

上の大きな差が検出された。

図17は、転倒を想定した実験である。写真下のコンセントでつまずくことを想定して実験を行った。その際のグラフが図20である。矢印の部分が

転倒した際の加速度を表したグラフである。数回転倒を繰り返し、そのうち上手く転倒できた際の数値が次の表である。

	転倒前	転倒後 (ピーク時)	差
X軸	0.322	0.955	0.633
Y軸	-0.76	0.415	1.175
Z軸	-0.92	-1.66	-0.74

転落時ほどの加速度の差が認められなかったが、Y軸は1G以上の差になった。実験者の演技力に問題があった可能性が考えられた。

図18は後ろ向きの転倒を想定した実験である。この際は、アクティブ

タグを側頭部に設置して実験を行った。その際のグラフが図21である。矢印の部分が転倒した際の加速度を表したグラフである。数回転倒を繰り返し、そのうち上手く転倒できた際の数値が次の表である。

	転倒前	転倒後 (ピーク時)	差
X軸	0.129	-0.71	-0.839
Y軸	0.004	1.595	1.591
Z軸	0.089	-0.33	-0.419

歩行時の転倒に比べると、大きな差が認められた。特にY軸では、1.5G

以上の差が検出された。しかし、転落時ほどの差が認められなかったので、

この実験も実験者の演技力が問題となっている可能性がある。

D. 考察

本年度は、センサーを内蔵し、双方向通信ができる、高機能なアクティブタグを用いて実験を行うことができた。温度センサーについては、精度を高めることによって、患者の体温を送信することも可能と考えられる。医療現場では、稀に患者が夜間に突然死して、翌朝になって死亡した状態で発見されるということが起こりうる。そこで、このアクティブタグの温度センサーを応用することによって、このような突然死を早期に発見することがで

きる可能性がある。照度センサーについては、夜間に患者が徘徊して、明るいところに移動してきたことを把握できる可能性がある。双方向通信については、アクティブタグのブザーを鳴らすことによって、患者の呼び出しなどに応用することが考えられる。

転倒・転落実験については、特に転落実験において良好な結果が得られた。転倒実験については、実験者の演技力が影響した可能性が考えられる。転倒実験は、ダミー人形のようなものを使って実験した方が良好な結果が得られたかもしれない。転倒・転落の両実験においては、下記のようなひし形のグラフが特徴的であった。

E. 結論

今回、我々は加速度センサー、温・湿度センサー、照度センサーを内蔵した高機能なアクティブタグを用いて、

病院内における患者のベッドからの転落、歩行時の転倒を想定した実験を行った。

昨年度の実験では、患者の位置を特

定することによって、患者のプライバシーを侵害することが懸念された。病院によっては、転落や徘徊の危険性が高い患者のベッドに、監視カメラを設置している場合も見受けられる。インフォームド・コンセントを経た上で監視カメラを設置していると思われるが、患者側とすれば、常時カメラで監視されたり、位置を知られるというのは、決して心地がいいものではない。そこで、今回の実験に関しては、患者の加速度、照度、温・湿度をセンサーで検知しているだけであり、患者のプライバシーを侵害することには当たらないと考えられる。従って、これを実用化すれば、より患者のプライバシーに配慮して、転落・転倒の対策を行うことが可能になると考えられた。

今回の実験で用いたアクティブタグは、CPUやセンサーを内蔵しているため、高価なものとなっている。従って、今後医療現場で普及するためには、高機能なアクティブタグの低価格

化が必要不可欠になると考えられる。既に無線LANが医療現場で普及しつつあるため、今後は無線LAN用のアンテナが使用できるアクティブタグが医療においては有利であると考えられる。また、アクティブタグは電源を内蔵しているため、パッシブ型に比べて高機能化が可能で、幅広い用途に応用が可能であるという将来性がある。昨年度はロケーション、今年度はセンサーという高機能なアクティブタグで実験を行ったが、今後は、RFIDの更なる高機能化によって、医療安全の分野で応用ができることを期待したい。

F. 研究発表

本研究の成果は、平成21年度「医療の質・安全学会」第4回学術集会において発表することを予定している。

G. 知的財産権の出願・登録状況
予定なし



図1. 実験で用いたアクティブタグ

項目	アクティブタグ子機	アクティブタグ親機
外形		
使用周波数	2.45GHz	
準拠規格	IEEE802.15.4準拠	
電波法	国内電波法準拠	
通信距離	約50m(見通しの良い直線距離にて) ※設置環境による。	
センサ	<ul style="list-style-type: none"> ・温湿度センサ ・照度センサ ・加速度センサ 	無し
アクチュエータ	<ul style="list-style-type: none"> ・LED ・ブザー 	無し
電源	一次電池	USBバスパワー

