

RFID 技術を用いた排尿検知システムの開発

中嶋 宏昌[†] 高橋 応明^{††} 齊藤 一幸^{††} 伊藤 公一^{††}

Development of Urination Detection System Using RFID Technology

Hiromasa NAKAJIMA[†], Masaharu TAKAHASHI^{††}, Kazuyuki SAITO^{††},
and Koichi ITO^{††}

あらまし 本論文では、ベッドに横になっている被介護者に対し、RFID 技術を用いた 2 種類の排尿検知システムを提案する。まず、ハンディリーダを用いた簡易排尿検知システムについて説明する。更に、リーダを据え置くことで、リアルタイムで紙オムツの吸収限界を検知するシステムを提案する。この RFID システムを用いた排尿検知において、アンテナの果たす役割は非常に大きい。本システム実現のために、それぞれのアンテナを設計し、数値シミュレーションと実験によりシステムの有用性を評価した。検証の結果、設計したアンテナを用いれば、提案するどちらのシステムでも排尿検知が行えることを示した。

キーワード アンテナ, RFID システム, 排尿, 紙オムツ

1. ま え が き

近年、医療分野の発展において、医学・薬学・生物学に加え、医工学分野の進歩が重要視されている。医工学といえば、これまでも X 線、MRI、内視鏡などが発明され、現在の医療現場を支える大きな柱となっている。これに加え、近年では無線通信技術の医療応用が次世代医療として注目されている。

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従事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おこなうものであり、東日本旅客鉄道の“Suica®”を始め幅広く使用されている。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、そこに記憶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ため、耐用年数が極めて長いという特徴をもつ [2]。

本論文では、RFID システムの簡便性を活かし、被介護者にストレスを与えない 2 種類の排尿検知システムを提案する。成人用紙オムツはここ数年で使用量が急速に増加しており、需要が高まっている [3]。しかしながら、排尿後の紙オムツを身に付けていることは、衛生面の懸念に加え、不快感を覚える。また、排尿の有無を確認するために、体の不自由な被介護者の服を脱がすことは、被介護者だけでなく、介護者の負担にもなる。そこで、これまでも幾つかの排尿検知システムが提案されてきた [4]~[6]。これらは、紙オムツの中にセンサを入れることで排尿を検知するものである。また、[7] は試薬紙を用いて排尿を検知するものであり、[8] は自動で排泄物を排出するシステムである。しかしながら、これらは現在のところ実用化に至っていない。それは、センサの大きさや硬さ、ケーブルの煩わしさ、システムの複雑さやコストなどに起因する。

そこで、ベッドに横になっている被介護者の紙オムツに小型で非常に薄い RFID タグを埋め込み、外部のリーダと通信を行えるか否かで排尿を検知することを提案する (図 1)。これは、排尿後は、尿によりアンテナと IC チップ間のインピーダンス不整合が生じることや電磁波が吸収されることなどにより、放射特性が悪くなることを利用する。紙オムツが乾いた状態では、

[†] 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医工学センター, 千葉市
Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University,
1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522 Japan

タグとリーダが無線通信し、濡れた状態では、尿によりタグの通信性能が低下することを利用し、通信の有無により排尿を検知するものである。そのため、本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といえる。そこで、以下に示す 2 種類のシステム実現のため、それぞれ排尿検知用アンテナの開発を行った。

2. では、ハンディリーダを用いた簡易排尿検知システムについて説明する [9]。このシステムは介護者がハンディリーダを所持し、被介護者の紙オムツにリーダを近づけることで排尿検知を行うものである。本システムは非常に簡易なシステムであり、コストを抑えることができる。また、本システムでは、手や足の影響で通信が不安定になる場合でも、ハンディリーダを少し上下左右に動かすことで、手や足の影響を受けにくい位置で排尿検知が行える。更に、介護者が被介護者のすぐ近くで排尿検知を行うため、被介護者が自ら紙オムツを脱いでしまった場合など、予期しない誤検知が起りにくいといえる。以上の理由より、本システムでは、誤検知が起こる可能性は低いと予想できる。

