

## A-2.本研究課題を立案するに至った経緯

起立性低血圧に対する治療法としてこれまで薬物療法と心臓ペースメーカによる頻拍ペーシングが試されてきたがいずれも無効であった。血管収縮剤やミネラルコルチコイドによる薬物療法の場合、仮に、起立時の低血圧を防止することに成功しても、臥位時の重症高血圧をまねき、脳出血を引き起こすことさえあった。また頻拍ペーシングは、動脈圧調節の前負荷(中心静脈圧)依存性を増強し、むしろ起立性低血圧を悪化させた。このようなことから、ヒトの体位変換時の血圧調節に絶対的に重要な圧反射機能を再建することこそが治療の唯一の方法であると認識されるようになった。

そこで、分担研究者らは、制御工学、システム工学の手法を動脈圧反射機能の同定、内部構造の推定に応用し、模倣すべき生体本来の圧反射機能を再建するバイオニック動脈圧反射装置の開発を手がけ、動物実験によりその有効性を実証してきた。そこで、本研究では、これまでの実績や開発した技術を基盤として、ヒトに応用可能なバイオニック動脈圧反射装置の開発を手がけた。

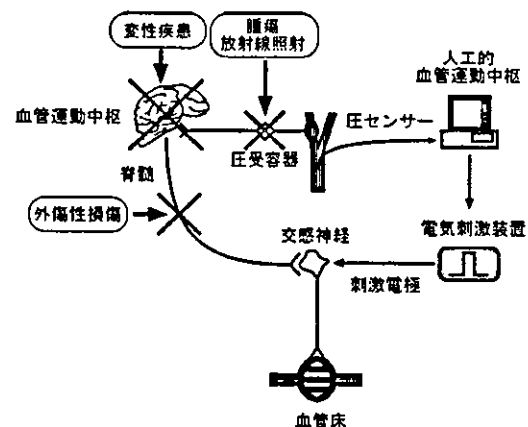
平成16年度は、バイオニック装置が模倣すべきヒトの正常な動脈圧反射の機能ダイナミクスを同定する方法と、ヒトの血管運動性交感神経を電気刺激する方法を開発した。

## A-3.開発の原理

動脈圧反射は、さまざまな外乱による脳の灌流圧変化を抑制する機構としてはたらく極めて重要なフィードバック制御システムであ

る。時々刻々と変化する動脈圧は、頸動脈洞や大動脈弓の圧受容器で検知され、圧受容器神経活動として血管運動中枢にフィードバックされる。血管運動中枢はこの圧受容器神経活動に応じて、交感神経活動を変化させる。その結果、血管の収縮・弛緩が生じ、外乱の影響が抑制されることになる。したがって、動脈圧反射は、重力環境下での臥位から立位への体位変換時の血圧低下すなわち起立性低血圧を防止する血圧制御機構として必須である。動脈圧反射失調では、これら一連の反射性血圧調節が作動しないため、起立性低血圧が必発となる。したがって、このような患者を救うためには、機能廃絶した血管運動中枢の機能代行装置として人工的血管運動中枢を有した血圧制御装置が必要となる。

本研究で開発するバイオニック動脈圧反射装置の動作原理は、図A-2のように、「血圧を常時監視しながら、実時間演算で交感神経の電気刺激頻度を決定する」というものである。すなわち、本装置は、圧センサー→人工的血管運動中枢→電気刺激装置→血管床からなるフィードバック血圧制御装置である。

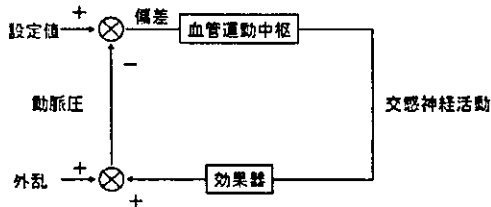


図A-2. バイオニック装置の概要

#### A-4.これまでの動物実験における実績

##### A-4-1.動脈圧反射における動作点決定機構の 解明（ラット）

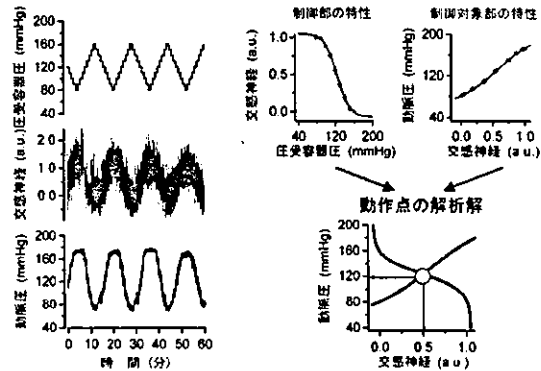
バイオニック圧反射装置で動脈圧を制御する場合に、制御の目標になる動脈圧を設定する必要がある。しかしながら、従来の圧反射の生理学には合理的に設定値および解析的に動作点を定める枠組みが無かった。そこで本研究代表者は圧受容器反射を介した交感神経による動脈圧調節をシステム工学的に解析する枠組みを提案しその有用性を実験的に確認した。圧反射は受容器圧を神経活動に変換する動脈圧→交感神経関係からなるフィードバック制御部（血管運動中枢）と交感神経→動脈圧関係からなる制御対象部（効果器）に分けられる（図A-3）。



図A-3.動脈圧反射のブロック線図

原理的にはこの二つの特性曲線の平衡点が動作点、また、制御部の特性曲線において、交感神経活動がゼロとなる動脈圧が設定値になることが期待される。この枠組みの合理性を検証するために、ラットの頸動脈洞にサーボポンプで圧を加え頸動脈洞圧、交感神経活動、体循環動脈圧を測定した。頸動脈洞圧→交感神経活動関係および交感神経活動→動脈圧関係から求められた二つの特性曲線を一つの平衡線図として解析し、その平衡点から圧反射閉ループ状態での動作点を推定した（図A-4）。多数例による検討から、本法による動

作点の推定値と実測値がよく一致することが証明された。これらの研究成果により、生理的な圧反射の特性からバイオニック圧反射装置の設定値を合理的に推定する枠組みが形成された。

