影響評価が多数行われている。通信端末で用いられる無線周波数帯では熱的作用が支配的であり、SAR (Specific Absorption Rate) を指標として評価がされている。特に、中継・番組制作現場などさまざまな場面での使用が想定されるトランシーバは、他の周波数帯と比較して人体での電力吸収が大きく、人体深部への電磁波ばく露が想定されるVHF (Very High Frequency) 帯で用いられるため、端末使用時における人体への現実的な影響評価が必要である。本論文では、トランシーバを模擬したきょう体付きNHA (Normal mode Helical Antenna) を数値モデル化し、FDTD (Finite Difference Time Domain) 法により、実際の使用時を想定したSAR評価を行った。その結果、身体の特出する部分や端末の配置によりSAR分布や局所10 g平均SARの差異が確認できた。さらに、それらの値は電波防護指針の管理環境指針値を十分に下回ることを確認した。

キーワード：トランシーバ, SAR, VHF帯, FDTD法, NHA, 数値人体モデル

1. ま え が き

現在、中継や番組制作現場などで用いられるトランシーバは、通信端末の中でも通信距離が長いVHF (Very High Frequency) 帯での無線周波数を用いて音声を伝送している。この無線周波数帯では、電磁波エネルギーの吸収によって生体組織に生じる熱的作用が支配的であり、以下の式で定義される比吸収率 (Specific Absorption Rate: SAR) を指標として評価がされている¹⁾。

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad [W/kg] \quad (1)$$

ここで、 ρ ：生体組織の密度 [kg/m³]、 σ ：生体組織の導電率 [S/m]、 E ：電界強度 (実効値) [V/m] である。特に、VHF帯は他の無線周波数帯と比較して、人体内での減衰率が低いこと人体深部のSARが高いことが確認されており²⁾、また、全身共振現象により電力吸収が大きくなる³⁾ことから詳細な人体への影響評価が必要である。

ところで、総務省の電波防護指針では、無線端末 (10 kHz から3 GHz) を対象とした、任意の生体組織10 gあたりの局所10 g平均SARの指針値を定めている⁴⁾。この中で、人体近傍における電磁波源に対して適切な管理が行える管理環境下では、局所10 g平均SAR指針値が10 W/kg以下と規定

されている。また、携帯電話機などの一般環境下においては、管理環境指針値に5倍の安全率が設けられている。一般環境下における携帯電話機は近年急速に普及していることから、人体側頭部を模擬した液体ファントムを用いたSAR測定法⁵⁾が国際標準化されている。しかしながら、トランシーバをはじめとする眼球に近い頭部正面や胴体などの側頭部以外での使用端末においては、人体の凹凸を考慮しない楕円形状の平面ファントムを用いたSAR評価⁶⁾が行われているにすぎない。

実人体を用いた電磁波ばく露評価は倫理的に困難であり、人体内部のSAR測定は技術的にも難しい。そこで、人体モデルを用いた数値シミュレーションによる検討が有効であり、トランシーバをはじめとするVHF帯を対象とした電磁波ばく露量評価の研究も複数行われている。文献⁷⁾では、人体モデルを用いて周波数と人体の電力吸収率について検討されており、全身共振現象によりVHF帯の吸収率が比較的高いことが報告されている。この中では、周波数の変化による相対的評価の議論に留まり、また、生体組織が均一で、アンテナ側に突出する組織のない人体モデルを用いているため、現実的な影響評価に関しては不充分である。一方、文献⁸⁾においては、解剖学的人体モデル内のSARと温度上昇の相関性に着目した検討を行っている。ここでも均一な人体モデルを用いており、筆者も不均一モデルによる評価が必要不可欠であると述べている。

そこで、筆者らはこれまで、人体を高精細に模擬した不均一な人体モデルの腰部周辺に、トランシーバモデルを配

2016年6月20日受付, 2016年10月4日再受付, 2016年11月25日採録

[†] 千葉大学大学院工学研究科

(〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33, TEL 043-290-3931)

^{††} 千葉大学フロンティア医工学センター

(〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33, TEL 043-290-3328)

置したSAR解析を行ってきた⁹⁾。その結果、皮下脂肪の薄さや導電率の高い筋肉の分布によりSARが変化することや、均一な人体モデルと比較して深部のSARが最大約50%高くなることを明らかにした。しかし一方で、端末の向きや、放送現場において一般的に用いられる頭部正面での使用を想定した解析はまだ行っていない。また、腰部周辺についても、従来の配置よりも皮下脂肪が薄く、筋肉組織が多く分布していることから、SARの上昇が予想される臀部正面などの配置を対象とした評価を行うことが重要である。

