

携帯電話/基地局電波による心臓ペースメーカー干渉調査

○垂澤 芳明、東山 潤司、*1 豊島 健、*2 野島 俊雄

株式会社 NTT ドコモ 総合研究所

*1 日本メドトロニック株式会社

*2 北海道大学大学院情報科学研究科

1. はじめに

携帯電話端末の電波が植込み型心臓ペースメーカーに与える影響については、平成 8 年から平成 9 年に大規模な実験調査が行われ、これに基づき、ペースメーカー装着者の携帯電話利用時のガイドラインが発行されている。また、総務省は、新しいモデルの携帯電話電波に対する干渉調査を継続的に行っており、このガイドラインの妥当性が確認されている [1][2][3]。

一方、携帯電話システムの容量増加、サービスエリアの拡大のため、基地局アンテナは、アンテナ専用の鉄塔のみならずビル等の建物屋上への設置が一般的となってきたり、身近な生活環境の近くに基地局アンテナが存在する状況となっている。このため、基地局アンテナから発射される電波が心臓ペースメーカーに与える影響調査も行われている [4]。

IEC のイミュニティ試験法では、電波が医療機器に与える影響を連続的な AM 変調波で試験を行う [5][6]。しかし、より实际的で慎重な干渉評価を行うためには、無線方式と同様の変調信号を使用することが重要である。これまで、携帯電話および基地局からの電波によるペースメーカー干渉調査は、いずれも実際の状態でかつ出力を最大とした変調信号を利用している [7][8]。

本報告では、電波によるペースメーカー干渉評価において重要となる携帯電話システムの無線信号の特徴を述べる。

2. 携帯電話電波の特徴

携帯電話の電波が医療機器等の電子機器に与える影響は、携帯電話の送信電力とともに電波強度の時間変動にも依存す

る。図 1 は、W-CDMA 方式の携帯電話の送信信号の時間変動の例を示す [9]。W-CDMA は、1 次変調を PSK、2 次変調を拡散変調としており、包絡線は、図 1(a) に示すように $1\mu\text{s}$ 以下の時間変動を有する。この変調波を 2 乗検波した後の信号の周波数成分は、直流成分から MHz 帯までにおよぶ。電子機器がこの周波数帯域内で特に高い感度を有している場合、電波による干渉の可能性が高くなる。

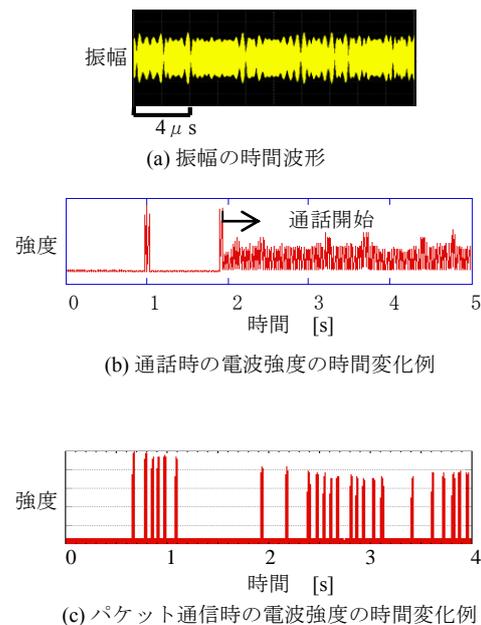


図 1 W-CDMA 携帯電話の送信信号の観測例

図 1(b) は、通話時の電波強度の時間変動例を示しており、通話の開始の時点で、バースト的な送信信号となっている。さらに、図 1(c) は、パケット通信時の時間変動を示しており、バースト的な信号が不規則に発生している。通話時、パケット通信時の包絡線は、1Hz 前後の周波数成分を含むようになる。ペースメーカーは、心電図に含まれる周波数成分に対して感度が高いので、携帯電話電波がペースメ

一かに与える干渉を評価するためには、通話やパケット通信時と同様の電波を再現することが重要である[10]。

図 2 は、800MHz 帯携帯電話の電波をペースメーカーに照射した場合の送信波形依存性を示している。図中の断続照射は、周期約 1 秒で送信信号を断続し、連続照射は、連続的な送信信号となっている。なんらかの干渉が確認されたペースメーカー 14 機種について、断続照射と連続照射の差異を示しており、断続照射のほうが連続照射に比べて干渉発生の割合が大きくなっている[7]。

不要電波問題対策協議会（現 電波環境協議会）、総務省の実施したペースメーカー干渉調査では、約 1 秒の周期で送信信号を断続し、干渉が最も発生しやすい送信信号としている[1][2][3]。

