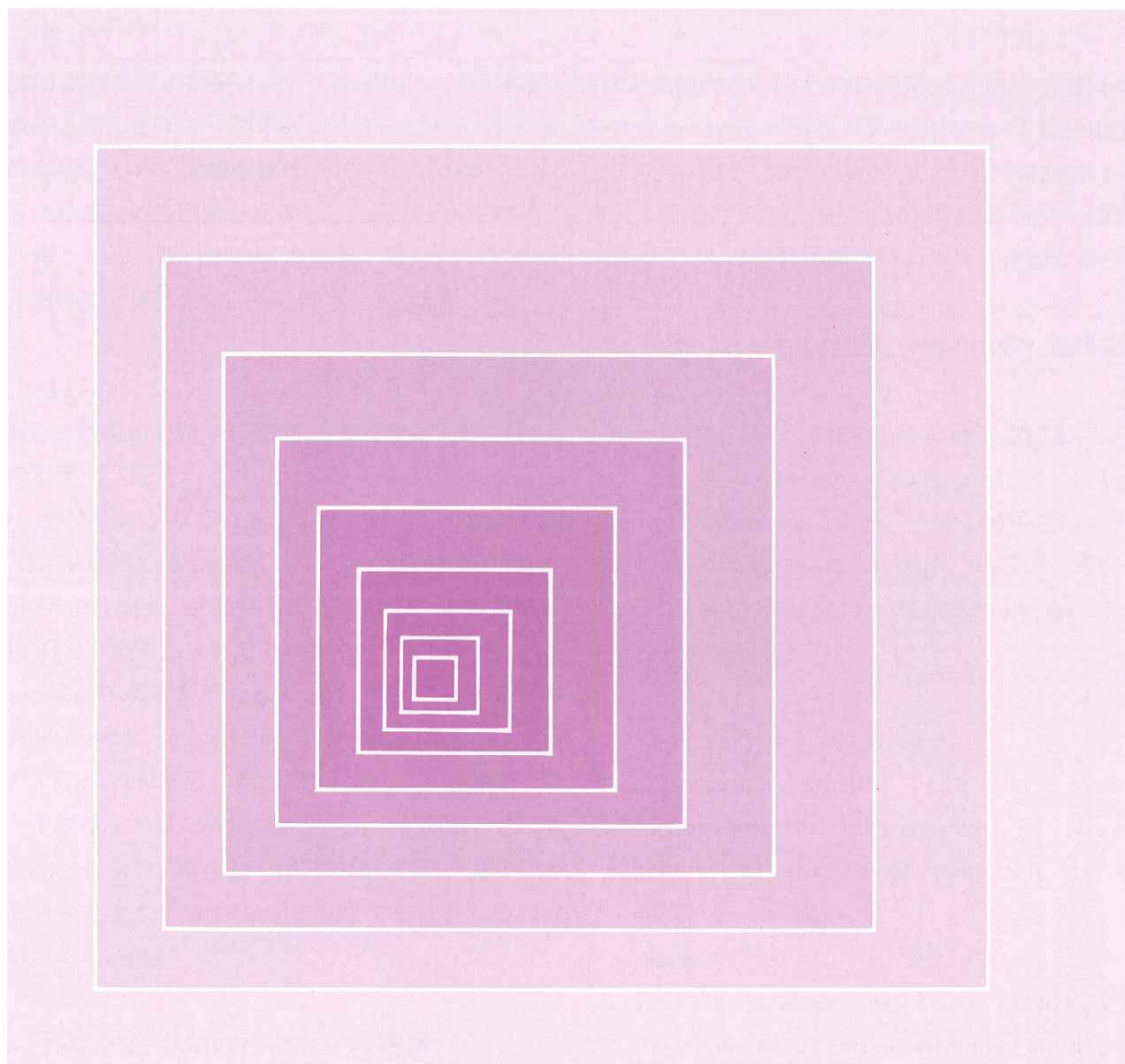


EMCCレポート



不要電波問題対策協議会

第 13 号
平成 9 年 3 月発行

EMCC レポート第13号 目次

- EMC 試験結果とその不確かさの表記について（概要） 1
- 電波が医用電気機器に及ぼす影響について 7
- CISPR マンデリュー会議に出席して20
- 編集後記



EMC 試験結果とその不確かさの

表記について（概要）

郵政省通信総合研究所

杉 浦 行

あらまし

EMC 試験などの測定において測定値に、その値がどれほど真値に近いかを表す「Uncertainty（不確かさ）」を付けることが、ますます要求されるようになってきた。この uncertainty の定義や算出法については、BIPM などの専門家がまとめた詳細な指針が ISO から出版されている（1993-初版、1995-2版）。また、これに基づいて、各国もその計算法や使用例を説明するための冊子を作って、普及に勤めている。本稿では、英国 NAMAS が発行した資料に基づいて、uncertainty の定義、算出法などを簡単に解説する。[なお詳細については、企画委員会がまとめた「諸外国の規格動向調査報告書」を参照]

1. はじめに

最近、機器の EMC 試験結果の相互受け入れに伴い、その結果の「確からしさ」または「不確かさ（uncertainty）」が問題になっている。また、測定器の校正機関や EMC 試験場の認定に際して、その機関が行う校正や試験の uncertainty が重要となっている。このため、EMC 測定の色々な分野で、試験や校正に関する uncertainty に強い関心が持たれており、米国では平成 8 年 5 月に IEEE が「Uncertainty Workshop」を開催した。この Workshop は 2 日にわたって行われたが、米国のみならず欧州などから多数の測定技術者が参加して、大変盛況であった。筆者もこれに参加したが、参加者の熱心さに感心し、uncertainty に対する皆さんの関心の高さに驚いた。

2. 不確かさ（Uncertainty）の定義

JIS Z 8103 によれば、〈uncertainty（不確かさ）〉とは、「測定結果の不確かな度合い」と定義されており、通常は、「誤差限界」を用いて表すと注記されている。また、この〈誤差限界〉は、「推定した総合誤差の限界の値」と定義されている。従って、〈誤差（error）〉の定義が問題になるが、これは「測定値から真値を引いた値」と定義されており、〈総合誤差（overall error）〉は、「種々の要因によって生じる

誤差の全てを含めた総合的な誤差」と規定されている。

一方、BIPM や IEC, ISO の測定専門家によるガイドブック“Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (1995)”が ISO から発行されており、“uncertainty”については、以下のように詳細な説明がある（BIPM: International Bureau of Weights and Measures）：

uncertainty (of measurement)

“parameter, associated with the result of a measurement, that characterizes the dispersion of the values that could reasonably be attributed to the measurand”

Notes:

(1) The parameter may be, for example, a standard deviation (or a given multiple of it), or the half-width of an interval having a stated level of confidence.

(2) Uncertainty of measurement comprises, in general, many components. Some of these components may be evaluated from the statistical distribution of the results of series of measurements and can be characterized by experimental standard deviations (Type A). The other components

which also can be characterized by standard deviations, are evaluated from assumed probability distributions based on experience or other information (Type B).

(3) It is understood that the result of the measurement is the best estimate of the value of the measurand, and that all components of uncertainty, including those arising from systematic effects, such as components associated with corrections and reference standards, contribute to the dispersion.

3. Uncertainty の概念

以下では、米国の NAMAS が発行する規格 NIS81 “The Treatment of Uncertainty in EMC Measurements (1994)” に従って、EMC 測定における Uncertainty について具体的に説明する。

(NAMAS: National Measurement and Accreditation Service)

(1) 一般に、測定によって得られる値は、真の値または理論上正しい値と異なる。この差違、すなわち〈誤差〉を小さくするのが測定の課題であるが、実際には、誤差を完全に無くすることは出来ない。従って、測定結果の質あるいは正確さを表すために、“uncertainty”を用いる。なお、“uncertainty”を表す場合は、その値の〈信頼度 (confidence)〉を規定する必要がある。

(2) uncertainty の評価法

測定における“uncertainty”は、ランダムな影響や、系統的な影響に対する補正が不十分な場合に発生すると考えられる。このため、前記の ISO のガイドの Note 2) のように、これらの要因を Type A 及び Type B の二つに分類し、それらの値から〈overall uncertainty〉を求める。

〈Type A〉の uncertainty: ランダムな影響による

uncertainty で、測定を繰り返し行うことによって評価できる。

〈Type B〉の uncertainty: Type A 以外の uncertainty で、例えば、校正データ、過去の試験データ、測定器の状態、製造仕様などに基づいて評価する。なお、系統的な影響による uncertainty を含む。

〈overall uncertainty〉: これらの Type A および Type B の複数要因による個々の uncertainty を評価し、これらを合成して、全体の uncertainty 値を求める。具体的には、信頼度 95% の overall uncertainty 値を求めるには、個々の uncertainty の標準偏差の 2 乗和の平方根 (Root-Sum-Square: RSS) に、coverage factor k として 2 を掛けて求める。なお、信頼度 99% で uncertainty を求める場合は、 $k=3$ とする。

4. Uncertainty の計算

4.1 Type A uncertainty の計算

(1) 測定の際にランダムに変化する影響による uncertainty は、測定を繰り返し行い、統計的処理を行うことによって、評価できる。

(2) すなわち、測定 q_k を n 回繰り返した場合、その測定値の標準偏差の推定値は

$$s(q_k) = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{k=1}^n (q_k - \bar{q})^2} \quad (1)$$

但し、 $\bar{q}$ は n 回の測定値の平均値である。また、良く知られたように、平均値 $\bar{q}$ の標準偏差は

$$s(\bar{q}) = \frac{s(q_k)}{\sqrt{n}} \quad (2)$$

となる。

(3) なお、実際には、測定回数を増やすことは困難で、場合によっては 1 回だけしか出来ないこともある。その場合は、事前に行った多数回の測定に基づく標準偏差 $s(q_k)$ を使うことができる。ただし、事前測定の測定システム、測定方法、機器の配置などは本試験と同じ状態で、かつ得られた事前測定の uncertainty

inty値は、その時の供試機器に固有の影響は含まないものでなければならない。なお、 $s(\bar{q})$ を求める(2)式の n は、事前測定回数ではなく、実際に行った測定回数を用いること。

- (4) 測定系のランダムな影響による Type A の uncertainty は最も本質的なものであるため、典型的な測定手順や配置について評価を行うこと。例えば、オープンサイトにおける測定について言えば、Type A の uncertainty には、アンテナや測定器のケーブル接続や、アンテナの長さの調節や、受信レベル最大のアンテナ高を求める際に生じる uncertainty が含まれる。
- (5) 物理量 q を測定することによって得られる推定値 x_i の standard uncertainty 値 $u(x_i)$ は次式で表される。

$$u(x_i) = s(\bar{q}) \quad (3)$$

4.2 Type B uncertainty の計算

- (1) 系統的な影響による uncertainty は、測定条件、測定法や測定機器類が変わらなければ、測定中一定と見なせるものである。もし、その影響が重要であるか否かが事前に判断できない場合は、念のためにその影響による uncertainty を評価しておくべきである。
- (2) 補正できる影響については測定データを補正しておくべきであるが、場合によっては、それが不必要又は不可能なことがある。例えば、測定器の校正データが有れば、それを用いて測定データを補正し、uncertainty を向上することは可能である。しかし、測定値に補正を行わず、uncertainty 値として測定器メーカーの値を用いる方がより現実的な場合がある。但し、このメーカー供給の uncertainty 値は、認定された校正機関が確認したものでなければならない。
- (3) 個々の要因による uncertainty 値は、測定に影響する要因の変化量ではなく、測定対象とする物理量の変化量で表すべきで、得られる uncertainty 値は全て同じ単位となるべきである。例えば、EMC 測定では dBmV などの dB 表示の値が一般に使われているから、uncertainty 値の計算も dB 表示で行うべきである。しかし、例えば uncertainty の要因が信号の和

