

(%error)を算出し、推定精度の尺度とした。

C. 研究結果

C-1 心筋酸素消費量の推定

C-1-1. 心不全の病態把握に必要な測定項目、病態指標とその定量的計算方法

図7はSunagawaの拡張循環平衡理論を用いることによって、心拍ごとの4つの血行動態測定項目から左右の心ポンプ機能、有効全身循環血液量を計算し定量化したものである。血管抵抗については図示していないが、平均血圧と右心房圧、血流量から同様に心拍ごとに計算できる。

図7では約3分経過後に冠動脈内にガラス微粒子を注入することによって広範な心筋虚血を作成した。上段で示すように、心筋虚血の進行にともない、平均血圧、心拍出量がともに前値の70%程度に減少し、左心房圧が急速に上昇している。右心房圧は上昇の絶対値は大きくないものの、確実に上昇している。

図7下段は、心筋梗塞の進展にともなう病態パラメータの変化の様子をモニタしたものである。左心ポンプ機能が急速に低下している。また右心ポンプ機能もほぼ同様の時間経過で低下している。心室中隔の虚血を反映しているものと考えられた。また、有効全身循環血液量は急速に増加した。これは血圧の低下にともない、動脈圧受容器反射が働き、静脈内の無負荷血液量を動員したためではないかと考えられた。他の例では(こちらの例が多い)、心拍出量の低下に伴い、体血管抵抗が増加して平均血圧低下が並行しない場合もあり、その場合には、有効全身循環血液量の増加はわずかに限られた。

図8は心筋梗塞作成に伴う、血行動態測定項目と病態指標の変化の平均値(29例)を示したものである。平均データでは、心拍出量の大幅な低下(前値の50%程度)に比し、平均血圧の低下は軽度であった。

左心房圧は20 mmHg近くまで上昇し、右心房圧も軽度ながら確実に上昇した。

病態指標では左心ポンプ機能の減少が著しく(前値の30%程度)、体血管抵抗が増加して血圧低下を防止していた。有効全身循環血液量は平均では変化していなかった。

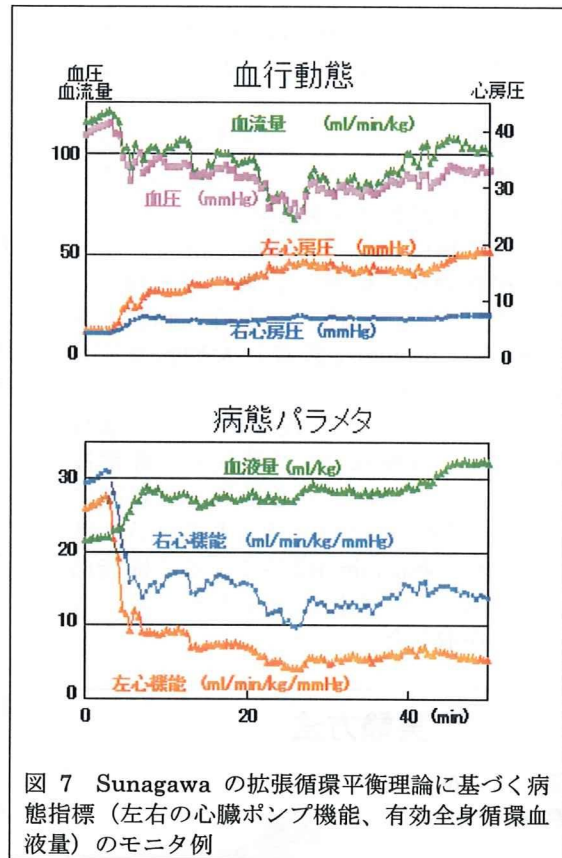


図7 Sunagawaの拡張循環平衡理論に基づく病態指標(左右の心臓ポンプ機能、有効全身循環血液量)のモニタ例

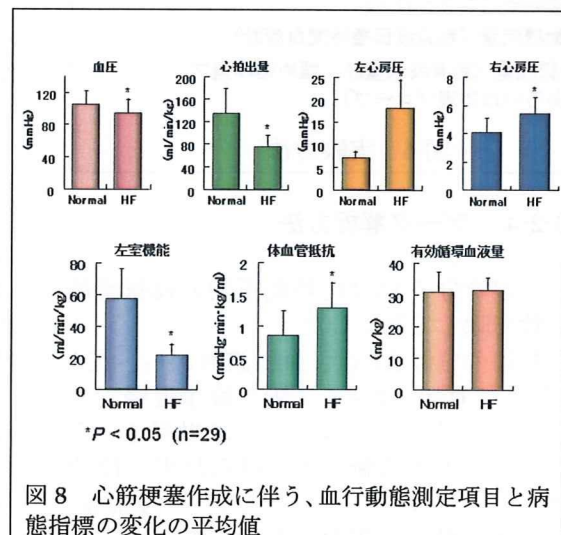


図8 心筋梗塞作成に伴う、血行動態測定項目と病態指標の変化の平均値

C-1-2. 心筋酸素消費量の推定

以下は B-1-3 で示した心筋酸素消費量推定の戦略を、具体的に式を用いて記述したものである。また図 9 には用いる測定項目、病態指標間の関係を示す。

1) R_S , S_L を求める

$$R_S = (P_a - P_{RA}) / CO$$

$$S_L = CO / [\ln(P_{LA} + A_L) + B_L]$$

$$A_L = -2.08 \text{ mmHg}, B_L = 0.10$$

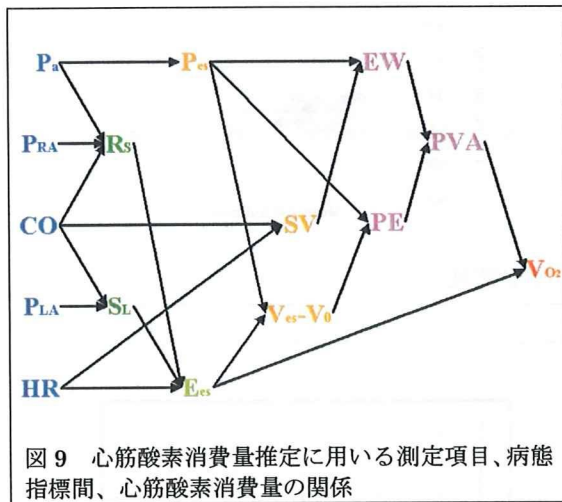


図 9 心筋酸素消費量推定に用いる測定項目、病態指標間、心筋酸素消費量の関係

2) E_{es} を求める

$$E_{es} = k \cdot S_L \cdot R_S \cdot HR / [HR \cdot k \cdot S_L]$$

3) P_{es} , SV , $V_{es} - V_0$ を求める

$$P_{es} = P_a$$

$$SV = CO / HR$$

$$V_{es} - V_0 = P_{es} / E_{es}$$

4) EW , PE , PVA を求める

$$EW = SV \cdot P_{es}$$

$$PE = (V_{es} - V_0) \cdot P_{es} / 2$$

$$PVA = EW + PE$$

5) V_{O_2} を求める

$$V_{O_2} = A \cdot PVA + B \cdot E_{es} + C$$

$$A = 1.8 \times 10^{-5} \text{ ml O}_2 \text{ mmHg}^{-1} \text{ ml}^{-1}$$

$$B = 0.0018 \text{ ml O}_2 \text{ beat}^{-1} \text{ mmHg}^{-1} \text{ ml}$$

$$C = 0.01 \text{ ml O}_2 \text{ beat}^{-1}$$

C-2 非侵襲的心拍出量モニタの開発

6 例の犬において、 $SV/\Delta P (=k \cdot C)$ と C_f は全例で良好な相関を示し、対数関数により近似できた。コンプライアンスの圧依存性から、

C_f を収縮末期圧 (P_{es}) で補正すると、有意ではないが相関は改善した。

$SV/\Delta P (=k \cdot C)$ と C_f/P_{es} の関係は 6 例において、以下の標準対数関数で近似し得た。

$$\frac{SV}{\Delta P} = A \cdot \left(\ln \left(\frac{C_f}{P_{es}} \right) + 11.648 \right)$$

これより、1 時点において CO そして SV を実測し、個体固有の定数 A を校正すれば、 ΔP 、 C_f 、 P_{es} は実測していけるので SV は推定され、 CO を算出できる。

図 10 に CO の推定精度を検討した Bland-Altman 解析結果を示す。推定された CO_{est} は実測値と良好に一致していた。1 例 Dog5 において推定誤差が大きかったものの、平均誤差は -20 ml/min で、平均 %error は 27% と良好で、 CO 推定精度の基準 %error である 30% 以下であった。

D. 考察

重症心不全における頻回の再入院は患者の QOL を悪化するばかりでなく、医療費や人的資源、医療施設という資源を大きく消費している。これを可能な限り予防することが、今後のサステイナブルな医療には求められている。このために、急速に発展する無線インフラを使うことが有益であることは言を待たないが、無線インフラの整備だけでは解決できない問題であることに注意が払われることは少ない。真に有用な医学的情報を収集して在宅医療を行わなければ、心不全再入院の減少はおぼつかないことを強調しなければならない。

