

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、本年度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シングにより容易）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7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）。

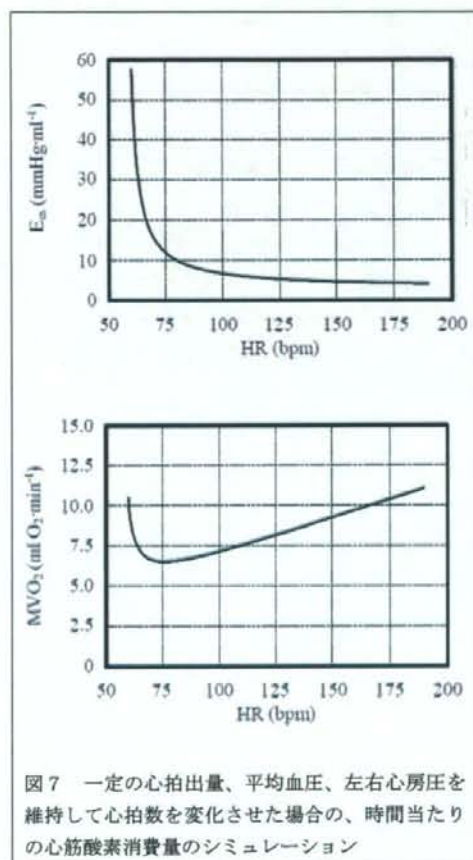


図7 一定の心拍出量、平均血圧、左右心房圧を維持して心拍数を変化させた場合の、時間当たりの心筋酸素消費量のシミュレーション

図7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7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。

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、本年度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。

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

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

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

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

$$P_{es} = P_a$$

$$SV = CO / HR$$

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

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

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

$$PVA = EW + PE$$

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

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

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

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

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。

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 (in press).
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.

G-2. 学会発表

1. 清水 秀二、宍戸 稔聡、川田 徹、水野 正樹、日高 一郎、上村 和紀、神谷 厚範、杉町 勝 Ebstein 奇形における右房化右室が2心室修復術後の心機能に与える影響 第47回日本生体医工学学会大会
2. 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*
3. 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*

4. 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
5. 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

G-3.新聞報道

なし

H.知的所有権の取得状況

なし

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
バイオニックナノインプラント・ナノペーシングシステムのための情報通信技術の研究開発

分担研究者 河野 隆二（横浜国立大学大学院工学研究院 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バイオニックナノインプラントシステム、バイオニックナノペーシングシステムのための無線情報通信技術の研究成果をまとめた。生体への熱影響を考慮した通信方式の検討、および生体内に埋め込まれたセンサの位置を推定する方法について検討を行った。さらに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）についても検討を行ったので、合わせて報告する。

A. 研究目的

A-1. 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ナノメディスンにおけるバイオニックナノインプラントシステム、バイオニックナノペーシングシステム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、心臓ペースメーカ等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。これによって従来に比べて患者の健康を保つこと、または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とすると、通信メディアに電磁波を用いる際、電磁波が人体に与える影響に

