

図 D-1. 送信側振動子と受信側振動子の相対的な位置関係がずれている様子

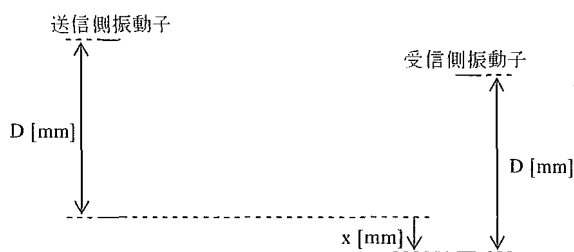


図 D-2. 送信側振動子と受信側振動子の位置関係が上下または左右方向にずれている様子

今回の実験条件、

- 振動子断面 5mm□
- 通信周波数 10MHz 近傍

で理論計算を行うと、超音波が平面波から球面波に移行するまでに、約 16.9cm の距離を必要とすることになり、実験(通信距離 10cm 以下)は受信側振動子が常に平面波領域に存在する状態で行われていたことになる。そのため、送信側振動子とほぼ正確に位置合せを行った状態の受信側振動子には、通信媒体(水)中を伝搬する際に媒体の吸収減衰の影響のみを受け、拡散減衰の影響を受けていない超音波が到達していたこととなり、送信電力が 13dBm 程度でも超音波伝送効率が高く、良好な通信性能を実現できていたものと推察される。

以上の考察から平面波での超音波通信の性能は送信振動子と受信振動子の対向関係の正確さに大きく依存し、その通信カバーエリアは非常に狭いといえる。そのため、振動子間の相対的な位置関係

を気にすることなく¹超音波通信を確実に遂行するためには、受信側振動子が確実に球面波領域に存在し、且つ送信側が球面波の拡散減衰に打勝つレベルで通信信号を送信することが肝要であると結論付けられる。

超音波通信を行うにあたって平面波領域を縮小して球面波領域を拡大する 1 つの方法は、振動子の断面を小さくすることである。

図 D-3 に示すように超音波が放射されてから球面波に変化するまでの凡その距離 r は次式で与えられる。

$$r = \frac{D^2 f}{v} \quad [\text{m}] \quad \text{数式 D-1}$$

D [m]: 振動子の断面の 1 辺の長さ

f [Hz]: 通信周波数

v [m/s]: 通信媒体中での音速度

本研究では米粒大の素子を開発することを想定しているので、超音波振動子も最終的には米粒大となり断面が 1mm□以下になると予想される。そこで $f = 9.70125\text{MHz}$ (通信周波数)、 $v = 1483\text{m/s}$ (水中での音速度)として、 $D = 1\text{mm}$ 以下における D と r の関係を計算した結果を図 D-4 に示す。図から分かるように、 $D = 1\text{mm}$ 以下では超音波は放射後まもなく球面波に移行すると推察される。

¹ 少なくとも送信側振動子の断面と受信側振動子の断面が見通し内にあることは必要。

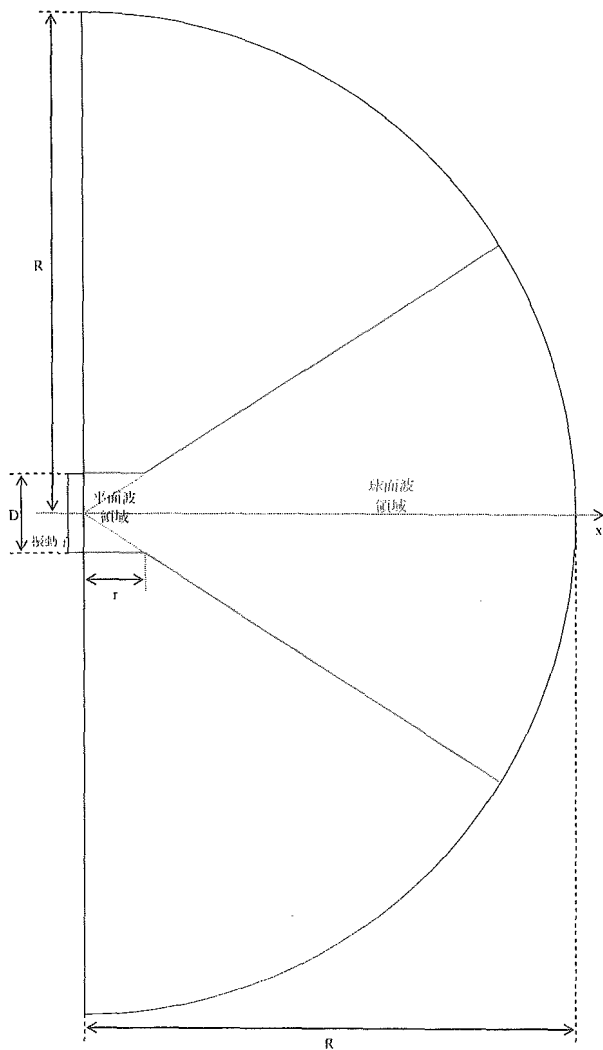


図 D-3. 超音波の放射領域

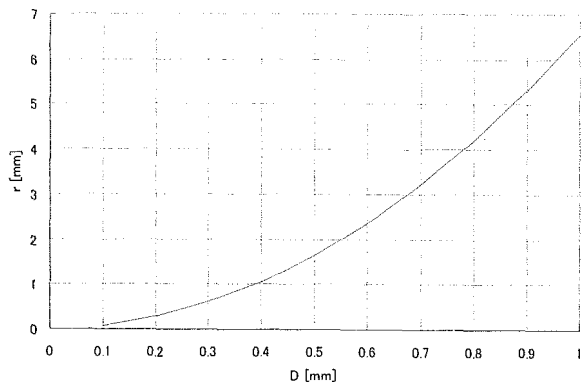


図 D-4. 振動子の断面と r の関係 (D=1mm 以下)

では球面波で通信を行った場合、通信カバーエリア率がどの程度になるかを以下で検討する。

図 D-3 で R は通信距離を意味する。通信カバーエリア率は、図 D-3 に示す振動子の前面に広がる

半径 R の半球の表面積 S_1 に対する、距離 R において赤色の線に挟まれた半球の一部分の表面積 S_2 の比として与えられる。

$$S_1 = 2\pi R^2 \quad \text{数式 D-2}$$

で、 S_2 は次の式で与えられる。

$$S_2 = 2\pi R^2(1 - \cos \theta) \quad \text{数式 D-3}$$

$$\text{但し、} \theta = \tan^{-1} \frac{D}{2r} \quad \text{数式 D-4}$$

従って、通信カバーエリア率を A とおけば

$$A = \frac{S_2}{S_1} \times 100 = (1 - \cos \theta) \times 100 \quad \text{数式 D-5}$$

となる。上記式から $f = 9.70125\text{MHz}$ での球面波の通信カバーエリア率 A と振動子の断面の長さ D との関係グラフ化すると図 D-5 のような結果が得られる。図から振動子の断面を小さくし球面波を利用して超音波通信を行ったとしても、送信振動子 1 個だけでは通信カバーエリア率を大きく改善することは難しいことが予想される。そこで、図 D-6 に示すように素子に複数の超音波素子を配置した場合に通信カバーエリア率がどの程度改善されるかを計算した結果を図 D-7 に示す(図 D-6 の水色の部分が超音波振動子)。

図 D-7 から通信カバーエリア率は改善されるが、このような素子構成で常に全ての振動子から超音波を放射させて通信を行うと消費電力の増大を招いてしまう。従って、通常の運用では各素子は 1 つの振動子だけを使って超音波の送信、受信を行うことが望ましい。そのため実運用時に一度だけ素子間でどの振動子の組合せで超音波通信を行えば安定した通信を行うことができるかをテストする手順を設ける必要があると考えられる。

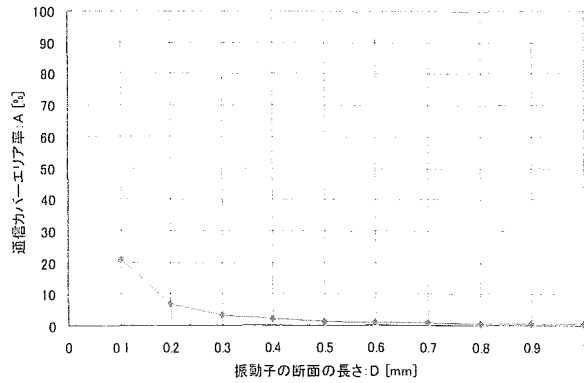


図 D-5. 球面波で通信を行った場合の通信カバーエリア率の計算値(送信振動子 1 個の場合)