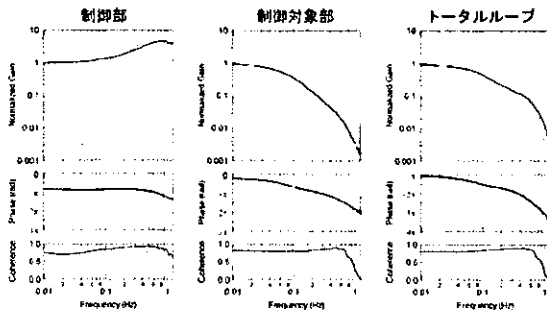


図A-4.動脈圧反射の平衡線図解析

##### A-4-3.動脈圧反射にみられる動特性の同定 (ラット)

動脈圧反射が動的システムであることは、古くから認識はされていたが、そのダイナミクスの定量的な解析は殆どなされていなかった。本分担研究者は、ラットの圧受容器領域にホワイトノイズ様の圧変化入力を加え、圧受容器圧から交感神経（制御部）、交感神経から体循環動脈圧（制御対象部）、圧受容器圧から体循環動脈圧（圧反射ループ）までの動特性を伝達関数で記述する方法を開発した。これにより、動脈圧反射の動特性を定量的に記述することに成功した（図A-5）。その結果、圧反射の制御部には制御対象部の効果器での応答の遅れを至適に代償する加速機構が組み込まれていることが明らかになった。制御部のダイナミクスは血管運動中枢の圧情報の処理論理を反映していること、またその特徴が

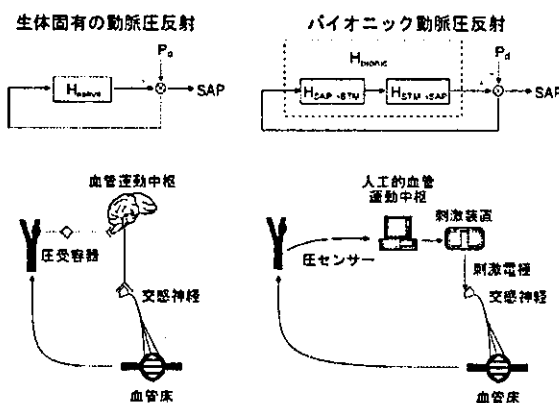
比較的単純であることから人工的に同様な性質をマイクロコンピュータで再現できることを確信するに至った。



図A-5.動脈圧反射のダイナミクス

#### A-4-4. バイオニック動脈圧反射装置の開発戦略の確立と動物実験による検証 (ラット)

バイオニック動脈圧反射装置の臨床応用にあたっては、(1)本装置のソフトウェアともいべき動作原理の開発、および、(2)本装置のハードウェア(圧センサー、電気刺激装置、交感神経刺激電極)の開発が必要になる(図A-6)。そこで、まず、動作原理推定の枠組みを動物(ラット)実験により開発し、その妥当性を圧反射失調モデルを用いて検証した。



図A-6.生体固有の動脈圧反射とバイオニック動脈圧反射 ( $P_d$ ,外乱)

#### ① native な圧反射の開ループ伝達関数 ( $H_{native}$ )の推定

native な動脈圧反射の開ループ伝達関数を求めるため、動脈圧反射を開ループにし、動脈圧受容器に任意の圧刺激が行えるよう、ラット頸動脈洞を体循環から isolation した。また体循環動脈圧測定用の圧センサーを大動脈弓に留置した。頸動脈洞は圧制御のためのサーボポンプシステムに接続した。サーボポンプシステムにホワイトノイズ様のコマンドを入力し、頸動脈洞圧を入力、体循環動脈圧を出力とした伝達関数を求めた。

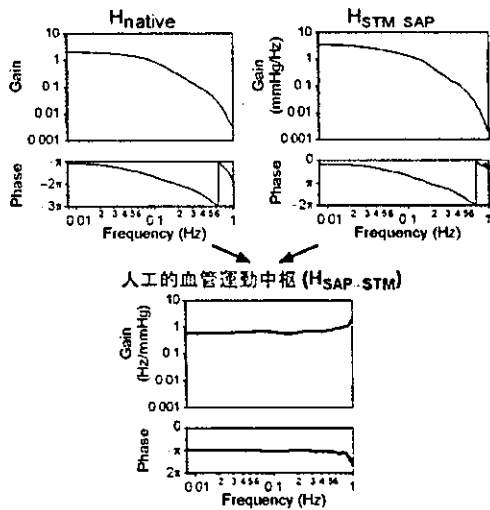
#### ② 交感神経の電気刺激頻度変化から動脈圧変化までの開ループ伝達関数 ( $H_{STM-SAP}$ )の推定

動脈圧反射における血管床として腹部血管床がもっとも重要であることから、バイオニック圧反射装置の血管運動神経として胸髄下部を選び、これが刺激されるよう硬膜外カテーテル電極を埋込み、コンピュータ制御の電気刺激装置とつないだ。ホワイトノイズ様の刺激頻度変化にもとづいた電気刺激を与え、電気刺激を入力、動脈圧を出力とした伝達関数を求めた。

#### ③ 人工的血管運動中枢の開ループ伝達関数 ( $H_{SAP-STM}$ )の決定およびバイオニック動脈圧反射装置への移植

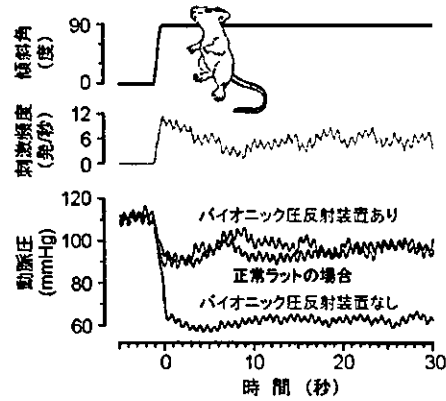
native な動脈圧反射の開ループ伝達関数 ( $H_{native}$ )と交感神経の電気刺激頻度変化から動脈圧変化までの開ループ伝達関数 ( $H_{STM-SAP}$ )の比、 $H_{native}/H_{STM-SAP}$ から人工的血管運動中枢の開ループ伝達関数 ( $H_{SAP-STM}$ )を決定し、その逆フーリエ変換によりインパルス応答関数を求めた。このインパルス応答関数を用いて、動脈圧変化に対して血圧を安定化させるための交感神経の刺激頻度を実

時間で計算するプログラム（人工的血管運動中枢，図A-7）を開発した。



図A-7.生体固有の動脈圧反射とバイオニック動脈圧反射 (Pd,外乱)