図2. アクティブタグ仕様

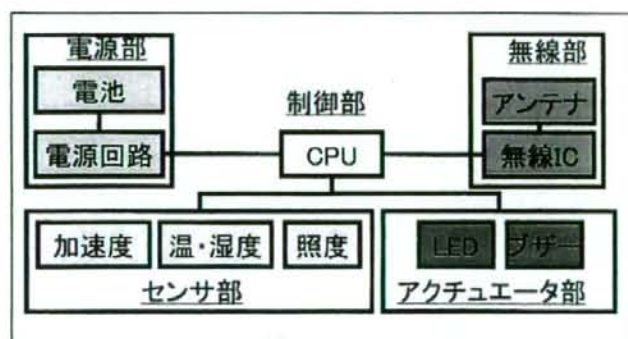


図3. アクティブタグ内部構造の模式図

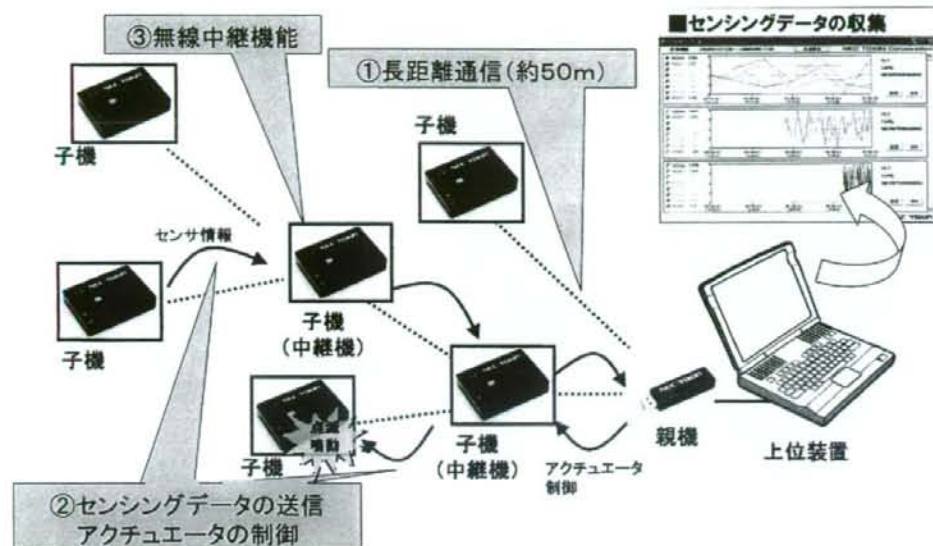


図4. アクティブタグの中継機能

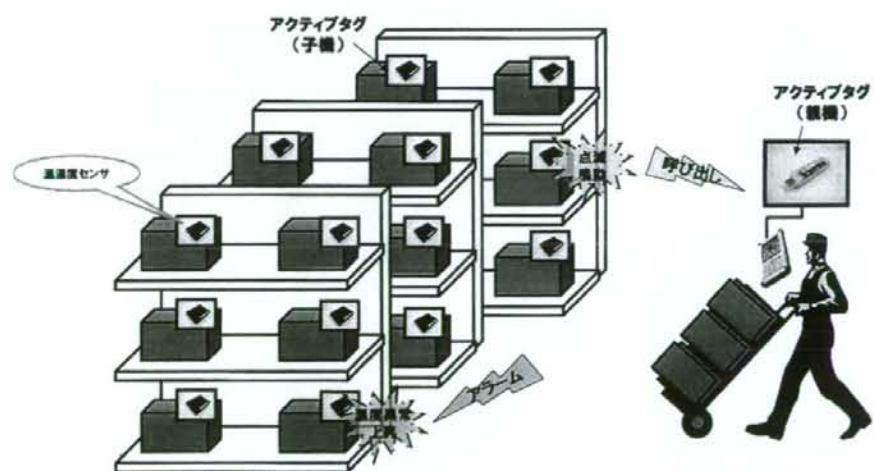


図5. アクティブタグの物流業界での応用

屋内の温度、照度、電気機器の電力消費量の「見える化」

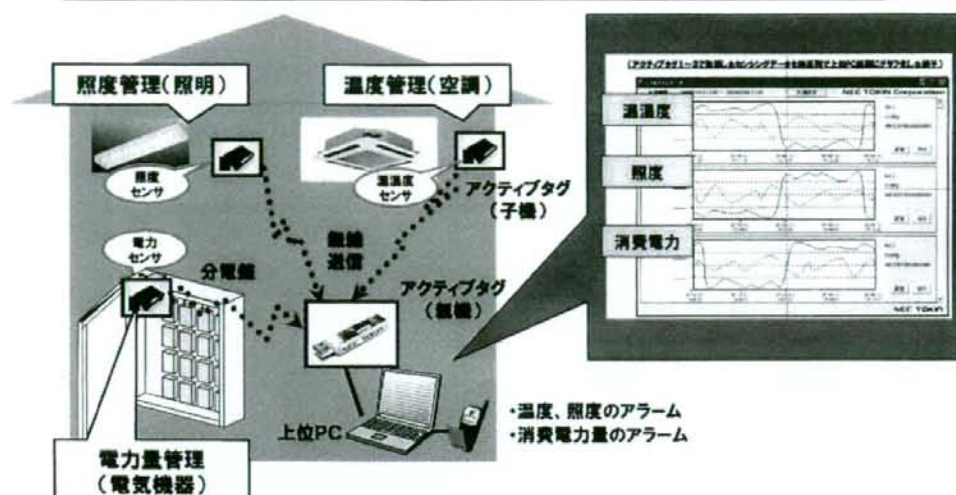


図6. アクティブタグの省エネでの応用



図7. 実験で用いたアクティブタグと解析用パソコン

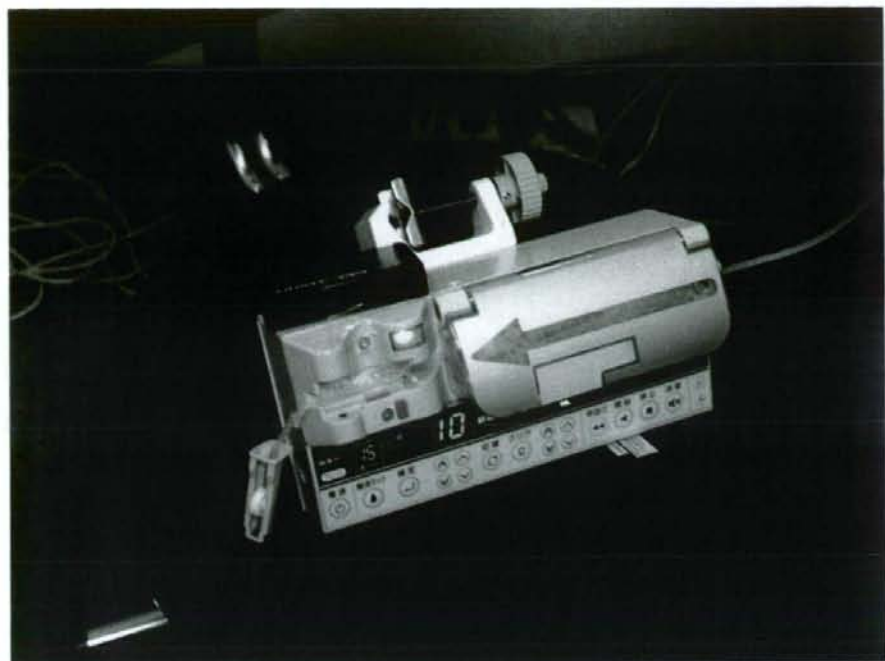


図8. アクティブタグを密着させた輸液ポンプ



図9. 昨年度のアクティブタグを周囲に配置



図10. アクティブタグをスチール製の容器で覆った

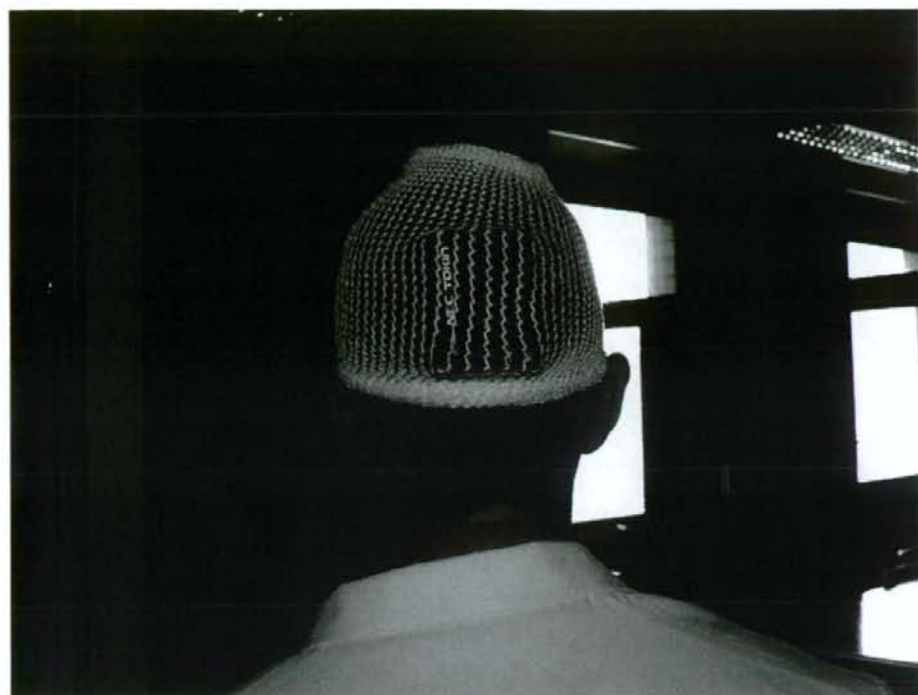


図11. アクティブタグを後頭部に設置



図12. 解析用パソコンの画面



図13. 温度センサー（左）と照度センサー（右）の実験