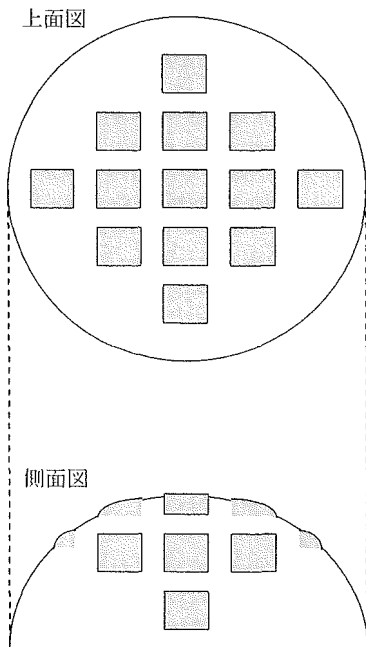


図 D-6. 複数の振動子の実装案の一例

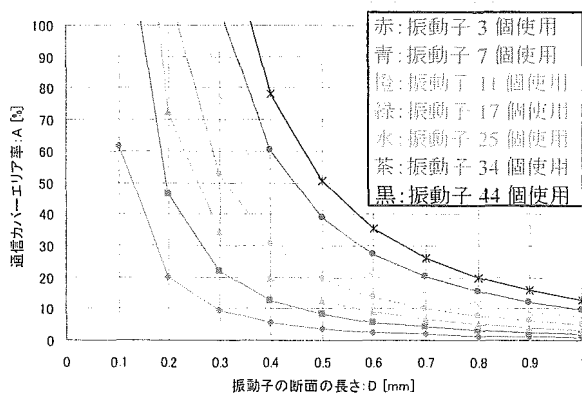


図 D-7. 球面波で通信を行った場合の通信カバーエリア率の計算値(送信振動子が複数個の場合)

ところで、通信相手が複数個存在するのではなく、1 対 1 の通信を行うだけで良いという運用形態を採るのであれば、通信カバーエリア率は 20%程度で十分であると思われる。各断面の振動子で通信カバーエリア率を約 20%確保するために必要な振動子の数とそのときに素子の表面積がどの程度要求されるかを図 D-7 から纏めて表 D-1 に示す。

例えば、図 D-6 のように素子をドーム状に形成し、その底面の半径を 1mm とするならば、ドームの表面積は約 6.28mm^2 になるので、表 D-1 を参照して、素子の表面積から現実的な振動子断面と必要な振動子数の組み合わせは $0.1\text{mm} \square \times 1$ 個 $\sim 0.5\text{mm} \square \times 17$ 個であると思われる。以下の章ではこれらの断面の振動子を対象として通信性能を解析する。

表 D-1. 通信カバーエリア率 20%を実現するために必要な振動子の数及びそのときの素子の表面積

振動子断面	必要な数	素子の表面積
$0.1\text{mm} \square$	1	$0.1\text{mm} \times 0.1\text{mm}$ 以上
$0.2\text{mm} \square$	3	$0.35\text{mm} \times 0.35\text{mm}$ 以上
$0.3\text{mm} \square$	7	$0.79\text{mm} \times 0.79\text{mm}$ 以上
$0.4\text{mm} \square$	11	$1.3\text{mm} \times 1.3\text{mm}$ 以上
$0.5\text{mm} \square$	17	$2.1\text{mm} \times 2.1\text{mm}$ 以上
$0.6\text{mm} \square$	25	$3.0\text{mm} \times 3.0\text{mm}$ 以上
$0.7\text{mm} \square$	34	$4.1\text{mm} \times 4.1\text{mm}$ 以上
$0.8\text{mm} \square$	44	$5.3\text{mm} \times 5.3\text{mm}$ 以上

D-2. 球面波で通信を行う場合の通信誤り率に関する考察

次に、上の章で選択した断面の振動子に関して、球面波を利用して超音波通信を行う場合の送信側出力レベル、通信距離と BER の関係を理論計算で求める。ここでは、FSK 変調周波数は上記の実験条件と同じく、中心周波数 9.70125MHz、周波数偏移量 60kHz と仮定して解析を行った。尚、通信に使用する振動子は送信側、受信側共に 1 個である。計算結果を図 D-8～図 D-12 に示す。また、各図を参照して、それぞれの断面の振動子と通信距離で、ターゲット BER を実現するために必要な送信電力を纏めて表 D-2 に示す。

結果は、断面積の大きさ故、最も大きくノイズの影

響を受けるが、反面、拡散減衰の影響を最も受けにくいという理由で、0.5mm□の振動子を使ったときに、通信距離とターゲット BER に対して送信電力を最も小さくすることができることを示唆している。

素子の性質上、低消費電力化が要求されるため、許容される送信電力は大きくても 17dBm(=50mW) 付近であると予想される。従って表 D-2 の網掛け部分のように、0.5mm□の振動子を使って、最大通信距離 4cm でターゲット BER=10⁻²が要求される場合は送信電力を 14.9dBm(=30.9mW)とし、ターゲット BER=10⁻³が要求される場合は送信電力を 16.9dBm(=49.0mW)とし、ターゲット BER=10⁻⁴が要求される場合は送信電力を 18.3dBm(=67.6mW)とする運用の一例が考えられる。

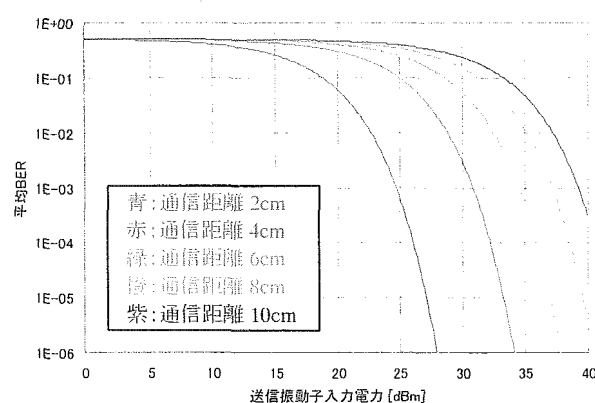


図 D-8. 球面波で通信を行う場合の BER の理論値 (振動子断面 0.1mm□の場合)

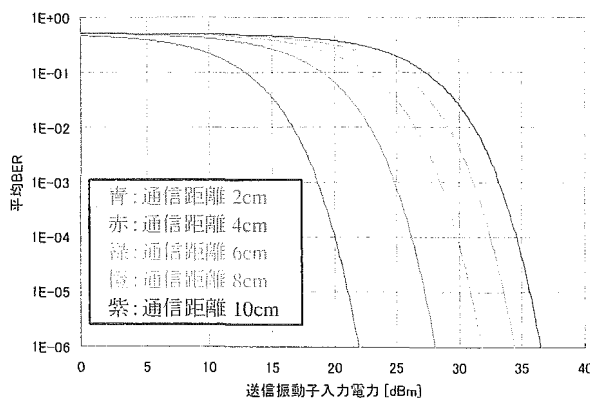


図 D-9. 球面波で通信を行う場合の BER の理論値 (振動子断面 0.2mm□の場合)

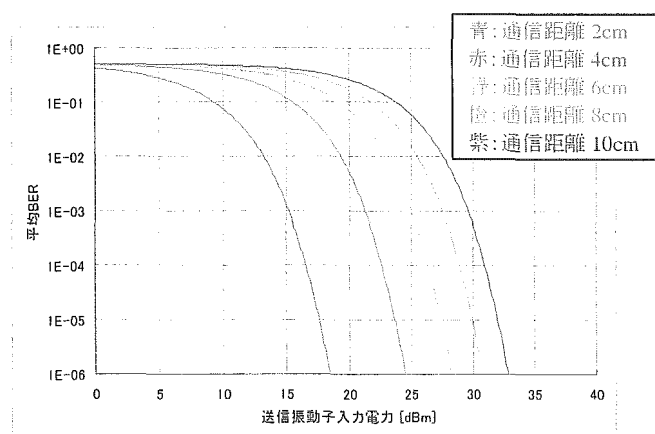


図 D-10. 球面波で通信を行う場合の BER の理論値 (振動子断面 0.3mm□の場合)

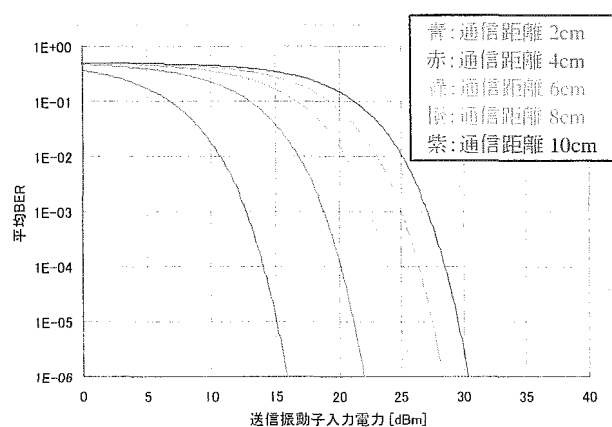


図 D-11. 球面波で通信を行う場合の BER の理論値 (振動子断面 0.4mm□の場合)

