

Title	第5世代移動通信システムSub-6 GHz周波数帯における電界型及び磁界型アンテナ近傍での植込み型医療機器 干渉誘起電圧推定
Author(s)	Ohtsuka, Atsuki; Hikage, Takashi; Ishioka, Ryota; Higashiyama, Junji; Iyama, Takahiro; Suzuki, Yasunori
Citation	IEICE transactions on electronics, E105C(5), 157-166 https://doi.org/10.14923/transelej.2021STP0003
Issue Date	2022-05
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/85776
Rights	copyright©2022 IEICE
Туре	article
File Information	j105-c_5_157.pdf



Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

第5世代移動通信システム Sub-6 GHz 周波数帯における電界型及び 磁界型アンテナ近傍での植込み型医療機器干渉誘起電圧推定

 大塚
 敦生^{†a)}
 日景
 隆^{†b)}
 石岡
 諒汰^{††}
 東山
 潤司^{††}

 井山
 隆弘^{††}
 鈴木
 恭宜^{††}

Interference-Induced Voltage Estimation of Implantable Medical Devices near Electric and Magnetic Field Antennas in Sub-6 GHz / 5G Frequency Band

Atsuki OHTSUKA^{†a)}, Takashi HIKAGE^{†b)}, Ryota ISHIOKA^{††}, Junji HIGASHIYAMA^{††}, Takahiro IYAMA^{††}, and Yasunori SUZUKI^{††}

あらまし 各種電波利用機器に対する植込み型医療機器(植込み型心臓ペースメーカ/植え込み型除細動器)の 電磁干渉(EMI: Electromagnetic Interference)特性について,電磁界シミュレーションを用いた評価法の構築を 目的として検討を行っている.本論文では,EMI評価試験で用いられる疑似人体に組み込んだペースメーカ数値 モデルを用い,第5世代移動通信システム Sub-6 GHz 周波数帯(3.7 GHz, 4.5 GHz)において,ペースメーカコネ クタ部への電界結合及び磁界結合に着目し,ダイポールアンテナ近傍における干渉誘起電圧についてシミュレー ションを用いて評価する.有限要素法に基づく干渉誘起電圧のシミュレーション結果について,磁界型アンテナ であるスロットアンテナの場合と比較して電界と磁界のどちらが干渉誘起電圧に支配的に作用するか議論する. また,ペースメーカ実機を用いた電波ばく露及び干渉誘起電圧測定を行い,シミュレーション結果の妥当性検証 を行う.

キーワード 植込み型医療機器 EMI, 干渉誘起電圧, 有限要素法, 電気光変換

1. まえがき

携帯電話などに代表される各種電波利用機器が植込 み型心臓ペースメーカ及び植込み型除細動器(ICD: Implantable Cardioverter Defibrillator)等の植込み型医 療機器に及ぼす電磁干渉影響(EMI)について調査・ 研究が進められており[1]~[3],また,それら調査結 果に基づき影響防止のための指針[4]が運用されてい る.著者らはこれまでに,携帯電話,RFID機器ある いはワイヤレス電力伝送機器等が植込み型医療機器に 与える電磁干渉影響について,心臓ペースメーカ及び ICD 実機を用いた実験調査結果を報告するとともに,

^{††}株式会社 NTT ドコモ, 横須賀市

NTT DOCOMO, INC., 3–6 Hikarinooka, Yokosuka-shi, 239–8536 Japan a) E-mail: a_ohtsuka@wtemc.ist.hokudai.ac.jp

b) E-mail: hikage@wtemc.ist.hokudai.ac.jp

数値解析に基づく影響評価手法の提案を実施している [5], [6].

植込み型医療機器 EMI の影響調査においては,市 場投入されている機種の中から網羅性を考慮し選定さ れた複数の心臓ペースメーカ及び ICD (以降,ペース メーカ)の実機を用いて実施されている [3].ペース メーカ実機を, NaCl 水溶液で満たされた疑似人体 (ト ルソーファントム:図 1)中に配置し,ファントムと 被試験機器である電波利用機器間の干渉距離及び臨床 的影響度合いが評価される.ペースメーカの EMI は, 内部のセンシング回路の入力に心電位と類似した信号 あるいは明らかにしきい値レベルを超える振幅の干渉 信号が誘起された場合に引き起こされるが,実機ペー スメーカの内部回路に生じる干渉信号 (以降,干渉誘 起電圧)を外部から取得することは困難である.