ついて検討を行う必要がある。

さらに、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. 研究目的

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. 研究方法

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。

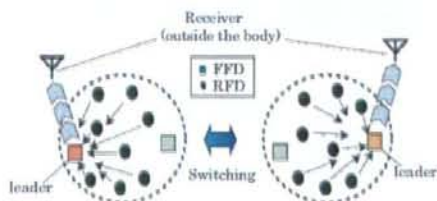


図 1 システムモデル図

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。

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

(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。

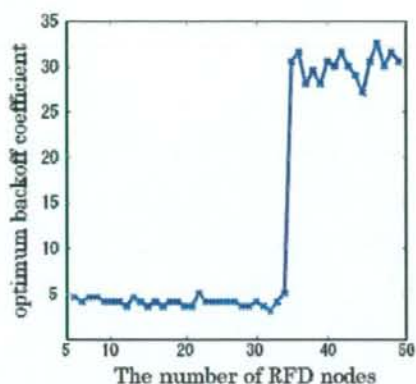


図 2 最適バックオフ係数特性

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。

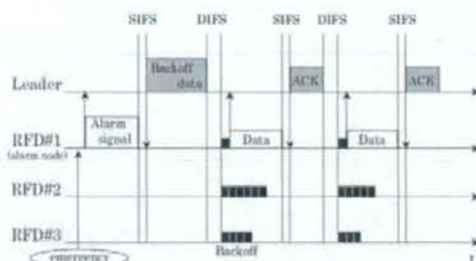


図 3 アラームモードのアクセス制御

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。

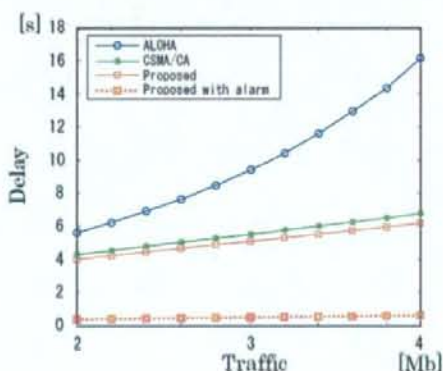


図 4 遅延時間の評価

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。

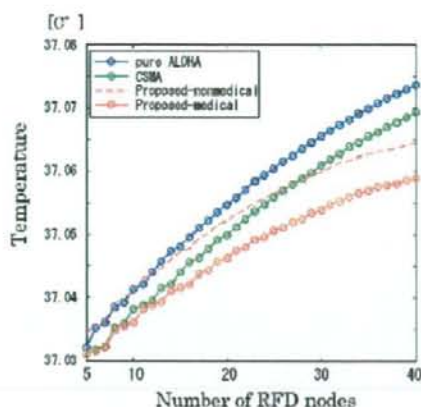


図5 上昇温度の特性

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。

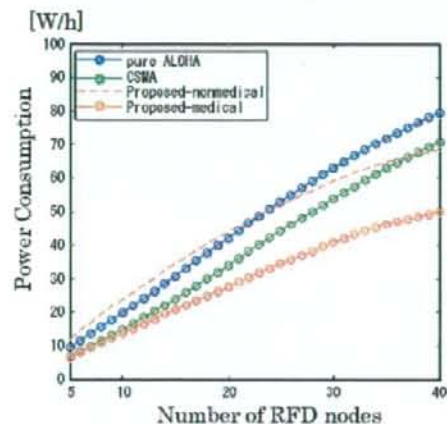


図6 消費電力の特性

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-1-7. 考察

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。

C-1-8. 結論

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。

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。

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

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。

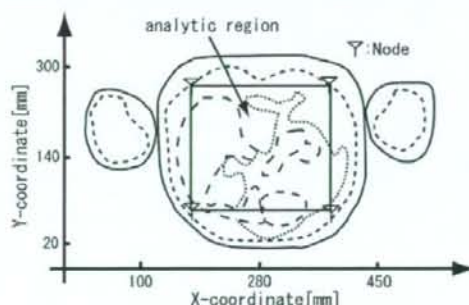


図7 システムモデル(第1段階)

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。

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。

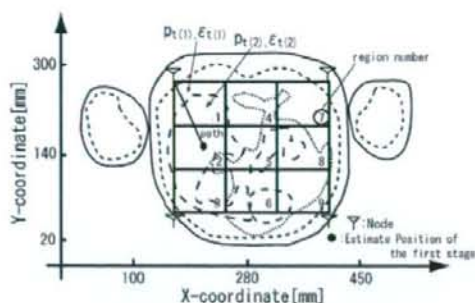


図8 システムモデル(第2段階)

