

a slightly increased PAD but almost identical PAD characteristics as that of table driven method.

#### 4.3. Packet arrival error rate versus node number

In this section, we analyze packet arrival error rate (PAER) and evaluate its reliability. The smaller PAER is, the more retransmission of packet can be reduced. This improves the throughput. This result is shown in figure 6 in the case of ideal situation where all of nodes can connect to each other, and shown in figure 7 in the case of  $Cp=1$  of the propagation function. PAER of flooding method can fulfill smallest value theoretically because almost all nodes relay the packet. PAER of PRCSRP is reduced by cancellation of redundant packet transmission. Furthermore, the case for proposed method is also the same as PRCSRP. PAER of table driven method is the same value as flooding method in the ideal case. However, PAER is reduced extremely in the case of applying the link disconnection propagation model. Finally, reliability proposed method improves PAER.

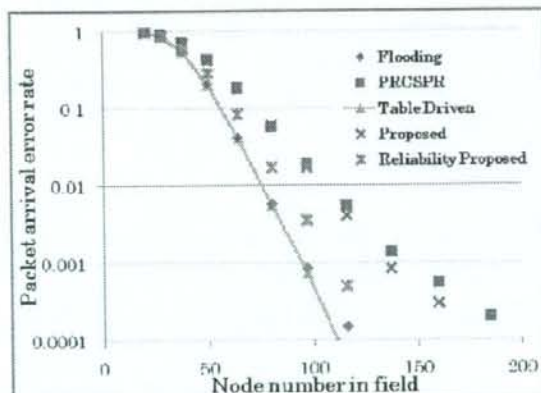


Figure 6. Packet Arrival Error Rate versus Node Number in Field : Ideal Situation (No Apply Connection Probability Function)

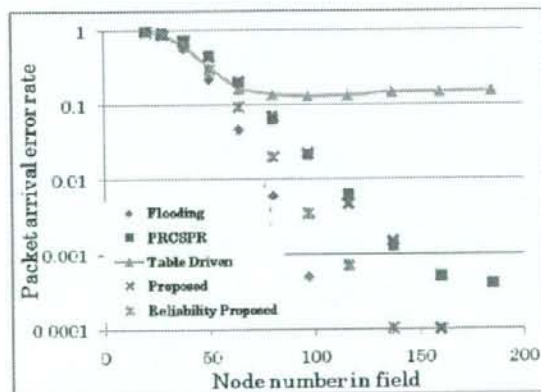


Figure 7. Packet Arrival Error Rate versus Node Number in Field : Real Situation (Connection Probability Function  $Cp=1$ )

#### 4.4. Transmission number versus node number

In this section, we analyze transmission number with respect to number of nodes. If the transmission number is

small, low power consumption or improvement of network efficiency can be fulfilled. This is shown in figure 8. In flooding method, traffic quantity increases largely by increase of number of nodes. PRCSRP can reduce traffic quantity effectively compared with flooding method. Furthermore, Reliability proposed method could achieve a smaller traffic quantity than that of PRCSRP. Table driven method can communicate by multi-hop with only minimal number of nodes. Therefore, smallest theoretical transmission number could be achieved. However, as aforementioned, traffic of beacon increases because system needs to maintain latest link table constantly. Finally, our proposed method achieves transmission number near that of table driven method.

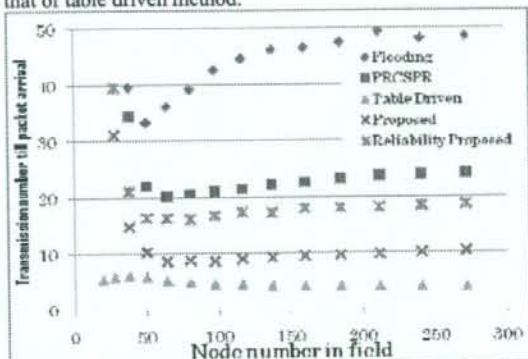


Figure 8. Transmission Number till Packet Arrival Time versus Node Number in Field

## 5. Result

In this paper, for the network used in hospital, we proposed back-off time adjustment routing method based on priority area. This enables us to reduce traffic quantity and to shorten packet arrival delay. Furthermore, packet arrival rate can be decreased and reliability is improved by postponing cancellation process.

In the future works, it is necessary to analyze the case of other propagation situation, or the extension to 3-dimension situation.

#### Acknowledgement

This work was carried out by Global Center of Excellence of Yokohama National University. I sincerely thank them.

## References

- [1] Y. Kitagishi, H. Uehara, A. Yamamoto, M. Yokoyama, and H. Ito, "Packet relay control scheme based on priority regions in multi-hop wireless networks," *IEICE Trans. Commun. (Japanese Edition)*, vol. J85-B, no. 12, pp. 2119-2128, Dec. 2002
- [2] T. Koide and H. Watanabe, "A versatile broadcasting algorithm on multi-hop wireless network; WDD algorithm," *IEICE Trans. Fundamentals*, vol. E87-A, no. 6, pp. 1599-1611, June 2004

## ウェアラブルボディエリアネットワーク に適したUWB通信方式の研究

Study on UWB Transmission Schemes  
for a Wearable Body Area Network

○望月 英希, 河寄 誠, 長嶺 駿, 田井 和成,  
原田 浩樹, 河野 隆二

横浜国立大学大学院工学府 物理情報工学専攻  
Graduate School of Engineering, Division of Physics, Electrical and Computer Engineering,  
Yokohama National University

April, 18, 2008

 Kohno Laboratory  
For Future Communications

1

## 発表の流れ

- 研究の背景と目的
- UWB無線技術
- 人体への熱影響
- Pulsed Chirp UWB方式(提案方式)
- ウェアラブルWBANでの特性
  - ウェアラブルWBANチャンネルモデル
  - 特性解析
- まとめと今後の課題

April, 18, 2008

 Kohno Laboratory  
For Future Communications

2

1. 研究の背景と目的 **研究背景**

・ 近年における医療と工学の分野の融合

→ 当研究室では無線通信+医療

生体情報を常時更新  
緊急時の応急的対応

脈拍  
血圧  
血糖値  
異常  
マスクーアード

情報通信技術を基にした安全・安心な未来医療の創生

April, 18, 2008 Kohno Laboratory  
For Future Communications 3

1. 研究の背景と目的 **研究背景**

体外

生体外伝搬モデル通信方式

他システム干渉問題

高信頼性病院内ネットワークの構築

誤り訂正符号

センサーノード測位法

アクセスポイント配置最適化

上位

RF-10の高速度化、広範囲化

PHY

イメージング ハイパーサーミア

生体内通信方式の構築

生体内通信理論 生体内伝搬モデル

人体の電磁波影響

体内

April, 18, 2008 Kohno Laboratory  
For Future Communications 4



## 1.研究の背景と目的 ボディエリアネットワーク(Body Area Network : BAN)

### ・ボディエリアネットワーク

複数の超小型無線通信端末により  
構成されるネットワーク  
(体内, 体外に設置)

