



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 et al.
Citation	IEICE transactions on electronics, E105C(5), 157-166 https://doi.org/10.14923/transelej.2021STP0003
Issue Date	2022-05
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/85776
Rights	copyright©2022 IEICE
Type	journal article
File Information	j105-c_5_157.pdf



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、

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

[†] 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
^{††} 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@wtmc.ist.hokudai.ac.jp
b) E-mail: hikage@wtmc.ist.hokudai.ac.jp
DOI:10.14923/translejt.2021STP0003

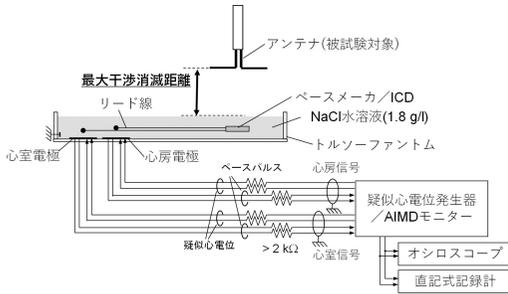


図1 植込み型医療機器 EMI の影響調査
Fig. 1 Implantable medical device EMI test set-up.

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 世代移动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。

2. 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ス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: 心室でペースング、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、

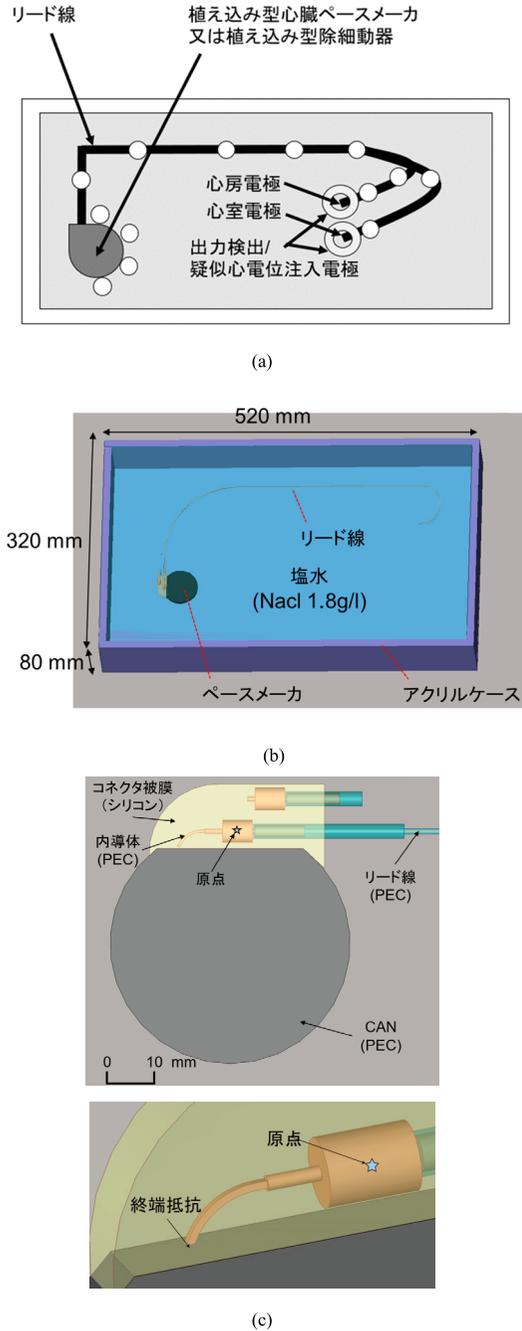


図2 ペースメーカ EMI 試験用横置き型平板トルソーファントムとペースメーカモデル。(a) 試験用ファントム、(b) トルソーファントムモデル、(c) ペースメーカモデル

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.

