

周波数オフセット受信ダイバーシティの適用によるインプラントボディエリア通信方式

Implant Body Area Communication System with Local Frequency Offset Receiver Diversity



王 建青 (Jianqing WANG, Dr. Eng.)

名古屋工業大学大学院 電気・機械工学専攻 教授

(Professor, Department of Electrical and Mechanical Engineering, Nagoya Institute of Technology)

電子情報通信学会 IEEE エレクトロニクス実装学会

受賞: アジア・パシフィック EMC 国際会議最優秀論文賞 (2015) 電気通信普及財団賞 (2007) ドコモ・モバイル・サイエンス賞 (2004) 電子情報通信学会論文賞 (2001) 等

著書: Body Area Communications, Wiley-IEEE (2012) Electromagnetics in Biology, Springer (共著) (2016)

研究専門分野: 医用生体通信 人体通信 環境電磁工学

あらまし 本研究では、体内カプセル内視鏡^{*1}の体外へのリアルタイム画像伝送を目指し、多値変調方式の採用により 1Mbps 以上の伝送速度の高速化を、また、周波数オフセット受信ダイバーシティ^{*2}の適用により、通信特性の向上及び受信機の小型化と低消費電力化を実現した。本技術を採用すれば、現在のカプセル内視鏡画像に比べ、より高品質なものをリアルタイムで体外へ伝送され、診察に用いられることが予想される。

1. 研究背景と目的

近年、人体無線網 (BAN: Body Area Network) の医療・ヘルスケア分野への応用が期待されており、生体情報の取得に適した無線通信技術の研究が盛んに行われている。BAN は一般的にウェアラブル BAN とインプラント BAN に大別されるが[1]、本研究ではインプラント BAN に着目する。インプラント通信では、例えば、カプセル内視鏡のようにリアルタイム画像伝送のための伝送速度の高速化が要求される一方、通信機の小型化や低消費電力化が求められている。また、人体による電波伝搬損と人体器官のシャドウイングを受け通信特性が劣化するため、受信ダイバーシティを用

いた通信特性の向上も望まれる。現在、カプセル内視鏡は、主に MICS (Medical Implant Communication Services) 帯で運用されているが、許容周波数帯域幅が狭いため、現状のカプセル内視鏡の伝送速度は、300kbps 程度に止まっている [2]。

そこで本研究では、多値変調方式の採用により伝送速度の高速化を図り、周波数オフセット受信ダイバーシティにより人体器官のシャドウイングの影響を抑制することで、利用周波数帯域幅を広げることなく、高品質・高速なインプラント通信^{*3}の実現を目指している。これに向けて、多値変調方式と周波数オフセット受信ダイバーシティを組み合わせたシステム構成を提案し、計算機シミュレーションにより、BER (Bit Error Rate) 特性、PER (Packet Error Rate) 特性及びスループットの距離特性を導出することで、その有効性を示す。

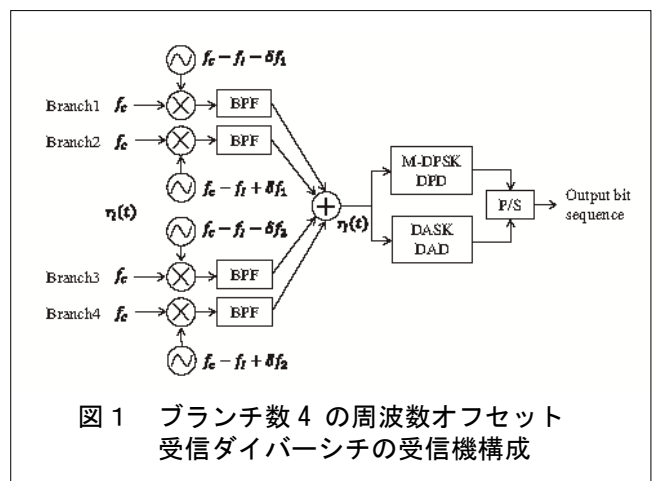
2. 実現方法

図 1 に多値変調方式の一例として、Differential 16 star QAM (Quadrature Amplitude Modulation) 型周波数オフセット受信ダイバーシティの受信機構成 [3] を示す。ダイバーシティのブランチ数を 4 としている。これにより、ダイバーシティブランチ l での受信信号 $r_l(t)$ ($l = 1, \dots, 4$) は、次式で表される。

$$r_l(t) = \text{Re} \left[\left\{ z_{sl}(t) + z_{nl} \right\} e^{j2\pi f_c t} \right] \quad (1)$$

