

# インプラント IC タグとウェアラブル機器間通信に関する基礎的研究

M2006MM021 中森 和孝

指導教員 稲垣 直樹

## 1 研究背景

現在、注目すべき通信技術の一つに人体を伝送路として利用する通信技術がある。人体を伝送路とする技術は大きく二つに分けられる。ひとつはウェアラブルコンピュータである。この技術の有利な点は、人体を伝送路とすることにより、伝送線の必要がなく、着用したウェアラブル機器同士を簡単にネットワーク化できる点である。しかしウェアラブル機器を紛失した場合、機器内に内蔵されたデータが第三者へ漏洩する危険性がある。

人体を伝送路とする、もうひとつの技術にインプラント IC タグがある。皮膚下に IC タグを埋め込み個人情報などを格納し、外部リーダで読みとる技術である。この技術によってデータの紛失は避けられる。しかしこのインプラント IC タグに用いられている伝送方式、電磁誘導方式は通信範囲が最大でも 1m 程度と狭い。更にインプラント IC タグの設計指針を明らかにした論文は少なく、まだ十分とは言えない。そこで、本研究では人体内部で動作するインプラント IC タグとウェアラブル機器の間の通信に関して基礎的研究を行い、インプラント IC タグとウェアラブル機器の電力伝送が最適となる二つの機器の設計指針を明らかとすることを目的とする。将来的に、図 1 のようにインプラント IC タグとリーダ/ライタ機能を持つウェアラブル機器の間で通信を行ない、ウェアラブル機器が体から離れた際にインプラント IC タグ内のデータの読書き込みを不可能にすることで、データ紛失が解消され個人情報の管理がより安全で快適になることが期待できる。

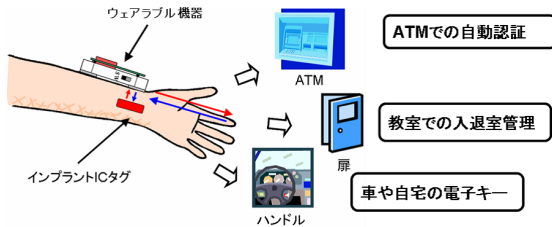


図 1 インプラント IC タグ-ウェアラブル機器間通信による自動認証システム例

## 2 電磁誘導方式

先行研究 [1] からインプラント機器からの放射電磁界は 99 パーセント以上の電力が人体に吸収されるため、本研究では伝送方式として磁束結合によってエネルギー信号を伝達する電磁誘導方式を採用する。電磁誘導方式

は、図 2 のようにリーダライタのアンテナコイルとタグのアンテナコイルを磁束結合させて、エネルギー・信号を伝達する方式である。現在、電磁誘導方式は 135kHz 未満の周波数と 13.56MHz 帯の RFID に採用されている。

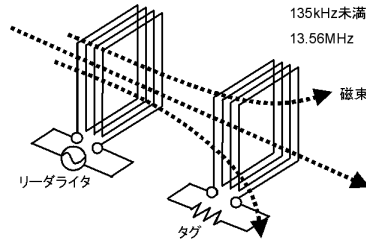


図 2 電磁誘導方式

## 3 インプラント IC タグ

### 3.1 FEKO によるインプラント IC タグの設計

電磁界解析シミュレーションソフト FEKO[2] を用いてインプラント IC タグを設計する。現在インプラント IC タグとして使用されている VeriChip は長さ 11mm 半径 0.5mm の筒状 [3] である、これよりも挿入後の異物感をなくすため図 3 に示すように真円コイル形状にしコイル半径は 5mm、コイルに用いる導線の半径を 0.1mm とすることで VeriChip よりも薄いものにした。またインプラント IC タグに用いる導線は完全導体とする。点線で囲ったポート部分に  $1 V_{p-p}$ 、10kHz ~ 10GHz の正弦波電圧を給電することでインプラント IC タグのリアクタンス特性を算出する。また後の節でポート部分に内部抵抗およびコンデンサを装荷する。

### 3.2 自己インダクタンスの理論解析

コイルの自己インダクタンス  $L$  は以下の式で求める事が可能である [4]。半径を  $a$ 、完全導体の半径を  $r$  とする。

$$L = \mu_0 \frac{a}{2\sqrt{2}} \sqrt{k} g(k) \quad (1)$$

$$k = \frac{2a^2}{2a^2 + r^2} \quad (2)$$

$$g(k) = \int_0^{2\pi} \frac{\cos(\varphi)}{\sqrt{1 - k \cos \varphi}} d\varphi \quad (3)$$