3. では、リーダを据え置くことで、紙オムツの吸収限界を検知するシステムを提案する。一般的に、紙オムツは前部から濡れていき、吸収量の限界を超えると、背部から尿が漏れだすという性質がある。そこで、紙オムツ背部にタグを埋め込み、据え置いたリーダと通信できるかどうかで、紙オムツの交換が必要かどうかを判断する。このシステムは尿を複数回吸収できる紙オムツにも用いることができる。これにより、紙オムツの交換時期を確認する為に、被介護者の服を脱がす必要がなくなり、介護者と被介護者双方の負担軽減に繋がる。本システムの実現のために、アンテナの設計

及びそれらを用いた実験により、本システムの有用性を検証した。

2. 簡易排尿検知システム

2.1 数値シミュレーションモデル

本節で説明する簡易排尿検知システムは、病院や介護施設において、被介護者の排尿の有無を速やかに把握することを目的としている。看護師や介護者がハンディリーダを所持し、各ベッドに横になっている被介護者を巡回する際に、リーダをオムツにかざすことで容易に排尿検知できる。このシステムにより、排尿の有無を調べるのに、体の不自由な被介護者の服を脱がす必要がなくなり、肉体的負担の軽減と巡回のスピードアップに繋がる。そこで本節では、まず数値シミュレーションによりアンテナを設計し、その後、実験によりシステムの有用性を評価した。

図 2 に、本システム用に開発した RFID アンテナを示す。このアンテナは素子をメアンダ状に折り曲げることで小型化を図っている。また、IC チップとのインピーダンス整合のため、ループ構造を採用した。更に、IC チップ近傍の平行構造により、アンテナのキャパシタ成分を調整した [10]~[12]。これらにより、乾いたオムツの中では良好に動作するように設計した。また、アンテナの動作周波数は RFID が用いることができるもののうち、最も通信距離が長い 950 MHz である。

図 3 に、数値シミュレーションに用いた様々な姿勢の人体モデルを示す。睡眠時の姿勢は一定ではないため、代表的な姿勢として仰臥位、手をアンテナ近傍に配置した仰臥位、側臥位を検討した。これらの人体モデルには、それぞれ厚さが 6 mm の紙オムツが装着されている。また、これらのモデルは全て 3 次元コンピュータグラフィックソフトウェア Poser® により作成した。モデルの各電気定数は表 1 に示す。人体の電気定数には、筋肉の電気定数に 2/3 を乗じた値を用

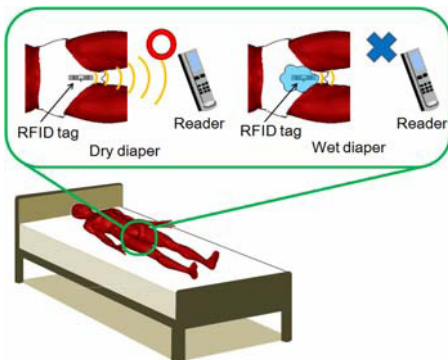


図 1 提案する排尿検知システム
Fig. 1 Suggested urination detection system.

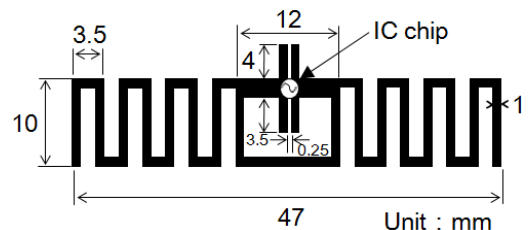


図 2 RFID タグの構造
Fig. 2 Structure of RFID tag.

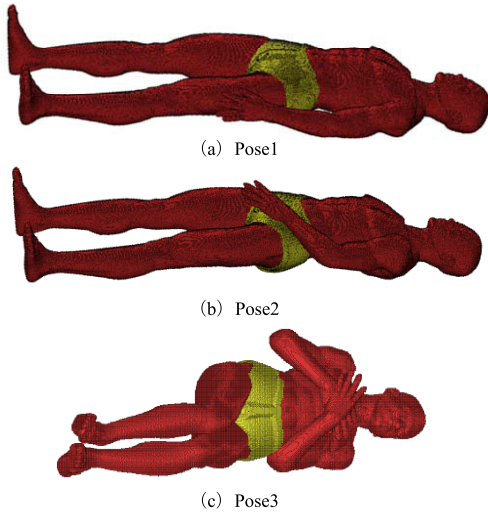


図3 紙オムツを履いた数値人体モデル
Fig. 3 Numerical human models with diaper.