ただし、

$$z_{sl}(t) = S_l a(t) e^{j[\phi(t) + \theta_l]} \quad (2)$$



周波数オフセット受信ダイバーシチの適用によるインプラントボディエリア通信方式

Implant Body Area Communication System with Local Frequency Offset Receiver Diversity

ここで、 f_c は搬送波周波数、 $a(t)$ は振幅変調成分、 $\phi(t)$ は位相変調成分である。また、 S_l と θ_l は、チャンネル l でのフェージングによる受信信号の変動成分と位相変動成分であり、 z_{nl} はダイバーシチブランチ l での AWGN (Additive Gaussian Noise) の複素包絡線である。受信信号は、帯域通過フィルタを通った後、局発信号を掛け合わせることで、IF (Intermediate Frequency) 帯に変換される。その際、局発周波数がダイバーシチブランチ 1, 2 では $f_c - f_i$ から $\pm \delta f_1$ だけ、ダイバーシチ 3, 4 では $\pm \delta f_2$ だけオフセットされているため、IF 帯へ変換された受信信号 $r_{ii}(t)$ は中心周波数が $f_i \pm \delta f_1$ と $f_i \pm \delta f_2$ になる。ここで、 f_i は IF 周波数であり、 δf_1 と δf_2 はオフセット周波数である。IF 帯への変換後、各ダイバーシチブランチで受信された 4 つの信号を単純加算する。この際、従来のダイバーシチ合成時の位相整合は不要である。その後、合成信号 $r_i(t)$ は M-DPSK 遅延検波器 (DPD : Differential Phase Detector) と DASK 振幅比検波器 (DAD : Differential Amplitude ratio Detector) に入力される。M-DPSK 遅延検波器では、合成信号 $r_i(t)$ に対して周波数 f_i の局発信号を掛け合わせ準同期検波を行う。これにより、I, Q チャンネルの低周波成分 $X(t)$ と $Y(t)$ が得られる。この信号に対し、次式の積和演算により遅延検波を行い、検波出力信号 $I(t)$ と $Q(t)$ を求める。

$$I(t) = X(t)X(t-T_s) + Y(t)Y(t-T_s) \quad (3)$$

$$Q(t) = Y(t)X(t-T_s) - X(t)Y(t-T_s) \quad (4)$$

ここで、 T_s はシンボル周期である。積和演算によって得られた信号には、周波数 $2\delta f_1$, $2\delta f_2$, $\delta f_1 + \delta f_2$, $|\delta f_1 - \delta f_2|$ の相互変調成分が存在するが、低域通過フィルタによって遮断できるとすれば、ベースバンド信号のみが取り出せる。また、オフセット周波数 δf_1 , δf_2 がそれぞれシンボルレート f_s の整数倍である場合、最終的に得られる信号は次式のように表される。

$$I_{low}(t) = \frac{a^2(t)}{16} [S_1^2 + S_2^2 + S_3^2 + S_4^2] \cos[\Delta\phi(t)] \quad (5)$$

$$Q_{low}(t) = \frac{a^2(t)}{16} [S_1^2 + S_2^2 + S_3^2 + S_4^2] \sin[\Delta\phi(t)] \quad (6)$$

式(5)と(6)は、遅延検波における等利得合成ダイバーシチの出力を表していることから、本ダイバーシチ方式は等利得合成ダイバーシチと同等なダイバーシチ効果が得られる。なお、DASK 振幅比検波については、最大比合成ダイバーシチより 3dB 少ない SNR (Signal to Noise power Ratio) が得られる。

