

るので、どのような治療を行うべきかという診断結果に直結しない、②測定結果を解析して病態を総合的に判定するには測定項目が不足している（単独の測定では対応できない）、③測定結果から心臓ポンプ、血管抵抗、有効循環血液量を解析する血行動態のマクロな枠組みや実際の解析方法がないという3点である。

本研究ではこれらを解決する方法を提案する。特に微小植え込み装置が肺インピーダンスのような離れた場所での測定を必要とする測定方法には不適であるという条件を課した上で、上記の検討を行う。

## B. 研究方法

### B-1. Guyton の循環平衡理論

血行動態を解析するマクロな枠組みの検討がこれまで行われていないわけではない。1955年にGuytonは循環平衡理論を提唱し、多くの生理学の教科書には記載されている。しかしながらこの理論では重症心不全や急性心筋梗塞に起因する左心不全における左心房圧の管理ができない（後述）ことから広く臨床の現場で普及するに至っていない。

Guytonは循環器系全体を（左右の心ポンプと肺循環系を含む）心肺区画と体循環系区画の2区画に分けた。それぞれの区画の特性を、右心房圧と血流量（心拍出量または静脈還流量）の関係で表した（図1）。心肺区画ではその充満圧（右心房圧）の上昇にともない血流量（=心拍出量）が増加し（スターリング特性）、右上がりの曲線が得られる。この関係を表した曲線を心拍出量曲線と呼ぶ。一方、体循環区画ではその上流圧（右心房圧）の上昇に伴い、血流量（=静脈還流量）が減少し、右下がりの曲線が得られる。この関係を表した曲線を静脈還流曲線と呼ぶ。

結果的に、心肺区画と体循環系区画では右心房圧、血流量（心拍出量=静脈還流量）は一致するので、Guytonの循環平衡理論では心

肺区画と体循環系区画それぞれの特性を表すこれら2曲線の交点（図1、循環平衡点）で右心房圧と心拍出量が決定される。この概念は、循環器系を大きくポンプと導管に分け、導管の特性のうち容量血管の重要性を示した点、生体の血行動態（右心房圧と心拍出量）の決定機構を把握した点で重要である。

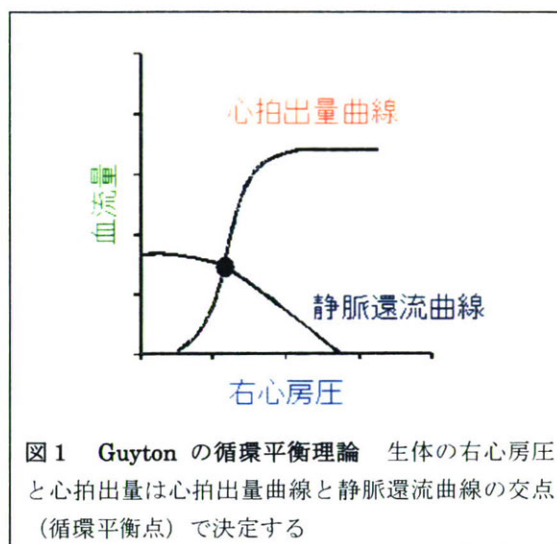


図1 Guyton の循環平衡理論 生体の右心房圧と心拍出量は心拍出量曲線と静脈還流曲線の交点（循環平衡点）で決定する

### B-2. 循環平衡理論の拡張

しかしながらGuytonの循環平衡理論には、以下の3つの問題点がある。①先に述べたようにこの枠組みでは左心房圧を直接に求めることはできない。左心房圧は肺鬱血すなわち血液の酸素化能の主たる決定要因であり、臨床的にきわめて重要である。②また現代においては、重症心不全の原因のひとつとして虚血性心疾患の関与が大きい。虚血性心疾患において心筋梗塞は心機能を悪化させるが、その部位により左心または右心の心機能が選択的に悪化する。従来の枠組みでは、左心および右心の心ポンプ機能を分けて解析することはできない。③静脈還流曲線は、有効循環血液量の多寡により変化する。しかし選択的左心、右心不全では、肺循環と体循環の間で血液移動がおこる。従来の枠組みの体循環系の静脈還流曲線は、体内の全有効循環血液量が変わらなくても、肺・体循環系間で血液再分

布によっても変化してしまう。

これら問題を克服するために、Sunagawaらは理論的な検討によって Guyton の循環平衡理論をどのように拡張すべきかという検討を行った。Sunagawa らのオリジナルの検討では、①2次元座標系で検討した Guyton 理論を拡張するために3次元座標系を導入し、その3軸を右心房圧、左心房圧、血流量とした。また②左心ポンプ機能は（3次元座標上の）左心ポンプ曲面、右心ポンプ機能は右心ポンプ曲面で表現し、疾患による各々のポンプ機能低下はそれぞれの曲面の変化として表した。③3次元座標系では、静脈還流特性は静脈還流曲面（平面）で表現した。静脈還流曲面は肺循環・体循環双方の血液量の影響を受け、肺・体循環系間での血液再分布はこの曲面に沿った移動となり、曲面自体は変わらない。

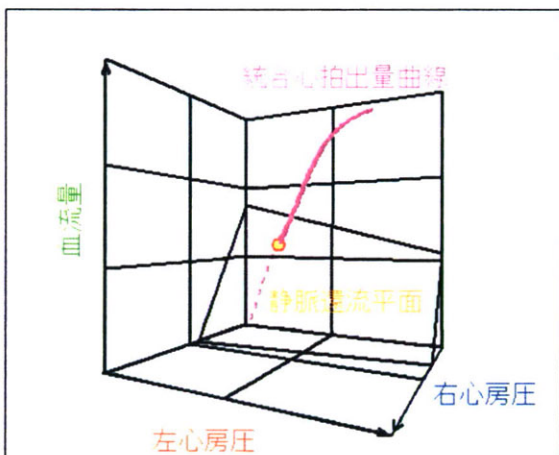


図2 拡張した循環平衡理論 左心房圧をもうひとつの軸として3次元に拡張した。左右の心ポンプ機能は統合させ統合心拍出量曲線で、肺・体循環系は静脈還流平面で表され、生体の左右心房圧と心拍出量はこれらの交点で決定する

今回の検討では、左心の拍出量と右心の拍出量が一致することから、左心ポンプ曲面と右心ポンプ曲面を予め統合して、交線の統合心ポンプ曲線として扱い、静脈還流平面と結合させる（その結果、左右心房圧、心拍出量