④シャイ・ドレーガー症候群モデル動物を用いたバイオニック圧反射装置の有効性の評価  
動脈圧をアナログ・デジタル変換器を介して人工的血管運動中枢に入力し，バイオニック動脈圧反射装置を閉ループ実時間動作の状態にした。シャイ・ドレーガー症候群様の動脈圧反射失調を呈するラットでは，head-up tiltにより，数秒以内に動脈圧が60mmHgまで低下したが，本装置を埋め込んだラットでは，head-up tiltによる動脈圧低下を検知した人工的血管運動中枢から，自動的に電気刺激の頻度が増加し，動脈圧の低下が防止された。さらに，その機能的ダイナミクスは，生体固有の動脈圧反射と酷似していた（図A-8）。以上の結果から，研究分担者らが提案している開発戦略は妥当であると結論づけられた（Circulation 106: 730, 2002, Circulation 100: 299, 1999）。



図A-8.動脈圧反射失調ラットを用いた有効性の検証

## B.研究方法

### B-1.ヒト動脈圧反射の機能ダイナミクスを同定する方法の開発

機能再建にあたっては，まず，正常機能を定量し，ついで，それを手本として機能を模倣する装置を開発しなければならない。研究対象となる動脈圧反射の機能は，起立などの外乱による動脈圧変動を速やかに抑制し，安定化させることである。それゆえ，圧反射の機能評価には動特性すなわちダイナミクスの定量的評価がきわめて重要である。

#### B-1-1.対象

動脈圧反射機能が廃絶した患者と健常成人を対象とした。

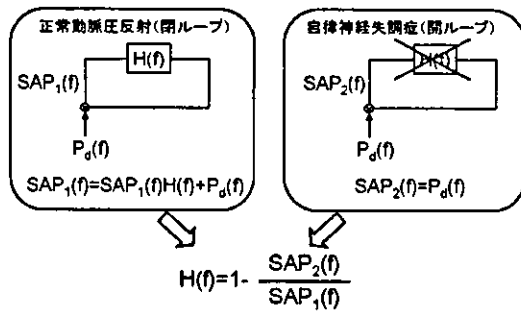
#### B-1-2.理論的背景

健常者の圧反射系が正常に機能している場合は，圧反射が閉ループであるため，動脈圧変動  $SAP_1(f)$  は，外乱を  $P_d(f)$  とすると（図B-1），

$$SAP_1(f) = SAP_1(f) \cdot H_{native}(f) + P_d(f)$$

$$SAP_1(f) = P_d(f) / \{1 - H_{native}(f)\}$$

となる。



図B-1.ヒト動脈圧反射の機能ダイナミクスの同定法

ここで、 $H_{native}(f)$ は圧反射の開ループ伝達関数である。 $P_d(f)$ は直接的には観測不能であるが、自律神経失調症の場合、圧反射が実質的には開ループ状態であると考えられるので、動脈圧変動  $SAP_2(f)$ を観察すれば、外乱  $P_d(f)$ が推定可能である。

したがって、

$$H_{native}(f) = 1 - SAP_2(f) / SAP_1(f)$$

となる。

### B-1-3. プロトコール

起立角度が任意に制御できる電動傾斜ベッドに対象者を臥位で固定した。ついで、非観血的に動脈圧を測定するために、トノメータセンサーを経皮的に橈骨動脈に装着し、固定した。鎖骨レベルを動脈圧測定の基準点にした。

最大傾斜角を30度として、15分間の白色雑音様の不規則な傾斜角変動負荷を加えながら、傾斜角と動脈圧をコンピュータに保存した。傾斜角変動の最短間隔は8秒に設定した。

### B-1-4. 解析方法

高速フーリエ変換法を用いて、角度から動脈圧変動への伝達関数を患者および健常群で

算出した。ついで、両群の平均的な伝達関数を用いて動脈圧反射の開ループ伝達関数  $H_{native}(f)$ を推定した。 $H_{native}(f)$ は、動脈圧反射の機能ダイナミクスを定量的に示すものである。

## B-2. ヒトの交感神経刺激法の開発

バイオニック装置を臨床応用して、動脈圧反射機能を再建するためには、交感神経の刺激方法を開発しなければならない。

これまでの動物実験から、胸腰髄レベルに留置した硬膜外カテーテル電極により、腹部血管床を支配する大内臓神経の刺激が効率よく動脈圧を制御できることが判明している。これらの知見を参考に、ヒト交感神経刺激法を開発した。

### B-2-1. 研究体制

ヒトを対象にして、硬膜外カテーテル電極を用いた交感神経刺激法を開発するために、硬膜外カテーテル電極による脊髄刺激を日常診療で行っている高知大学医学部附属病院との協力体制を構築した(図B-2)。

高知大学医学部附属病院では、変形性頸椎症・頸椎椎間板ヘルニア・後縦靭帯骨化症などの手術時に術中脊髄機能モニタリングとして、脊髄誘発電位記録を行っている。同病院では、年間50例以上の症例があり、これまでに700例以上の検査実績があるが、検査中に脊髄傷害などの重篤な合併症を引き起こしたことはなく、臨床経験はきわめて豊富である。

これらの症例を対象に、脊髄機能モニタリング時の脊髄電気刺激に対する動脈圧の応答

を記録した。



図B-2.研究体制

研究協力者			
高知大学医学部附属病院	教授	谷 俊一	
同	助手	山崎文靖	
同	助手	牛田享宏	
同	助手	横山武志	
高知大学医学部循環制御学	助教授	柿沼由彦	
同	助手	安藤元紀	

### B-2-2.倫理面への配慮

本研究で用いられるすべての薬物および対象となる健常ボランティアや患者に適用されるすべての医療機器はすでに薬事法上承認されているものであり、通常の診療行為以上の危険性はない。また、バイオニック動脈圧反射装置の臨床開発に関する臨床研究の実施計画は、平成14年10月23日に高知大学医学部倫理委員会に承認されている。

### B-2-3.対象

高知大学医学部倫理委員会に承認された手続きにしたがって、インフォームドコンセントが得られた術中脊髄誘発電位検査を行う患者を対象とした。

### B-2-4.プロトコール

吸入ガス（セボフルレン）による全身麻酔の導入後、経皮的に硬膜外カテーテル電極（ユニークメディカル製，医療用具承認番号04B0127）を挿入し，カテーテル電極のリード線を誘発電位検査装置（日本光電製，医療用具承認番号20900BZZ00595000）に接続した。カテーテル電極部を確認するために，1 Hzの微弱な電気刺激を行い，傍脊柱筋の局所的な収縮部位を観察しながらカテーテル先端を頭側にすすめ，第9ないし第12胸椎レベルに電極を留置した。電極位置をエックス線検査により確認した後にカテーテルを固定した（図B-3）。