携帯電話や RFID など各種電波利用機器に対する ペースメーカ EMI 評価においては,最大干渉消滅距 離の測定が行われているが,これら測定では,EMI 発 生は確認できるものの,ペースメーカに干渉電圧を取

Ϋ́-

[†]北海道大学大学院情報科学研究院,札幌市 Faculty of Information Science and Technology, Hokkaido University, Kita14, Nishi9, Kita-ku, Sapporo-shi, 060–0814 Japan

DOI:10.14923/transelej.2021STP0003





得するような機能はなく,影響原因となる干渉誘起電 圧を直接取得することはできない.

従来の検討から、数百 MHz から 3 GHz 程度以下の 携帯電話周波数帯においては、ペースメーカ本体と リードの接続点であるコネクタ部が主に外部電磁界と 結合することにより内部回路に干渉誘起電圧を生じさ せることが知られている [7]. これまで、携帯電話周波 数帯電波による埋め込み型心臓ペースメーカの電磁干 渉を予測するためのモデル検討[8],人体近傍電界通信 機器による植え込み医療機器への誘導電圧の検討[9]. 移動端末による植込み型ペースメーカの干渉電圧の評 価[10] 等, 干渉誘起電圧評価に関する検討例はあるも のの、ペースメーカコネクタ部と外部電磁界の結合機 序に関する具体的な報告例はない. また. 携帯電話周 波数帯のペースメーカ EMI 試験では、被試験機器の 実機以外では、スクリーニング試験(事前試験)等のた めの標準ばく露には半波長ダイポールが用いられてお り[3]、用いる標準アンテナの種類に起因する EMI 特 性の違いについては詳細な検討がなされていない. ア ンテナとペースメーカの距離が短く近傍界ばく露とな る場合、ペースメーカコネクタ部との結合において、 電界あるいは磁界による結合に差異が生じるが、これ まで定量的な評価の報告例はない.本論文では、EMI 評価試験で用いられるトルソーファントムに組み込 んだペースメーカ数値モデルを用い、電界型アンテナ (ダイポールアンテナ)と磁界型アンテナ(スロット アンテナ)を近接させた場合の干渉誘起電圧の違いに ついて数値シミュレーションにより推定する.ペース メーカ/リードコネクタ回路部の構造を実機に基づき高 精度に再現した数値モデル[11]を用い. 第5世代移動 通信システムにおける 6 GHz 未満の周波数帯(以下, Sub-6帯)の一部である 3.7 GHz と 4.5 GHz において、

スロットアンテナとダイポールアンテナそれぞれの近 傍電磁界による干渉誘起電圧を比較して議論する.

ペースメーカに生じる干渉誘起電圧評価 のための高精度数値解析モデル及びアン テナモデルと干渉誘起電圧評価結果

携帯電話/スマートフォンを対象としたペースメー カ EMI 評価試験は、図 2(a) に示すような横置き型の 平板トルソーファントムが用いられる[3]. このファ ントムは Irnich ら考案のモデル [1] を基に開発された. 内部を 1.8g/ℓの NaCl 水溶液 [12] で満たしたアクリル 製の水槽構造をしており、ペースメーカは接続された リードとともに水面から深さ 18 mm の位置の保持板 上に配置される. リードの先端は, 疑似心電信号を提 供すると同時にペースメーカが発するペーシング信号 を取得する機能を有するリング電極の上で終端され る. 本論文のシミュレーションにおいては. 図 2(b) に示すアクリル板の厚みが 10 mm で均一であるトル ソーファントムモデルと図 2(c) に示すペースメーカ モデルを用い、ファントム近傍に配置したアンテナか らの放射電波によりリードの内導体先端とペースメー カ本体 (CAN) の間隙 (0.4 mm) に設置された終端抵抗 に誘起される電圧を干渉誘起電圧として評価する. な お. ここでの終端抵抗は. 抵抗値を1 MΩ とした寸法 を有しないポートとしてモデル化している. 解析に用 いたペースメーカの数値モデルは、ペースメーカ本体 (CAN) に心室用リード (VVI モード:心室でペーシン グ. 心室の自己心拍を感知) が接続されたモデルであ り、CAN、リード及びコネクタ回路部について実機に 基づき寸法と形状を高精度に再現した. なお、リード には、ユニポーラ(単極)型及びバイポーラ(双極)型 の2種類があるが、本論文では単極リードをモデル化 している.