が決定される）枠組みを用い（図2）以下の検討を行った。

### B-3. 静脈還流平面の定式化と動物実験による検証

静脈還流平面は肺循環系・体循環系の双方を含むシステムのものであるが、まず体循環系の定式化を行う。

体循環系は図3で示すように、動脈側から静脈側に向けて部位ごとに異なる血管抵抗と血管容量が分布するシステムである。血管の伸展圧に寄与しない無負荷血液量を除いた血液量を負荷血液量  $V_s$  と定義し、体循環からの静脈還流量を  $CO_v$ 、右心房圧を  $P_{RA}$  とするとこれらの関係は

$$V_s = CO_v C_s R_{vs} + P_{RA} C_s$$

と表される。ここで  $C_s$  は体循環の総コンプライアンス、 $R_{vs}$  は体循環の静脈還流に対する抵抗である。

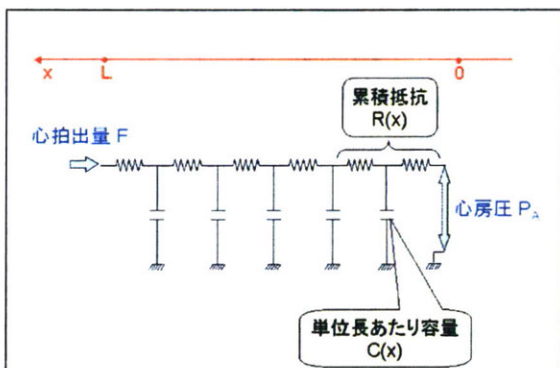


図3 容量血管と抵抗血管が分布する体循環血管系モデル 最下流の心房からの位置によって血管容量や血管抵抗の値は異なる

同様に肺循環も

$$V_p = CO_v C_p R_{vp} + P_{LA} C_p$$

と表わされる。ここで肺循環の負荷血液量を  $V_p$ 、左心房圧を  $P_{LA}$ 、総コンプライアンスを  $C_p$ 、静脈還流に対する抵抗を  $R_{vp}$  とする。

全循環の負荷血液上述の2つの式から

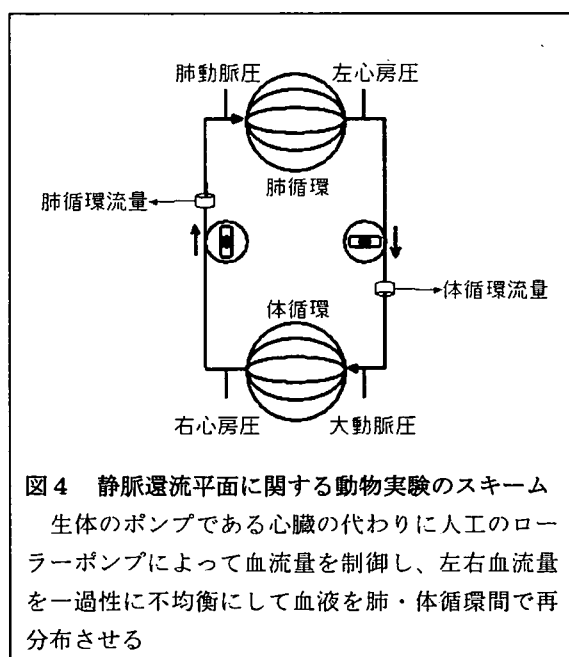
$$CO_v = V_T / W \cdot G_s P_{RA} \cdot G_p P_{LA}$$

（ただし  $W = C_s R_{vs} + C_p R_{vp}$ 、 $G_s = C_s / W$ 、



$G_P = C_P / W$  が得られる。この式は静脈還流量（血流量）と左心房圧、右心房圧の線形相関を示すもので、3次元座標における平面で表される。

動物実験には麻酔下のイヌ7頭を用い開胸下で行った。無負荷血液量の変化は負荷血液量を変化させるが、この変化は交感神経活動の影響を最も受けやすい。そのため動脈圧反射系の受容器が存在する頸動脈洞を他の血管系から分離して一定圧（120mmHg）を印加した。また左右の迷走神経・大動脈減圧神経を切断し動脈圧反射系の他の受容器からの入力を遮断した。左右心房圧は大静脈と右心房の接合部を基準とし、体外のトランスデューサと該当部位を水で満たしたカテーテルで接続して測定した。血流量はインライン型電磁血流計を用いて測定した。



実験スキームを図4に示す。血管系の特性を明らかにするために、動物自体の心臓を用いず、人工のローラーポンプで左右のポンプを代替しその流量を自由に変えることによって、幅広い条件下での血管系の特性を明らかにした。そのために人工のローラーポンプを

動作させるために体外循環回路を作成した。両心の血流量（＝静脈還流量）を変化させるため、左右二つのポンプの流量を平衡させ、40～100ml/min/kgの範囲で変化させた。また、両ポンプの血流量を一時的に不均衡にさせて再度平衡させることで、血液を両循環間で再分布させた。その結果、右心房圧（2.91～5.97 mmHg）、左心房圧（2.69～12.94 mmHg）を広い範囲で変化させることができた。

#### B-4. 統合心拍出量曲線の定式化と動物実験による検証

図2に示す統合心拍出量曲線は、3次元座標内の曲線であるが、左右2つの心室の心拍出量曲線に分けて考えることができる。統合統合心拍出量曲線を右心房圧一心拍出量平面に投影すれば右心の心拍出量曲線が、左心房圧一心拍出量平面に投影すれば左心の心拍出量曲線が得られる。

左右いずれの心室においても、拡張末期圧容積関係を指数関数、収縮末期圧容積関係を直線で近似することによって、心拍出量(CO)と心房圧( $P_{At}$ )の関係を示す心拍出量曲線は以下のような対数関数にてモデル化できる。

$$CO = E_{es} / [k(E_{es}/HR + R)] [\ln(P_{At} + A) + B]$$

ここで  $E_{es}$  は心室収縮末期エラストランス、 $k$  は拡張末期圧容積関係における弾性定数、 $HR$  は心拍数、 $R$  は血管抵抗を示す。また  $A$  と  $B$  は、心室拡張末期圧と心房圧の関係、拡張末期圧容積関係により決定される定数である。

括弧の外の定数を  $D$  としてまとめると

$$CO = D \times [\ln(P_{At} + A) + B]$$

で表される。 $D$  は心室の収縮能、拡張能、心拍数、末梢血管抵抗により決定されることが明らかである。そこで  $D$ 、心拍出量曲線の傾きを心ポンプ機能として指標化し、定量化のために用いる。

動物実験には麻酔下のイヌ7頭を用い開胸下で行った。前項と同じように、頸動脈洞を分離して一定圧（120mmHg）とし、左右の

迷走神経・大動脈減圧神経を切断した。左右心房圧、血流量は前項と同様に測定した。ただし血流量は大動脈基部に装着した超音波血流計によって測定した。

両心のポンプ機能を測定するために、それぞれの充満圧を変化させた際の心拍出量の変化を測定した。両心の心拍出量は同じであるので、左心、右心のポンプ特性は同じ実験で同時に求められる。低分子デキストラン250mlを点滴し総負荷血液量を増加させた後、血液を2 ml/kg ずつ段階的に脱血して、左右心房圧と心拍出量の関係を実測した。

