

医用テレメータに関する電磁干渉と安全管理について

石田 開

湘南工科大学 工学部

1. はじめに

電波環境協議会の調査によれば、国内の80%を超える病院で医用テレメータは導入されている[1]。一方、安全な運用には電波管理が重要である[2]。国内の医用テレメータは、420~450 MHz帯の特定小電力無線局として定められた物が使用可能だが、同周波数帯は様々な無線通信に用いられている。また、医用テレメータに割り当てられた周波数帯域幅は、6 MHzと少なく、使用するチャンネルの組み合わせを含む周波数管理が重要である。さらに、近年では電子機器に搭載されるスイッチング電源の高速化に伴い、電源回路から放射される電磁雑音により、医用テレメータの受信障害が引き起こされることも報告されている[3]。本稿では、医用テレメータの概要と運用の実際について述べ、電磁干渉を発生させる幾つかの要因を解説する。また、医療現場において簡便に実践可能な電波管理の手法についても述べる。

2. 医用テレメータの概要と運用の実際

日本では、電波法施行規則において、医用テレメータの使用が規定されている。また技術的要件については、JEITA AE-5201B「小電力医用テレメータの運用規定」において、空中線出力、占有周波数帯域幅、変調方式などが定められている[4]。医用テレメータには、420 MHz~450 MHz帯の内、6つの帯域が割り当てられている。合計帯域幅は6 MHzであり、チャンネル数は480である。医療現場では、同一チャンネルの使用が無いことに加え、相互変調が発生しないようにチャンネルを割り振った運用(ゾーン配置)

がなされている。なお、ゾーン配置に則った場合、一つの医療機関で使用可能な最大チャンネル数は399となる。しかし、後述する3000番台のチャンネルは使用が非推奨されていることや、近隣施設も含めたチャンネル管理をおこなうと、使用可能チャンネルはさらに少なくなる。特に大規模病院では、慢性的にチャンネル数が不足しているケースも散見される。

3. 医用テレメータの混信

3-1 他施設からの混信

医用テレメータは、1つの送信機に対し1つのチャンネルが割り当てられる。送信機の出力は1 mWだが、遮蔽物の無い環境では、20~30 m伝送可能である。従って、同一医療機関内では、同一チャンネルの使用は混信の原因と成り、御法度である。しかし、この伝送距離は遮蔽物の無い理想的な環境では、さらに長くなる。過去には、直線距離にて1.2 km離れた他院からの電波を受信し、自施設の受信機において、当該患者ではない患者のバイタルを表示した報告もある[5]。大規模病院は高層階であることも多く、受信機を窓際に設置した際にはこのような例が起きる可能性がある。但し、侵入波は一般に窓際から建物の内側に少し移動した地点では、電波強度が下がり受信できなくなることも多く、干渉回避には機器の配置が重要となる。