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。

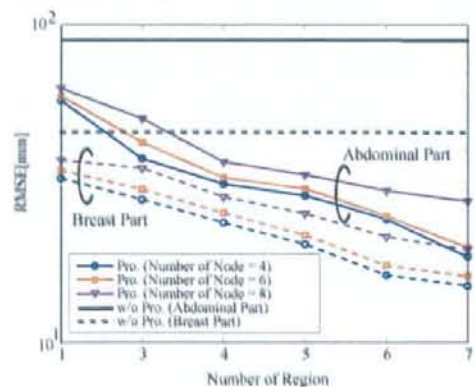


図9 提案方式による位置推定精度
(領域分割数に対する位置推定精度)

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。

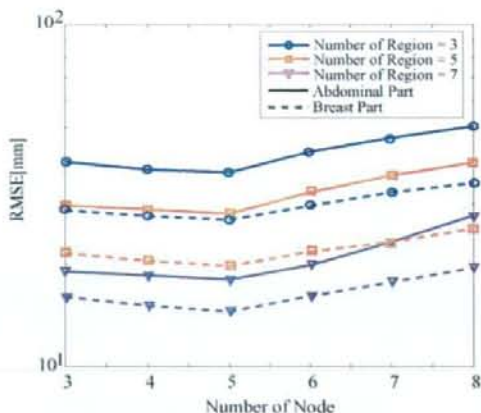


図10 提案方式による位置推定精度
(使用ノード数に対する位置推定精度)

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-2-4.考察

C-2-4-A 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。

C-2-5.結論

C-2-5-A 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。

C-3. Wearable wireless Body Area Network 環境下におけるホッピング系列を用いた Pulsed Chirp UWB 方式の特性評価

体表面に小型の通信端末を装着し通信を行うことを考える。具体的には腹部前面に送信機を装着し、左腕に受信機を装着した場合での通信特性について考える。

今回、既存方式として Chirp on UWB 方式と DS-UWB 方式を用いて比較を行う。DS-UWB 方式は遠近問題に弱く、Chirp on UWB 方式は使用周波数帯が重なった時の user 識別が難しいという問題点がある。そのため、提案方式として、これら二つの特徴を用いた方式を作成することにより通信特性が改善できることを示す。また2つの提案方式により医療用と非医療用に対応できる方式を提案する。

C-3-1. 提案方式 1

提案する方式は、使用周波数帯域を系列の周期で分割し、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を提案する。以下詳細を示す。

送信波形を $f(t)$ とすると、 $f(t)$ は次のように表される。

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

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

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、使用する周波数帯は user ごとに 3-5GHz で一定とし、それぞれの分割されたサブバンドごとの中心周波数を小さい順に f_{c1}, f_{c2}, \dots とすると、ユーザ i の中心周波数の変化は次のようになる。

$$f_i = (f_{c1}, f_{c(t+1)}, \dots, f_{c(t+N_s-1)}) \quad (2)$$

$$(f_{ci} = f_{c(t+N_s)} = \dots, f_{c(t+nN_s)} = \dots)$$

式(3)のように、パルス波形を直接拡散すると同時に、用いるパルス波形を式(4)のように異なる周波数帯をチャープさせた波形を用いることにより、DS-UWB 方式と Chirp on UWB 方式の特性を両方利用した方式を作成した。

C-3-2. 提案方式 2

この方式では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) 系列と OCC(One Coincidence Code)系列を用いた。具体的には次の式の通りである。

$$f(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_{i,j}(s_{i,j}(t-jT_f)) \quad (3)$$

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

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、使用する周波数帯は user ごとに 3-5GHz で一定とし、それぞれの分割された周波数サブバンドを f_1, f_2, \dots とすると、

$$f_{user i} = (f_{ni(1)}, f_{ni(2)}, \dots) \quad (4)$$

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。

この2つの提案方式のうち、装置が簡易であると考えられる提案方式 1 を非医療用、装置は複雑であるが特性は良くなると考えられる提案方式 2 を医療用として考える。

C-3-3. 使用チャンネルモデル

今回使用したチャンネルモデルは IEEE15.4a のチャンネルモデルであり、特長として次のようなことがあげられる。

- ・ 高周波数帯は人体内部での減衰が非常に激しいため、人体内部を通過してくる電波は考慮しない。
- ・ Path Loss は送受信機での体の周長により定義
- ・ 二つのクラスタが存在し、最初のクラスタが体を回折してくる到来波で、二つ目のクラスタが地面からの反射波である。

