

RFID 技術を用いた点滴自己抜去モニタリングに関する検討*

中嶋 宏昌^{†a)} 高橋 応明^{††}

RFID Technic for Drip Injection Monitoring*

Hiromasa NAKAJIMA^{†a)} and Masaharu TAKAHASHI^{††}

あらまし 本論文では、RFID 技術を用いた点滴の自己抜去のモニタリングシステムを提案する。点滴の自己抜去は、発生件数第 3 位の医療事故であるが、これまでに有効な解決手段が示されていない。そこで、自己抜去後の速やかな止血と点滴の再開のために、点滴が外れていないかどうかをリアルタイムでモニタリングするシステムを検討した。この RFID 技術を用いたモニタリングシステムにおいて、アンテナの果たす役割は非常に大きい。その為、本システムの有用性を検証するために、タグとリーダのアンテナをそれぞれ設計し、数値シミュレーションと実験により各アンテナの特性を評価した。また、簡易的な実験により、提案するシステムの実現性を示した。

キーワード アンテナ, RFID システム, 医療モニタリング

1. ま え が き

近年、日本をはじめ先進各国では、少子高齢化が急速に進んでいる。それに伴い、医療従事者や介護者の負担増加、医療・介護の質の低下が懸念されている。その中で、無線通信技術の医療応用がこの問題解決の有効な手段になりうるとされ、注目が集まっている。総務省が行っている「ユビキタス健康医療技術推進事業」[1]でも、医療の安全性向上や医療事業者の業務負担軽減のために、無線通信技術を用いた RFID (radio frequency identification) システムの利用が検討されている。RFID とは、電磁波を介して物流管理や個人認証を行うものであり、電子マネーや物流管理などの分野で、幅広く利用されている。これは、タグやラベル状に加工されたアンテナ付 IC (integrated circuit) チップ (RFID タグ) をヒトやモノに付与し、そこに記録された情報をリーダで読み取るシステムである。また、この RFID タグにはバッテリーが搭載されてお

らず、通信は全てリーダから送られてくる電磁波エネルギーで行われる。そのため、小型化が容易であり、耐用年数が極めて長いという特長をもつ [2]。

ところで、医療事故の発生件数第 3 位に点滴の自己抜去があり [3]、その対策が求められている。点滴針の自己抜去が行われた場合には、速やかな止血と点滴の再開が必要となる。体が弱っている患者や、血が固まりにくくなる薬を使っている患者には、より一層早急な対応が求められる。しかしながら、看護師による病室の巡回は 2 時間程度おきであり、長時間放置されることも想定される。これまでも、点滴自己抜去の防止と抜去後の早期発見を目的としたマニュアルが、看護師等により作成されてきた [4], [5]。しかしながら、これらは最終的に患者の身体を拘束することで点滴の自己抜去を防止するとしており、有効な解決手段であるとは言い難い。

本論文では、RFID システムの優位性を活かし、被介護者にストレスを与えない点滴の自己抜去モニタリングシステムを提案する。

点滴針を抜去する際には、それを固定しているテーピングを外さなければならない。このことに着目し、テーピングが外れているか否かにより、点滴針の自己抜去をモニタリングする。本システムでは、点滴針を止めるテーピングに RFID タグを貼付し、点滴チューブにリーダアンテナを装着する (図 1)。これにより、

[†] 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市
Graduate School of Engineering, Chiba University, 1-33
Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 千葉大学フロンティア工学センター, 千葉市
Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University,
1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: H.nakajima@chiba-u.jp

* 本論文は、システム開発・ソフトウェア開発論文である。

点滴針を止めるテーピングが腕に付いている状態では、RFID タグは点滴チューブに装着されたリーダと通信を行う。一方、テーピングが外れた際には、IC チップとタグアンテナが分離し通信が遮断するため、通信の有無により点滴が外れていないかを判断し、看護師にアラーム等で報せることができる。

本システムにおいて通信が遮断する要因は必ずしも点滴の自己抜去に限ったものではないが、本システムは医療事故防止の観点から、フェイルセーフの思想に乗っ取り、点滴のモニタリングを行う。そのため、点滴の自己抜去モニタリングの付随効果として、刺入部からの出血、不必要な刺入部周辺への抵触、点滴チューブを強く引っ張ることによる点滴台の転倒などの検知が期待できる。その他、点滴液の有無によるリーダアンテナの特性変化を利用することで、点滴終了の検知も期待できる。