本研究では式 (3) は Mathematica 4.0 を利用して解を求めると。式 (1) ~ (3) より、コイル半径 5mm、完全導体半径 0.1mm の 1 ターンインプラント IC タグの自己インダクタンス理論値は  $2.5068 \times 10^{-8} \text{H}$  となった。

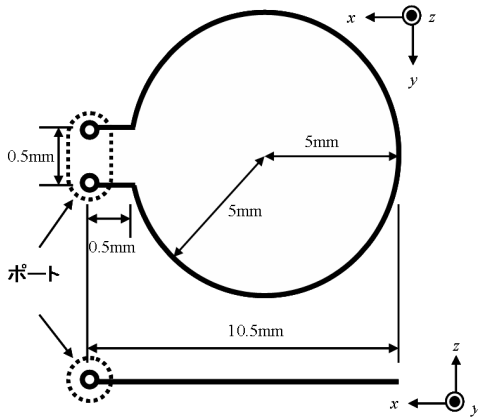


図3 インプラント IC タグの計算モデル

### 3.3 インプラント IC タグのリアクタンス特性

コイルは、電流の変化を妨げる働きをし、電流の時間変化に比例した逆起電力を作り出す。この逆起電力であるリアクタンス  $X$  とインダクタンス  $L$  の関係を式 (4) に示す。

$$X = \omega L \quad (4)$$

図 4 に 10MHz ~ 10GHz の周波数帯域におけるインプラント IC タグのリアクタンス特性結果を示す。それぞれ式 (4) の値と FEKO の値をあらわしたものである。10MHz ~ 100MHz まで二つの結果が一致している。しかし 100MHz よりも高い周波数になると FEKO によって算出したリアクタンスの特性の値が周波数に徐々に比例しなくなり、4.5GHz 付近のリアクタンス特性を見ると反共振が確認できる。

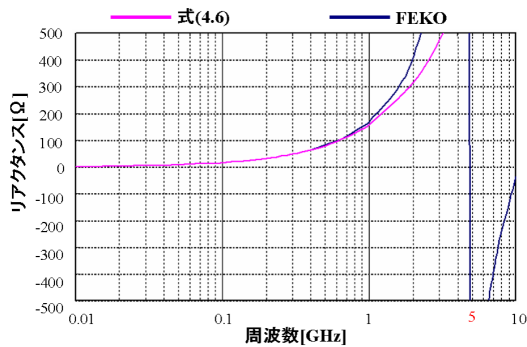


図4 インプラント IC タグのリアクタンス

FEKO によって算出したリアクタンス特性は 10kHz ~ 100MHz の周波数帯域では波長に対して、コイルのサイズが十分に小さいため集中定数回路としてリアクタンス特性が現れたため式 (4) と一致した。しかし周波数が高くなることでコイルが分布定数回路になったため反共振現象が現れた。コイルが分布定数回路となったとき、コイルの電流分布が式 (5) のように変化する。 $k_0$  は距離に対する位相の割合を与える定数で位相定数とよぶ [5]、

この位相定数  $k_0$  にコイルの半円の長さ  $l$  を掛けるときの  $\pi/2$  になるときリアクタンスが無限となり反共振する。本研究でもちいたインプラント IC タグでは、理論上、約 4.8GHz のときに  $k_0 l$  の値が  $\pi/2$  となる、よって 5GHz 付近で反共振した FEKO の結果と一致したといえる。

$$i = i_0 \cos k_0 l \quad (5)$$

## 4 ウェアラブル機器

前章でのインプラント IC タグの設計と同様、FEKO を用いて自由空間において単体で動作するウェアラブル機器を設計する。このウェアラブル機器はインプラント IC タグのデータを読み書きするリーダ/ライタとして動作する。ウェアラブル機器のコイルの大きさは半径 22mm、導線は完全導体とし、その半径は 0.1mm とする。図 5 に本研究に用いるウェアラブル機器の構造を示す。点線で囲ったポート部分に  $1 \text{ V}_{p-p}$ 、10kHz ~ 10GHz の正弦波電圧を給電することでウェアラブル機器のリアクタンス特性を算出する。