パスロスの式は式(2)のように表され、今回用いたインパルス応答の例は図 11 のようになる。

$$P_{dB} = \gamma(d - d_0) + P_{0,dB} \quad (2)$$

ここで、 γ は 1m 当りの減衰量であり、 d_0 は参照距離、 $P_{0,dB}$ は参照距離での電力である。

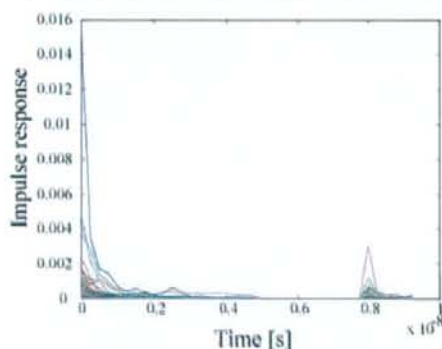


図 11 送受信機間距離 0.3m の時のインパルス応答の例(体側面)

C-3-4. シミュレーションモデル

このシミュレーションモデルは、ウェアラブル WBAN における体での減衰が激しいという特徴を考慮する。具体的には、自分の周囲からの干渉波もお互いの体の位置関係に依存し、その位置によってことなることが予想することができる。よって今回のシミュレーションモデルでは、所望波に対する干渉波の電力が全て等しい場合(シミュレーションモデルA)と所望波に対して干渉波全ての平均電力で SIR を定義し、干渉波はそれぞれ電

力が異なるという場合(シミュレーションモデルB)を考える。例えば、干渉ピコネット数が 3 で、SIR が -5dB の場合、電力分布の幅を平均 SIR から ± 5 dB とすると、干渉波 1 が -7dB、干渉波 2 が -3dB、干渉波 3 が -5dB となる。

C-3-5 性能評価

干渉ピコネット数 8、所望波に対する干渉波の電力が全て等しい場合の結果を図 12、所望波に対する干渉波の電力が全て異なる場合の結果を図 13 に示す。

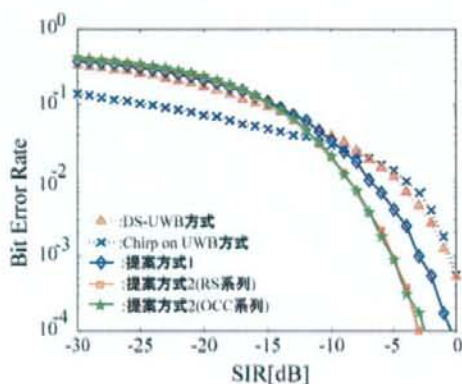


図 12 干渉ピコネット数 8

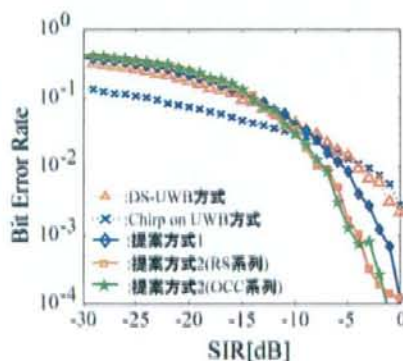


図 13 干渉ピコネット数 8、干渉波の電力が全て異なる場合

C-3-6 考察

Chirp on UWB 方式がどの結果でも SIR が低いときに特性が良いのは、遠近問題に強いという特徴によるものだと考えることができる。しかし、系列などを使用していないため、