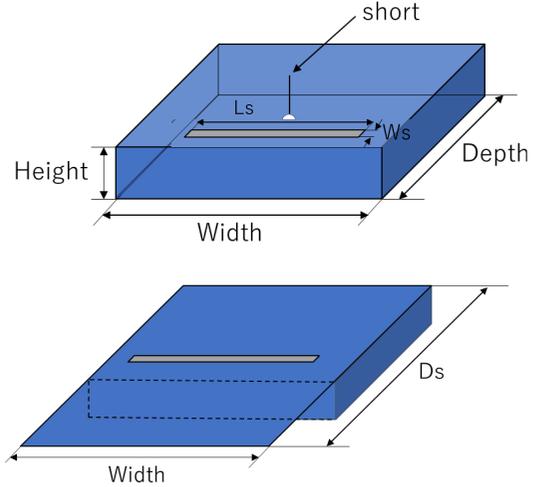


図3 キャビティ付スロットアンテナモデル
Fig. 3 Cavity-backed slot antenna model.

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。

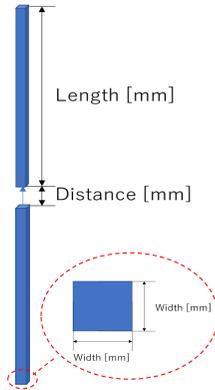
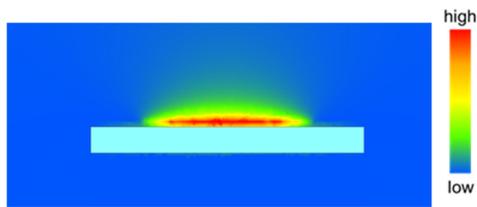


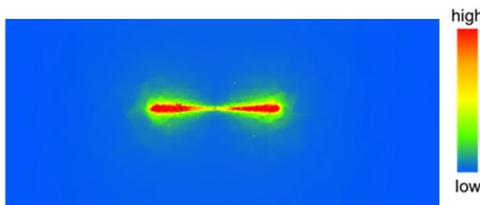
図4 半波長ダイポールアンテナモデル
Fig.4 Half-wave dipole antenna model.

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



(a)



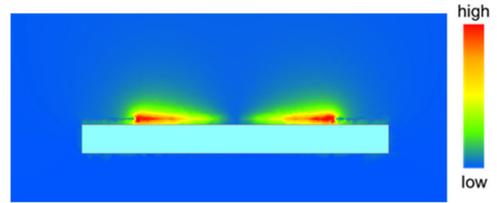
(b)

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

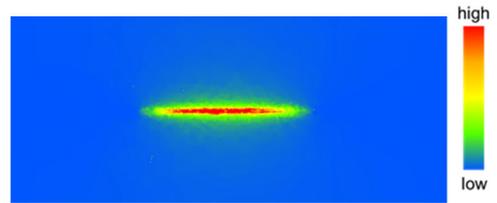
Fig.5 Electric field distributions. (a) Slot antenna, (b) Dipole antenna.

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。

ベースメカ表面からアンテナまでの距離を 20 mm,



(a)



(b)

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.

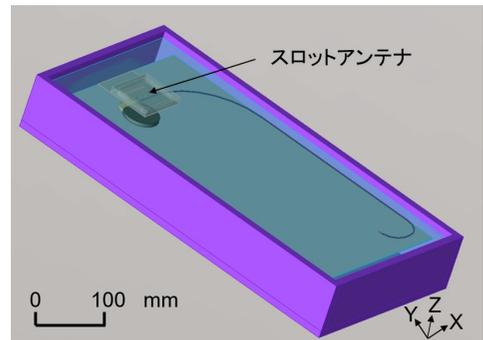


図7 干渉誘起電圧評価系の全体モデル

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ベースメ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ベースメカ/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

表3 ペースメーカー及びファントムの電気定数

Table 3 Electric constants for pacemaker model and torso phantom.

	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

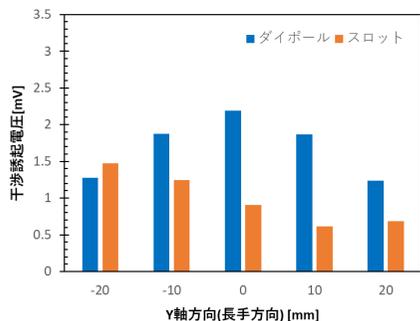
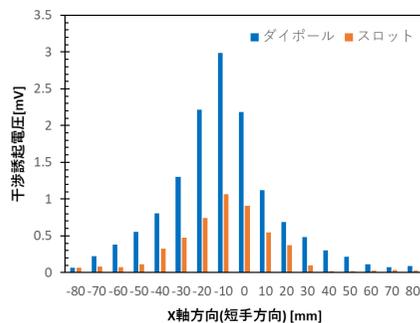
Table 4 Simulation parameters.