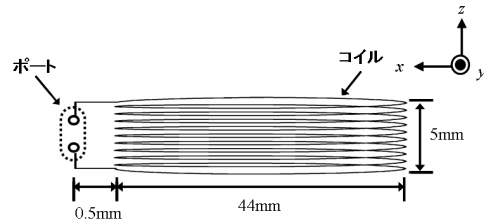


図5 ウェアラブル機器の計算モデル

前章同様、与えられたウェアラブル機器の設計パラメータから、求めた自己インダクタンスの理論値は  $1.5123 \times 10^{-7} \text{ H}$  となり、FEKO のリアクタンス特性から求めた自己インダクタンスは  $8.4317 \times 10^{-6} \text{ H}$  となった。FEKO によってもとめた自己インダクタンスの値が自己インダクタンスの理論値に比べ約半分となった理由として、自己インダクタンスの理論値は 10 ターンコイルの近似値であり、コイルを巻くことによって生じたコイル間からの磁束漏れを考慮していなかったためだと考えられる。

## 5 無限平面筋肉媒質における自己インダクタンスの変化

### 5.1 人体モデル

本研究は基礎的研究であり、解析時間を短縮するため無限平面を扱う。ウェアラブル機器は前腕部に装着しインプラント IC タグも前腕部に挿入するため、無限平面モデルの厚みは日本人の前腕部の厚みの平均とおなじ 5cm とし [6]、筋肉媒質の電気特性を無限平面モデルに採用する。

### 5.2 無限平面筋肉媒質内における自己インダクタンス

図6のようにインプラントICタグを無限平面筋肉媒質に挿入した場合、無限平面筋肉媒質が抵抗となり自由空間よりもリアクタンスが高くなることが考えられる。そこで、500kHz~20MHzの周波数帯域で、自由空間と無限平面筋肉媒質内におけるインプラントICタグの自己インダクタンスの変化を図7に示す。自由空間に比べ無限平面筋肉媒質内における自己インダクタンスが高い結果となった。また自由空間の自己インダクタンスが一定であるのに対し、無限平面筋肉媒質内の自己インダクタンスが周波数と共に上昇した理由は無限平面筋肉媒質内では比誘電率によって波長が短くなり、自由空間よりも低い周波数で分布定数回路としてリアクタンス特性が現れたためだと考えられる。

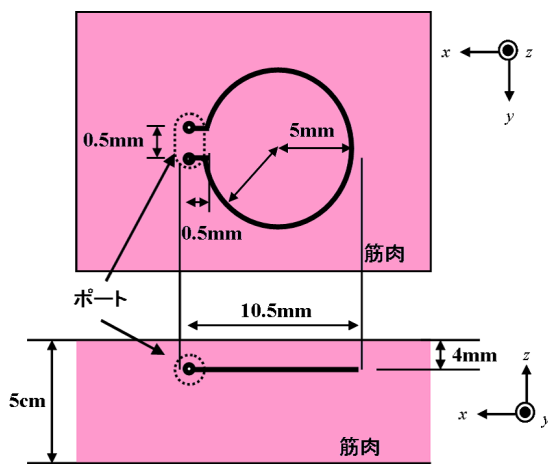


図6 無限平面筋肉媒質内におけるインプラントICタグの計算モデル

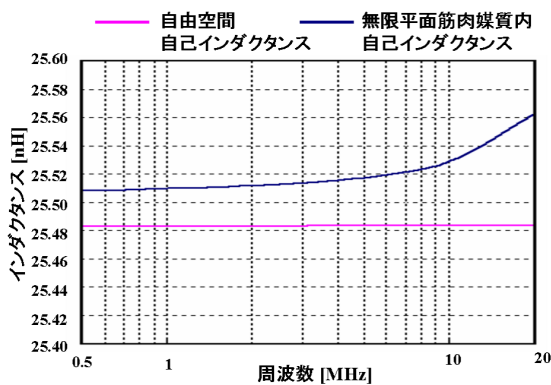


図7 インプラントICタグのインダクタンス

### 5.3 無限平面筋肉媒質上における自己インダクタンス

インプラントICタグ同様、ウェアラブル機器も無限平面筋肉媒質が近くあることで、リアクタンス特性が変化すると予想できる。そこで図8のようにウェアラブル機器を無限平面筋肉媒質上に設置し、算出したリアクタ