ここで、本システムにおいて必要な通信距離を概算した(図2)。図2は、日本人の平均的な体型を有する患者が、シングルベッドの中心に横になった状態を想定している。そのため、ベッドの横幅は970 mm、患者の肩幅は380 mmとした。この場合、患者の肩からベッドの横端は295 mmとなる。一般に、平静時の患者は、肩幅より広く腕を開いている。とりわけ点滴中の患者は、点滴針に体が触れることがないように腕部を広げていることが多い。また、リーダは点滴ポール

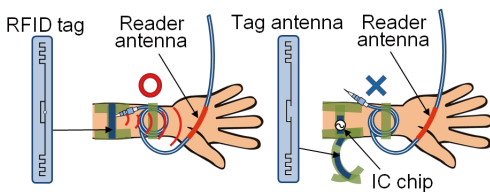


図1 提案する点滴抜去モニタリングシステム
Fig.1 Suggested drip injection monitoring.

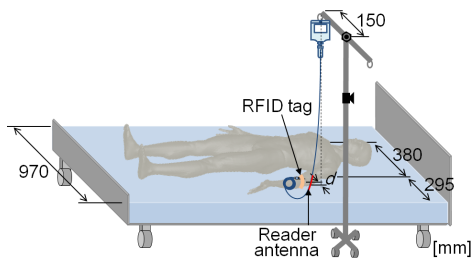


図2 提案するシステムに必要な通信距離
Fig.2 Required communication distance for proposed system.

スタンドのアーム長の分(150 mm)、ベッド横端から内側に配置される。そのため、RFID タグとリーダの理想的な距離 d は、145 mm 以下である。更に、点滴チューブが地面に対してほぼ垂直となる位置にリーダは配置されるものとする。

本システムでは、各アンテナは人体近傍や点滴チューブ上という特殊な状況下での利用が想定される。そのため、それらを考慮に入れた各アンテナの設計が非常に重要となる[6]~[8]。そこで、提案するシステムのために、各アンテナの設計及びそれらを用いた実験により、本システム実現の可能性を検証した。

2. 数値シミュレーション

2.1 タグアンテナの設計

提案するシステムで用いる RFID タグは、患者が受ける装着時の違和感を軽減するために、薄くフレキシブルな構造が望まれる。また、タグアンテナは、テーピングにより腕部に装着された状態で、良好に動作するように設計する必要がある。更に、腕の向きに寄らず、安定した通信特性が求められる。以上を満たすタグアンテナの設計を行う。

図3に、本システム用に設計したタグアンテナを示す。タグアンテナはテーピングと一緒に腕部に巻き付けることを想定しており、アンテナ素子はメアンダ状に折り曲げることで長さを150 mmに調整した。これは、腕部をほぼ一周巻き付けられる程度の長さであり、腕の向きに寄らず通信を行うことが期待できる。また、タグアンテナは搭載されるICチップとインピーダンス整合を取る必要がある。一般に、ICチップのインピーダンスは機密情報であり公表されていないが、レジスタンスは数 Ω ~数十 Ω 、リアクタンスは数 Ω ~数千 Ω 程度といわれている[9]。そこで、直線状のアンテナ素子に、ループ状のアンテナ素子を並列に設けることでICチップとインピーダンス整合を取った[10]~[13]。これらの設計により、タグアンテナは腕に巻きついた状態で良好に動作する。また、アンテナの動作周波数はRFIDで用いることができるもののうち、最

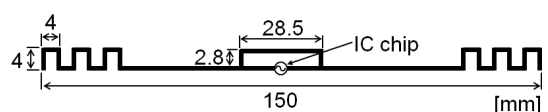


図3 RFID タグの構造
Fig.3 Structure of RFID tag.

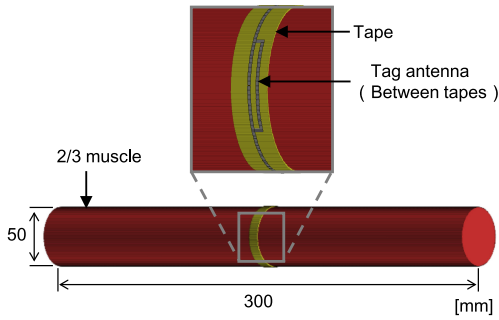


図 4 タグアンテナの解析モデル
Fig. 4 Numerical calculation model of tag antenna.

表 1 タグアンテナモデルの電気定数 (@920 MHz)
Table 1 Electrical constants for tag antenna (@920 MHz).