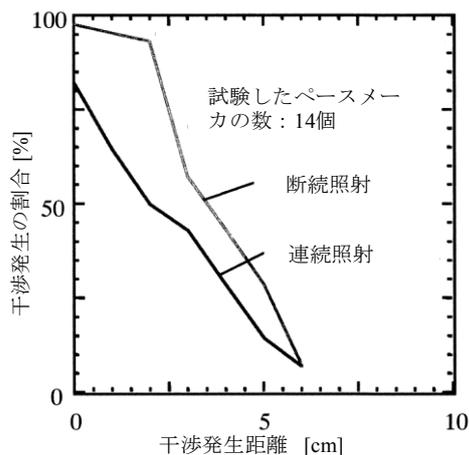


図 2 断続照射と連続照射の干渉の差異
周波数：800MHz 帯、方式：PDC

3. 基地局電波の特徴

ひとつの携帯電話基地局は、図 3 に示すように複数の携帯電話端末と無線リンクを有する。基地局の総合送信電力は、通信トラフィックに概ね比例する。すなわち、通話およびパケット通信を行っているユーザが少なければ、送信電力は、小さくなり、送信電力は、常に時間変動している。

電波が電子機器に与える干渉の評価は、

携帯電話端末と同様に、電波の包絡線依存性を考慮する必要がある。図 4 は、W-CDMA 方式携帯電話基地局の送信信号の波形の観測例を示す。基地局の送信信号は、同時に通信中の携帯電話端末向けの複数の送信信号が線形的に多重化されている。通信中の携帯電話端末と拡散コードの数が概ね比例する。コード数が増加すると送信信号のピーク値が大きくなる特徴を有する。

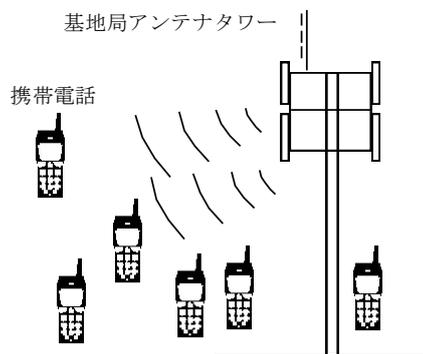


図 3 携帯電話端末と基地局

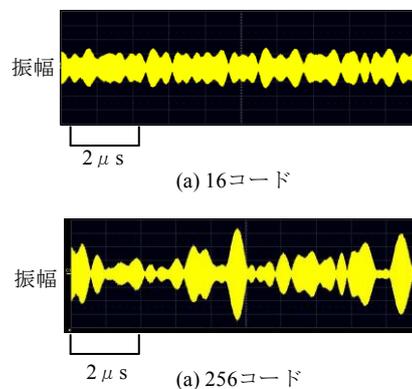


図 4 W-CDMA 方式基地局の送信信号の観測例

一般に電波の電子機器への干渉は、電波強度の実効値に依存するとともにピークレベルにも依存する。このため、ピークレベルの大きなコード数の大きい基地局送信信号について、心臓ペースメーカー干渉を評価することが重要である。

W-CDMA 方式基地局電波について、ペースメーカー最大干渉距離のアンテナ入力依存性とコード数依存性を調べた結果を図 5 に示す。最大干渉距離は、アンテナ入

力の増加とともに増えるが、コード数 1 と 512 における差異は、なかった。これは、信号多重度が増加したことによるピークの持続時間が非常に短く、このピーク持続時間であれば、ペースメーカーに干渉を与えないことを示している。この実験で、干渉は、約 1 秒で断続した場合のみ観測されている[4]。

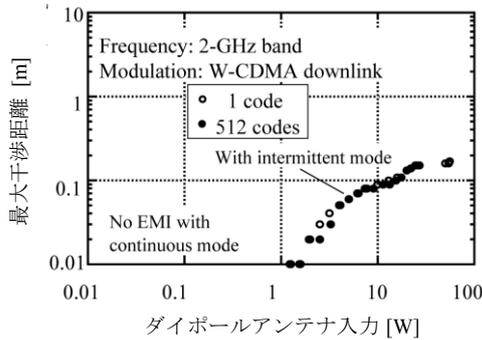


図 5 最大干渉距離のアンテナ入力およびコード数依存性

以上の結果から、W-CDMA 基地局アンテナからの電波に対するペースメーカー干渉は、アンテナ入力または電波の実効値強度のみを考慮すればよい。

基地局アンテナとして、一般にダイポールリニアアレーアンテナ構成が用いられる。基地局アンテナは、サービスエリアの大きさや形に合わせて様々な仕様のあるものを選択してアンテナタワーに取り付けている。また、その最大入力も想定する最大ユーザ数に合わせて選ばれる。したがって、基地局アンテナからの電波によるペースメーカー干渉評価は、その干渉の閾値を電界強度値とするのが適している。

屋外設置の一般的な基地局の場合、ペースメーカー干渉は、リニアアレーアンテナの放射近傍界領域となる。この領域の電界強度は、アンテナの寸法、指向特性、最大利得、入力から比較的簡単な式で計算できる[11]。例えば、アンテナ主ビーム方向の放射近傍界の電界強度 E は、次式から計算できる。

$$\frac{E^2}{Z_0} = \frac{P}{2\pi Rh} \left(\frac{360^\circ}{\theta_{BW}} \right)$$