ンス特性から自己インダクタンスを求める。

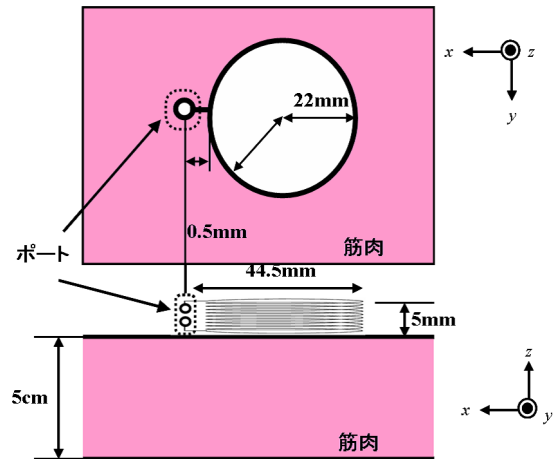


図8 無限平面筋肉媒質上におけるウェアラブル機器の計算モデル

無限平面筋肉媒質上に設置したウェアラブル機器の自己インダクタンスと自由空間における自己インダクタンスを図9に示す。無限平面筋肉媒質上においてもウェアラブル機器の自己インダクタンスが変化した事が分かる。自由空間に比べ無限平面筋肉媒質上の自己インダクタンスが高い値を示したのは、先ほどと同様に無限平面筋肉媒質が近くにあることでコイルの電磁波の放射を妨げたためだと考えられる。

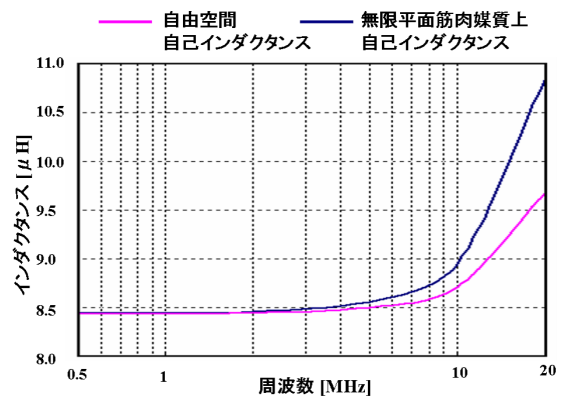


図9 ウェアラブル機器のインダクタンス

### 5.4 共振回路

種々の周波数から特定の周波数で通信を行うために、共振回路をそれぞれの機器に組込む。自由空間に比べ、無限平面筋肉媒質において自己インダクタンスがあがることが確認できたため無限平面筋肉媒質において、任意の周波数で共振を得るためにリアクタンス特性をFEKOにより算出し、共振を得るためのコンダクタンスを求めた。無限平面筋肉媒質において20MHzで共振するインプラントICタグとウェアラブル機器の周波数

特性を図 10 に示す．図 10 より任意の周波数 20MHz で共振を得ていることが分かる．本節ではインプラント IC タグに直列共振回路を組んだが，並列共振においても同値のコンデンサを用いる．

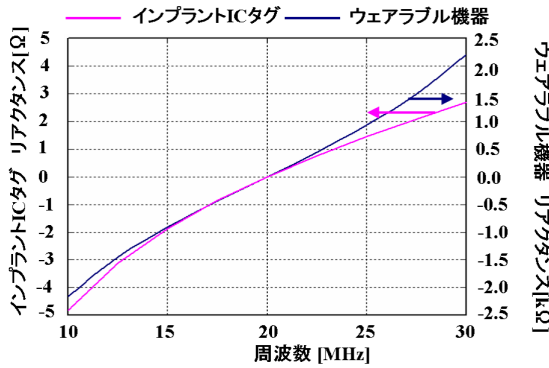


図 10 20MHz 直列共振回路のリアクタンス特性

## 6 無限平面筋肉媒質における $S_{21}$ 評価

ウェアラブル機器とインプラント IC タグを無限平面筋肉媒質に組込む．ウェアラブル機器の真下にインプラント IC タグがあり，二つの機器はコイルの中心軸から 4mm 離れている．この二つの機器の電力伝送効率を  $S_{21}$  をもちいて評価する． $S_{21}$  は受信電力と送信電力の比であり，式 (6) によって表すことができる．

$$S_{21} = 10 \log_{10} \left( \frac{\text{受信電力}}{\text{送信電力}} \right) \quad (6)$$