	Relative permittivity	Conductivity [S/m]
Arm (2/3 muscle)	37.3	0.65
Tape	1.30	0

も通信距離が長い 920 MHz である。

図 4 に、タグアンテナの数値解析モデルを示す。アンテナは近接するものにより、その特性が大きく変化する。そのため、実際の環境に即した状態で解析を行った。図 4 は、腕部を模擬した円筒に、テーピング、タグアンテナ、テーピングの順に巻き付けた状態である。円筒の半径は 25 mm であり、テーピングの厚みは 0.5 mm とした。モデルの各電気定数は表 1 に示す。人体腕部の電気定数は、筋肉の電気定数に 2/3 を乗じた値を用いた [14]。テーピングの電気定数は、ネットワークアナライザに接続した誘電体プローブ (HP-85070B) により、実測した値である [15]。また、解析には電磁界シミュレーション手法の一つである FDTD (finite-difference time-domain) 法 [16] を用いた。

図 5 に、タグアンテナの給電部における反射係数の計算結果を示す。この反射係数は、IC チップのインピーダンスをもとに式 (1) より算出した [17]。

$$20 \log_{10} \left| \frac{Z_{\text{ant}} - Z_{\text{IC}}^*}{Z_{\text{ant}} + Z_{\text{IC}}} \right| \quad (1)$$

ここで、 Z_{ant} と Z_{IC} は、それぞれアンテナと IC チップのインピーダンスである。図 5 より、設計したタグアンテナは、所望の周波数である 920 MHz において IC チップとインピーダンス整合が取れているといえる。

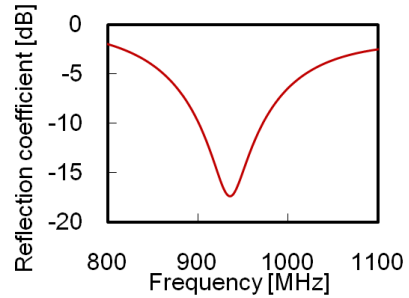


図 5 タグアンテナの反射係数 (計算値)
Fig. 5 Calculated reflection coefficient of tag antenna.

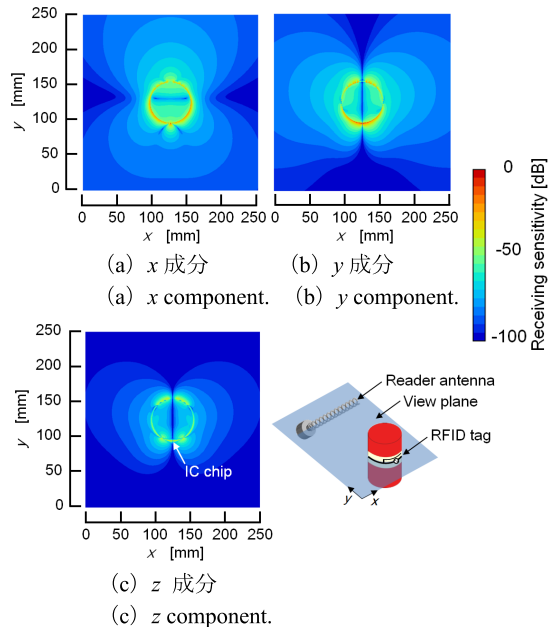


図 6 タグアンテナの受信感度分布
Fig. 6 Receiving sensitivity distribution of tag antenna.

図 6 に、算出したタグアンテナの受信感度分布を示す。これは、タグアンテナの電界強度分布を算出したものであるが、アンテナの可逆定理より受信感度分布とみなせる。図 6(a) より、リーダアンテナを配置する方向では、 x 成分の受信感度が強いことが分かる。また、図 6(a), (b) より、 x - y 平面において、座標軸方向と垂直な成分の受信感度が強いことから、リーダ方向では腕の向きによらず x 成分の電界を良好に受信できることが予想される。

2.2 リーダアンテナの設計

提案するシステムで用いるリーダアンテナは、点滴チューブに装着するという使用状況を考慮した設計が

必要となる．そのため，点滴チューブに装着できる程度の，小型のアンテナが望まれる．また，向きに依存しない，広い放射特性が求められる．

図 7 に，リーダアンテナの構造を示す．リーダアンテナは点滴チューブに螺旋状に巻き付けることを想定している．また，地板は径方向に大きくなならないように設計されており，軸方向に厚みをもたせることによりインピーダンスの調整を行っている．地板と螺旋状のアンテナ素子の接続点を給電点とし，点滴チューブに沿った伝送線路によりアンテナへの給電を行う予定である．その為，リーダアンテナは一般的な伝送線路のインピーダンスである 50Ω で整合を取っている．また，所望の周波数は 920 MHz である．

図 8 に，リーダアンテナの数値解析モデルを示す．リーダアンテナは，点滴チューブを模擬した円筒モデルを作成することにより，現実に近い使用状態で特性解析を行っている．図 8 において，チューブの外径は 3.4 mm ，内径 2.0 mm である．また，チューブの内側は，生理食塩水を模擬した誘電体で満たしている．更に，螺旋状のアンテナ素子外側は，熱収縮チューブを想定した誘電体によりコーティングしている．モデルの各電気定数は表 2 に示す．

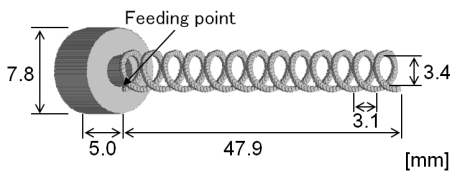


図 7 リーダアンテナの構造
Fig. 7 Structure of reader antenna.