図B-3.カテーテル先端部位を示すX線写真

ついで，誘発電位検査装置からの刺激パルスのパラメータをパルス幅0.1ミリ秒，刺激

頻度 20Hz に設定した。刺激強度は、この刺激パルスにより平均動脈圧がおおむね 10mmHg だけ上昇する電流値に調整した。誘発電位検査装置からの刺激パルスが外部トリガー入力で駆動されるように設定した。また、観血的に動脈圧を記録するために、橈骨動脈にテフロン留置針を挿入し固定した。

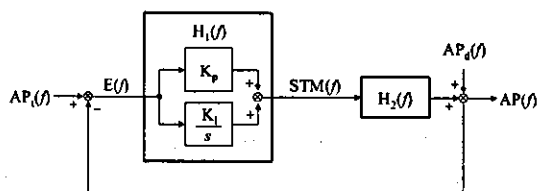
コンピュータから誘発電位検査装置に、白色雑音様の不規則なトリガー信号を入力しながら、動脈圧の変動を 15 分間記録した。刺激パルスの頻度は、0 か 20Hz かのいずれかになるように 8 秒間隔毎に不規則に切り替えた。

### B-3. 血圧制御サーボコントローラ的设计

制御工学の分野で用いられるサーボ制御の理論を応用して、制御中枢の設計を試みた。

#### B-3-1. 理論的背景

血圧制御サーボシステムのブロック線図を図 B-4 に示す。



B-4. 血圧サーボシステム

サーボコントローラの動作原理としては、いわゆる、比例・積分補償型のネガティブフィードバックを採用した。

被制御変数  $AP(f)$  の標的動脈圧  $AP_d(f)$  からの偏差あるいは制御誤差  $E(f)$  は、

$$E(f) = AP_d(f) - AP(f)$$

とあらわされる。  $E(f)$  から脊髄交感神経刺激  $STM(f)$  までの伝達関数  $H_1(f)$  は、比例補償係数  $K_p$  と積分補償係数  $K_i$  およびラプラス演算子

$s = 2\pi f j$  を用いると次のようにあらわされる。

$$H_1(f) = K_p + \frac{K_i}{s}$$

また、脊髄交感神経刺激に対する血圧の応答特性を示す伝達関数を  $H_2(f)$  とすると、被制御変数は次のようにあらわされる。

$$AP(f) = \frac{H_1(f)H_2(f)}{1+H_1(f)H_2(f)} AP_d(f) + \frac{1}{1+H_1(f)H_2(f)} AP_d(f)$$

ここで、 $AP_d(f)$  は、血圧サーボシステムに加わる外乱である。上の式からあきらかなように、外乱の影響は、 $1/(1+H_1(f)H_2(f))$  に抑制されることがわかる。

#### B-3-2. シミュレーション方法

B-2 で求められた脊髄交感神経刺激に対する血圧の応答特性から  $H_2(f)$  を推定し、比例補償係数  $K_p$  と積分補償係数  $K_i$  をさまざまな値に変えながら、ステップ状の 20 mmHg の血圧外乱がどのように圧縮されるかを観察し、迅速かつ安定的にサーボシステムが動作する条件を推定した。

### B-4. 血圧制御サーボコントローラの有効性の検証

血圧制御サーボコントローラの有効性を検証するためには、起立性低血圧と同様あるいは、類似の血行動態変化による急激で且つ再現性のある低血圧モデルが理想的である。

そこで、下肢人工関節置換術の際に止血目的で大腿部に圧迫帯用いる症例に着目した。このような症例では、圧迫帯の解除時に急激な低血圧を生ずることが知られている。

#### B-4-1. 対象

高知大学医学部倫理委員会に承認された

手続きにしたがって、インフォームドコンセントが得られた人工膝関節置換術を行う患者 31 例を対象とした。

#### B-4-2. プロトコール

B-2-4 と同様に吸入ガス（セボフルレン）による全身麻酔の導入後、硬膜外カテーテル電極を下部胸髄に留置した。電気刺激の強度は、パルス幅 0.1 ミリ秒、頻度 20Hz の時に昇圧 10mmHg が得られるように個々の症例で調整後固定した。

観血的に動脈圧を測定するために橈骨動脈にテフロン留置針を挿入固定した。中心静脈圧を測定するために頸静脈から上大静脈右房接合部付近にカテーテルを挿入固定した。

止血用の圧迫帯を大腿部に巻き、圧迫帯の空気袋を 300mmHg まで加圧し、通常の手順で膝の人工関節置換術を行った。60 分の圧迫止血の後に 10 分間の解除を行った。手術時間は平均約 3 時間であったため、圧迫解除のエピソードは、各症例で 2 回であった。

2 回の圧迫解除のエピソードのうち、無作為に選んだどちらか 1 回の圧迫帯の解除時にサーボコントロールシステムを閉ループにした。標的血压のレベルは、圧迫帯解除前 10 分間の平均血压とした。

### C. 研究結果

#### C-1. ヒト動脈圧反射の機能ダイナミクスを同定する方法の開発

図 C-1-A に示されているように、健常成人では、動脈圧の変動は小さく、一方、自律神経失調症患者では大きかった。

また、自律神経失調症患者におけるステッ

プ応答から、起立という外乱が、動脈圧をいかに速く、どれだけ大きく低下させるのかが明らかとなった（図 C-1-B 右）。すなわち、動脈圧反射機能が廃絶した場合、起立により、30 秒以内に動脈圧が 70mmHg も低下することになる。

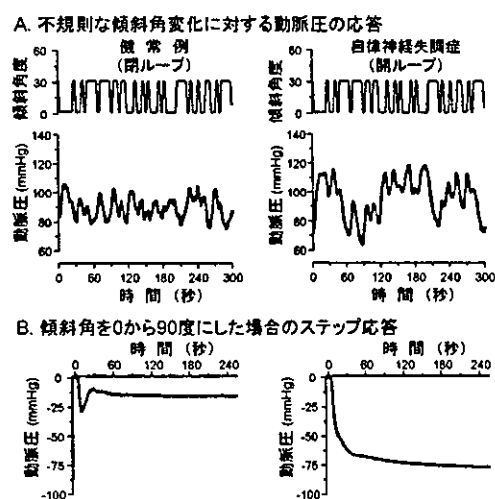
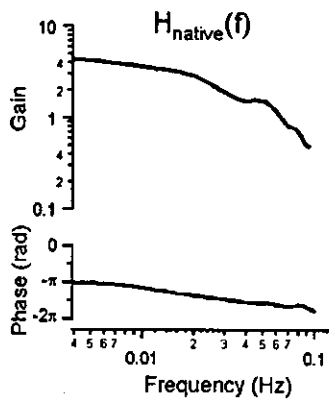