3. 研究結果

3.1 通信路モデル

インプラント通信における伝搬損特性は、電磁界解析により導出している[4]。情報通信研究機構開発の解剖学的人体数値モデルを用いた電磁界シミュレーションを行い、人体の各消化器官に配置した送信アンテナと、腹部周辺に配置した受信アンテナとの間の伝搬損特性を導出している。電磁界シミュレーションに用いた人体数値モデルは、日本人成人男性モデルで身長 173cm、体重 65kg、生体組織は 51 種類あり、一辺 2mm の立方体セルで構成されている。送信アンテナとして、長さ 4mm のダイポールアンテナを各消化器官に計 30 点配置し、受信アンテナとして、長さ 20mm のダイポールアンテナを図 2 の位置に体表面から 4mm 離して配置した。本研究では、距離変動特性を次式で表される伝搬損モデルを用いている。

$$PL_{dB} = PL_{0,dB} + 10n \log_{10}(d/d_0) + S_{dB} \quad (7)$$

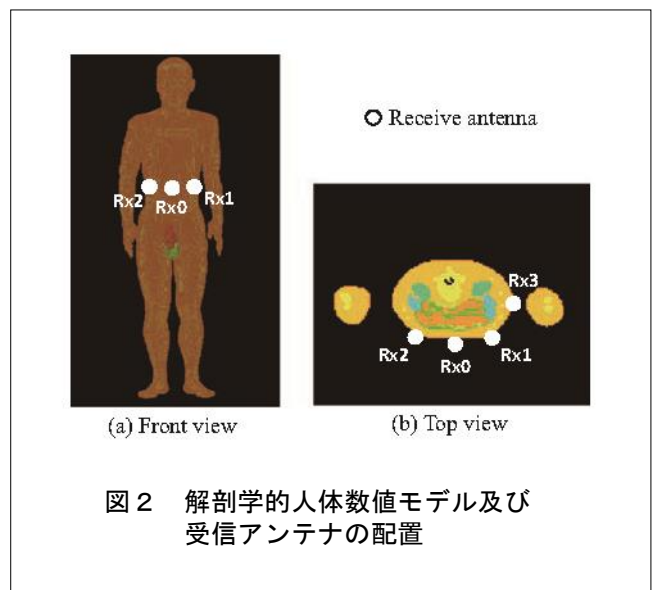


図 2 解剖学的人体数値モデル及び受信アンテナの配置

周波数オフセット受信ダイバーシチの適用によるインプラントボディエリア通信方式

Implant Body Area Communication System with Local Frequency Offset Receiver Diversity

ここで、 d_0 は参照距離、 $PL_{0,dB}$ は参照距離における伝搬損、 n は伝搬損べき指数、 d は通信距離である。 S_{dB} は人体器官のシャドウイングによる平均伝搬損からの瞬時変動を表している。電磁界シミュレーションにより得られた伝搬損モデルのパラメータを表 1 に示す。伝搬損の瞬時変動である S は対数正規分布で与えられ、対数正規分布の確率密度関数のパラメータ σ も表 1 に示す。

表 1 伝搬損モデルのパラメータ

	d_0 [m]	$PL_{0,dB}$	n	σ
Rx ₀	0.05	49.67	5.53	2.04
Rx ₁	0.05	37.99	6.66	1.80
Rx ₂	0.05	37.81	5.997	2.20
Rx ₃	0.1	58.62	5.793	2.17

3.2 BER特性

人体器官によるシャドウイング条件下で通信を行った場合の BER 特性を求めするため、計算機シミュレーションを行った[5]。その際の諸パラメータを表 2 に示す。

表 2 計算機シミュレーションの諸パラメータ

項目	値
搬送波周波数 f_c	400 MHz 帯
シンボルレート f_s	300 ksp/s
局発オフセット周波数	$\delta f_1 = 300$ kHz $\delta f_2 = 900$ kHz
IF 周波数 f_I	10 MHz
サンプリング周波数	80 MHz
ブランチ間の相関係数	0
許容送信電力 P_t	25 μ W
環境温度 T_0	300 K
ボルツマン定数 k	1.38×10^{-23} J/K
受信機の雑音指数 $N_{F,dB}$	6 dB
パケット長 N_{packet}	1020 bits