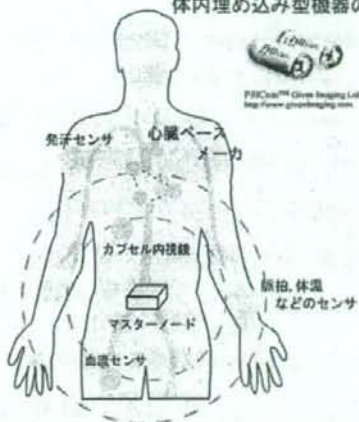


インプラントWBAN  
ウェアラブルWBAN

健康状態モニタリング  
ハンディキャップ補助応用  
他にも様々な分野への応用

○:ウェアラブル ●:インプラント

体内埋め込み型機器の例



April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

5

## 1.研究の背景と目的

### 研究目的

・本研究ではウェアラブルWBANに注目

・ウェアラブルWBANに求められる技術



応用的利用も考慮  
高速通信の必要性  
最大10Mbps程度

Ultra Wideband(UWB)  
無線通信方式に注目

・ウェアラブルWBANの研究目的

- ・UWB無線通信方式(Chirp on UWB, DS-UWB)の通信特性解析
- ・熱的影響(Specific Absorption Rate:SAR)の考慮
- ・ウェアラブルBAN環境に適したUWB方式の提案

April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

6

## 2.UWB無線技術 CoU(Chirp on UWB)方式 DS-UWB(Direct Sequence-UWB)方式

### DS-UWB方式

#### 特徴

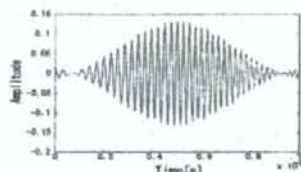
- ・利点: 拡散符号によってパルスの位相の反転  $\rightarrow$  多くのユーザがいても識別可能
- ・欠点: 遠近問題に弱い



### Chirp on UWB(CoU)方式

#### 特徴

- ・利点: パルス幅の中で、時間に応じて周波数に変化  $\rightarrow$  Userごとに異なる周波数帯使用のため遠近問題に強い
- ・欠点: 同一周波数帯での複数ユーザが識別困難



BANでは熱問題についても考慮が必要

低い 周波数 高い

April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

7

### 3.人体への熱影響

## SAR(Specific Absorption Ratio/比吸収率)

SAR ( Specific Absorption Rate: 比吸収率)

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 [W/kg]$$

$\sigma$  : 生体組織の導電率 [S/m]

$\rho$  : 生体組織の密度 [kg/m<sup>3</sup>]

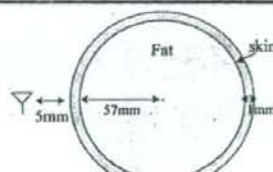
$E$  : 電界 [V/m]

表1.安全基準

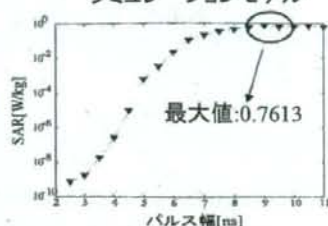
	一般環境
全身平均SAR	0.08W/kg
局所SAR	2W/kg
任意の組織 10g当たり	4W/kg(四肢)

表2.シミュレーション諸元

送信波形	CoU波形
通信速度	5Mbps
使用帯域	3-5GHz
送信電力	0.1W



シミュレーションモデル



パルス幅が小さい: SAR値低

$\rightarrow$  瞬時電力でなく電波照射の時間の影響大

DS-UWB: パルス幅, 系列長によっては影響有の可能性

CoU方式: 1パルスなので影響低

以上を考慮して提案方式へ

April,18,2008

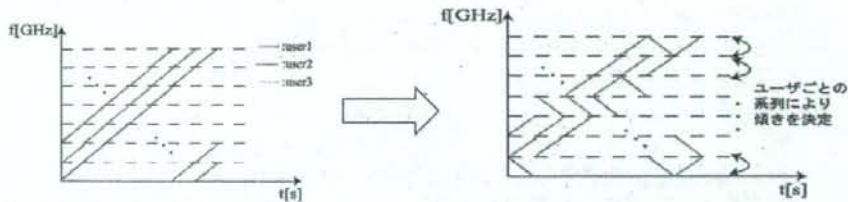
Kohno Laboratory  
For Future Communications

8

4.提案方式

Pulsed Chirp UWB方式

目的: 環境によらず特性の良い方式の作成



- ① 使用周波数を系列長分でサブバンド化
- ② 系列により傾きの正負を決定
- ③ それぞれの周波数変化にパルスをのせ、直接拡散する  
(それぞれの帯域での周波数変化の傾きの絶対値は時間長一定より一定)

特徴

- ・チャープ波形がパルス型: 系列の直交性を利用
- ・狭帯域通信の干渉: その周波数帯を用いないことにより回避可能

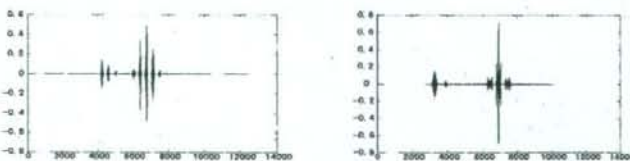
April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

9

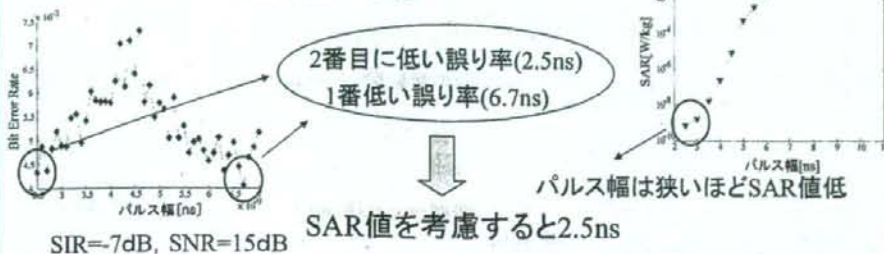
4.提案方式

パルス幅によるSAR,通信特性の変化



パルス幅2.5nsの時の相互相関特性    パルス幅5nsの時の相互相関特性

・パルス幅の違い: 相関特性に影響



SIR=-7dB, SNR=15dB

SAR値を考慮すると2.5ns

April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

10



## 5. ウェアラブルWBANでの通信特性 性能評価

### ・評価環境

- ・他ピコネット間での干渉問題
- ・所望の電波との同期は取れている, チャネル既知
- ・干渉波は所望波の1bit送信時間の間に一様分布に従い到来
- ・干渉成分: 干渉波+AWGN(15dB)

### ・両方式のパラメータ

- ・ウェアラブルWBANシステム全体で使う周波数幅一定
- ・回路構成の簡易化を考え, Chirpの傾きは正負の変化のみ
- ・通信速度, 1bit当りの送信電力一定
- ・他ユーザの数は等しい



April, 18, 2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

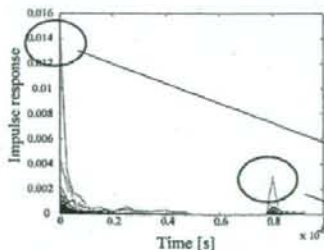
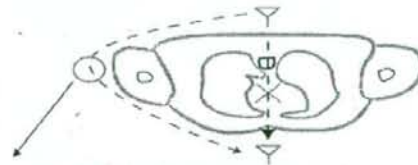
11