評価に用いるスロットアンテナを図3に示す.共振 周波数を3.7 GHz と4.5 GHz に一致させた終端短絡プ ローブ給電キャビティ付スロットアンテナである[13]. 寸法を表1に示す.材質は完全導体(PEC)としてい る.給電はキャビティ底面の中央に設置したプローブ により行い,スロットを含むキャビティ上面でプロー ブ終端を短絡する.このような構造により強制的に キャビティ上に電流を流し,スロットを間接的に励振 する.共振周波数においてリターンロスが-10 dB 以 下となるように設計されている.なお,スロットがア ンテナ上面の中心になるよう天板を拡大することで,









(c)

- 図2 ペースメーカ EMI 試験用横置き型平板トルソーファ ントムとペースメーカモデル. (a) 試験用ファント ム, (b) トルソーファントムモデル, (c) ペースメー カモデル
- Fig. 2 Human torso phantom for pacemaker EMI test and numerical pacemaker model. (a) Overview of EMI test phantom, (b) Numerical model of EMI test phantom, (c) Pacemaker model.



表1 スロットアンテナ寸法 Table 1 Slot antenna dimensions.

Frequency [GHz]	3.7	4.5
Width [mm]	70	60
Depth [mm]	60	51
Height [mm]	8	8
Ls [mm]	42	38
Ws [mm]	3	3
Ds [mm]	81	65
S11 [dB]	-10.0	-13.0

最大放射方向がスロット正面になるようにしている. 図4に半波長ダイポールアンテナ数値モデルを示す. 給電点は二本の導線間に設置しており、材質は完全導 体 (PEC) としている. 寸法を表2 に示す. スロット長 とダイポールアンテナの長さは、ほぼ一致している. 図 5, 6 にそれぞれのアンテナの 3.7 GHz における電 界分布と磁界分布を示す.スロットアンテナでは、中 心部において電界が大きくなるのに対して、ダイポー ルアンテナでは端部で電界が最も大きくなる。一方ス ロットアンテナでは、端部において磁界が最も強くな り、ダイポールアンテナでは中心部分において最も大 きくなる. このようにスロットアンテナとダイポール アンテナの近傍において、電界と磁界が相反するよう な特徴がある. つぎに、スロットアンテナとダイポー ルアンテナを用い、それぞれのアンテナ近傍電磁界に よる干渉誘起電圧を評価する.



図 4 半波長ダイポールアンテナモデル Fig. 4 Half-wave dipole antenna model.

表 2 ダイポールアンテナ寸法 Table 2 Dipole antenna dimensions.

Frequency [GHz]	3.7	4.5
Length [mm]	17.6	14.2
Distance [mm]	1.0	1.0
Width [mm]	0.1	0.1
S11 [dB]	-16.2	-16.1





- 図5 3.7GHz における両アンテナの電界分布. (a) スロットアンテナ, (b) ダイポールアンテナ
- Fig. 5 Electric field distributions. (a) Slot antenna, (b) Dipole antenna.

解析には、市販の電磁界シミュレータ EMPro [14] の有限要素法 (FEM: Finite element method) ソルバを 用いる。

ペースメーカ表面からアンテナまでの距離を 20 mm,



- 図 6 3.7GHz における両アンテナの磁界分布. (a) スロッ トアンテナ. (b) ダイポールアンテナ
- Fig. 6 Magnetic field distributions. (a) Slot antenna, (b) Dipole antenna.