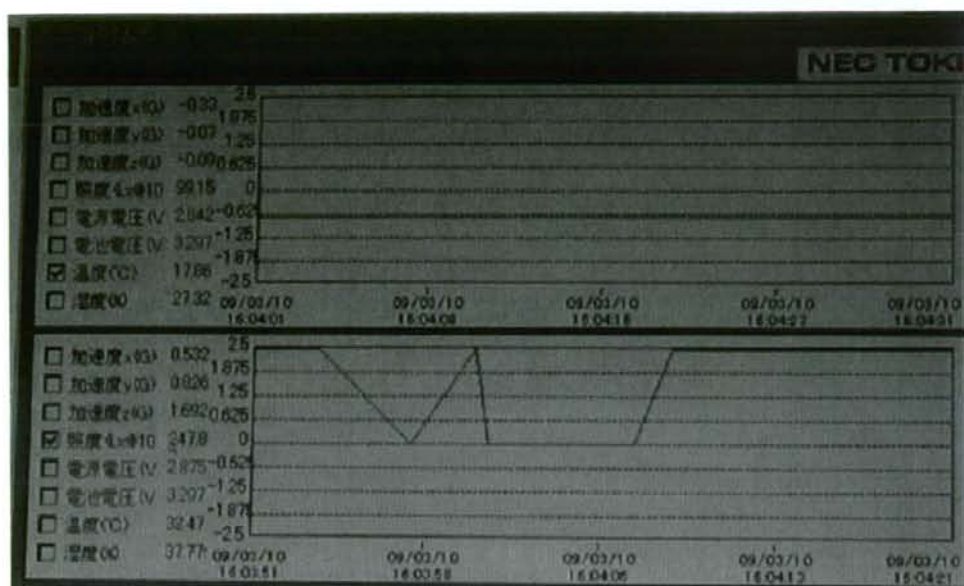


図14. 温度センサーの実験画面

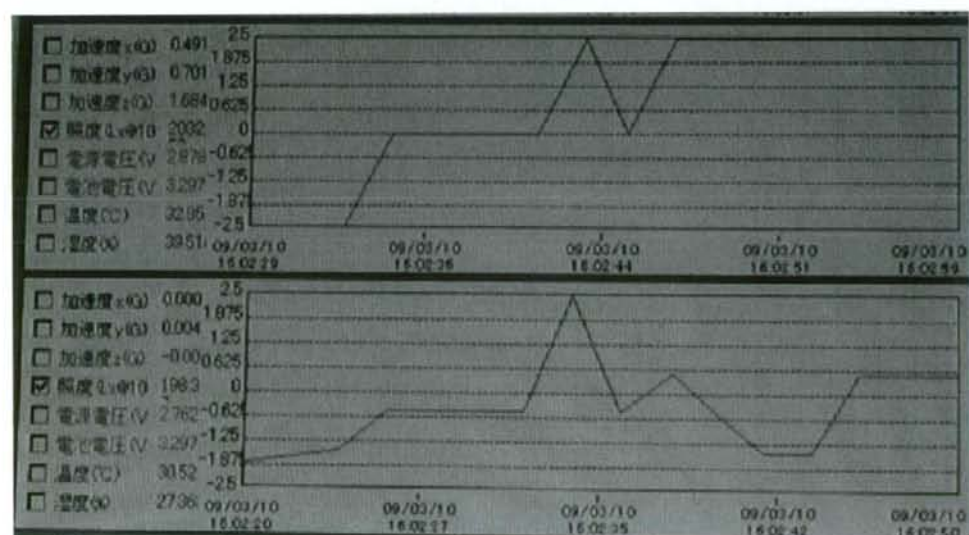


図15. 照度センサーの実験画面



図16. ベッドからの転落を想定した実験



図17. 転倒を想定した実験



図18. 後ろ向き転倒を想定した実験

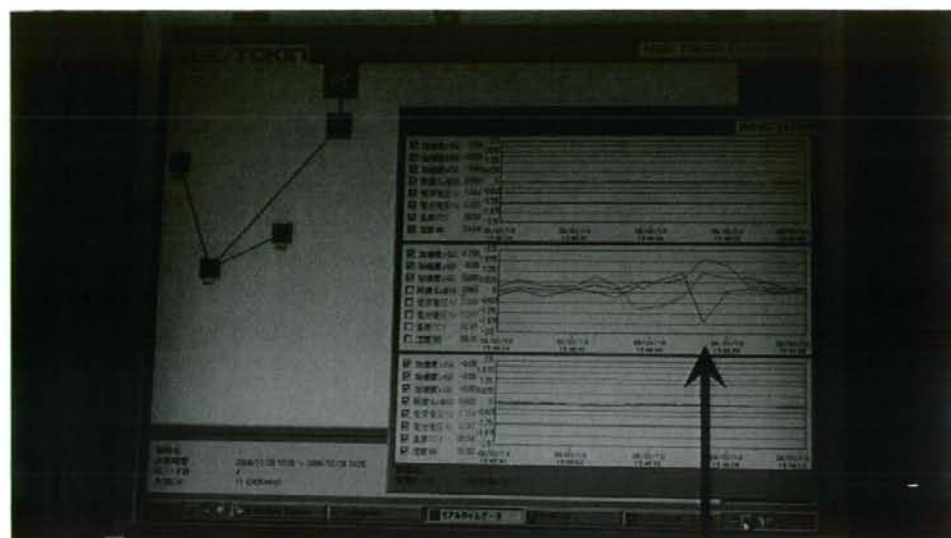


図19. ベッドからの転落実験の際のグラフ

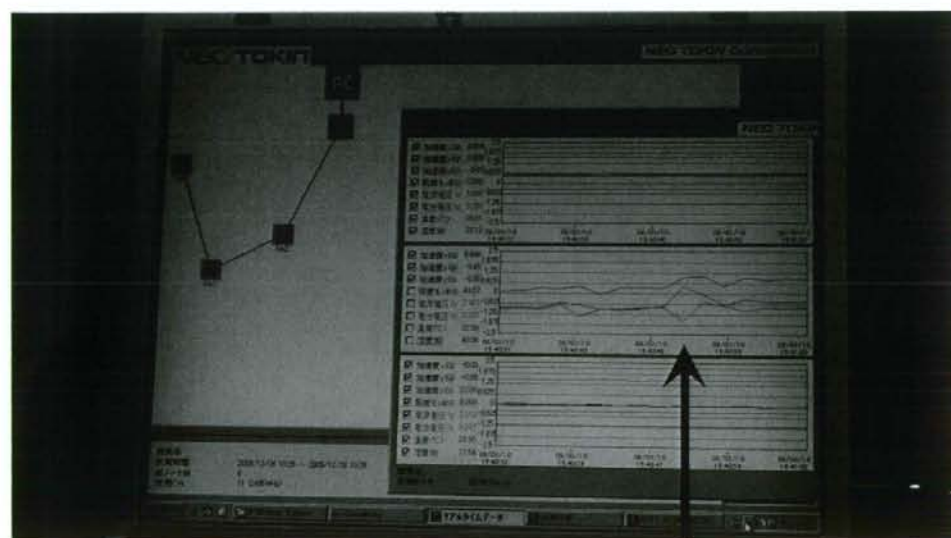


図20. 転倒実験の際のグラフ

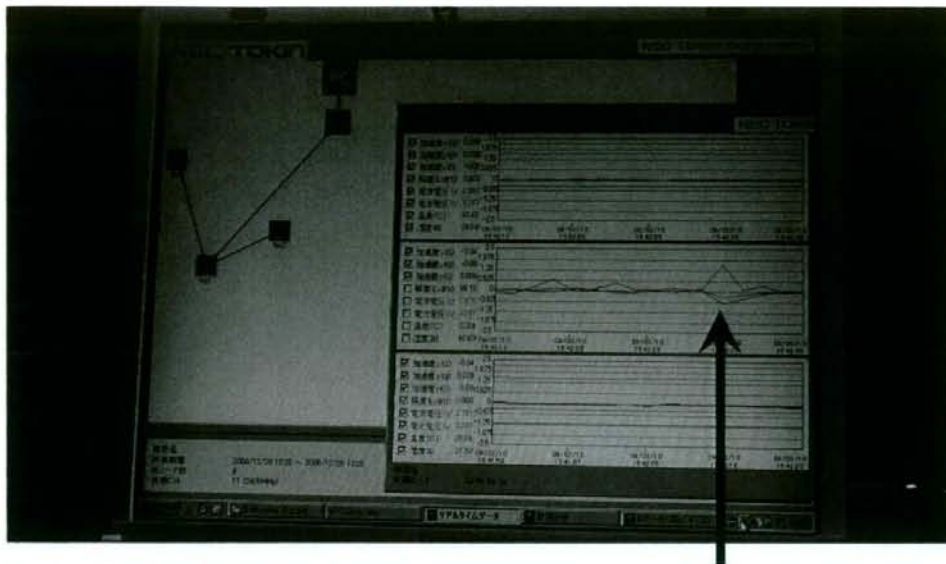


図21. 後ろ向き転倒実験

厚生労働省科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）
分担研究報告書

医療現場に適した電子タグのハードウェアとしての適性評価に関する研究
分担研究者 保坂 良資 湘南工科大学准教授