に起因するものであれば、絶対値で評価した方がより正しい。

- (4) 校正データや測定器メーカーの仕様があるならば、それらに基づいて uncertainty 値を評価した方が簡単である。このような適当な値が無い場合は、経験に基づいて、あるいは他の出版物などを参考にして uncertainty を評価することになる。なお、このような場合は、大きめに評価しておく方が安全である。
- (5) 各種要因による uncertainty は、多くの場合、公称値或は測定値を中心とする対称分布で表される。但し、ある種の要因に関しては、uncertainty が非対称となる場合があり、その場合は、uncertainty 値は正負の異なる値となる。例えば、同一周波数の 2 信号が重なると、その合成振幅はそれらの位相差に依存し、非対称分布となる。このようなことは、遮蔽室内の多重反射や不整合がある場合に生じる。
- (6) RSS 法によって uncertainty 値が計算できるのは、個々の要因による uncertainty が独立で相関が無い場合である。測定装置や測定方法を適当に選択すれば相関を減らすことが出来るが、相関があると予想される場合は、個々の要因の uncertainty 値の算術和によって全体の uncertainty 値を表す方が直接的である。このような相関が予想される場合は、測定中の幾つかの段階で、同じ測定装置を使用する場合である。例えば、放射イミュニティ試験で、同じ送信アンテナが校正にも試験にも使用される場合である。

4.3 uncertainty の確率分布

uncertainty の確率分布とは、測定値または推定値を基準にして、真値が存在する確率を表す。分布は必ずしも一般的な形状で表すことが出来ないかも知れないが、良く知られた単純な分布を仮定し、これによって uncertainty 値 $u(x_i)$ を計算する。EMC の測定に関連する分布は、以下の正規分布、一様分布、U 形分布である。

(1) 正規分布

この分布は、多数の要因によって生じる uncertainty を表すのに適している。例えば、NANAS で測

定器の校正を行う場合、total uncertainty は、正規分布を仮定して信頼度95%の値を計算している。正規分布を仮定した場合の standard uncertainty 値 $u(x_i)$ は、uncertainty を coverage factor k で割った値とする。すなわち、

$$u(x_i) = \frac{\text{uncertainty}}{k} \quad (4)$$

である。但し、uncertainty の信頼度が95%であれば、 $k=2$ である。(厳密に言えば、 $k=1.96$ であるが、違いはそれほど重要でない)

(2) 一様分布

この分布は、真値が、ある範囲 $(-a_i \sim a_i)$ のどの値でも等確率で存在することを意味するものである。測定器メーカーの仕様値を uncertainty 値として使用する場合に、この分布を適用する。但し、メーカー仕様値に信頼度が明記されている場合は、正規分布を用いる。この場合の standard uncertainty 値 $u(x_i)$ は、

$$u(x_i) = \frac{a_i}{\sqrt{3}} \quad (5)$$

となる。但し、 a_i は個々の uncertainty 範囲の半分である。

(3) U形分布

この分布は不整合による uncertainty を表すのに適している。電力伝送において、接続点における不整合による uncertainty 範囲 M は、

$$20 \log_{10}(1 \pm |\Gamma_G| |\Gamma_L|) \text{ dB}$$

または

$$100((1 \pm |\Gamma_G| |\Gamma_L|)^2 - 1) \%$$

で表される。但し、 Γ_G 、 Γ_L は信号源、負荷の反射係数である。この式から判るように、この uncertainty 範囲は非対称であるが、その違いは余り問題にならないので、より広い範囲 $20 \log_{10}(1 - |\Gamma_G| |\Gamma_L|)$

を uncertainty 範囲の両端の値として採用する。この場合の standard uncertainty 値 $u(x_i)$ は、

$$u(x_i) = \frac{M}{\sqrt{2}} \quad (6)$$

4.4 結合 standard uncertainty の計算

結合 standard uncertainty は、個々の standard uncertainty の2乗和の平方根によって計算できる。

但し、個々の standard uncertainty が被測定物理量で表されていない場合は、適切な変換係数 c_i を用いて換算する必要がある。例えば、オープンサイトの測定では、測定距離の uncertainty は受信電界強度の uncertainty に変化しておかなければならない。

$$u_i(y) = c_i u(x_i) \quad (7)$$

また、個々の uncertainty に相関がある場合は、それらの和の uncertainty を求めてひとまとめにする。その後、以下の式によって結合 standard uncertainty を計算する。

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^m u_i^2(y)} \quad (8)$$

4.5 expanded uncertainty の計算

expanded uncertainty とは、信頼度 $p\%$ で真値が測定値の近くに存在する範囲で、結合 standard uncertainty に coverage factor k を掛けて計算される。

$$U = k u_c(y) \quad (9)$$

NAMAS においては信頼度95%を採用し、 $k=2$ としている。但し、ランダムな影響による uncertainty が全体の uncertainty の主要部分を占め、その uncertainty 値を求めるに当たり、測定の繰り返し回数が少ない場合は、同じ信頼度を確保するには、 t 分布の理論に従って上記の k の値より大きな値 k_p を使用しなければならない。特に、 $u_c(y) / s(\bar{q}) < 3$ の場合は k_p を利用すること。

4.6 測定結果の表示方法

全ての必要な補正を施した後、測定結果 y は以下のように表現すること。

測定結果： $y \text{ dB } \mu \text{ V } \pm U \text{ dB}$

(但し、信頼度95%、 $k=2$)

5 Uncertainty の計算例

例 1

3 m および 10 m 用野外試験場における 30 MHz から 1 GHz の周波数範囲に対する 30 dB μ V/m から 60 dB μ V/m の水平偏波面電界強度測定

関与要素	確率分布	Uncertainty(dB)			
		バイコニカル アンテナ		対数周期形 アンテナ	
		3 m	10 m	3 m	10 m
周囲雑音					
アンテナ係数校正	正規(k=2)	± 1.0	± 1.0	± 1.0	± 1.0
ケーブル損失校正	正規(k=2)	± 0.5	± 0.5	± 0.5	± 0.5
受信機の誤差の規格値	矩形	± 1.5	± 1.5	± 1.5	± 1.5
アンテナの指向性	矩形	+ 0.5 - 0	0	+3.0 - 0	+0.5 - 0
高さによるアンテナ係数の変化	矩形	± 2.0	± 2.0	± 0.5	± 0.5
アンテナの位相中心の変化	矩形	0	0	± 1.0	± 0.2
アンテナ係数の周波数補間	矩形	± 0.25	± 0.25	± 0.25	± 0.25
測定距離の変化	矩形	± 0.6	± 0.4	± 0.6	± 0.4
サイトの不完全さ	矩形	± 2.0	± 2.0	± 2.0	± 2.0
不整合					
受信機、 $\Gamma_{\ell} = 0.2$					
アンテナ、 $\Gamma_g = 0.67(B_i), 0.3(L_p)$					
不確かさの限度 $20 \log(1 \pm \Gamma_{\ell} \Gamma_g)$	U 分布	+1.1 - 1.25	+1.1 - 1.25	± 0.5	± 0.5
測定システムの再現性 EUT に対する過去 5 回の測定 から得られる $s(q_k)$	標準偏差	± 0.5	± 0.5	± 0.5	± 0.5
EUT の再現性*	—	—	—	—	—
Combined uncertainty $u_c(y)$	正規	+2.19 2.21	+2.16 - 2.20	+2.52 - 1.82	+1.74 - 1.72
Expanded uncertainty U	正規(k=2)	+ 4.38 - 4.42	+4.32 - 4.40	+ 5.04 - 3.64	+3.46 - 3.44

3 m の距離において、バイコニカル・アンテナを用いた計算の正の値

$$u_c(y) = \sqrt{\left(\frac{1.0}{2}\right)^2 + \left(\frac{0.5}{2}\right)^2 + \frac{1.5^2 + 0.5^2 + 2.0^2 + 0.25^2 + 0.6^2 + 2.0^2}{3} + \frac{1.1^2}{2} + 0.5^2}$$

この例では、EUT の再現性が特に悪くなければ、 $u_c(y) / s(q_k)^3$ と考えられるので、 $k=2$ の係数は信頼レベルがほぼ 95%であることを保証することになる。従って、

$$U = 2u_c(y) = 2 \times \pm 2.19 = \pm 4.38 \text{ dB}$$

例 2

周波数範囲 9 kHz から 30 MHz での 30 dB μ V から 60 dB μ V の間の伝導妨害波測定

関与要素	確率分布	uncertainty	
		9 kHz -150kHz	0.15-30MHz
受信機の誤差の規格	矩形	1.5	1.5
LISN の結合規格	矩形	1.5	1.5
ケーブルおよび入力減衰量の校正	正規($k=2$)	0.3	0.5
不整合 受信機 $\Gamma_i = 0.03$ LISN $\Gamma_g = 0.8(9kHz) \ 0.2(30MHz)$ 不確かさの限度 $20\log(1 \pm \Gamma_i \Gamma_g)$	U 形	0.2	0.05
測定システムの再現性 EUT に対する過去 10 回の測定 から得られる $s(q_k)$	標準偏差	0.2	0.35
EUT の再現性*	-	-	-
(Combined uncertainty) $u_c(y)$	正規	1.26	1.30
(Expanded uncertainty) U	正規($k=2$)	2.5	2.6

9 kHz から 150 kHz の範囲での計算

$$u_c(y) = \pm \sqrt{\frac{1.5^2 + 1.5^2}{3} + \left(\frac{0.3}{2}\right)^2 + \frac{0.2^2}{2} + 0.2^2} = \pm 1.26 \text{ dB}$$

例 1 と同様に、 $u_c(y) / s(q_k) > 3$ および $k=2$ で十分であると考えられる。従って、

$$U = 2 \times u_c(y) = 2 \times \pm 1.26 = \pm 2.5 \text{ dB}$$

* EUT の再現性

「供試装置に関する不確かさの関与要素については、この例に含まれていない。もし、無視することができないのであれば、試験に際して考慮すべきであり、試験の不確かさに含めるべきである。」

参考文献：

- (1) " Guide to the expression of uncertainty in measurement, " ISO, 1995.
- (2) " NIS 81:The treatment of uncertainty in EMC measurements, " NAMAS, 1994.
- (3) Taylor B. N. and Kuyatt C. E. : " Guidelines for evaluating and expressing the uncertainty of NIST measurement results, " NIST TN 1297, 1994
- (4) 今井秀孝：計測の信頼性評価、日本規格協会、1996.