図 7 干渉誘起電圧評価系の全体モデル Fig. 7 Overview of simulation model for interference voltage estimation.

スロットあるいはダイポールアンテナの中心をペース メーカコネクタ部に一致させて配置し,垂直(電界の振 動方向が図7のX軸に垂直)/水平(電界の振動方向が 図7のX軸に水平)偏波の電波を照射した場合の干渉 誘起電圧についてFEMの手法を用いた電磁界解析に より評価した.図7にアンテナとファントムを含む解 析空間を示す.シミュレーションに用いたペースメー カ/ファントムモデルの電気定数及び解析条件を表3及 び表4にまとめて示す.なお、ダイポールアンテナと キャビティ付スロットアンテナはアンテナ利得が異な るため、ダイポールまたはスロットの正面方向の遠方 界領域(アンテナから 50~70 mm)で放射電界強度の

		tom.
Table 3	3	Electric constants for pacemaker model and torso phan-
	表	3 ペースメーカ及びファントムの電気定数

	ε _r	σ (S/m)
Pacemaker CAN, Lead		Perfect electric conductor
コネクタ被覆 (Silicon)	3	-
Acrylic case	2.7	-
NaCl 水溶液 3.7GHz	76.9	2.97
NaCl 水溶液 4.5GHz	75.8	4.35

表 4 FEM 解析条件 Table 4 Simulation parameters.

FEM Solver	Direct Solver
Order of Basis Function	2
Boundary Condition	2 nd order radiation boundary condition
Estimation frequency	3.7, 4.5 [GHz]
FEM mesh	Cond. Edge: 0.2×estimation conductor width Cond. Vertex: 0.2×0.3×estimation conductor width

比を1mmごとに取得し平均値をとり,その平均値が 一致するように入力電力を規格化し,3.7 GHzのダイ ポールアンテナの入力電力を1mW,スロットアンテ ナの入力電力を0.47 mWとした.4.5 GHzのダイポー ルアンテナの入力電力は1mW,スロットアンテナの 入力電力を0.48 mWとした.なお,近傍界における 放射強度についてダイポールアンテナはスロットアン テナの半分程度となることを確認している.

図 8~11 に FEM 解析により得られたペースメーカ に生じる干渉誘起電圧とコネクタ部における電界分布 を示す. 図 8,9 において,(a) は 3.7 GHz,(b) は 4.5 GHz の干渉誘起電圧特性を示している.ファントムの 短手方向(X 軸方向)に対して,コネクタ中心位置を原 点とし,10 mm 間隔で±80 mm,ファントムの長手方 向(Y 軸方向)に対して,コネクタ中心位置を原点と し,10 mm 間隔で±20 mm アンテナ位置を変化させて 解析している.

図8,9より,各アンテナで周波数ごとに干渉誘起電 圧の最大値を比較すると垂直偏波を照射したときに, 水平偏波を照射したときに比べてペースメーカに生じ る干渉誘起電圧が大きく,最大で4.2倍大きくなって いる.これは終端抵抗が接続されている内導体がY軸





Fig. 8 Interference voltages induced by vertical polarized exposure. (a) 3.7 GHz, (b) 4.5 GHz.







図 10 3.7 GHz 垂直偏波照射時のコネクタ部電界分布. (a) ダイポールアンテナ X = -10 mm, (b) スロットアン テナ X = -10mm

Fig. 10 Electric field distributions around pacemaker connector part at 3.7 GHz vertical polarized irradiation. (a) Dipole antenna X = -10 mm, (b) Slot antenna X = -10 mm.

方向に伸びていることから電界の向きが Y 軸方向で ある垂直偏波を照射したときに干渉誘起電圧が大きく なったと考えられる.垂直偏波照射時に干渉誘起電圧 が最大となる位置が X = -10 mm であることからも終 端抵抗が接続されている内導体の構造がペースメーカ に生じる干渉誘起電圧に影響することが考えられる. また,それぞれの周波数と偏波ごとに干渉誘起電圧の 最大値を比較するとダイポールアンテナによる干渉誘 起電圧の最大値がスロットアンテナによる干渉誘起電 圧よりもほとんどの場合で大きく,最大で2.8 倍であ ることが確認された.このことから高周波数帯におい て磁界に比べて電界の方が干渉誘起電圧に支配的に作 用することが示唆される.