図 C-1. 不規則な傾斜角変動負荷試験

一方、健常者のステップ応答は、この外乱がいかに速やかに効果的に抑制されるのかを定量的に表している（図 C-1-B 左）。すなわち、動脈圧低下の最大値は、約 30mmHg で、その後速やかに動脈圧は回復し、定常状態での動脈圧の低下は約 20mmHg に抑制されている。

健常者 7 名と動脈圧反射失調患者 5 名（シャイ・ドレーガー症候群 3 名、純粋型自律神経失調症 2 名）から得られた動脈圧変動のデータから、図 B-1 の枠組みにしたがって、ヒト動脈圧反射の開ループ伝達関数  $H_{\text{native}}(f)$  が図 C-2 のごとく推定された。



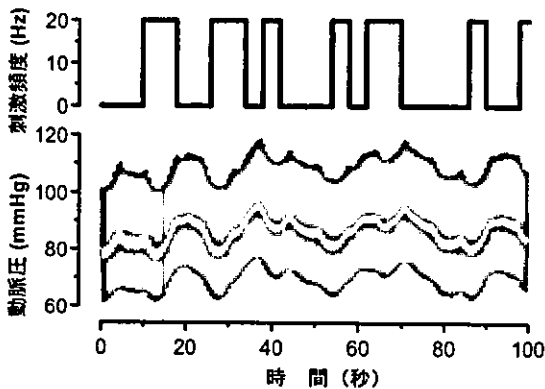


図C-2.ヒト動脈圧反射の開ループ伝達関数

開ループ伝達関数の定常ゲインは約 4 であった。入力周波数の増大とともにゲインが減少し、位相が徐々に遅れることが判明した。遮断周波数は 0.02Hz 付近であった。

### C-2.ヒトの交感神経刺激法の開発

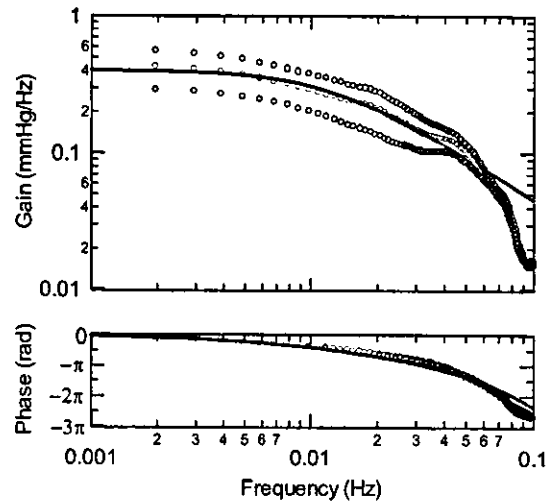
下部胸髄の不規則刺激に対する動脈圧応答の記録を 20 例の患者から得ることができた。図C-3 に示すように、刺激に反応して、動脈圧は上昇した。



図C-3.脊髄交感神経の不規則な刺激に対する動脈圧応答

上記のようなデータから刺激頻度の変化を入力、動脈圧の変動を出力とした伝達関数を求めたところ、図C-4 のような結果が得ら

れた。



図C-4.ランダムな脊髄交感神経刺激に対する動脈圧の応答特性 (○印でプロットしたデータは平均±標準偏差である。赤実線は曲線近似の結果を示している。)

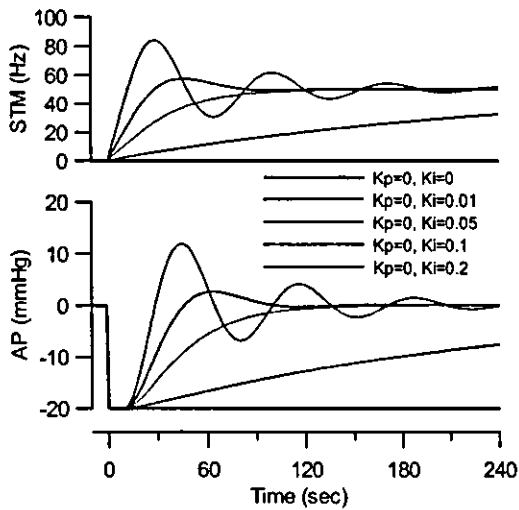
平均的な伝達関数  $H_2(j)$  を下記の二次の低域通過フィルターへの曲線近似法を用いて解析した。

$$H_2(f) = \frac{a}{1 + 2\zeta \left( \frac{f}{f_N} \right) + \left( \frac{f}{f_N} \right)^2} \exp(-2\pi f L)$$

なお、 $a$  は定常ゲイン、 $\zeta$  は減衰係数、 $f_N$  は固有周波数、 $L$  はラグ時間である。その結果、それぞれ、0.4、0.06 Hz、2.6、9 秒という結果が得られた。

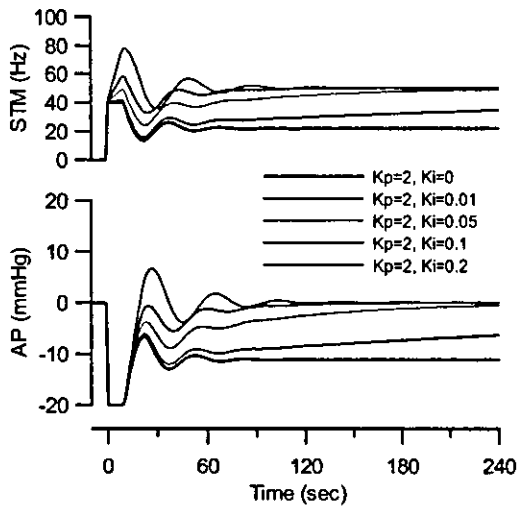
### C-3.血圧制御サーボコントローラ的设计

C-2 で得られた近似  $H_2(j)$  を用いて、ステップ状の血圧低下 (-20 mmHg) に対する血圧サーボシステムの振る舞いを比例補償係数  $K_p=0, 1, 2$ 、積分補償係数  $K_i=0, 0.01, 0.05, 0.1, 0.2$  の組み合わせでシミュレーションした。 $K_p$  と  $K_i$  の両者が 0 の場合には、外乱の影響は全く圧縮されない (図C-5-1 の黒色実線)。