そこで、本研究では慢性心不全の血行動態を継続的にモニタするにはどのような枠組みが必要であるかを検討してきた。単に、測定を連続するだけでは、有益な情報となるとは限らないからである。測定結果をもとに、病態を包括的に把握する方法を本研究では開発した。病態指標としては、左右の心ポンプ機能、体血管抵抗、有効全身循環血液量の 4 つが必要であり、これらを通常の血行動態測定値 (左右心房圧、心拍出量、平均血圧) からどのようにして計算することができるかを明らかにした。

このような検討から、圧 (血圧、左右心房圧)、流量 (血流量) の長期連続モニタが必要であることが明らかとなった。モニタを校正

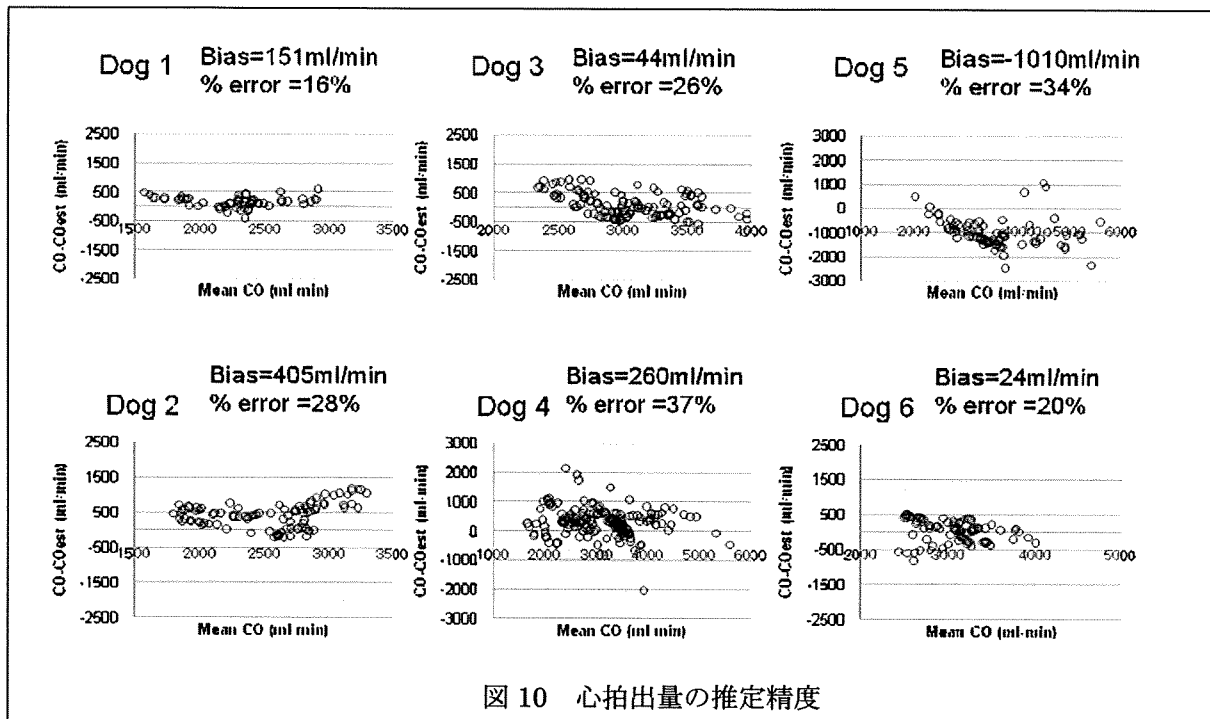


図 10 心拍出量の推定精度

することなくその精度を維持することは、特に低圧系に関して、現在の技術ではまだ不十分である。この点に注目した研究の推進が必要である。

一方、2年度目の研究で開発した方法を用いれば、心筋酸素消費量におよぼす心拍数の影響を検討することができる。心拍数は、理論的には、血行動態の維持とは独立に変えることのできる指標である。他の薬剤を併用すれば、心拍数を減少させても血行動態（心拍出量、平均血圧、左右心房圧）を維持できることが予測される。また心拍数を積極的に減少させることは困難であった（増加させることはペースングにより容易）が、近年の特異的徐脈薬の開発によって、臨床的にも積極的に徐脈にすることは可能になってきた。

図 11 は一定の心拍出量、平均血圧、左右心房圧を維持したままで心拍数を変化させた場合の、時間当たりの心筋酸素消費量をシミュレーションしたものである（イヌ血行動態の標準値で計算）。図 11 上段で示すように、心拍数を減少させるためには血行動態維持のために左室収縮性（左室収縮末期エラストランス）を増加させる必要がある。心拍数増加、左室収縮性増加はどちらも心筋酸素消費量を増加させるが、心拍数増加による心筋酸素消費量減少の影響がより大きい。

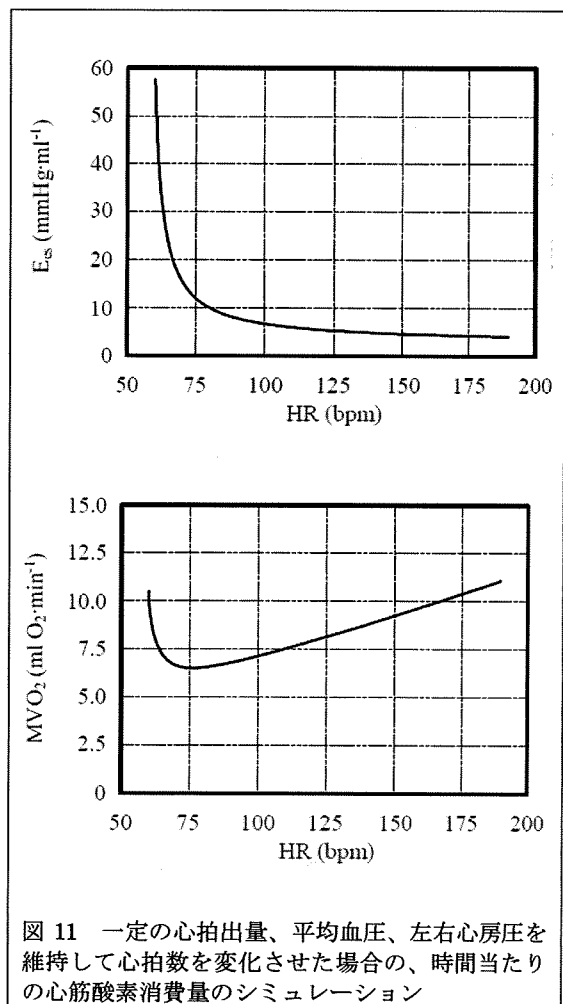


図 11 一定の心拍出量、平均血圧、左右心房圧を維持して心拍数を変化させた場合の、時間当たりの心筋酸素消費量のシミュレーション

図 11 下段に示すとおり、そのため、一般には極度に心拍数を下げない限り（この例では心拍数毎分 70 程度まで）、心拍数を下げるほど心筋酸素消費量を減少させることができる。

さらに今回、これまで過去に報告されていない、まったく新しい方法で心拍出量を推定することを試みた。今回の方法は大動脈圧と大腿動脈流量の時系列データから、大動脈コンプライアンスを推定し心拍出量を推定した。用いる信号は、橈骨動脈血圧と大腿動脈のドップラー血流量であり臨床でも一般的に用いられている、あるいは非侵襲的に採取することができる。推定精度は概ね良好であり、すぐにでも臨床応用可能と考える。

E. 結論

心不全の再入院を減らして医療資源を保持し、サステイナブルな医療を実現するためには、在宅医療の充実が必要である。なかでも血行動態の継続的なモニタを行い、その測定項目から、心不全の病態を包括的に把握することが必要である。

すでに Sunagawa の拡張循環平衡理論を用い、実測した心拍出量、左右心房圧、平均血圧から左右の心ポンプ機能、有効全身循環血液量、体血管抵抗を算出することが可能となった。さらに、2 年度目はこれらの測定項目を用いることによって心筋酸素消費量を推定できるようになった。

$$R_S = (P_a \cdot P_{RA}) / CO$$

$$S_L = CO / [\ln(P_{LA} + A_L) + B_L]$$

$$A_L = -2.08 \text{ mmHg}, B_L = 0.10$$

$$E_{es} = k \cdot S_L \cdot R_S \cdot HR / [HR \cdot k \cdot S_L]$$

$$P_{es} = P_a$$

$$SV = CO / HR$$

$$V_{es} \cdot V_0 = P_{es} / E_{es}$$

$$EW = SV \cdot P_{es}$$

$$PE = (V_{es} \cdot V_0) \cdot P_{es} / 2$$

$$PVA = EW + PE$$

$$V_{O_2} = A \cdot PVA + B \cdot E_{es} + C$$

$$A = 1.8 \times 10^{-5} \text{ ml O}_2 \cdot \text{mmHg}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$$

$$B = 0.0018 \text{ ml O}_2 \cdot \text{beat}^{-1} \cdot \text{mmHg}^{-1} \cdot \text{ml}$$

$$C = 0.01 \text{ ml O}_2 \cdot \text{beat}^{-1}$$

原疾患の種類にかかわらず、すでにアンバランスとなっている心筋の酸素需給を正常に少しでも戻す治療法を開発するには、心筋酸素消費量の継続的なモニタが必要である。本研究はそれに資するものである。