図 10 に、3.7 GHz の垂直偏波を照射したとき、そ れぞれのアンテナにおいて干渉誘起電圧が最も大きく なった位置での電界分布を示す.また、図 11 に 4.5 GHz の水平偏波を照射したとき、それぞれのアンテナ において干渉誘起電圧が最も大きくなった位置での電 界分布を示す.図 10 より、終端抵抗に近い内導体部 分において、ダイポールアンテナの方がスロットアン テナに比べて強く結合していることが確認できる.ま た、図 11 より、水平偏波照射時にリード線と強く結 合していることが確認できるが図 8、9 より垂直偏波 照射時の方が干渉誘起電が大きいことから干渉誘起電 圧にはリード線への結合よりも終端抵抗に近い内導体

論文/電界型及び磁界型アンテナ近傍における植込み型医療機器干渉誘起電圧推定



- 図 11 4.5 GHz 水平偏波照射時のコネクタ部電界分布. (a) ダイポールアンテナ Y = 0 mm, (b) スロットアンテ ナ Y = +10 mm
- Fig. 11 Electric field distributions around pacemaker connector part at 4.5 GHz horizontal polarized irradiation. (a) Dipole antenna Y = 0 mm, (b) Slot antenna Y = +10mm.

部分への結合が支配的に作用すると考えられる.

3. 干渉誘起電圧測定による検証

ペースメーカ実機を用いた電波ばく露及び干渉誘起 電圧測定からシミュレーション結果の妥当性検証を 行った[15]~[17]. ブロック図と測定の様子を図 12 に 示す. ここでは、ダイポールアンテナとスロットアン テナを用いた場合のペースメーカ内部に生じる干渉誘 起電圧について測定する.本実験では同軸ケーブルな どの金属製ケーブルではなく図 13 に示す光ファイバ を用いた電気光変換器を内蔵した疑似ペースメーカを 使用することによりばく露電磁界との結合や電磁界の 擾乱の生じない測定を可能とした.ペースメーカにお いて、センシング・ペーシング用のリード線から入力 された信号はセンシングフィルタを通すことでノイズ が除去され,内部回路により計算して信号が作られ, その信号が再びリード線を介して心臓部に送られると いった形となっている. このセンシングフィルタによ り除去しきれないノイズが干渉誘起電圧の原因である と考えられる. 本報告ではそのノイズを測定するため に、内部回路を電気・光変換器に置き換えて、フィル タ通過後の干渉誘起電圧の測定を行う.

擬似ペースメーカをトルソーファントム内に配置し, 電波照射源として半波長ダイポールアンテナと解析で











用いたものと同じ寸法のスロットアンテナを用い,周 波数は 3.7 GHz で干渉誘起電圧の値を測定した. 偏波 はリード線の挿入方向に対して直交/平行とし,ペー スメーカ表面からアンテナまでの距離を解析と同様に 光給電型E/O変換器













(b)

- 図 14 ダイポールアンテナでの干渉誘起電圧測定結果. (a) 垂直偏波, (b) 水平偏波
- Fig. 14 Interference induced voltage measurement result by dipole antenna. (a) Vertical polarization, (b) Horizontal polarization.



(a)



(b)

図 15 スロットアンテナでの干渉誘起電圧測定結果. (a) 垂直偏波, (b) 水平偏波

Fig. 15 Interference induced voltage measurement result by slot antenna. (a) Vertical polarization, (b) Horizontal polarization.

20 mm とした.