## 5. ウェアラブルWBANでの通信特性 ウェアラブルWBANチャネルモデル

・IEEE802.15.4a channel model-final reportのモデルを使用

### 特徴

- ・周波数が2~6GHz: 体内減衰大  
 人体内部を通過する  
 電波は無視可  
 距離減衰は体の周長で定義



パスロス計算式

$$P_{dB} = \gamma(d - d_0) + P_{0,dB}$$

$\gamma$ : 1m当りの減衰量  $d_0$ : 参照距離  $P_{0,dB}$ : 参照距離での電力

体の周りを  
回折してくる波  
地面からの反射波

送受信機の位置に  
よっては  
反射波の方が電力大

受信機左腕時のインパルス応答の例

April, 18, 2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

12

## 5.ウェアラブルWBANでの通信特性 シミュレーション諸元

送信波形	ルートレイズドコサイン波形(ロールオフ率0.6)
通信速度	10Mbps
サンプリング間隔	0.03125[ns]
送信機位置	腹部前面
受信機位置	腕
干渉ピコネット数	1, 8
地面の種類	コンクリート

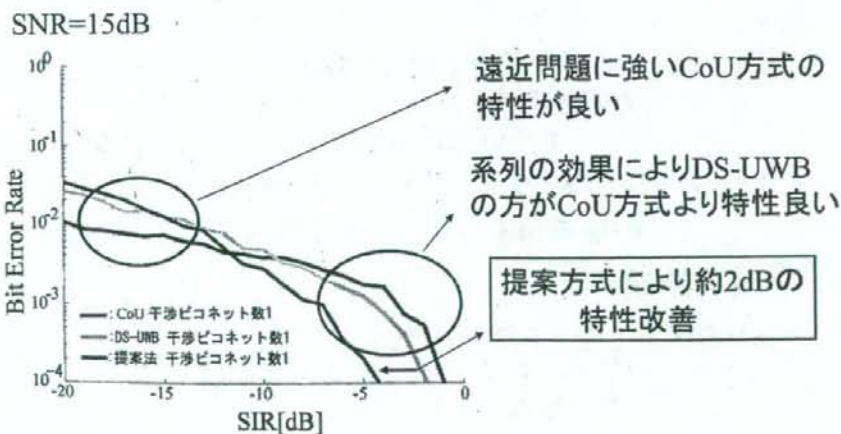
送信信号	DS-UWB信号	Chirp-on-UWB方式	提案方式
拡散系列	Gold系列(系列長:7)	使用せず	Gold系列(系列長:7)
使用帯域	3~5GHz( $\tau = 0.75\text{ns}$ )	3~5GHz( $\tau = 3\text{ns}$ )	3~5GHz( $\tau = 2.5\text{ns}$ )
User識別法	拡散系列(gold系列)	周波数分割(500MHz) +アップorダウンチャープ	拡散系列(gold系列) 周波数変化

April,18,2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

13

## 5.ウェアラブルWBANでの通信特性 シミュレーション結果1



干渉ピコネット数1 通信速度10Mbps

April,18,2008

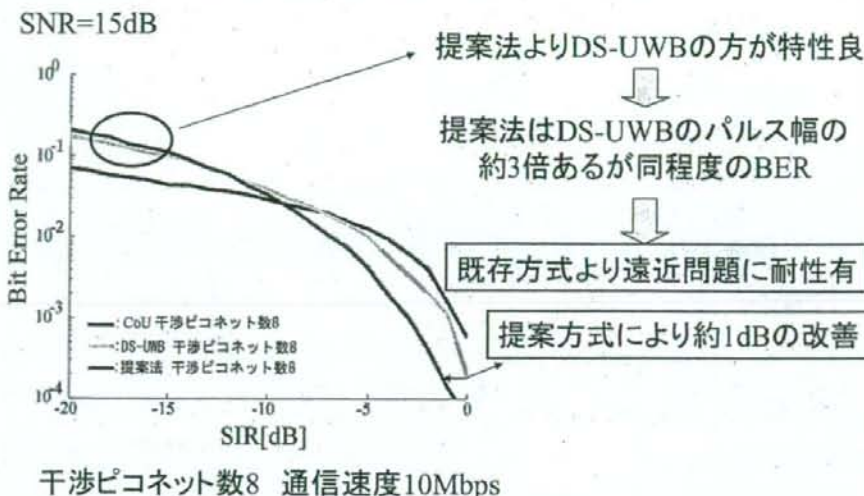
Kohno Laboratory  
For Future Communications

14



## 5. ウェアラブルWBANでの通信特性

### シミュレーション結果2



April, 18, 2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

15

## 6. まとめと今後の課題

### まとめと今後の課題

#### ・まとめ

- ・CoU方式, DS-UWB方式で特性を確認

⇒ 両方式の特長を利用することにより  
特性の改善に成功

- ・SARはUWBのようなパルスでは影響が少ないことの確認

⇒ UWBを利用することによる優位性

#### ・今後の課題

- ・より実環境に近い条件での考察
- ・利用周波数帯での既存システムとの干渉問題
- ・ピコネット内が非同期時の遠近問題

April, 18, 2008

Kohno Laboratory  
For Future Communications

16

.END

Thank you for your attention!

April,18,2008

 Kohno Laboratory  
For Future Communications

17

## 伝搬速度推定による医療用埋め込み機器の位置推定法に関する検討

### A Study on Position Estimation Method of Medical Implanted devices using Estimation of Propagation Velocity

河寄 誠\*  
Makoto KAWASAKI

長嶺 駿\*  
Shun NAGAMINE

河野 隆二\*  
Ryuji KOHNO

**Abstract**— Recently, wireless communication devices in the field of medical implant, such as cardiac pacemakers and capsule endoscopes, have been studied and developed to improve healthcare systems. Especially it is very important to know the range and position of each device because it will contribute to an optimization of the transmission power. We adopt the time-based approach of position estimation using ultra wideband (UWB) signals. However, the propagation velocity inside the human body differs in each tissue. In this paper, we propose a position estimation method using an estimation of the propagation velocity inside the human body. In addition, we show by computer simulation that the proposal method can perform accurate positioning with a size of medical implanted devices such as a medicine capsule.

**Keywords**— Body Area Network, positioning, inside human body, propagation velocity

#### 1 はじめに

近年、医療において心臓ペースメーカーやカプセル型内視鏡などの医療用体内埋め込み通信装置の研究が行われ実用化が進められている。将来的には複数の小型の通信装置を体内に埋め込むことでネットワークを構築し、相互に無線通信を行うことにより、生体情報の観測や体外からの制御による診察・治療の実現が目指されている。

埋め込み機器における無線通信を考えたとき、生体情報を扱うことを考慮すると信頼性の高い通信が要求される。また、装置のバッテリーを長寿命化するためには低消費電力であることが必要となる。そのため、埋め込み機器相互の位置を把握することが送信電力の最適化につながり非常に重要である。また、生体情報の取得場所の特定が可能になるなどの利点も考えられる。そこで本論文では、生体内に埋め込まれた機器の位置推定について検討を行う。

自由空間における電波を用いた位置推定法の1つに、電波の伝搬速度が光速で一定であることを利用し、受信電波の到来時間から位置推定を行う方法がある。超広帯域

(UWB) 通信方式は時間分解能が高く、この位置推定方式に適していると考えられる。しかし、生体内では各生体組織が比誘電率と導電率と呼ばれる電気定数を持ち、生体組織内での電波の伝搬速度は比誘電率の関数で表わされることが知られている。したがって、様々な臓器が複雑に混在する生体内では、埋め込み型通信装置の位置の違いにより伝搬速度が変化してしまうため、位置の推定が困難である。

そこで本研究では、生体内センサーネットワークにおいて、生体内の比誘電率分布を考慮することで体内における伝搬速度を推定し、推定伝搬速度を用いた埋め込み通信装置の位置推定法を提案する。事前にMRIやCTなどを用いて生体内画像は得られており、組織分布は既知であるとする。まず、UWB帯域幅と位置推定精度について評価を行い、さらに提案方式における位置推定精度について評価を行う。