### C. 研究結果

#### C-1. 静脈還流平面の動物実験による検証

図5は典型例における実験結果と解析結果を示すものである。

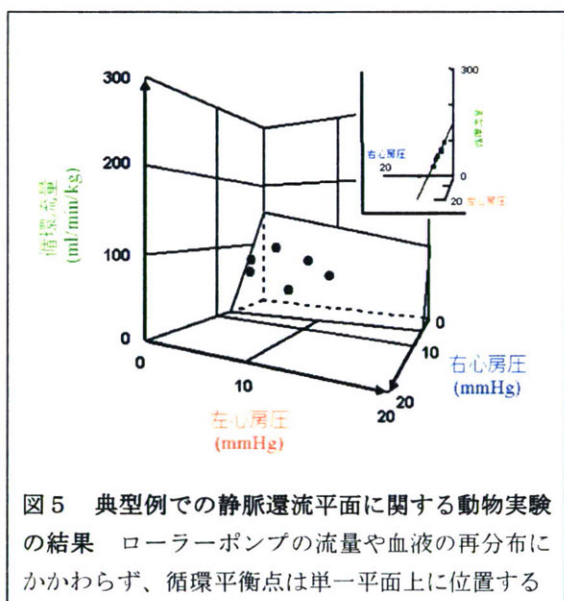


図5 典型例での静脈還流平面に関する動物実験の結果 ローラーポンプの流量や血液の再分布にかかわらず、循環平衡点は単一平面上に位置する

図5に示すように、ローラーポンプの流量や血液の再分布にかかわらず、得られた6つの条件での血行動態を(右心房圧, 左心房圧, 循環流量)の3つの座標値とする点で3次元座標内にプロットしたところ、これらは単一の平面上に位置した。図の右上には3次元座標の視線方向を変えて平面に平行な方向から見たものをあわせて示しているが、6点が平

面上に位置していることが明らかである。

$$\begin{aligned} \text{CO}_V &= 191.5 \cdot 20.99 P_{RA} \cdot 4.04 P_{LA} \\ R^2 &= 0.97, \text{SEE} = 3.7 \text{ ml/min/kg} \end{aligned}$$

が得られた。この式から、

$$\begin{aligned} V_T/W &= 191.5 \text{ ml/min/kg} \\ G_S &= 20.99 \text{ ml/min/kg/mmHg} \\ G_P &= 4.04 \text{ ml/min/kg/mmHg} \end{aligned}$$

であることが示された。

他の6例でも同様の結果が得られ、7例の結果を平均すると、

$$\begin{aligned} V_T/W &= 178.7 \pm 22.2 \text{ ml/min/kg} \\ G_S &= 19.61 \pm 2.32 \text{ ml/min/kg/mmHg} \\ G_P &= 3.49 \pm 0.61 \text{ ml/min/kg/mmHg} \\ R^2 &= 0.97 \end{aligned}$$

$$\text{SEE} = 3.4 \pm 2.6 \text{ ml/min/kg}$$

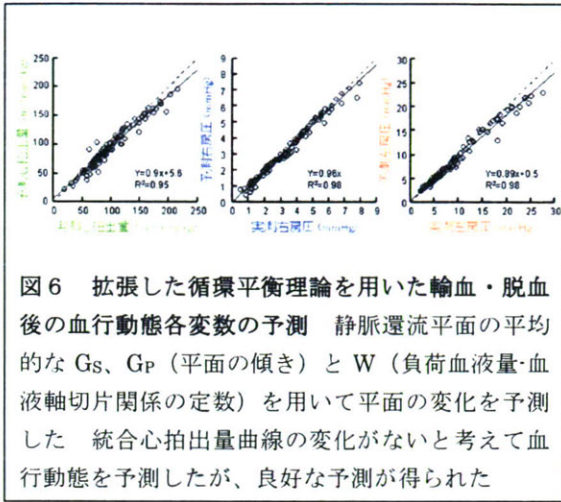
であった。

さらに、輸血および脱血にともなう静脈還流平面の変化を求めた。輸血や脱血により静脈還流平面は傾きを変えず平行に上下した。すなわち  $G_S$  と  $G_P$  に有意な変化はなく、 $V_T/W$  が増減した。この結果と実際に行った輸血や脱血量(この量のすべてが負荷血液量に影響すると仮定)から計算すると、血流量切片と実際の負荷血液量を対応させることができ、 $W = 0.129 \pm 0.051 \text{ min}$  が得られた。

$G_S$ 、 $G_P$ 、 $W$  は個体間でのばらつきが比較的小さかったため、異なる個体においても、平均的な値( $G_S = 19.61 \text{ ml/min/kg/mmHg}$ ,  $G_P = 3.49 \text{ ml/min/kg/mmHg}$ ,  $W = 0.129 \text{ min}$ )を用いることによって、(平均)左心房圧、(平均)右心房圧、心拍出量(または一回拍出量×心拍数)から総負荷血液量を算出することができる。この解析は一拍ごとに行うことができるので、体液量の変化をモニタすることが可能となる。

本法によって輸血や脱血した際の静脈還流平面を予測することもできるので、このような治療を行った際の新しい血行動態(左右心房圧や心拍出量)の変化を定量的に予測する

ことも可能となった (図6)。



心拍出量曲線を分離して2次元で表現した 図2を右心房圧-血流量平面、左心房圧-血流量平面に投影したものに相当する

これらの定数のうち、A、Bは主として拡張特性によって影響され、Dに比較し個体間のばらつきは少ないと考えられる。また収縮特性は主としてDを介してポンプ機能に寄与していると考えられるため、A、Bは標準値(7例からの標準値:  $A_R = -2.13$ ,  $B_R = 1.90$ ,  $A_L = -2.03$ ,  $B_L = 0.80$ )を使用することとした。この方法を用いれば一点の血行動態からDを定量化することができ、心ポンプ機能のモニタを行うことが可能となる。

### C-2. 統合心拍出量曲線の動物実験による検証

図7に典型例における各段階での右心房圧と心拍出量、左心房圧と心拍出量の関係を示す。これらに対数関数(lnは自然対数)により近似すると、

$$CO = 112.7 [\ln(P_{RA} - 1.39) + 0.19]$$

$$R^2 = 0.98, SEE = 5.5 \text{ ml/min/kg}$$

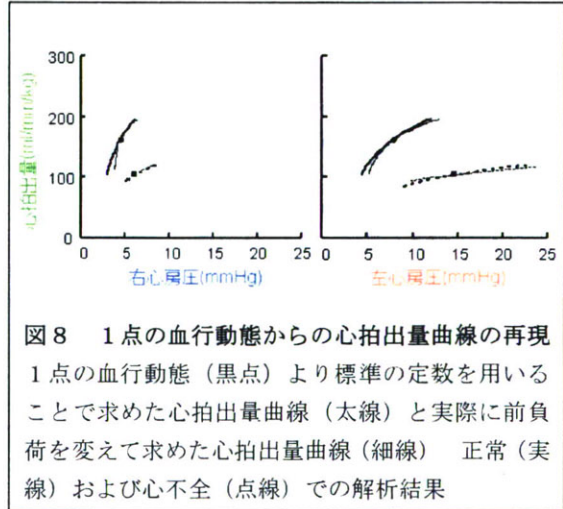
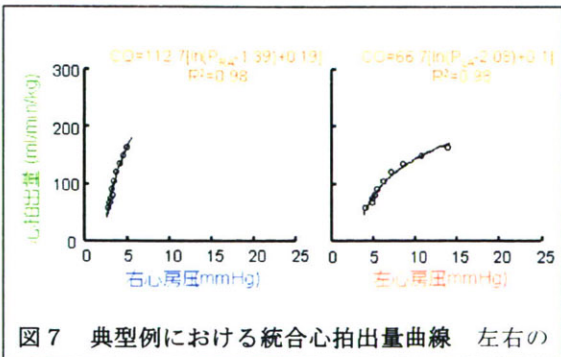
および

$$CO = 66.7 [\ln(P_{LA} - 2.08) + 0.1]$$

$$R^2 = 0.98, SEE = 5.9 \text{ ml/min/kg}$$

の関係が得られた。図7で示されるように測定点(白丸)は対数関数(実線)によく一致した。対数関数から、 $D_R = 112.7$ ,  $A_R = -1.39$ ,  $B_R = 0.19$ ,  $D_L = 66.7$ ,  $A_L = -2.08$ ,  $B_L = 0.1$ が得られた。