また、動脈系の動的挙動を良好に再現するモデル：ウインドケッセルモデルに基づいて、心拍出量を、末梢動脈の血圧波形と血流波形から非侵襲的にモニタ可能なシステムを開発した。心不全患者の循環管理において心拍出量の正確かつ非侵襲的なモニタは必須であり、本研究はそれに資するものである。

以上のように、循環器システムを数理工学的にモデル化することで、循環管理上きわめて重要な心筋酸素消費量と心拍出量を、非侵襲的にモニタすることが可能になった。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

G-1. 論文

1. Kawada T, Mizuno M, Shimizu S, Uemura K, Kamiya A, Sugimachi M. Angiotensin II disproportionately attenuates dynamic vagal and sympathetic heart rate controls. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2009; **296**: H1666-H1674.
2. Uemura K, Sunagawa K, Sugimachi M. Computationally managed bradycardia improved cardiac energetics while restoring normal hemodynamics in heart failure. *Ann Biomed Eng*. 2009; **37**: 82-93.
3. 上村和紀, 杉町勝, 砂川賢二. 急性心不全におけるコンピュータ制御による包括的な循環管理 医学のあゆみ 232(5); 564-569, 2010.

G-2. 学会発表

1. Kazunori Uemura, Masaru Sugimachi, Toshiaki Shishido, Atsunori Kamiya, Shuji Shimizu, Kenji Sunagawa. Theoretical and experimental demonstration of minimizing O₂ consumption under preserved hemodynamics in heart failure. *XVIIIth Cardiovascular System Dynamics Society*
2. Toshiaki Shishido, Kazunori Uemura, Yuichi Baba, Tomoko-Sugiyama Kato, Kazuhiko Hashimura, Yoshio Yasumura, Masaru Sugimachi. It is possible to predict hemodynamic response to phosphodiesterase 3

inhibitor in patients with heart failure? *XVIIIth Cardiovascular System Dynamics Society*

3. 李 梅花、鄭 燦、川田 徹、稲垣 正司、上村 和紀、宍戸 稔聡、秋山 剛、杉町 勝 Blockade of $\alpha 7$ -nicotinic acetylcholine receptors attenuates cardio-protective effects of donepezil in rats with extensive myocardial infarction 第 73 回日本循環器学会総会・学術集会
4. 上村 和紀、鄭 燦、李 梅花、杉町 勝 Early short-term vagal nerve stimulation improves left ventricular function and attenuates myocardial structural remodeling after reperfused myocardial infarction 第 73 回日本循環器学会総会・学術集会
5. 上村和紀、稲垣正司、清水一夫、根本和人、杉町勝. 除細動器・心臓再同期装置に組み込み可能な、心拍出量モニターシステム 第 48 回日本生体医工学大会
6. 上村和紀、鄭燦、李梅花、杉町勝. 迷走神経を、3日間電気刺激するだけで冠再灌流された心筋梗塞後の心臓リモデリングを改善できる 第48回日本生体医工学大会
7. 上村和紀、杉町勝、砂川賢二. 心臓機能と循環の統合的理解の進歩—コンピューター制御が可能になった血行動態と心臓エネルギー代謝— 第30回日本循環制御医学会総会
8. 上村和紀、杉町勝. Peak systolic mitral annulus velocity depends on status of ventriculo-arterial coupling. 第 74 回日本循環器学会総会・学術集会

G-3.新聞報道

なし

H.知的所有権の取得状況

上村和紀、神谷厚範、杉町勝、砂川賢二. 発明等の名称：心疾患治療システム ロシア特許登録（登録番号 2373960）登録日 2009 年 11 月 27 日

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）
総合分担研究報告書

分散型ナノ植え込み機器を活用した慢性心不全患者の統合的デバイス治療の開発
体内電波通信法の開発

分担研究者 河野 隆二（横浜国立大学 教授）

研究要旨：

本報告では、ナノテクノロジーを用いた医療の新しい分野であるナノメディスンにおける分散型ナノ植え込み機器を活用した慢性心不全患者の統合的デバイス治療のための無線情報通信技術の研究結果をまとめた。生体への熱影響を考慮した通信方式の検討、生体内に埋め込まれたセンサの位置を推定する方法、ボディエリアネットワークのための医療用通信に特化した通信方式の開発、およびウェアラブルデバイス間ネットワークの通信に適した通信方式、および電磁波を利用した温熱治療（ハイパーサーミア）について検討を行ったので報告する。

A. 研究目的・背景

本研究では、ナノテクノロジーを用いた医療の新しい分野である分散型ナノ植え込み機器を活用した慢性心不全患者の統合的デバイス治療のための無線情報通信技術の基盤技術を開発することを目的とする。本研究は主に体内通信及び、病院内における無線通信に対して本研究室で進めてきている研究成果をまとめたものである。バイオニックナノメディスンにおける無線通信における通信環境は2つ考えられる。その内の1つである体内通信として仮定しているのは、心臓ペースメーカーのように体内に装置を複数個置いて、それら装置間の通信を示すものである。特に、心不全患者の症状が発症した場合、それをすぐに検出し、通信を行わねばならない。この通信の信頼度を向上させることによって従来に比べて患者の健康を保つこと、またはより効果的に監視することが可能となる。また、装置が無線となってそれぞれを線で結ぶ必要が無い。もう1つは体外通信である。これは体

内の装置と体外の装置の通信である。これは病院内において患者の様子を常にチェックする上で必要なことと思われる。すなわち、体外装置が複数の患者の体内装置に対して無線アクセスする事でそれぞれの患者を同時に監視することが出来る。これは特に有線における場合と異なり、適応範囲、適応患者数が大幅に増えることが予測される。また、医療用無線通信であることを考慮すると一般の無線に比べてさらに信頼性の高い通信が要求される。

以上の課題に対して従来の無線通信の技術を応用することが比較的簡易なアプローチとして考えられる。本報告書ではこのアプローチを選択する。

まず、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を行う場合について検討する必要がある。

つぎに体内に埋め込まれたセンサからの情報が、体内のどの場所から送られたものなのか精度よく知ることが、正確かつ迅速な治療につながる。また、センサのバッテリー電力を考慮すると低消費電力であることが必要となるため、位置情報を利用した送信電力の制御も重要である。そこで、体内デバイスの位置推定方式についての検討も行う。その際、従来の空間中での位置推定と異なり、生体の伝播路としての特性を考慮する必要がある。

さらに、近年注目を集めているウェアラブル WBAN(Wireless Body Area Network)では、インプラントではなく体表に装着したデバイス間の無線通信を考えるが、常時体に装着することが考えられるため長時間の稼動が可能であることが望ましく、さらに、応用的な利用を考慮すると高速な通信が必要になる。またウェアラブル WBAN では、長時間の通信を行うという前提から熱的影響を SAR(Specific Absorption Rate/比吸収率)により考慮する必要がある。

B. 研究方法

上記に示した課題に対して、現在、特に注目されている通信技術である Ultra Wide Band (UWB)無線を用いて検討を行う。通信を行う際の人体への影響として、熱効果を考慮した通信方式の評価を行う。さらに、元来高い測距精度を持つ UWB を用いた位置推定方式を生体に適用させるために、生体での電波伝搬を考慮した方式の検討を行っていく。

よって本報告は、UWB 無線通信に基づき、生体への熱影響を考慮した通信方式の検討、および体内埋め込みデバイスの位置推定方式の検討により構成する。その中でも個別に問題となりうる事項をとりあげその解決策を示していく。

UWB 通信は最近の無線通信分野において最も注目を浴びている技術である。メリット

としては超高速伝送が可能であること、非常に性能の高い測距が可能であること、パルスを用いて通信を行うためハードウェア的に簡素に実現できること、さらにキャリアを用いずにパルスを用いるため低消費電力で通信が可能となる通信方式である点が挙げられる。

生体への熱影響を考慮した通信方式は、電磁波が人体に与える影響として、熱効果に着目し、送信した信号による発熱を議論するために、安全基準を定め、それに基づいた評価モデルを設定する。このモデルに従い、通信方式の比較を行う。

体内埋め込みデバイスの位置推定では、UWB 方式を用いた TOA (Time Of Arrival) 方式の位置推定を行う。しかし、生体内においては組織ごとに伝搬速度が異なってくることに加えて、組織が複雑に存在しているために部位によって伝搬速度が異なってくるといった特徴があるために、TOA 方式での位置推定を行う場合には体内における伝搬速度を推定する必要が生じる。そこで、本研究では体内の伝搬速度を推定することで TOA 方式による位置推定の検討を行う。

C. 研究結果

C-1. 熱影響と消費電力を考慮したインプラント BAN に適する通信モデルの設計

C-1-1. 個別目的

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を行うインプラントボディエリアネットワーク(BAN)と呼ばれる技術を実現するにあたり、電磁波が細胞に与える熱の影響や、異常が生じた場合の対応などを考慮する必要性が高いが、現段階ではあまり検討されていないため本研究においてそれらを考慮したインプラント BAN に適する通信モデルを設計する。