ここで、各変調方式のシンボルレート f_s は、MICS 帯⁴の許容周波数帯域幅である 300kHz としている。送信機としてカプセル型内視鏡を想定しているため、フェージング周波数は十分遅く、また、符号間干渉は無いものとした。計算機シミュレーションにより得られた

BER 特性を図 3 に示す。図 3 において、各変調方式でブランチ数 4 のダイバーシチ受信の場合、BER=10⁻³ においてシングルブランチ受信の場合に比べ、SNR 約 18dB の向上効果が得られた。これにより、変調多値数の増加による BER 特性の劣化が大幅に改善された。

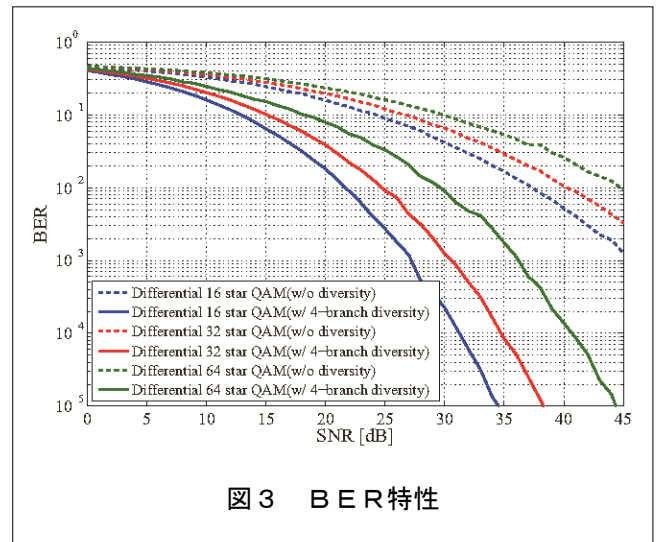


図 3 BER特性

3.3 スループットの距離特性

人体器官によるシャドウイング条件下で通信を行った場合の PER 特性を計算機シミュレーションによって求め、それを基にスループットの距離特性を導出した[5]。計算機シミュレーションの諸パラメータは、BER 特性を求めた場合と同様(表 2)である。実運用環境での通信特性を求めするため、パケット長を MPEG2-ts を想定した 1020 ビットとした。また、距離特性の導出にあたって、SNR を距離に変換する必要があり、許容送信電力を一定とした時に式(7)を用いて受信電力を算出し、SNR と通信距離との関係式を導いた。なお、許容送信電力を MICS 帯で定められる 25 μ W、すなわち -46dBW とした。このように求めたスループットの距離特性を図 4 に示す。図 4 から、各通信距離に対し、スループット特性を最適化する変調多値数が異なることが分かる。スループット特性を最適化する変調多値数と通信距離の関係を表 3 にまとめて示す。

また、ブランチ数 4 のダイバーシチ受信により、大幅なスループットの改善が確認でき、各変調方式でスループット 1Mbps において、シングルブランチ受信

周波数オフセット受信ダイバーシチの適用によるインプラントボディエリア通信方式

Implant Body Area Communication System with Local Frequency Offset Receiver Diversity

表3 スループット特性を最適化する変調多値数と通信距離の関係

	Differential 64 star QAM	Differential 32 star QAM	Differential 16 star QAM
Single branch	~ 5cm	5~ 7cm	7cm~
4-branch diversity	~ 11cm	11~ 15cm	15cm~