最終的に特性がそれほど良くなっていない、SIR が高くなれば、どの結果も提案方式の BER 特性の方が既存方式の BER 特性よりもよくなっていることがわかる。これは、提案方式が DS-UWB の特徴と Chirp on UWB の特徴を組み合わせていることによる影響だと考えることが出来る。また、提案方式 1 と 2 で比較するとホッピング系列を用いた場合のほうが大きく BER 特性が良くなっていることがわかる。これは、提案方式 2 で説明したようにホッピング系列の性質上、使用周波数帯の衝突確率を提案方式 1 よりも低く抑えるように設定が出来ているためであると考えられる。さらに、RS 系列を用いた場合の提案方式 2 と OCC 系列を用いた場合の提案方式 2 を比較する。OCC 系列は提案方式 2 で説明したように系列を gold 系列の系列長にあわせている。より、今回のように系列長が短い場合は特性にほぼ影響を与えていないが、系列長が長くなった場合に影響が生じる可能性も考えられる。

また図 3 の結果から、提案方式はウェアラブル WBAN 環境で考えられる、干渉波の電力が様々な大きさに到来するような環境において、既存方式と比較してより良い特性が得られることを確認できた。

C-3-7 結論

ウェアラブル WBAN 環境において、どちらのシミュレーションモデルでも提案法が既存法と比較して特性が良くなっていることが確認できた。

C-4. 時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミアの研究

C-4-1. 研究目的

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-4-2. 研究方法

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く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-4-3. 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。

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

(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-4-4. 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。

ここで、 H_p はパイロット送信アンテナからガンまでの伝搬を表し、 H_q はガンから体外でのそれぞれの受信アンテナまでの伝搬を表している。

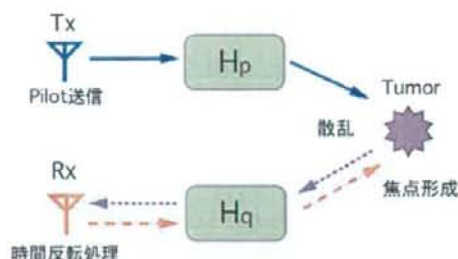


図 14 時間反転波の手順図

このモデルのように時間反転波を伝搬させ、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-4-5. 研究結果

構造が比較的体内では簡易であるということから、モデルは乳がんを模したものとし、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。

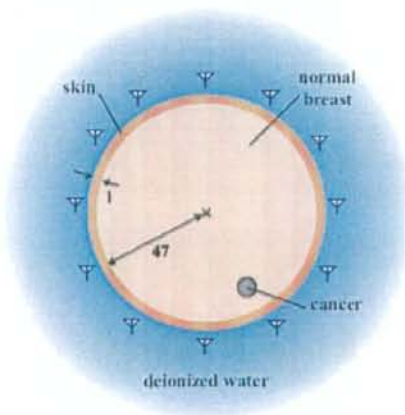


図 15 シミュレーションモデル

今回の場合はガンの中心は(170, 175)とし、ガンの直径は5mmとした。このときの温度分布の結果について示す。

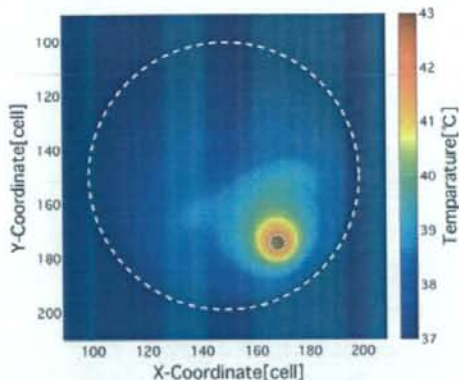


図 16 時間反転波による温度分布

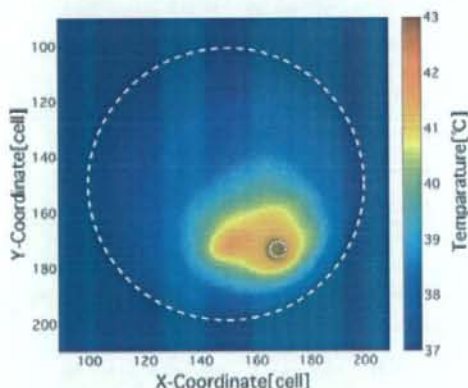


図 17 Space-time Beamformingによる温度分布

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従来手法である Space-time Beamforming よりも温度上昇による影響が少ないということがいえる。