図8に標準定数を用いることにより1点の(基準)血行動態から再現した心拍出量曲線を、実際に前負荷を変化させて測定した心拍出量曲線と比較して示す。基準状態から離れるにつれ、誤差を含むようになるが局所的にはいい近似となっている。



### C-3. 拡張循環平衡理論に基づく病態パラメタ(左右心臓ポンプ機能、血管抵抗、有効循環血液量)のモニタ

上記で示すように、拡張した循環平衡理論を用いることによって、各心拍ごとの血行動態測定値から左右の心ポンプ機能、有効循環



血液量（＝総負荷血液量）が定量化できる。また血管抵抗は平均血圧と右心房圧、血流量から同様に心拍ごとに計算できるので、循環器疾患の病態を規定する主要な病態パラメータはすべて心拍ごとにモニタできることが明らかとなった。

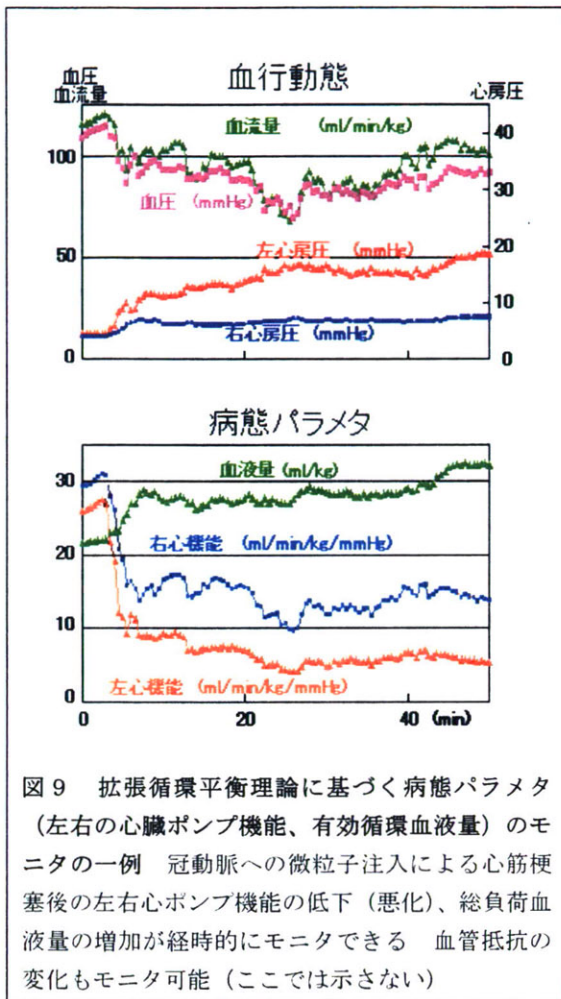


図9 拡張循環平衡理論に基づく病態パラメータ（左右の心臓ポンプ機能、有効循環血液量）のモニタの一例 冠動脈への微粒子注入による心筋梗塞後の左右心ポンプ機能の低下（悪化）、総負荷血液量の増加が経時的にモニタできる 血管抵抗の変化もモニタ可能（ここでは示さない）

図9は冠動脈内にガラス微粒子を注入することによって作成した心筋梗塞の進展にともなう病態パラメータの変化の様子をモニタしたものである。これらのパラメータの変化（左右心ポンプ機能の低下、総負荷血液量の増加）が定量的かつ経時的にモニタ可能であることが示されている。

#### D. 考察

重症慢性心不全では投薬治療に加えて、植

え込みデバイスによる治療が効果をあげることが知られている。投薬治療は間欠的（たとえば朝1回投与）に治療を行い、デバイス治療は実時間で治療を行う点での差異はあるものの、どちらの治療法も継続的に治療を提供し心不全患者の予後改善に寄与している。

一方で、診断に関しては継続的に行われることは皆無に近く、実時間で行われることはさらに少ない。唯一の例外は致死的な不整脈の実時間診断であり、その結果を除細動治療に利用している。しかし他の多くの診断は患者が外来受診した際に限られ、その結果、病状が悪化してからの診断となってしまう。

重症心不全では、血行動態の急速な悪化により頻回の入院が必要であり、そのために医療費を大きく消費していることを考えれば、継続的かつ可能であれば実時間の血行動態モニタを行うことは意義深いことと考えられる。特にすでに植え込み機器を植え込んでいる患者では同様の機器で治療と診断の両方が行われることの利点は大きい。

本研究では、慢性心不全の病態を包括的に把握するためには、左右の心ポンプ機能、血管抵抗、総負荷血液量（＝有効循環血液量）の4つの指標が必要であることを明らかにした。またこれらを通常の血行動態測定値（各回の1回の測定値）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。

実際の血行動態モニタの実現には、圧モニタ（血圧、左右心房圧）、流量モニタ（血流量）が必要である。圧モニタを校正することなく、その精度を維持することは現在の技術ではまだ不十分であり、特に低压系の左右心房圧に関しては（基準点の設定や体位の影響を含め）さらなる技術開発と検討が必要である。肺インピーダンスの測定は左心房圧の代替に

また血圧、血流ともに現在のものをはるかに低消費電力化したものが必要である。さらに血圧を直接に血管内で測定することは、血栓形成の問題から難しい。近年、数ヶ月間血

栓形成を抑えることのできる表面処理技術が開発されているが、さらなる開発が必要である。また血液に直接にふれないで同等の精度での血圧測定方法を開発する必要がある。

## E. 結論

心不全の再入院を減らし在宅での継続的な管理をするためには、血行動態の継続的モニタが必要である。植え込み機器をすでに植え込んでいる患者にはデバイスにこの機能を追加する意義は大きい。そのために心不全の血行動態を包括的に把握するために必要な指標、その指標を血行動態測定値から計算する方法について検討した。

古典的な Guyton の循環平衡理論を、左心房圧を第3の軸とする3次元座標系において拡張した。その結果、体循環と肺循環をあわせた静脈還流特性は静脈還流平面で特性化され、左心と右心のポンプ機能は統合心拍出量曲線でまとめて特性化された。この平面と曲線の交点で心拍出量、左右心房圧が決定される。

式  $CO = V_T / 0.129 - 19.61 P_{RA} - 3.49 P_{LA}$ 、 $CO = 112.7 [\ln(P_{RA} - 1.39) + 0.19]$  および  $CO = 66.7 [\ln(P_{LA} - 2.08) + 0.1]$  を用いることにより、実測した心拍出量、左右心房圧から左右の心ポンプ機能、総負荷血液量を算出することができ、さらに血管抵抗を加えた4つの指標を継続的にモニタすればいいことが明らかになった。これらを微粒子冠動脈内注入によって作成した心筋梗塞モデルに適応したところ、経時的定量的にこれら4つの指標の変化がモニタできることが明らかになった。

拡張した循環平衡モデルは全循環系を包括的に定量化でき、各構成要素（左心、右心、体循環、肺循環、血液量）の特性が血行動態にどのように寄与しているかを統合的に解析することができる。また単回の血行動態の解析だけでなく、継続的なモニタや血行動態変化

の予測も可能となる。

## F. 健康危険情報

なし

## G. 研究発表

### G-1. 論文

1. Kawada T, Yamazaki T, Akiyama T, Shishido T, Shimizu S, Mizuno M, Mori H, Sugimachi M. Regional difference in ischaemia-induced myocardial interstitial noradrenaline and acetylcholine releases. *Auton Neurosci*. 2007; 137: 44-50.
2. Kawada T, Yamazaki T, Akiyama T, Li M, Zheng C, Shishido T, Mori H, Sugimachi M. Angiotensin II attenuates myocardial interstitial acetylcholine release in response to vagal stimulation. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2007; 293: H2516-H2522.