研究要旨 本研究では、新たな電磁雑音と医療電子タグの関係についての解析を中心に、研究を展開した。具体的には、「(1). 電磁雑音源としての電球型蛍光灯と医療用電子タグの共存可能性の解析」と平成 18 年度より継続的に進展させている「(2). 金属・水分対応型医療用電子タグの実現可能性」、さらには平成 19 年度より継続している「(3). 時間制御タグ (LC タグ) 実現に向けての電源回路の解析」について研究を実施した。一部では実験も重ね、その結果を評価した。その結果(1)においては、平成 19 年度にその影響を危惧した PLC よりも、電球型蛍光灯に内蔵されるインバータ回路が発する雑音の方が憂慮すべきであることがわかった。(2)では、該当するタグの周波数帯域に応じて、何らかの手法によって適当な大きさの間隙を用意することが、コストを考慮した場合には好適との結論を得た。(3)については、LC タグの利点を活かした簡易型充電回路を設計した。

A. 研究目的

本研究は、電子タグの医療応用に向けて、とくに無線通信工学に立脚して、そのハードウェア的な側面から適性評価を行うことを目的とする。とくに本年度(平成 20 年度)では、新たな電磁機器が発する雑音に着目し、これが現実的な医療環境で生じた際の、医療用電子タグシステムとの共存特性の評価を中心に研究を進めた。

電子タグすなわち RFID (Radio Frequency Identification) は、バーコードに代わる次世代認証メディアである。バーコードが印刷物でありそこに記された情報の読み取りが光学的に行われるのに対して、電子タグでは無線的にタグに記された情報が読み取られる。このため、タグやリーダーの仕様が最適化されれば、人手による意図的な作業無しに認証が完了する。これはヒューマンエラーの理論的な完全な抑止を意

味している。とくに最近の医療施設で、医療過誤の多くは病室で生じるといわれている。その際の実施者の多くは看護師であり、対象作業は薬剤の認証などである。このため、そのような作業の中の認証に関わる部分を電子タグ化し、人手に寄らないハンズフリー運用が実現されれば、理論的には医療過誤が抑止できる。これにより、医療環境の安全性向上が期待できる。

電子タグは前述のように、無線的に認証を行う。このため、その近傍に電磁雑音を発する機器が置かれると、認証に支障を来すことがある。これについては平成 19 年度に、PLC (Power Line Communication) アダプタが発する電磁雑音に注目し、これを解析した。その際に、電球型蛍光灯の発する電磁雑音にも着目し、予備的な基礎実験を実施した。本研究では医療用電子タグを中心に置き、新たな電磁雑音源とし