#### 2 UWBを用いた位置推定法

複数のセンサが存在するようなセンサネットワークにおいて、位置が既知であるセンサ(以下、ノードと呼ぶ)と位置が未知であるセンサ(以下、タグと呼ぶ)の間の位置推定法には、到来方向(Angle of arrival;AOA)、受信電力(Received signal strength;RSS)、ノード・タグ間の伝搬時間を用いた方式がある。AOAでは、複数のノードとタグ間の電波の到来角を推定することで位置推定を行う。一方、RSSはノードにおいてタグからの電波の受信電力を測定することで、また伝搬時間による方法では、タグからの電波の到来時間を測定することでそれぞれ位置推定を行う。

特にUWBを用いた場合には、伝搬時間に基づく方法が高精度を達成することができる。これは、UWB信号が超広帯域幅を有することによる時間分解能が高いという特徴を生かせるためである。伝搬時間に基づく位置推定法には、TOA(Time-of-arrival)方式とTDOA(Time-difference-of-arrival)の2種類が主に挙げられる。伝搬時間の測定には、ノード側における相関器においてテンプレート波形と受信信号との相関出力より伝搬時間の決定を行う。さらに、TOA方式による最小二乗法に基づく位置推定法がある。そこで、本研究では、TOA方式

\* 〒240-8501 横浜市保土ヶ谷区常盤台79-5 横浜国立大学大学院工学府物理情報工学専攻 河野研究室 Graduate School of Engineering, Division of Physics, Electrical and Computer Engineering, Yokohama National University Kohno Laboratory 79-5 Tokiwadai, Hodogaya-ku, Yokohama, 240-8501 Japan. E-mail: makoto@kohnolab.dnj.ynu.ac.jp



に基づく最小二乗法により位置推定を行う。

### 3 生体内伝搬特性

#### 3.1 生体組織の電気定数・電気特性

生体は、さまざまな臓器によって複雑な構造をなして構成されている。さらに、各臓器は比誘電率、導電率と呼ばれる電気定数を持っており、それら定数は周波数特性を有する。

広帯域幅を有する UWB 信号を用いて、埋め込み型装置の通信および位置推定を行う場合には、これら電気定数の周波数特性を考慮することが必要となってくる。生体のような電気定数が周波数特性を有する分散性媒質における電気定数は一般的に Cole-Cole モデルで与えられている。

$$\epsilon_r(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^M \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0}, \quad (1)$$

式(1)の Cole-Cole の式より導出される比誘電率・導電率の周波数特性は図1のようになる。図1は筋肉・脂肪のグラフである。

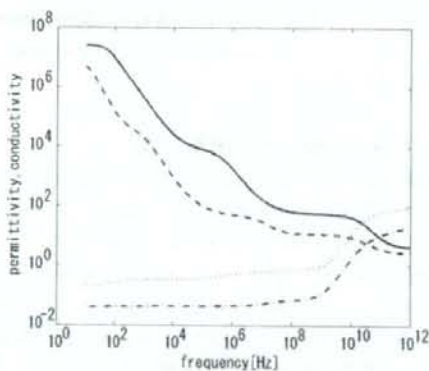


図1: 比誘電率・導電率の周波数特性

さらに、媒質中の伝搬速度は式(2)で表され、比誘電率の関数で表されることが知られている。そのため、生体内においては、伝搬速度は各臓器および周波数によって異なることが分かる。ここで、 $c$ は光速、 $\omega$ は角周波数を表している。

$$v(\omega) = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r(\omega)}}, \quad (2)$$

#### 4 均一媒質における比誘電率

FDTD 解析を用いて、各組織の比誘電率の解析を行った。解析結果は図2のようになっており、本研究では各組織の比誘電率の平均値を求めることで、各組織ごとに

比誘電率を一意に決定した。表1は各組織ごとの比誘電率の平均値を示したものである。

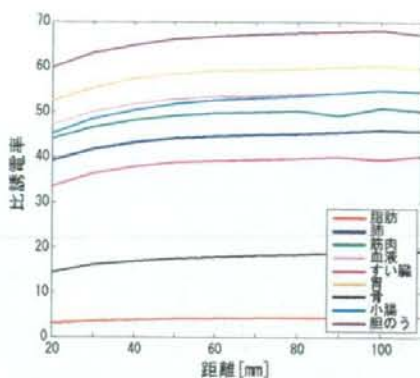


図2: 均一媒質における比誘電率の距離特性

表1: 各組織ごとの平均比誘電率

Tissue	muscle	fat	blood	intestine
$\epsilon_r$	47.83	4.08	51.59	50.67
Tissue	stomach	tendon	bone	bladder
$\epsilon_r$	56.99	37.61	17.09	64.63

### 5 伝搬速度推定による生体内位置推定法の検討

本研究では、生体内の電波の伝搬速度を推定することにより、埋め込み機器の位置推定を行う。

提案方式の前提条件として2つの条件を設定している。まず、MRIやCTなどを用いて生体内の画像は得られている(組織分布が既知である)。さらに、位置が既知である埋め込み機器(ノード)が4つ存在していることである。生体内は各臓器が複雑に混在しているため、伝搬速度をすべての経路において推定することは困難である。そこで、本研究では伝搬速度を段階的に推定していき位置推定を行う。提案位置推定法は以下の2つの段階で構成されている。

#### 5.1 第一段階

1段階目として、得られた生体画像内において4つのノードの内部領域(解析領域)の平均的な比誘電率を以下の式(3)より算出する。ここで、 $\epsilon_{ave}$ は解析領域内の平均比誘電率、 $p_i$ は各組織の分布割合、 $\epsilon_i$ は各組織ごとの比誘電率、 $I$ は組織数を表している。また図3は1段階目のシステムモデルを示している。

$$\varepsilon_{ave} = \sum_{i=1}^I (\varepsilon_i \times p_i) \quad (3)$$

得られた平均比誘電率より、平均的な伝搬速度を以下の式(4)より算出する。

$$v_{ave} = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_{ave}}} \quad (4)$$

ここで、生体内画像内の全ての任意点(x,y)から各ノードまでの推定伝搬時間を式(4)より求められた伝搬速度および各ノードから任意点までのよりを用いて式(5)より算出する。ここでnはノード番号、 $d_{n(x,y)}$ は任意点から各ノードまでの距離を表している。

$$t_{n(x,y)}^1 = \frac{d_{n(x,y)}}{v_{ave}} \quad (5)$$

そして、求められた推定伝搬時間とFDTD法を用いて実際に得られるノードとタグ間の伝搬時間 $t_n$ との最小二乗誤差を得る位置 $\theta(x,y)$ を推定位置と決定する。

$$\theta(x,y) = \min \sum_{n=1}^4 (t_n - t_{n(x,y)})^2 \quad (6)$$

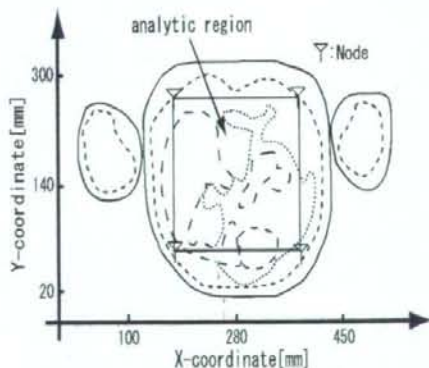


図3: システムモデル (第1段階)