C-4-6.パイロット信号の帯域幅について

送信パイロット信号の帯域幅についても検討を行った。今回は波形として一回微分したガウシアンパルスについて検討を行った。

生体内は高含水の媒質が多く、高帯域ほど減衰が生じてしまうということがある。時間反転波の場合についてはこれに加えてパ

ルス幅の狭いパイロット信号でないのがんにおける散乱波がうまく観測されないということがある。よって帯域によって結果に影響があると思われる。

結果としては使用帯域が低いほど減衰の影響は少なくなり、SAR の値は大きくなる。一方で散乱波がうまく観測されなくなり、他の正常細胞への影響が大きくなるということが観測された。したがって正常細胞への影響が少ないということを優先し、帯域幅を変えてがん細胞と正常細胞の平均 SAR の値の比を取ることによってこの値を評価値として比較を行う。この評価値が大きければがんと正常細胞の間に鋭い焦点が形成されているということがいえる。

そこで評価値を用いた結果として値が大きかった 3 つの帯域について温度の分布とみてみることにする。

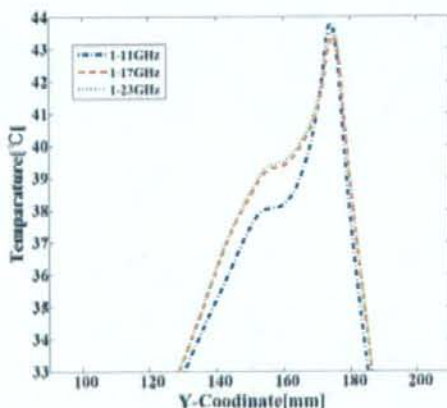


図 18 帯域による温度分布の変化

1-11GHz では正常細胞においても他の帯域に比べて温度が低く抑えられているということが見て取れる。他の帯域についてはほぼ同じ値となったが、減衰についても 1-11GHz の場合が一番少ないという結果となった。

C-4-7.考察

時間反転波を用いた電磁波ハイパーサーミアについてはパイロット信号に適した帯域は1-11GHzであるということを示した。これは正常細胞への影響を少なくするということが最優先にしたものである。

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ということがあげられる。

C-4-8. 結論

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、さらにパイロット信号の帯域を変化させることによって1-11GHzの帯域が侵襲性をおさえて加温を行うということがわかった。

D. 健康危険情報

なし

E. 研究発表

E-1. 論文

- (1) Makoto Kawasaki, and Ryuji Kohno, "Position Estimation Method of Medical Implanted Devices using Estimation of Propagation Velocity inside Human Body," IEICE Trans. Special Section on Medical Information and Communications Technologies, vol.E92-B, No.02, pp.403-409, Feb. 2009.

E-2. 学会発表

E-2-1. 査読付き国際会議論文

- (1) Makoto Kawasaki, and Ryuji Kohno, "A TOA based Positioning

Technique of Medical Implanted Devices," The 3rd International Symposium on Medical Information and Communications Technology (ISMICT'09), Montreal, Canada, Feb. 2009.