C-1-2. 個別方法

生体内に簡易なセンサ（以降、RFD: Reduced Function Device）とそれらの情報を体外に送信するリーダー（以降、FFD: Full Function Device）をインプラントしたモデルを考える。ここで RFD は生体情報を取得し、FFD にその情報を伝送するという比較的単純な機能しか備えていないものとする。

上記のネットワークモデルに対して、熱影響が最も大きくなると予想できる、リーダーの受信処理時間を情報収集の効率を上げることで短縮し、熱影響を抑える。また、異常値を検知した場合に、体外へその情報を迅速伝えられるようなアルゴリズムを提案する。これらの提案は MAC プロトコルの設計により行い、従来の MAC プロトコル（ALOHA 方式、CSMA/CA 方式）で通信した場合に比べ、それらの影響を抑えられていることを示す。

C-1-3. 生体内熱伝搬モデルの設計

生体内で形成されるクラスタ型のネットワークにおいて、熱影響の最も大きくなってしまいうリーダーを2つの FFD ノード間で切り替えることで、より温度上昇を抑えるモデルを想定する。システムモデルのイメージ図を図1に示す。

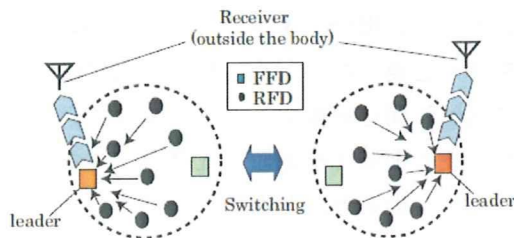


図1 システムモデル図

また、熱影響の大きな要因として考えられるものは電磁波の暴露による発熱とノード自身の発熱によるものがかんがえられる。それ

ら二つを考慮した熱伝搬モデルを設計する。

$$\rho C_p \frac{dT}{dt} = \kappa \nabla^2 T - \rho \rho_b C_b F (T - T_b) + \rho SAR + \frac{V A_{RX}}{\rho C} \quad (1)$$

(1)式において、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、κは熱伝導率、Tは温度、Fは血液の流量率を表している。

C-1-4. MAC プロトコルの設計

提案する MAC プロトコルは、CSMA/CA のプロトコルにおけるバックオフ時間のとり得る範囲を、クラスタ内のノード数とバックオフ係数と定義する値をかけたもので与えるというものである。バックオフ係数は、予めシミュレーションなどによりノード数毎の最も効率よく通信を行えた値をデータとして保持し、リーダーが実際のノード数に応じて割り当てるものである。

従って、クラスタ内に RFD ノードが M 個存在する場合、バックオフ時間のとり得る範囲 [0, CW] において、CW の初期値 CW_{min} は以下の式で表される。

$$CW_{min} = \alpha M \quad (2)$$

更に再送回数が増えると CW は以下の式で更新される。

$$CW = (CW_{min} + 1) \times 2^n - 1 \quad (3)$$

ここで、n は再送回数である。ノード数毎の最適なバックオフ係数を求めたシミュレーションの結果を以下に示す。

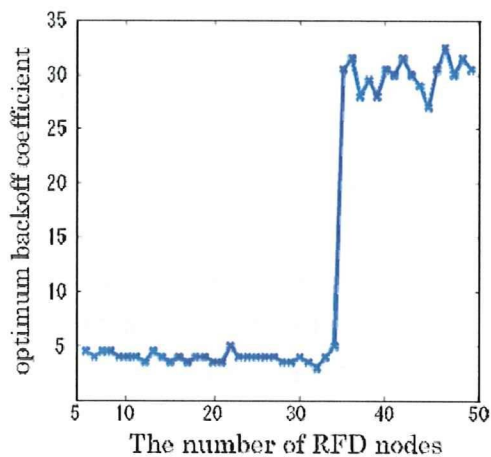


図2 最適バックオフ係数特性

C-1-5. Alarm mode の設計

医療用システムとして、患者の容態に異変があった場合、即座にそれを体外の受信機に伝える必要が不可欠である。

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設計も行う。具体的には、異常値を検知したノードに対して、リーダーがバックオフ情報を更新するといったものである。更新式は以下となる。

$$CW = 1(\text{constant}). \quad (4)$$

これにより、アクセスの流れは図3のように行われることになり、優先的にアラーム信号を発したノードからの受信を行うことができる。さらに、リーダーはそのノードからの情報を受信後、直ちに体外受信機へ送信することで異常が発生したことを知らせるまでの遅延時間を大幅に改善することが予想できる。

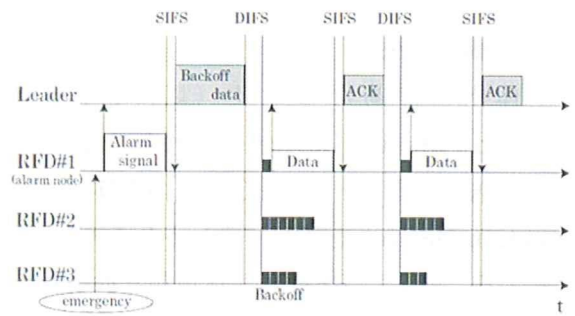


図3 アラームモードのアクセス制御

C-1-6. 研究結果

リーダーの切り替えは、各 RFD ノードで 1 サイクルとし、10 サイクル毎に切り替えを行うものとする。

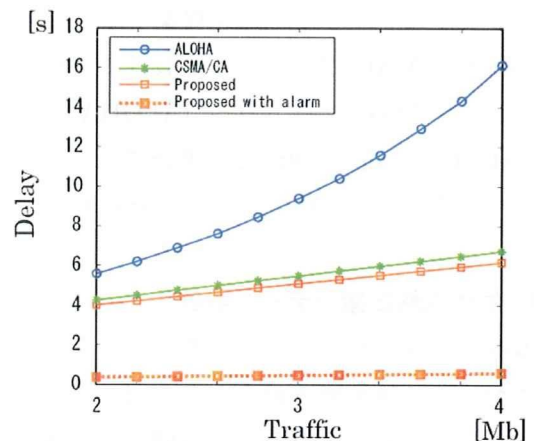


図4 遅延時間の評価

図4はトラフィック量を変化させた場合の緊急時の遅延時間の評価である。提案方式のアラームモードの場合、すべてのノードからの受信を待つ必要がないため、他の方式に比べ大幅に遅延時間を短縮することができている。パケットの衝突率を比較したグラフである。これより、提案方式が衝突率を抑えられていることが分かる。

図5は熱影響として、温度上昇の特性を比較したグラフである。同じ衝突回避アルゴリズムのCSMA/CA方式よりも3割ほど温度上昇を抑えられることが結果より分かる。

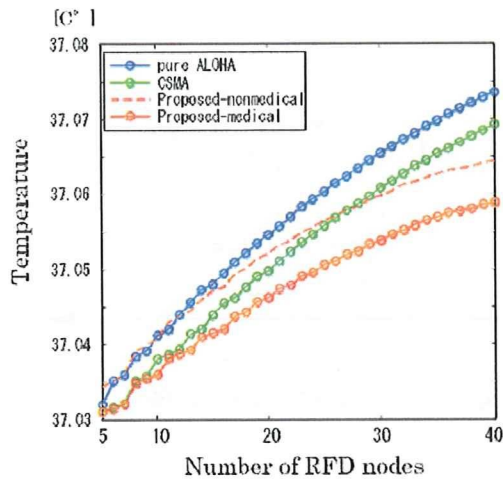


図5 上昇温度の特性

さらに、ノード数が多いほど全体としてリーダーの受信時間が増えてしまうため、温度は上昇してしまうことも分かる。

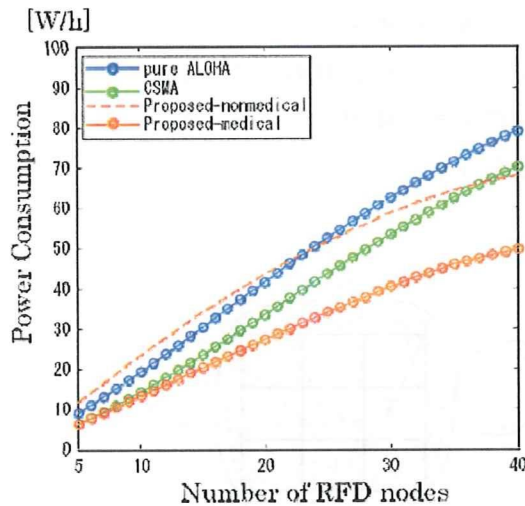


図6 消費電力の特性

最後の図6は、それぞれの方式でリーダーの消費電力の評価である。これも提案方式が最も電力を抑えられていることが分かる。また、温度上昇にも言えることであるが、ノード数が増えるほど、衝突回避能力が優れている提案方式の有効性が顕著に表れていることもわかった。