て電球型蛍光ランプを想定した検証実験を行った。またこの実験を通して、電子タグの金属および人体などへの適用特性についても解析を重ねた。

B. 研究方法

本研究では、次の(1)を中心として、(2)(3)も含めた3点に対して研究を進めた。

- (1). 電磁雑音源としての電球型蛍光ランプと医療用電子タグの共存可能性の解析
- (2). 金属・水分対応型医療用電子タグの実現可能性の解析
- (3). 時間制御タグ (LC タグ) 実現に向けての電源回路の解析

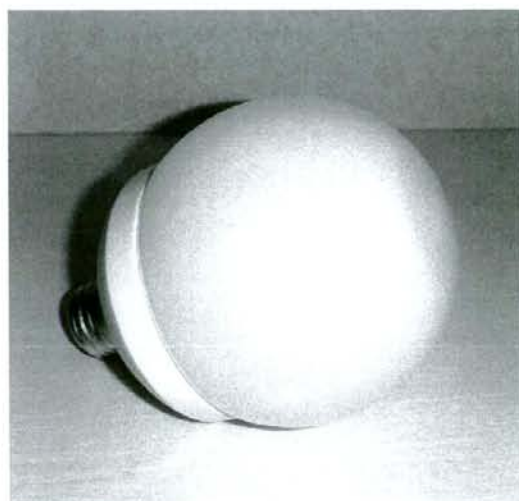
以下ではこれらの各点について、個々に述べることにする。

B-1. 電磁雑音と医療用電子タグ

近年では、これまで一般的な照明装置であった白熱電球（シリカ電球）の利用率が低下している。これは、蛍光灯の普及が促進されたことや、省エネルギー（=eco）に国民の関心が傾注され始めたことによる。とくに普及が著しいのは、電球様のプラスチック筐体に小型の蛍光管を内蔵した電球型蛍光ランプである。図1に電球型蛍光ランプの例を示す。この蛍光ランプは、一般の点灯管式蛍光ランプとは異なって、点灯に際して外部に特殊な部品を要さない。これは、ランプ内部に点灯を実現するためのインバータ回路を内蔵していることによる。図2に、電球型蛍光ランプから取り出したインバータ回路の一例を示す。これは電球口金部分に組み込まれている。この回路により、電球型蛍光ランプは通常シリカ電球と同様に、電球型ソケットにねじ込むだけで点灯させることができる。しかし、このインバータ回路は一種の発振回路である。すなわち、インバータ回路を内蔵する電球型蛍光ランプは、原理的に電磁雑音を



(a). 小型：一般シリカ電球型



(b). 大型：100W ボール電球型

図1. 電球型蛍光ランプ

発する。また、一つの電球型蛍光ランプのインバータ回路が発した雑音は、電灯線を経由してその近傍に放射される。このため、周波数的にその雑音の特性に合致したごく低出力の無線機器がその近傍に位置すると、この雑音の影響を受ける。また、同図からわかるように、この回路は非常に単純なアナログ回路である。その発振周波数はデジタル制御される訳でもなく、CやRのパラメータで決定される。図2よりわかるように、これに関与する回路素子は一般的なも

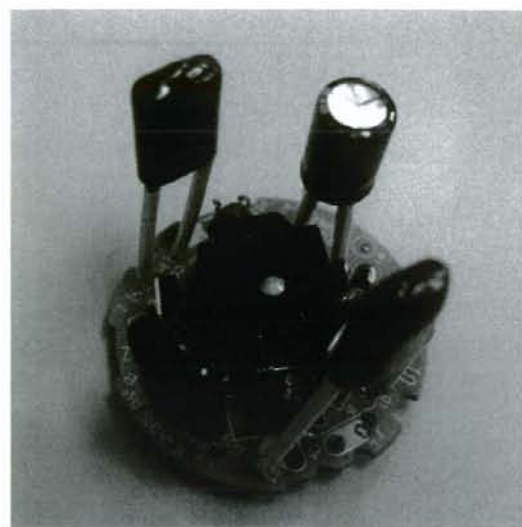


図 2. 電球型蛍光ランプに内蔵されたイン
バータ回路の一例

のが使用されている。このため、動作の安定性や経年変化が不安材料となる。

ただしこの電球型蛍光ランプの経済効果は大きく、「電気代 1/5」「寿命 6 倍」「発熱量 1/5」と言われている。ランプ自体もインバータ回路の小型化により、シリカ電球とほぼ変わらない大きさのものも出現している。さらには、近年の普及率の向上により低価格化も進んでいる。

一方、医療分野は、経済的危機に瀕している。一部では地方自治体が運営している病院ですら、経済的な要因により廃院に追い込まれている。このような状況の下では、電球型蛍光ランプは、非常に魅力的である。様々な条件によって蛍光ランプを設置しにくかった箇所にも、この蛍光ランプを簡単に適用できる。さらにこれの適用により、電気代金の縮小が期待できる。このため、一般的なシリカ電球に代えて、この電球型蛍光ランプを採用する施設が増えている。

とくに医療施設などでは、作業域での照度確保のために、一般家庭に比して多くの照明器具が配されている。それらの中のシ

リカ電球が電球型蛍光ランプに置換されたとすると、環境内のほぼすべての区域で雑音が放射される。この点に関しては、平成 19 年度に問題として捉えた PLC と類似した危険性を内包している。そのような雑音が、医療環境で発せられた場合、周囲に及ぼす影響も相当程度考慮しなければならない。