- (2) Shun Nagamine, Ryuji Kohno, "Design of Communication Model Suitable for Implanted Body Area Networks", ISMICT09(2009-2)
- (3) Hideki Mochizuki, Makoto Kawasaki, Shun Nagamine, Igor Dotlic, Ryuji Kohno, "Performance Analysis of Pulsed Chirp UWB Schemes used Hopping Sequence for Wearable Wireless Body Area Network "ISMICT 2009 Montreal, Quebec Canada
- (4) Koji Enda, Ryuji Kohno, "Routing Algorithm to Decrease Transmission Delay and Traffic Quantity using Priority Area in Sensor Network of Hospital," The Third International Symposium on Medical Information & Communication Technology (ISMICT2009), Montreal, Canada (2009-2)

E-2-2. 研究会・国内シンポジウム論文

- (1) 河寄誠、長嶺駿、河野隆二、"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、"第31回情報理論とその応用学会 (SITA2008)、鬼怒川、pp.216-221 (2008-10)
- (2) 長嶺駿、河寄誠、河野隆二、"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" 第 31 回情報理論とその
応用シンポジウム (SITA2008), pp.
959-964 (2008-10)

- (3) 望月 英希,河寄 誠,長嶺 駿,田井 和
成, 原田 浩樹,河野 隆二,"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,"電子情報通
信学会 第 1 回 MICT 研究会、横須賀
リサーチパーク,査読無、(2008-04)
- (4) 望月 英希,河寄 誠,長嶺 駿,河野 隆
二,"Wearable Wireless Body Area
Network 環境下におけるホッピング
系列を用いた Pulsed Chirp UWB 方
式の特性評価",第 31 回情報理論とそ
の応用シンポジウム (SITA2008), 鬼
怒川,pp.287-292、査読無 (2008-10)
- (5) 望月 英希,河寄 誠,長嶺 駿,河野 隆
二,"Wearable Wireless Body Area
Network 環境下におけるピコネット
間干渉を考慮した通信特性の評価",
電子情報通信学会 2008 年ソサイエ
ティ大会, 査読無, A-5-20、明治大
学,(2008-9)

E-3 新聞報道

- (1) 朝日新聞記事(2008 年 8 月 27 日), 大
学最前線 2008 「産学官連携で実現す
る人と付き添う優しい工学」
- (2) フィンランド国営 TV 放送 "YLE"
Evening News 出演(2008.0906)

F. 知的所有権の取得状況

「なし」

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
バイオマイクロ燃料電池の開発

分担研究者 西澤 松彦（東北大学大学院工学研究科 教授）

研究要旨：

分散型ナノ植え込み機器の駆動電源として、生体内埋め込み型の「バイオマイクロ燃料電池」の研究開発を行っている。本年度は、バイオ燃料電池の出力電圧の向上を目指し、直列化機構の開発を行った。微細加工を駆使することで作製した超撥水表面によって、セル間の溶液を分断することが可能で、その結果 1V を超える出力電圧を得ることができた。この直列化機構は、送液下においても作動することが確認されていることから、バルブ機構や流路構造といったシステムを最適化していくことで、体内埋め込み応用も可能であることが示された。

A. 研究目的

本研究は、生体内で長期使用が可能なグルコース／酸素型のバイオ燃料電池の構築を目的としている。特に生体毒性が懸念される物質を一切使用しないことを開発方針とする。昨年度は、電池構成、電極の表面処理、時差発電システムの小型化の検討を行った。これより、電池の完全有機物化や電極表面の不活性化、安定化の指針となるような結果を得た。

本年度は、これらの検討に加え、小型バイオ燃料電池の自動直列化システムを開発し、出力電圧を向上させることにより、より幅広いデバイスの駆動源となることを目指した。これにより、通常 1V 以下程度であるバイオ燃料電池の出力電圧を、1V 以上にすることを目標とした。

B. 研究方法

B-1. バイオ燃料電池の直列化機構

本実験では、空気バルブを利用したマイク

ロバイオ燃料電池の直列化手法について検討した。これは、マイクロチャンネル内に配置した超撥水部にて水をはじき、空気を保持することで、それぞれのセルの溶液を分離、絶縁させようというものである。多くの研究者が、超撥水性表面を有している蓮の葉の表面構造を模倣、もしくは転写することによりシリコン基板上などに超撥水性表面を実現している。ここで蓮の葉の表面は、疎水性で微細な突起の集合体で構成されていることにより超撥水性を示すことが知られている。我々も reactive ion etching (RIE) などの微細加工技術を用いることで、蓮の葉の表面構造を深さ 40 μm の流路内に模倣し、高さ 20 μm 、直径 15 μm 、間隔 15 μm の微細突起のアレイを作製した。