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

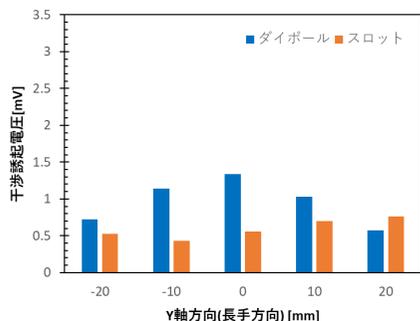
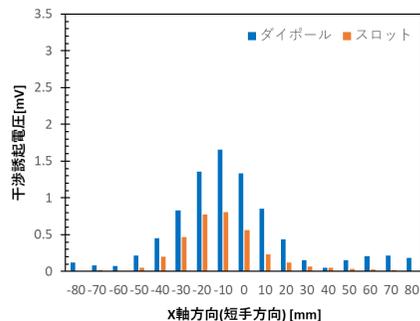
比を 1 mm ごとに取得し平均値をとり、その平均値が一致するように入力電力を規格化し、3.7 GHz のダイポールアンテナの入力電力を 1 mW、スロットアンテナの入力電力を 0.47 mW とした。4.5 GHz のダイポールアンテナの入力電力は 1 mW、スロットアンテナの入力電力を 0.48 mW とした。なお、近傍界における放射強度についてダイポールアンテナはスロットアンテナの半分程度となることを確認している。

図 8～11 に FEM 解析により得られたペースメーカー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ーに生じる干渉誘起電圧が大きく、最大で 4.2 倍大きくになっている。これは終端抵抗が接続されている内導体が Y 軸



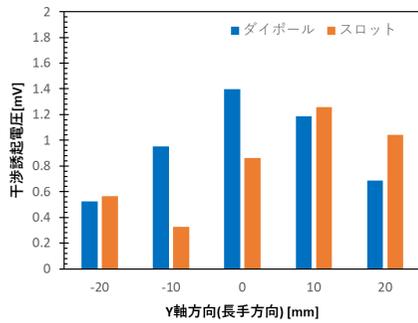
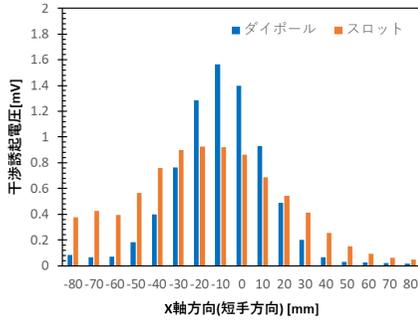
(a)



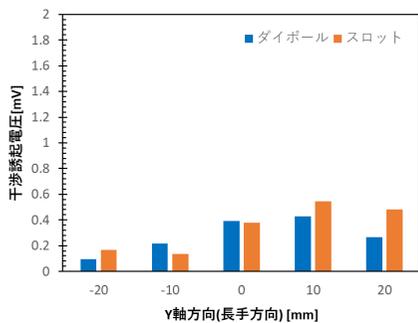
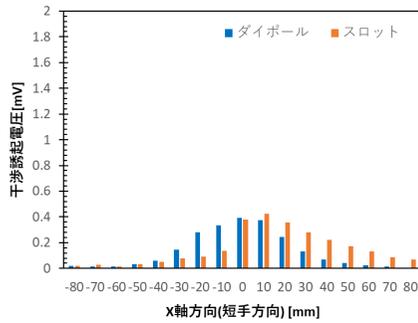
(b)