本論文では、VHF帯トランシーバを数値モデル化したきょう体付きノーマルモードヘリカルアンテナ (Normal mode Helical Antenna: NHA) を用いて、FDTD (Finite Difference Time Domain) 法により実際の使用状況を想定した使用者への電磁波エネルギー吸収量評価を行うことにした。その際、日本人の平均体型を有する高精細数値人体モデル¹⁰⁾の頭部正面と腰部周辺に、きょう体付きNHAモデルを配置した場合のSAR解析を行った。

2. SAR解析

2.1 波源モデルの検討

実際のトランシーバには、きょう体に搭載するアンテナにモノポール形状のNHAが広く用いられている。一方でこれまで、きょう体付きNHAの代わりに簡易的な電磁波源を用いたSARの比較検討も行われている^{11) 12)}。その中で、ダイポール形状のNHAは、アンテナ上の電流分布が類似しているという観点から、SAR評価が可能であるとの報告がされている。しかしながら、電流分布によって生じる磁界分布と高い相関があるのはファントム表面のSARであり¹³⁾、深部のSARとは差異が生じる可能性がある。そこで、きょう体付きNHAとダイポール形状NHAによるファントム内SARの比較を行った。

きょう体付きNHAは実用されているNHAの一例であるアマチュア無線機用アンテナ ((株) ケンウッド製, D90-1018-35) のモデル化を行った。図1に、そのトランシーバモデルを示す。FDTDモデルは、NHAと金属きょう体で構成されており、NHAは $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{ mm}^3$ のボクセルから構成されている。筆者らの先行研究において、本論文で使用するトランシーバモデルの妥当性の確認を行った¹⁴⁾。その結果、SAR分布の計算結果と測定結果の比較を行うことで、トランシーバモデルの妥当性を確認した。一方、ダイポール形状のNHAは文献¹²⁾のANT1と同様の構造であり、150 MHzで自己共振している。そして、それぞれを筋肉 (表1) で模擬したファントムモデルの正面に配置 (図2 (a)) してSAR分布を算出した。

図2 (b), (c) に、給電点を通るファントム矢状面でのSAR分布を示す。その際、SARはそれぞれの最大値で規格化している。これより、両方の配置において、ファントム表面のSARは近い傾向を示した。しかしながら、ダイポール形状NHAでは、NHAの軸方向 (z 軸) において上下対称な

図1 数値シミュレーションに用いたトランシーバ

表1 人体表面付近の組織における電気定数および密度

	ϵ_r	σ [S/m]	ρ [kg/m ³]
皮膚	59.20	0.56	1.10×10^3
脂肪	12.14	0.07	0.92×10^3
筋肉	62.00	0.75	1.04×10^3

(a) 配置

(b) ダイポール形状NHA

(c) きょう体付きNHA

図2 ファントム内SARの比較

SAR分布が確認できた一方、きょう体付きNHAでは、等高線の20%付近において非対称なSAR分布となった。これは、電磁波源の形状がファントム深部のSARにも影響を及ぼすためであると考えられる。特に、実際の電磁波ばく露対象は生体組織が不均一であることから、状況次第ではSARの差異が大きくなることも予想される。したがって、より現実に基づいたSAR分布を算出するため、本論文では妥当性を確認したトランシーバモデルを用いた解析を行った。

2.2 人体モデル

図3に、数値シミュレーションに用いた高精細数値人体モデルを示す。この人体モデルは、国立研究開発法人情報

図3 高精細数値人体モデル

通信研究機構が開発した日本人男性の平均体型を有した全身数値モデルである。また、このモデルは51種類の生体組織で構成されており、2.0 mmの空間分解能を有している。そして、トランシーバの動作周波数である150 MHzにおける、全組織の電気定数および密度の値を文献から参照し適用した¹⁵⁾。表1に、一部の生体組織の電気定数および密度の値を例示する。