電波が医用電気機器に 及ぼす影響について

NTT 移動通信網株式会社

工学博士 野 島 俊 雄

1. はじめに

我が国の携帯電話や PHS の加入者数は近年急激に増大しており、平成 9 年 1 月現在、すでに二つのサービス合計で 2,400 万人を突破している。5 人に一人が利用している状況であり、場所の制約を受けずに個人が利用できる通信手段として情報化社会の必需品となりつつある。このような背景から、医療機関内に携帯電話や PHS が持ち込まれる機会は益々高まっている。

携帯電話や PHS は電波を用いて通信を行う。電波を構成する電磁界の強度は距離に反比例する。さらに近傍界領域では高次の反比例関係にあり、アンテナに近い領域で電波や近傍電磁界による電磁干渉 (EMI) の可能性がより高まる事実は無線機による EMI の基本的性質である。このため携帯電話や PHS を生活環境で自由に利用できるようにするために、その電波や近傍電磁界による EMI 問題を解決することが必須である。

一方医用電気機器においては、様々な電子部品や電子・電気回路、並びにマイクロコンピュータを用いた制御技術等の適用が広範に進みつつあり、EMI への対応を図ることがより重要な検討課題となってきた。従来より、医療機関内を対象に電気メスによる電磁干渉等の検討が行われているが⁽¹⁾、携帯電話や PHS 等の発射する電波が EMI 源となるとき、医療機関内の環境はもとより在宅治療が行われる家庭環境や、植込み型機器等が存在する一般生活環境も検討することが必要であり、影響の具体的な性質は正確に把握されていないのが実情であった。植込み型機器の代表例は心臓ペースメーカであり、この他補聴器も一般生活環境に存在する。このような環境条件における携帯電話等の利用者として、医療従事者、患者と家族、さ

らに一般人を想定する必要がある。

このような電波による電磁干渉の実態を正確に把握し対策を検討するためには、電波発射源及び干渉を受ける医用電気機器双方の技術の専門家、並びに医用電気機器に生じた現象が医療に与える影響を評価検討するための医療従事者の協力が必須である。

当協議会では、平成 7 年 12 月にイミュニティ委員会に専門家等で構成する「医用電気機器作業部会」を設置し、各種実験調査を進めてきた。その成果を基に、平成 8 年 3 月には電波発射源として携帯電話端末と PHS 端末を主な対象に「携帯電話等の使用に関する暫定指針」を公表した⁽²⁾。さらに 8 年度において、アマチュア無線機や無線 LAN 等を電波発射源に追加し、かつ携帯電話端末等についても実験データを一層充実させて指針の改訂版を公表している⁽²⁾。

本報告は、無線機器電波による医用電気機器影響の実験評価について、医用電気機器作業部会がとりまとめた平成 7 年度報告書の技術内容と実験結果を解説する。また電波による干渉と医用電気機器の所要イミュニティ規格との関係について現状での問題点等を検討する。さらに、諸外国の状況につき関連報告書例を概略紹介する。本報告には著者の考えに基づく記述も含まれている。指針の具体的内容と平成 8 年度実施した実験に関わる項目については言及していない。

2. 基本的考え方と対象機器

実験系と実験手法を決定するために、実験の目的、条件等に関わる基本的考え方を明らかにする。また実験対象機器を概説する。

2-1. 基本的考え方

(目的) 実験の目的は、現在公衆通信サービスに供されている携帯電話や PHS 並びに、医用電気機器の近くで利用される可能性のある、その他の無線機器の発射する電波が、現存する医用電気機器に与える影響について、影響の具体的状況と干渉距離を特定することである。緊急用等、特定の機関が専門的業務に利用する無線機は対象としない。実験データに基づいた、障害の発生を防止するための指針（無線機器の使用に関する注意事項を明らかにすること）を得ることが最も重要な目的であり、そのためにできるだけ多くの機器についてデータを収集する。

(条件) 実用に供されている機器について、EMI の観点から出来る限り厳しい条件（EMI による影響がより強くなると思われる条件）を設定する。

例えば携帯電話が医用電気機器に接した状態で、電源が入れられたまま放置される状況では、近傍界による電磁結合が生ずる。この場合、干渉源と被干渉体との相互電磁結合特性が機器毎に特殊化するので、携帯電話と医用電気機器実機による実験データを重要視する。機器毎のアンテナ効率の差異については、携帯電話実機の効率が標準ダイポールアンテナのそれより一般に小さいという報告があるので、最悪条件として標準ダイポールアンテナを用いた場合のデータを考慮する。これらの条件から、TEMセルや標準アンテナを用いて形成した標準電磁界中で行うような、従来のイミュニティ標準試験法は適用できないと判断した。

電波の周波数、送信電力、形式、発射方法等については、各無線通信方式での標準値を用いることを基本とする。但し、送信電力については、実機が所謂送信出力制御機能を持ち、使用状況により定格値より低い電力で送信する場合があるが、定格値（最大電力値）を設定する。発射方法については、各通信電波の連続発射条件にさらに意図的に断続させて発射する断続条件も付加する。これは、電子回路に与える EMI が、電波の発射・停止等の過渡的応答時に一般に顕著となることを考慮したためである。

(実験実施と評価の専門性) 実験の遂行・データ記録、及び結果の分析・評価については、技術的観点のみならず信頼性の観点からも、関連分野について責任を持てる専門家が行う必要がある。

2-2. 携帯電話・PHS 端末

携帯電話端末としては、現在我が国で利用されているものを対象とする。具体的には、900MHz 帯域を用いる、アナログ携帯電話（アナログ NTT 方式）とデジタル携帯電話（PDC 方式）並びに肩掛け形電話（ショルダホン）、1.5GHz 帯域を用いるデジタル携帯電話（PDC 方式）、PHS 端末（PHS の携帯電話）である。米国で開発されたシステムを用いる、アナログ TACS 方式の携帯電話による EMI は、アナログ NTT 方式の場合と同様となると考えられるので省略する。

実験対象とした携帯電話端末及び PHS 端末の主要無線諸元を表 1 に示す。また世界各国の主要な移動通信システムの無線諸元を表 2 に参考に示す。

表 1 医用電気機器電磁干渉実験に使用した携帯電話および PHS 端末の諸元

機器の種類	方式	送信周波数	最大出力	変調方式	備考
デジタルショルダホン (900MHz 帯)*	PDC	900MHz 帯	2W (バースト電力)	$\pi/4$ シフト QPSK	通常、出力は 基地局からの 命令により制 御される。 実験では、送 信出力を最大 となるように 設定した。
デジタル携帯電話 (900MHz 帯)*	PDC	900MHz 帯	0.8W (バースト電力)	$\pi/4$ シフト QPSK	
デジタル携帯電話 (1.5GHz 帯)	PDC	1.5GHz 帯	0.8W (バースト電力)	$\pi/4$ シフト QPSK	
アナログ携帯電話 (900MHz 帯)*	アナログ NTT 方式	900MHz 帯	0.6W	FM	
PHS 端末	PHS	1.9GHz 帯	80mW (バースト電力)	$\pi/4$ シフト QPSK	——

注* 800MHz 帯とも呼ばれるが、ここでは送信帯域の観点から 900MHz 帯と呼ぶ。

表2 世界の主な携帯電話・PHS 端末等の無線諸元

方式	PDC	アナログ NTT方式	US-DC (TDMA)	US-DC (CDMA)	GSM	PHS	DCS-1800	CT2	DECT
国	日本	日本	米国	米国	欧州	日本	欧州	欧州	欧州
送信 周波数帯域	900MHz帯 1.5GHz帯	900MHz帯	800MHz帯	800MHz帯	890 - 915MHz	1895 - 1918.1 MHz	1710 - 1784 MHz	864 - 868 MHz	1800 - 1900 MHz
アクセス方式/ デュプレクシング*	TDMA/ FDMA FDD	FDMA	TDMA/ FDMA FDD	CDMA/ FDMA FDD	TDMA/ FDMA FDD	TDMA/ FDMA TDD	TDMA/ FDMA FDD	FDMA/ TDD	TDMA/ FDMA FDD
1キャリアの チャンネル数	3 (full) *1 6 (half) *2	1	3 (full) 6 (half)	27	8 (full) 16 (half)	4	8	1	12
フレーム/周期	20msec (full) 40msec (half)	—	20msec (full) 40msec (half)	20msec	4.615msec (full) 9.23 msec (half)	5msec	4.615msec	2msec	10msec
キャリア占有 帯域幅	25 kHz	12.5 kHz	30 kHz	1250 kHz	200 kHz	300 kHz	200 kHz	100 kHz	1728 kHz
変調方式	$\frac{\pi}{4}$ QPSK	FM	同左	BPSK	GMSK	$\frac{\pi}{4}$ QPSK	GMSK	GFSK	GFSK
キャリア変調 速度	42 kbps	—	48.6 kbps	—	270.833 kbps	384 kbps	270.833 kbps	72 kbps	1152 kbps
携帯機パースト出力*3	0.8 W	0.6 W	0.6 W, 1.6 W	600 mW	0.8W, 2W, 5W 8W, 20W	80 mW	1 W	10 mW	250 mW
車載機パースト出力*3	2 W	5 W	4W	—	—	—	—	—	—
定常送信時 包絡線 基本周波数	50 Hz [25Hz (half)]	const.	50 Hz [25Hz (half)]	—	217 Hz	200 Hz	217 Hz	500 Hz	100 Hz

*1: full rate CODEC

*2: half rate CODEC

*3: 平均出力は (パースト出力/1キャリアのチャンネル数) で求められ、シヨルダホンの出力は車載機と同じ

2-3. 医用電気機器

本報告では、各種ある医用電気機器(3)を主として実験系の違いから、一般医用電気機器、植込み型機器、その他の機器に大別している。一般医用電気機器

に含まれる具体的機器名を表3に示す。植込み型機器には、心臓ペースメーカ、除細動器、内耳、中耳等を含める。その他の機器は、補聴器等とした。本報告では、一般医用電気機器と心臓ペースメーカについての検討を述べている。

表3 実験調査対象機種リスト (一般医用電気機器)

装置分類	装置名
診断用X線装置	X線診断装置
医用X線CT装置	X線CT装置
診断用核医学装置及び関連装置	診断用核医学装置
超音波画像診断装置	超音波画像診断装置、その他
磁気共鳴画像診断装置	磁気共鳴画像診断装置
主要構成ユニット	X線用TVカメラ、X線装置指示器
生体物理現象検査用機器	血圧計、連続心拍出量計、多用途測定記録装置
生体電気現象検査用機器	心電計、ホルタ心電計、脳波計、その他
生体現象監視用機器	患者監視装置、ベッドサイドモニタ、セントラルモニタ、携帯型救急モニタ 医用テレメータ2、パルスオキシメータ テレビカメラ、テレビモニタ
生体検査用機器	呼気ガス分析装置、換気量測定モニタ、その他
医用内視鏡	電子内視鏡、内視鏡光源装置、内視鏡撮影装置 超音波内視鏡装置
臨床化学検査機器	検体検査装置
血液検査機器	血液分析装置、血液凝固計1、その他
採血・輸血用、輸液用器具及び医薬品注入器	輸液ポンプ、シリンジポンプ、輸血ポンプ 濃度監視装置、気泡検出器、その他
その他の処置用機器	気腹装置
医療用吸引器	低圧持続吸引器
診療施設用機械装置	電動ベッド、医療ガス配管設備
血液体外循環機器	大動脈バルーンポンプ、透析装置 透析液供給装置、透析用監視装置 心筋保護液冷却装置、血液ポンプ、補液ポンプ 体外循環用冷温水槽、遠心ポンプ、人工心肺装置 血漿交換装置、持続的血液ろ過装置 透析補助装置、血液成分分離装置 成分献血用装置、自己血回収装置、補助心臓 その他
生体機能制御装置	除細動器、人工呼吸器、麻酔器、酸素濃縮器 加温加湿器、その他
腹膜灌流用機器及び関連器具	自動腹膜灌流装置
その他の生体機能補助・代行機器	脊髄刺激装置
理学療法用器械器具	低周波治療器、干渉波治療器
手術用電気機器及び関連装置	焼灼器、電気メス、超音波手術器
結石破碎装置	結石破碎装置
その他	医用データ処理装置、自動ブライミング装置

