

ここから、リーダの切り替えとスリープモードの導入により更に温度の上昇を抑えることが、本研究における提案モデルの目的となる。

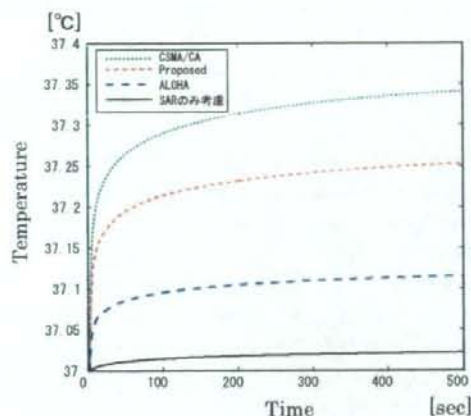


図 7: 温度上昇特性

3.3 消費電力の検討

特に消費電力の大きいリーダについて、スリープモードと通信時(アクティブモード)に分けて、消費電力を計算する。各モード時の消費電力の計算式を次のように与える。

$$P_{active} = T_{RX} \times A_{RX} \times V \quad (6)$$

$$P_{sleep} = sleep \times A_{sleep} \times V \quad (7)$$

T_{RX} は、リーダがデータを受信し終わるまでにかかる処理時間であり、各 MAC プロトコルにより異なるため、この値の差が各方式での消費電力の差となってくる。また、 A および V は、ノード内の回路における電流と電圧である。この値については、論文 [7] を参考にした。

4 特性解析

4.1 シミュレーションの目的および諸元

シミュレーションの目的として、提案プロトコルと従来の代表的 MAC プロトコルとして ALOHA 方式・CSMA/CA 方式との特性を比較し、熱影響および、リーダの消費電力に関して提案プロトコルの方が抑えられていること示す。今回は、リーダのスリープ時間を変動させた場合の上昇温度特性・消費電力特性を調べた。それぞれの結果を図 8・9 に示す。なお、シミュレーション諸元は表 2 に示す。

4.2 考察

図 8 の飽和温度特性であるが、それぞれある程度のリーダ切り替えを行える時間経過後の、温度が飽和した

表 2: シミュレーション諸元

パラメータ	値	パラメータ	値
伝送速度	250kbps	Sleep	1-20sec
pay load	500bit	切り替えサイクル	10 回
slot time	144 μ s	Packet	50
DATA time	2480 μ s	V	3.0V
SIFS time	192 μ s	A_{sleep}	1 μ A
DIFS time	400 μ s	A_{RX}	20mA
ACK time	352 μ s	RFD node	10 個

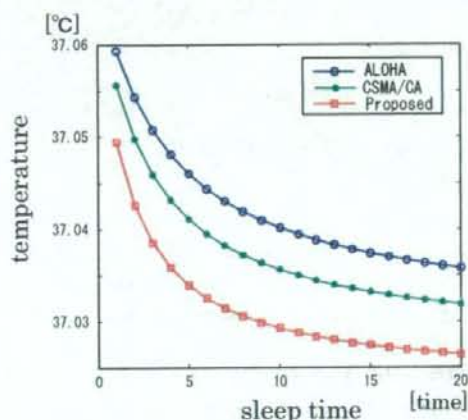


図 8: 飽和温度特性

点をとっているグラフである。この結果より、キャリアセンスを行わない ALOHA 方式が一番上昇温度が大きいたことが分かる。図 7 においては一番温度上昇が低かった ALOHA 方式であるが、 T_{RX} の値が大きいため、つまり処理時間が長いため、一定サイクル経過毎に行うリーダの切り替え間隔も長くなっており、結果的に一番温度が上昇したことが予想される。また、同じキャリアセンスを行っている CSMA/CA 方式と提案方式では、グラフより提案方式の方が温度上昇を抑えていることが分かる。これは、先述したように提案方式の方が効率的に通信を行えているため、処理時間が短く、リーダ切り替え間隔も短くなるためだと予測できる。

さらにリーダのスリープ状態が長いほど、血流などによる冷却効果などの影響を多く受けるため、飽和温度も減少していることがわかる。特にスリープ時間が短い場合、その差は大きくなることが分かった。

図 9 の消費電力特性の方も、当然処理時間が直接影響してくるため、提案方式が一番消費電力を抑えられてい

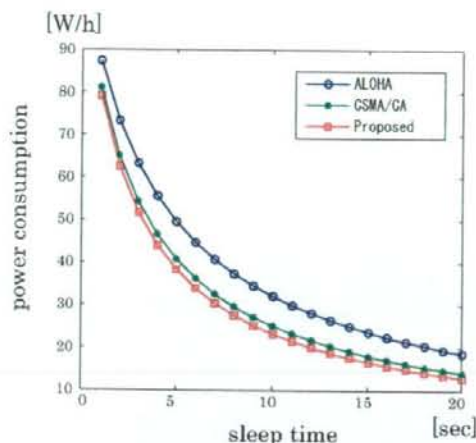


図 9: リーダの消費電力特性

る結果となった。グラフの縦軸は1時間あたりのリーダの消費電力である。しかし、温度上昇ほど方式間の差はないと言える。この原因として、消費電力の計算は(6)式と(7)式から求めるため、純粋に処理時間 T_{RX} の差のみが消費電力の差として表れているからと思われる。一方、温度上昇は(5)式より計算しているため、処理時間増加に伴い、回路熱に加えて電磁波照射時間も増加した分の差も加わり、大きくなったのではないかと考えられる。

5 まとめと今後の検討

本研究では、生体内センサネットワークにおける、通信フローチャートおよび衝突回避プロトコルをはじめとした通信モデルを提案した。また、提案MACプロトコルを用いた通信方式において、人体への熱影響および消費電力を、既存のALOHA方式・CSMA/CA方式よりも抑えられることを示した。

今後の検討課題としては、スリープ時間とトレードオフの関係にある情報更新速度を考慮した最適なスリープ時間の検討や、熱や消費電力などを総合的に評価する指標などを定義したうえで従来方式との比較などが挙げられる。

文献

- [1] W.R.Heinzelman, A.Chandrakasan, and H.Balakrishnan "Energy-Efficient Communication Protocols for Wireless Microsensor Networks" In Hawaii International Conference on System Sciences, 2000
- [2] Shankar, V. Natarajan, A. Gupta, S.K.S. Schwiebert, L. Dept. of Comput. Sci. Eng., Arizona State Univ., Tempe, AZ, USA "Energy-efficient protocols for wireless communication in biosensor networks" Personal, Indoor and Mobile Radio Communications, 2001 12th IEEE International Symposium on 30 Sept.-3 Oct. 2001 Volume:1
- [3] O.C.Omeni, O.Eljamaly, A.J.Burdett "Energy Efficient Medium Access Protocol for Wireless Medical Body Area Sensor Networks" Proceedings of the 4th IEEE-EMBS
- [4] Naoki KUSE, Koji ISHIBASHI, Satoshi MATSUDA, Hiroki HARADA, and Ryuji KOHNO "A study on In Vivo Wireless Communication Based on Body Temperature Elevation". IEICE Technical Report RCS2005-228(2006-3)
- [5] Jose A.Gutierrez, Edgar H.Callaway, Jr., Raymond L.Barrett, Jr., "Low-Rate Wireless Personal Area Networks" Published by Standards Information Network IEEE Press.
- [6] Qinghui Tang, Naveen Tummala, Sandeep K. S. Gupta, Senior Member, IEEE, and Loren Schwiebert Senior Member, IEEE, "Communication Scheduling to Minimize Thermal Effects of Implanted Biosensor Networks in Homogeneous Tissue" Biomedical Engineering, IEEE Transactions on July 2005 Volume: 52, Issue: 7 pp 1285-1294
- [7] Timmons, N.F. Scanlon, W.G. "Analysis of the performance of IEEE 802.15.4 for medical sensor body area networking", Sensor and Ad Hoc Communications and Networks, 2004. IEEE SECON 2004. 2004 First Annual IEEE Communications Society Conference on Publication Date: 4-7 Oct. 2004 pp 430- 437