### G-2. 学会発表

1. 川田 徹、山崎 登自、秋山 剛、宍戸 稔、神谷 厚範、水野 正樹、杉町 勝 アンジオテンシンIIは迷走神経刺激時の心筋間質におけるアセチルコリン放出を抑制する 第84回日本生理学会大会
2. 川田 徹、上村 和紀、宍戸 稔、杉町 勝 小動物における Bluetooth 圧容積テレメトリの試作 第46回日本生体工学会大会
3. 清水 秀二、宍戸 稔、上村 和紀、神谷 厚範、杉町 勝 Norwood 手術のシャント術式が心臓エナジェティクスに与える影響 第46回日本生体工学会大会
4. 宮本 忠吉、稲垣 正司、高木 洋、川田

- 徹、宍戸 稔聡、神谷 厚範、杉町 勝 ヒト呼吸化学調節系の動特性の定量評価 第46回日本生体工学会大会
5. 杉町 勝、上村 和紀、神谷 厚範、清水 秀二、宍戸 稔聡、砂川 賢二 包括循環平衡モデルに基づくバイオニック循環管理 第28回日本循環制御医学会総会
  6. 李 梅花、鄭 燦、川田 徹、稲垣 正司、宍戸 稔聡、佐藤 隆幸、杉町 勝 アセチルコリンエステラーゼ阻害薬ドネペジルは心筋梗塞後ラットの心臓リモデリングと心機能低下を防止する 第28回日本循環制御医学会総会
  7. Meihua Li, Can Zheng, Toru Kawada, Masashi Inagaki, Toshiaki Shishido, Takayuki Sato, Masaru Sugimachi Restoration of vagal tone by donepezil markedly improves long-term survival in rats with incurably severe heart failure *Experimental Biology 2007*
  8. Shuji Shimizu, Toshiaki Shishido, Kazunori Uemura, Atsunori Kamiya, Toru Kawada, Syunji Sano, Masaru Sugimachi Right ventricle-pulmonary artery shunt for Norwood procedure is beneficial in reducing pressure-volume area and myocardial oxygen consumption compared to Blalock-Taussig shunt: an in-silico analysis *European Society of Cardiology 2007*
  9. 水野 正樹、神谷 厚範、川田 徹、宍戸 稔聡、杉町 勝 ムスカリン性K<sup>+</sup>チャネルは交感神経緊張の有無に関わらず迷走神経刺激に対する動的及び静的心拍応答に貢献している 第85回日本生理学会総会
  10. 川田 徹、水野 正樹、神谷 厚範、宍戸 稔聡、杉町 勝 血圧フィードバックによ

る電気鍼を用いた交感神経抑制システムの開発 第85回日本生理学会総会

11. Meihua Li, Masashi Inagaki, Can Zheng, Toru Kawada, Kazunori Uemura, Toshiaki Shishido, Takayuki Sato, Masaru Sugimachi Both acute and chronic-phase vagal stimulation markedly suppressed arrhythmic death and prevented remodeling in rats after large myocardial infarction *The 72<sup>nd</sup> Annual Scientific Meeting of the Japanese Circulation Society*
12. Meihua Li, Can Zheng, Toru Kawada, Masashi Inagaki, Toshiaki Shishido, Takayuki Sato, Masaru Sugimachi Addition of acetylcholinesterase inhibitor, donepezil improves neurohumoral states further than losartan alone in rats with extensive myocardial infarction *The 72<sup>nd</sup> Annual Scientific Meeting of the Japanese Circulation Society*
13. Dai Une, Shuji Shimizu, Toshiaki Shishido, Hidenori Yoshitaka, Masaru Sugimachi, Masahiko Kuinose Variable flow of successful LITA graft for proximal LAD lesion can be almost exclusively explained by double product *The 72<sup>nd</sup> Annual Scientific Meeting of the Japanese Circulation Society*

### 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 生体内センサネットワークにおける安全性の高い通信 MAC プロトコル

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。また、RFD は、同じく体内にインプラントした FFD

に送信するだけの電力でとどまるため、長寿命、小型化が期待できる。

FFD が RFD の情報を集約し、比較的大きな電力で体外の受信機に向かって送信するため、リーダーである FFD の地点において生体への熱影響が懸念される。そこで、各 RFD に対して提案する MAC プロトコルにより FFD への通信アクセスを制御することで、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、より熱影響を抑えられることを示す。

### C-1-1 上昇温度計算手法

生体内で形成されるクラスタ型のネットワークであるが、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 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。

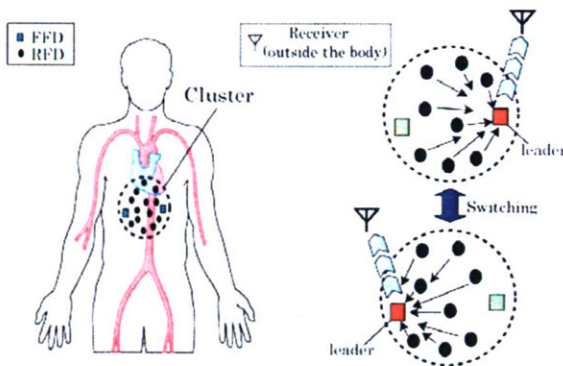


図 1 システムモデル図

また、電磁波により生じた熱の生体内における伝搬現象の計算手法として、生体熱輸送方程式を用いる。これは、SAR の分布や、血流による冷却作用などを加味した式であり、(1)式で表される。

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

(1)

(1)式において、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。温度計算は以下の条件化で行う。

- ・外気との熱交換作用はセンサが体内にあるため考慮しない
- ・計算領域の境界面においては 37°C 一定
- ・血管は毛細血管のみを考慮し均一とする

### C-1-2 提案 MAC プロトコル

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、送信要求しているノード数とする。更に、送信要求をするノードを半分ずつグループ化し、交互に行うものとする。