3. 実験手法

3-1. 実験系

(1) 電波・電磁界の発射源

携帯電話や PHS 端末実機を使用して、送信出力を最大値に設定したり、意図的に断続的に電波の発射と停止を繰り返すために、制御機（一般の利用は不可）を用いる。この制御機を電話端末に接続するために電気ケーブルが用いられるので、このケーブルが放射特性に影響する可能性があるが、これは無視する。

最悪条件の実験は、標準半波長ダイポールを用いた発射源を使用して行う。携帯電話端末等の各種試験に使用するための、各種移動通信システムの標準電波を模擬できる信号発生機及び広帯域増幅機と組合せて発射源を構成する。本実験系により、電力特性、周波数特性も測定できる。アナログ携帯電話、デジタル携帯電話（PDC）及び PHS 端末が発射する電波の時間波形例を図 1 に示す。

(2) 医用電気機器

いずれの機器についても、機器が本来の目的で使用されている条件を設定する必要がある。センサ等の感度は、EMI に関して最悪条件に設定する。植込み型機器について人体内の状態を模擬する、また心電図等について本物の人体に接続する、人工透析機等について血液を模擬した液体循環系を接続する等のことを行う。また、人工内耳、中耳の場合には、人体の模擬化や間接的な影響評価の困難性から in vivo の実験を行う。心電等について、疑似信号発生器を使用する場合には、発生器そのものへの電磁干渉や人体インピーダンスとの違いの影響等が生じないようにする必要があり、人体を使用できる場合にはそれを優先させる。

植込み型心臓ペースメーカの実験系については、アーニツヒ氏が人体トルソーファントムを用いる方法 (4) を提案している。また、ヨーロッパの GSM 携帯電話による影響評価に適用された実験系の報告もある

(5)。そこで、アーニツヒ氏の方法を基本にペースメーカ協議会と NTT ドコモで実験系を開発した (6)。開発した実験系の基本構成並びに実物の写真をそれぞれ

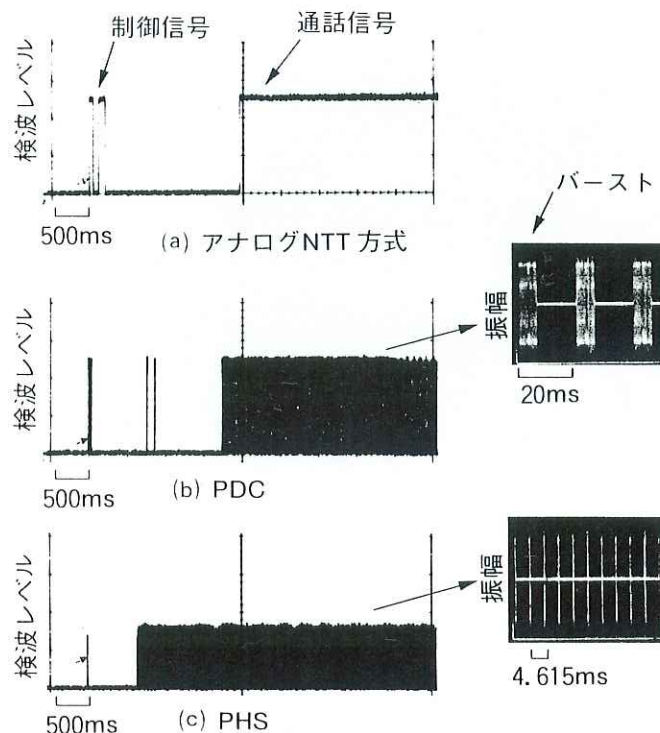


図 1 携帯電話・PHS 端末の発射する電波の時間波形例
(包絡線検波波形)

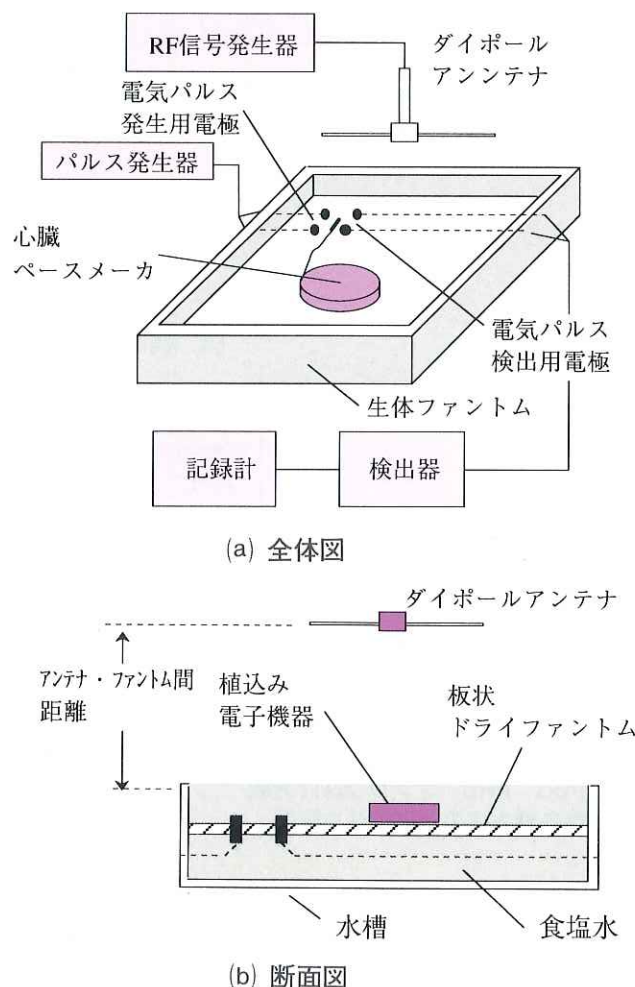


図 2 人体ファントム

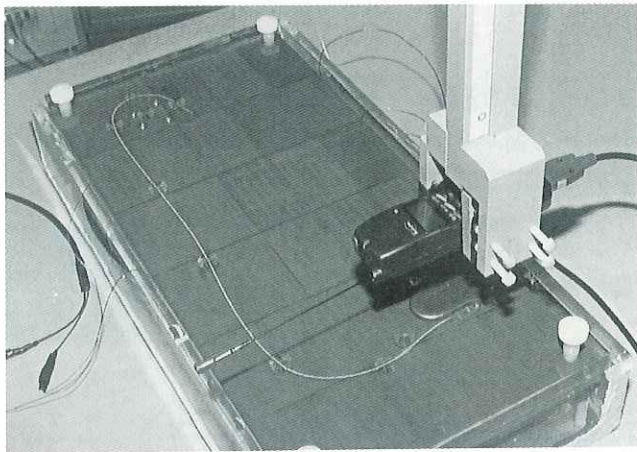
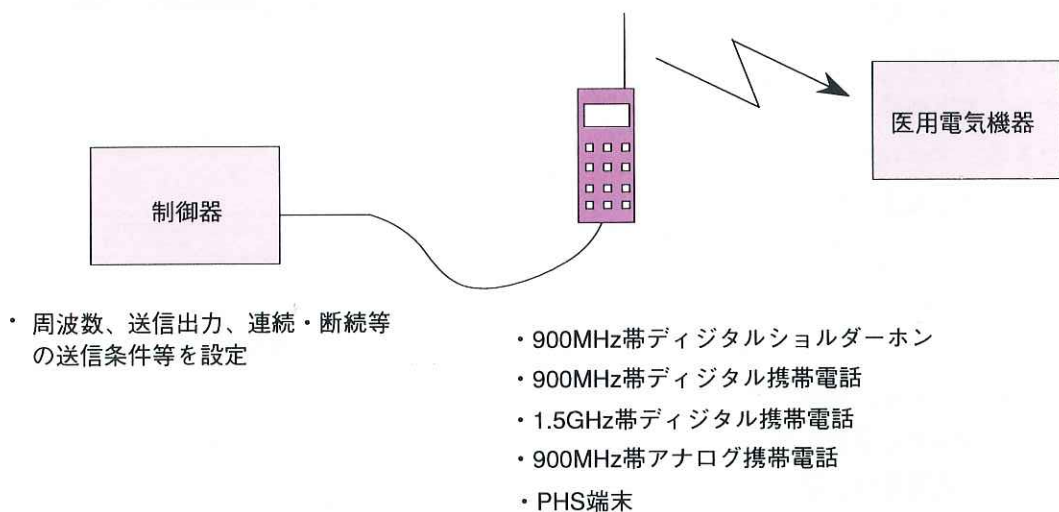


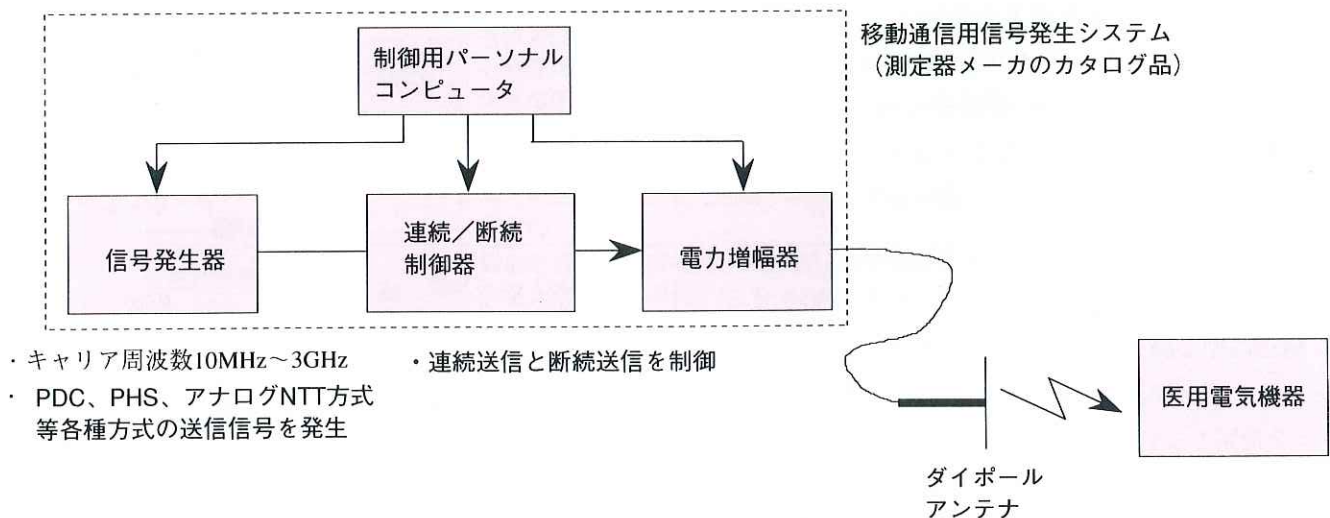
図3 トルソーファントムを用いた
ペースメーカーEMI実験

れ図2及び図3に示す。液体ファントムは生理的食塩水をベースに生成した。心臓ペースメーカーの固定板についても人体筋肉組織と同様の複素インピーダンス特性を持つセラミック材料を使用して、ファントム電気的特性の近似性を高めるよう配慮した。当初、人体が起立した状況を模擬する縦型のファントムで予備実験を行ったが、ペースメーカーの位置固定に問題が生ずること（植込み深さの正確な設定と調整が容易にできない）、アクリルで制作した容器の影響が生ずる恐れがあることから、最終的には横置き型のファントムを使用した。