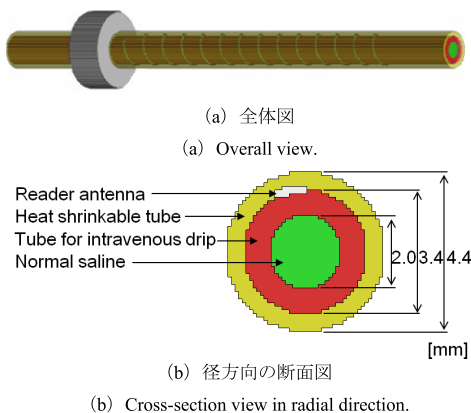


図 8 リーダアンテナの解析モデル
Fig. 8 Numerical calculation model of reader antenna.

図 9 に，リーダアンテナの給電部における反射係数を示す．リーダアンテナの反射係数は，給電線路のインピーダンスである 50Ω をもとに算出している．図 9 より，所望の周波数である 920 MHz においてインピーダンス整合が取れている．

図 10 に，数値シミュレーションにより算出したリーダアンテナの電界強度分布を示す．図 10 (a) より，設計したリーダアンテナは，RFID タグ方向に x 成分の強い電界を放射している．図 6 より，タグアンテナは x 成分の電界に対し強い受信感度をもっており，良好な通信が期待できる．

2.3 リーダと IC チップ間の透過特性

設計したアンテナを用いて，リーダとタグの距離による透過係数の変動を，数値シミュレーションにより評価した．RFID タグがテーピングにより腕部に装着されている状態と，RFID タグが腕部から外れ，IC チップがタグアンテナと分離した状態をそれぞれ解析した．図 11 に，解析モデルを示す．RFID タグとリーダの位置関係は，図 2 に示した実際の現場での利用状況を踏まえ，患者がベッドに横になった状態での腕部と，点滴チューブが地面垂直方向に垂れ下がっている状況を想定している．今回は提案システムの動作を確認するため，タグアンテナとリーダアンテナの偏波が

表 2 リーダアンテナモデルの電気定数 (@920 MHz)
Table 2 Electrical constants for reader antenna (@920 MHz).

	Relative permittivity	Conductivity [S/m]
Tube for intravenous drip	2.50	0
Normal saline	76.0	2.00
Heat shrinkable tube	2.10	0

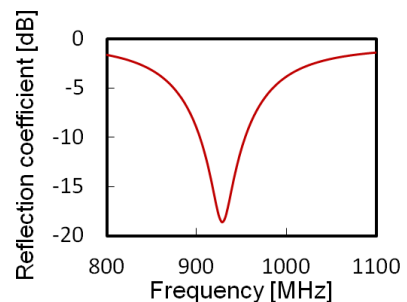


図 9 リーダアンテナの反射係数 (計算値)
Fig. 9 Calculated reflection coefficient of reader antenna.

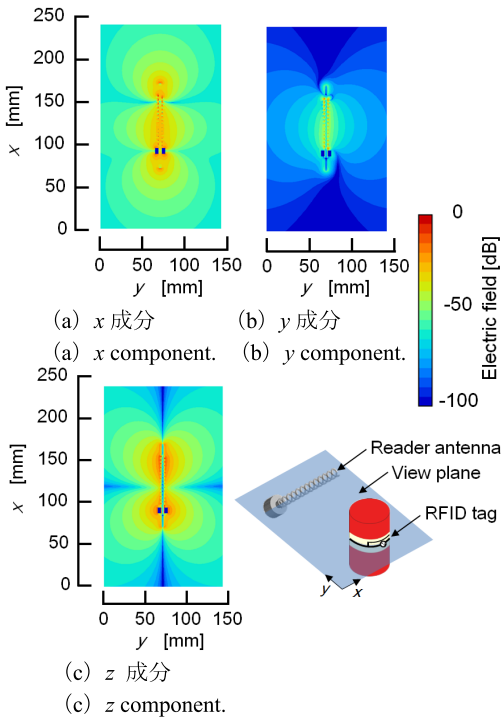


図 10 リーダアンテナの電界強度分布
Fig. 10 Electric field distribution of reader antenna.