例) RFDが10個の場合

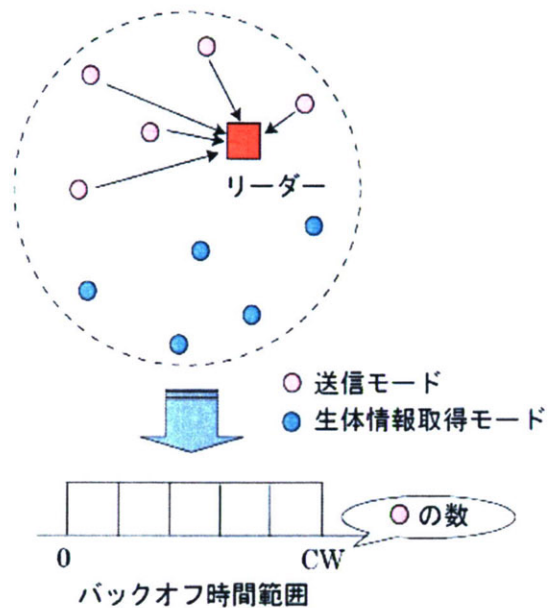


図 2 提案 MAC プロトコル

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 CWmin は以下の式で表される。

$$CW \min = \frac{M}{2} \quad (2)$$

更に再送回数が増えると CW は以下の式で更新される。



$$CW = (CW \text{ min} + 1) \times 2^n - 1 \quad (3)$$

ここで、n は再送回数である。

また、提案するプロトコルでは、できるだけ実際の規格に沿っているものが好ましいといえる。従って、低速無線 PAN で採用されているデータ伝送レート 250kbps、周波数帯 2.45GHz に沿って議論を行う。

### C-1-3 特性評価

各 RFD は、体内の情報を取得、つまりモニタリングしている状態と、それらの情報をリーダーに送信している状態に分けることができる。リーダーの切り替えであるが、ここでは各 RFD ノードにおけるモニタリング状態と送信状態の 1 セットで 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。

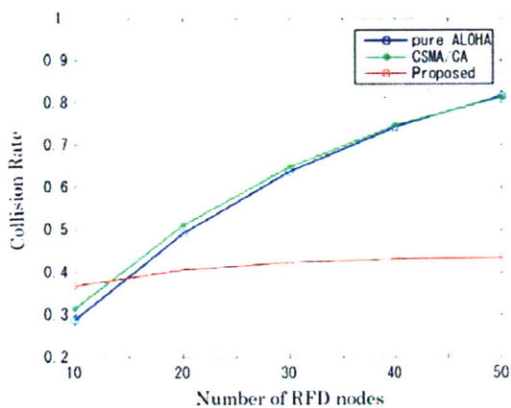


図 3 衝突率の特性

図 3 は各 MAC プロトコルによる、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。

次に示す図 4 は、各方式における伝送効率を表したグラフとなっている。提案方式においては、CSMA/CA 方式よりも 20%ほど効率が良いことが分かる。

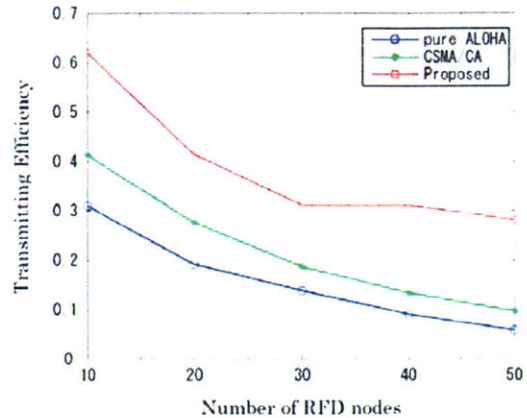


図 4 伝送効率の特性

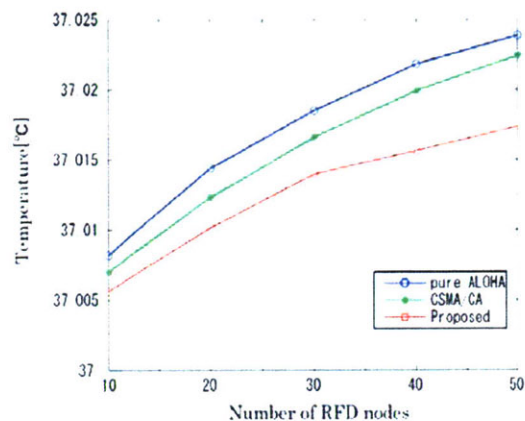


図 5 上昇温度の特性

最後の図 5 は、それぞれの方式でリーダーの切り替えを何度か行えるような、ある一定の長い期間中での最高温度を比較したグラフとなっている。このグラフから、最高温度は伝送効率のグラフと関係性が高いことが分かる。つまり、効率が悪いほど熱影響も大きくなっている。以上から、提案方式が既存の二つの方式よりも熱影響を抑えられることが確認できる。

### C-2 生体内埋め込み機器の位置推定法

体内埋め込みデバイスが体内外で通信するとき、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	骨		
比誘電率	56.99	17.09		

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 $\epsilon$ 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6は1段階目のシステムモデルを示している。

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

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。

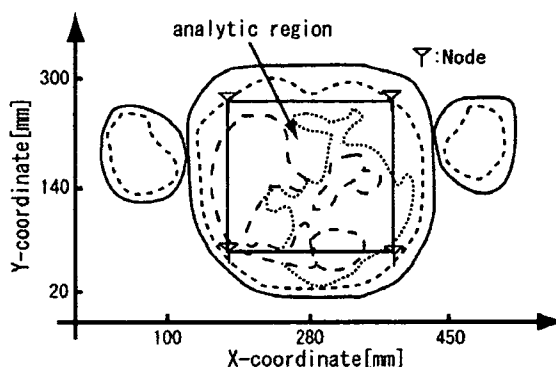


図 6 システムモデル(第1段階)

### 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7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。

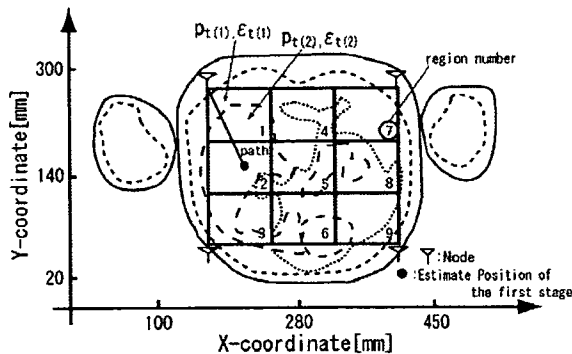


図 7 システムモデル(第2段階)

### C-2-3 UWB 帯域幅と位置推定精度評価

一般的には帯域幅が広がると位置推定精度は向上する。しかし、生体内においては高周波数成分が激しく減衰してしまうために位置推定精度に限界が存在する。シミュレーション結果は以下の図8のようになっている。

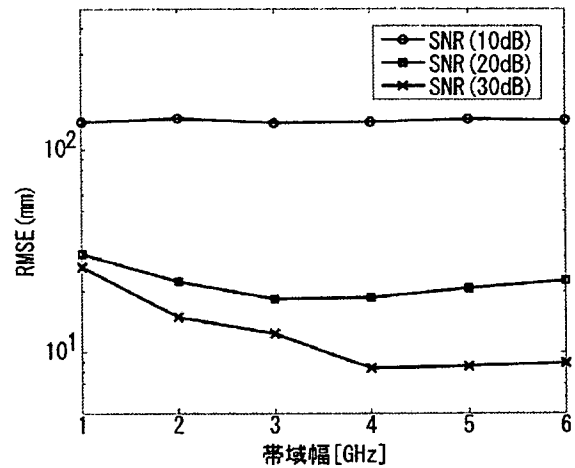


図 8 UWB 帯域幅と位置推定精度

この結果から帯域幅が1~4[GHz]にかけて位置推定精度はよくなっている。しかし、4[GHz]以上になると精度は向上していない。これは、前述したように生体内では高周波数成分が減衰してしまい精度が上がらないためである。そこで、0~4[GHz]帯のUWB信号を用いて性能評価を行う。