3-2 他の無線通信との混信

国内の420 MHz~450 MHz帯の周波数割り当てを示す(図1)。医用テレメータに割り当てられた周波数の近傍には、アマチュア無線、キ

ーレスエントリ、テレコントロールなど、様々な無線通信に用いられている。

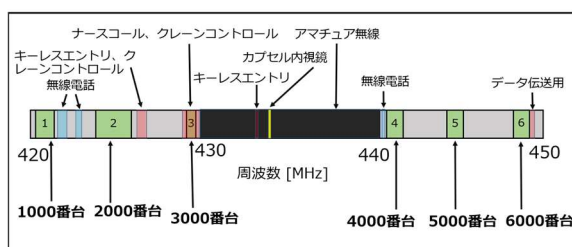


図1 日本における420 MHz～450 MHzの主な周波数用途

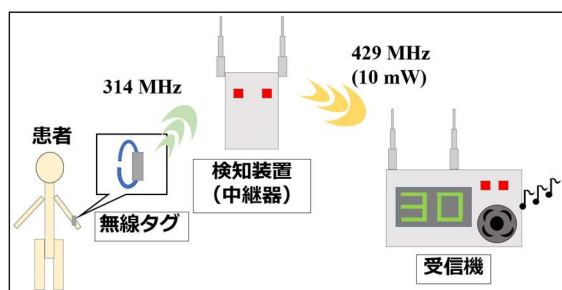


図2 徘徊検知システムの例

医用テレメータに割り当てられた6つの帯域の内、1000～2000番台、4000～6000番台は専用だが、3000番台は他の通信と共用である。医療現場でも導入される可能性のある無線通信機器として、徘徊検知器が挙げられる。主に認知症患者が指定された箇所から出た場合に、警報を発する機器である。無線タグとそれを検知する機器兼中継器、受信機から構成される(図2)。この内、無線タグは314 MHzの周波数を用いるが、徘徊を検知後、それを知らせる信号の伝送は429 MHz帯(3000番台)の周波数を用いられる。また、出力は10 mWとA型医用テレメータの1 mWより大きい。幸いにもこの電波は常時発生せず、検知時に一時的に発生する物である。しかし、患者が検知器付近に留まり続けると、その間429 MHz帯の電波が発生し続けるため、電磁干渉の可能性が続くことに

なる[6]。現在、JEITAAE-5201Bでは、極力3000番台のチャンネルを使用しないよう呼び掛けているが、チャンネルには限りがあり、大規模病院では依然として使用されている現状である。従って、3000番台を使用する際には、適正な周波数管理が求められる。

4. 受信機で発生する相互変調

相互変調とは周波数の異なる信号が同一の受信機に入力されると、受信機に本来は存在しない信号が出現する現象である。2つの信号の周波数を f_1 および f_2 とし、その差分($f_2 - f_1$)を Δf とすると、受信機で発生する相互変調 f_{IM1} および f_{IM2} は、以下の式で現される。

$$f_{IM1} = f_1 - \Delta f \quad (1)$$

$$f_{IM2} = f_2 + \Delta f \quad (2)$$

f_1 および f_2 が受信機に印可された際、 f_1 と f_2 から各々、その差分(Δf)の周波数分離れた周波数($f_2 - \Delta f$ および $f_2 + \Delta f$)に信号が出現する。 f_{IM1} と f_{IM2} はこの周波数を用いる通信にとっては雑音となり、背景雑音を上昇させ、電磁干渉の可能性が生じる。

前項で述べたように、医療現場では、相互変調による受信障害回避のため、ゾーン配置が推奨されている。ゾーンを設定することで、ゾーン内で相互変調が発生するチャンネルの組み合わせを回避可能となる。ではこのゾーン配置を守らずに運用した場合はどうなるであろうか。以降は過去の研究[7]に基づき、複数信号入力時に発生する相互変調について述べる。

有線系による実験ではあるが、表1の組み合わせのように、2つの異なる周波数の信号を同時に医用テレメータの受信機に入力し、その時に発生する相互変調の強度を受信機内の簡易

スペクトラムアナライザ (SA) 機能で測定した。

表1 信号発生器の周波数と相互変調の組み合わせ

	Signal 1	Signal 2	IM channel	Δf
No.1	420.325 MHz (ch1023, Zone 1)	424.825 MHz (ch2028, Zone 5)	429.325 MHz (ch3007, Zone 1)	4.5 MHz
No.2	420.2875 MHz (ch1020, Zone 9)	420.5625 MHz (ch1042, Zone 1)	420.8375 MHz (ch106, Zone 1)	0.275 MHz
No.3	424.525 MHz (ch2002, Zone 2)	425.2125 MHz (ch2059, Zone 9)	425.925 MHz (ch2116, Zone 2)	0.7125 MHz

入力する2つの信号強度が等しい場合、その強度が大きくなるにつれて、発生する相互変調の強度も増加した(図3)。また、入力する信号の周波数間隔が狭い程、発生する相互変調は大きくなった。

次に、2つの入力信号の振幅に差がある場合でも実験を実施した。表1のNo.1の組み合わせで、ch1023を一定の強度に固定し、ch2028の強度を変化させた時の相互変調の強度を測定した。ch1023の信号強度を-29 dBm / 10 kHzとし、ch2028の信号強度を-67 dBm / 10 kHzとすると、11 dBの相互変調が発生した。また、ch1023の信号強度を-69 dBm / 10 kHzとし、ch2028の信号強度が-45 dBm / 10 kHzとすると、11 dBの相互変調が発生した(図4)。殆どの条件では、ch2028の強度が1 dB高くなると、相互変調は約2 dB高くなった。また、ch1023の強度が1 dB高くなると、相互変調も約1 dB高くなった。続いて、表1のNo.2の組み合わせで、ch1042の強度を固定し、ch1020を変化させた時、ch1042の信号強度を-59 dBm / 10 kHzとし、ch1020の信号強度を-53 dBm / 10 kHzとすると、12 dBの相互変調が発生した。また、ch1042の信号強度が一を89 dBm / 10 kHzとし、ch1020の信号強度を-41 dBm / 10 kHzとすると、12 dBの相互変調が発生した(図5)。ch1042の強度が1 dB高くなると、相互変調チャンネル