## 5.2 第二段階

2段階目では、1段階目で得られた推定位置を用いて、さらに位置推定精度を向上させるために位置推定を行う。手順は以下のようにになっている。

まず、1段階目における解析領域を複数領域に分割する。各領域内に存在する組織の比誘電率 $\varepsilon_i$ および組織の割合 $p_i$ をもとに式(7)より領域ごとの比誘電率を算出す

る。図4は分割数(3×3)の場合のシステムモデルを示している。 $j$ は図4における領域番号を表している。

$$\varepsilon_j = \sum_{i=1}^I (\varepsilon_i \times p_i) \quad (7)$$

さらに、1段階目で得られた推定位置とノード間の経路が通過する領域および領域ごとの通過距離を算出することで、式(8)より第1段階推定位置と各ノード間の比誘電率を算出する。 $k$ は図における通過領域番号を表している。

$$\varepsilon_n = \frac{\sum_{k=1}^K (\varepsilon_k \times d_k)}{d_{all}(n)} \quad (8)$$

$$v_n = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon_n}} \quad (9)$$

式(9)は各ノードごとの伝搬速度を表している。ここで、生体内画像内の全ての任意点(x,y)から各ノードまでの推定伝搬時間を以下の式(10)により各ノードごとに求められた伝搬速度を用いて算出する。そして、1段階目と同様に最小二乗法より位置推定を行う。

$$t_{n(x,y)}^2 = \frac{d_{n(x,y)}}{v_n} \quad (10)$$

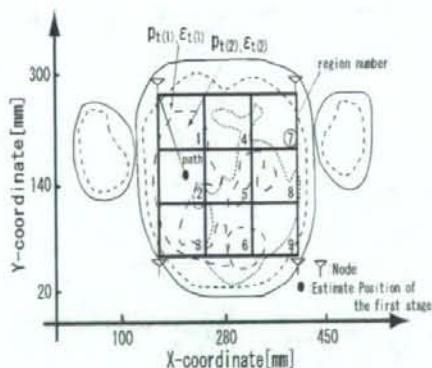


図4: システムモデル (第2段階)

## 6 シミュレーションによる性能評価

### 6.1 シミュレーションモデル

シミュレーションモデルは図5および図6のようにになっている。この図は成人男性腹部(高さ137.5cm付近)および胸部(高さ157.5cm付近)のモデルであり、筋肉、脂肪、

血液、骨、胃、小腸などの臓器が含まれている。ノード位置はそれぞれ(171,61),(171,61),(171,61),(171,61)と設定し、タグの存在領域は4つのノードの内部領域( $x = 171 \sim 400[\text{mm}]$ ,  $y = 61 \sim 240[\text{mm}]$ )とした。以下に各モデルの特徴を示す。

- 腹部モデル
  1. 胃・小腸(高含水組織)と脂肪(低含水組織)が存在
  2. 様々な組織が複雑に混在
- 胸部モデル
  1. 肺を中心に高含水組織の割合が多い
  2. 組織がほぼ対称に配置されている

ここで、高含水組織は水分量の多い組織の総称であり、生体組織の3分の2を占め代表組織は筋肉である。また、低含水組織は水分量の少ない組織の総称であり、生体組織の3分の1を占め代表組織は脂肪である。

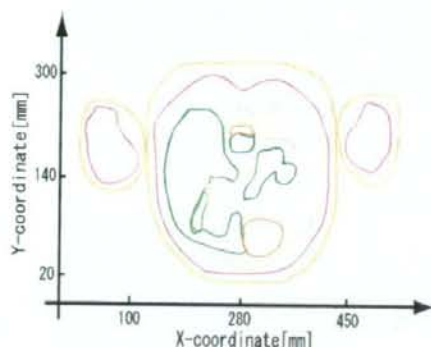


図 5: 腹部モデル

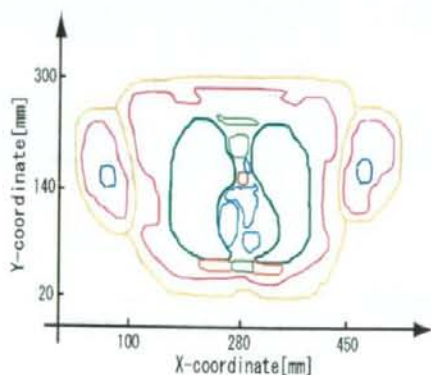


図 6: 胸部モデル

## 6.2 UWB 帯域幅と位置推定精度の検討

一般的には、帯域幅が広がると位置推定精度は向上する。しかし、生体内においては高周波数成分が激しく減衰してしまうために、位置推定精度に限界が存在すると考えられる。そこで、シミュレーションにより送信 UWB 信号帯域幅と位置推定精度の関係について検討を行った。また、ここでは伝搬速度の推定は出来ているとして評価を行っている。結果は図7のようになっており、帯域幅が1GHzから4GHzにかけて広帯域になるにつれて位置推定精度が向上できていることがわかる。しかし、帯域幅が4GHz以上になると推定精度が向上していない。これは、生体内において高周波数成分が減衰してしまい、精度が上がらないためである。そこで、以下の分割数および位置推定精度の評価には0~4GHz帯のUWB信号を用いて検討を行う。

表 2: シミュレーション諸元(1)

解析モデル	XFDTD 人体モデル
解析部位	成人男性腹部および胸部
ノード位置	(171,61),(400,61),(171,240),(400,240)
解析領域	$x = 171 \sim 400, y = 61 \sim 240$
使用波形	ガウシアンパルス
使用帯域	0~1[GHz]~0~6[GHz]
雑音	AWGN

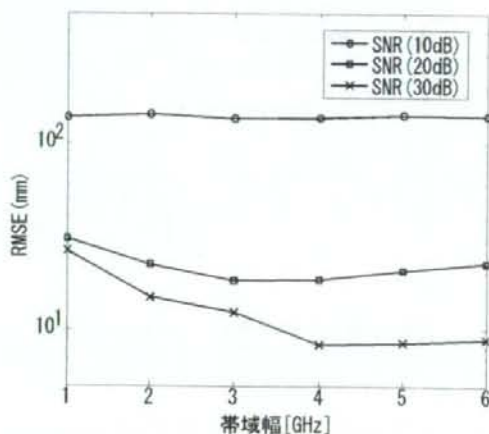


図 7: UWB 帯域幅と位置推定精度

## 6.3 領域分割数と位置推定精度の検討

次に提案方式の性能評価を行った。提案方式との比較として伝搬速度を推定しない場合との比較を行った。ここでは、生体組織の比誘電率として高含水組織(HWC)および低含水組織(LWC)の比誘電率を用いた。高含水



組織および低含水組織の代表的なものとして、前者には筋肉、後者には脂肪が挙げられており、その割合は 2:1 であるとされている。

表 3: シミュレーション諸元 (2)

解析モデル	XFDTD 人体モデル
解析部位	成人男性腹部および胸部
ノード位置	(171,61),(400,61),(171,240),(400,240)
解析領域	$x=171\sim 400, y=61\sim 240$
分割領域数	(3×3),(4×4),(5×5),(6×6),(7×7)
使用波形	ガウシアンパルス
使用帯域	0~4GHz
雑音	AWGN