表1 電気定数 (@950 MHz)
Table 1 Electric constants (@950 MHz).

	比誘電率	導電率[S/m]
人体 (2/3 筋肉)	36.6	0.64
乾いたオムツ	1.3	0.01
濡れたオムツ	61.4	1.54

いた [13]. 紙オムツの電気定数は、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 [14]. また、紙オムツが濡れた状態は、尿と電気的に等価な水溶液で湿らすことで模擬した。この水溶液の組成は質量比で、脱イオン水 59.0%, グリセリン 39.3%, 塩化ナトリウム 1.7% である。また、湿らせる水溶液の量は、成人用紙オムツの主な利用者である高齢者の 1 回分の排尿量をもとに、120 ml とした。

図4に、RFID タグの埋め込み位置を示す。図4では、図2のアンテナを、図3の紙オムツの中に深さ 3 mm で埋め込んでいる。アンテナは外部のリーダーと通信しやすく、排尿により濡れるよう、紙オムツ前部下方に配置した。また、紙オムツが濡れた状態は、紙オムツの一部を濡れた状態の電気定数に変化させることで定義した。これらのモデルを用いて、電磁界解析手法の一つである FDTD (finite-difference time-domain) 法により、紙オムツの使用想定下でのアンテナ特性を数値計算した。

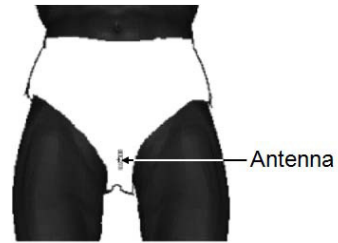


図4 アンテナの埋め込み位置
Fig. 4 Antenna position in diaper.

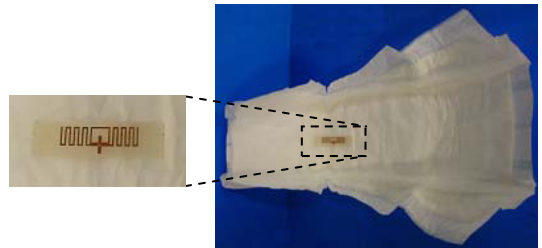


図5 作製した RFID タグの埋め込み位置
Fig. 5 Position of fabricated RFID tag in diaper.



図6 実験の風景
Fig. 6 Experimental environment.

2.2 実験モデル

図5に、作製した RFID タグと紙オムツへの埋め込み位置を示す。5人の被験者に RFID タグを埋め込んだ紙オムツを履かせて、計算モデルと同じような姿勢でベッドに横になってもらった。実験風景を図6に示す。図6のように、市販のハンディタイプのリーダー (DOTR-920J) を紙オムツに埋め込んだ RFID タグに近づけ、通信が行えるか否かを検証した。リーダーアンテナは円偏波アンテナであり、送信電力は第3世代の携帯電話の最大出力である 250 mW とした。また、リーダーから電磁波を放射する時間は数秒程度であるため、人体や周辺機器に与える影響はほとんどないと考えられる。

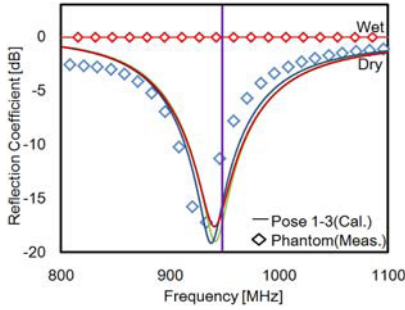


図 7 反射係数
Fig. 7 Reflection coefficient.