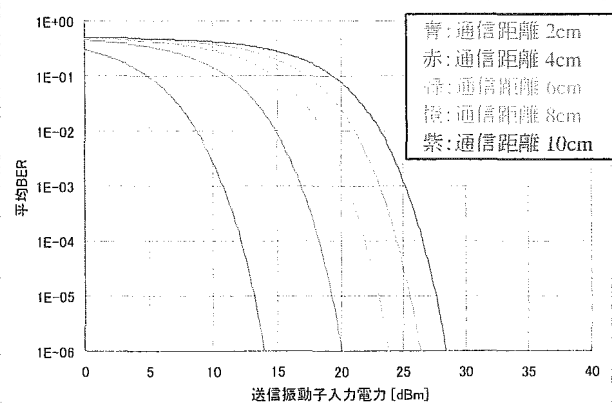


図 D-12. 球面波で通信を行う場合の BER の理論値 (振動子断面 0.5mm□の場合)

表 D-2. ターゲット BER を実現するために必要な送信電力

振動子断面	ターゲット BER	通信距離				
		2cm	4cm	6cm	8cm	10cm
0.1mm □	10 ⁻²	22.7 dBm	28.8 dBm	32.5 dBm	35.1 dBm	37.2 dBm
	10 ⁻³	24.7 dBm	30.9 dBm	34.5 dBm	37.2 dBm	39.2 dBm
	10 ⁻⁴	26.1 dBm	32.3 dBm	35.9 dBm	38.5 dBm	40.6 dBm
0.2mm □	10 ⁻²	16.7 dBm	22.8 dBm	26.5 dBm	29.1 dBm	31.2 dBm
	10 ⁻³	18.7 dBm	24.9 dBm	28.5 dBm	31.1 dBm	33.2 dBm
	10 ⁻⁴	20.1 dBm	26.2 dBm	29.9 dBm	32.5 dBm	34.6 dBm
0.3mm □	10 ⁻²	13.1 dBm	19.3 dBm	22.9 dBm	25.6 dBm	27.6 dBm
	10 ⁻³	15.2 dBm	21.3 dBm	25.0 dBm	27.6 dBm	29.7 dBm
	10 ⁻⁴	16.6 dBm	22.7 dBm	26.4 dBm	29.0 dBm	31.1 dBm
0.4mm □	10 ⁻²	10.6 dBm	16.8 dBm	20.4 dBm	23.1 dBm	25.1 dBm
	10 ⁻³	12.7 dBm	18.8 dBm	22.5 dBm	25.1 dBm	27.2 dBm
	10 ⁻⁴	14.1 dBm	20.2 dBm	23.9 dBm	26.5 dBm	28.6 dBm
0.5mm □	10 ⁻²	8.7 dBm	14.9 dBm	18.5 dBm	21.1 dBm	23.2 dBm
	10 ⁻³	10.8 dBm	16.9 dBm	20.6 dBm	23.2 dBm	25.3 dBm
	10 ⁻⁴	12.1 dBm	18.3 dBm	21.9 dBm	24.6 dBm	26.6 dBm

E. 結論

以上の実験、理論解析を通して、生体内で超音波通信を行う場合の現実的な解は次のようになると結論付けられる。

- ① 平面波で超音波通信を行う場合、送信振動子と受信振動子の位置合せが良好であれば良好な通信性能を実現することができるが、通信カバーエリアは狭く、運用上適切ではない。そのため球面波を使った通信を行わざるを得ない。
- ② 振動子の断面は 0.5mm□程度とし、これを1つの素子に 17 個程実装することによって通信カバーエリア率 20%を確保する。
- ③ 運用の一例は、最大通信距離 4cm でターゲット BER=10⁻² が要求される場合は送信電力を 14.9dBm(=30.9mW)とし、ターゲット BER=10⁻³ が要求される場合は送信電力を 16.9dBm(=49.0mW)とし、ターゲット BER=10⁻⁴

が要求される場合は送信電力を 18.3dBm(=67.6mW)とする。

尚、要求される仕様に応じて誤り訂正技術等を導入し、送信電力の低減化、または通信距離の延長、通信誤り率の改善を計ることも考えられる。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

G-1. 論文

特になし。

G-2. 学会発表

1. M. Kokubo, T. Kawamoto, T. Oshima, T. Noto, M. Suzuki, S. Suzuki, T. Hayasaka, T. Takahashi, J. Kasai, "Spread-spectrum clock generator for serial ATA using fractional PLL controlled by Sigma Delta modulator with level shifter," Solid-State Circuits Conference, 2005. Digest of Technical Papers. pp. 160 - 161, Feb. 2005
2. T. Oshima, M. Kokubo, "Simple polar-loop transmitter for dual-mode Bluetooth," IEEE International Symposium on Circuits and Systems, ISCAS 2005. pp. 3966 - 3969, May 2005.