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

Performance Analysis of Pulsed Chirp UWB Schemes used Hopping Sequence for Wearable Wireless Body Area Network

望月 英希* 河崎 誠* 長嶺 駿* 河野 隆二*
Hideki Mochizuki Makoto Kawasaki Shun Nagamine Ryuji Kohno

Abstract— Recently, the research applied information and communications technology to medical services is noticed. As main technique, WBAN (Wireless Body Area Network) have been researched. In this paper, we compare with conventional method (DS-UWB, Chirp on UWB) and proposed system Pulsed UWB without Hopping Sequence or with it by using IEEE15.4a channel model about BER in the case of multi pico-net interference. In the conclusion, we confirm that Pulsed UWB with Hopping Sequence is superior to conventional method.

Keywords— Body Area Network, Ultra Wide Band, Hopping Sequence

1 はじめに

近年、情報通信技術を医療分野へ応用する研究、その中でも体表に装着された端末によってのみ構成されるネットワークであるウェアラブル WBAN (Wireless Body Area Network: WBAN) が注目されている [1][2].

ウェアラブル WBAN では、常時体に装着することが考えられるため長時間の稼働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より高速な通信が必要になる。

本研究ではウェアラブル WBAN において、近距離通信に適していて、低消費電力、高速伝送などの特長を持つ UWB 無線通信方式により、IEEE15.4a のチャネルモデル [3] を使用することにより既存の方式として、DS-UWB 方式と chirp 方式 [4] を用いた場合でのピコネット間干渉の評価を行った。また提案方式として使用周波数帯を用いる gold 系列の系列長でサブバンド化し、DS-UWB の 1 パルスごとに使用するサブバンドを RS (Reed-Solomon) 系列、OCC (One Coincidence Code) 系列 [5] を用いてホップさせる。この提案方式により既存方式よりも BER 特性が改善されることを示し、RS 系列と OCC 系列を用いた場合とで特性の比較を行った。

2 UWB 無線通信方式

2.1 DS-UWB システムの概要

DS-UWB 方式は発生したインパルス信号列を PN 系列により、パルスを位相反転することにより伝送する方式である。

2.1.1 送信機構成

- (1) インパルス信号は各タイムフレームに一つだけ入れる。インパルスジェネレータでは、タイムフレーム T_f の時間毎にインパルス $\delta(t)$ を発生させる。j 番目のインパルスを $\delta(t - jT_f)$ とする。また、パルスの発生回数を N_s とする。送信波を $f(t)$ とすると

$$f(t) = \sum_{j=0}^{N_s} (\delta(t - jT_f)) \quad (1)$$

- (2) タイムフレーム毎に生成されたインパルスは、PN 系列で作られた系列 c_j によって位相反転し、伝送される。

$$f(t) = \sum_{j=0}^{N_s} m_j (\delta(t - jT_f)) \quad (2)$$

$(c_j = 1 \text{ のとき } m_j = 1, c_j = 0 \text{ のとき } m_j = -1)$

このように、系列に対応した複数のパルスを位相反転することで他ユーザとの衝突を回避し、識別できるようにしている。

2.1.2 受信機構成

受信機では基本的に送信機で行う操作の逆を行う。

- (1) 受信機側では、受信した信号 $f_{rec}(t)$ の PN 系列は既知であるので、送信機で行った作業 (1)(2) をし、送信信号のレプリカ $f_{rep}(t)$ を作成する。

$$f_{rep}(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_j (w(t - iT_f)) \quad (3)$$

- (2) 送られてくる送信信号列と同期をとるために受信した信号 $f_{rec}(t)$ 受信機で用意した $f_{rep}(t)$ の相互相関をとる。

* 〒 240-8501 神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-5 横浜国立大学工学部電子情報工学科 河野研究室 Division of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Yokohama National University, 79-5 Tokiwadai, Hodogaya, Yokohama, Kanagawa, 240-8501, Japan E-mail: mochizuki.h@kohnolab.dnj.ynu.ac.jp

$$R(\tau) = \int f_{rec}(t)f_{rep}(t+\tau)dt \quad (4)$$

(3) 相互相関をとることにより、正の出力または負の出力が出るので、0を閾値としてデータを判定する。

2.2 Chirp on UWB システムの概要

Chirp 波形とは、周波数を一定方向に挿引した波形であり、一般的に次式で表される。

$$s(t) = \begin{cases} \cos(\theta(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (5)$$

$\theta(t)$ は位相の時間的な変化を表す。線形挿引型の場合、周波数挿引率 $\mu(t)$ は定数となるため周波数 $f_M(t)$ は t について線形な関数となり、 $\theta(t)$ は 2 次関数となる。

$$f_M(t) = f_0 + \mu(t) \quad (6)$$

$$s(t) = \cos(2\pi f_0 t + \pi \mu t^2) \quad (7)$$

この場合、帯域幅 B は時間幅 T と周波数挿引率 μ の積で表される。

$$B = |\mu|T \quad (8)$$

今回用いる Chirp on UWB 波形は、上述した周波数変化にルートレイズドコサインパルスをかけることにより作成する。ルートレイズドコサインパルスの式は以下のようになる。

$$r(t) = \frac{4\beta}{\pi\sqrt{T_p}} \frac{\cos\left[\frac{(1+\beta)\pi t}{T_p}\right] + \frac{\sin\left[\frac{(1-\beta)\pi t}{T_p}\right]}{\frac{4\beta t}{T_p}}}{\left(\frac{4\beta t}{T_p}\right)^2 - 1} \quad (9)$$

この時、 $\beta = 0.6$ はロールオフ率を表す。このパルスを用いて Chirp on UWB 波形は次のように表される。

$$P_{CoU}(t) = \begin{cases} r(t)\exp(-j\frac{\pi\alpha t^2}{2}) & (-\frac{T}{2} \leq t \leq \frac{T}{2}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (10)$$

2.2.1 システムモデル

本稿で Chirp on UWB 方式として考えているシステムを示す。変調方式は BPSK とし送信側では、データ $b_i(t)$ を Chirp 波形 $c_i(t)$ によって変調する。送信信号 $s_i(t)$ は次式で表される。

$$s_i(t) = b_i(t)c_i(t) \quad (11)$$

各ユーザには、各周波数帯域 500MHz ごとにユーザをアップチャープとダウンチャープを一人ずつ割り当てる。本論文では具体的には表 1 のように設定した。 f_c は中心周波数である。

受信機側では、DS-UWB の場合同様、送信信号のレプリカを作成し、相互相関をとることにより復調を行う。

表 1: user ごとの周波数変化割り当て

user	周波数挿引率	f_c [GHz]
1	$\mu > 0$	3.25
2	$\mu < 0$	3.25
3	$\mu > 0$	3.75
4	$\mu < 0$	3.75
5	$\mu > 0$	4.25
6	$\mu < 0$	4.25
7	$\mu > 0$	4.75
8	$\mu < 0$	4.75