C-2. 生体内埋め込み機器の位置推定法に関する研究

体内埋め込みデバイスが体内外で通信するとき、デバイスの位置推定を行うことが重要となる。位置情報を獲得することにより得られる利点として、ここでは以下二点を挙げる。

一点目は、伝搬路特性の推定である。体内には導電率や誘電率などの電気定数の異なる臓器が複雑に存在するため、デバイスの位置によって伝搬路の特性は大きく変化する。よって、伝搬特性の算出に送信位置情報は不可欠である。

二点目は、情報の正確な解析である。例として、カプセル型内視鏡を挙げる。カプセル型内視鏡とは、電源を搭載した錠剤サイズのカメラであり、それを錠剤のように飲み込み、消化器内部の撮影ができる機器である。このデバイスが撮影した映像を解析するとき、体内のどこの部分であるかを特定するため、このデバイスの位置や姿勢などの情報が重要となる。

C-2-1. 均一組織における比誘電率

電磁界解析法であるFDTD法を用いて均一組織における比誘電率の算出を行った。比誘電率とは伝搬速度のパラメータであり、媒質中の伝搬速度は比誘電率を用いて式(1)のように表すことができる。

$$v(\omega) = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r(\omega)}} \quad (1)$$

次に算出した各組織ごとの比誘電率の平均値を表1に載せる。

組織	筋肉	脂肪	血液	小腸
比誘電率	47.83	4.08	51.59	50.67
組織	胃	肺	すい臓	
比誘電率	56.99	44.09	37.61	

表1 各組織の平均比誘電率

C-2-2. 提案位置推定法

まず、本研究の前提条件として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。

前述したように生体内は組織が複雑に混在しているため、伝搬速度をすべての部位において推定することは非常に困難である。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段階で構成されている。

C-2-2-1. 第1段階

1段階目として、得られた生体内画像内において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により算出する。ここで ϵ は比誘電率、 p は各組織の分布割合、 I は組織数を表している。また、図7は1段階目のシステムモデルを示している。

$$\epsilon_{ave} = \sum_{i=1}^I (\epsilon_{l(i)} \times p_{l(i)}) \quad (2)$$

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(3)より算出する。

$$v_{ave} = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_{ave}}} \quad (3)$$

この伝搬速度を用いて、伝搬時間に基づく最小二乗法により位置が未知のセンサ位置を推定する。これを第1段階推定位置とする。

C-2-2-2. 第2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更に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なっている。

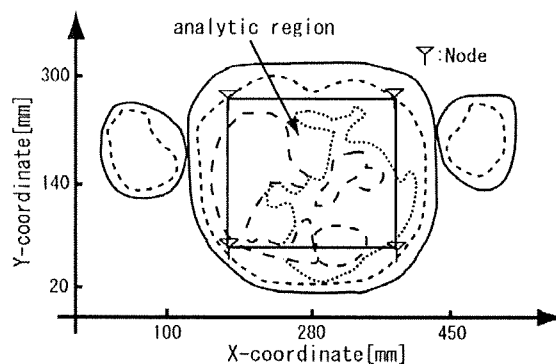


図7 システムモデル(第1段階)

まず得られた生体内画像を図8のように複数領域に分割する。各領域内の平均比誘電率を1段階目と同様に算出する。図7は(3×3)の場合のシステムモデルを示している。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通過距離を算出することで推定位置・各ノード間の比誘電率を算出する。この比誘電率を用いて各ノードごとに伝搬速度を算出し、最小二乗法により位置推定を行う。

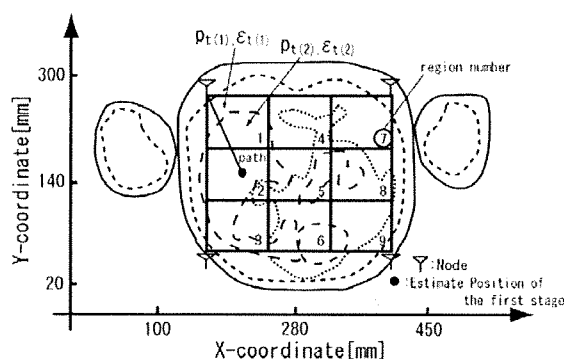


図8 システムモデル(第2段階)

C-2-3. 提案位置推定法の性能評価

提案方式の性能評価を行った。2段階目の分割領域数を(3×3)、(4×4)、(5×5)、(6×6)、(7×7)として行った。伝搬速度を推定しない場合として、生体組織の平均的な比誘電率として筋肉と脂肪の割合が2対1である場合の値を用いて比較を行った。これは、筋肉(高含水組織

の代表)と脂肪(低含水組織の代表)が体内に約2対1の割合で分布していることに基づくものである。シミュレーション結果は図9のようになっている。

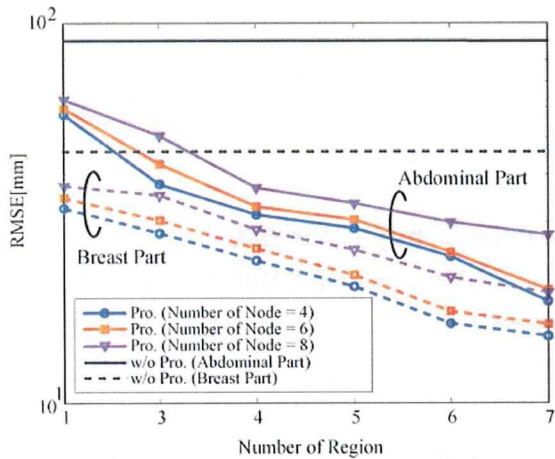


図9 提案方式による位置推定精度 (領域分割数に対する位置推定精度)

この結果より、提案方式において位置推定精度を向上できていることがわかる。

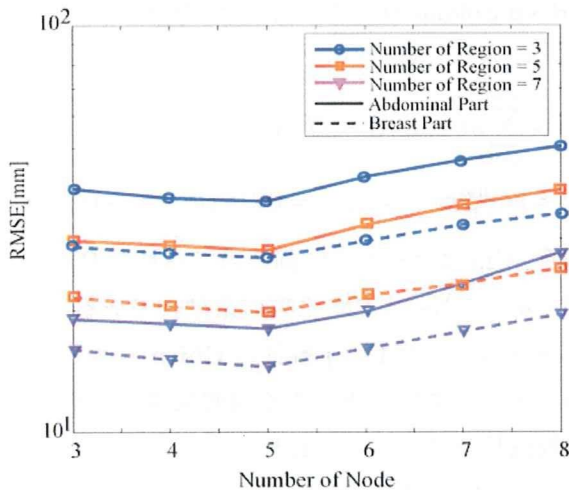


図10 提案方式による位置推定精度 (使用ノード数に対する位置推定精度)

図10は提案方式の使用ノード数に対する位置推定精度を示している。この結果より、タグの増加に伴い精度が劣化していることがわかる。これは組織の境界における屈折を推

定できていないためである。

C-3. 医療用、非医療用アプリケーションの要求を満たす提案 hybrid ARQ と FEC との検討

C-3-1. 個別目的

ボディエリアネットワークは人体周辺の同一時刻、同一場所において行われるものであり、そして、それぞれの必要条件を保証する必要がある。非医療用通信において、断続的なデータストリーミングを行う間、医療用通信が干渉波に強く高信頼、高セキュリティであることが必要とされる。

C-3-2. 研究方法

速度が要求される非医療用、信頼度が要求される医療用、これらの両方の条件を満足させるため、医療用、非医療用での誤り制御法を検討する。非医療用に関しては FEC(Forward Error Correction)方式を用い、医療用に関しては Hybrid ARQ (Automatic Retransmission Request)方式を用いることを提案する。FECにおいては、情報シンボルにおいて、チャネルノイズと受信機での干渉に対して、送信機で誤りを検出し訂正するための誤り訂正符号をチャネル情報に応じて付加する。Hybrid ARQ とは、FEC と ARQ のコンビネーションであり、受信時において、復号処理およびエラー検出と訂正が行われる。もしエラーが検出されたが訂正できない場合は、正しい信号が受信できるまで再送要求を出すという処理である。

Devices	Medical	Non-medical
Main usage	Storage medical data	Healthcare, Games, Emergency call
Bit error rate	$\leq 10^{-6}$	$\leq 10^{-3}$
Data rate	100kbps-10Mbps	1-10Mbps
Key requirement	Reliability	Latency

表2 QoS Requirement

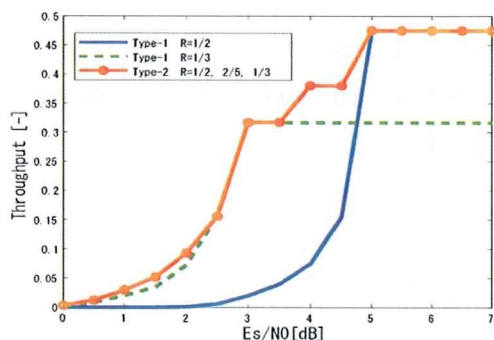


図 1 1 Type 1&2 のスループット : SNR に応じた Hybrid ARQ の結果 (modulation: BPSK, channel: AWGN, code rate: 1/2, 2/5, 1/3)