2.3 解析結果

図 7 に、アンテナ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 [15]。

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

ただし、 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 7 より、紙オムツが乾いた状態では設計したアンテナは良好に動作し、濡れた状態では尿の影響で IC チップとインピーダンス整合が取れていないことが分かる。また、姿勢による反射係数の変化はほとんど見られなかった。更に、試作したアンテナの反射係数が、計算値とおおむね一致することは、ファントムを用いた実験により既に確認している [16]。

図 8 に、受信感度分布の数値シミュレーション結果を示す。この結果は、RFID アンテナの電界強度分布を算出したものであるものの、アンテナの可逆定理より受信感度分布とみなせる。紙オムツが乾いた状態 (a), (c), (e) では、姿勢により受信感度分布には変化があったものの、人体脚部前方に強い受信感度が得られた。各姿勢における動作利得の最大値と放射効率率は、(a) -11.7 dB, 2.10% , (c) -13.6 dB, 2.41% , (e) -16.8 dB, 0.63% である。

一方、紙オムツが濡れた状態 (b), (d), (f) では、姿勢によらず受信感度は著しく低下している。これは、尿により電磁波が吸収されていることに加え、アンテナのインピーダンスが大きく変化し、IC チップとの間で電力損失が生じていることが原因である。紙オムツが濡れた状態でのインピーダンス不整合による電力損失と、尿の吸収による減衰は、Pose 1 16.6 dB,

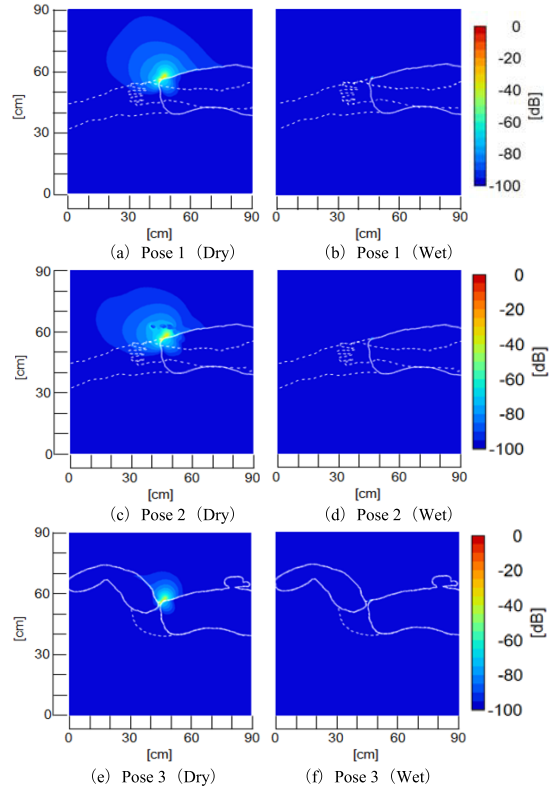


図 8 受信感度分布 (矢状面)
Fig. 8 Receiving sensitivity distribution (Sagittal plane).

12.4 dB, Pose 2 16.6 dB, 14.8 dB, Pose 3 16.6 dB, 9.42 dB である。

2.4 実験結果

実験により実際に排尿検知できるかを検証した結果、紙オムツが乾いた状態では、設計したタグとリーダーが無線通信を行うことができた。通信距離は個人差よりも、姿勢に大きく依存した。仰臥位姿勢では 20 cm 以上の通信距離が得られた。一番通信距離が短かった側臥位においても 10 cm 以上の通信距離が得られた。これは、排尿検知するのに十分な距離である。また、掛け布団の有無による通信距離の差はほとんどみられなかった。反対に、紙オムツが濡れた状態では、RFID タグとリーダーの距離によらず、全く通信を行わなかった。測定を行った最小距離は 3 mm であり、これは、リーダーで紙オムツに直接触れた状態である。よって、紙オムツが乾いた状態ではリーダーでタグを読み込み、濡れた状態では読み取れないという結果となり、リーダーでタグを読み取れるか否かで排尿の有無を判断できるといえる。