3 Pulsed Chirp UWB 方式

本稿では、使用周波数帯域を使用する gold 系列の系列長でサブバンド化し、そのサブバンドを用いる gold 系列に合わせてパルスのチャープの傾きの正負を決定し直接拡散する方式 (提案方式 1) と、RS 系列や OCC 系列によりそれぞれのパルスの使用するサブバンドを決定し直接拡散する方式 (提案方式 2) を Pulsed Chirp UWB 方式として提案する。

3.1 提案方式 1

送信波形を $f(t)$ とすると、 $f(t)$ は次のように表される。

$$f(t) = \sum_{j=0}^{N_s-1} m_{i,j}(s_{i,j}(t-jT_f)) \quad (12)$$

($c_{i,j} = 1$ のとき $m_{i,j} = 1$, $c_{i,j} = 0$ のとき $m_{i,j} = -1$)

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。

さらに、用いる周波数の最大値を f_{max} 、最小値を f_{min} として、使用する系列の周期で、その帯域を分割すると帯域 B とチャープさせる帯域幅 Δf は次のように与えられる。

$$B = f_{max} - f_{min} \quad (13)$$

$$\Delta f = \frac{B}{N_s} \quad (14)$$

またこの時、それぞれの分割された中心周波数帯を小さい順に $f_{c1}, f_{c2}, \dots, f_{cN_s}$ とする。この時のユーザ i の中心周波数の変化は次のようになる。

$$f_i = (f_{ci}, f_{c(i+1)} \dots f_{c(i+N_s-1)}) \quad (15)$$

($f_{ci} = f_{c(i+N_s)} = \dots = f_{c(i+nN_s)} = \dots$ とする)

この Δf を用いてユーザ i の j 番目の Chirp パルス波形の周波数挿引率は

$$\mu_{i,j} = \frac{\Delta f}{T} c_{i,j} \quad (16)$$

$$T = 2\tau \quad (17)$$

τ は用いるパルス波形のパルス幅である。これらの値を用いて、ユーザ i の j 番目の送信波形 $s_{i,j}(t)$ の式は次のようになる。

$$s_{i,j}(t) = \begin{cases} r(t - \frac{T}{2})\exp(-j\omega_{i,j}(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (18)$$

$$\omega_{i,j}(t) = 2\pi f_{i,j}(t - \frac{T}{2}) + (\frac{\pi\mu_{i,j}}{2})(t - \frac{T}{2})^2 \quad (19)$$

今回考える3-5GHz帯では、 $f_{c1} \sim f_{cN_s}$ は表2のようになる。

表2: 周波数分割した時のそれぞれの中心周波数(系列長7の時)

	中心周波数 f_c [GHz]		中心周波数 f_c [GHz]
1	3.228	5	4.257
2	3.485	6	4.514
3	3.742	7	4.771
4	3.999		

3.2 提案方式2

まず最初に、提案方式2で用いるRS系列とOCC系列について簡単に説明する。

● OCC系列

これはホッピングパターン間が同期制御できる場合に、周期 N 内で使用周波数帯が一度も重ならない N 種類のホッピングパターンが構成できる系列である。しかしこの N は $N = p - 1$ (p :素数)であるため、gold系列などを用いて直接拡散をする場合、拡散系列の周期とホッピングパターンの周期が合わないため何らかの方法で数を合わせる必要がある。

● RS系列

この系列はCDなどのデジタル記録やデジタル通信の誤り制御などに広く用いられる誤り訂正符号として知られる多元BCH符号を短縮して得られる。この系列はシステム設計に応じて巡回シフトに対する一致チップ数を設定することが容易で、系列数が多いという点でOCC系列より優れている。

これらのホッピング系列を用いて送信波形を作成する。送信波形の式は提案方式1と同じように式(12)となり、それぞれの式の意味は提案方式1と同様である。さらに、周波数の最大値を f_{max} 、最小値を f_{min} とする

と提案方式1と同様に式(13)、(14)で表すことができる。しかし、ここでの N_s はホッピング系列の系列長である。本稿では、RS系列が系列長7、OCC系列が系列長10としている。そして、使用周波数帯の小さいほうから Δf ごとに f_1, f_2, \dots というようにサブバンド化する。また、それぞれのサブバンドでの中心周波数を f_{c1}, f_{c2}, \dots とする。提案方式2で用いるユーザ i が使用するホッピング系列を n_i とするとユーザ i の使用周波数 f_{useri} は次のようになる。

$$f_{useri} = (f_{n_i(1)}, f_{n_i(2)}, \dots, f_{n_i(j)} \dots) \quad (20)$$

また、周波数挿引率は次のように表すことができる。

$$\mu = \frac{\Delta f}{T} \quad (21)$$

$$T = 2\tau \quad (22)$$

これらの値を用いて、ユーザ i の j 番目の送信波形 $s_{i,j}(t)$ の式は次のようになる。

$$s_{i,j}(t) = \begin{cases} r(t - \frac{T}{2})\exp(-j\omega_{i,j}(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (23)$$

$$\omega_{i,j}(t) = 2\pi f_{c_{n_i(j)}}(t - \frac{T}{2}) + (\frac{\pi\mu}{2})(t - \frac{T}{2})^2 \quad (24)$$

提案方式2の中心周波数は、RS系列を用いた提案方式2の場合、提案方式1の場合と変化はなく、表2のようになる。しかしOCC系列を用いた提案方式2場合は系列長がgold系列と合わないため、ホッピング系列をgold系列の系列長分だけ切り取って使用している。表3にOCC系列を用いた提案方式2の場合の中心周波数を示す。

表3: 周波数分割した時のそれぞれの中心周波数(OCC系列(系列長10)の時)

	中心周波数 f_c [GHz]		中心周波数 f_c [GHz]
1	3.19	6	4.09
2	3.37	7	4.27
3	3.55	8	4.45
4	3.73	9	4.63
5	3.91	10	4.79

4 ウェアラブルWBAN

ウェアラブルWBANではアンテナを人体近傍に置いているため、通常の屋内、屋外環境での電波伝搬とは異なる。周波数帯が2~6GHzでは、人体は非常に減衰の大

きい損失媒質であり、周波数が高いほど減衰が大きいことから人体内部を通過してくる電波はほぼ無いと考えることができる。また、ウェアラブル WBAN ではパシロスは送信機と受信機の直線距離ではなく、体の周長で定義される。また、チャンネルモデルにある二つのクラスタは、体を回折して到来する電波と地面からの反射波である。さらに、到来する二つのクラスタの内、地面からの反射波の成分は距離減衰だけでなく、地面の種類によって減衰量に変化する。

また、上記したようにウェアラブル WBAN では体での減衰が激しいため、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、その位置によって異なることが予想することができる。よって本稿では、一人の人間が体に装着している複数のノード (1 ビコネット) はそれぞれ同期が取れていると仮定する。そのため、今回は他ビコネットからの非同期で到来する干渉波の影響について考える。このことから、干渉波の電力を次のような 2 つの場合に分けてシミュレーションを行った。使用するチャンネルモデルは BAN 用のチャンネルモデルと AWGN を想定している。