Hybrid ARQ の Type1 は同一の符号により再送し、Type2 はチャネル状態に応じてその都度符号を変更する。提案法において、本検討では Incremental Redundancy 法を使用する。これは再送ごとに誤り訂正符号を長くし、段階的に訂正能力を上げていく方式である。

C-4. 医療用・非医療用ウェアラブルボディエリアネットワークに適した UWB 無線通信方式に関する研究

C-4-1. 個別目的

ウェアラブル WBAN(Wireless Body Area Network) は、体表に装着された端末によって健康状態のモニタリングなどを行うヘルスケア応用やハンディキャップ補助応用など、健康及び医療支援分野をはじめとした医療用の使用法、また、ゲームや音楽などエンターテインメントに用いる非医療用の 2 つの用途がある。そして、標準化にあたり、この 2 つの使用法が両立できる方式が求められている。医療用の使用法では、信頼度の高い通信が要求され、非医療用として用いる場合には、高速通信が可能であることも求められる。本研究では、狭帯域通信システムからの干渉を低減できる Chirp-on-UWB 通信方式と、WBAN のユーザからの干渉を低減できる DS-UWB

通信方式とを組み合わせた Pulsed Chirp UWB 無線通信方式を提案し、この要求を実現する。高信頼度な通信を実現するために、使用周波数をサブバンド化し、ホッピング系列を用いて送信波形を作成し、そしてその送信波を同じデータで並列送信することで高信頼度な通信を実現する医療用の方式、また、同じように複数データで並列送信することで非医療用の高速通信方式も実現する。

C-4-2. Pulsed Chirp UWB 方式

提案する Pulsed Chirp UWB 方式は、使用周波数帯域を分割し、その分割された周波数帯に合わせて、系列によりチャープの傾きの正負を決定してパルスをチャープさせる。そして、それぞれのチャープパルス波形を直接拡散する方式である。使用周波数帯を決定する方法として、ホッピング系列を用いることで使用周波数帯の衝突を避け、直接拡散を行うことでさらなる特性改善を狙って作成を行った。今回ホッピング系列として RS(Reed-Solomon)系列を用いた。具体的には次の式の通りである。

$$f(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_{i,j}(s_{i,j}(t - jT_f))$$

$$(c_{i,j} = 1 \text{ の時 } m_{i,j} = 1, c_{i,j} = 0 \text{ の時 } m_{i,j} = -1)$$

この時、 $C_{i,j}$ はユーザ I に割り当てられた PN 系列であり、 N_s は PN 系列の系列長である。また $S_{i,j}$ はユーザ I の j 番目の Chirp パルス波形である。また、使用する周波数帯を分割した周波数サブバンドを f_1, f_2, \dots とすると、 $f_{user i} = (f_{ni(1)}, f_{ni(2)}, \dots)$

となる。この時、 $f_{ni(1)}$ は user I に割り当てられたホッピング系列における 1 番目の値のサブバンドを意味している。

このようにすることで、周波数帯での衝突を避け、直接拡散することにより多くの user に対応することができる。1 ユーザあたりが使用するサブバンド数により、single hop 方式

と parallel hop 方式の 2 方式を提案した。

C-4-2-1. Single hop 方式

Single hop 方式の周波数分割とホッピングパターンを例を図 12 に示す。この方式では、1 ユーザが 1 タイムフレーム中に 1 つのサブバンドを使用する。1 つのサブバンドを使用するため、他の BAN ユーザの増加にともなう干渉ピコネット数の増加に対して、干渉を受ける割合が小さくなる。その一方、通信速度をあげるためにはパルス送信間隔を狭める必要がある。

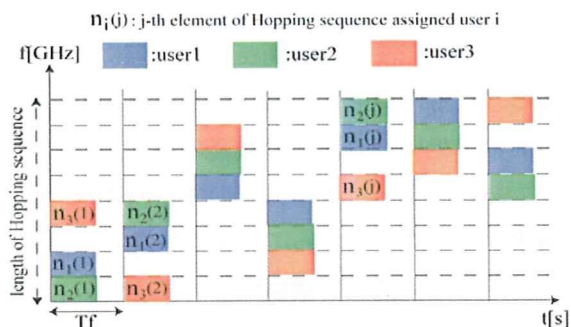


図 1 2 Single hop Pulsed chirp UWB 方式の周波数ホッピングパターン

C-4-2-2. Parallel hop 方式

Parallel hop 方式の周波数分割とホッピングパターンを例を図 13 に示す。この方式は、1 ユーザが 1 タイムフレーム中に複数のサブバンドを使用する。複数のサブバンドを使用するため、医療用として高信頼度の通信の実現、さらに非医療用の高速通信をサブバンドで並列送信するデータを変更するだけで実現できる。その一方、干渉ピコネット数が増えたとき、複数のバンドを使用しているため、与干渉、被干渉ともに増加する。

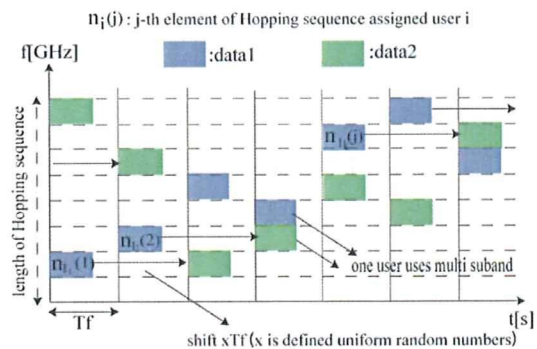


図 1 3 Parallel hop Pulsed chirp UWB 方式の周波数ホッピングパターン

C-5. 時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミアの研究

C-5-1 個別目的

現在、日本での死亡原因で 1 位であるのはガンによるものである。特に女性の場合は乳ガンによる死亡率の上昇は近年顕著になってきており、年々増加傾向にある。

ガンに対する治療方法としては手術、抗がん剤、化学療法と様々であるがいずれも人体への侵襲性は大きいものである。患者のQoL (Quality Of Life)を向上するという観点からの治療方法は非常に重要であり、そのため侵襲性の低い治療法の要求は高いものである。

そこで最近ではハイパーサーミアと呼ばれる温熱療法が注目されている。そこで、電磁波を用いたハイパーサーミアに注目し、焦点を集中させる手法として時間反転波を用いてその評価・解析を行った。

C-5-2. 個別方法

ハイパーサーミアとは、ガン細胞が正常細胞に比べて血流量が少なく、 $42.5[^\circ\text{C}]$ 以上という正常細胞に比べて低い温度で死滅するという特徴を利用した治療方法である。しかし現在実用化されている方法としては、正常細胞も含めた広範囲を加温する方法であり、侵

襲性は高いものである。これに対しガンのみが温まり、他の正常細胞には影響が少ないようにする方法が求められている。

そこで、ガンに対して集中的に電磁波を集中させる方法として時間反転波という方法がある。これは体外の一つのアンテナよりパイロット信号を送信する。その信号は乳房内を伝搬し、ガンによって散乱される。その後方散乱波を体外に設置した送受信点で受信する。この受信波に対して時間反転処理を行って再送信する。これによって送信された時間反転波は媒質内を逆伝搬し、散乱が最も強く生じた点に対して電磁波が集中する。この方法を採用し、実際のガンに送る場合での影響について解析を計算機シミュレーションによって行った。

C-5-3. 温度上昇の評価方法

SAR は電磁波による人体への影響を表す指標であり、次の式で表される。

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 [W/kg] \quad (1)$$

さらに、このSARの分布を用いて温度上昇を評価するために次に示す生体熱輸送方程式を用いる。生体熱輸送方程式は以下の式で表すことができる。

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \kappa \nabla^2 T - \rho \rho_b c_b F (T - T_b) + \rho SAR \quad (2)$$

(2)式において、 T : 温度[°C]、 t : 時間[s]、 ρ : 生体組織の密度[kg/m³]、 c : 生体組織の比熱[J/kg°C]、 κ : 生体組織の熱伝導率[W/m°C]、 F : 血液の流量率[m³/kg/s]を表す。

C-5-4. 焦点形成方法について

焦点形成方法として時間反転波という方法を採用する。そこで時間反転波について説明することとする。

この焦点形成方法は媒質内で散乱された後

方散乱波について時間反転を行うことによりマッチドフィルタの原理と同様に空間、時間について相関を取っているというように考えられ、最も強く散乱した地点に電磁波が集中するというものである。その手順を次に示す。

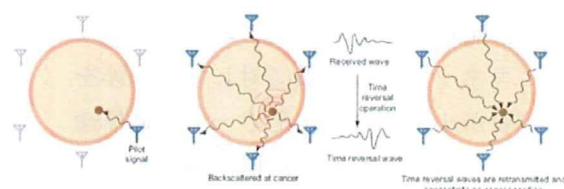


図 1 4 時間反転波の手順図

しかし時間反転波には時間反転した際に位相は補償されるが減衰は補償されないという欠点がある。生体は分散性の減衰の特性がある媒質である。よって生体にそのまま時間反転を適用すると減衰によって結果が悪化してしまう。そのため減衰を補償する方法を用いる。