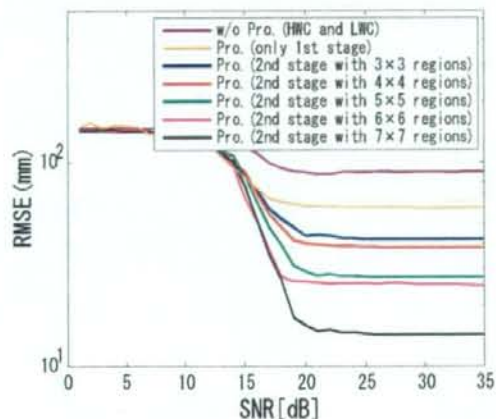


図 8: 腹部モデル

結果は図のようになっている。横軸に受信信号電力対雑音電力比 (SNR)、縦軸に位置推定誤差を示している。シミュレーション結果より、腹部モデルおよび胸部モデルにおいて分割領域数を増やすことによって推定精度を向上できていることがわかる。さらにいずれの部位においても既存のカプセル型内視鏡などの大きさ 20[mm] ほどの推定精度を得ることが出来た。

## 7 結び

本研究では、生体内の伝搬速度の推定による医療用埋め込み機器の位置推定法を提案した。生体内において UWB 信号のような広帯域信号を用いる場合には、位置推定精度に高周波成分の減衰が大きく影響してくるが、0~4[GHz] 帯の UWB 信号を用いた位置推定による精度が他の帯域幅を用いた場合に比べて精度が良いことを示した。また、提案方式において分割領域数を増やすこと

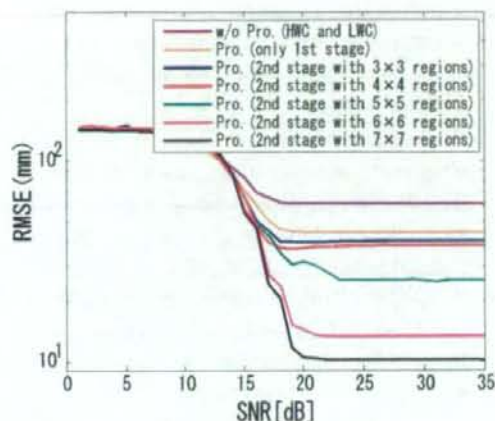


図 9: 胸部モデル

により精度を向上できることを示し、カプセル型内視鏡の大きさ 20[mm] ほどの分解能を得られることを示した。今後の課題としては、組織境界の屈折を考慮することによる精度の向上や 3 次元モデルへの拡張などが挙げられる。

## 参考文献

- [1] M.Z. Win and R.A.Scholtz, "Ultra-Wide bandwidth time-hopping spread-spectrum impulse radio for wireless multiple-access communications," IEEE Trans. Commun., Vol.48, no.4, pp679-691, April 2000.
- [2] Sinan Gezici, Zhi Tian, Georgios B.Giannakis, Hisashi Kobayashi, Andreas F.Molisch, H.Vincent Poor, and Zafer Sahinoglu, "Localization via Ultra Wideband Radios," IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, pp70-84, Jul. 2005.
- [3] Ali H. Sayed, Alireza Tarighat, Nima Khavehnouri, "Network-Based Wireless Location," IEEE Signal Process. Magazine, pp.24-40. Jul 2005
- [4] K. Taniguchi and R. Kohno, "Design and Analysis of Synthesized Template Waveform for Receiving UWB Signals," IEICE Trans., Fundamentals, Vol.E88-A, No.9, Sept 2005.
- [5] Guilin Sun, Christopher W. Trueman, "Numerical Dispersion and Numerical Loss in Finite-Difference Time-domain Method in Lossy Media," IEEE Trans. Antennas Propag, vol.53 pp3684-3690, Nov 2005.

- [6] K. Tai, H. Harada, R. Kohno, "Channel Modeling and Signaling of Medical Implanted Communication Systems and a Step to Medical ICT," A3.5, IST Mobile Summit 2007, July 2007.
- [7] A. Alomainy, Y. Hao, Y. Yuan, Y. Liu, "Modelling and Characterisation of Radio Propagation from Wireless Implants at Different Frequencies," Proc. The 9th European Conference on Wireless Technology, pp.119-122, Sep 2006.
- [8] T. NAKAMURA, M. SHIMIZU, H. KIMURA, and R. SATO, "Effective Permittivity of Amorphous Mixed Materials," IEICE Trans.B, vol.J87-B No.11, pp.1951-1958, Nov.2004

## 生体内センサネットワークにおける消費電力と熱影響を考慮した 通信モデルの設計

### Design of Communication Model Considering Power Consumption and Thermal Influence in an Implanted Body Area Network

長嶺 駿\*

河崎 誠\*

河野 隆二\*

Shun NAGAMINE

Makoto KAWASAKI

Ryuji KOHNO

**Abstract**— Recently, the use of wireless communications devices in the field of medical implants has received a great deal of attention due to the increasing degree of miniaturization of electronic circuits. By means of transmitting vital data, we can observe the body's condition and detect any possible problem in the human body at anytime. So, we design an implanted body area network which takes a clustering form and switches leadership between two nodes in order to control thermal influence. Additionally we propose a MAC protocol that improves communication efficiency for low energy consumption. Finally, we show the effectiveness of our communication model by computer simulation.

**Keywords**— Body Area Network, Thermal influence, MAC protocol

#### 1 はじめに

近年、半導体加工技術や無線通信技術の加速度的な発展に伴い、通信装置の小型化が急速に進んでいる。そして、これらの技術進歩により、現在は医療分野においても小型の体内埋め込み型機器が用いられるようになってきている。そこで、近い将来には、センサ機能を搭載した超小型無線通信機器（以下ノード）を生体内に複数埋め込み、各ノードでセンサネットワークを形成し、生体内情報の取得や体外の受信機への情報の送信なども予想される。しかしこのような技術を考えるにあたり、ノードの消費電力や通信を行うことによって生じる人体への熱影響を考慮することが非常に重要となってくる。

体内に埋め込まれたノードは特に長期間の稼働が可能であることが望ましいため、電力効率のよい情報収集機構が求められる。消費電力を抑えるためには近接するノードで集団（クラスタ）を構成することが望ましいとされている。つまり、残余電力の多い Full Function Device のノード（以下、FFD ノード）がクラスタリーダーとなり、クラスタ内のノードから情報を集約して体外の受信機に送信するという形が、全体として効率よく電力を消費できる形態ということである。従って本論文で考えるネットワークモデルはクラスタリング形態を想定する。

この時、クラスタリーダーは他のノードと比べて消費電力が大きく、人体への熱影響も大きくなることが予想される。そこで、クラスタリーダーになり得る FFD ノードを複数埋め込み、それらのノード間でリーダーを切り替えていくことで熱の影響を分散させる。熱影響による上昇温度については、電磁波によって生じた熱の生体内における伝搬現象の計算手法として一般的に用いられている生体熱輸送方程式を用いる。

クラスタリーダーのアクティブな状態としては、他のノードが取得した情報を受信している状態と、それらをまとめて体外の受信機に送信している状態が考えられる。その中でも、受信状態の時は、複数の端末が一度に通信を行おうしているため特に時間がかかってしまう。従って、各端末からの受信をいかに効率よく行うかが、熱影響を抑える上でも重要な問題となることが予想される。

本論文では体内に埋め込んだ複数のノードのアクセス順序の制御を、提案するプロトコルによって行うことにより受信の効率を上げ、消費電力および熱影響を抑えることを目指す。

また、医療用のシステムとして、緊急時における迅速な対応というのも非常に重要であるため、正常な範囲外である生体情報を取得した場合の対応策も、本論文において検討を行う。