まず、干渉波の電力は所望波に対して干渉波 1 波で SIR を定義し、その電力で複数の干渉波が来る場合、又は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でシミュレーションを行った。後者の例を具体的に挙げると、例えば干渉ビコネット数が 3 で SIR が -5dB だったとしたときに、電力の分布の幅を平均 SIR から $\pm 5\text{dB}$ とすると干渉波 1 が -7dB 、干渉波 2 が -3dB 、干渉波 3 が -5dB となり平均が -5dB となる。今回のシミュレーションではこの例と同様に平均 SIR からの電力の分布は $\pm 5\text{dB}$ の間になるように設定しシミュレーションを行った。

5 計算機シミュレーション

ウェアラブル WBAN チャンネルモデルを用いて、既存方式と提案方式の BER 特性の比較を行う。

5.1 シミュレーション諸元

諸元は表 4, 5 のようになる。送信パルス波形はロールオフ率 0.6 のルートレイズドコサインパルス波形を用いる。

5.2 性能評価

結果は図 1, 2, 3 のようになる。

この結果は、図 1, 図 2 が干渉ビコネット数が 1 又は 8 の時で、干渉波 1 波に対して SIR を定義した場合であり、図 3 が平均 SIR でシミュレーションを行ったときの結果である。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

表 4: 既存方式の諸元

送信信号	DS-UWB 信号 CoU 信号
拡散系列	gold 系列 (系列長:7) chirp は系列無し
使用帯域	3~5GHz ($\tau = 0.75\text{ns}$) (DS-UWB) ($\tau = 3\text{ns}$) (CoU 方式)
サンプリング間隔	0.03125[ns]
通信速度	10Mbps
送信機位置	腹部前面
受信機位置	腕
干渉ビコネット数	1, 8 人
地面の種類	コンクリート

表 5: 提案方式の諸元

送信波形	ルートレイズドコサインパルス (ロールオフ率 0.6)
パルス幅	2.5[ns] (提案方式 1) 2.5[ns] (提案方式 2 RS 系列) 3[ns] (提案方式 2 OCC 系列)
使用帯域	3 - 5GHz
通信速度	10Mbps
サンプリング間隔	0.03125[ns]
拡散系列	Gold 系列 (系列長:7)
ホッピング系列	RS 系列 (系列長:7) OCC 系列 (系列長:10)
干渉ビコネット数	1, 8 人
送信機の位置	腹部前面
受信機の位置	腕
地面の種類	コンクリート

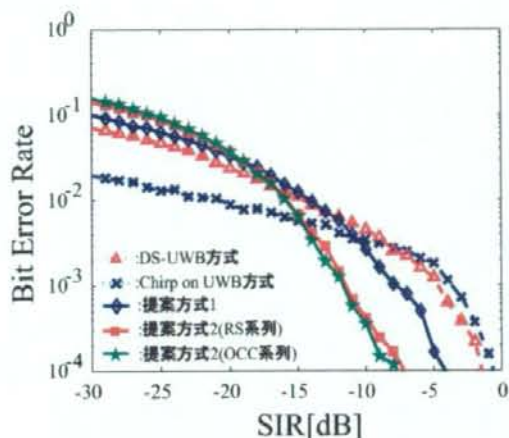


図 1: 干渉ピコネットワーク数が 1 の時の BER 特性

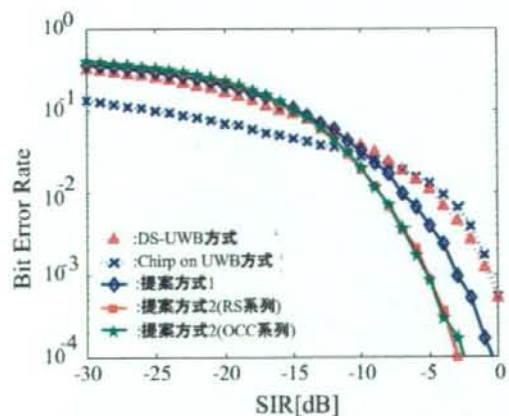


図 2: 干渉ピコネットワーク数が 8 の時の BER 特性

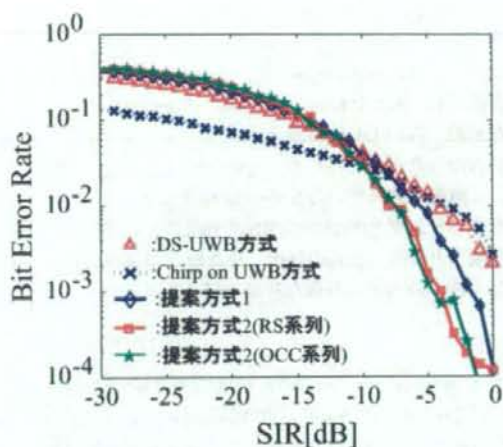


図 3: 干渉波の電力が平均 SIR から ± 5 dB で分布する場合の BER 特性 (干渉ピコネットワーク数 8)

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で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。

6 まとめ

本稿では、ウェアラブル WBAN 環境で考えられる、ピコネットワーク間干渉問題について、既存方式とホッピング系列を用いた場合と用いない場合の提案方式とで特性の評価を行った。提案方式はホッピング系列を用いても用いなくても既存方式よりも特性が良くなることが確認できた。さらに、ホッピング系列を用いることでウェアラブル WBAN 環境で予想される干渉波の電力がそれぞれ干

渉波によって異なるような環境下を想定した場合であっても既存方式と比較して特性を改善することが確認できた。しかし、今回は直接拡散に用いる系列の系列長が短かったために、RS系列を用いた場合と、拡散系列と系列長が合致しないOCC系列を用いた場合とで差があまり生じなかったと考えられる。そのため、今後の検討課題として直接拡散に用いる系列の系列長を長くすることによりホッピング系列であるRS系列又はOCC系列を用いた場合とで生じる差の評価、また既存の狭帯域通信との与干渉、被干渉の評価などが挙げられる。

文献

- [1] Andrew Fort, Julien Ryckaert, Claude Desset, Philippe De Doncker, Piet Wambacq, Leo Van Biesen, "Ultra-Wideband Channel Model for Communication Around the Human Body" 0733-8716, 2006 IEEE
- [2] Daniele Domenicali, Maria-Gabriella Di Benedetto, "Performance Analysis for a Body Area Network composed of IEEE 802.15.4a devices", 1-4244-0871-7/07, 2007 IEEE
- [3] Andresa F. Molisch Balakrishnan, Dajana Cassioli, Chia-Chin Chong, Shahriar Emami, Andrew Fort, Johan Karedal, Juergen Kunisch, Hans Schantz, Ulrich Schuster, Kai Siviak, "IEEE802.15.4a channel model-final report"
- [4] LAM/MAN Standards Committee of the IEEE Computer Society, "Wireless Medium Access Control(MAC)and Physical Layer(PHY)Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks", Draft P802.15.4a/D1. December, 2005(Amendment of IEEE Std 802.15.4-2003)
- [5] 丸林 元, 中川正雄, 河野隆二, "スペクトル拡散通信とその応用", 電子情報通信学会

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

Performance Analysis Considering Multi Piconet Interference for Wearable Wireless Body Area Network