減衰補償方法として生体での減衰をまず推定する。実際には生体の減衰量はわからないために平均の電気定数を用いて推定を行う。この推定した減衰量の逆特性をかけることによって補償を行っている。実際には補償は周波数領域で行い、短時間フーリエ変換をもちいて周波数領域に変換を行う。短時間フーリエ変換を行うことによって簡易な時間依存のフィルタとなっている。以下に減衰補償のブロック図を示す。

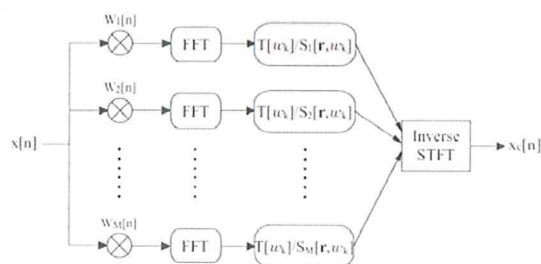


図 1 5 減衰補償のブロック図

このモデルのように時間反転波を伝搬させ、減衰補償を行って時間反転波をFDTD法による電磁界解析シミュレーションを行うことによってモデルの電界分布を算出し、それよりSARおよび温度分布を算出して評価を行っていく。

C-5-5. シミュレーションとその結果

構造が比較的体内では簡易であるというところから、モデルは乳がんを模したものと、それぞれの媒質は均一媒質としてシミュレーションを行い、シミュレーションモデルは以下のようにした。

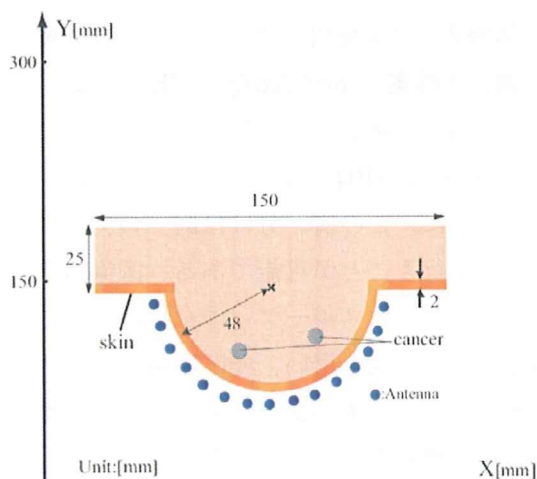


図 16 乳癌シミュレーションモデル

C-5-5-1. 単一のガンの場合について

今回の場合はガンの中心は(329, 339)とし、ガンの直径は4mmとした。このときの温度分布の結果について示す。

結果から、がん部分では要求される温度である42.5[°C]以上ということが達成できているということがわかり、さらにその他の正常部位においては44[°C]以下となり温度上昇による影響が少ないということがいえる。

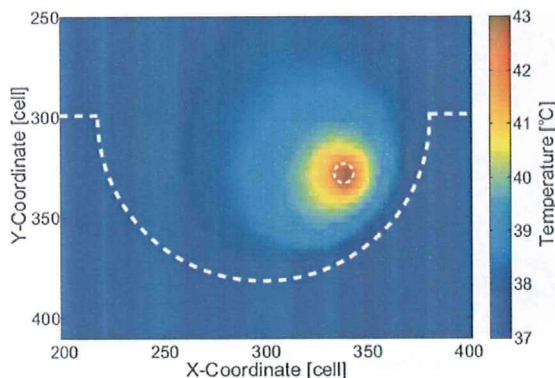
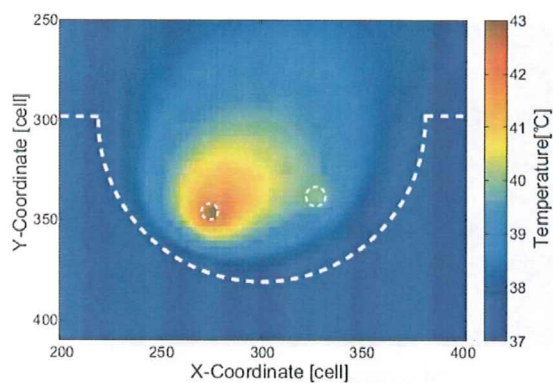


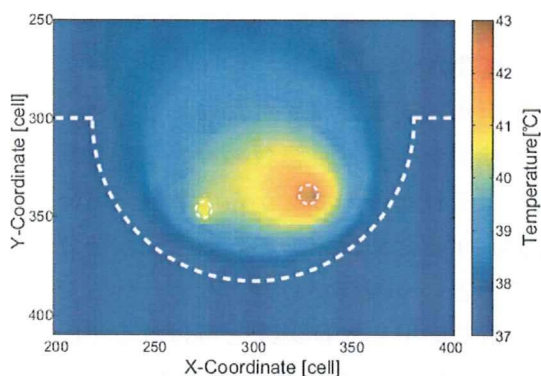
図 17 時間反転波による温度分布

C-5-5-2 複数のガンの場合について

またモデルに複数のガンが含まれる場合についても検討を行った。複数のガンが含まれる場合にはそれぞれのガンからの散乱波が合わせて到来するためにガンからの散乱波を分離してやるという操作が必要となる。そこで特異値分解を応用したDORTと呼ばれる手法を適用し、さらに送信点の選択も行ったDORT based antenna selection methodという方法を提案し、正常細胞への影響を低減してがん細胞を加熱できることを示す。この提案手法はパイロット信号による散乱波を応答行列によって取得し、この取得した応答行列に対して特異値分解を行うことによってそれぞれの散乱点からの散乱波を分離する。この分離した散乱波をそれぞれの対応する癌に近い7点から送信することによって時間反転を行う。この方法によってそれぞれのガンに対して焦点を集中させるということが可能となる。



(a) 左側のガンについて



(b) 右側のガンについて

図 18 複数がんの場合の温度分布

以上のように複数のガンの場合に対しても提案手法を用いることによってそれぞれのガンに対して温度が集中させられることがわかる。

D. 考察

D-1. 熱影響と消費電力を考慮したインプラント BAN に適する通信モデルの設計

本研究では、提案した MAC プロトコルが、生体内センサネットワークにおいて、既存の MAC プロトコルよりも熱影響および消費電力を抑えられるということを示した。

現段階では具体的なアプリケーションが決まっていないためにノード数に幅を持たせて検討を行ったが、ある程度埋め込む部位やモニタリングする情報が決まれば、ノード数を絞り、さらにはその配置の検討などを行うことでより現実的で有効な通信モデルを設計できると言える。今回のシミュレーションによ

り、それらを示すことができた。

D-2. 生体内埋め込み機器の位置推定法

本検討では、提案した伝搬速度推定による位置推定法が推定しない場合と比べて推定精度を向上できることを示した。

近い将来の技術の進歩により、今回想定したような生体内センサネットワークの具体的なアプリケーションは、おそらく実現することが予想される。従って、今後の検討課題としては、体内特有の問題である組織の境界での屈折などを考慮に入れた位置推定法の検討や心臓や肺・体の動きを考慮に入れた推定、3次元領域の拡張による推定を行っていくことが挙げられる。

D-3. 医療用、非医療用アプリケーションの要求を満たす提案 hybrid ARQ と FEC の検討

提案する誤り制御法は医療用か非医療用に依じて Hybrid ARQ とシンプル FEC を使い分ける。更に、この使い分けは同一のデバイスにおいて行うことが可能である。医療用デバイスユーザーはスループットを犠牲にして信頼性が高い方式を用い、非医療用デバイスユーザーはディレイが少なくスループット優先の方式を使用するものとする。

スループット効率 $\eta = (1 - PER) \times K / N$ の式で表される。PER はパケットエラー率で、 K と N はそれぞれビット長と総送信ビット長を表している。スループット効率とは非エラー通信の平均を表している。医療用は、符号化によりパリティビットが送信されるのでデータレートはビットレートと同一にはならない。非医療用は、データレートはビットレートと同一になる。比較対象として、畳み込み符号(符号化率 1/3)との比較を行う。シミュレーション諸元を以下に示す。

Pulse shape	Root raised cosine roll-off pulse(roll-off rate 0.6)
Bit rate	Medical:1Mbps Non-medical:3Mbps
Frequency Band	3.2 - 4.8GHz
Sampling interval	0.08[ns]
No of coexisting BAN nodes for medical and non-medical use	8
Type of UWB	Pulse Duration
DS-UWB using Gold sequence with length 7	0.75ns
Proposed Pulsed Chirp UWB with FH using RS code with length 8	3.0ns
Channel model	15.6BAN CM3

表 3 誤り訂正符号の性能評価 Simulation Specification

図は Hybrid ARQ と FEC と比較した場合の BER とスループットの評価である。提案法である医療用では、非医療用に対して 3dB ものゲインを得ることが可能となっている。提案誤り制御法では医療用では最大 1Mbps、非医療用では最大 2Mbps の通信速度を達成している。符号化率 1/3 の場合、スループットが約 30%に劣化する。