## 2 生体内ネットワーク通信モデルの設計

### 2.1 クラスタ型ネットワークモデル

体内に埋め込まれたノードは非常に小さい電力で作動しなければならないので、生体内センサネットワークを考える上では、電力効率の向上が大変重要となってくる。これまでの研究より、ネットワークのクラスタリング構造は電力効率の良いモデルとされている。ここでのクラスタリング構造とは、ある特定のノードをクラスタリーダーとし、リーダーが体外の受信機と比較的長距離な通信を代表で行うことで、大半の消費電力をリーダーが担い、その他のノードの消費電力をなるべく抑えるといった構造である。そこで、比較的多くのバッテリーと複雑な回路構造をもつ FFD ノードがリーダーになれるものとし、その他のモニタリングを行うノードは、簡易回路で低バッテリー

\* 〒 240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-5 横浜国立大学大学院 工学府 物理情報工学専攻 河野研究室 Kohno Lab., Division of Physics, Electrical and Computer Engineering Yokohama National University, 79-5 Tokiwadai Hodogaya-ku, Yokohama-city kanagawa 240-8501 Japan. E-mail: shun@kohnolab.dnj.ynu.ac.jp



である Reduced Function Device のノード（以下、RFD ノード）と考える。本論文においては、2個の RFD ノードとある程度の個数の RFD ノードでひとつのクラスタを構成するものとする。

また、その性質上、熱影響も大きくなってしまいうリーダーを複数の RFD 間で切り替えることで、より熱を抑えるシステムを想定する。ネットワークモデルの簡略図を図 1 に示す。

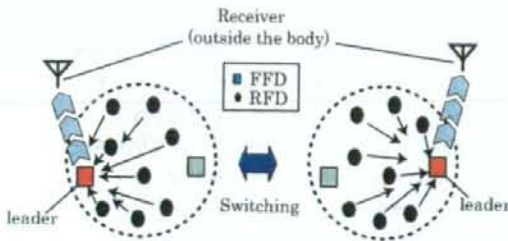


図 1: ネットワークモデル

## 2.2 通信フローチャート

クラスタ形成からリーダー切替までの各端末の通信プロセスを提案する。図 2 にフローチャートを示す。

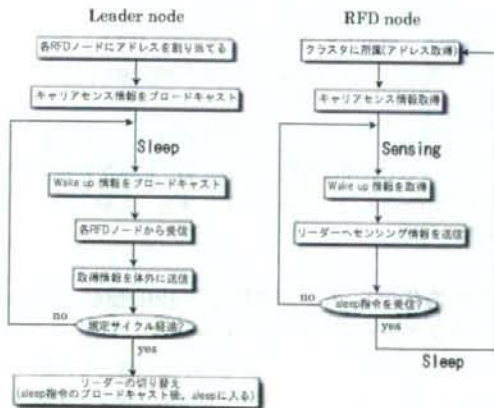


図 2: 通信フローチャート

まず、リーダーはクラスタに所属する RFD ノードにアドレスを割り当て、クラスタ内のノード数などを把握する。クラスタ形成後、ノード数の情報をもとに、バックオフ時間の情報を各ノードに送信する。その後リーダーは一定期間スリープ状態となり、その間各 RFD ノードが生体情報のセンシングを行う。次に、リーダーがスリープ

から起動したら、それを各 RFD ノードに知らせることでセンシングを終了させ、取得した情報をすべて受信する。そして、リーダーが取得情報をまとめて体外の受信機に送信し、再度スリープ状態に入る。このスリープモードから生体情報の体外への送信をサイクルとし、一定回数のサイクルを経過後、リーダーを他の RFD ノードに切り替えるため、各 RFD ノードにスリープ指令を送信し、リーダー自らも次のリーダー期間までスリープ状態となる。スリープ指令を受けた RFD ノードは、次のリーダーによるクラスタ形成までスリープ状態となる。

## 2.3 提案 MAC プロトコル

本研究では、RFD ノードはより簡易で低消費電力を想定しているため、通信を行う度に同期はとらないものとしている。従って、図 2 の通信フローチャートの中で、複数の RFD ノードからリーダーに情報を送信する際にアクセス制御を行うことが、通信の効率を上げる手段として有効であると考えた。つまり、より効率のよい MAC プロトコルを提案し、通信の効率を上げることで低消費電力と熱影響の軽減を図る。

提案プロトコルは、通信を行うノード数に応じて適応的にキャリアセンスの時間を変えるプロトコルである。基本的なアクセスの手順は従来の CSMA/CA 方式をベースとしており、各ノードがリーダーにアクセスする際の概略図を以下の図 3 に示す。

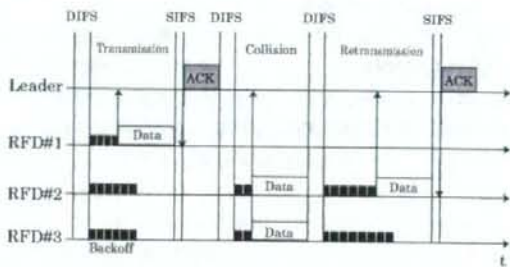


図 3: CSMA/CA プロトコルによるアクセス制御

提案プロトコルの具体的なアルゴリズムとしては、バックオフ時間と呼ばれるキャリアセンスを行う期間（待ち時間）を決定するバックオフ値（backoff）の取りうる範囲を、RFD ノード数を含んだ式で与えるという方式である。一般的に、バックオフ時間は以下の式で与えられる。

$$backoff\ time = backoff \times slottime \quad (1)$$

ここで、slottime は、最も小さく分割された時間幅を指している。backoff は  $[0, CW]$  の範囲内できりうるラン

ダムな値 (整数) で与えられる。ちなみに  $CW$  は衝突が生じて再送を行う度に次の式に従って更新される。

$$CW = (CW_{min} + 1)2^n - 1 \quad (2)$$

$CW$  の初期値が  $CW_{min}$ ,  $n$  が再送回数を表している。つまり、再送が生じる度に *backoff* の取りうる範囲が増え、重複する確率が低くなるようになっている。

提案方式では、この  $CW$  の初期値  $CW_{min}$  を次の式で与えている。

$$CW_{min} = \alpha M \quad (3)$$

$M$  はクラスタ内の RFD ノード数であり、 $\alpha$  は新たに定義するバックオフ係数というパラメータである。この値は、端末数に応じた最も効率よく通信を行うことができる係数であり、予めすべてのデータを受信するまでの処理時間をシミュレーションにより計算することで求めておく。

予め行ったシミュレーションのうち、RFD ノード数が 10 個の場合の処理時間の結果を図 4 に示す。

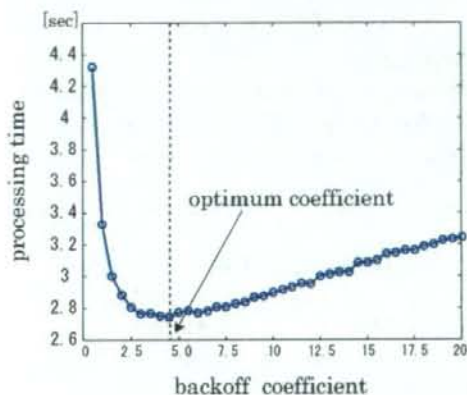


図 4: 処理時間 (RFD ノード数 10 個)

このグラフにおける処理時間の最小値を RFD ノード数 10 個におけるバックオフ係数とし、データとして保存しておく。実際には、クラスタ内のノード数をリーダーが把握することで、表 1 のような、端末数に応じて保存されたデータからバックオフ係数を割り当てた式を、バックオフ情報としてブロードキャストする。