(ch1064) は約2 dB高くなった。

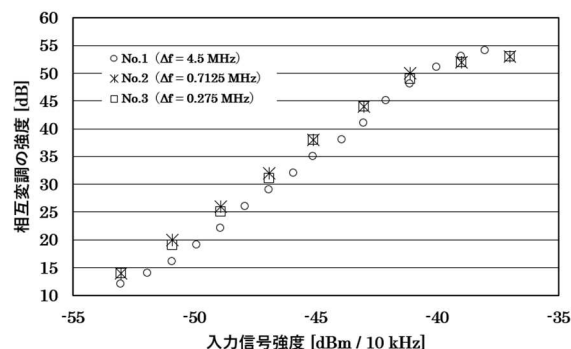


図3 医用テレメータ受信機で発生する相互変調の強度 (入力信号強度が等しい時)

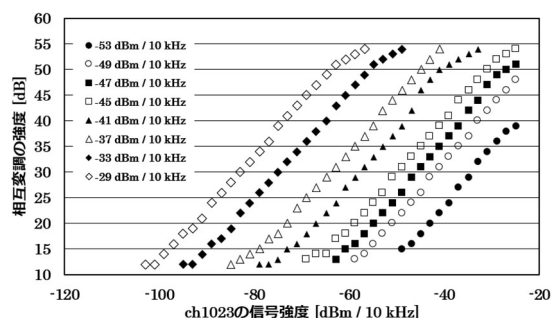


図4 医用テレメータ受信機で発生する相互変調の強度 (ch1023の強度を固定し、ch2028の強度を変化させた時)

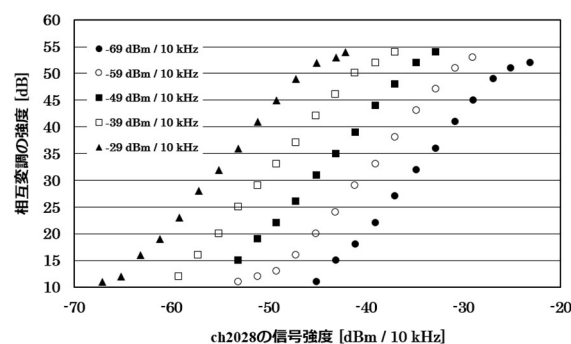


図5 医用テレメータ受信機で発生する相互変調の強度 (ch2028の強度を固定し、ch1023の強度を変化させた時)

また、ch1020の強度が1 dB高くなると、相互変調も約1 dB高くなった。

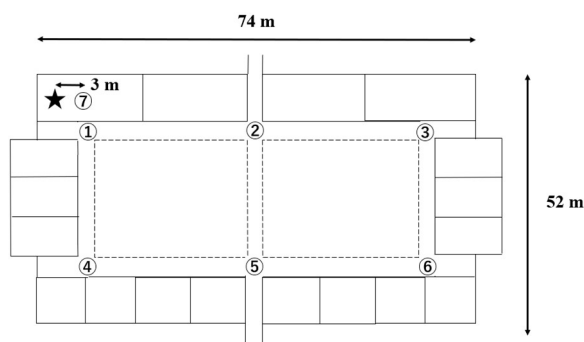


図6 模擬環境の平面図

故に、発生する相互変調に近い側の周波数の入力信号強度に依存する形で、相互変調が発生した。表1のNo.2の組み合わせでは、相互変調を発生させる2つの信号のうち、相互変調チャンネルとそれに近い信号（信号2）が同一ゾーン（ともにゾーン1）に位置する。従って、相互変調の影響を考える際には、当該チャンネルに近い側のチャンネルの強度に注視する必要がある。