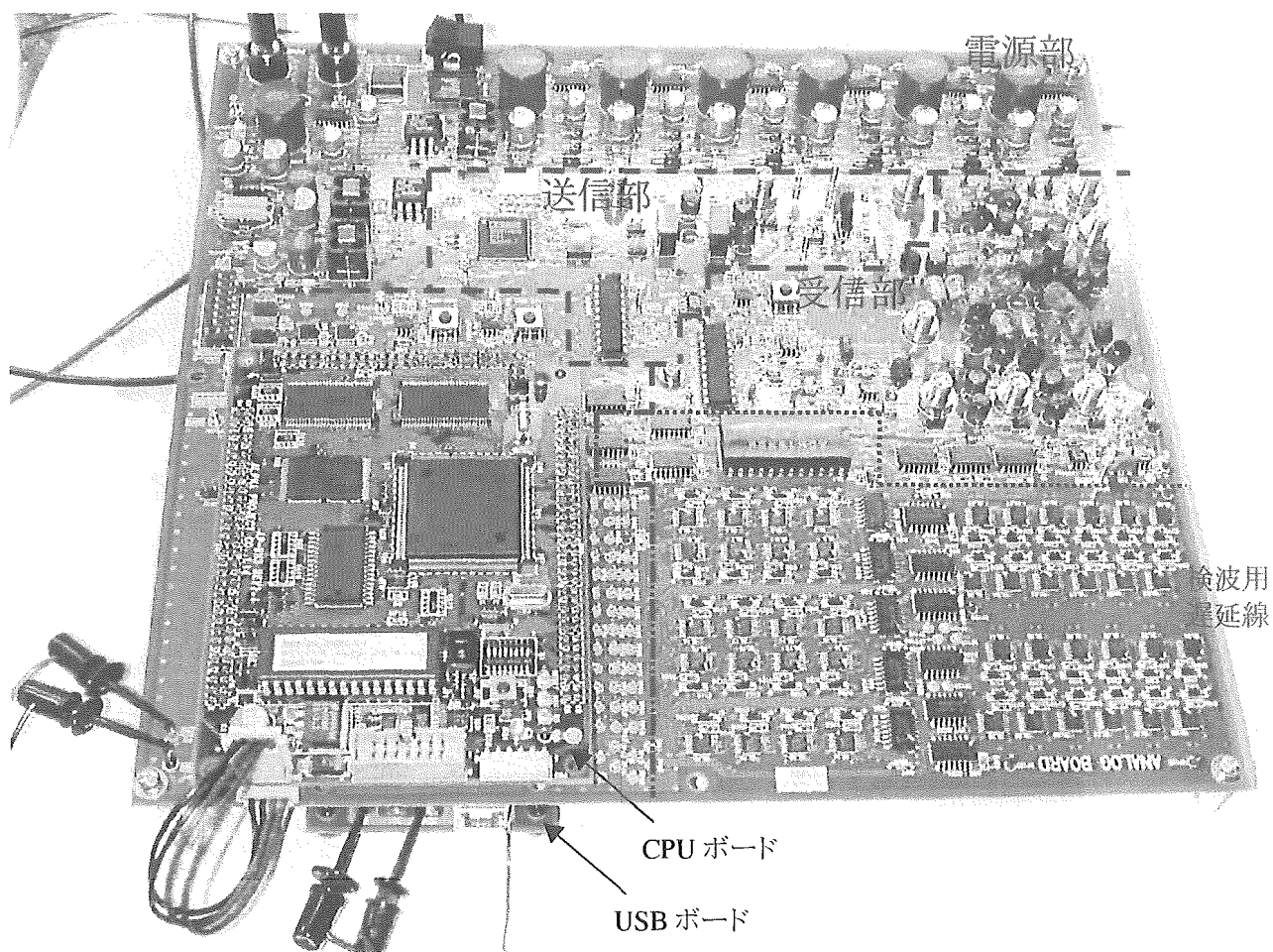
G-3. 新聞報道

特になし。

H. 知的所有権の取得状況

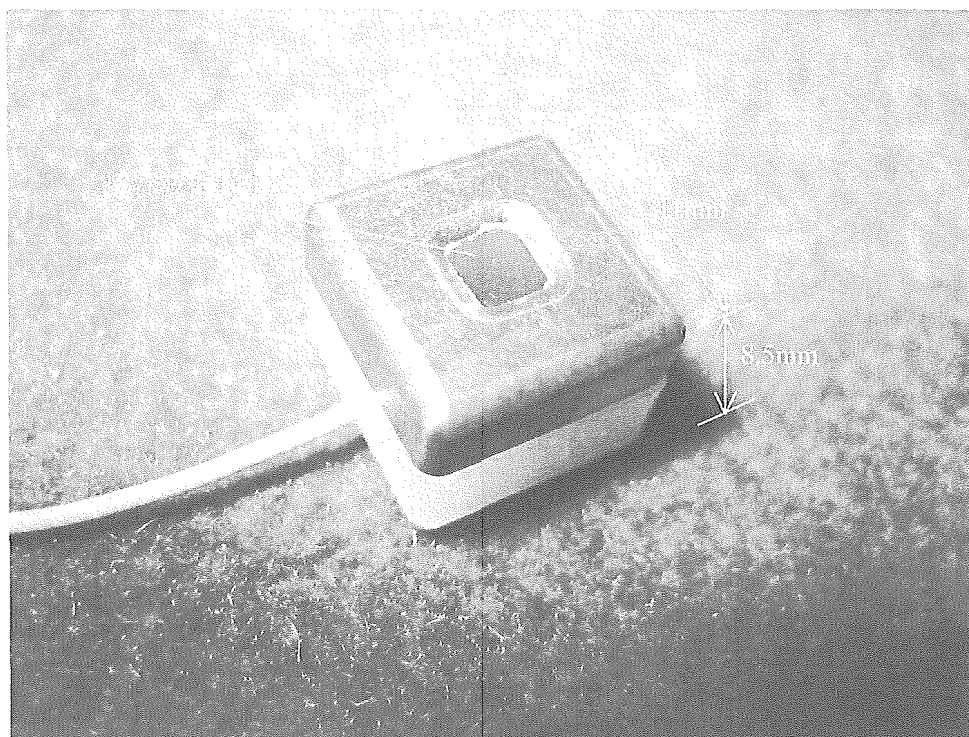
特になし。

(巻末図 1) 送信／受信アナログ基板の外観



(巻末図 2) パッケージング振動子の外観

送信側には 50Ω の整合回路が内蔵されており、受信側にはバッファアンプが内蔵されている。



ナノテクノロジーによる機能的・構造的生体代替デバイスの開発
バイオニックナノメディスンによる循環調節機能代替デバイスの開発研究
バイオニック医学のための鍼刺激による自律神経修飾に関する基礎研究

分担研究者 砂川 賢二（九州大学大学院医学研究科 教授）

研究要旨：

バイオニック治療デバイスを用いた急性心筋梗塞の治療について、これまでの研究から交感神経活動の抑制と迷走神経活動の賦活化が急性心筋梗塞後心不全の生存率改善に重要であることが明らかになってきた。東洋医学においてはツボ刺激が自律神経系に影響を与えると考えられているので、バイオニック治療デバイスのツボ刺激への応用を考え、動物実験を用いてツボ刺激が動脈圧反射に及ぼす影響を定量的に解析した。その結果、ツボ刺激によって同じ血圧入力に対する交感神経活動が抑制され、血圧が低下することが判明した。また、ツボ刺激は動脈圧反射の動特性にはあまり影響を与えず、ツボ刺激の最中に血圧が不安定化することはないと考えられた。本結果はバイオニック治療デバイスの標的としてのツボ刺激の可能性を示唆する。

A. 研究目的

重症心不全は高度な現代医療をもってしてもなお予後不良の疾患である。これらの疾患では、薬物療法のみでの治療は困難で、最終的には心臓移植を要する。現在開発中の完全植え込み型人工心臓や再生医療による治療法にはまだ多くの限界があり、また、両心室ペーシング、植え込み型除細動器、補助人工心臓等は心臓移植までのブリッジとしての意味合いが強い。そのような意味において、重症心不全患者の治療には更なる画期的な治療法の開発が望まれている。本研究において私たちはこれまでにバイオニック治療デバイスによる循環調節系の是正（バイオニック心不全治療）により、心筋梗塞後心不全ラットの生存率を劇的に向上させることに成功した。

心不全においては交感神経活動の過剰な亢進と迷走神経活動の抑制が生じることが知られており、これを是正する介入、すなわち交

感神経活動の抑制と迷走神経活動の賦活化が急性心筋梗塞後心不全の生存率改善に重要であることが明らかになってきた。私たちはこれまで迷走神経や圧反射求心神経をバイオニック治療の標的としてきたが、これらの神経は体の深部に存在することから、神経電極の装着を要することが予測される。これに対して東洋医学では古くから鍼によるツボ刺激が自律神経系のコントロールに利用されている。鍼によるツボ刺激は体表面からのアプローチが可能であることから、バイオニック治療デバイスをツボ刺激に応用できれば、神経電極を植え込むことなく循環器疾患の治療が可能になると思われる。

ツボ刺激をバイオニック治療に利用するためには、ツボ刺激が自律神経系や循環系に及ぼす影響を定量的に把握しておく必要がある。東洋医学におけるツボ刺激の利用は経験的な要素が強く、バイオニック治療デバイスにそのまま利用できるような定量的なデータに乏

しい。そこで、麻酔下のウサギを用いてツボ刺激が動脈圧反射に及ぼす影響を広い入力範囲にわたって定量的に調べた。動脈圧反射の特性は循環の動作点決定に重要な静特性と、急激な血圧変化に対する循環調節に重要な動特性に分けて評価できる。本研究ではまず、動脈圧反射を初めとする反射系が正常な状態で電気鍼によるツボ刺激が血圧や交感神経活動に及ぼす影響を調べた。次に、電気鍼刺激が動脈圧反射に及ぼす影響を静特性及び動特性の面から評価した。

B. 研究方法

B-1. 電気鍼によるツボ刺激が交感神経活動及び体血圧に及ぼす影響の解明

これまでに足三里などのツボ刺激によって血圧が低下するとの報告はあったが、交感神経活動を測定しながらツボ刺激の影響を調べた系統的な研究はなかった。 α クロラロース+ウレタン麻酔を施した人工呼吸下のウサギを用いて、右大腿動脈より血圧測定用のカテーテルを挿入し、左側腹部切開より後腹膜的に腎臓交感神経に到達して記録用のワイヤー電極を装着した。鍼通電刺激は、前脛骨筋部にある足三里と筋中央部に2本のステンレス性の鍼（先端径0.2 mm）を刺入し、1 Hz、5 mAの矩形波で行った。まず、電気鍼刺激の強度依存性を調べるためにパルス幅を0.1、0.25、0.5、1、2.5、5、10 msecの7段階に変えて体血圧と交感神経活動の応答を観察した。次に、電気鍼刺激の効果の持続性を調べるために、1 Hz、5 mA、5 msで電気鍼刺激を30分間行い、体血圧と交感神経活動の応答を観察した。

B-2. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の静特性に及ぼす影響の解明

交感神経性の動脈圧反射は圧受容器への入力に対して交感神経活動が決定される中枢弓と、交感神経活動によって体血圧が決定され

る末梢弓から成る。生理的状态では体血圧がそのまま圧受容器に加わっている（図B-1(A)）、動脈圧反射の入力と出力を分離することができず、中枢弓と末梢弓の特性を求めることができない。そこで、麻酔下のウサギを用いて頸動脈洞を体循環から分離することによって、動脈圧反射を開ループの状態にし（図B-1(B)）、中枢弓と末梢弓の入出力関係を個別に同定した。さらに、中枢弓と末梢弓の特性を同一平面上にプロットすることによって（図B-1(C)）、動脈圧反射の平衡線図を得た。平衡線図は血圧の動作点がどのようにして決定されているかを把握するのに役立つ。

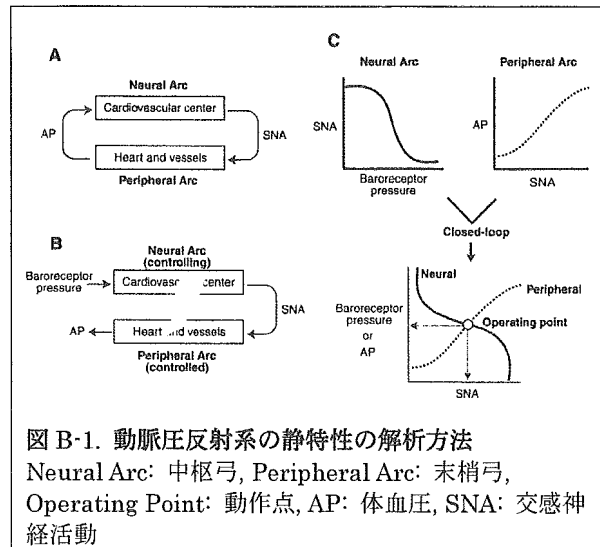


図 B-1. 動脈圧反射系の静特性の解析方法
Neural Arc: 中枢弓, Peripheral Arc: 末梢弓,
Operating Point: 動作点, AP: 体血圧, SNA: 交感神経活動