3. リアルタイム排尿検知システム

3.1 数値シミュレーションモデル

本節では、紙オムツの吸収限界を検知するシステムを提案する。排尿を複数回吸収できるオムツは、一般的に、前部から濡れていき、吸収量の限界を超えると、背部から尿が漏れだすという性質がある。つまり、紙オムツの交換時期がきているかどうかは、紙オムツ背部が濡れているかどうかで検知できる。そこで、タグを紙オムツの背部に埋め込み、タグとリーダが通信できるか否かでオムツ交換が必要かどうかを判断する。

また、リーダアンテナはタグと通信が行いやすいように、ベッドのマットレスパッド底部に複数配置する。アンテナを布製の材料で作製することにより、マットレスパッドとなじみ、リクライニングのベッドにおいても使用できるようにする。更に、排尿検知は10分に1度程度行えば十分であり、人体などに与える電磁波影響はほとんどないといえる。

図9に、本システム用に設計したRFIDタグを示す。タグアンテナは埋め込み位置により特性が変化するため、再度設計した。このアンテナは、アンテナの長さやループ構造を調整することで、図3のモデルの紙オムツ後部に埋め込んだ状態で、ICチップとインピーダンス整合が取れるように設計した[10], [11]。また、本システムでは2.で述べた簡易排尿検知システムに比べ、タグアンテナには広く長い通信距離が求められる。そのため、アンテナの小型化よりも通信感度を優先させアンテナの実行長を長くすることでより強く電磁波を送受信できるようにした。

図10は、設計したリーダアンテナである。リーダの動作周波数は950 MHzであり、パッチアンテナに縮退分離素子を設けることで、円偏波アンテナとした[17]。円偏波のリーダを用いることで、被介護者の姿勢により、タグの向きが変化した際の影響を抑えることができる。更に、リーダアンテナはマットレスパッド底部に配置するという特性上、マットレスパッドになじみ、また、リクライニングのベッドでも用いることができるように、導電性不織布とフェルトで作製した。このパッチアンテナの導体部の導電率は 1.45×10^6 S/mであり、誘電体の電気定数は、比誘電率は1.34、導電率は0であり、厚みは3 cmとした[18]。

これらのアンテナは2.と同様に、それぞれFDTD法を用いた数値シミュレーションにより設計した。

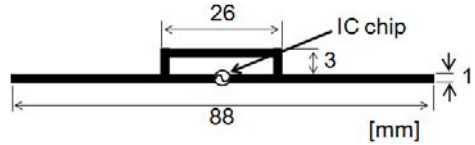


図9 RFID タグ

Fig.9 RFID tag.

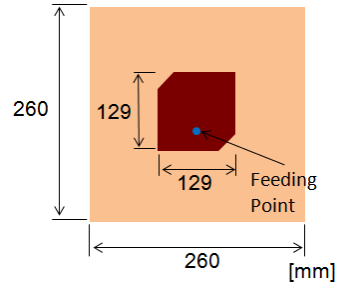
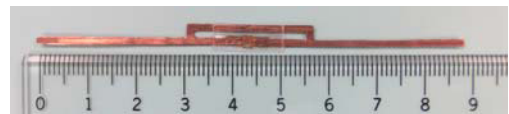


図10 リーダアンテナ

Fig.10 Reader antenna.



(a) 作製した RFID タグ

(a) Fabricated RFID tag.



(b) RFID タグの埋め込み位置

(b) Position of RFID tag in diaper.

図11 作製した RFID タグと埋め込み位置
Fig.11 Fabricated RFID tag and position of it in diaper.