図 B-1 に示すように、本実験で検討したデバイスは、三つのセルを幅 300 μm 、長さ 500 μm の超撥水性領域を介してつなげた構造としている。ボトル形状の超撥水リザーバ部の末端には穴を空け、外部からの空気を取り入

れる構造とした。この空気バルブシステムが機能することで、この電池の利用者はそれぞれのセルに個別に溶液を添加する手間が不要となる。本実験では、この超撥水領域を有す流路デバイスの作製手法と、空気バルブの基礎特製の評価、およびバイオ燃料電池の直列化について記す。

B-1.1. 流路セルの作製法

図 B-2 に示すように、本研究では、超撥水表面をパターンニングしたマイクロ流路および電極を作製したガラス層（下層）と、超撥水表面をパターンニングしたマイクロ流路を作りこんだ PDMS (polydimethylsiloxane) 層（上層）を張り合わせることでデバイスを構成した。以下にその作製手順について簡単に述べる。

- (a) ホウ珪酸ガラス (25×25 mm, 厚さ 1 mm) 上に, Cr/Au (500 nm/200 nm) をスパッタリングする。
- (b) Cr/Au 薄膜上にフォトレジストをパター

ニングした後, Cr, Au を各々エッチングする。

- (c) 露出しているガラス表面を, 49% フッ酸溶液にて 5 分ほど等方エッチングすることにより, 深さ 40 μm のマイクロ流路を作製する。
- (d) 再度 Cr/Au のマスク層を形成し, (b) のような手順で突起パターンを作製する。ただしレジストにはネガレジストを用いた。
- (e) RIE を行い, 20 μm 高さの微細突起のアレイをマイクロ流路のバルブ部に作製する。ここで, エッチャントガスには SF_6 (1 mTorr) と Xe (1 mTorr) の混合ガスを用い, セルフバイアス電圧は -390 V に設定した。
- (f) 続いて CVD 法により Parylene C 薄膜 (150 nm) を全面に蒸着した後, フォトリソグラフィ, 酸素アッシングにより, バルブ部にのみ残るようにパターニングを施す。最後に 1 mm 直径の金電極をリ

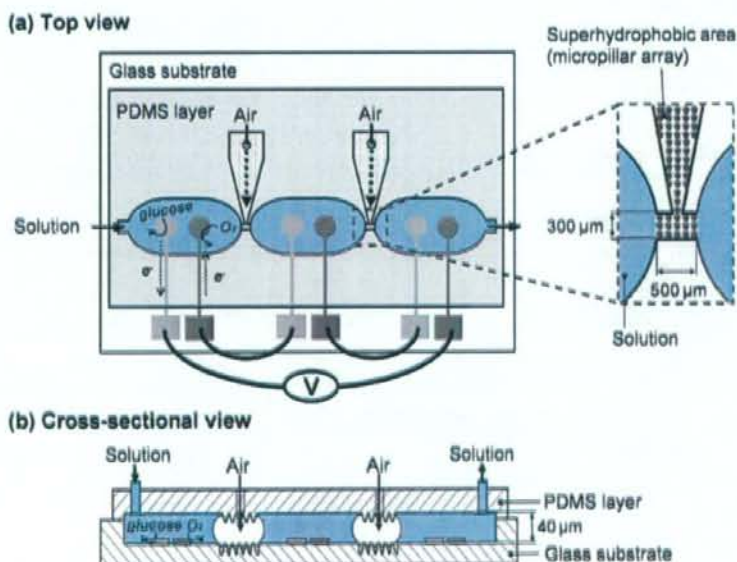


図 B-1 流路セルの模式図。(a)上面図, (b)断面図。