α クロラロース+ウレタン麻酔下のウサギを用いて、体血圧、腎臓交感神経活動を記録した。頸動脈洞圧反射以外の反射系の影響を除くために、両側の迷走神経及び大動脈減圧神経は切除した。両側の頸動脈洞を体循環から分離し、サーボポンプを用いて内圧を自在に制御できるようにした。頸動脈洞に40～160 mmHgの範囲で20 mmHg刻みで1分間ずつ圧負荷を行い、各圧レベルにおいて交感神経活動と体血圧の定常応答を求めた。電気鍼刺激（1 Hz、5 mA、5 ms）を行った場合と行わない場合とで動脈圧反射の平衡線図を比較した。

B-3. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の動特性に及ぼす影響の解明

動脈圧反射の動特性を中枢弓と末梢弓に分けて評価した場合、中枢弓は入力周波数が高くなるほど応答が大きくなる微分特性を示すのに対して、末梢弓は入力周波数が高くなるほど応答が小さくなる低域通過型の特徴を示す。これまでの研究から中枢弓の微分特性は末梢弓の心臓血管系の遅い応答を代償し、動脈圧反射全体の応答を高速化するはたらきがあることが分かっている。本研究では電気鍼刺激が、動脈圧反射の動特性に及ぼす影響を調べた。

前項と同様に麻酔下のウサギを用いて、頸動脈洞に動作点血圧 ± 20 mmHgの2値白色雑音を入力して、交感神経活動と体血圧の応答を記録した。記録したデータを元に、圧入力から交感神経活動までの中枢弓の動特性を示す伝達関数、交感神経活動から体血圧までの末梢弓の動特性を示す伝達関数、圧入力から体血圧までの圧反射全体の動特性を示す伝達関数を計算した。電気鍼刺激(1 Hz、5 mA、5 ms)を行った場合と行わない場合とで各伝達関数を比較した。

C. 研究結果

C-1. 電気鍼によるツボ刺激が交感神経活動及び体血圧に及ぼす影響の解明

図 C-1a(A)は電気鍼刺激のパルス幅を変えたときの体血圧と交感神経活動の応答を示す典型的な時系列データである。図 C-1a(B)は6例から得たパルス幅と体血圧及び交感神経活動との関係の平均値である。パルス幅が1 ms以下では明瞭な降圧応答は見られなかったが、2.5 ms以上のパルス幅ではパルス幅に応じた降圧応答及び交感神経活動の低下が観察された。

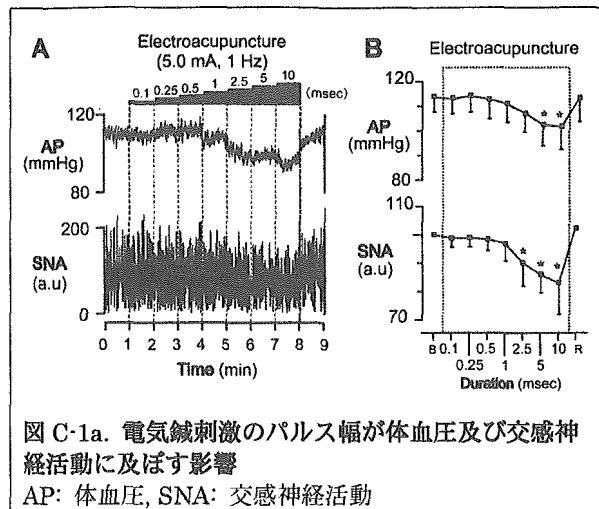


図 C-1a. 電気鍼刺激のパルス幅が体血圧及び交感神経活動に及ぼす影響

AP: 体血圧, SNA: 交感神経活動

図 C-1b は電気鍼刺激が体血圧及び交感神経活動に及ぼす影響の経時変化を示した典型例(A)と6例の平均値(B)である。電気鍼刺激の開始直後に体血圧と交感神経活動は大きく低下するが、その後、刺激前の値に近づいたまま刺激中は降圧と交感神経活動の抑制が持続した。本実験は動脈圧反射などの反射系を無効にせずに行っているため、体血圧と交感神経活動の戻りは反射による可能性がある。たとえば、電気鍼刺激で体血圧が低下すると圧受容器への入力小さくなるので、動脈圧反射は交感神経活動を上昇させる方向に機能する。しかしながら、電気鍼刺激による交感神経活動の抑制のほうが強いので、総和として交感神経活動は抑制された状態を持続したと考えられる。

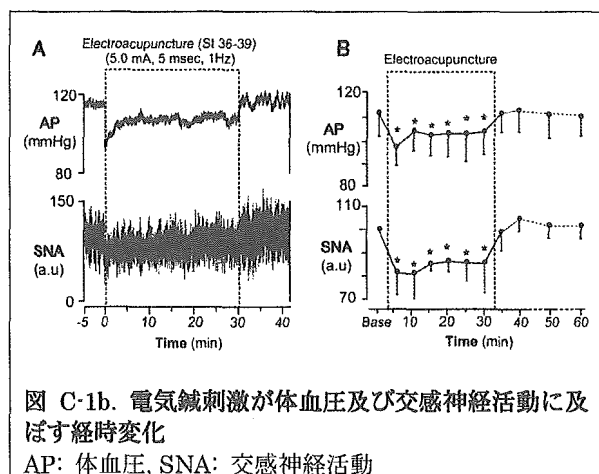


図 C-1b. 電気鍼刺激が体血圧及び交感神経活動に及ぼす経時変化

AP: 体血圧, SNA: 交感神経活動

C-2. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の

静特性に及ぼす影響の解明

電気鍼刺激が動脈圧反射の静特性に及ぼす影響を図 C-2 に示す。圧反射中枢弓(A)の静特性は頸動脈洞への入力圧が高くなるほど交感神経活動が減少するS字曲線状の特性を示す。鍼刺激によって最大交感神経活動が抑制され、140 mmHg以下の入力圧では同じ圧に対して交感神経活動が低下した。

圧反射末梢弓(B)の静特性は交感神経活動が高くなるほど体血圧が上昇する右上がりの特性を示す。中枢弓の特性がS字曲線状であるのに対して、末梢弓の特性は直線的である。電気鍼刺激を行っても末梢弓の特性は変化しなかった。もし、交感神経活動以外の要因で血圧が変化したら、見かけ上、末梢弓が変化するはずである。末梢弓が変化しなかったことは、本実験条件では鍼刺激は主に交感神経系を介して血圧に作用したことを意味する。

圧反射の平衡線図(C)で考えると、電気鍼刺激によって交感神経活動が低下するので、中枢弓と末梢弓の交点で決まる血圧の動作点も a から b へと低下することが分かる。

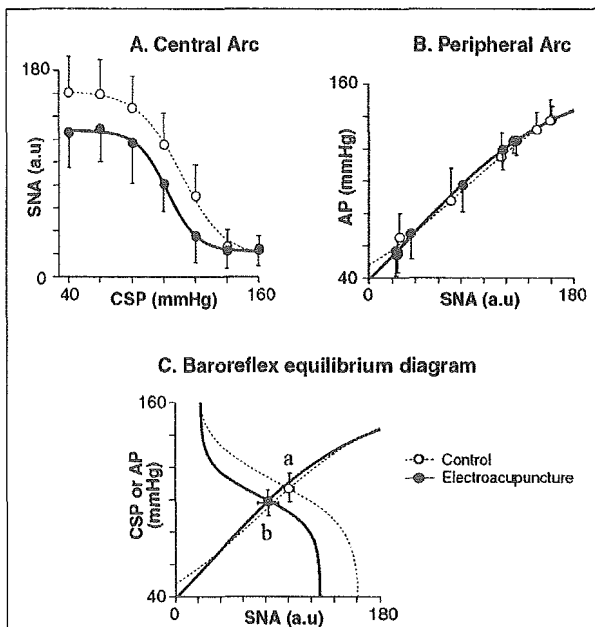


図 C-2. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の静特性に及ぼす影響

CSP: 頸動脈洞内圧, SNA: 交感神経活動, AP: 体血圧

C-3. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の動特性に及ぼす影響の解明

白色雑音の平均入力圧は電気鍼刺激を行わない場合は 114 ± 15 mmHg、電気鍼刺激を行った場合は 100 ± 14 mmHg であった。電気鍼刺激が動脈圧反射の動特性に及ぼす影響を図 C-3 に示す。圧反射中枢弓の動特性は入力周波数が高くなるほど応答が大きくなる微分特性を示すが、この特性は電気鍼刺激で変わることはなかった。図 C-2(C)から分かる通り、動作点における中枢弓の傾きは電気鍼の前後であまり大きく変化しておらず、中枢弓の動特性のゲインが変化しなかったことと一致する。