3.2 実験モデル

設計したタグとリーダアンテナを試作し、実際に通信が行えるか否かを検証した。図11に、試作したタグアンテナを示す。銅板で作製したアンテナに、絶縁性テープでICチップを貼付した。このアンテナを図11に示すように紙オムツ背部に埋め込み、実際に被験者1名が履いた。図12に、作製したリーダアンテナを示す。導体部は導電性不織布、誘電体部にはフェルトを用いた。

リーダアンテナ一つを底部に配置したマットレス

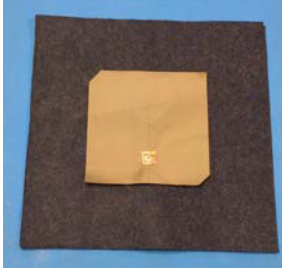
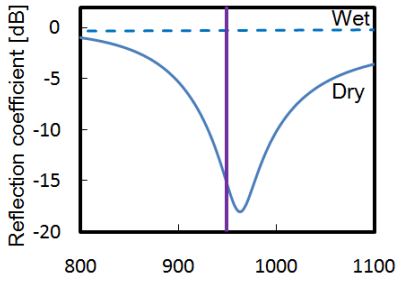
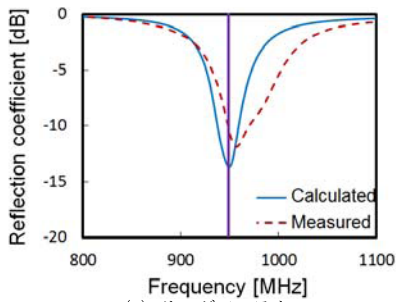


図 12 試作したリーダアンテナ
Fig. 12 Fabricated reader antenna.



(a) タグアンテナ
(a) Tag antenna.



(b) リーダアンテナ
(b) Reader antenna.

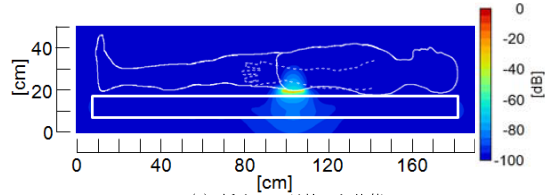
図 13 反射係数

Fig. 13 Reflection coefficient.

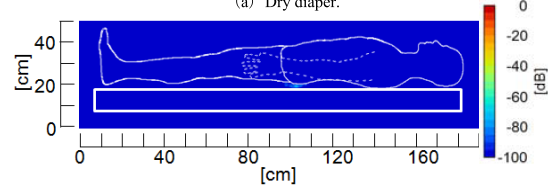
パッドの上に、被験者が横になり、上下左右 5 cm 間隔で移動した。そして、各位置で通信が行えるか否かを、紙オムツが乾いた状態と濡れた状態で測定した。

3.3 解析結果

図 13 に、設計したタグアンテナとリーダ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、2.3 に示した式 (1) を用いて算出した。図 13 (a) より、タグアンテナは紙オムツが乾いた状態では IC チップとインピーダンス整合が取れており、十分な電力が給電できることが分かる。反対に、紙オ



(a) 紙オムツが乾いた状態
(a) Dry diaper.



(b) 紙オムツが濡れた状態
(b) Wet diaper.

図 14 受信感度分布 (矢状面)

Fig. 14 Receiving sensitivity distribution (Sagittal plane).

ムツが濡れた状態では、アンテナと IC チップ間の電力損失が大きいことが分かる。紙オムツが濡れた状態では、インピーダンス不整合による電力損失が 18.88 dB、尿の吸収による減衰が 28.91 dB であった。また、図 13 (b) より、リーダアンテナは数値シミュレーションと実験の両方で、所望の周波数において、効率良く電磁波を放射しているといえる。また、リーダアンテナの放射効率は 81.0% あり、導体部を完全電気導体とした場合と比較すると、導電性不織布を用いることで 19.0% 効率が低下した。

図 14 に、タグアンテナの受信感度分布を示す。紙オムツが乾いた状態では、マットレスパッドの底部に向けて、強い受信感度が得られた。動作利得の最大値と放射効率は、 -15.6 dB, 0.67% である。2. のタグアンテナに比べ、3. のタグアンテナの方が、動作利得の最大値と放射効率ともに低い値となった。これは、紙オムツ背部にタグアンテナを埋め込んだ場合の方が、人体による電磁波吸収量が多いため、動作利得と放射効率が低い値となったことが原因であると考えられる。