2.3 解析モデル

図4に、数値シミュレーションに用いた解析モデル、表2に計算条件を示す。なお、オペレータの頭部正面と腰部周辺での配置では分けて考察をするため、それぞれ異なる座標系を導入した。頭部正面の配置での座標原点は、頭部矢状面(図5(b))の yz 方向における中心とし、腰部周辺の配置での座標原点は、腰部水平面(図6)の xy 方向における中心とする。本論文では、端末配置の制限を考慮して、腕を取り除いた人体モデルによる検討を行った。ここで、腕を含んだ場合との誤差について考察する必要がある。しかし、文献¹¹⁾で、アンテナの大きさが人体に対して1/4程度以下の長さであり、端末を人体に近接させて配置している場合、電磁波は局所的に集中することから、腕を取り除いた影響は充分小さいと考えられる。さらにその中で、端末とファントムとの距離が小さくなることでSARが高くなることから、この方法により、より厳しい条件下でのSAR評価を実現できる。解析モデルの最小セルサイズはNHAがある領域で $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0.1$ mmとし、計算機資源節約のためアンテナから離れるにつれて最大で $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 2.0$ mmとなる不均一セルを用いた。使用周波数はVHF帯の150 MHz、放射電力は国内で使用される端末の最大出力値である5 Wとした。NHAのインピーダンス整合は考慮していない。そして、各解析モデルにおいて、FDTD法により領域内の電磁界分布を算出した。また、電磁界を算出する際には、トランシーバの給電点に正弦波電圧を励振し、解析領域内の電磁界分布が定常状態に達するまで逐次計算した。そして、得られた電磁界分布をもとに、SARの定義式である式(1)によりSAR分布を算出した。さらに、使用者への影響評価を行うために、局所10 g平均SARを算出する必要がある。そこで、IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) の提案する、立方体を用いて領域内を平均化する

(a) 頭部正面

(b) 腰部周辺

図4 解析モデル

表2 計算条件

セルサイズ [mm]	最大	$\Delta x = \Delta y = \Delta z = 2.0$
	最小	$\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0.1$
解析領域 $x \times y \times z$ [mm]		$600 \times 350 \times 1750$
吸収境界条件		PML(8層)

(a) 頭部正面

(b) 頭部矢状面

図5 人体頭部正面の配置

図6 人体腰部周辺の配置

る手法¹⁶⁾により局所10 g平均SARを算出した。

トランシーバ本体にはマイクが搭載されており、端末で直接音声を集音する使用方法が一般的である。そこで、頭部付近での使用を想定して、トランシーバの給電点を口唇

の中心に対面する位置に配置した(図5)．NHAの軸方向が z 軸と平行な配置をA，端末を 90° 回転させ x 軸と平行な配置をBとした．

また，端末本体のマイクではなく，本体に接続したイヤホンマイクによる音声通話も広く用いられている．その際，トランシーバはオペレータの腰部に装着される．図5に，給電点を通る水平面における，腰部周辺でのトランシーバの配置を示す．トランシーバを装着するベルトやフォルダを考慮して，端末の給電点を臍の高さとした．以下に腰部周辺におけるトランシーバの配置を示す．

配置C：オペレータの前方左

配置D：オペレータの後方右

配置E：オペレータの左

配置F：オペレータの右

ところで，アンテナと人体の距離は小さいほどSARは上昇すると予想される．しかしながら，頭部正面での使用では，端末と口唇には距離があり，また，腰部周辺では，装着フォルダや衣類を考慮すると腰部と端末が接触することはない．したがって，人体と端末が接触せずに最小の距離が実現できるよう，オペレータから給電点までの距離を40mm(きょう体からは最小2mm)とした．

3. 解析結果と考察

3.1 SAR分布

図7に，頭部矢状面(図5(b))でのSAR分布を示す．これより，NHAの軸方向が z 軸と平行である配置Aの鼻において高いSARが確認できた．一方，配置Bにおいては同様の結果は観測されず，給電点の対面する口においてSARの上昇が確認できた．これは，配置Aの場合，電界強度が高くなる yz 面の中でも，トランシーバ側に突出している鼻に電界が集中したためと考えられる．そのため， xy 面において突出する組織がない配置Bにおいては，トランシーバからの距離が最も小さい口唇付近においてSARが上昇したものと考えられる．

一方，図8に腰部周辺の各配置における，給電点を通る水平面(図6)でのSAR分布を示す．この結果より，すべての配置の筋肉部(図6参照)においてSARの上昇を確認した．これは筋肉が周囲の生体組織の中で，導電率が高い組織であり，SARは導電率に比例するためであると考えられる．また，オペレータ前後方(配置C, D)の場合よりも，オペレータ左右(配置E, F)の方が高いSARを観測した．これは腰部左右における配置の場合，腹部や臀部と比較して皮下脂肪が薄く，筋肉組織が体表に近い位置に広く分布しているためであると考えられる．