一般医用電気機器への影響評価に用いた実験系の基本構成を図4(a)及び(b)に示す。



(a) 携帯電話実機による測定系



(b) ダイポールアンテナによる測定系

図4 一般医用電気機器の実験系の基本構成

3-2. 実験のやり方

実験は携帯電話実機等から実際に電波を発射して行う。発射した電波が実験室外に漏洩して他に干渉しないように、実験室と外部との電磁的遮蔽を確実にとることが必要であり、電波暗室やシールドルーム、またはこれに準拠した、よく遮蔽された地下室等で実験を行っている。

(1) 一般医療機器

医用電気機器を実際の医療現場の状況を模擬した動作条件におき、医用電気機器の周囲から電波を照射する。この際に電波発射源の携帯電話等は、作業者が手によって保持することになる。偏波面（携帯電話）を回転させながら医用電気機器に接近させてゆき、医用電気機器の動作をモニタして何らかの影響が生じたときに、その内容と距離を記録する。距離としては、主

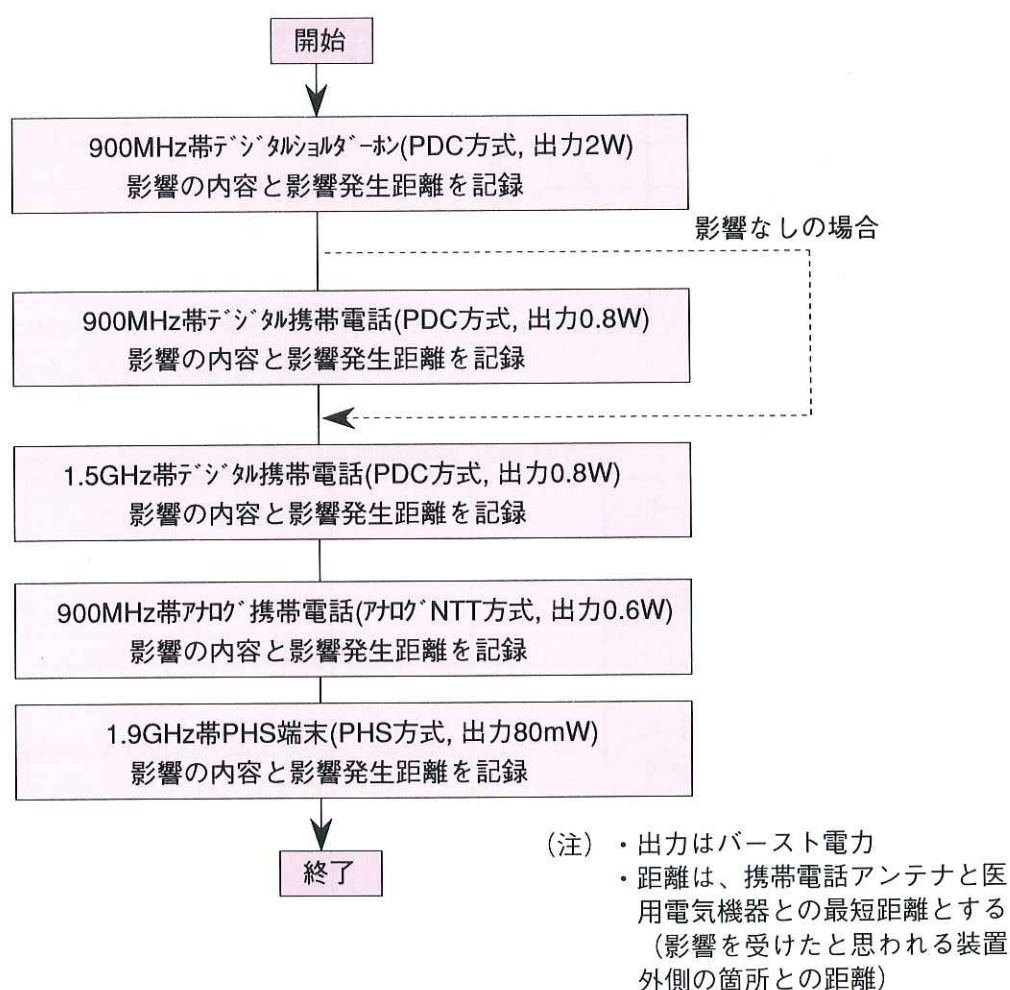


図5 一般医用電気機器の実験フロー

として携帯電話のアンテナと医用電気機器との最短距離をとる。

電波照射の実際の作業フローを図5に、また記録表の例を図6に示す。

(2) 植込み型心臓ペースメーカー等

高精度、高信頼なデータを取得するため、開発した実験系に携帯電話固定治具を装備して実験を行う。図

3に示すような固定治具を用いて測定を行うが、アンテナとペースメーカー各部との電磁結合の影響を評価するために、アンテナ位置と角度について多数の測定点を設定することが必要である。影響の有無は、ペーシング出力をペンレコーダでモニタして行う。作業フロー等の具体的実験手順については、ペースメーカーの専門家による報告を別途企画することとし、ここでは触れない。

測定年月日		測定場所
測定者		立ち会い者
医 用 電 気 機 器	製造会社名	
	製品名／型名	
	設定条件	
	その他	

電話機の種類	影響発生距離		影響の状況	備考
	連続送信	断続送信		
900MHz帯デジタルシヨルターホン (PDC方式、2W)				
900MHz帯デジタル携帯電話 (PDC方式、0.8W)				
1.5GHz帯デジタル携帯電話 (PDC方式、0.8W)				
900MHz帯アナログ携帯電話 (アナログNTT方式、0.6W)				
1.9GHz帯PHS端末 (PHS方式、80mW)				

(注) 出力はバースト電力

図6 データシート例 (一般医用電気機器)

4. 実験

4-1. 実験の実施

医用電気機器の提供及びEMI影響の評価は、日本医療機器関係団体協議会（日医機協）傘下の関連する機器製造業者が行った。できるだけ多くの機器についてデータを収集するように努めた。

植込み型心臓ペースメーカについては、我が国で使用されているすべての機種についてのデータ取得を試みた（全機種についてのデータは8年度実施の実験によって完了している）。また植込み型心臓ペースメーカの動作設定と影響評価は、次のようにして行った。
(a) ペースメーカがペースメーカパルスを出している状態（自発収縮のない場合を想定）で、EMIによりパルス出力が抑制されないか。

(b) ペースメーカがペースメーカパルスを抑制している状態（自発収縮のある場合を想定）で、EMIにより非同期ペーシングに移行しないか。

医用電気機器作業部会の活動が開始される以前から、既に関連工業会等に協力して実験を進めていたので、対象機器が膨大な数であったにも拘わらずすべての実験を効率よく遂行できた。特に、植込み型心臓ペースメーカについては、最終的な実験系を決定するまでに約半年の時間がかかったが、事前に検討を進めていたので本実験に迅速に対応することができた。

また、実験場所の妥当性についても事前に検討した。電波暗室以外の室内で実験を行う場合に、床や天井での反射波の影響が生ずる可能性があるが、医用電気機器から1m程度以内でしかEMIの影響が確認されない場合には、直接波の電磁界強度が、反射波より10dB以上強いので実験結果に殆ど影響しないことを事前の実験で確認した。

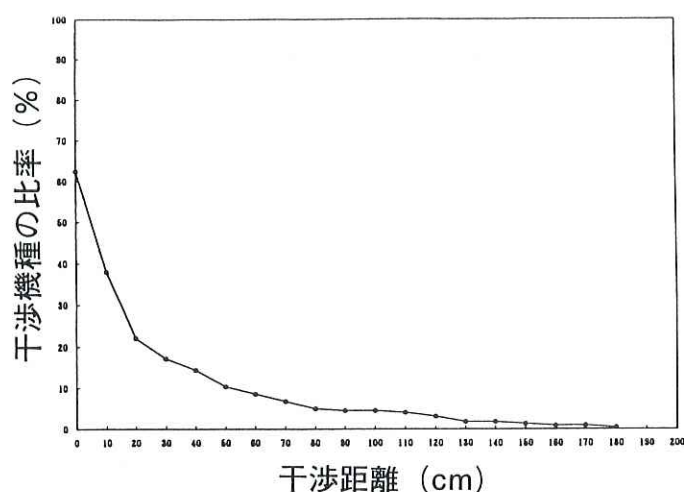
なお、補聴器等に関する実験と結果については、平成8年度の医用電気機器作業部会の報告書を参照されたい(2)。

4-2. 実験結果

(1) 一般医用電気機器

ハンディタイプの携帯電話端末（アナログ携帯電話

；出力0.6W、デジタル携帯電話；バースト出力0.8W）の発射電波及び近傍電磁界によって何らかのEMI影響を受けた機器について、干渉距離と機器の数の分布を図7に示す。また、主要な機器の具体的影響の概要を表4に示す。またシールドホンとPHS端末に関する実験結果を含めて、結果の概要を整理して表5に示す。



（極めて軽度の影響
例も含めている。）

図7 携帯電話（アナログ0.6w, デジタル0.8w）で影響を受けた一般医用機器138機種の分布

実験結果をまとめると次のようになる。

(a) 携帯電話端末（PHS 端末を除く）が送出する電波または近傍電磁界によって、実験した138機種の医用電気機器の約60%が何らかの影響を受けた。残りの約40%は、携帯電話を接触するほどに接近させて電波を発射しても何ら問題がなかった。

(b) 220機種の医用電気機器についてのデータから、携帯電話端末（高出力の肩掛け型電話を除く）は、2m以上離せば影響は生じない。但し、米国での報告では数mで影響するものもあるので、この結果についてはさらに実験データの充実が必要である（平成8年度実験で関連するデータは取得できている）。