反対に、紙オムツが濡れた状態では、ほとんど受信感度の分布が見られなかった。この結果より、タグとリーダ間の通信の有無により、排尿検知できることが想定される。

3.4 実験結果

図 15 は、作製したアンテナを用いて、通信可能位置の測定を行った結果である。通信が行えた位置は、青丸で示す。最大で、人体の身長方向に 30 cm、横方向

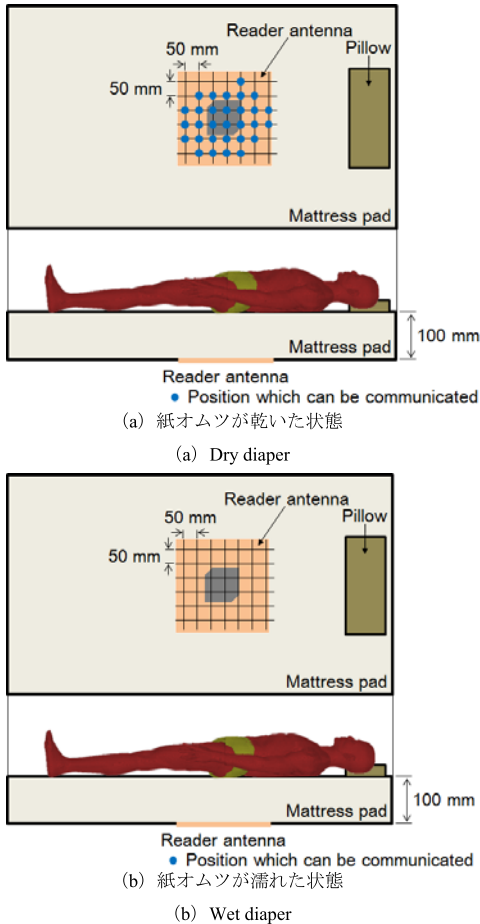


図 15 通信可能位置

Fig. 15 Positions which can be communicated.

に 25 cm の範囲で通信が行えた。この結果より、ベッドのマットレスパッドの底部に複数のリーダアンテナを配置すれば、人体の位置によらず紙オムツが乾いた状態では通信が行えるようになると思われる。一方で、紙オムツが濡れた状態では、人体の位置によらず、全く通信が行えなかった。これらの結果より、リーダアンテナを複数配置することで、リアルタイムで紙オムツの尿吸収限界が検知できると考えられる。

4. む す び

本論文では、ベッドに横になっている被介護者に対する RFID 技術を用いた 2 種類の排尿検知システムを提案した。そして、提案したそれぞれのシステムにおいて重要な役割を担う、アンテナの開発を行った。

2. において、ハンディリーダを用いた簡易排尿検知

システムについて説明した。数値シミュレーションにより設計したタグアンテナを作製し、市販のハンディリーダを用いて実際に排尿検知できるか検討した。

3. において、布製のリーダアンテナをマットレスパッドの底部に配置することで、リアルタイムで紙オムツの吸収限界を検知するシステムを提案した。タグアンテナとリーダアンテナをそれぞれ設計し、システムの有用性を数値計算と実験の両面から検討した。

結果として、提案した排尿検知システムは、それぞれ紙オムツが乾いた状態ではタグとリーダが無線通信を行い、濡れた状態では通信ができなかった。これは、尿により電磁波が吸収されたことに加えて、タグのアンテナ特性が変化したことが原因であるといえる。したがって、リーダがタグを読み込めるか否かにより排尿の有無を検知できることを示した。

謝辞 この研究を進めるにあたりご尽力頂いた、トッパン・フォームズ (株) の石川喜栄氏、カミ商事 (株) の大井辰夫氏、愛媛県産業技術センターの倉橋真司氏に深く感謝致します。