### C-2-4 提案位置推定法の性能評価

次に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)、(5×5)、(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。



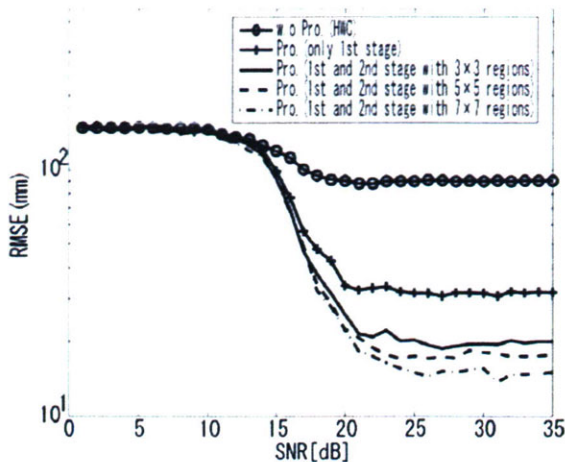


図9 提案方式による位置推定精度

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。

### C-3 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

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。

今回考える通信方式は、UWB 通信方式の中でも既存方式として 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し、さらに熱的影響も少ないことを示す。

#### C-3-1 熱的影響の計算法

今回考える通信方式での熱的影響は SAR の値によって考慮した。SAR の値を求めるために、図 10 のようなモデル図を用いて FDTD 法(Finite Difference Time Domain method)を用いた。この図は送信機と体表との距離が

5mm であり、肌が 1mm、その内側に脂肪が 57mm あることを示している。

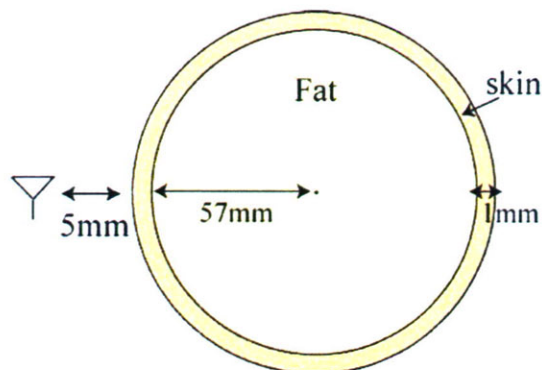


図 10. シミュレーションモデル図

また SAR の値は式(1)を用いることにより計算した。

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 [W / kg] \quad (1)$$

ここで、 $\sigma$  は生体組織の導電率[S/m]、 $\rho$  は生体組織の密度[kg/m<sup>3</sup>]、E は電界[V/m]を表している。

また外部温度は 37°C で一定としている。

#### C-3-2 使用チャネルモデル

今回使用したチャネルモデルは IEEE15.4a のチャネルモデルであり、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、 $\gamma$  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。

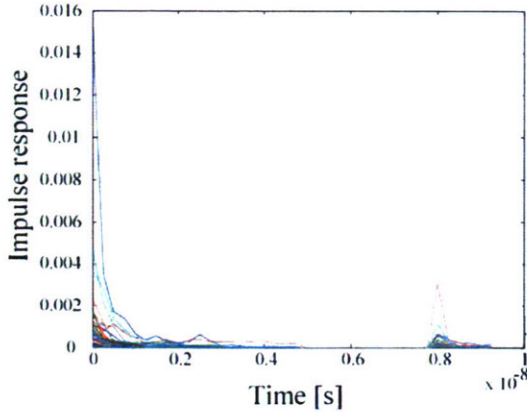


図 11 送受信機間距離 0.3m の時のインパルス応答の例(体側面)

### C-3-3 提案方式

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。

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

( $c_{i,j} = 1$  の時  $m_{i,j} = 1$ ,  $c_{i,j} = 0$  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。

$$f_i = (f_{c1}, f_{c(i+1)}, \dots, f_{c(i+N_s-1)}) \quad (4)$$

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

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-3-4 性能評価結果

まず熱的影響を考慮するため、Chirp on UWB 方式を用いて、通信速度が 5Mbps の場合でパルス幅を変化させた時の SAR の変化を確認した。すると図 12 のようになることからパルス幅は小さいほど SAR が小さくなることがわかる。

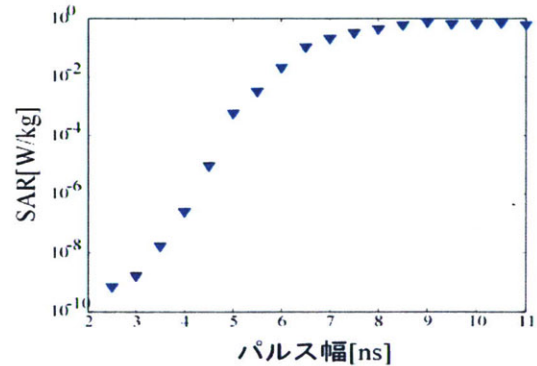


図 12 パルス幅による SAR の変化

そのため、Chirp on UWB 方式では SAR の影響はほぼ無く、DS-UWB 方式でもパルス幅と系列長の組み合わせによっては多少の影響は考えられるが非常に小さいと考えられる。

また、提案方式に用いるパルス幅を決定する時、パルス幅により通信特性が変化してしまうため特性がよく、かつ熱的影響が低くなる幅に設定しなくてはならない。そのため提案方式でのパルス幅の変化による通信特性を求めると図 13 のようになる。



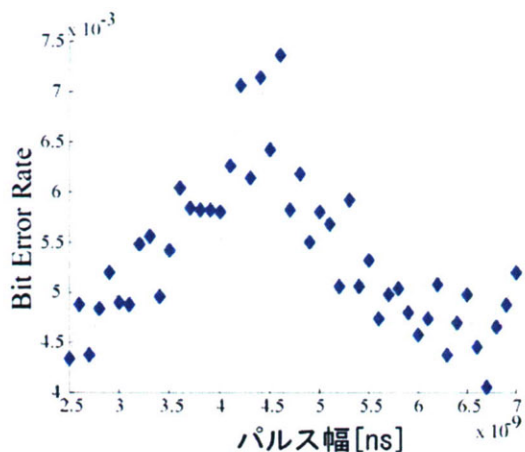


図 13 パルス幅による通信特性の変化

この図からわかるように、提案方式においてパルス幅は 6.7[ns]の時に特性が一番良いが、SAR を考慮すると 2.5[ns]の時に SAR 値、通信特性共に良いためパルス幅は 2.5[ns]として既存方式との通信特性の比較を行う。

干渉ピコネット数 1 で通信速度が 10Mbps の時の場合は図 14、干渉ピコネット数 8 で通信速度が 10Mbps の場合は図 15 となる。

この結果のように遠近問題に強い Chirp on UWB 方式は SIR が低い時に他の 2 方式 (DS-UWB 方式,提案方式)よりも特性がよくなっているが SIR が高くなると、系列の効果により gold 系列を用いている DS-UWB の方が特性がよくなっていることがわかる。これは干渉ピコネット数によらずこのような結果になる。

しかし、図 16 に示すように通信速度が遅く干渉ピコネット数が少ない場合は衝突の確率が低いために SIR が高くても DS-UWB 方式の場合とそれほど特性に差が生じない。