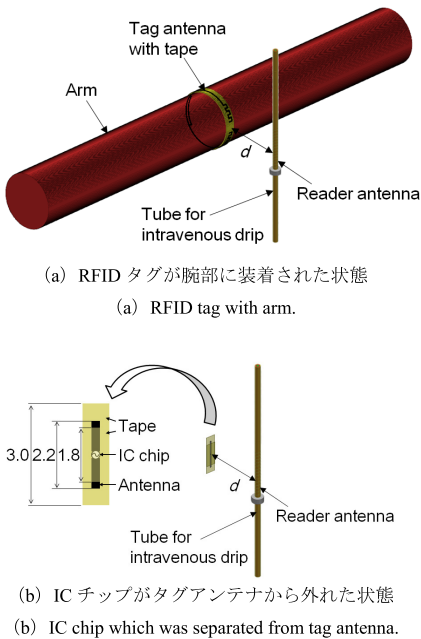


図 11 透過係数算出モデル
Fig. 11 Calculation model for transmission coefficient.

表 3 リーダアンテナと RFID タグの距離による透過係数
Table 3 Transmission coefficient due to distance between RFID tag and reader antenna.

d [mm]	With arm [dB]	Only IC chip [dB]
50	-28.6	-51.5
100	-35.0	-56.3
150	-38.3	-59.2
200	-40.7	-61.4

合致した状態で検討を行った。

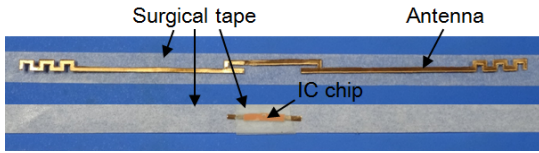
表 3 に、IC チップとリーダ間の透過係数の変動を示す。表 3 では、図 11 (a) の状態を“With arm”，図 11 (b) の状態を“Only IC chip”と表記している。表 3 より、距離が延びるにつれて透過係数が低下していることが分かる。また、腕部装着時において、距離 50 mm においても透過係数は -28.6 dB と低い値となった。これはタグアンテナに給電した際の放射効率が 0.91% 程度であり、空間に放射される電磁波のほとんどが腕部により吸収されることに起因する。そのため、反射板等の装荷により、透過係数の改善が可能であるといえる [18]。一方で、タグが腕部から離れ、IC チップがタグアンテナから分離した状態では、大幅に透過係数が低下した。これは、アンテナが非常に小さなことに加え、IC チップとアンテナのインピーダンス不整合損が約 40 dB あるためである。また、タグアンテナと分離した IC チップが腕部に張り付いている状態では、腕部によって電磁波が吸収され、更なる透過係数の低下が想定される。

3. 実験

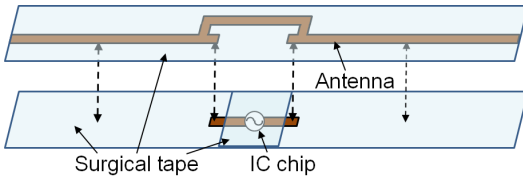
3.1 アンテナ特性

実験により本システムの有用性を検証した。本検討における実験は、RFID が利用可能な周波数帯域である 920 MHz において行った。

図 12 に、試作した RFID タグの構造を示す。図 12 の RFID タグは IC チップ側とアンテナ側の導体を、点滴などの固定に用いられるサージカルテープにより圧着されている。点滴を外そうとした際には、IC チップとアンテナ素子が分離する構造となっている。また、アンテナ素子は厚さ 0.1 mm の銅板で作製されている。図 13 に作製した腕部を模擬した 2/3 筋肉等価ファントムを示す。表 4 に、ファントムの電気定数、表 5 に、ファントムの組成を示す。表 4 より、作製したファン



(a) 試作した RFID タグ
(a) Fabricated RFID tag.



(b) RFID タグの構造
(b) Structure of RFID tag.

図 12 試作した RFID タグ
Fig.12 Fabricated RFID tag.



図 13 2/3 筋肉等価ファントム
Fig.13 2/3 muscle-equivalent phantom.

表 4 腕部ファントムの電気定数 (@920 MHz)
Table 4 Electrical constants of arm phantom (@920 MHz).

	Target	Measured value
Relative permittivity	37.3	39.8
Conductivity [S/m]	0.65	0.71

表 5 腕部ファントムの組成
Table 5 Recipe of arm phantom.