さらに、医療現場を模擬した環境において、送信機からの受信信号の強度をスペクトラムアナライザで測定した。受信アンテナの位置を星印の位置に固定させ、医用テレメータ送信機を①～⑦の位置に移動させた際の受信強度を測定した（図6）。なお、送信機を上階に移動させた状態でも測定をおこなった。受信アンテナに近い地点では、高い受信強度が得られているが、2階以上離れた階では、その強度は約-100 dBm / kHz とかなり小さくなった（表2）。

表2. 模擬環境での測定結果

	2F	3F	4F	5F
Point 1	-68.6	-83	-99.9	-100
Point 2	-84.8	-99.6	-	-
Point 3	-97	-83	-99.7	-100.2
Point 4	-88.8	-103	-99.2	-102
Point 5	-77.2	-97.5	-	-
Point 6	-98	-100.3	-100.3	-100.1
Point 7	-40.4	-	-	-

これらの結果を踏まえ、実際の相互変調の発生を考えてみる。あるフロアとそれより2階上階のフロアで考える。模擬環境の測定結果（表2）では、ゾーン内の最大受信強度は約-40 dBm / 10 kHz、他階から到来する電波の最大強度は-83 dBm / 10 kHz だった。2つの印可信号の周波数差分が狭い最悪の例として、表1のNo.2の組み合わせを想定すると、図5では、横軸（信号2）の-40 dBm / 10 kHz を当該ゾーンの最大受信強度に、信号1の-79 dBm を他ゾーンからの受信強度とすると、受信機には、RSSI で約 16 dB の相互変調が発生する。相互変調の程度としては高くはないが、実運用では回折や反射により他ゾーンからの電波を高強度で受信し、さらに増幅器を介して、受信機に印可される可能性も考えられる。相互変調が発生するチャンネルの受信強度が著しく低い場合、具体的にはこのチャンネルの送信機が、受信アンテナと離れている場合や金属に囲まれた部屋に位置するなどの、受信系の null 点に位置していた場合には、受信障害の可能性が考えられる。本検討は一測定の結果を基にしているが、異なる階を他ゾーンとして運用することは、相互変調による影響の低減に有効であると言える。また、相互変調防止のためのチャンネル管理においては、医用テレメータのみならず周波数を共用する他の無線通信機器も含めることが望まれる。前項で述べた3000番台を使用する無線通信機器では、出力が10 mW と大きいため、同一周波数による混信だけでなく、これを原因とした相互変調が発生した場合、A型の医用テレメータ送信機由来のものと比較すると、その強度は大きくなる。従って、3000番台の周波数を用いる機器は、医用テレメータと同様にゾーン配置に倣った運用が望ましい。

5. 電子機器由来の電磁雑音

ここまで述べた事例は、無線通信同士の干渉だが、意図しない電磁雑音が受信機に混入することによる受信障害が発生することがある。その代表格は、電子機器に搭載されたスイッチング電源由来の電磁雑音である[3]。近年の電子機器は、低消費電力のために、スイッチング電源を採用している物が多い。特に医療現場においては、照明器具のLED化が進んでいるが、LED照明からは、スイッチング周波数の整数倍の高調波が放射され、その周波数が製品によっては400 MHz帯にまで及ぶ物もある[8]。医療現場の問題としては、規格に準拠した製品であっても、規格が意図していない環境での使用により、受信障害が発生してしまうことである。照明機器のEMC規格として、CISPR 15が1 GHzまでの許容値を規定しているが、測定は3 mまたは10 m法である。一方、医用テレメータの受信アンテナは天井裏に敷設されるが、その近傍にはLED照明が位置し、その距離は3 mよりもはるかに近くなることが想定される。また、CISPR 15が対象とするのは電球型のみであり、直管型のLED照明は対象外である。従って、LED照明の導入では、医療現場向けの低雑音製品を選択することや、事前に電磁雑音を測定し、影響の有無を確認することが望まれる。また、LED照明以外にも監視カメラや分娩監視装置、ナースコール集合装置などからも400 MHz帯の電磁雑音が発生することがある。電磁干渉が発生した場合、これらの機器の近傍に受信アンテナが設置されていないかを確認してみるのも原因究明に役立つ可能性がある。

6. 医療現場での電波環境評価法

ここまで医用テレメータに対する受信障害の原因について、電磁干渉の観点から解説して

きた。電磁干渉が発生した際、あるいは受信設備の定期点検時には、電波環境の測定が必要になる。一般に電波を測定するためには、SAの使用が第一選択である。しかし、SAの導入には多大な費用を要し、また、使用に際しては、専門知識が必要となる。電波環境測定において、SAを使用することは望ましいが、医療機関が独自にSAを導入することは容易でない。