また、電球型蛍光ランプは国際規模で普及が進んでいる。このため、国際的に多くのメーカーがこれの開発・販売に取り組んでいる。ところがこの蛍光ランプは、本質的には照明器具であるため、そこから発せられる電磁雑音については、厳格な規格がほとんど存在しない。また、メーカーにあっても様々な企業が参入しているため、様々な仕様や規格が乱立している。このため、粗悪な設計に基づいた蛍光ランプによる、医療用電子タグシステムへの影響が危惧される。

平成 19 年度の研究の範囲では、PLC が発する電磁雑音を中心に解析を重ねたため、電球型蛍光ランプの発する雑音については、十分な検討が行えなかった。しかし、より精細に平成 19 年度の測定結果を検討したところ、PLC よりもさらに低い周波数帯域で、電磁的な現象が認められた。平成 20 年度では、この 100kHz~200kHz 程度の長波帯を中心に実験的な検証を進めることにした。また、前述のメーカーによる仕様の差や品質の差についても、調査を行った。

B-2. 医療用電子タグの金属・水分への適用可能性の評価

本研究は平成 18 年度からの継続である。平成 18 年度においては、125kHz 帯のタグを対象として、アモルファス磁性材料による金属対応化について実験的に検証した。金属などがタグに近接していると、タグからの情報返信の際に、金属内に逆向き渦電

流が生じ、これが返信信号を阻害することで、認証が困難となる。アモルファス磁性材料は、金属内での渦電流の発生を抑制し、結果的に認証を可能とする。これは相当程度に効果が認められ、本研究で実施した実験でも認証特性がほぼ補完された。しかしアモルファス磁性材料は高価であり、これの添付による性能改善型タグの普及は困難と考えられる。

一方では磁性材料を用いずに、タグの認証を可能とする方法もある。平成 19 年度はこのような方式について幅広く調査した。その結果、タグと金属・水分との間に適当な間隙が確保できれば、これがアモルファス磁性材料の添付と等価となり、逆向き渦電流の発生を抑制できることがわかった。たとえば、タグ回路をセラミック樹脂などでモールドすることで、周囲の金属との間に一定の容積の間隙を確保した例もある。東京医療保健大学の山下は、これにより手術用の鋼製小物の複数個同時認証に成功している。ただし、この方法を用いる場合、間隙の大きさが周波数帯に依存することを考慮しなければならない。一般的に高周波域を利用するタグほど、金属や水分に対し



図 3. 手術用鋼製小物向けセラミックタグの一例
(東京医療保健大学, 山下)

て脆弱である。そのため、125kHz や 13.56MHz の帯域を利用するタグであれば、この間隙は 1mm ないし 2mm 程度で充分であるが、今後医療分野でも普及が予測されている 800/900MHz の帯域を利用した UHF タグでは、さらに大きめの間隙が求められる。

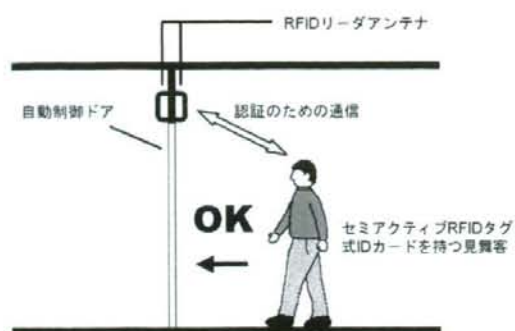
間隙を意図的に用意する方法の他にも、タグアンテナの共振特性をあらかじめ調整しておく方法もある。この方法では、未使用状態のタグは情報授受の際の周波数が、リーダー～タグ間で一致しないため、認証されない。ところがこれを、薬剤を内包したアンブルなどに添付すると、その内容物の電気特性により同調周波数が変移し、リーダーで認証可能となる。これを用いれば、アンブルなどの中にある薬剤の使用状態なども付加情報として読み出せるという利点がある。しかし、アンブル自体や内容物の電気的な特性の差により、共振周波数が異なるため、大量生産には適さない。このためコストの低減も見込めず、必ずしも現実的な解とは言えない。

本年度は 950MHz 帯のタグを用いて簡単な基礎実験により、同周波数帯の特性を求めた。

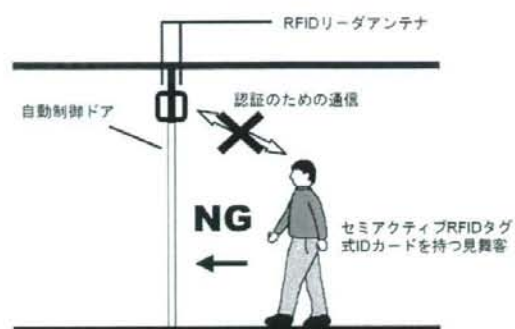
B-3. 時間制御タグの電源回路の検討

本研究は平成 19 年度から開始している。すなわち、バッテリー容量をハードウェア的に制御したアクティブ式タグを実現することで、そのタグの認証可能時間長を制御しようとするものである。

この方式によるタグを、LC (Life Controlled) タグと名付けた。図 4 に LC タグの基本的な動作を示す。同図中では、アクティブ式との関連づけのため、「セミアクティブ RFID」と記してある。このタグでは、基本的な回路構成は一般的なアクティブ式タグと同一である。その中のバッテ