文 献

- [1] 総務省, ユビキタス健康医療技術推進事業, http://www.soumu.go.jp/main_content/000081636.pdf
- [2] K. Finkenzeller, RFID Handbook, Wiley & Son, New York, 2000.
- [3] 社団法人日本衛生材料工業連合会, 紙オムツ News, no.48, 2004, <http://www.jhpie.or.jp/pdf/news48.pdf>
- [4] M. Kent, "The use of stripline configurations in microwave moisture measurements II," J. Microwave Power, vol.8, pp.194-198, 1973.
- [5] M. Kent and T.E. Price, "Compact microstrip sensor for high moisture content materials," J. Microwave Power., vol.14, pp.363-365, 1979.
- [6] N. Boules and T.W. Nehl, "Design optimization of glasseembedded capacitive-type water sensors," IEEE Trans. Ind. Appl., vol.24, no.3, pp.402-410, May-June 1988.
- [7] T. Fujimoto, T. Hashimoto, H. Sakaki, Y. Higashi, T. Tamura, and T. Tsuji, "Automated handling system for excretion," Engineering in Medicine and Biology Society. 1998. Proc. of the Annual Int. Conf. of the IEEE, vol.4, pp.1973-1976, Oct.-Nov. 1998.
- [8] T. Ejaz, T. Nakae, T. Takemae, C. Egami, O. Sugihara, and H. Ikeda, "A sensing system for simultaneous detection of urine and its components," IEEE APCCAS 1998, The 1998 IEEE Asia-Pacific Conf. on Circuits and Systems, pp.221-224, Nov. 1998.
- [9] H. Nakajima, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, "Simple urination detection system using RFID," IEICE Commun. Express, vol.2, no.3 pp.98-103,

- 2013.
- [10] M. Michishita and Y. Yamada, "A novel impedance matching structure for a dielectric loaded 0.05 wavelength small meander line antenna," *Antennas and Propagation Society Int. Symposium 2006, IEEE*, pp.1347-1350, July 2006.
- [11] 高橋応明, RFID タグ用アンテナの設計, コロナ社, 東京, 2012.
- [12] H. Nakajima, M. Takahashi, K. Saito, and K. Ito, "Development of RFID antenna for detection of urination," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E96-B, no.9, pp.2244-2250, Sept. 2013.
- [13] 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.
- [14] W.C. Khor, "Investigations into microwave properties of various substances to develop a breast phantom for a UWB breast tumour radar detecting system," *Microwaves, Radar and Wireless Commun. 2008. MIKON 2008. 17th International Conf. on*, pp.1-4, May 2008.
- [15] 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, AP*, vol.110, no.371, pp.7-11, 2011.
- [16] 中嶋宏昌, 高橋応明, 齊藤一幸, 伊藤公一, "RFID を用いた排尿検知システムのアンテナ特性," *映情学技術*, vol.35, no.41, BCT2011-72, pp.29-32, 愛媛, Oct. 2011.
- [17] 野呂崇徳, 風間保裕, 高橋応明, 伊藤公一, "形状の異なる直線偏波素子を組み合わせた円偏波パッチアンテナ," *信学論 (B)*, vol.J91-B, no.5, pp.595-604, May 2008.
- [18] 田中正人, 澤田史武, 張 宰赫, 志垣雅文, "ウェアラブルアンテナを用いた衣服装着型位置探索システム," *信学技報, MW*, vol.104, no.209, pp.29-34, 2004.

(平成 25 年 4 月 30 日受付, 7 月 17 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: シニア会員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大大学院博士課程了。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 (現フロンティア医工学センター)・准教授。衛生放送受信アンテナ, 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。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大学大学院博士後期課程了。博士 (工学)。現在, 千葉大・フロンティア医工学センター准教授。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award, 平 16 本会学術奨励賞受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会各会員。



伊藤 公一 (正員: フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平 1 同助教授, 平 9 同教授, 平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授, 平 18 同大・工・教授, 平 19 同大・院・教授, 平 25 同大・フロンティア医工学センター教授となり, 現在に至る。平 21 より同大フロンティアメディカル工学研究開発センター (現フロンティア医工学センター) 長併任。主として, がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用, 移動通信用小形アンテナ, 人体通信, ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK, 共著) など。IEEE AP-S 論文誌編集委員及び Distinguished Lecturer, ISAP2012 委員長等を歴任。現在, European Association on Antennas and Propagation (EurAAP) アジア代表。IEEE Fellow 及び AAAS, BEMS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会等各会員。