Glycerin	1000 g
Deionized water	700 g
Polyethylene powder	90 g
Ager	80 g

トムは、目標の電気定数との誤差が 10%以下であり、十分実験に用いることができる。また、図 12 に示したタグアンテナの特性は、図 13 のファントムにサージカルテープとともに巻き付けた状態で測定している。

図 14 に、試作したリーダアンテナを示す。数値シミュレーションのモデルと同様に、点滴のチューブに

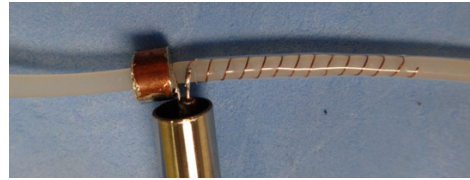


図 14 作製したリーダアンテナ
Fig.14 Fabricated reader antenna.

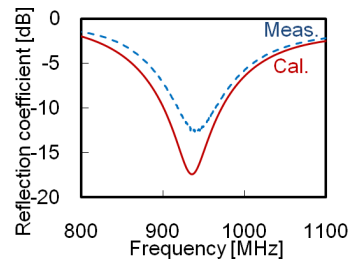


図 15 タグアンテナの反射係数 (測定値)
Fig.15 Measured reflection coefficient of tag antenna.

巻き付けた構造となっており、点滴のチューブ内は、生理食塩水で満たされている。更に、アンテナが螺旋状に巻き付いている部分には、熱収縮チューブによりコーティングがなされている。また、本システムでは点滴チューブに沿わせた伝送線を設けることで、給電を行うことを想定している。しかし、今回は基礎検討として、リーダアンテナには balan 付きの同軸ケーブルにより給電を行っている。

図 15 に、タグアンテナの給電部における反射係数の測定結果を示す。この反射係数は、2.1 と同様に、式 (1) より算出した。図 15 より、設計したタグアンテナは所望の周波数である 920 MHz において IC チップとインピーダンス整合が取れていることが分かる。また、数値シミュレーションと実験による結果がおおむね一致した。

図 16 に、リーダアンテナの給電部における反射係数の測定結果を示す。リーダアンテナの反射係数は、給電線路のインピーダンスである 50 Ω で算出している。図 16 より、リーダアンテナは所望の周波数である 920 MHz においてインピーダンス整合が取れており、数値シミュレーション結果ともおおむね一致している。

3.2 リーダと IC チップ間の透過特性

試作したアンテナを用いて、リーダとタグの距離による透過係数の変動を、実験により評価した。各アンテナの給電部とネットワークアナライザを、同軸ケーブルにより接続し透過係数を測定した。測定に用い

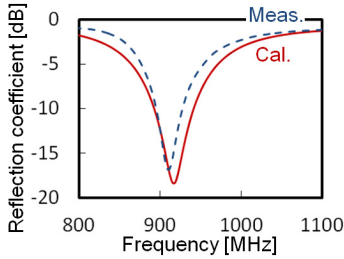


図 16 リーダアンテナの反射係数 (測定値)

Fig. 16 Measured reflection coefficient of reader antenna.

たネットワークアナライザは 50Ω 系であり、IC チップとはインピーダンスが異なるため、式 (2) の校正を行った。

$$S_{21} \text{ [dB]} = S_{21}' \text{ [dB]} + M_{50_IC} \text{ [dB]} - M_{\text{tag_IC}} \text{ [dB]} \quad (2)$$

ただし、 S_{21} は校正後の透過係数、 S_{21}' は透過係数の測定値、 M_{50_IC} は同軸ケーブルと IC チップ間のインピーダンス不整合損、 $M_{\text{tag_IC}}$ はタグアンテナと IC チップ間のインピーダンス不整合損である。この式により、ネットワークアナライザで測定した透過係数を、リーダと IC チップ間の透過係数に換算した。また、透過係数が 0 dB の状態とは、リーダに入力した電力が、全て IC チップに供給されることを表す。

実験は電波無響室内で、図 11 の数値シミュレーションと同様のモデルで行った。また、検討した周波数はこれまでと同様に 920 MHz である。表 6, 7 に、数値シミュレーションと実験による、リーダと IC チップ間の透過係数の比較を示す。表 6 より、実験と数値シミュレーションの結果はおおむね一致している。一方、表 7 より、RFID タグが腕部から外れ、タグアンテナと分離した状態では、距離 50 mm においても透過係数が非常に低い値である。後述される理由より、通信に必要な透過係数は約 -40 dB 以上であり、リーダとの通信が困難であることが伺える。

更に、実験により RFID タグとリーダの通信可能距離を測定した。図 17 に、実験風景を示す。リーダアンテナの送信電力は 250 mW であり、これは第 3 世代の携帯電話の最大出力と同程度である。その為、近年、病室内での携帯電話の利用規制が緩和されている現状からも、人体や周辺機器に与える電磁波影響はほとんどないと考えられる。

実験の結果、最大で、 150 mm の距離で通信が行えた。表 6 より、距離 150 mm における測定による

表 6 RFID タグが腕部に装着された状態での透過係数
Table 6 Transmission coefficient in the case of RFID tag with arm.