#### 2.4 アラームモードの導入

医療用のシステムにおける特有の要求として、患者に異常が生じた場合などに優先的に通信を行うといった緊急時の対応が挙げられる。患者の命に関わる問題のため、この要求は医療用のシステムにおいて重要度が高いとい

表 1: 最適バックオフ係数

$\alpha$	RFD ノード数
4.5	~10
4.0	~20
3.5	~30
3.0	~40

える。そのため、生体情報を常にモニタリングするような技術においては、その点を考慮に入れることが望ましい。そこで、本研究ではアラームモードという緊急時に対応した通信モードの提案の提案も行う。

これは、まず RFD ノードが取得した情報が、正常な範囲内として定めた閾値を超えた場合に、その RFD ノードが異常値を検知したというアラーム信号をリーダーに送って知らせる。アラーム信号を受信したリーダーはスリープから起動し、その RFD ノードに対して新たにバックオフ情報を送信し、先に (3) 式で与えられたバックオフ情報を更新する。更新する内容は  $CW = 1$  とし、これによりアラームを発した RFD ノードが常に最短の待ち時間で送信することができるため、最優先で情報をリーダーに送信可能となるアルゴリズムである。また、リーダーはそのノードからの情報をすべて受信した後、他のノードからの受信は待たずに、ただちに体外の受信機にそのデータを送信する。そして、その後通常モードに戻るといった流れである。図 5 にフローチャートを示す。

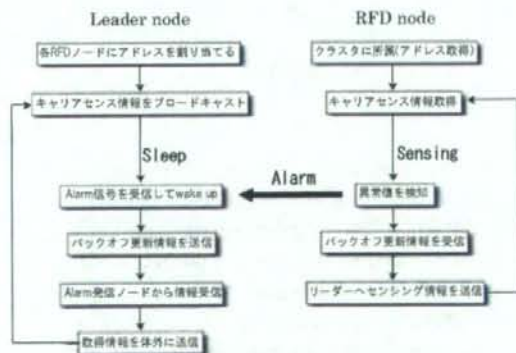


図 5: アラームモード時の通信フローチャート

##### 2.4.1 アラームモードの有効性の評価

アラームモードの導入による有効性の確認として、異常値を検知してから対外への受信機にそのデータを送信するまでの遅延時間の評価を計算機シミュレーションにより行う。なお、アラームモードは提案 MAC プロトコルにおいて適用した。比較方式として、従来の代表的なプ



ロトコルである ALOHA 方式, CSMA/CA 方式, およびアラームモードを適用していない提案方式を採用した。

ALOHA 方式は, 各ノードがデータを送信したいときに送信するというものである。そして, リーダからの ACK と呼ばれる受信確認のフレームを受け取り, そこで送信が成功したと認識する。つまり, 他のノードが通信を行っているかどうかの確認をしないため, 同時にデータを送信しようとした場合は, そこでフレームの衝突が起きてしまい, 通信が失敗してしまう。各ノードの送信要求発生確率はポワソン分布に従っている。また, CSMA/CA 方式であるが, これは *backoff* のとり得る範囲  $[0, CW]$  において,  $CW$  の初期値と最大値が固定となっている方式である。

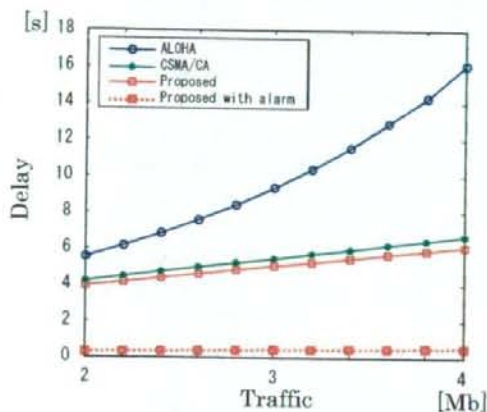


図 6: 遅延評価

シミュレーション結果を図 6 に示す。グラフの横軸はトラフィック量である。RFD ノードが取得する生体データの情報量が変化した場合の遅延時間の変化を示している。グラフより, 当然アラームモードの場合は, 一つの RFD ノードからのデータを受信後すぐさま体外へ送信するため, 遅延はほとんど起きなかったことが分かる。さらに, バックオフ時間の式を更新し優先的に待ち時間を減らしたことによって, 特定のノードのみからのデータ受信を優先的に行っていることも確認できる。また, トラフィック量による遅延時間の変化がアラームモードの場合はほとんど見られないことが分かる。これは, トラフィック量の増加が, パケットの衝突にも影響を及ぼしているため, 衝突の生じないアラームモードと通常の場合とで遅延差が大きくなったと考えられる。以上より, アラームモードの有効性をシミュレーションにより示すことができた。

### 3 熱影響と消費電力について

本研究によって提案した生体内ネットワークの通信モデルを評価する際の基準である, 熱影響と消費電力について, 本章において詳しく説明する。

#### 3.1 SAR

電磁波の照射による熱影響は SAR (Specific Absorption Rate) という指標を用いて表される。SAR は以下の式で定義されている。

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (\text{W/Kg}) \quad (4)$$

(4) 式において,  $\sigma$  は導電率,  $\rho$  は生体組織の密度,  $E$  は電界強度である。SAR は生物学的実験から, 生体が  $1^\circ\text{C}$  以上の温度上昇を伴う電磁波により健康被害がでると報告されている。しかし, 今回のような電磁波を放射する端末が体内に埋め込まれている場合は, 電磁波が殆ど体に吸収されることや外気との熱交換作用がないことなどの理由から, 明確な安全基準というものが存在しない。従って, 熱影響の考慮に関しては, どれだけ上昇温度を抑えられるかという点に焦点をあてた。SAR の算出方法としては, FDTD 解析により行った。

#### 3.2 生体内熱伝搬

電磁波照射による熱影響 (SAR) と, ノード自身の回路熱による影響を両方考慮した生体内における熱伝搬, 熱輸方程式をもとに以下の計算式によって導出した。

$$\rho C_p \frac{dT}{dt} = \kappa \nabla^2 T - \rho \rho_b C_b F (T - T_b) + \rho SAR + \frac{V_{ARX}}{\rho C} \quad (5)$$

上式の右辺第 1 項は周囲からの熱伝搬, 第 2 項は血流による冷却効果であり, 第 3 項は SAR による発熱効果, 第 4 項は回路による発熱である。c は生体組織の比熱,  $\kappa$  は熱伝導率,  $T$  は温度,  $F$  は血液の流量率を表している。なお, 添え字の  $b$  は血液を表している。

また, 温度計算は以下の条件下で行っている。

- 外気との熱交換作用は, ノードが体内にあるため考慮しない
- 計算領域の境界面においては  $37^\circ\text{C}$  一定とする
- 血管は毛細血管のみを考慮し均一とする

図 7 は, 熱輸送方程式を用いて一定期間通信をし続けた場合における, 温度上昇を計算したグラフである。リーダーの周囲の媒質は, 体内中に多く存在し, 比較的熱影響の大きい筋肉の単一媒質として仮定している。

まずグラフより, 温度は時間が経過するとともに飽和状態に近づくことが分かる。これは, 血流などの冷却効果によるものだと考えられる。また, SAR の影響のみによる温度上昇が回路熱まで考慮した場合の温度上昇よりも大幅に小さいことから, 熱影響はノード自身の回路による発熱の影響が大半を占めていることが分かる。