図 8 垂直偏波照射時のアンテナ設置位置による干渉誘起電圧の変化。(a) 3.7 GHz, (b) 4.5 GHz

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



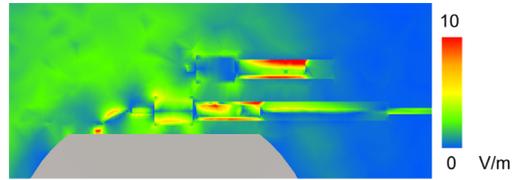
(a)



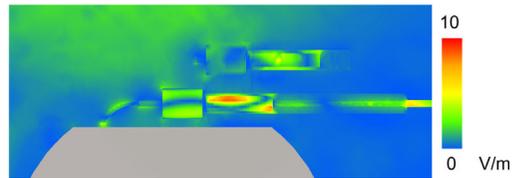
(b)

図9 水平偏波照射時のアンテナ設置位置による干渉誘起電圧の変化。(a) 3.7 GHz, (b) 4.5 GHz

Fig. 9 Interference voltages induced by horizontal polarized exposure. (a) 3.7 GHz, (b) 4.5 GHz.



(a)



(b)

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 = -10 mm

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 であることから終端抵抗が接続されている内導体の構造がペースメ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圧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

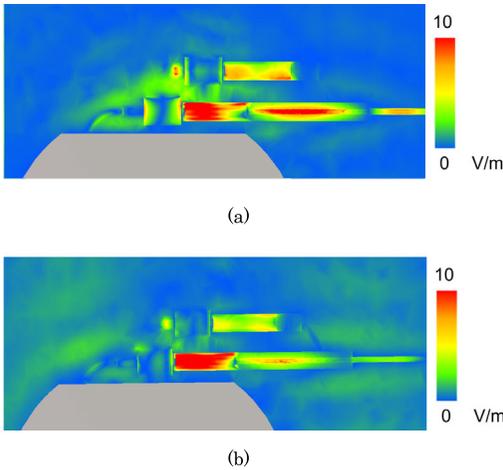


図 11 4.5 GHz 水平偏波照射時のコネクタ部電界分布. (a) ダイポールアンテナ Y = 0 mm, (b) スロットアンテナ Y = +10 mm

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 = +10 mm.

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・ペース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.

疑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

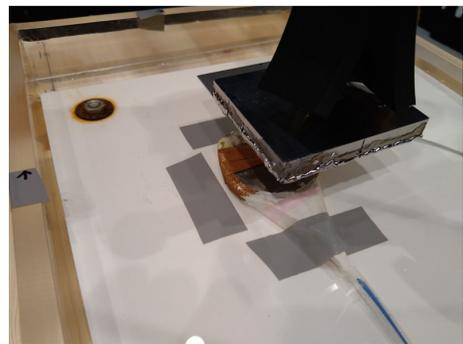
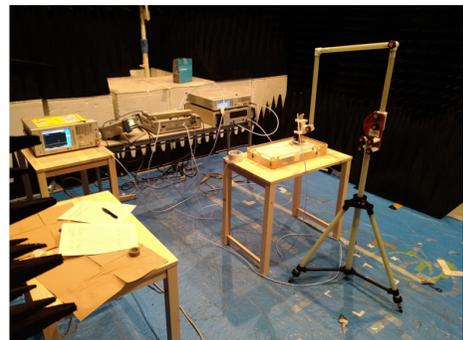
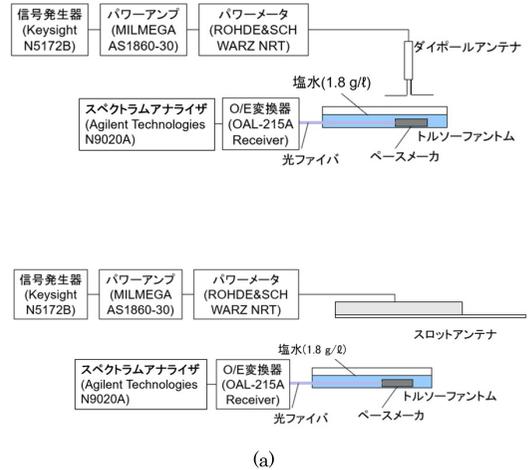
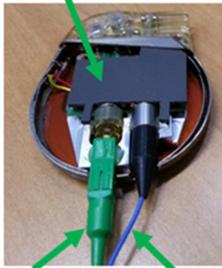


図 12 干渉誘起電圧測定系. (a) ブロック図, (b) 測定風景
Fig. 12 Measurement set-up for pacemaker interference voltage using electro-optic converter. (a) Block diagram, (b) Overview of the set-up.