望月英希
Hideki Mochizuki

河野誠
Makoto Kawasaki

長嶺駿
Shun Nagamine

河野隆二
Ryuji Kohno

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

1 はじめに

近年、情報通信技術を医療分野へ応用する研究が盛んに行われている。その中で、体表に装着された端末によってのみ構成されるウェアラブル WBAN(Wearable Wireless Body Area Network: WBAN)と呼ばれるネットワークが特に注目されている。本稿では、そのウェアラブル WBAN において、個人が完全に同期のとれた 1 ピコネットを構成するモデルを仮定する。そのとき、干渉波として他ピコネットからの非同期での干渉波による影響を考え、計算機シミュレーションにより既存法と提案法の比較評価を行う。

2 提案方式

本稿では、使用周波数帯域を用いる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 Chirp の傾きの正負を決定してパルスを Chirp させる。そして、そのそれぞれの Chirp 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。

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

($c_{i,j} = 1$ のとき $m_{i,j} = 1$, $c_{i,j} = 0$ のとき $m_{i,j} = -1$)

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。この Chirp パルス波形 $s_{i,j}$ は次のように表す。

$$s_{i,j}(t) = \begin{cases} r(t - \frac{T}{2}) \exp(-j\omega_{i,j}(t)) & (0 \leq t \leq T) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (2)$$

$$\omega_{i,j}(t) = 2\pi f_i(j)(t - \frac{T}{2}) + m_{i,j}(\frac{\pi\mu_{i,j}}{2})(t - \frac{T}{2})^2 \quad (3)$$

ここで f_i は式 (4) のように表され、 $\mu_{i,j}$ はユーザ i の j 番目の波形の周波数傾率であり、式 (5) のように表される。

$$f_i = (f_{c_i}, f_{c_{i+1}}, \dots, f_{c_{i+N_s-1}}) \quad (4)$$

$$(f_{c_i} = f_{c_{i+N_s}} = \dots = f_{c_{i+nN_s}} = \dots \text{とする})$$

$$\mu_{i,j} = \frac{\Delta f}{T} c_{i,j} \quad (5)$$

T は周波数変化を行う時間長であり、今回はパルス幅 τ の 2 倍としている。

3 性能評価

本稿で想定しているウェアラブル WBAN 環境下では、所望波が激しく減衰してしまう [1]。同時に、他ピコネットからの干渉波電力もお互いの位置関係によって異なることが想定される。そのため、シミュレーションでは干渉ピコネット数を 8 とし、その平均干渉波電力と所望波の電力の比を SIR として定めた。具体的には、ある一定の SIR の幅に干渉波の電力が収まるようにした。使用するチャネルモデルは BAN 用のチャネルモデル [2] と AWGN を想定している。本稿で提案方式と比較する方式は、DS-UWB 方式と Chirp-on-UWB 方式を想定している。結果は図 1 のようになる。

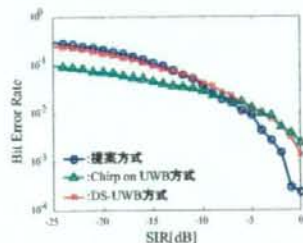


図 1 干渉波の電力が平均 SIR から ± 5 dB で分布する場合の通信特性

4 まとめ

シミュレーション結果より、SIR が -10 dB 以降で提案法の有効性を示すことができた。今後は、今回想定している $3-5$ GHz 帯を用いている他の既存システムへの与える影響についても検討が必要である。

参考文献

- [1] Andrew Fort, Julien Ryckaert, Claude Dusset, Philippe De Doncker, Piet Wambacq, Leo Van Biesen, "Ultra-Wideband Channel Model for Communication Around the Human Body" 0733-8716, 2006 IEEE
- [2] Andresa F. Molisch Balakrishnan, Dajana Cassioli, Chia-Chin Chong, Shahriar Emami, Andrew Fort, Johan Karedal, Juergen Kunisch, Hans Schantz, Ulrich Schuster, Kai Siwiak, "IEEE802.15.4a channel model-final report"

MINIATURIZED MICROFLUIDIC BIOFUEL CELLS

MATSUHIKO NISHIZAWA^{*1,*2}

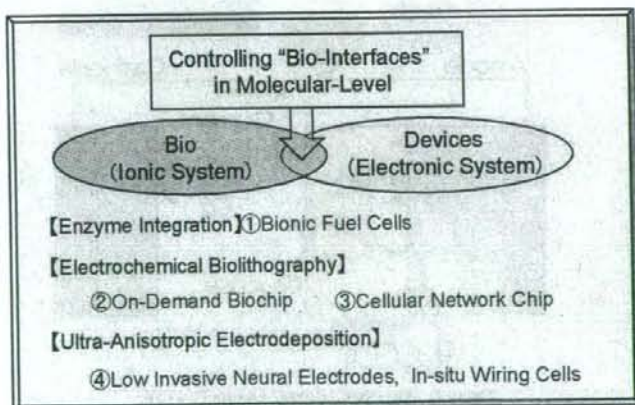
**1 Department of Bioengineering and Robotics, Graduate school of Engineering, Tohoku University, 6-6-01 Aramaki-Aoba, Sendai 980-8579, Japan*

**2 JST, CREST, Sanbancho, Chiyoda-ku, Tokyo, 102-0075, Japan*

We have been studying enzyme-based biofuel cells that utilize enzymes as electrocatalysts for the oxidation of fuels at anode and the reduction of oxygen at cathodes. Here we will describe our recent attempts to develop miniaturized microfluidic biofuel cells that have greater than 1 V this being achieved by automatic series-connection.

1. Introduction

The interface between biomolecules and device materials is one of the most important subjects for both in-vitro and in-vivo medical devices. We have been studying the potential use of microelectrode techniques as a tool for controlling bionic interfaces: special control of protein adsorption and cell adhesion / growth [1]. The technique is sufficiently simple so that it can be integrated into small and closed systems such as microfluidic devices [2]. In addition, the in-situ microcircuit formation with conducting polymers has been studied as a potential interface to cellular networks [3].



The biological fuel cell is another electrochemical bionic device we are studying. The energy conversion efficiency of this living system is very high. Reconstruction of the protein-based bioenergetic system *in vitro* is a challenge in developing bio-adaptive fuel cells [4-10]. Here we will describe our recent attempts to develop miniature microfluidic biofuel cells.

2. Bionic Fuel Cell

Electric power derived from dispersed ambient energy has attracted attention as a source of ubiquitous portable power. A potential option for a portable power source is a biological fuel cell that uses enzymes as an electrocatalyst to generate electricity from biological fuels such as alcohols and carbohydrates. The high reaction selectivity of enzymes would allow separator-free design and power generation from complex natural fuel solutions without purifications, that is, direct utilization of refreshments containing sugar, plant saps, and biological fluids such as blood, containing glucose (ca. 5 mM), lactate (ca. 1 mM) and oxygen (0.1 mM in arterial blood) [4, 5].

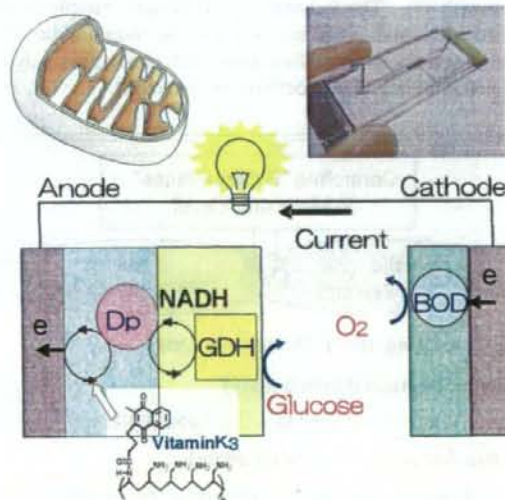


Figure 1. Enzymatic Glucose / Oxygen Fuel Cell.