以上の結果より，トランシーバによる生体内SARは，端末の配置位置付近の生体組織に影響することを確認した．

3.2 局所10g平均SAR

表3に各配置における局所10g平均SARのピーク値を示す．これより，頭部正面の配置において，配置Aのピーク

図7 人体頭部正面の配置

局所10g平均SARは配置Bの結果と比較して約4.4倍の値を示した．この要因としては，鼻において局所10g平均SARのピーク値を示したため，局所SAR分布と同様に，突出している鼻においてSARが上昇したためと考えられる．そのため，配置Bの場合は口唇においてピーク値が観測された．

一方，腰部周辺の配置においても，オペレータ左右(配置E, F)の場合での値が前方(配置C)の値を上回り，SAR分布と類似した結果を得ることができた．このことから，これらの配置での局所10g平均SARは，配置位置近傍での人体表面付近における生体組織の分布に依存するといえる．しかしながら，給電点を通る水平面(xy 面)において，高いSARが観測されなかったオペレータ後方(配置D)は，腰部周辺での配置の中で最も高い値を示した．そこで，配置Dの給電点を通る人体矢状面(yz 面)のSAR分布(図9)を確認すると，給電点の対面する筋肉組織よりも臀部の皮下脂肪内において高いSARが確認できた．この要因としては，NHAのみならず金属きょう体にも電流が流れており，そのため，きょう体正面の突出している組織(臀部)に電界が集中したと考えられる．表1より，脂肪の導電率は筋肉の1/10以下となることから，脂肪組織において高い電界強度が確認されたと言える．

これらの結果より，トランシーバを頭部正面や腰部周辺

(a) 配置C

(b) 配置D

(c) 配置E

(d) 配置F

図8 人体腰部周辺の配置

図9 配置Dの給電点を通る人体矢状面

表3 局所10 g平均SARの最大値 [W/kg]

頭部正面		腰部周辺			
配置A	配置B	配置C	配置D	配置E	配置F
5.41	1.24	1.84	4.49	3.43	2.52

に配置した際の局所10 g平均SARは従来の報告通り、配置位置近傍の生体組織、特に皮下脂肪や筋肉の分布に影響を受けることを確認した。しかしながら、それ以上に、NHAの軸と人体を含む面において、トランシーバ側に突出している組織に左右されるということが確認できた。そして、すべての配置において、電波防護指針の管理環境指針値(10 W/kg)を下回った。これまでは、携帯電話などの側頭部での使用端末を中心に、人体形状とSARの相互作用について議論がされてきた¹⁷⁾。しかしながら、本論文の結果により、側頭部以外での使用端末においても局所10 g平均SARは人体形状に大きく影響を受けることが示唆された。

4. む す び

本論文では、VHF帯トランシーバを使用した際の人体への電磁波エネルギー吸収量評価を目的として、高精細数値人体モデル近傍に、周波数150 MHz、最大出力値5 Wのきょう体付きNHAを配置した場合のSAR評価を行った。その際、さまざまな使用状況を想定し、頭部正面で2通り、腰部周辺で4通りと複数の配置や向きを考慮したSAR分布を算出した。その結果、体内SARは導電率の高い筋肉など、トランシーバ近傍の生体組織に影響することを確認した。特に、頭部正面に配置した場合の鼻や、腰部周辺に配置した場合の臀部など、NHAの軸と人体を含む面において、トランシーバ側に突出している組織に電界が集中することでSARが高くなることを確認した。さらに、SARの評価指標である局所10 g平均SARを算出した結果、SAR分布と同様の傾向が確認された。そして、すべての配置におい

て電波防護指針の管理環境指針値 (10 W/kg) を下回った。

しかしながら、体内SARはトランシーバ近傍の生体組織に大きく影響を受けることから、トランシーバの配置やオペレータとの距離により変化することが予想される。特に、本論文では人体モデルに端末が接触しないことを条件に、端末の給電点と人体表面との距離を40 mmと固定した。しかし現実的には、この距離を下回することは充分想定される。また、実際の使用において考慮される、端末を持つ手や腕への電磁波ばく露評価は行っていない。そのため、今後トランシーバのSAR評価をより詳細に行う必要がある。