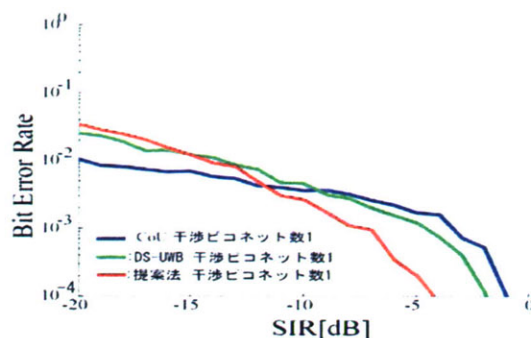


図 14 干渉ピコネット数 1 10Mbps

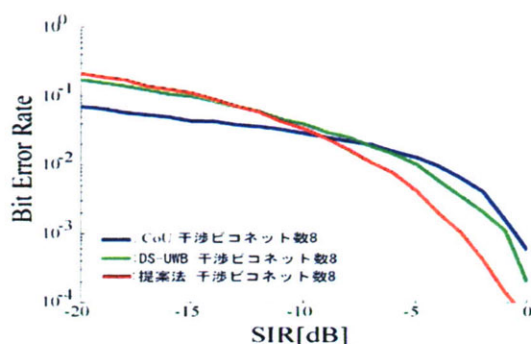


図 15 干渉ピコネット数 8 10Mbps

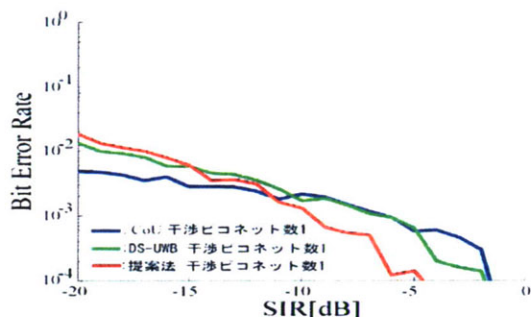


図 16 干渉ピコネット数 1 5Mbps

さらに、既存方式と提案方式の結果を比較する。SIR が低い時は既存方式よりも特性が悪くなっているが DS-UWB 方式が今回用いているパルス幅が提案方式の 3 倍近くあり波形の衝突確率が高いにもかかわらず、同程度の BER 特性となっているため既存方式と比較して遠近問題にも耐性があると考えられる。また、SIR が高い時に約 2dB 程度特性が改善されている。このことから、提案方式を用いることにより、熱的影響も小さく、優れた通信特性が得られることを確認できる。



## D. 考察

### D-C-1 生体内センサネットワークにおける安全性の高い通信 MAC プロトコル

本検討では、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を抑えられるということを示した。

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、ノードの各状態における電磁波の影響の変化や、具体的な埋め込み部位を考慮したうえでの複雑な媒質の設定、などを条件に加えることで、より体内特有の問題を踏まえた MAC プロトコルの検討を行っていくことが挙げられる。

### D-C-2 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。

### D-C-3 ウェアラブルボディアエリアネットワークに適した UWB 通信方式の研究

本検討では、提案方式により熱的影響を抑えて、SIR が高い状況において既存方式よりも良い BER 特性が得られることを示した。ま

た同時に、SAR については UWB 通信方式を用いることにより SAR の影響が小さくなることも確認した。

今回は、同じシステム同士の干渉についての検討を行ったが、将来的な実用を考えた時に、今後の検討課題として、既存の通信システムとの干渉に関する評価を行う必要がある。また、ウェアラブル WBAN に用いる端末は小型化する必要があるため、回路構成がより簡単になる方式の提案も課題として挙げられる。

## E. 結論

### E-C-1 生体内センサネットワークにおける安全性の高い通信 MAC プロトコル

体内クラスタ型ネットワークにおいて、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通信要求のある端末数に応じて変化させることで、より効率よく情報を収集し、人体への熱影響も抑えられることを示した。

### E-C-2 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、推定精度を向上できることを示した。また、提案した方式では既存のカプセル型内視鏡などの大きさ 20[mm]ほどの精度を得られることを示した。

### E-C-3 ウェアラブルボディアエリアネットワークに適した UWB 通信方式の研究

ウェアラブル WBAN 環境において、提案した通信方式を用いることにより SAR の値を小さく抑えながら、既存の方式と比較して良い通信特性が得られることを示した。

## F. 健康危険情報

なし

## G. 研究発表

### G-1. 論文

- (1) T. Matsumoto and R. Kohno, "Combined Coding and Modulation to Support Both Coherent and Non-Coherent Ultra-Wideband Receivers" IEICE Trans. Fundamentals, Vol. E90-A, No.6, pp. 1252-1256 (2007-6)
- (2) I. Dotlic and R. Kohno, "Design of Family of Orthogonal and Spectrally Efficient UWB Waveforms," IEEE Journal Selected Topics in Signal Processing, vol. JSTSP-1, No.1, pp. 21-30 (2007-06)

### G-2. 学会発表

#### G-2-1. 査読付き国際会議論文

- (1) Kazunari Tai, Hiroki Harada, Ryuji Kohno, "Channel modeling and signaling of medical implanted communication systems and a step to medical ICT." 16th IST Mobile and Wireless Communications Summit (2007-7)
- (2) Keisuke Sodeyama, Koji Ishibashi, Ryuji Kohno, "An Analysis of Interference Mitigation Capability of Low Duty-Cycle UWB Transmission in The Presence of Wideband OFDM Systems", The 10th International Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications (WPMC 2007), pp. 889-893, Jaipur, India, (2007-12)

- (3) Kazunari Tai, Hiroki Harada, Ryuji Kohno "Novel implant position estimation algorithm using the matching method." International Symposium on Medical Information and Communications Technology 2007 (ISMICT 2007), (2007-12)
- (4) Shun Nagamine, Hiroki Harada, Ryuji Kohno, "Novel MAC Protocols Considering Thermal Influence in an Implanted Body Area Network", ISMICT07 (2007-12)
- (5) Makoto Kawasaki, Hiroki Harada, Ryuji Kohno, "Position Estimation Method of Medical Implanted Devices using Estimation of Propagation Velocity Inside the Human Body," ISMICT (2007-12)

#### G-2-2. 研究会・国内シンポジウム論文

- (1) 河寄誠, 田井和成, 原田浩樹, 河野隆二, "医療用体内埋め込み装置の位置推定法に関する一検討," 電子情報通信学会 ソサイエティ大会 (2007-9)
- (2) 田井和成, 石橋功至, 河野隆二, "マッチング法を用いたインプラント位置推定法における推定制度改善に関する検討" 電子情報通信学会 ソサイエティ大会, A-5-19, pp. 138, 鳥取 (2007-9)
- (3) 長嶺駿, 原田浩樹, 河野隆二, "生体内クラスタ型センサネットワークにおける熱影響を考慮した CSMA/CA の特性解析" 電子情報通信学会 2007 ソサイエティ大会 (2007-9)
- (4) 河寄誠, 原田浩樹, 河野隆二, "生体内センサーネットワークにおける位置

推定法の検討,” 医療情報通信学会  
(2007-11)

### G-3 新聞報道

1. 「医療 ICT シンポジウム」について紹介された。平成20年3月20日電波タイムズ

### H. 知的所有権の取得状況

「なし」