Distance [mm]	Cal. [dB]	Meas. [dB]	Diff. [dB]
50	-28.6	-31.2	2.6
100	-35.0	-36.7	1.7
150	-38.3	-40.2	1.9
200	-40.7	-42.4	1.7

表 7 IC チップがタグアンテナと分離した状態での透過係数

Table 7 Transmission coefficient in the case that IC chip comes off tag antenna.

Distance [mm]	Cal. [dB]	Meas. [dB]	Diff. [dB]
50	-51.5	-56.1	4.6
100	-56.3	-61.3	5.0
150	-59.2	-64.4	5.2
200	-61.4	-66.8	5.4

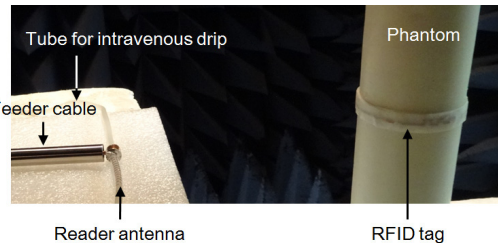


図 17 実験の風景

Fig. 17 Experimental environment.

透過係数の値は -40.2 dB である。本システムでは、リーダの送信電力を 24 dBm (250 mW) としているので、IC チップに給電される電力は -16.2 dBm となる。一般に RFID タグに搭載される IC チップの駆動に必要な電力は -15.2 dBm ($30 \mu\text{W}$) 程度であること、RFID システムでは、タグからリーダへの通信に比べ、リーダからタグへの通信の方が制約が厳しいことを考慮すれば、 150 mm という通信可能距離は妥当な測定結果であるといえる。また、この通信距離があれば、リーダを患者の腕近傍に固定すれば、通信を行うことができる。しかしながら、患者の姿勢や腕の位置が変化することを考慮すれば、より長い通信距離が望まれる。更に、偏波影響の考慮も必要となる。

一方、IC チップがタグアンテナと分離した状態では、距離 50 mm においても全く通信ができなかった。表 7 より、距離 50 mm における透過係数は非常に低

く、通信限界である -40 dB と比較しても 10 dB 以上低い値となった。この結果より、通信の有無により点滴の自己抜去をモニタリングできると考えられる。

今回の実験は、提案するシステム実現の可能性を検証するための基礎的な検証実験の位置づけである。本システムの実用化にあたっての主な技術的な課題は、通信距離の伸長と偏波影響の考慮である。通信距離を伸ばす方法としては、タグアンテナに反射板を装荷することで、腕部による電磁波吸収を抑制することや、タグアンテナ近傍に無給電素子を装荷することで、アンテナの指向性を制御することなどが考えられる [19]。また、患者の姿勢変化などにより偏波が変化してしまうことの対策としては、点滴チューブをループ状にした位置に、リーダアンテナを配置する手法が考えられる。これにより、タグとリーダアンテナの位置関係を固定することができ、偏波もおおむね揃えることができる。これらの手法により、提案するシステムの通信状態が安定し、誤検知の抑制が期待できる。

4. む す び

本論文では、RFID 技術を用いた点滴自己抜去のモニタリングシステムを提案した。本システムは、自己抜去後の速やかな止血と点滴の再開のために、点滴針が外れていないかどうかをリアルタイムでモニタリングするものである。本システムの有用性を検証するために、RFID タグとリーダのアンテナをそれぞれ設計し、数値シミュレーションと実験により各アンテナの特性を評価した。その結果、設計したタグアンテナは、腕部に装着した状態で、また、リーダアンテナは点滴チューブに装着した状態で、それぞれ良好なアンテナ特性が得られた。また、簡易的な通信距離の測定実験により、RFID タグがテーピングにより腕部に装着された状態ではリーダと通信を行い、テーピングが腕部から外された際にはアンテナと IC チップが分離し通信が遮断された。その結果、通信の有無により点滴針の自己抜去をモニタリングするという本システムの実現性を示すことができた。より安定したモニタリングのためには、RFID タグが腕部に装着された状態で、更に長い通信距離が望まれる。この問題は、RFID タグに反射素子を付けるなどの工夫により [18]、解決できると考えられる。