圧反射末梢弓の動特性は入力周波数が高くなるほど応答が小さくなる低域通過型の特性を示すが、この特性は電気鍼刺激で変わることはなかった。この結果は、図 C-2(B)において末梢弓が変化しなかった結果と一致する。

圧反射全体の動特性は周波数領域では中枢弓の動特性と末梢弓の動特性の積で表され、入力周波数が高いほど応答が小さくなる低域通過型の特性を示すが、この特性は電気鍼刺激で変わることはなかった。

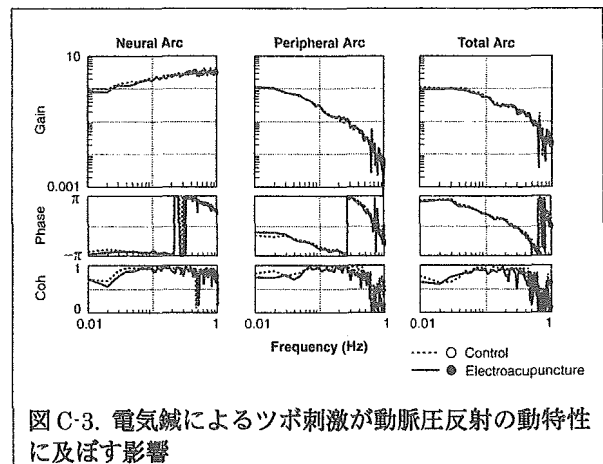


図 C-3. 電気鍼によるツボ刺激が動脈圧反射の動特性に及ぼす影響

D. 考察

私たちはこれまでにバイオンック治療デバイスを用いた交感神経活動の抑制あるいは迷走神経活動の増強が心筋梗塞後心不全の生命予後を改善させることを明らかにしてきた。

本研究では電気鍼によるツボ刺激によって自律神経活動をコントロールするための基礎データを得た。

研究結果 C-1 から分かるように、電気鍼によるツボ刺激は約 30 分間にわたって交感神経活動を抑制し、体血圧を低下させた。本研究では電気鍼刺激の終了後に直ちに交感神経活動と体血圧が元のレベルに復しており、脳内ペプチドの産生などによるより長時間の作用は確認されなかった。しかしながら、文献的には長時間の作用を報告したものもあり、より長時間の電気鍼刺激が交感神経活動や体血圧にどのような影響を与えるかは今後の研究課題である。

研究結果 C-2 の平衡線図において、電気鍼刺激で末梢弓が変化しなかったことから、電気鍼刺激は交感神経活動を抑制して、その結果として体血圧を低下させることが示唆された。電気鍼刺激による降圧作用は圧受容器への入力圧が 140 mmHg よりも低いレベルで顕著であり、心不全治療などのへの応用を考えた場合に、低血圧のために鍼刺激の効果が失われることはないものと予測される。動脈圧反射の静特性を求める研究では、動脈圧反射以外の反射系が拮抗的に作用するのを防ぐために、通常は迷走神経を切除する。しかしながら、迷走神経活動の増強が心筋梗塞後心不全の生存率向上に大きく寄与することから、今後、電気鍼刺激が迷走神経活動に及ぼす影響についても調べていく必要がある。

研究結果 C-3 に示したように、動脈圧反射の動特性は電気鍼刺激で変化しなかった。したがって、電気鍼によって交感神経活動が抑制され体血圧が低下した状態であっても、血圧制御能はあまり抑制されないことが分かる。本来、動脈圧反射の動特性を比較するには同じ平均入力圧で比較するべきであるが、本研究では鍼刺激の最中の動作点における動特性が重要と考え、敢えて刺激前と刺激中の動作点での動特性を比較した。これまでの研究か

ら動脈圧反射の中樞弓の静特性が変化しない状態で平均入力圧のみを下げた場合には動脈圧反射のゲインが低下することが知られている。しかしながら、鍼刺激においては中樞弓の静特性が動作点付近の傾きにあまり影響を与えない形で変化しており、その結果として平均入力圧が低下しているにも関わらず、動脈圧反射のゲインが保たれたものと考えられる。したがって、ツボ刺激の最中にツボ刺激の効果そのものによって血圧が不安定化する可能性は小さいと予測される。

E. 結論

心不全の生命予後は現在もなお不良であり従来の概念を超えた新しい治療体系の確立が求められている。その一つとして私たちは電子デバイスを用いた自律神経系への介入によるバイオニック心不全治療法の開発を目指している。心不全治療には交感神経活動の抑制と迷走神経活動の増強が重要であることから、これまで迷走神経や圧反射求心神経を標的としてバイオニック治療の研究を行ってきた。しかしながら、これらの神経は体の深部に位置するため神経電極の装着が不可欠である。そこで神経電極によらないバイオニック治療の標的として東洋医学で古くから用いられているツボ刺激を考え、ツボ刺激が交感神経活動や体血圧に及ぼす影響の定量的解析を行った。その結果、ツボ刺激によって交感神経活動を抑制できることが判明した。ツボ刺激は主に動脈圧反射中樞弓に影響を与え、同じ血圧値に対して交感神経活動を下げる作用があることが示された。一方、動脈圧反射の動特性についてはツボ刺激による抑制作用は観察されなかった。今後、バイオニック治療の新たな標的としてのツボ刺激の有効性、特にツボ刺激によって心不全の治療が可能かどうかを検討していく予定である。

F. 健康危険情報

なし

G.研究発表

G-1.論文

1. Short-term electroacupuncture at Zusanli resets the arterial baroreflex neural arc toward lower sympathetic nerve activity. Michikami D, Kamiya A, Kawada T, Inagaki M, Shishido T, Yamamoto K, Ariumi H, Iwase S, Sugenoja J, Sunagawa K, Sugimachi M. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* (in press) 2006
2. Automated drug delivery system to control systemic arterial pressure, cardiac output, and left heart filling pressure in acute decompensated heart failure. Uemura K, Kamiya A, Hidaka I, Kawada T, Shimizu S, Shishido T, Yoshizawa M, Sugimachi M, Sunagawa K. *J Appl Physiol* 100: 1278-1286, 2006
3. Vagal stimulation suppresses ischemia-induced myocardial interstitial norepinephrine release. Kawada T, Yamazaki T, Akiyama T, Li M, Ariumi H, Mori H, Sunagawa K, Sugimachi M. *Life Sci* 78: 882-887, 2006
4. Dynamic and static baroreflex control of muscle sympathetic nerve activity (SNA) parallels that of renal and cardiac SNA during physiological change in pressure. Kamiya A, Kawada T, Yamamoto K, Michikami D, Ariumi H, Miyamoto T, Shimizu S, Uemura K, Aiba T, Sunagawa K, Sugimachi M. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H2641-H2648, 2005
5. Low-frequency oscillation of sympathetic nerve activity decreases during development of tilt-induced syncope preceding sympathetic withdrawal and bradycardia. Kamiya A, Hayano J, Kawada T, Michikami D, Yamamoto K, Ariumi H, Shimizu S, Uemura K, Miyamoto T, Aiba T, Sunagawa K, Sugimachi M. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H1758-H1769, 2005
6. Static interaction between muscle mechanoreflex and arterial baroreflex in determining efferent sympathetic nerve activity. Yamamoto K, Kawada T, Kamiya A, Takaki H, Sugimachi M, Sunagawa K. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H1604-H1609, 2005
7. Microdialysis separately monitors myocardial interstitial myoglobin during ischemia and reperfusion. Kitagawa H, Yamazaki T, Akiyama T, Sugimachi M, Sunagawa K, Mori H. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H924-H930, 2005.
8. Muscle sympathetic nerve activity averaged over 1 minute parallels renal and cardiac sympathetic nerve activity in response to a forced baroreceptor pressure change. Kamiya A, Kawada T, Yamamoto K, Michikami D, Ariumi H, Miyamoto T, Uemura K, Sugimachi M, Sunagawa K. *Circulation* 112: 384-386, 2005
9. Prediction of circulatory equilibrium in response to changes in stressed blood volume. Uemura K, Kawada T,