図14,15に、干渉誘起電圧測定結果について解析 結果と比較して示す.ここでは、X軸方向に移動させ た場合の特性について、測定値と解析値それぞれの最 大値で規格化して示している.同図より干渉誘起電圧 が最大となる位置から±10mmの範囲において解析結 果と測定結果の差は最大で20%であり干渉誘起電圧 が最大となる位置は解析結果と測定結果でほとんど一 致している.その他の位置ではペースメーカとアンテ ナの距離が大きく干渉誘起電圧が小さくなりアンテナ 位置などの測定誤差が大きく結果に影響するため解析 結果と測定結果の差が大きくなる部分もあるがおおむ ね解析結果と一致しており、シミュレーション結果の 妥当性が確認できる.

4. む す び

実機を高精度に再現したペースメーカ数値モデルを 利用し. Sub6 周波数帯電波ばく露時における干渉誘 起電圧特性について FEM シミュレーションにより評 価した,近傍電磁界において,放射条件を一致させた 電界型アンテナと磁界型アンテナに起因する干渉誘起 電圧の差異に関する定量的な評価を初めて実現した。
 高周波数帯においてアンテナとペースメーカの距離が 近接し近傍界ばく露となる場合。磁界に比べて電界の 方が干渉誘起電圧に支配的に作用するとこが示唆され る. このことから電磁干渉測定においてダイポールア ンテナを用いることで過大側の評価を行うことができ ると考えられる. また、ペースメーカ実機を用いた電 波ばく露及び干渉誘起電圧測定からシミュレーション 結果の妥当性検証を行った、今後、内部回路の能動素 子による非線形特性を含むモデリングなどを行う予定 である.

謝辞 本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費 助成事業(JSPS 科研費 19K04504)の援助のもとに行 われた。

文 献

- W. Irnich, L. Bats, R. Muller, and R. Tobisch, "Electromagnetic interference of pacemaker by mobile phones," PACE, vol.19, pp.1431–1446, Nov. 1996.
- [2] 不要電波問題対策協議会, "医用電気機器への電波の影響 を防止するために:携帯電話端末等の使用に関する調査報 告書,"1997.
- [3] 総務省、"電波の医用機器等への影響に関する調査研究報告書、"2001-2006、"電波の医療機器等への影響に関する調査研究報告書、"2007-2014、"電波の医療機器等への影響に関する調査報告書、"2015-2017、"電波の植込み型医療機器及び在宅医療機器等への影響に関する調査等報告書、"2018-2020.
- [4] 総務省、"各種電波利用機器の電波が植込み型医療機器へ 及ぼす影響を防止するための指針、"2018.
- [5] S. Futatsumori, Y. Kawamura, T. Hikage, T. Nojima, B. Koike, H. Fujimoto, and T. Toyoshima, "In vitro assessment of electromagnetic interference due to low-Band RFID reader/writers on active implantable medical devices," Journal of Arrhythmia, vol.25, no.3, pp.142–152, Jan. 2010.
- [6] N. Tanaka, T. Hikage, and T. Nojima, "FEM simulations of implantable cardiac pacemaker EMI triggered by HF-band wireless power transfer system," IEICE Trans. Electron., vol.E99-C, no.7, pp.809–812, July 2016.
- [7] 豊島 健, "ペースメーカ/ICD 治療の工学的問題点," Therapeutic Research, vol.28, no.2, pp.236–241, 2007.
- [8] J. Wang, O. Fujiwara, and T. Nojima, "A model for predicting electromagnetic interference of implanted cardiac pacemakers by mobile telephones," IEEE Trans. Microwave Theory & Techniques,

vol.48, no.11, pp.2121-2125, 2000.