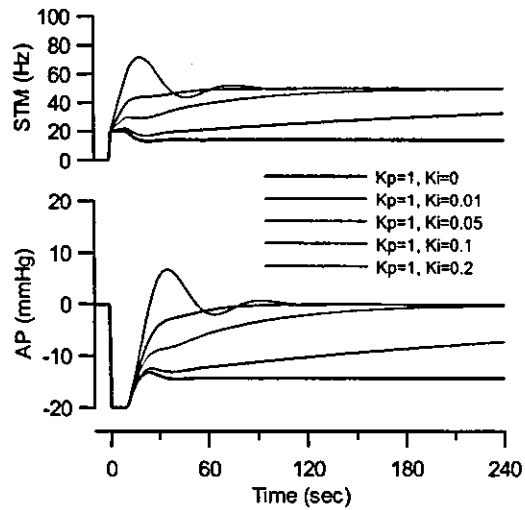
図C-5-1.  $K_p=0$  の場合

$K_p=0$  の場合、全体的に、システムの応答が緩徐である。 $K_i$ の増加にしたがい、立上がり時間 (rise time,  $T_r$ ) および整定時間 (settling time,  $T_s$ ) の短縮がみられるが、 $K_i$ が 0.05 を越えると不足減衰応答 (underdamped response) がみられるようになり、システムが不安定になってくる。



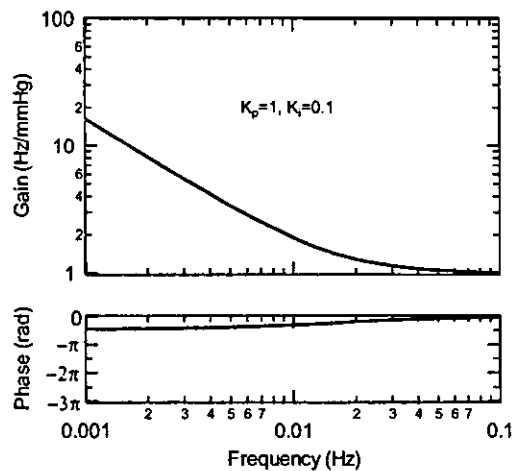
図C-5-2.  $K_p=2$  の場合

$K_p=2$  の場合、 $T_r$ は短く応答は迅速であるが、 $K_i$ の値に関わらず、システムは不安定である。



図C-5-3.  $K_p=1$  の場合

$K_p=1$  の場合、システムの応答は、 $K_p=0$  に比べ迅速で、 $K_i$ が 0.1 になるまでほとんど振動はみられない。 $K_i=0.1$  の時、 $T_r$ は約 50 秒で、 $T_s$ は 60 秒以内であった。システムの迅速な応答と安定性の両者を満たすものとして、この付近の条件が適していると考えられる。この場合の  $H_1(j)$  をボード線図で示すと、図C-6 のようになる。

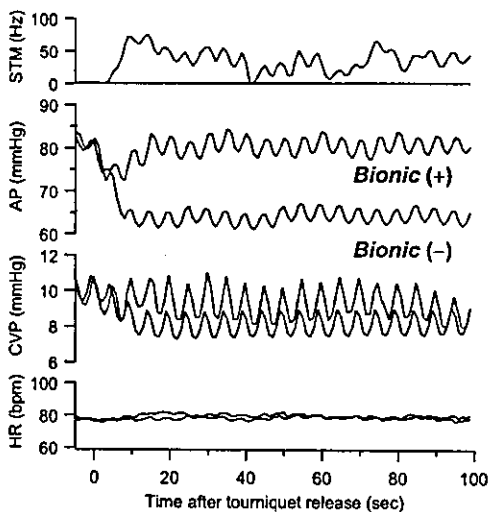


図C-6. 比例・積分補償型のサーボコントローラの応答特性

#### C-4. 血圧制御サーボコントローラの有効性の検証

大腿部の圧迫止血帯の急速解除に伴う血行動態は、図C-7の典型例に見られるように、解除後急激に血圧(AP)と中心静脈圧(CVP)が低下した。これは、圧迫解除に伴う下肢への血液貯留により静脈還流が減少し心拍出量が減少したことと大腿動脈の圧迫解除によって血管床の相対的増加がもたらされ、血管抵抗が減少したことを示唆している。したがって、このような、10秒以内に血圧が20mmHg低下するモデルは、血圧サーボシステムの有効性を評価するために妥当であると考えられた。

C-3に記述したように、 $K_p=1$ ,  $K_i=0.1$ の場合にもっとも迅速且つ安定に血圧サーボコントロールシステムが動作することが示されたので、この条件でサーボコントロールシステムを動作させていると、圧迫止血帯の解除に伴う急激な血圧低下は、数秒以内に食い止められ、標的レベルに血圧値は回復した。



図C-7. 大腿部圧迫止血帯の解除にともなう急激な血圧低下とサーボコントロール(バイオニック)システムによる代償

#### D. 考察

##### D-1. ヒト動脈圧反射の機能ダイナミクスを同定する方法の開発

動脈圧反射のような生体内のフィードバックシステムの機能ダイナミクスを同定する方法として、開ループ解析法が有用である。研究分担者らは、この手法を用いて、ラットの動脈圧反射の機能ダイナミクスを報告してきたが、フィードバックループを開くために、圧受容器領域を体循環から分離独立させるための外科的処置が必要であった。当然のことながら、この手法をヒトに適用することはできない。

そこで、ヒトに適用可能な方法として、図B-1に示すような手法を提案し、今回の研究でその手法の妥当性を評価した。図C-2に示されたヒト開ループ伝達関数は、図A-5右に示されたラットのものと同定性的には類似していたが、ラットに比べ、ヒトでは、まず定常ゲインが高く、遮断周波数が低かった。定常ゲインの違いは、おそらく、起立にともなう動脈圧低下、すなわち外乱の影響がヒトではより大きくなるため、その影響を抑制するために発達した機能であろう。

動脈圧反射機能を再建するためのバイオニック装置を開発するためには、まず、正常な機能ダイナミクスを定量的に同定しなければならない。今回の研究により、ヒト動脈圧反射の機能を記述する伝達関数が世界で初めて同定され、バイオニック装置の臨床開発の第一歩につながる事が期待される。

## D-2.ヒトの交感神経刺激法の開発

ヒト交感神経の刺激、たとえば、寒冷昇圧試験により動脈圧が上昇することは知られていることである。しかし、動脈圧のコントロールを目的として交感神経を刺激する場合には、交感神経刺激に対する動脈圧の反応にみられる過渡応答がわかっていなければならない。また、図A-7に示された戦略にそって、今後ヒトの血管運動中枢のロジックを同定し、バイオニック装置にその動作原理を移植するためにも不可欠なデータである。