$S_{21}$  が 0 に近づくほど，電力伝送効率が良いこととなる．本研究ではウェアラブル機器には直列共振回路のみ組み込み，インプラント IC タグには直列共振回路と並列共振回路の二つをそれぞれ組み込み内部抵抗の最適化を行った．そこで各周波数で最適化されたインプラント IC タグの内部抵抗値を図 11 に示す．

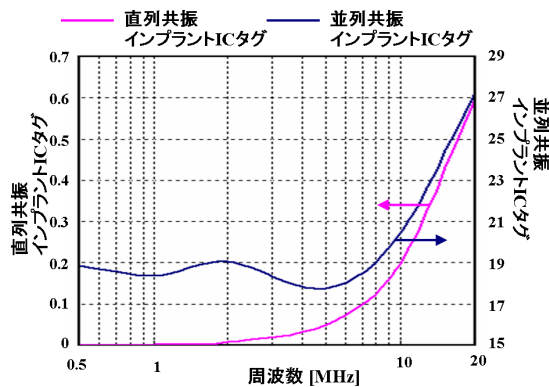


図 11 無限平面筋肉媒質における  $S_{21}$

最適化された直列共振インプラント IC タグの内部抵抗値は解析を行った 500kHz ~ 20MHz の周波数帯域内

ですべて 1 以下という結果となった．直列共振回路を用いた場合内部抵抗が余りにも小さすぎるため実現は困難である．しかし並列共振インプラント IC タグでは最適化された内部抵抗値が最低でも約 18 となり，インプラント IC タグに並列共振回路を用いる事によりインプラント IC タグとウェアラブル機器間の通信が実現しやすくなる．図 12 に各周波数における内部抵抗値の最適化によって得た  $S_{21}$  の結果を示す．500kHz ~ 10MHz までの周波数範囲において  $S_{21}$  の結果を -1dB 以内にする事ができたが，20MHz の  $S_{21}$  の結果は約 -5dB となった．

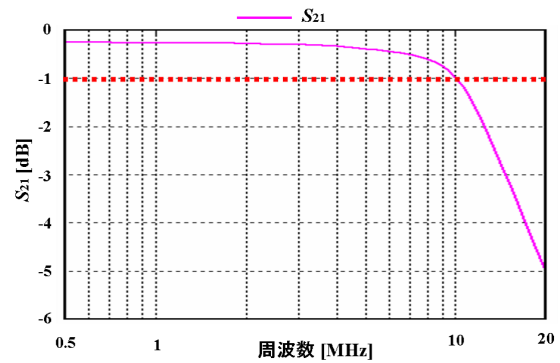


図 12 無限平面筋肉媒質における  $S_{21}$

## 7 むすび

本研究では人体内部で動作するインプラント IC タグとウェアラブル機器の間の通信に関して基礎的研究を行い，インプラント IC タグとウェアラブル機器間通信における最適な設計指針を解明することを目的とした．インプラント IC タグに並列共振回路，ウェアラブル機器に直列共振回路を組込むことで内部抵抗値が実現可能な値となった．またこの最適化によって無限平面筋肉媒質内における 500kHz ~ 10MHz までの周波数帯域であれば  $S_{21}$  の結果が -1dB 以内となる事が判明した．

## 参考文献

- [1] 関卓也，“アクティブインプラントデバイスの基礎的検討”，南山大学数理工学部情報通信学科 2006 年度卒業論文．
- [2] FEKO ホームページ，<http://www.feko.info/>．
- [3] IEEE ホームページ，<http://spectrum.ieee.org/mar07/4939/rfidef1>．
- [4] 稲垣直樹，電磁気学，コロナ社（1999）．
- [5] 稲垣直樹，電気電子学生のための電磁波工学，丸善株式会社（1998）．
- [6] 工業技術院生命工学工業技術研究所，“設計のための人体寸法データ集”，生命工学工業技術研究所研究報告，vol.2, no.1, 1994．