- Kamiya A, Aiba T, Hidaka I, Sunagawa K, Sugimachi M. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H301-307, 2005
10. Bionic cardiovascular medicine. Functional replacement of native cardiovascular regulation and the correction of its abnormality. Sugimachi M, Sunagawa K. *IEEE Eng Med Biol Mag* 24: 24-31, 2005
 11. Resetting of the arterial baroreflex increases orthostatic sympathetic activation and prevents postural hypotension in rabbits. Kamiya A, Kawada T, Yamamoto K, Michikami D, Ariumi H, Uemura K, Zheng C, Shimizu S, Aiba T, Miyamoto T, Sugimachi M, Sunagawa K. *J Physiol* 566: 237-246, 2005
 12. Dynamic characteristics of carotid sinus pressure-nerve activity transduction in rabbits. Kawada T, Yamamoto K, Kamiya A, Ariumi H, Michikami D, Shishido T, Sunagawa K, Sugimachi M. *Jpn J Physiol* 55: 157-163, 2005
 13. Selective detection of a catecholamine against electroactive interferents using an interdigitated heteroarray electrode consisting of a metal oxide electrode and a metal band electrode. Hayashi K, Iwasaki Y, Horiuchi T, Sunagawa K, Tate A. *Anal Chem* 77: 5236-5242, 2005
 14. Inhibition of rho-kinase in the nucleus tractus solitarius enhances glutamate sensitivity in rats. Ito K, Hirooka Y, Hori N, Kimura Y, Sagara Y, Shimokawa H, Takeshita A, Sunagawa K. *Hypertension* 46: 360-365, 2005
 15. Overexpression of eNOS in brain stem reduces enhanced sympathetic drive in mice with myocardial infarction. Sakai K, Hirooka Y, Shigematsu H, Kishi T, Ito K, Shimokawa H, Takeshita A, Sunagawa K. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 289: H2159-H2166, 2005
 16. Rho-kinase inhibitor improves increased vascular resistance and impaired vasodilation of the forearm in patients with heart failure. Kishi T, Hirooka Y, Masumoto A, Ito K, Kimura Y, Inokuchi K, Tagawa T, Shimokawa H, Takeshita A, Sunagawa K. *Circulation* 111: 2741-2747, 2005
 17. Contractile dysfunction of cardiomyopathic hamster myocytes is pronounced under high load conditions. Nishimura S, Yamashita H, Katoh M, Yamada KP, Sunagawa K, Saeki Y, Ohnuki Y, Nagai R, Sugiura S. *J Mol Cell Cardiol* 39: 231-239, 2005
 18. Overexpression of inducible nitric oxide synthase in rostral ventrolateral medulla causes hypertension and sympathoexcitation via an increase in oxidative stress. Kimura Y, Hirooka Y, Sagara Y, Ito K, Kishi T, Shimokawa H, Takeshita A, Sunagawa K. *Circ Res* 96: 252-260, 2005

G-2.学会発表

1. Kamiya A, Ariumi H, Kawada T, Sugimachi M, Sunagawa K. Aortic depressor nerve stimulation markedly improved survival after acute myocardial infarction in rats. *Experimental Biology 2005 and 35th International Congress of Physiological Sciences. The FASEB Journal* 19: A1289, 2005
2. Ariumi H, Shishido T, Sunagawa K, Sugimachi M. Aortic depressor nerve stimulation markedly improves the survival rate after acute myocardial infarction in rats. 6th Asian-Pacific Conference on Biomedical Engineering (APCMBE), 2005
3. 杉町 勝、中沢 一雄、久田 俊明、稲垣 正司、砂川 賢二 In silico 心臓病学による多階層心臓現象の統合 第 44 回日本生体医工学会大会 43 (suppl 1): 186, 2005
4. 日高 一郎、稲垣 正司、杉町 勝、砂川 賢二 オーバードライブペーシングを用いた超低電流除細動法の開発 第 44 回日本生体医工学会大会 43 (suppl 1): 455, 2005
5. 吉澤 誠、稲垣 正司、上村 和紀、杉町 勝、砂川 賢二 左心室容積信号を用いた ICD 用致死性不整脈検出アルゴリズムの開発 第 44 回日本生体医工学会大会 43 (suppl 1): 460, 2005
6. 李 梅花、鄭 燦、川田 徹、稲垣 正司、佐藤 隆幸、砂川 賢二、杉町 勝 Effects of abdominal vagal nerve activation on hemodynamics of acute myocardial infarction. 第 26 回日本循環制御医学会総会 26 (suppl 1): 50, 2005
7. 上村 和紀、神谷 厚範、川田 徹、杉町 勝、砂川 賢二 急性非代償性心不全の循環管理を支援する、血行動態自動制御システムの開発 第 26 回日本循環制御医学会総会 26 (suppl 1): 81, 2005
8. Noda T, Inagaki M, Aiba T, Hidaka I, Zheng C, Shimizu W, Sunagawa K, Sugimachi M. Conduction delay plays a key role in predisposing the heart to ventricular fibrillation in acute regional ischemia. *Europace* 2005 *Europace* 7 (suppl 1): 16, 2005
9. Kawada T, Inagaki M, Zheng C, Li M, Sunagawa K, Sugimachi M. Transfer function analysis of carotid sinus baroreceptor transduction. 27th IEEE, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2005
10. Kawada T, Inagaki M, Zheng C, Li M, Sunagawa K, Sugimachi M. Insignificant Effects of plasma catecholamines on dynamic heart rate regulation by the cardiac sympathetic nerve. 27th IEEE, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 338, 2005
11. Li M, Zheng C, Inagaki M, Kawada T, Sunagawa K, Sugimachi M. Chronic vagal stimulation decreased vasopressin secretion and sodium ingestion in heart failure rats after myocardial infarction. 27th IEEE, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 339, 2005
12. Zheng C, Li M, Inagaki M, Kawada T, Sunagawa K, Sugimachi M. Vagal stimulation markedly suppresses arrhythmias in conscious rats with

- chronic heart failure after myocardial infarction. 27th IEEE, IEEE Engineering in Medicine and Biology, 338, 2005
13. Inagaki M, Kawada T, Li M, Zheng C, Sunagawa K, Sugimachi M. Intravascular parasympathetic cardiac nerve stimulation prevents ventricular arrhythmias during acute myocardial ischemia. 27th IEEE, IEEE Engineering in Medicine and Biology, 340, 2005
 14. Yoshizawa M, Inagaki M, Uemura K, Sugimachi M, Sunagawa K. Development of detection algorithm of fatal arrhythmia for a new implantable cardioverter defibrillator. 27th IEEE, IEEE Engineering in Medicine and Biology, 330, 2005
 15. 山元 健太、道上 大策、宍戸 稔聡、川田 徹、神谷 厚範、高木 洋、砂川 賢二、杉町 勝 交感神経調節における筋機械受容器反射と動脈圧受容器反射との静的相互作用のモデル化 第 20 回生体・生理学シンポジウム論文集 103, 2005
 16. 道上 大策、川田 徹、神谷 厚範、宍戸 稔聡、山元 健太、有海 秀人、砂川 賢二、杉町 勝 鍼刺激の動脈圧反射の静特性および動特性に及ぼす影響 第 20 回生体・生理学シンポジウム論文集 233, 2005
 17. 野田 崇、稲垣 正司、相庭 武司、日高 一郎、清水 渉、砂川 賢二、杉町 勝 急性心筋虚血時における心室細動興奮波の特徴 第 22 回日本心電学会学術集会 心電図 25: 408, 2005
 18. Uemura K, Kamiya A, Yoshizawa M, Sugimachi M, Sunagawa K. Development of Autopilot system for cardiac care. 第 70 回日本循環器学会総会・学術集会 Circ J 70 (suppl I): 90, 2006
 19. Sugimachi M, Kawada T, Kamiya A, Sunagawa K. Artificial bioregulation “exceeding that by brain” enables novel treatment strategy for cardiovascular diseases. 第 70 回日本循環器学会総会・学術集会 Circ J 70 (suppl I): 90, 2006
 20. Li M, Zheng C, Inagaki M, Kawada T, Sato T, Sunagawa K, Sugimachi M. Donepezil, acetylcholinesterase inhibitor, prevents progression of ventricular remodeling and dysfunction in rats after myocardial infarction 第 70 回日本循環器学会総会・学術集会 Circ J 70 (suppl I): 450, 2006

G-3.新聞報道

なし

H.知的所有権の取得状況

国内 3 件、国際 1 件

ナノテクノロジーによる機能的・構造的生体代替デバイスの開発

【バイオニックナノメディスンによる循環器調節機能デバイスの開発研究

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。理想化したモデルと理論式からの解析及び人体数値ファントムを用いた電磁界解析、さらに媒質内電波伝搬測定実験によって、生体の伝播路としての特性の解析を行った。また、生体への熱影響を考慮した通信方式の検討を行った。さらに、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、心臓ペースメーカー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。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。また、従来の無線通信では空間伝搬路を用いているが、体内での無線通信を考えた場合では体内伝搬路を用いるため、それらの構築についての検討も行う。また通信メディアに電磁波を用いる場合において、電磁波が人体に与える影響についての研究の検討も行う。