表 4 影響距離の分布と主要機種の影響内容（アナログ携帯電話0.6w, デジタル携帯電話0.8w）

輸液ポンプ	人工心肺装置
●気泡センサが気泡検出不能 (1機種/40cm)	●バブルセンサ誤動作し, ポンプ停止 (1機種/40cm)
●コントロールエラーが発生し, 点滴を多く検知 (1機種/30cm)	医用テレメータ (送信機)
●気泡, 落滴センサ等の誤動作 (LED点滅アラーム) (7機種/最大65cm)	●心電図, 呼吸, 血圧波形にノイズ混入 (7機種/最大120cm)
シリンジポンプ	ベッドサイドモニタ
●シリンジ識別異常を検出し, 動作を停止 (2機種/4cm以下)	●記録停止 (1機種/15cm)
●シリンジはずれのアラームが発生し, 動作を停止 (7機種/最大80cm)	●心電図, 呼吸, 血圧波形にノイズ混入 (8機種/最大170cm)
体外式ペースメーカ	携帯型救急モニタ
●心室固定ペーシング動作 (2機種/10-25cm)	●心電図波形にノイズ混入 (1機種/180cm)
人工呼吸器	除細動器
●換気量変化 (1機種/30cm)	●心電図波形にノイズ混入 (2機種/最大140cm)
●加湿器アラーム, 内圧メータのふらつき等発生 (6機種/10cm以下)	心電計
麻酔用人工呼吸器	●基線変動 (1機種/100cm)
●換気量変化 (1機種/120cm)	●紙送りスピード変動, 停止 (1機種/25cm以下)
透析装置	画像診断装置
●気泡検出アラームが発生し, 動作を停止 (2機種/10cm以下)	●画面にノイズ (14機種/最大125cm)
	●画面ゆれ (6機種/30cm以下)

(●: 可逆的現象, ●: 不可逆的現象)

表 5 一般医用電気機器の実験結果のまとめ

機種	ショートホン	デジタル携帯機		アナログ携帯機	PHS携帯機
方式		P D C		NTT方式	PHS
周波数	900MHz帯	900MHz帯	1.5GHz帯	900MHz帯	1.9GHz帯
ピーク出力	2W	0.8W		0.6W	80mW
干渉を受けなかった機種数	75	83			199
干渉を受けた機種数	136	138			8
最大干渉距離	185cm	180cm			10cm

(c) 発生した障害が不可逆となるものがあったが、いずれも動作をリセットすれば正常状態に回復した。

(d) 医用電気機器内に装備されるマイクロコンピュータのハードウェアやプログラムが恒久的に破壊されるような現象は全く生じなかった。

(2) 植込み型心臓ペースメーカー

70機種について実験を行った。4-1の(a)か(b)に該当する結果が生じたときを影響有りと判断している。ハンディタイプの携帯電話端末（デジタル携帯電話；バースト出力0.8W、アナログ携帯電話；出力0.6W）とPHS端末による影響の有無を表6にまとめた。結果を整理すると次のようになる。

(a) デジタル携帯電話端末（900MHz帯、1.5GHz帯；バースト出力0.8W）

ダイポールアンテナで影響を受ける最大距離は、30cm（1機種、但し1.5GHz帯での実験結果で、この機種は900MHz帯では8cm以上では影響を受けず）であり、次に距離の大きい場合は17cm（1機種）であった。それ以外の機種では、影響の確認された距離がす

べて8cm以内であり、携帯電話をファントムに接触させても影響を全く受けない機種もあった。携帯電話実機の場合には、ダイポールアンテナで30cmで影響を受けた機種で、最大距離が15cmに短縮した。同様に携帯電話実機の場合に、ダイポールアンテナで17cmで影響を受けた機種で、最大距離が10cmに短縮した。

(b) アナログ携帯電話端末（900MHz帯；出力0.6W）

電波の発射と停止の過渡的応答時では、デジタル携帯電話とはほぼ同様な影響を与える。

(c) PHS端末による影響は今回の実験では確認されなかった（8年度実験では影響をうけるものがあることが確認されている）。

(d) 肩掛け型携帯電話（デジタル2W、アナログ5W）

肩掛け型携帯電話は900MHz帯のみが利用されているので、実験はすべてこの周波数で行ったが、22cm以上の距離ではすべての機種で影響がなかった。

(e) 影響はすべて可逆的であり、影響を受けていたペースメーカーのすべてが、電波の発射を停止した後すぐに正常動作に自然に復帰した。

表6 植込み型心臓ペースメーカーについての実験結果

システム	PDC				PHS
	900MHz帯		1.5GHz帯		1.9GHz帯
周波数					
ダイポールアンテナ実験／ 携帯電話・PHS端末実機	ダイポールアンテナ	携帯電話	ダイポールアンテナ	携帯電話	ダイポールアンテナ
影響を受けた ペースメーカーの数	42	20	34	4	0
影響を受けなかった ペースメーカーの数	28	50	36	66	70
影響を受けた 最大距離	150mm	100mm	300mm	150mm	—

5. 考 察

得られた実験結果について、イミュニティの標準規格と携帯電話が発射する電波の電界強度距離特性との関連を考察する。

5-1. イミュニティ規格と携帯電話電波の電界強度

(1) 医用電気機器のイミュニティ規格

我が国においては、医用電気機器に対する標準的なイミュニティ規格はまだ制定されていない。IEC規格としては、試験方法について IEC1000-4-3があり、試験仕様と判定基準について IEC601-1-2が制定され、欧州等で施行されている。

IEC では、世界的に広く普及が進みつつある GSM や DCS-1800 のデジタル携帯電話の発射する電波に対するイミュニティ規格についても検討が行われている。しかし、筆者はその詳細についての最新の資料を入手していないので、IEC1000-4-3に関する1996年6月の修正案の規定条件をベースに考察する。

本報告のテーマに関連する規定は次のようになる。

- (i) IEC1000-4-3 (1995年) の無線周波電磁界の試験は、26MHz から100MHz の搬送波に1kHz で80%の AM 変調を施した干渉波を、被試験機器に 3 V/m の強度 (但し CW で規定) で放射して行う。障害 (正確な定義については原文を参照されたい) が発生しないことを確認してイミュニティ規格をパスしたと判断する。
- (ii) 1996年6月の修正案では、搬送波周波数を3GHz まで拡張し、変調として GSM 等の実際の方式のパラメータを模擬したパルス RF を用いるとある。干渉波の電界強度 (CW で規定) については、1 V から30 V、さらに“特別”まで複数のレベルがある。

CW で規定した 3 V/m の強度は変調時には1.8倍となることに注意する必要がある。

(2) 携帯電話端末等が発射する電波の電界強度

携帯電話の送信アンテナには、ホイップアンテナと呼ばれる線状アンテナが多く使用されている。アンテナの電気長として、半波長、8分の3波長、4分の1波長等がある。電気長より物理長を短縮するためにイ

ンダクタンスを装荷しているものもある。アンテナと携帯電話機本体は一体化しているので、給電点は本体内にあるのが通常であり、このために本体の影響を受けて、アンテナ放射効率は半波長ダイポールアンテナのそれより低下する。低下率は 2 dB 以上であり、個々の携帯電話によって異なることが実験的に確認されている。

相対アンテナ利得が G_d であるような携帯電話が発射する電波 (遠方界) の最大放射方向での電界成分 E [V/m] は、理想的な半波長ダイポールアンテナの理論式をもとに次式のように求められる (7)。

$$E = 7 \times (G_d P_{in})^{1/2} / d \quad (1)$$

但し、 P_{in} はアンテナ入力 [W]、 d はアンテナを原点とする最大放射方向への距離 [m] である。従って実際の携帯電話については、アンテナ利得を -2 dBd と仮定して式 (1) で計算すれば、最も EMI を強く与える方向での電界距離特性が推定できる。

図 8 はアンテナ利得を -2 dBd とした場合の計算結果である。

(3) EMI 影響の発生する最大距離の推定

各種の医用電気機器について行った実験では、EMI による影響を生ずる電界強度がバースト電力に関係するとみなせる場合や、平均電力に関係するとみなせる場合等機器によって様々な状況が確認されている。このため一般的な推定とはならないが、仮に P_{in} としてバースト電力値を用いて EMI の電界強度を推定する。

PDC 方式では、ロールオフ $\pi/4$ QPSK デジタル変調の TDMA 信号が用いられる (8)。デジタル携帯電話 (PDC) が電波を発射しているときの送信波形例を図 1 に示した。バースト出力とは、周期的な電波の発射において電波の発射されているときだけに着目した出力である (図 1)。デジタル携帯電話の出力信号は、包絡線が変化する AM 信号となっている。

さて、AM 変調信号で規定されるイミュニティ規格との対応について、ラフに考えれば、バースト電力値から求めた電界強度が 3 V/m を越えるときに EMI による障害が発生するとみなせる。従って図 8 の結果から、医用電気機器が IEC 規格を満足したとしても、例えば出力 0.8 W のデジタル携帯電話は、距離 1.7 m 以

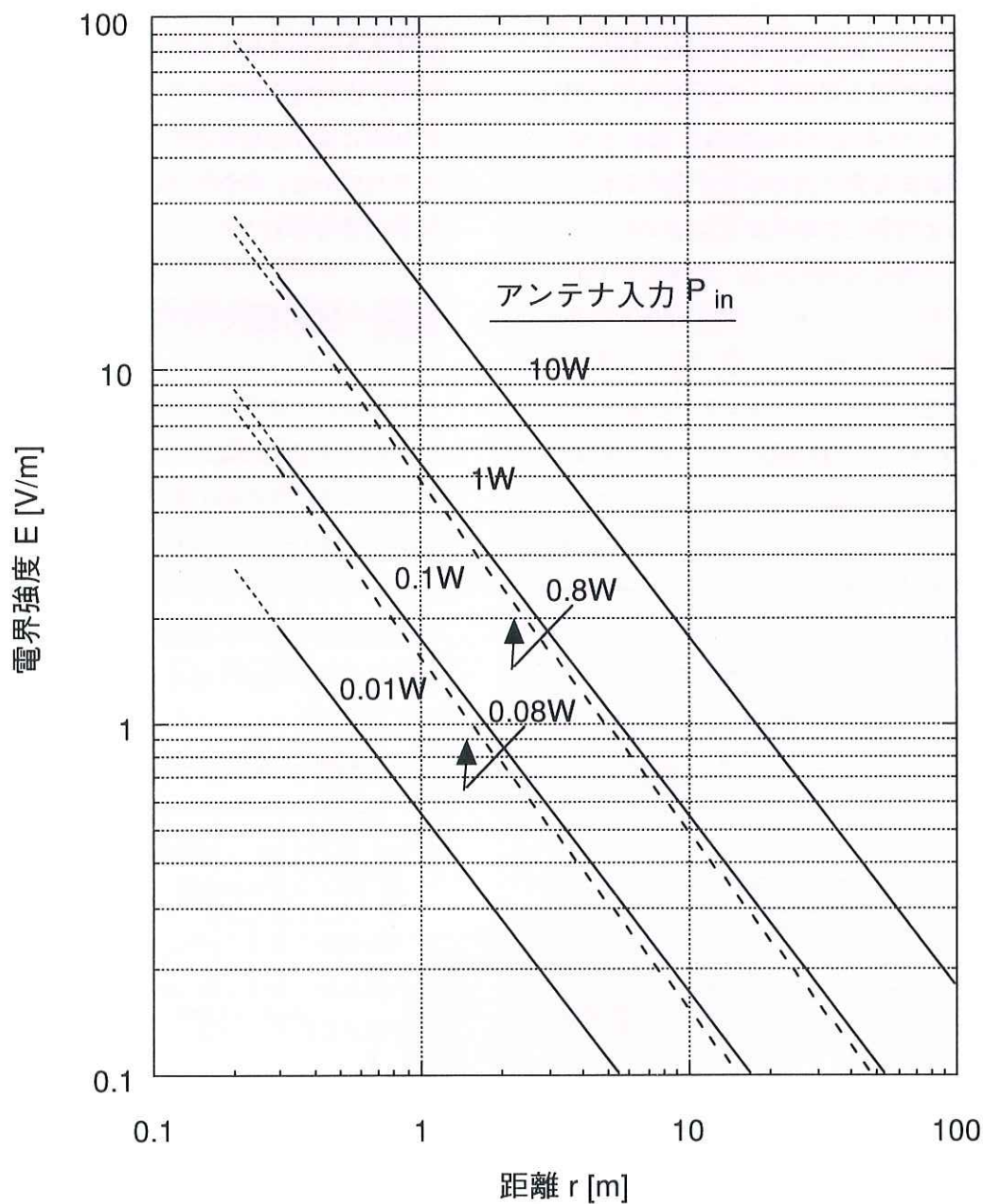
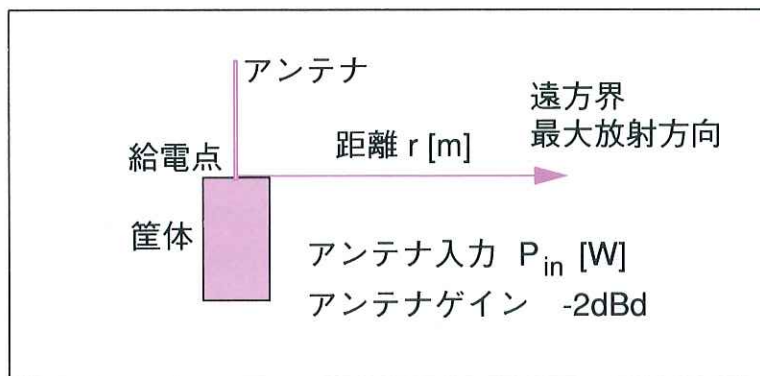