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

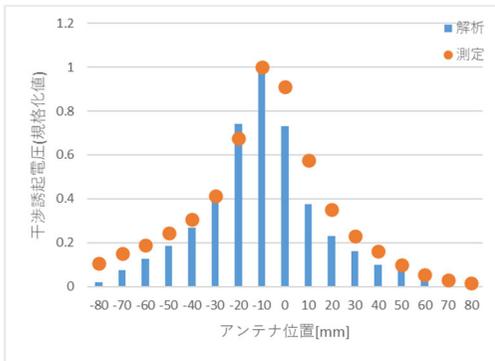
光給電型E/O変換器



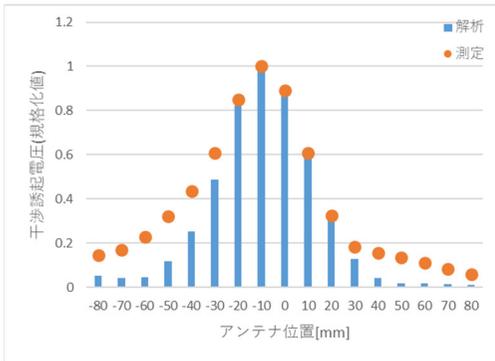
光伝送用ケーブル 光給電用ケーブル

図 13 E/O 変換器内蔵ペースメーカー

Fig. 13 Pacemaker mock-up installed with electro-optic converter for interference voltage sensor.



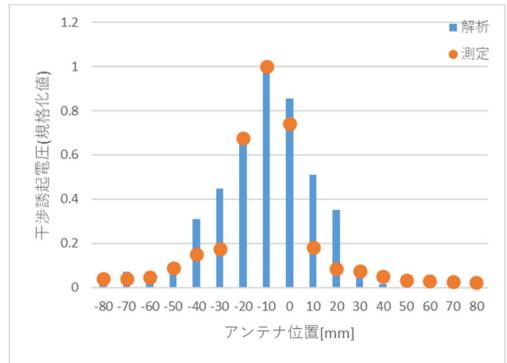
(a)



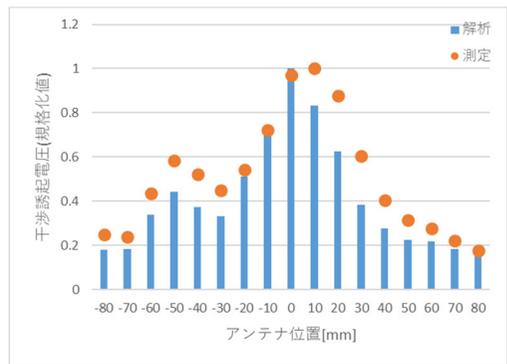
(b)

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 ± 10 mm 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ー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

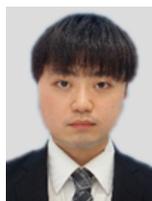
実機を高精度に再現したペースメーカー数値モデルを利用し、Sub6 周波数帯電波ばく露時における干渉誘起電圧特性について FEM シミュレーションにより評価した。近傍電磁界において、放射条件を一致させた電界型アンテナと磁界型アンテナに起因する干渉誘起電圧の差異に関する定量的な評価を初めて実現した。高周波数帯においてアンテナとペースメーカーの距離が近接し近傍界ばく露となる場合、磁界に比べて電界の方が干渉誘起電圧に支配的に作用するところが示唆される。このことから電磁干渉測定においてダイポールアンテナを用いることで過大側の評価を行うことができると考えられる。また、ペースメーカー実機を用いた電波ばく露及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

- [1] 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, "ペースメーカー/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 津範, 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ー 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 津範, 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ー 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, 鈴木恭直, "5G Sub-6GHz 周波数帯における植込み型心臓ペースメーカー 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
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, 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。