また、交感神経刺激により、十分な昇圧効果を得られることも重要である。今回の研究では、下部胸髄について検討した。その理由は、動物実験データから、大内臓神経の支配領域を刺激することがもっとも大きな昇圧効果を生むことが期待されたからであるが、今後、刺激部位と昇圧効果についてより詳細な検討を行い、より迅速で効果的な刺激部位の同定を行う予定である。

## D-3.血圧制御サーボコントローラの設計

血圧制御中枢の動作原理を比例・積分補償型のサーボコントローラの設計理論にもとづいて、コンピュータシミュレーションし、適当な比例補償係数と積分補償係数を求めることができた。

## D-4.術中低血圧モデルを用いた血圧サーボコントロールシステムの有効性

大腿部圧迫止血帯の解除は、起立性低血圧に類似の血行動態の変化により、急激な血圧低下をもたらすため、血圧サーボコントロー

ルシステムの有効性の評価に適していると判断された。

システム工学的な手法を経て設計されたサーボコントロールシステムは、きわめて迅速かつ安定に血圧低下を代償できることが明らかになった。これらの結果は、循環調節機能を代替するデバイスの開発における設計戦略として、システム工学が有効である可能性を示している。ナノテクノロジーによって、長期埋め込み可能な神経刺激電極や埋め込み術が確立されると、本研究で示されたような血圧サーボコントロールシステムを起立性低血圧のような慢性の難治性疾患の機能代替デバイスとして応用できる可能性があり、その分野の研究成果が期待される。

## E.結論

- ①ヒトの動脈圧反射の機能ダイナミクスを開ループ伝達関数として表現することに成功した。これにより、バイオニック動脈圧反射が再建すべき機能を定量的に把握することができた。
- ②ヒトの交感神経の電気刺激法として硬膜外カテーテル電極を用いた手法が有用であることが判明した。
- ③ヒトの血圧をサーボコントロールするためのシステムの設計に成功した。
- ④設計された血圧サーボコントロールシステムの有効性が術中の急速低血圧モデルにおいて確認された。

F.健康危険情報  
なし

## G.研究発表

### G-1.論文

1. Yanagiya Y, Sato T, Kawada T, Inagaki M, Tatewaki T, Zheng C, Kamiya A, Takaki H, Sugimachi M, Sunagawa K. Bionic epidural stimulation restores arterial pressure regulation during orthostasis. *J Appl Physiol*, 97: 984-990, 2004
2. Kakinuma Y, Zhang Y, Ando M, Sugiura T, Sato T. Effect of electrical modification of cardiomyocytes on transcriptional activity through 5' AMP-activated protein kinase. *J Cardiovasc Pharmacol*, 44: S435-S438, 2004
3. Uemura K, Kawada T, Sugimachi M, Zheng C, Kashihara K, Sato T, Sunagawa K. A self-calibrating telemetry system for measurement of ventricular pressure-volume relations in conscious, freely moving rats. *Am J Physiol*, 287: H2906-H2913, 2004
4. Zhang D, Ando M, Yamasaki F, Sato T. Neural reflex hypotension induced by very small dose of hypertonic NaCl solution in anesthetized rats. *Jpn J Physiol*, in press, 2005
5. Kudo Y, Kakinuma Y, Mori Y, Morimoto N, Karashima T, Furihata M, Sato T, Shuin T, Sugiura T. HIF-1 $\alpha$  is involved in the attenuation of experimentally induced rat glomerulonephritis. *Nephron Exp Nephrol*, in press, 2005
6. Kakinuma Y, Ando M, Kuwabara M, Katare RG, Okudela K, Kobayashi M,

Sato T. Acetylcholine from vagal stimulation protects cardiomyocytes against ischemia and hypoxia involving additive nonhypoxic induction of HIF-1 $\alpha$ . *FEBS Lett*, in press, 2005

### G-2.学会発表

1. 佐藤隆幸, 安藤元紀, 李 梅花, 鄭 燦, 砂川賢二, 山崎文靖. 神経インターフェイス技法を用いた心不全治療と術中血圧制御. 循環制御 25(Supple): 36-37, 2004. 第25回日本循環制御医学会総会, 函館, 2004.06
2. 李 梅花, 鄭 燦, 川田 徹, 稲垣正司, 佐藤隆幸, 杉町 勝, 砂川賢二. Chronic vagal stimulation therapy exerts beneficial effects on failing hearts through a different mechanism from its adrenergic antagonism. 循環制御 25(Supple): 96, 2004. 第25回日本循環制御医学会総会, 函館, 2004.06
3. 有海秀人, 李 梅花, 鄭 燦, 神谷厚範, 川田 徹, 稲垣正司, 佐藤隆幸, 杉町 勝, 砂川賢二. 大動脈減圧神経刺激による急性心筋梗塞後生存率の改善. 循環制御 25(Supple): 97, 2004. 第25回日本循環制御医学会総会, 函館, 2004.06
4. 安藤元紀, 柿沼由彦, カタレ ラジェシュ, 山崎文靖, 佐藤隆幸. 迷走神経刺激は急性心筋虚血によるキャップ結合タンパク質コネキシン43のリン酸化タイプの減少を防ぐ. 循環制御 25(Supple): 98, 2004. 第25回日本循環制御医学会総会, 函館, 2004.06
5. 佐藤恭子, 北岡裕章, 土居義典, 山崎文靖, 杉浦哲朗, 安藤元紀, 佐藤隆幸. 心不全における血流再分布の調節異常: 軽運動負荷