図8 携帯機の電界距離特性 (計算値)

内で、また出力0.08WのPHS端末は、距離50cm程度以内で医用電気機器に障害を発生させる可能性があることが推定できる。但し、この推定は、携帯電話機のアンテナ放射効率がよいもので、かつ人体が存在しない場合のものである。携帯電話を操作する人体が存在する場合には、放射電力のほぼ50%が人体に吸収されることが確認されており、図8の送信出力値を3dB程度低減して電界強度を求める必要がある。従って人間が操作している実際の状況では、ここでの推定値より影響発生距離は小さくなる。

以上の推定は遠方界に基づくものであり、携帯電話が医用電気機器に接触するような至近距離内については、近傍電磁界による検討が必要である。線状アンテナの近傍電磁界の電界と磁界は、場所的に同一領域には存在しない。近傍電磁界の放射源とEMIを受ける側の機器との間に相互リアクタンスが形成され、それを介して放射源と機器とは電磁結合する。相互リアクタンスは、二つの物体の位置関係のみならず、形状や電気的性質等に依存する。従って携帯電話と機器との位置関係によってEMIの様子は一般に大きく変化するので、標準的な電磁界では特性を正確に把握することは困難である。このことは心臓ペースメーカの実験等で確認されている。

5-2. 相互干渉領域と指針

現状のイミュニティ規格では、携帯電話等の電波や近傍電磁界のEMIによる影響を全く生じないように

することは困難と推定される。特に近傍電磁界のEMIについては、アンテナ入力数10mW程度でも電磁結合による影響の発生が懸念される。

医用電気機器内部にも各種の電子回路があり、それらは所謂不要放射源となりうる。無線機が至近距離に近づくときには、逆に医用電気機器の放射電磁界のEMIによる影響を無線機が受ける可能性がある。このため、現状では、無線機器と医用電気機器との間に両者が共存しない領域（相互干渉領域）を設定することがEMIによる障害の発生を防止するための最も実際的かつ有効な手段となる（図9参照）。

具体的には、相互干渉領域で電波を発射しないようにすることが必要であり、実験結果はこれを裏付けている。医用電気機器作業部会が提示した“携帯電話等の使用に関する暫定指針”は、この結論に基づいて作成されている。指針の具体的内容については作業部会の報告書を参照されたい(2)。

6. 諸外国での検討状況

携帯電話のデジタル化は、我が国のみならず諸外国においても急速に進みつつある。欧州やアジア、アフリカ等では、900MHz帯と1.7GHz帯を用いるGSM方式が（1.7GHz帯のものはDCS-1800と呼ばれる）主要方式として広く普及しつつある。米国では、900MHz帯の方式としては、依然としてアナログが主流でデジタル化が遅れてはいるものの、2GHz帯を用いるデジ

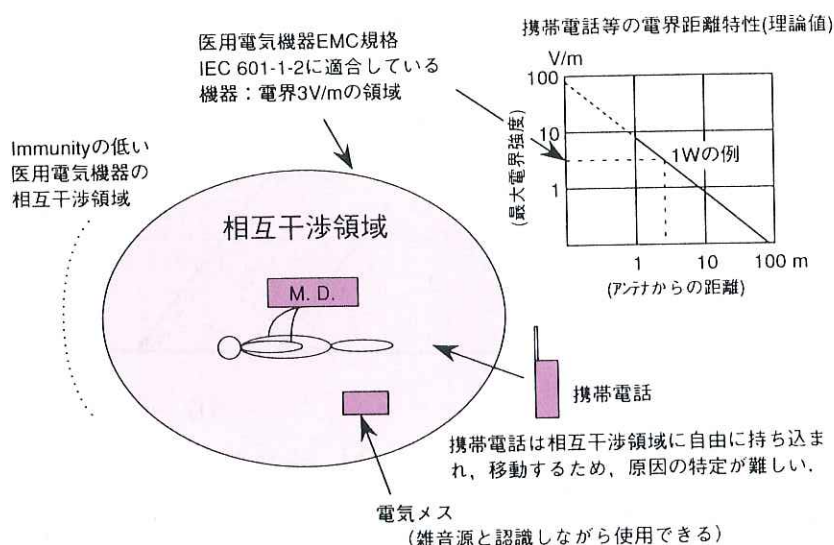


図9 医用電気機器(M.D.)と携帯電話の相互干渉領域

タル方式のPCSの導入が始まっている。このような状況から、米国(9)、(10)、オランダ(11)等においても医用電気機器に対する電波の影響についての実態調査が行われている。

諸外国での実験においても本報告と同様の実験結果が得られており、その結果に基づいて具体的問題の発生を防ぐための指針等が公表されている。それら報告書の概要については、医用電気機器作業部会の平成8年度報告書を参照されたい(2)。

7. あとがき

携帯電話端末等が発射する電波による医用電気機器への影響を把握するために、医用電気機器作業部会が実施した実験調査の方法と結果を概説した。平成7年度に実施した実験内容を中心に述べた。

EMIの条件として、遠方界のみならず近傍界も考慮するため、携帯電話実機もしくは標準半波長ダイポールアンテナを用いた実験を行った。我が国で現在使用されている携帯電話端末による影響は、詳細にみればアナログ、デジタルの違い、周波数の違い等によって程度の差はあるが、出力レベルが同程度であれば(デジタルではバースト電力で評価)概ね同様とみなしてよいことが分かった。障害の発生防止のため、携帯電話端末等の電波を医用電気機器の近くで発射しないことが必要であり、携帯電話等の使用に関する指針がとりまとめられている。平成8年度報告書では、さらに多くのデータが取得されているとともに平成7年度未実施のアマチュア無線機等による影響も検討されている(2)。

近傍界によるEMI試験が重要なため、TEMセル等を用いる従来のイミュニティ試験は実施しなかった。世界的に新しい携帯電話システムの開発が積極的に進められており(12)、新システムでは電波の周波数や形式が変更されることになろう。また、医用電気機器も日新月异で進化し、新しい機器の開発も進められている。従って、今後も医用電気機器のイミュニティについては電波による影響を確認することが重要であり、近傍界に対する特性評価にも対応できる標準試験法の確立が待たれる。拙文ではあるが、本報告が標準試験系の今後の検討に役立てば幸いである。

参考文献

- (1) 例えば、菊地：医用機器におけるEMI/EMCの現状、EMC、No.73、pp.12-46、1994.5.5.
- (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の一携帯電話等の使用に関する報告書、無線設備検査検定協会内、1996または1997.
- (3) 例えば、財団法人医療機器センター監修：医療機器辞典、産業調査会辞典出版センター、1992.
- (4) 例えば、Irnich W.：Interference in Pacemakers、PACE、No.7、pp.102-1048、1984.
- (5) 例えば、Meckelburg H.J.：Stoerfestigkeit von Herzschrittmachern im Frequenzbereich 30 kHz bis 2.5GHz、Newsletter Edition Wisseschft、No.5、pp.3-43、1996.
- (6) 垂澤、他：生体植込み電子機器の電磁波イミュニティの測定系、電子情報通信学会総合大会、1997.
- (7) 例えば藤本、他：移動通信用アンテナシステム、総合電子出版社、1996.
- (8) 例えば桑原監修：デジタル移動通信、科学新聞社、1992.
- (9) Silberberg J.：What can/should We Learn from Reports of Medical Device Electro-magnetic Interference?、Health Care and Health、EMBC95、9、1995.
- (10) Carlo GL.：Evaluation of Interference Between Hand-Held Wireless Phones and Implanted Cardiac Pacemakers、WTR report、9、1996.
- (11) VFIFKA Telecommunicatie：Recommendations Regarding the Use of Pocket Telephones within Health Care Institutions、Dutch trade body for the telecommunications industry、De Meerm、9、1995.
- (12) 例えば、特集携帯電話：次世代携帯電話はCDMAに決まり、日経エレクトロニクス、No.680、pp.65-90、1、1997.