文 献

[1] 総務省, “事業番号 0081 行政事業レビューシート,” http://www.soumu.go.jp/main_content/

- 000081636.pdf, 参照 May 6, 2012.
- [2] K. Finkenzeller, *RFID Handbook*, John Wiley & Sons, New York, 2000.
- [3] 医療事故防止事業部, “医療事故情報収集事業第 36 回報告書,” 公益財団法人日本医療機能評価機構, http://www.med-safe.jp/pdf/report_36.pdf, March 26, 2014.
- [4] 東京都病院経営本部, “ライン類の抜去防止対策マニュアル,” <http://www.byouin.metro.tokyo.jp/hokoku/anzen/documents/jikoyobo0900.pdf>, March 2009.
- [5] 伊藤早百合, 宮田佳奈恵, 佐藤花菜子, 形山優子, 岡内淑, “血管内留置針の自己抜去をした患者の傾向と看護師のアセスメントと比較して,” 国立病院機構南岡山医療センター臨床研究部研究業績集, vol.17, pp.36–38, Dec. 2010.
- [6] U. Kim and J. Choi, “Design of a compact wideband UHF RFID tag antenna,” *Proc. Asia-Pacific Microw. Conf.*, pp.987–990, Yokohama, Japan, Dec. 2010.
- [7] T. Nakajima, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, “Evaluation on characteristics of wristband type RFID antenna using a layer structural arm model,” *Proc. Int. Conf. Applicat. Electromagnetism and St. Innovation Competition Awards (AEM2C 2010)*, pp.125–128, Taipei, Taiwan, Aug. 2010.
- [8] R. Y-S Tay, Q. Balzano, and N. Kuster, “Dipole configurations with strongly improved radiation efficiency for hand-held transceivers,” *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol.46, no.6, pp.798–806, June 1998.
- [9] 上坂晃一, 高橋応明, “無線 IC タグにおけるアンテナ技術,” *信学論 (B)*, vol.J89-B, no.9, pp.1548–1557, Sept. 2006.
- [10] 野口啓介, 諸谷徹郎, 水澤丕雄, 別段信一, 牧野 滋, 佐々木拓郎, “カード形 RFID 用アンテナの T 形回路による広帯域整合,” *信学技報*, A-P2008-11, Nov.-Dec. 2008.
- [11] N. Michishita and Y. Yamada, “A novel impedance matching structure for a dielectric loaded 0.05 wavelength small meander line antenna,” *Antennas and Propag. Society Int. Symposium 2006, IEEE*, pp.1347–1350, Albuquerque, USA, July 2006.
- [12] 高橋応明, RFID タグ用アンテナの設計, コロナ社, 東京, 2012.
- [13] 中嶋宏昌, 高橋応明, 齊藤一幸, 伊藤公一, “RFID 技術を用いた排尿検知システムの開発,” *信学論 (B)*, vol.J96-B, no.12, pp.1378–1385, Dec. 2013.
- [14] S. Gabriel, R.W. Lau, and C. Gabriel, “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol.41, pp.2251–2269, April 1996.
- [15] W.C. Khor, “Investigations into microwave properties of various substances to develop a breast phantom for a UWB breast tumour radar detecting system,” *Microw., Radar and Wireless Commun.* 2008. MIKON 2008. 17th Int. Conf., pp.1–4, Wroclaw, Poland, May 2008.
- [16] 宇野 享, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析,

コロナ社，東京，1998.

- [17] 山田亜希子，尾林秀一，庄木裕樹，新井宏之，“電力反射係数による RFID タグアンテナのクリアランス評価,” 信学技報, A-P2010-134, 2011.
- [18] 中島崇志，齊藤一幸，高橋応明，伊藤公一，“リストバンド型 RFID 用アンテナの特性解析,” 信学論 (B), vol.J93-B, no.2, pp.286-293, Feb. 2010.
- [19] 中嶋宏昌，高橋応明，“RFID を用いた点滴自己抜去モニタリングシステムの検討,” 2014 信学ソ大 (通信), B-1-82, Sept. 2014.

(平成 26 年 5 月 21 日受付, 9 月 9 日再受付)



中嶋 宏昌 (学生員)

平 23 千葉大・工卒. 平 25 同大大学院・工学研究科博士前期課程修了. 現在同大・院・工学研究科博士後期課程在学中. RFID を用いた医療アプリケーション用アンテナに関する研究に従事.



高橋 応明 (正員：フェロー)

平元東北大・工・電気卒. 平 6 東工大大学院博士課程修了. 同年武蔵工大・工・電気・助手. 同大講師を経て, 平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授. 平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・准教授. 衛生放送受信用アンテナ, 平面アンテナ, 小型アンテナ, RLSA, 環境電磁工学, 人体と電磁波との相互作用の研究に従事. 工博. IEEE シニア会員.