We have studied the enzyme anode for glucose oxidation composed of a bi-layer polymer membrane with the inner layer containing diaphorase (Dp) and the outer, glucose dehydrogenase (GDH) [8-10]. The Dp membrane was formed from a synthesized Vitamin K3-based mediator polymer. The enzyme cathode for oxygen reduction was prepared with bilirubin oxidase (BOD).

The important advantage of the enzymatic fuel cells is ease in miniaturization, and the structural design of the cells in microscale should directly affect the total performance of the cells. We will present here our recent research on the microfluidic bionic cell along with the use of the semi-automatic air valve for series-connection.

3. Electrodes Preparation

The synthesis of the redox polymer VK₃-modified poly-L-lysine (PLL-VK₃) has been described previously [8-10]. Poly(1-vinylpyridine) complexed with Os(4,4'-dimethyl-2,2'-bipyridine)₂Cl (PVI-Os) and Poly(4-vinylpyridine) complexed with Os(2,2'-bipyridine)₂Cl and quaternized with bromoethyl amine (PVP-Os) were synthesized and donated by Daiichi pure chemicals Co., Ltd. The diaphorase (Dp) from *Bacillus stearothermophilus* (EC 1.6.99, 1090 U mg⁻¹), NAD⁺-dependent glucose dehydrogenase (GDH; EC 1.1.1.47, 250 U mg⁻¹),

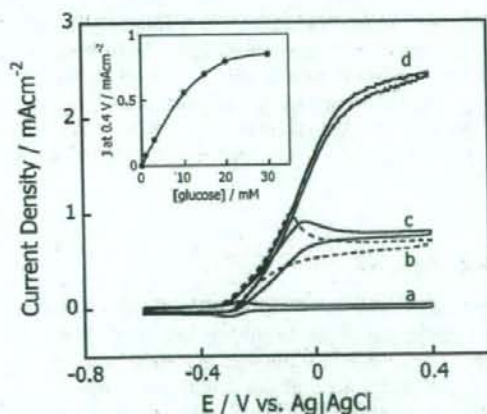


Figure 2: (a) A cyclic voltammogram for a KB/PLL-VK₃/Dp/GDH-modified GC electrode in a N₂-saturated pH 7.0 phosphate-buffered electrolyte solution at 37 °C. (b-d) Cyclic voltammograms in the solution with 20 mM NADH (b), or 20 mM glucose, 1.0 mM NAD⁺ (c), or 30 mM glucose, 1.0 mM NAD⁺ (d). For (d), the electrolyte solution was stirred at 1000 rpm. In all cases the scan rate was 5 mV s⁻¹. The inset shows the current density at 0.4 V vs. glucose concentration.

Bilirubin oxidase (BOD) from *Myrothecium sp.* (EC 1.3.3.5, 2.45 U mg⁻¹) and Ketjenblack (KB; EC-600JD) were used as received.

A PLL-VK₃/Dp/GDH-coated KB electrode was prepared as follows. An 8 μ L PLL-VK₃ solution (4.83 mM VK₃) was mixed with a 2 μ L Dp solution (14 μ g μ L⁻¹) and 1 μ L of KB dispersed water (ca. 13 mg mL⁻¹). A 5.3 μ L portion of the resulting solution was put onto a gold film electrode (surface area, 0.028 cm²) on a glass substrate, and was left to dry in air. To create the enzymatic bilayer, the surface of a PLL-VK₃/Dp-coated KB electrode was coated with 1.6 μ L of a solution composed of equal volumes of a 16 μ g μ L⁻¹ GDH solution and a 16 mg mL⁻¹ PLL solution.

As shown in Figure 2a catalytic oxidation current appeared on addition of 20 mM NADH (Fig. 2b, dashed curve). When both 20 mM glucose and 1.0 mM NAD⁺ were present, glucose-oxidizing catalytic currents resulted (Fig. 2c), suggesting that the presumptive electron-relay system diagramed in Fig. 1 functioned in the enzyme bilayer. Although the shapes of the CVs suggest that an enzymatic reaction controlled the value of the catalytic current density, it could be further increased as high as 2 mA cm⁻² when the electrolyte solution was stirred (Fig. 2d).

A BOD-adsorbed KB electrode was prepared as described below. A mixture of 3:1 weight ratio of KB and Poly(tetrafluoroethylene) (MW 5,000–20,000, Wako) was dispersed in isopropanol (2 mg mL⁻¹), and applied to a gold electrode (0.11 mL cm⁻²) followed by overnight drying in a 70 C oven. And then, BOD was adsorbed to the KB electrode by dipping in the 5 mg mL⁻¹ BOD solution. The Os mediators were used according to Tsujimura [6, 7]. As for anode, 5 μ L of PVI-Os solution (25 mg mL⁻¹), 2 μ L of GOD solution (20 mg mL⁻¹) and 1.2 μ L of PEGDGE solution (2.5 mg mL⁻¹) were mixed. Similarly, a 5 μ L of PVP-Os solution (25 mg mL⁻¹), 2 μ L of BOD solution (20 mg mL⁻¹) and 1.2 μ L of PEGDGE solution (2.5 mg mL⁻¹) were mixed and used for cathode preparation.

4. Microfluidic Biofuel Cell

Enzyme-based biofuel cells were formatted into microfluidic systems as power sources for independent power-on-chip and implantable devices. We constructed microfluidic fuel cells of the type shown in Figure 3. Both anode's (2.8 mm width, 1 mm long) and cathode's (2.8 mm width, 10 mm long) Au current collectors were modified by KB and enzymes. The gap between anode and cathode was 0.5 mm. The PDMS channel produced channels of 3 mm width and 0.1 mm or 1 mm height.

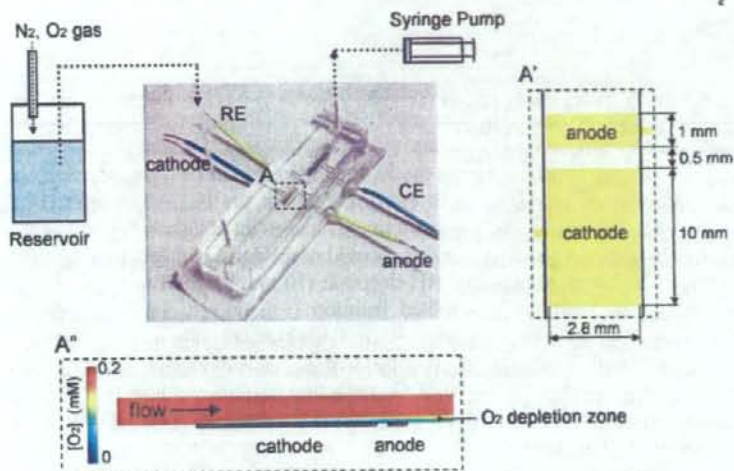


Figure 3. Schematic illustration and photograph of microfluidic biofuel cell with (A') the close up top view of the electrodes and (A'') the cross-sectional view of a COMSOL simulation of an O_2 depletion layer forming along the channel.