CISPR マンデリュ

会議に出席して

(財) 電力中央研究所 富田 誠 悦

1 はじめに

平成8年のCISPR会議は、9月30日から10月11日までの期間で開催された。23ヶ国から174名の参加があった。日本からは高木CISPR委員会委員長、仁田第3分科会主任を始めとする24名の他、来年の開催予定地の横須賀市から事前準備のための視察の方々が若干名参加している。昨年の南アフリカ共和国、ダーバンでの会議より、欧州勢の増加が目立っている。

2 道中記

筆者はフライトの関係で、夜の10時半頃、Nice-Coate-Da'jule 空港に着陸した。そこからマンデリュまでは直通のバスが便利である、とCISPRのフランス国内委員会からのガイドには載っていた。ところが到着時刻が遅いため、i (観光案内) で尋ねたところそのようなバスはもう無い。空港からマンデリュ・ラ・ナポールまでは約30km位である。「避暑地だっことだし、それほど危なくは無いただろう」と勝手な判断をして、カンヌまでは電車、そこからマンデリュまでは6kmだから、タクシーにしよう。バスの切符を買うために両替しなくてはならないが、夜が遅いこともあり、銀行の両替は閉まっている。「レートは悪いだろうな」と思いつつ空港構内の自動両替機を使う。いまだ日本円が使えなかった国と場所に遭遇したことは無いことに感謝したい。

iで「駅までのバスのチケット21フラン」を買い、電車の時刻表を貰う。11時40分のカンヌにも停車する電車に間に合う最終バスである。iの係りの年配の女性が、電車が今日は沢山は無、と教えてくれたが、多くないのは夜だから、と勝手に判断してしまう。バスが駅についた。さて電車の切符である。窓口で「カンヌまで1枚」というと、係りの人が「電車は明日の朝だ」と言う。「11時40分は？」と尋ねると、「今日から電車はストライキなので、半分しか運転していな

い。11時40分は運転されないから、朝の5時になる。」と丁寧に教えてくれた。電車の時刻表も空しくその事実を伝えている。iで教えて貰った通りなのである。夜だから電車が少ないのではなく、ストだから結果的に電車は無いのである。駅の係りは「タクシーしかない、おいピエール」とドライブを呼んでくれた。ピエールは「マンデリュまでだと600フランだ」という。両替した残りは500フラン強しかない。600だとして譲らないピエール。私はマンデリュには辿り着けないのか。

駅の係りが、隣の夫妻になにやら語りかけている。この夫婦はカンヌまで行けば良いのだが、やはり600はもっていないので、途方にくれていたようだ。駅の係りがピエールを呼んで話しをつけてくれたらしく、ピエールは「レッツゴ」といって、隣の夫妻と私のスーツケースを積み込んだ。隣の夫妻はアメリカから観光できたが、電車のストの話は聞いておらず困っていたとのこと。「昔ノースカロライナにいた」ことを話すと、「夫妻はニューヨークからきた」とか、「あの時間帯ならニューヨークでは危ない」とかの話しをした。話しの途中、Nice 空港のバス乗り場を通過する。21フランは全く無意味であった。

カンヌ経由でやっと会場であるホテルCASINOにもう日曜日になった午前2時に辿り着いた。ピエールは帰りも迎えにくるから、携帯に電話しろと電話番号をくれ、ホテルにも電話する、と言っていたが、フロントの制限があったのか電話は掛かってこなかった。

日本人参加者の恒例とも言える、誰かがロビーにいて、何号室だという情報交換の場は当然なかった。ホテルの部屋に冷蔵庫はあるが、エビアン（サ）の50c・(サンチリッタ=500ml)は2フランである。湯沸かし器はなかったので、世界に誇る非常食カップラーメンと郷愁のインスタント味噌汁の出番は全くない。

3 マンデリュウという避暑地

日曜日の朝は、会場のホテルの1階のレストランでの朝食である。なんとか朝に起きることができ、時差には苦しまずに済むであろうと思い、エッグ、ベーコンやフルーツを沢山とって「塩分はやはり少ないな」などの感想をつぶやきながら一時的に満ち足りた気分に入る。ホテルの部屋は海岸向きではなく、山の方であったが、避暑地らしく整然とした様子で、運河が見えている（写真1、2）。

太陽にあたっての時差解消を兼ねて、海岸方面を散歩する。カンヌの方向に歩き、会場からやや離れた場所から会場のホテルの全景が写真3である。気温が高いことはないが、上着を着ていると汗がでてくる。海岸には甲羅干しをしている人々が沢山見受けられる。写真には残せないがトップレスの女性も沢山あった。コートダジュールとは紺碧海岸という意味らしく、海の色は藍色で、汚れは無く、非常に美しい海である。途中、水の補給と昼食を兼ねて屋台による（写真4）エビアン・スルブブレと注文したら、イエッサーと返事がきた。エビアンは50c・で1フランで、ピザの1/6が3フランであった。それにしても（パリやリオンもそうであったが）犬の糞が多い。



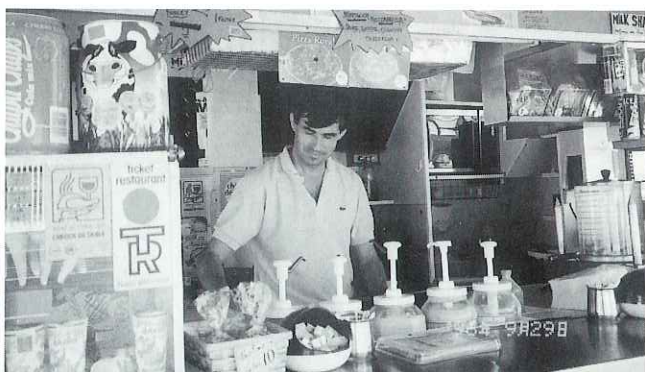
1



2



3



4

帰る途中、朝方何もなかった運河の光景が激変していた。クルーザがどんどん奥から出てくるのである。船首には小さな女の子（婦人に達する以前の状態と違って戴きたい）が、極く自然な笑顔で乗っている。避暑地で避暑を楽しむフランス人の実際は、海岸で甲羅干しをするのではなく、クルーザで繰り出すのが本当らしい。

帰り着くと、日本からの皆さんが恒例のロビーでの情報交換をしていた。部屋番号などを交換した後、ここまでの経路の話になった。仁田第3分科会主任の「それは高い」という一言で、私はやっぱりボラれたことがハッキリしてしまったのであった。

今後、気になるのは昼食と夕食である。会場のホテルのレストランは高いし、選択枝が少ないので、お互いの情報交換を行う。私が散歩したカンヌの方向は何も無い方向らしく、屋台の情報は何ら有益ではなかった。反対方向の西側のマリーナには数軒のパブレストランやガソリンスタンドの売店があり、さらに住宅団地の方には大きなスーパーがあるという。どちらかというといタリアに近いことから、ピザとパスタがほとんどで、「毎日足勘弁」が本音である。売店では2・のミネラルウォーターが2フラン、スーパーでは1フランである。

月曜日、SC/AとSC/Cが始まる。朝食を十分にとって会議に望むべく、レストランに行く。昨日と同じつもりで、エッグとベーコンに手を掛けた途端「ムッシュ、CISPRの方々は向こうのカウンターです。卵が要るなら別料金です」とのこと。IEC/CISPRと書かれた一角のテーブルに日本を含めて見慣れた顔がならんでいる。「卵は諦めよう」といったら、「それ以上とらなければ良い」とお許しを戴いた。待遇の違いが有り過ぎる、と憤慨している方々も多かった。ここはフランスだ。お城に住む方々とそうでない人とは厳然と区別される国なのである。

マリナーの西側に位置する古いお城（写真5）があった。見学可能と書いているが、係りの人はいた試しはなかった。そのお城と道路を挟んで駅があったが、ストの影響もあってか、電車を待つ人の影は見えなかった。

4 会議の実施体制

会議の実際と詳細についてはCISPR マンデリュール会議の報告を参照願いたい。

SC/C（多分SC/Aの方々も感じたであろうが）は月曜日の朝からの開催であった。現地配布文書を用意し、コピーを揃えようとした出席者には、これまでに経験の無い事態が待ち構えていた。翌日配布のためには、前日から事務局がコピーサービスを行うことが通常と思っていたところ、前日にあたる日曜日には5名程度でしかも机のセッティングをただけで、居なくなってしまった。事務局は当日の朝から作業を開始したのである。参加者登録と当日配布文書のコピーが同時時間帯に殺到し、事務局は「コピーの仕上がりは昼食の前になります」と答えるしかない状況であった。

どの程度の人数ならば対応できるかについては確定はできないが、来年の横須賀ではこうした事態は回避できるような体制を整えて戴きたいものである。



5

SC/C-WG1では筆者からの寄与文書等の審議を午後以降に持ち越した他、午後のSC/C-WG2の文書のコピーも間に合わず、翌日のSC/Cで審議することになった。議長の判断に感謝したい。

5 その他

写真6は、日本のCISPR事務局主催で開催された現地での壮行会のひとこまである。高木委員長は到着されておられなかったため、仁田第3分科会主任ご夫妻を中心とした場となった。左側に見えるJRグループからの若手参加者が料理の注文を担当し、計算機を片手に安いものから注文したためか、腹が膨れないといった意見が出たことや、「割り勘負け；均等な支払い額に対する自身の飲食量の比率に基づく負けの判定」という学生語にも触れることができ、大変楽しく過ごすことができた時間であった。

他、参加者名簿や個人の名札の名前以外、国名等事務局に必要な情報は全てフランスである。フランスで書くと、国名は以下のようにになっていた。

オランダ	Pays-Bas
ドイツ	Allemagne
日本	Japon
英国	Royaume-Uni
アメリカ合衆国	Etats-Unis

会議終了後、ピエールからの連絡はなかったため、ホテルからタクシーに乗る。空港でのボーディングカウンタでイギリスから「ホームステイでカンヌに居た」お嬢さんとお話しをした。「6か月の予定だったけど、（3か月で）もう帰る」そうだ。「悪い人はだれもないが、雰囲気が合わない」ということだ。

「フランスはフランス人が居なければ世界最高の場所、と誰かが言っていた」と言ったら、お嬢さんは笑いながら、「それを最初に言ったのは多分イギリス人だわ」とのことであった。



6

編 集 後 記

- 平成8年度から不要電波問題対策協議会の事務局を社団法人電波産業会が担当することになりました。不慣れなことから、会員の皆様にご迷惑をおかけしておりますが、当協議会の発展に、全力を注ぐよう努力を致しますので、今後ともご支援、ご協力をよろしくお願い申し上げます。また、EMCC レポートの発刊も予定を大幅に遅れましたが、ようやく第13号の発刊となりました。
- 最近、電子機器等の EMC 試験結果の国際的な相互受け入れに伴い、その結果の「確からしさ」又は「不確かさ (Uncertainty)」が問題となっています。今号では、昨年5月に IEEE が開催した「Uncertainty Workshop」に参加された郵政省通信総合研究所の杉浦行氏に「不確かさ (Uncertainty)」について、その定義、概念及び計算法と計算の実例等についてやさしく解説していただきました。会員の皆様の参考になれば幸いです。
- また、2～3年前から世間を騒がしている「電波が医用電気機器に及ぼす影響について」、当協議会の医用電気機器作業部会が平成7年度に行った調査の「技術的な内容とその結果」および「電波による干渉と医用電気機器の所要イミュニティ規格との関係」等について、調査を担当しその結果をまとめられた NTT 移動通信網株式会社の野島俊雄氏に簡潔に解説していただきました。分厚い報告書を読まれる時間の余裕のない方も、この解説を読まれて調査の全貌が理解できたのではないのでしょうか。
- トピックスとして、平成8年9月30日から10月11日までの12日間にわたってフランスのマンデリュールにおいて開催された CISPR 国際会議に参加し、審議にあたってください方のうち、財団法人電力中央研究所の富田誠悦氏に会場に着くまでの苦労話や会場周辺で起こった出来事について、ユーモラスに紹介していただきました。
- EMCC レポート第13号の編集にあたり、多数の方々にご協力を頂きました。事務局として心から感謝の意を表す次第です。
今後とも出来る限り皆様方のご要望に答えられるよう努力してまいりたいと思いますので、何とぞよろしくお願い申し上げます。

—無断転載を禁ず—

EMCC レポート第13号

平成9年3月31日 発行

編集発行 不要電波問題対策協議会
 Electromagnetic Compatibility Conference Japan
 〒100 東京都千代田区霞ヶ関1-4-1 (日土地ビル)
 社団法人電波産業会内
 不要電波問題対策協議会 事務局
 TEL 03-5510-8596
 FAX 03-3592-1103