しかし、SA実機を用いなくとも、簡易的に電波環境を測定する方法がある。例えば、医用テレメータの受信機には、簡易SA機能が搭載されている。これを用いることで400 MHz帯の各チャンネルの受信強度を測定できる。簡易SA機能の受信強度の測定精度は、実際のSAとほぼ同等であり、この機能を用いることで、チャンネルの使用状況や電磁雑音源の調査に有効活用が可能である[9]。

別の方法として、ソフトウェア無線(SDR)を用いる方法もある。SDRは、ハードウェアを変更することなく、制御ソフトウェアの変さるにより、通信方式を切り替え可能な無線技術として、注目を集めている[10]。SDRは、コンピュータと接続し、無線通信の受信機として使用可能である[11]。また、SAとして機能させることもできる。幾つかのSDRは、無償のSAソフトウェアが公開されている。一方、測定器としての精度としてみると、SA実機と比較するとSDRでは、一般的に劣る。また、機種により性能も様々であり、高機能なもの程高コストである。しかし、400 MHz帯の医用テレメータの信号を測定できる物の中には、数千円で購入可能な安価な機種も存在し、簡易評価であればその精度は十分である。

5. まとめ

本稿では、医用テレメータに対する主な電磁

干渉源を解説すると共に、医療現場での簡易的な電波環境評価法について述べた。医用テレメータの電波管理は、実の所適正に実施している施設は少ない。前項で述べように、電波管理に係る費用や労力による物が大きい、本稿で示した手法を用いることにより、簡易的ではあるが電波管理をおこなうことは可能である。本格的な測定器の導入は難しいかもしれないが、手始めにできる所から始めてみるのが電波管理であり、本稿がその一助となれば幸いである。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費 JP 23K09591 の助成を受けた。

参考文献

- [1] 電波環境協議会. 2022 年度医療機関における適正な電波利用推進に関する調査の結果, 2023.
- [2] Hanada E, Ishida K and Kudou T. Newly identified electromagnetic problems with medical telemeter systems. *Przeegląd Elektrotechniczny*, Vol.94, No.2, p.21-24, 2018.
- [3] Ishida K, Wu I, Gotoh K, Matsumoto Y. Electromagnetic Compatibility of 400 MHz Radio Communications in Hospitals: Safety Management of Wireless Medical Telemetry. *Journal of Medical Systems*, Vol.44, no.9, p.154, 2020.
- [4] JEITA. AE-5201B 小電力医用テレメータの運用規定. 2020.
- [5] 田村啓修, 北山 伸一, 吉田豊誠, 河内義昭, 高瀬真也, 白井千恵美, 田中陽一, 村上大地, 大上明彦, 北山仁士, 尾上雅彦. 他施設からの医療用テレメトリー電波混入を経験して. *日本臨床工学技士会会誌*, No.59, p.97-101, 2017.
- [6] Fujii K, Ohno Y, Kido M, Ishida K, Jeong H. Effect of Wandering Sensing Systems on Wireless Medical Telemetry Systems. *医療情報学*, Vol.38, No.6, p.321-336, 2018.
- [7] 石田 開. 医用テレメータ受信機で発生する相互変調に関する研究. *医療機器学*, Vol.92, No.1, p.2-13, 2022.
- [8] Ishida K, Arie S, Gotoh K, Hanada E, Hirose M and Matsumoto Y. Newly identified electromagnetic problems with medical telemeter systems. *Przeegląd Elektrotechniczny*, Vol.94, No.2, p.21-24, 2018.
- [9] 石田 開. 医用テレメータに搭載された簡易スペクトラムアナライザ機能に関する基礎的研究. *医療機器学*, Vol.90, No.3, p.237-244, 2020.
- [10] 鈴木康夫, 荒木純道. ソフトウェア無線機とその国内における開発の現状. *電子情報通信学会論文誌 B*. Vol.J84-B, No.7, p.1120-1131, 2001.
- [11] 原田博司. 新世代移動通信システム用ソフトウェア無線機. *情報通信研究機構研究報告*. Vol.52, No.4, p.29-36, 2006.