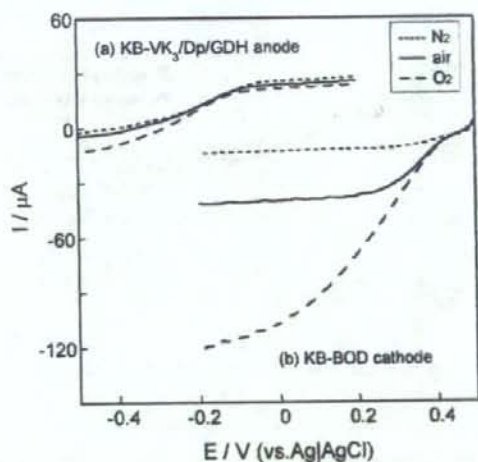


Figure 4. LSVs of (a) anode and (b) cathode in N_2 -bubbled (···), air-saturated (—), and O_2 -bubbled (---) 50 mM phosphate buffer (pH 7) containing 0.1 M NaCl, 1 mM NAD^+ and 10 mM glucose at room temperature, with a flow rate of 0.3 mL min^{-1} . Scan rate: 2 mV s^{-1} . Channel height: 1 mm.

Figure 4a shows linear sweep voltammograms (LSVs) of glucose anode (2.8 mm^2) in 0.3 mL min^{-1} (10 cm min^{-1}) flow. The glucose oxidation currents obtained in air-saturated solution (—) and O_2 -saturated solution (---) were somewhat smaller than those in the N_2 -bubbled solution (···), probably because the dissolved O_2 competes with electron relay at the PLL-VK₃/Dp/GDH/KB electrode. In addition to this short-term adverse effect of dissolved O_2 to anode, the irreversible oxidative degradation would occur during longer operation.

The LSVs of BOD-adsorbed KB electrode (10 mm long, 28 mm^2) are shown in Figure 4b. In the N_2 -bubbled solution (···), only a small current was observed, but in air-saturated (—) and O_2 -bubbled solution (---), the O_2 reduction catalytic current clearly appeared at a potential more negative than 0.45 V . The starting potential of O_2 reduction current was about 0.2 V more positive than for the case with Pt electrode as the cathode. This was due to the direct electron transfer of BOD.

By connecting enzymatic anode and cathode through external resistance, biofuel cell performance was evaluated for 0.3 mL min^{-1} . Figure 5 shows the cell performance (V-I curve) in an air-saturated solution with an open circuit voltage (V_{oc}) of around 0.8 V and maximum current (I_{max}) of over $20 \mu\text{A}$. This is in agreement with the prediction from performance of each anode and

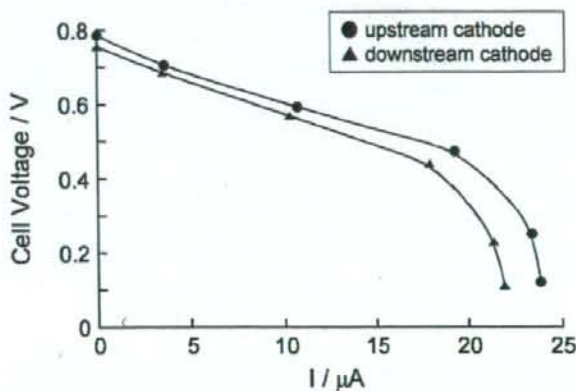


Figure 5. V-I curve of microfluidic biofuel cell operating under air-saturated phosphate buffer (pH 7) containing 0.1 M NaCl , 10 mM glucose and 1 mM NAD^+ at room temperature, with a flow rate of 0.3 mL min^{-1} . The cells were operated with upstream cathode (●) or downstream cathode (▲).

cathode. The V-I curve obtained with the upstream-cathode cell (●) showed larger current than the downstream-cathode cell (▲), especially in the higher current region. The I_{max} increased 10 % by placing the cathode upstream, mainly reflecting the improved anode as judged from the analogy between the shape of the V-I curve of the cell (—) and the E-I curve of the anode (⋯).

5. Automatic Air Valve

The output voltage of single biofuel cell is in practice lower than 1 V. Therefore, many applications require cell-stacking (series connection), which is however often troublesome due to short-circuiting of cells through an ion-conductive fuel solution. The series connection of biofuel cells requires a system for ionic isolation between each cell.

Our strategy is based on the air-trapping at a superhydrophobic area prepared in the fluidic channel so that each cell is ionically isolated. We prepared a lotus leaf-like micropillar array which was designed to be 20 μm -height, 15 μm -diameter and 15 μm -interspaced on the wall of a 40 μm -deep microchannel, as shown in Figure 6. Three glucose/ O_2 biofuel cell with open circuit voltage (OCV) of 0.35 V were connected with superhydrophobic gates. If this automatic air-valve system works as expected, users of this power device never have to introduce fuel solution to each separate chamber.

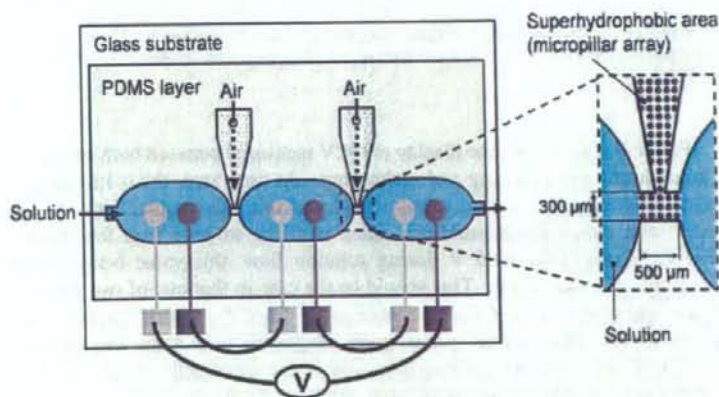


Figure 6. Illustration of the principle of series-connected biofuel cells on a fluidic chip. Inset shows close up top view of valve-area.

Figure 7 shows scanning electron microscope (SEM) images of the glass substrate etched by RIE. The squarely-arranged micropillar array (20 μm -long, 15 μm -diam., 15 μm -spaced) was successfully fabricated. The parylene-coated micropillar array showed superhydrophobicity that means θ_c exceeding 150°. The microscopic image of the superhydrophobic gate clearly shows the cells are divided by air introduced from the air-reservoir.

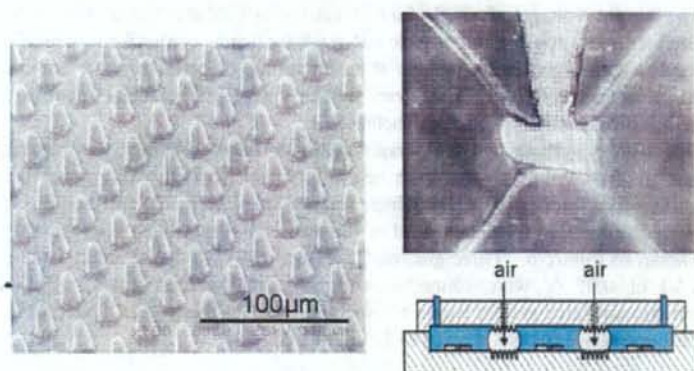


Figure 7. SEM image of the array of micropillars of 20 μm -long, 15 μm -diameter, 15 μm -interspaced. Photograph of the valve area (top) and the cross-sectional illustration of the fluidic channel.