〔文 献〕

- 1) IEEE: "Safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz", ANSI/IEEE Standard C95.1-2005 (Oct. 2005)
- 2) S.S. Stuchly, M. A. Stuchly, A. Kraszewski and G. Hartsgrrove: "Energy deposition in model of man: frequency effects", IEEE Trans. Biomedical Engineering, **33**, 7, pp.702-711 (July 1986)
- 3) O.P. Gandhi, J.Y. Chen and A. Riazi: "Currents induced in a human being for plane-wave exposure conditions 0-50 MHz and for RF sealers", IEEE Trans. Biomedical Engineering, **33**, 8, pp.757-767 (Aug. 1986)
- 4) ICNIRP: "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz) ", Health Phys., **74**, 4, pp.494-522 (Apr. 1998)
- 5) IEC: "Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices - Human models, instrumentation and procedures - Part 1", IEC 62209, 1 (Feb. 2005)
- 6) IEC: "Human exposure to radio frequency fields from hand-held and body-mounted wireless communication devices - Human models, instrumentation and procedures - Part 2", IEC 62209, 2 (Mar. 2010)
- 7) H.-R. Chuang and W.-T. Chen: "Computer simulation of the humanbody effects on a circular-loop-wire antenna for radio-pager communications at 152, 280 and 400 MHz", IEEE Trans. Vehich. Tech., **46**, 3, pp.544- 559 (Aug. 1997)
- 8) A. Hirata, O. Fujiwara and T. Shiozawa: "Correlation Between Peak Spatial-Average SAR and Temperature Increase Due to Antennas Attached to Human Trunk", IEEE Trans. Biomedical Engineering, **53**, 8, pp.1658-1664 (Aug. 2006)
- 9) 秋元, 菊池, 齊藤, 高橋, 伊藤: "150 MHz帯業務用無線端末による胴体内SARの数値人体モデルを用いた解析", 信学誌, **J92-B**, 1, pp.304-311 (Jan. 2009)
- 10) 長岡, 櫻井, 国枝, 渡辺, 本間, 鈴木, 河合, 酒本, 小川, 此川, 久保田, 金, 多氣, 山中, 渡辺: "日本人成人男女の平均体型を有する全身数値モデルの開発", 生体医工学, **40**, pp.45-52 (Dec. 2002)
- 11) 小柳, 河井, 小川, 伊藤: "全身等価楕円柱ファントムを用いた150 MHz帯ヘリカルアンテナの局所SARと放射特性に関する検討", 信学論, **J85-B**, 5, pp.664-675 (May 2002)
- 12) 小柳, 河井, 小川, 伊藤: "人体等価ファントムと150 MHz帯小形アンテナを用いた腹部内局所SARの検討", 信学論, **J86-B**, 7, pp.1207-1218 (July 2003)
- 13) N. Kuster and Q. Balzano: "Energy absorption mechanism by biological bodies in the near field of dipole antennas above 300 MHz", IEEE Trans. Vehich. Tech., **41**, 1, pp.17- 23 (Feb. 1992)
- 14) S. Akimoto, S. Kikuchi, K. Saito, M. Takahashi and K. Ito: "SAR evaluation in human body exposed to EM wave from NHA with metallic case", IEICE Electronics Express, **6**, 8, pp.477-482 (Apr. 2009)
- 15) C.M. Collins, S. Li, Q.X. Yang and M.B. Smith: "A method for accurate calculation of BI field strength and homogeneity in the birdcage coil", J. Magn. Reson, **125**, 2, pp.20-27 (Jan. 1979)
- 16) IEEE: "IEEE Recommended practice for measurements and computations of radio frequency electromagnetic fields with respect to human exposure to such fields, 100 kHz-300 GHz", IEEE Standard C95.3-2002 (2003)
- 17) M. Burkhart and N. Kuster: "Appropriate modeling of the ear for compliance testing of handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz", IEEE Trans. Microw. Theory Tech., **48**, 11, pp.1927-1934 (Nov. 2000)

あきやま りょうた
秋山 良太 2015年, 千葉大学・工・メディカルシステム工卒業。現在同大学院博士前期課程在学中。人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。2016年, 本会放送技術研究会学生優秀発表賞受賞。学生会員。

さいとう かずゆき
齊藤 一幸 2001年, 千葉大学大学院博士後期課程修了。現在, 同大学フロンティア医工学センター准教授。人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。2001年, 本会研究奨励賞等受賞。2000年, 日本学術振興会特別研究員。博士(工学)。正会員。