(a). タグバッテリーが ON のとき



(b). タグバッテリーが OFF のとき

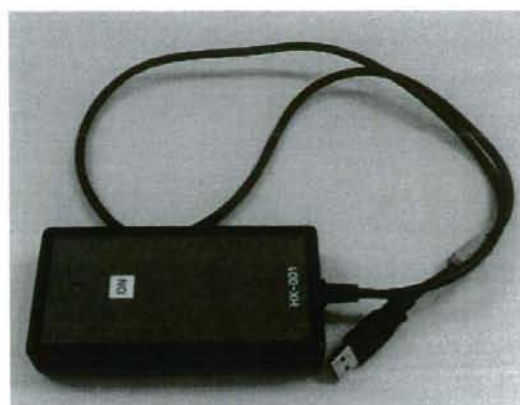
図 4. LC タグの動作概念図

り容量を非常に小さく設定し、合理的な設計の充電回路と組み合わせることで実現される。アクティブ式タグ自体はすでに実現されているため、本年度は、充電回路について検討を行った。

C. 研究結果

C-1. 電磁雑音と医療用電子タグ

今回の実験では、NEC のスペクトラム・アナライザ Spe Cat2 を用いて、対象となる周波数帯域の電界強度分布を測定した。実験は、他の電磁現象の影響を受け難い机上で行った。とくにシールドルームなどは使用しなかった。机上には電球型蛍光ランプと、125kHz 帯の電子タグのリーダライタ、タグを配した。



(a). 125kHz 帯リーダライタ (富士オートメーション)



(b). 125kHz 帯タグ (ソキマツト)

図 5. 実験に用いたタグリーダライタと電子タグ



図 6. 実験時の机上の状態

図5に実験に用いた富士オートメーション製の125kHz帯電子タグ・リーダライタとソキマツ社の125kHz帯電子タグを示す。同様に、実験状況の概念図を図6に示す。机上で電球型蛍光ランプをON/OFFし、これと併せてリーダライタもON/OFFした。その際の電界強度分布をスペクトラムアナライザで測定した。スペクトラムアナライザの測定プローブの先端は、電子タグリーダライタの送受アンテナおよび電球型蛍光ランプから100mmの位置とした。

実験は二つの段階に分けて行った。一つは電球型蛍光ランプの単独点灯を想定したもので、1個の蛍光ランプで実施した。図6に示した実験状況は、この状態を示している。同図では、東芝製の電球型蛍光ランプEFA15EL/12-Rを対象ランプとして計測を行っている。他の一つは、電球型蛍光ランプの複数個同時点灯を想定したもので、ここでは、2個の同時点灯について調べた。さらにこれらの実験を通じて、電球メーカーの差による駆動波形上の差についても評価を試みた。

図7に単独点灯時の実験結果を示す。ここに示した結果は、いずれも瞬時値である。ただし、その状況は継続的であり、一過性ではない。同図にて、横軸は周波数であり、左端が50kHz、右端が250kHzである。縦軸は電界強度であり、一番下が-140dBを表し、10dB間隔で最上部が-40dBである。同図(a)は、電球型蛍光ランプもリーダライタも、共にOFFの状態である。この状態では、微弱な環境雑音が観測されるだけである。同図(b)は電球型蛍光ランプを点灯(ON)したものである。リーダライタはOFFである。同図からわかるように、およそ75kHzに基本波が観測され、それ以上の周波数に高調波が観測されている。基本波の電界強度はほぼ-70dB、高調波の強度はほぼ-90dB程度である。同図(c)は、電球型蛍光ランプ、

リーダライタ共にONにした状態である。同図(b)の電球型蛍光灯のインバータ回路から発せられる雑音に重畳するように、リーダライタの波形が観測されている。リーダライタの波形は、定格通り125kHzに観測されている。

ここで問題なのは、電球型蛍光ランプの発する雑音と、リーダライタの信号が、周波数軸上で極めて接近していることである。また、電界強度的にも両者はほぼ等しく、厳密にはリーダライタの方が、やや微弱である。この実験では、両者の波形が完全に重畳することはなく、タグの認証も実施できた。

図9は、複数個の電球型蛍光ランプの同時点灯を想定した実験の結果である。図8とは異なり、ここに示した結果はすべての波形について、100回の加重平均を求めたものである。ここでは、図の判読性を確保するために2個の蛍光ランプの同時点灯の例を示す。この実験では、蛍光ランプの同時点灯によるスペクトラムのみを測定した。リーダライタは動作させていない。この図で「tube a」としたものと「tube b」としたものが、それぞれの蛍光ランプの特性である。単独で点灯させている状態では、図8(b)に見られる波形に類似した波形が観測されている。図9に示した実験で使用した電球型蛍光ランプは、我が国および米国以外の地域のメーカーで製作された安価な製品である。この図および図8(b)からわかるように、先の実験で用いた東芝製蛍光ランプに比して、駆動波形に若干のひずみが見られる。また、製品の個体差から、駆動波形の周波数に変移が存在していることがわかる。

この蛍光ランプを同時に点灯させたのが、「tube a & b」である。この図からわかるように、同時点灯により、二つの蛍光ランプの駆動波形同士が連結状態となり、雑音