Figure 8 is a typical time display of OCV measured between both ends of the circuit during fuel charging and recharging. At time zero, the 0.1 M glucose-containing electrolyte solution was introduced into the microchannel at 5 $\mu\text{L min}^{-1}$, and the whole channel was filled with the solution in a few minutes. The OCV was about 0.65 V during solution flow, this value being roughly twice that of a single cell. This should be the case in that one of two gates was practically closed (ionically almost insulated). The OCV quickly changed to ca. 1 V when the solution flow was stopped, suggesting both gates were closed by air valves, this time, for series-connection of the three cells. Such change in OCV was reversible for successive stop and flow operations.

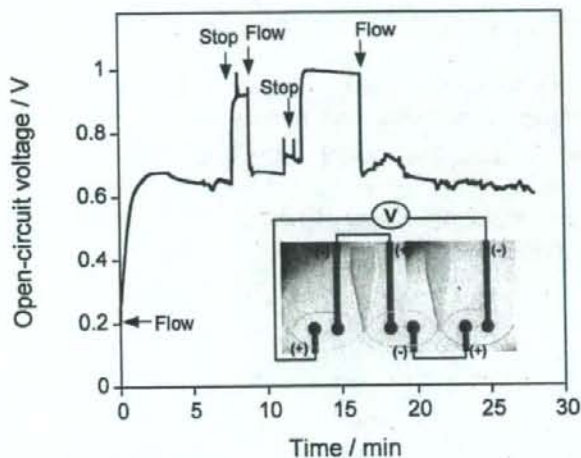


Figure 8. The time display of open-circuit voltage (OCV) measured between both ends of the μ -electrode circuit during the charge and recharge of a 0.1 M NaCl and 0.1 M glucose-contained 50 mM phosphate buffer solution (pH 7).

Acknowledgements

This work is supported by Tohoku University GCOE Program "Global Nano-Biomedical Engineering Education and Research Network Centre" and Health and Labor Sciences Research Grant "Nano Medicine" from the Ministry of Health, Labor and Welfare of Japan.

References

1. H. Kaji, T. Kawashima and M. Nishizawa, *Langmuir* **22**, 10784 (2006).
2. H. Kaji, M. Hashimoto and M. Nishizawa, *Anal. Chem.* **78**, 5469 (2006).
3. M. Nishizawa, T. Kamiya, H. Nozaki and H. Kaji, *Langmuir* **23**, 8304 (2007).
4. A. Heller, *Phys. Chem. Chem. Phys.* **6**, 209 (2004).
5. S. C. Barton, J. Gallaway and P. Atanassov, *Chem. Rev.* **104**, 4867 (2004).
6. S. Tsujimura, K. Kano and T. Ikeda, *J. Electroanal. Chem.* **576** 113 (2005).

7. S. Tsujimura, T. Nakagawa, K. Kano and T. Ikeda, *Electrochemistry* **72** 437 (2004).
8. F. Sato, M. Togo, M. K. Islam, T. Matsue, J. Kosuge, N. Fukasaku, S. Kurosawa and M. Nishizawa, *Electrochem. Commun.* **7**, 643 (2005).
9. M. Togo, A. Takamura, T. Asai, H. Kaji and M. Nishizawa, *Electrochim. Acta*, **52**, 4669 (2007).
10. M. Togo, A. Takamura, T. Asai, H. Kaji and M. Nishizawa, *J. Power Sources*, **178**, 53 (2008).

MINIATURE BIOFUEL CELLS TOWARD MEDICAL APPLICATIONS

Makoto Togo, Yohei Yatagawa, Masato Oike,
Hirokazu Kaji, Takashi Abe and Matsuhiko Nishizawa

Department of Bioengineering and Robotics, Graduate School of Engineering, Tohoku University

Abstract: This paper reports miniature biofuel cells for biomedical application. Important requirements for human-implantable and disposable biofuel cells are safeness, biocompatibility and suitable electrode structure. We developed completely organic bioelectrocatalysts consist of PLL-VK₃/Dp/PLL-NAD(H)/GDH by polymerizing electron mediators. The power performance of the electrode and biocompatibility of their surfaces were evaluated electrochemically and visually. The needle-type miniature glucose-Ag/AgCl cell produced maximum current of 110 $\mu\text{A cm}^{-2}$ in physiological condition, and of 50 $\mu\text{A cm}^{-2}$ in bovine serum.

Key words: biofuel cell, NADH, Vitamin K₃, microfluidics

1. INTRODUCTION

Various kinds of miniature power sources, which generate electricity from ambient chemicals or mechanical power, are now actively studying for powering portable electric devices. Distinctive features of biofuel cells [1-3], such as renewability, reaction selectivity and safety are provided by enzyme catalysts. Due to their high reaction selectivity and safeness, the compartmentless enzymatic biofuel cells would mostly stand out in biomedical applications [1], especially for the power generation directly from biofluids, tissue fluids and blood, containing glucose, lactate and oxygen. Because of the relatively low stability of biofuel cell, subcutaneous implantation could be the most practical application. As illustrated in fig. 1, the required performances of the biomedical biofuel cells are not only the magnitude of power output (i.e. current and voltage), but also additional three specific performances: safe bioelectrocatalysts, biocompatible surfaces and needle-shaped electrode.

Taking into account these three important points, we developed a needle-type miniature biofuel cell. At first, we studied the safe bioelectrocatalyst by constructing it only of organic substances. We have

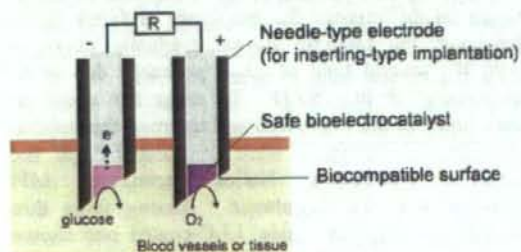


Fig. 1: Illustration of needle-type biofuel cell with requirements for medical usage

been studying the bioanode modified with bio-adaptive Vitamin K₃-pendant polymer and enzyme membranes for glucose oxidation [4, 5] (Fig. 2). In this paper, we show the immobilization methods of diffusional coenzyme, NAD, which hasn't been immobilized in previous studies. Next, biocompatibility of the electrode surface was studied. When the electrodes would be inserted into the blood vessels or tissue, our body would recognize them as foreign body and inflammation reaction would occur. And then the electrodes are covered with proteins and/or cells, which would cause not only the decay of electrodes' performances but also blood clots at the implanted site. In order to avoid that, surface treatment with several kinds of bioinert materials was applied to the electrode surface. Finally, a needle-type miniature biofuel cell was fabricated and tested its performance in a physiological buffer solution and serum.

2. EXPERIMENTAL

2.1 Preparation of electrocatalysts

For the purpose of implantable usage of the electrode, we tried to immobilize NAD on the electrode by chemical polymerization. Synthesis procedure is briefly described below. Amino groups of native NAD⁺ and poly-L-lysine (PLL) were cross-linked by glutaraldehyde (GA), and the reaction products were purified, finally we obtained polymerized NAD⁺ (PLL-NAD). A mixture solution of electron mediator polymer (PLL-VK₃), polymerized coenzyme (PLL-NAD) and enzymes (Dp and GDH) was syringed to the carbon black-modified (or smooth GC) electrode and dried over night.

2.2 Surface Modification for biocompatible surface

Electrode surface have been coated with several kinds of biomaterials. In this paper, we tested