

in-vivo バッテリーレス無線通信システムの研究

- Study of in-vivo battery-less wireless communication system -

東京工業大学 精密工学研究所 益研究室 Masu Laboratory, Precision and Intelligence Laboratory, Tokyo Institute of Technology 電子機能システム専攻 (協力講座) Department of Advanced Applied Electronics (Cooperative Chairs)

山田 智浩, 岡田 健一, 益 一哉
Tomohiro Yamada, Kenichi Okada, Kazuya Masu

背景と目的 Background & Purpose

高齢化社会の進行

- ・センサで体内の健康情報を測定
- ・その結果を無線で体外へ送信

↓

手軽で迅速な健康管理が可能
無線による人体内外間データ通信の実現可能性を検討する必要がある

* 測定用センサは他の共同研究室 (物材研) にて研究を行っている

1~15mm*

in-vivo チップのイメージ

* usual medicine size

薬のカプセルのように服用して、消化器系の検査を行い、瞬時に検査結果を出すことが可能

↓

手軽さとコスト削減

1. チップを服用

2. 信号送信

3. センサで測定

4. 測定結果を受信

in-vivo チップの利用イメージ

目的: in-vivo無線通信システムの実現
Purpose: Realize of in-vivo wireless communication system

通信仕様 Communication Specifications

周波数帯 -frequency-

- ・人体は電磁波にとって障害物となるため、減衰は大きい
- ・大電力ならば通信可能となるが、人体への影響が大きい
- 必要最小限の電力で通信を確立する必要がある

電磁波伝送
Electromagnetic wave

無線通信は伝送距離と信号波長によって2種類に分けることができる

高周波帯「電磁波伝送」: 長距離伝送に有利

低周波帯「電磁結合伝送」: 障害物に強い

人体内外間の通信距離は高々十数cm

電磁結合伝送
Electromagnetic coupling

測定方法

- ・送信信号は 2.45 GHz, 0 dBm, 無変調
- ・送信電力と受信電力の差から減衰量を算出

測定方法

- ・送信信号は 15 dBm, 無変調
- ・送信電力と受信電力の差から減衰量を算出

Frequency [Hz]	300k	1.0M	3.5M	13M	35M	2.45G
Attenuation [dB]	45	51	54	47	39	90
ISM band ?	NO	NO	NO	YES 13.56MHz	NO	YES 2.45GHz

13.56MHz帯の利用を検討

変調方式 -modulation-

- ・使用周波数帯が13.56MHzでも、体内でデバイスが動くことで減衰が変動する
- ・感度を良好にするため、データを電送する際に体内デバイスへの給電を停止する

一般的な変調 (ASK, FSK, PSK) の利用は困難

	ASK	FSK	PSK	PIM
Attenuation (Noise)	poor	good	good	good
Power Consumption	good	poor	poor	good
Bit rate	fair	good	good	poor

Pulse Interval Modulation (PIM)

パルス間隔でデータを表現する変調方式

- ・消費電力が小さい
- ・減衰の変動に強い
- ・伝送速度は遅い

PIM変調の利用を検討

まとめ Conclusion

in-vivo 無線通信システム実現の第一段階として人体の減衰量の検討を行った

- ・「電磁波方式」は減衰量が大きく、本システムでの利用は困難であることが判った
- ・「電磁結合方式」減衰量は電磁波方式に比べ低く、本システムでの利用に適している
- ISM 帯である、13.56MHz帯を本システムに利用することに決定した

アンテナコイルの形状について検討を行った

- ・一般的な薬のサイズの場合、錠剤形の方が本システムに適している
- ・フェライトコアを使える場合ではより小型のアンテナも利用が可能である

PIM変調を用いたワイヤレス通信システム Wireless Communication System with Pulse Interval Modulation (PIM)

回路設計 -circuit design-

無線通信回路
通信手順を2つに分割して考える

1. 充電フェーズ
体外回路から体内側コンデンサを充電
2. データ伝送フェーズ
体内側コンデンサからパルス電流を発生させ、体外でパルスを受信

多倍圧整流回路
体内側で得られる電圧は微少
→ コンデンサへ十分に充電できない
→ 体内側回路で昇圧する必要がある

PIM回路

充電フェーズ
M1&M4: OFF, M2&M3: ON
→ CA, CB が充電され、M2&M3 が OFF

データ伝送フェーズ
外部測定器でM1をON
→ CA からパルス電流発生
→ 外部測定器でM4をON
→ CB からパルス電流発生し、M2&M3がON

シミュレーション -simulation-

外部回路から10V, 13.56MHzで体内側コンデンサへ給電し、その後コンデンサよりパルスを2回発生させ、外部回路でパルスが検出できるかをシミュレーションした (結合係数は0.5)

外部回路Vexternalで2個のパルスを確認

設計したシステムのチップ写真 (サイズ: 4.9mm X 4.5mm)

通信システムの設計を行った

アンテナコイルの形状 Antenna Coil Structure

External coil structure

Self-inductance: L1
450 μH
Turns: N1
17 turns

Internal coil structure

chip core: 9 mm x 2 mm, ferrite, 4 mm

tablet structure (line width: 500μm)

chip core: 15 mm, ferrite, 5 mm

capsule structure
Without ferrite core: same outer shapes
Ferrite area: coil line

Mutual Inductance

$$M = B S_1 + B S_2 + \dots + B S_{N_2}$$

S_n : inner coil area of the n-th turn
 N_2 : turn number of inner coil

Coupling factor

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 \cdot L_2}}$$

	w/o ferrite core	with ferrite core	
structure	tablet	capsule	tablet
self-inductance L2	304 nH	343 nH	142 μH
coupling factor k	0.0032	0.0019	0.095
Voutside-pp	120 mV	75 mV	230 mV

tablet: good, capsule: fair

通信仕様をまとめ、第1回目の試作を行った

- ・変調方式は消費電力や減衰への耐性などから、PIMを用いることにした
- ・体内側システムのうち、昇圧回路と変調回路およびアンテナについて0.35μm Si CMOSプロセス上で試作を行い、シミュレーション上での動作を確認した

→ 設計を行った回路の実測

- ・上記回路を含めた体内側無線通信システム全体の試作・測定