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。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。

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。体内 UWB 通信を行うために、伝播路モデルの検討を理論と実験の両側面から行う。また、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、体内伝搬路モデルの構築、及び生体への熱影響を考慮した通信方式の検討、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。

体内伝搬路モデルの構築は、従来の空間伝搬路を用いた通信と異なり、体内通信体外通信では体内伝搬路を用いるため皮膚や脂肪などの反射や透過、各組織での吸収による減衰が起こる。これらの要素についての考察を理論的解析及び人体数値ファントムを用いた電

磁界解析により行う。人体数値ファントムとは人体の電気的特性を3次元データ化したものである。電磁界解析と実験の両方向からのアプローチを行う。

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は、事前に取得した体内画像に基づいて、体内伝搬を推測しておき、その後実際に埋め込みデバイスから伝播した波形を用いて、事前の伝搬情報とマッチングを取ることで、インプラントの位置を人体の複雑な構造を利用して推定する。

C.研究結果

C-1 体内伝播特性解析

昨年度までに行ってきた理論解析に加え、それを実証するための実験を行った。全体的な実験の流れを図1に示す。本実験は大別すると「生体内での電波伝搬特性の測定」と、「生体内での無線通信方式の評価」2つのフェーズに分けられる。また、C-2、3と関連する実験として、「位置推定実験」及び「熱影響評価実験」が挙げられる。今年度はこの実験の前段階として、精製水を媒質とした実験を行った。

実験システム構成を図2示す。生体模擬媒質中に2本のアンテナを挿入し、ネットワークアナライザを用いてアンテナ間の電波伝搬周波数特性としてSパラメータの測定、評価を行う。

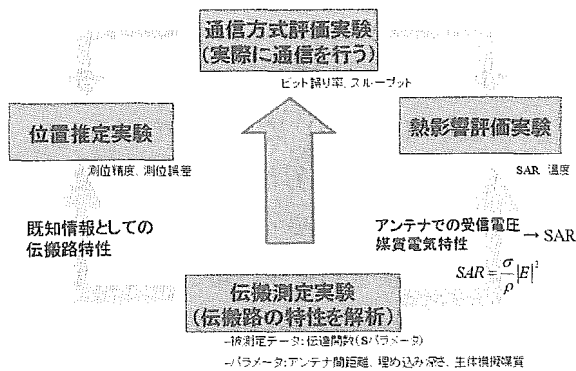


図 1. 実験の流れ

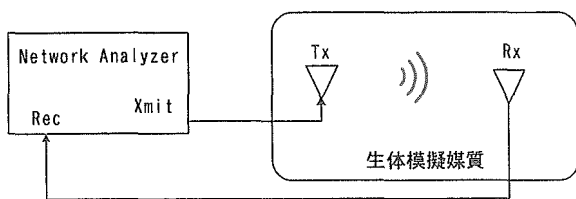


図 2. 実験システム構成

C-1-1 FDTD 法を用いた電磁界解析

後述の実験結果との比較のため、FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法を用いた電磁界シミュレーションを行った。

FDTD 法はマクスウェルの方程式を差分近似し時間領域において直接解いていく電磁界解析手法であるため、伝搬路の時間応答を求めることができる。ここでは、MRI 画像を元に作成された人体数値ファントムモデル上において FDTD 解析を行い、伝達関数を求める。シミュレーションの諸元は以下の通り。

- 送受信アンテナ：ダイポールアンテナ
- 使用媒質：精製水
- 測定距離：d=2~16cm (2cm 間隔)
- 深さ：15cm
- 水槽サイズ：25.4×39.8×28.0cm

シミュレーション結果は実験結果との比較のため C-1-2 で示す。

C-1-2 ネットワークアナライザを用いた伝播

測定実験

動物やファントムなどの複雑な媒質を用いる実験の前段階として、精製水を媒質とした基礎実験を行った。

精製水を用いた理由は 2 つあり、1 つ目は筋肉よりも損失が大きいため、実際に通信を行う場合のワーストケース評価が行える点、2 つ目は電気的特性が安定したものを手に入れ易い点が挙げられる。

実験の諸元は以下の通り。

- 送受信アンテナ：UWB 平面アンテナ (3×4cm)
- 使用媒質：精製水
- 測定距離：d=2~16cm (2cm 間隔)
- 深さ：15cm
- 水槽サイズ：25.4×39.8×28.0cm

C-1-1 と比較した実験結果を図 3、4 に示す。横軸は周波数、縦軸は伝達係数(S21/S11)である。シミュレーション結果実験結果共に 1~2GHz の間でゲインのピークがあり、3GHz 以上では減衰が大きくなっている。

また、実験結果の方が約+10dB 程大きくなっており、精製水を動物や人体ファントムへ変更する場合にこの補正項を用いることとなる。

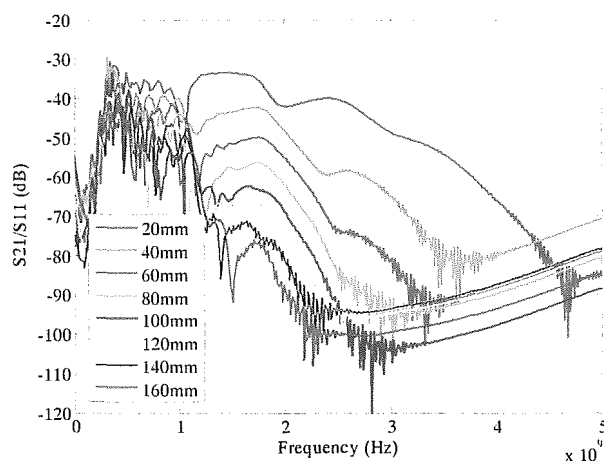


図 3. シミュレーション結果

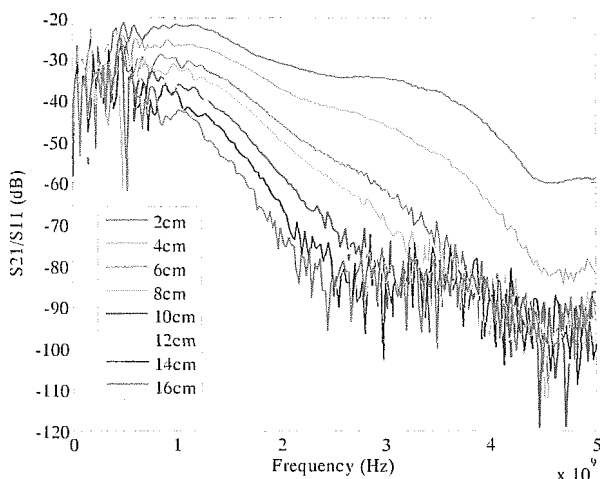


図 4. 実験結果

C-2 生体への熱影響を考慮した通信方式

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。

C-2-1 安全基準

一般に議論される安全基準は、生体に吸収される電力を比吸収率（SAR: Specific Absorption Rate）として評価している。SAR は下式で表される。

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2$$

これは携帯電話や無線基地局など、電磁波曝露を想定した安全基準となっている。現在の規制値は表 1 に示す電波防護指針に基づくものである。

表 1 電波防護指針

	管理環境	一般環境
全身平均 SAR	0.4	0.08
局所 SAR	10, 20 (四肢)	2, 4 (四肢)

安全基準は、生物学的実験から、生体が 1℃以上の温度上昇により健康被害がでるという報告（参考文献：ICNRP）に基づいている。ここから 1℃以上の温度上昇に相当する SAR が算出され、管理環境では安全率を 10 倍、一般環境では 50 倍の安全率をかけることで表 1 に示す電波防護指針が制定されている。

しかし、今回想定する体内通信では、送信源を体内に置くため、電磁波曝露の SAR 値をそのまま適用できないことが考えられる。理由として、送信された電磁波のほとんどを体内で吸収してしまうこと、体内では外気との熱交換作用が緩慢であることが挙げられる。そこで、本検討では、生体に異常をきたす 1℃の温度上昇に対して、管理環境安全率 10 倍を想定し、0.1℃の温度上昇を許可しないモデルを次節で示す。

C-2-2 モデル

熱影響をスループットへのペナルティとして評価するモデルを下記で定める。

- (1) 送受信は一対一とし、微小ダイポールアンテナとする
- (2) 雑音は加法性白色ガウス雑音（AWGN）とする
- (3) 損失媒質は均一で、境界を考えない
- (4) 受信アンテナは遠方界にあるとする
- (5) 許容上昇温度 T_{max} までの温度上昇を許可し、それ以上になる場合は無通信状態とする
- (6) 冷却効果により、 T_{max} から T_w だけ低下した場合、通信を許可する
- (7) 温度の評価点は、送信アンテナの周囲 10g に当たる範囲を平均化して評価する