ここで、 P はアンテナ入力、 Z_0 は、空間の特性インピーダンス、 R は、アンテナ放射中心からの距離、 h は、リニアアレーアンテナの最大寸法、 θ_{BW} は、水平方向ビーム幅である。図 6 は、この式を用いて推定したものであり、実線は、一例として、電界強度 47.5V/m に一致する境界を示している。実測の境界は、この式で計算した矩形の境界の内側にある。

以上のようにペースメーカー干渉を起こす電界強度を求めれば、設置される基地局アンテナの各種条件にしたがって干渉の最大距離を計算で推定できる。

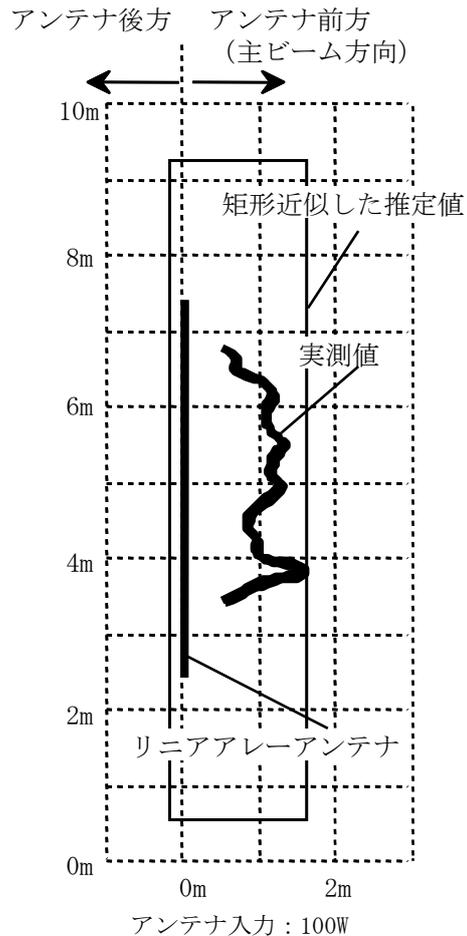


図 6 リニアアレーアンテナ近傍における電界強度の推定と実測例
実線は電界強度 47.5V/m に一致する境界

4. まとめ

携帯電話システムの電波が心臓ペースメーカーに与える干渉は、送信信号の電力とともにその波形の変化を考慮して評価することが重要である。携帯電話の電波は、通話時、パケット通信時にバースト状になり、その包絡線の周波数成分として心電図のもつ周波数成分に近いものが生じる。

基地局の送信信号は、通信トラフィックが増えるとピークレベルが大きくなる。しかし、W-CDMA 方式の場合、このピークがペースメーカーに顕著な干渉を与えることは無い。また、基地局に利用されるリニアアレーアンテナの放射近傍電界強度は、簡易な計算式で推定できる。

参考文献

- [1] 豊島 健, 津村 雅彦, 野島 俊雄, 垂澤 芳明: “携帯電話等のペースメーカーに及ぼす影響” 日本心臓ペースング・電気生理学会, Vol. 12 No. 5, pp. 488-497, 1996 年.
- [2] “携帯電話電話端末等への使用に関する調査報告” 不要電波問題対策協議会 (現電波環境協議会), 平成 9 年 4 月.
- [3] “電波の医療機器等への影響に関する調査報告書” 総務省, 平成 19 年 3 月.
- [4] Yoshiaki Tarusawa, Kohjiroh Ohshita, Yasunori Suzuki, Toshio Nojima, and Takeshi Toyoshima, “Experimental Estimation of EMI From Cellular Base-Station Antennas on Implantable Cardiac Pacemakers” IEEE TRANSACTIONS ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY, VOL. 47, NO. 4, NOVEMBER 2005.
- [5] International Standard IEC 61000-4-3 Ed. 3.0: Electromagnetic Compatibility (EMC)-Part 4-3: Testing and Measurement Technique-Radiated, Radio-Frequency, Electromagnetic Field Feb. 2006.
- [6] International Standard IEC 60601-1-2 Ed. 3.0: Medical electrical equipment - Part 1-2: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral standard: Electromagnetic compatibility - Requirements and tests, 2007.
- [7] 野島 俊雄, 垂澤 芳明: “発生源と医療機器への影響の定量的な評価” 電子情報通信学会誌, Vol. 88, No. 2, 2005 年 2 月.
- [8] International Standard ISO 14708-2, Implants for surgery - Active implantable medical devices -Part 2: Cardiac pacemakers, 2005.
- [9] 3rd Generation Partnership Project (3GPP), TS 25.101.
- [10] 藤本 裕, “植込み型医療機器の電磁干渉” 電子情報通信学会誌, Vol. 88, No. 2, pp. 80-83, 2005.
- [11] “電波防護標準規格への適合性の確認法技術資料” 社団法人電波産業会, 技術資料, ARIB TR-T11, 平成 11 年.