- [9] 芳野裕樹, 多氣昌生, "人体近傍電界通信機器による植え込み医療機器への誘導電圧の検討,"信学技報, EMCJ2010-74, Nov. 2010.
- [10] Y. Endo, K. Saito, S. Watanabe, M. Takahashi, and K. Ito, "Study of interference voltage of an implanted pacemaker by mobile terminals," IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility, vol.58, no.1, pp.30–39, Feb. 2016.
- [11] 孫 津韜,伊藤涼音,日景 隆,野島俊雄, "3D-FEM シ ミュレーションを用いた 4G/LTE 周波数帯植込み型医療機 器 EMI 評価法の検討,"信学技報, EMCJ2020-16, July 2020.
- [12] ANSI/AAMI PC69:2007 Active implantable medical devices-Electromagnetic compatibility - EMC test protocols for implantable cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators.
- [13] T. Hikage, N. Ohno, M. Omiya, and K. Itoh, "Proposal and analysis of cavity-backed slot antennas for microwave energy transmission," Electronics and Communications in Japan, Part 1, vol.82, no.3, pp.20–27, March 1999.
- [14] https://www.keysight.com/
- [15] 田中尚樹,日景 隆,野島俊雄,井山隆弘,大西輝夫,"電 気光変換器を用いた携帯電話周波数帯電波ばく露における 植込み型心臓ペースメーカ EMI 評価のための干渉誘起電 圧測定系,"信学技報, AP2016-96, Sept. 2016.
- [16] 伊藤涼音,孫 津韜,日景 隆,東山潤司,大西輝夫,"電 気光変換器を用いたビーム型 WPT 周波数帯電波ばく露に おける植込み型心臓ペースメーカ EMI 評価のための干渉 誘起電圧測定系,"信学技報,WPT2019-26, July 2019.
- [17] 日景 隆, 大塚敦生, 石岡諒汰, 東山潤司, 鈴木恭宜, "5G Sub-6GHz 周波数帯における植込み型心臓ペースメーカ EMI 推定を目的とした電気 - 光変換による干渉誘起電圧 測定," 2021 信学総大, BI-13-3, pp.SS-97-98, オンライン, March 2021.

(2021 年 7 月 23 日受付, 11 月 22 日再受付, 12 月 28 日早期公開)



大塚 敦生 (学生員)

令2北大・工・情報エレクトロニクス学 科卒.現在,北大大学院情報科学研究科修 士課程に在学中.電磁両立性の研究に従事.



日景 隆 (正員)

1997 北大・工卒.1999 同大大学院修士 課程了.同年同大大学院・工・電子情報・ 助手,2007 同助教,現在に至る.この間, 太陽発電衛星用送受電アンテナ,FDTD 法 による電磁界解析,電波環境工学に関する 研究に従事.平12 年度電子情報通信学会

学術奨励賞,第 76 回電子情報通信学会論文賞受賞,工博.電 気学会,IEEE 会員.



石岡 諒汰 (正員)

平 28 東京理科大卒, 平 30 同大大学院修 士課程了. 同年株式会社 NTT ドコモ入社, 携帯電話端末電波による電子機器への EMI 評価研究に従事. 現在 NTT ドコモネット ワーク部.



東山 潤司 (正員)

平 12 九州大・工・電子情報工学卒,平 14 同大学院総合理工学府量子プロセス理 工学専攻了.平 14 株式会社 NTT ドコモ入 社,携帯電話基地局の電波ばく露量評価法 研究・標準化及び携帯電話端末電波による 電子機器への EMI 評価研究に従事,現在, の1 推進 平 10 年度本会会接過時常

NTT ドコモ 6G-IOWN 推進部. 平 19 年度本会学術奨励賞.



井山 隆弘 (正員)

平8東工大・工卒,平10同大大学院理工 学研究科修士課程了,平22北海道大学大 学院情報科学研究科博士課程了,博士(工 学).平10NTT移動通信網株式会社(現, NTTドコモ)入社,大規模細胞実験やSAR 測定法開発などを含む人体と電波の相互影

響,基地局の電波防護評価方法,医療機器への電磁干渉の研究・ 標準化に従事.現在,NTT ドコモ 6G-IOWN 推進部.平 15 年 度本会学術奨励賞.



鈴木 恭宜 (正員:シニア会員)

平5長岡技科大・工・電気電子システム 工程卒.平7同大学院工学研究科電気電子 システム工学専攻了.平23北海道大学大 学院情報科学研究科博士後期課程了.博士 (工学).平7NTT移動通信網株式会社(現,

NTT ドコモ)入社,移動通信用無線回路研 究に従事.現在,NTT ドコモ 6G-IOWN 推進部担当部長.平 11 年度本会学術奨励賞.電気学会,IEEE 各会員.