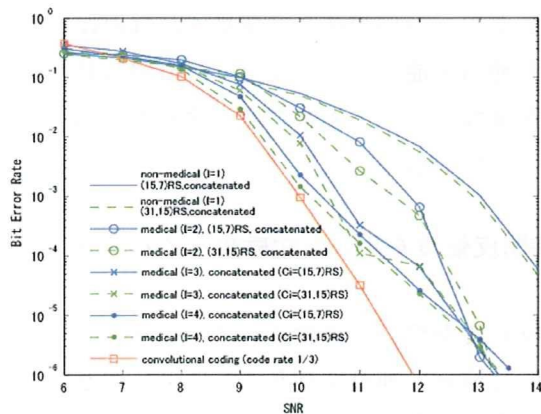


図 1 9 医療用と非医療用での BER 評価 (CM3)

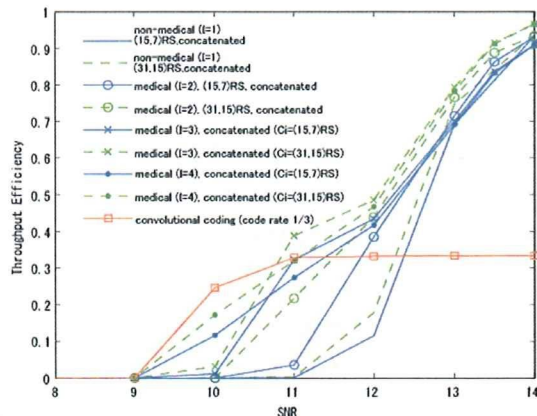


図 2 0 医療用と非医療用でのスループット評価 (CM3)

D-4. 医療用・非医療用ウェアラブルボディエリアネットワークに適した UWB 無線通信方式の検討

表 4 に、今回の性能評価に用いたシミュレーション諸元を示す。チャンネルモデルは、IEEE 802.15.6 の CM3 を用いた。図 2 1 に Pulsed Chirp UWB 方式と DS-UWB、Chirp

Channel	IEEE802.15.6 CM3 (on-body to on-body)
Mod.Demod	2PPM, Energy detection
Pulse shape, duration	Modulated RRC, 2nsec
Bit rate	2Mbps
CRC codes	CRC-CCITT (parity bits length=16bits)
FEC	GF(2 ⁴), (15, 7)RS codes, code rate=0.467. GF(2 ⁵), (31, 15)RS codes, code rate=0.484. Concatenated with Parent code rate 1/2, constraint length 3, Systematic RCPC codes
Decoding	Bounded distance decoding Hard decision Viterbi decoding
Block length	300 bits (containing CRC codeword)
Max.Number of retransmission	RS-based:1, concatenated-based:1,2,3

表 4 シミュレーション諸元

on UWB 方式の比較評価を示す。従来の2方式と比較して、高 SIR 領域での特性改善が確認できた。図 2 2 に干渉ピコネット数を変えた場合の single hop 方式、parallel hop 方式の特性を示す。干渉ピコネット数が3のときに、Parallel hop 方式が 1dB 程度特性改善が得られる。また、図 2 3 に干渉ピコネット数の違いによる parallel hop 方式の性能比較を示した。この図から、Parallel hop 方式は干渉ピコネット数が少ないときに特に性能改善効果が得られることがわかる。

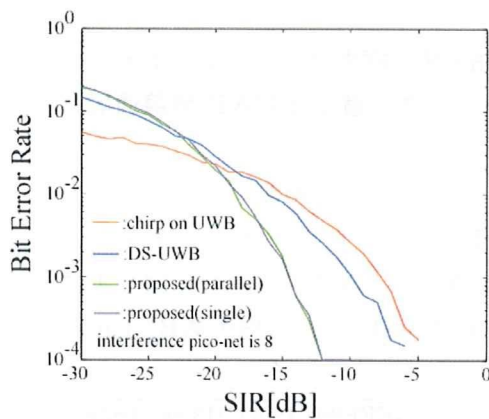


図 2 1 BER 特性評価 (Pulsed Chirp UWB 方式、DS-UWB 方式、Chirp on UWB 方式)

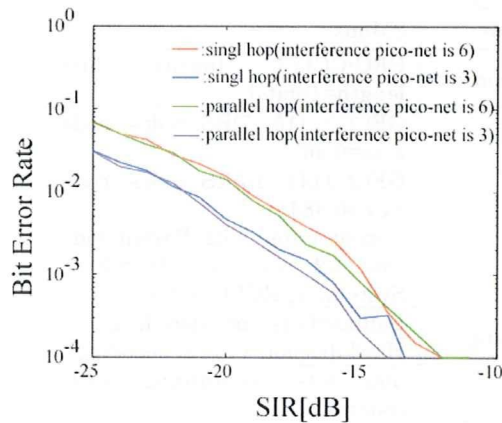


図 2 2 干渉ピコネット数の違いによる BER 特性比較(Single hop 方式、Parallel hop 方式)

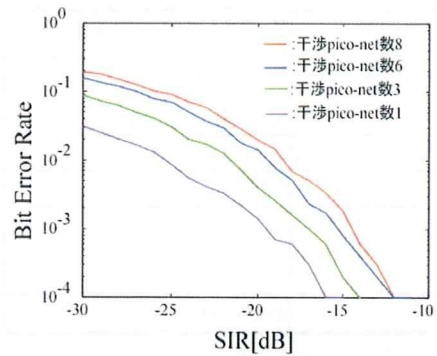


図 2 3 干渉ピコネット数の違いによる BER 特性比較(Single hop 方式、Parallel hop 方式)

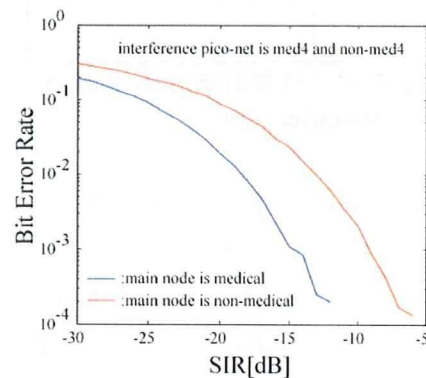


図 2 4 干渉源が医療用、非医療用の混在環境のときの BER 特性

図 2 4 に、干渉源が医療用と非医療用の両方が存在した場合の特性を示す。特別な対策をする必要なく受信方法さえ変更すれば混在環境でも通信可能であり、また、医療用の特性が混在環境によって大きく低下することがわかる。

D-5. 時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミア

時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミアについて減衰の補償を行うことによって温度上昇が得られることを確認し、補償を行わない場合に比べて正常細胞への影響が少なくなることがわかった。さらに複数の場合については提案手法を用いることによってそれぞれのガンに対して焦点が集められることを確認し、それぞれに対して焦点を集中させられ

ることを確認した。

実際に実現されていく上での今後の検討課題としてはまずは実験を行い、本当の人体での影響を見るという必要はある。さらに乳がんのみを対象としているために他の部位への適用を考えるということがあげられる。

E. 結論

E-1. 熱影響と消費電力を考慮したインプラント BAN に適する通信モデルの設計

インプラント BAN において、提案した MAC プロトコルのように各 RFD センサのバックオフ時間を端末数に応じて最も効率よい範囲で与えることにより、効率よく情報を収集し、人体への熱影響や消費電力を抑えられることを示した。さらに、緊急時の対応なども確立することができた。

E-2. 生体内埋め込み機器の位置推定法

生体内埋め込み機器の位置推定法として、伝搬速度の推定による方式を提案し、領域分割数を増やすことにより、推定精度を向上できることを示した。

E-3. 医療用、非医療用アプリケーションの要求を満たす提案 hybrid ARQ と FEC の検討

本検討では、心不全患者などに代表される医療用通信において、信号誤り発生時において再送制御を行う Hybrid ARQ を用いた送信によって、信頼度を高めた通信を行うことを可能とした。医療用の提案方式は非医療用に比べ、BER が 3dB 向上していることが確認できた。

E-4. 医療用・非医療用ウェアラブルボディエリアネットワークに適した UWB 無線通信方式の検討

ホッピング系列を用いた Pulsed Chirp UWB 方式により、高信頼度な可能であるこ

とを確認した。また、複数のサブバンドを使用することで医療用の高信頼性通信と、非医療用の高速通信を両立する方法を提案し、既存の DS-UWB 方式、Chirp-on-UWB 方式よりも特性が改善されることを示した。

E-5. 時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミア

時間反転波による電磁波ハイパーサーミアについて実際に適用できるという温度分布を得られ、減衰の補償を行うことで正常細胞への影響を低減できた。さらに複数のガンが含まれる場合においても散乱波をうまく分離することで侵襲性をおさえて加温を行えるということがわかった。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

G-1. 論文

- (1) T. Matsumoto and R. Kohno, "Combined Coding and Modulation to Support Both Coherent and Non-Coherent Ultra-Wideband Receivers" IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E90-A, No6, pp. 1252-1256 (2007-6)
- (2) I. Dotlic and R. Kohno, "Design of Family of Orthogonal and Spectrally Efficient UWB Waveforms," IEEE Journal Selected Topics in Signal Processing, vol. JSTSP-1, No. 1, pp. 21-30 (2007-06)
- (3) Makoto Kawasaki, and Ryuji Kohno, "Position Estimation Method of Medical Implanted Devices using