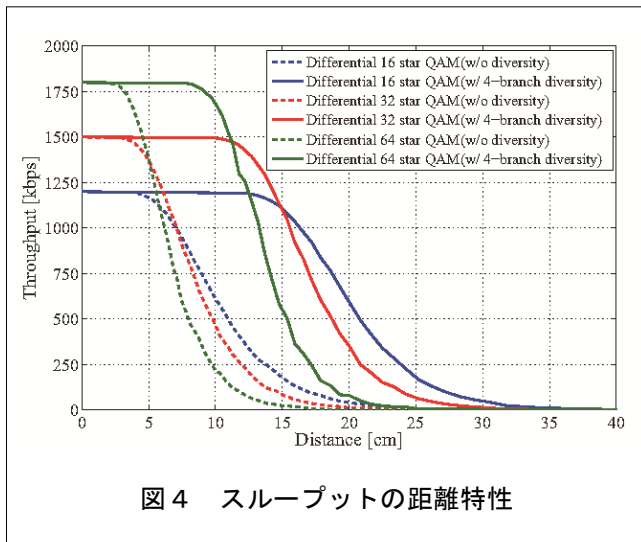


図4 スループットの距離特性

に比べ通信距離約 7cm 以上の向上効果が得られ、変調多値数の増加によるスループットの劣化が改善されることが分かる。それにより、通信距離 10cm では約 1.7Mbps、15cm では約 1.1Mbps のスループットを達成した。

4. 将来展望

本研究は、カプセル内視鏡を想定したインプラント通信における多値変調方式と、周波数オフセット受信ダイバーシチの適用による伝送速度と、通信特性の向上を実現するものである。MICS 帯の許容帯域を維持しながら、例えば、64 star QAM と 4 ブランチダイバーシチの組み合わせを採用すれば、10cm の通信距離では約 1.7Mbps、15cm の通信距離では約 1.1Mbps のスループットを達成しており、体内画像の高速・大容量伝送の可能性を示すことができた。また、受信機側には位相検出機能を必要としないダイバーシチ合成技術を導入しており、受信機の小型化と低消費電力化に大きく寄与できた。本技術は、既に実用化可能なレベルに

達しており、それを採用すれば、現在のカプセル内視鏡画像に比べ、より高品質なものはリアルタイムで体外へ伝送され、診察に用いられることが予想される。

用語解説

*1 カプセル内視鏡

小腸・大腸等の消化管の観察を目的とした内視鏡。口から飲み込み、腸内の撮影を行い、その撮影画像を無線で体外へ送出する。

*2 周波数オフセット受信ダイバーシチ

一般に必要なとされる位相制御合成をせず、それぞれの受信ブランチの信号周波数からシンボルレートと一定の関係のある周波数だけ互いに逆方向にオフセットし、それらを単純に加えて遅延検波するだけで検波後等利得合成ダイバーシチと同等な効果が得られるダイバーシチ受信方式。

*3 インプラント通信

体内から体表へ、また、体内から体内への無線による情報伝送のこと。

*4 MICS 帯

医用インプラント通信サービス用の 402 ~ 405MHz の周波数帯。

参考文献

- [1] J. Wang and Q. Wang, Body Area Communications, Wiley-IEEE, 2012.
- [2] M.R. Yuce, and T. Dissanayake, "Easy-to-swallow wireless telemetry," IEEE Microwave magazine., vol. 13, no. 6, pp. 90-101, Sept. 2012.

周波数オフセット受信ダイバーシティの適用によるインプラントボディエリア通信方式

Implant Body Area Communication System with Local Frequency Offset Receiver Diversity

- [3] J. Wang and T. Takagi, "Performance of local frequency offset space diversity for 16 star QAM," *Electronics Letters*, vol. 30, no.19, pp. 1578-1579, Sep. 1994.
- [4] D. Anzai, T. Koya, J. Shi, and J. Wang, "Performance improvement by local frequency offset spatial diversity reception with $\pi/4$ -DQPSK in implant body area networks," *IEICE Trans. Commun.*, vol. E97-B, no. 3, pp. 571-578, Mar. 2014.
- [5] D. Anzai, T. Koya, and J. Wang, "Throughput evaluation on multilevel modulation with local frequency offset spatial diversity for 400 MHz band implant communications", *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, DOI: 0.1049/iet-map.2016.0604, Nov. 2016.

この研究は、平成24年度SCAT研究助成の対象として採用され、平成25～27年度に実施されたものです。