- による皮膚温と中心温からの評価. 第5回 Neurocardiology Workshop, 東京都, 2004.07
6. Li M, Zheng C, Kawada T, Inagaki M, Shishido T, Sato T, Sunagawa K. Chronic vagal stimulation exerts its beneficial effects on the failing heart independently of its anti-b-adrenergic mechanism. *Circulation* 110 (Supple III): 84, 2004. American Heart Association, New Orleans, USA, 2004.11
  7. Zheng C, Li M, Sato T, Inagaki M, Aiba T, Sugimach M. Vagal stimulation markedly suppresses arrhythmias in conscious rats with chronic heart failure after large myocardial infarction. *Circulation* 110 (Supple III): 85, 2004. American Heart Association, New Orleans, USA, 2004.11
  8. Kakinuma Y, Kuwabara M, Doi Y, Ando M, Sato T. Vagal nerve stimulation and acetylcholine protect cardiomyocytes from acute ischemia and hypoxia through non-hypoxic induction of hypoxia-inducible factor-1 $\alpha$ . *Circulation* 110 (Supple III): 201, 2004. American Heart Association, New Orleans, USA, 2004.11
  9. Ando M, Katare RG, Kakinuma Y, Yamasaki H, Shishido T, Zheng C, Li M, Sato T. Vagal stimulation suppresses ischemia-induced arrhythmias by preserving connexin43 protein from dephosphorylation and degradation. *Circulation* 110 (Supple III): 296-297, 2004. American Heart Association, New Orleans, USA, 2004.11
  10. 佐藤隆幸, 安藤元紀, 川田 徹. 動脈圧反射系の平衡線図解析. 日本病態生理学会雑誌, 13: 30 第15回日本病態生理学会大会, 岐阜市, 2005.01
  11. 安藤元紀, 佐藤隆幸. 圧受容器反射系の動特性: マウスからヒトまで. 日本病態生理学会雑誌, 13: 42, 第15回日本病態生理学会大会, 岐阜市, 2005.01
  12. 安藤元紀, 佐藤隆幸. 迷走神経刺激とギャップ結合. 日本病態生理学会雑誌, 13: 43, 第15回日本病態生理学会大会, 岐阜市, 2005.01
  13. Sato K, Yamasaki F, Ando M, Kitaoka H, Sugiura T, Sato T, Doi Y. Opposite response of core temperature and blunted response of forearm skin temperature to bicycle ergometer exercise in chronic heart failure. American College of Cardiology, Orland, USA, 2005.03
  14. Kakinuma Y, Ando M, Kuwabara M, Katare RG, Sato T. Acetylcholine from vagal nerve stimulation protects cardiomyocytes against acute ischemia and hypoxia by additive induction of hypoxia-inducible factor-1 $\alpha$  through nonhypoxic pathway. 第69回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03
  15. Kakinuma Y, Ando M, Katare RG, Sato T. A HIF-1 $\alpha$ -regulated gene, a factor involved in anti-apoptosis and cardioprotection against hypoxia through depression of cardiac energy metabolism. 第69回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03
  16. Kuwabara M, Kakinuma Y, Ando M, Katare RG, Yamasaki F, Doi Y, Sato T. Granulocyte colony - stimulating factor

activates cell survival signaling cascade to protect cardiomyocyte from cell death. 第 69 回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03

17. Katare RG, Ando M, Kakinuma Y, Yamasaki F, Sato T. Vagal nerve stimulation activates TNF  $\alpha$  and protects heart against acute ischemic injury. 第 69 回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03
18. Yamasaki F, Sato K, Ando M, Doi Y, Sugiura T, Sato T. Noninvasive approach for manipulating arterial pressure(AP) using abdominal air shock pants. 第 69 回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03
19. Sato K, Yamasaki F, Furuno T, Sato T, Sugiura T, Doi Y. Prognostic value of nonlinear heart rate dynamics in chronic atrial fibrillation patients. 第 69 回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03
20. Sato K, Yamasaki F, Ando M, Kitaoka H, Takata J, Sugiura T, Sato T, Doi Y. Abnormal response of core and skin temperature to mild exercise in chronic heart failure: relation to BNP level. 第 69 回日本循環器学会総会・学術集会, 横浜市, 2005.03

### G-3.総説

1. 佐藤隆幸. バイオニックラットからの提言: 迷走神経の電気刺激療法. 循環制御 25: 23-27, 2004
2. 佐藤隆幸. 神経インターフェイス技法を用いた心不全治療と術中血圧制御. 循環制御 25: 348-351, 2004

### G-4.新聞報道

1. バイオニック医療「血圧を電気信号で制御」について紹介された。2004年6月1日付 日経産業新聞
2. 「血圧低下を秒単位で回復 バイオニック医療の新装置 高知大、最先端を走る」として共同通信社の医療新世紀最新医療情報記事で紹介された(2004.10.12)。  
岩手日報(2004.10.04), デーリー東北(2004.10.05), 西日本新聞(2004.10.06), 高知新聞(2004.10.16), 熊本日日新聞(2004.11.24) 他多数

### H.知的所有権の取得状況

1. 発明人: 小椋敏彦, 佐藤隆幸, 山崎文靖, 発明の名称: 生体圧迫装置および血圧測定装置, 出願番号: 特願 2004-171876
2. 発明人: 小椋敏彦, 佐藤隆幸, 山崎文靖, 発明の名称: 自動血圧制御装置, 出願番号: 特願 2004-171875

厚生労働科学研究費補助金（萌芽的先端医療技術推進研究事業）  
分担研究報告書

体内無線通信に関する研究

分担研究者 小久保 優（株式会社 日立製作所 中央研究所 主任研究員）

研究要旨：

本研究の目的は、生体内における超音波通信の性能を検証し、その結果を反映した医療用生体内通信技術を開発することである。当面は超小型心臓ペースメーカへの応用を目指す。本報告では、今までの超音波水中伝搬実験では、同軸ケーブルのインピーダンス不整合、電流伝搬、振動子単体で大きな損失が発生するという問題を明らかにし、改善策を検討／検証した。更に、その結果を反映させた試作機を新たに設計、開発した。改良した試作機を使った場合、伝搬距離 4cm で  $BER=10^{-3}$  を実現するためには送信基板から概ね  $0.5V_p \sim 1.0V_p$  の電圧を出力する必要があり、伝搬距離 10cm で  $BER=10^{-3}$  の場合は  $0.8V_p \sim 1.5V_p$ 、伝搬距離 4cm で  $BER=10^{-6}$  の場合は  $0.7V_p \sim 1.4V_p$ 、伝搬距離 10cm で  $BER=10^{-6}$  の場合は  $1.2V_p \sim 2.1V_p$  であることを示した。結果として、何れの条件でも 0.362mm 厚の振動子を使った場合に、最も効率の良い通信が可能であることが示唆された。今後は、改良した試作機を使った実験で、本報告に記載した検討結果を検証する。

A. 研究目的

本研究の目的は、超小型心臓ペースメーカに必要な体内無線通信技術を開発することにある。昨年、平成 15 年度の報告では、超音波を使った通信を想定して、超音波水中伝搬実験の結果を報告した。しかし、その実験結果では、実験系で測定される振動子の共振周波数と伝送ピーク周波数が、振動子の本来の共振周波数から大きく離れた点で観測されていた。本報告では、先ずこの原因を理論的に解明し、更に、その結果を踏まえ、昨年度に開発した試作機を改良設計した結果を記述する。

B. 研究方法

B-1. 昨年度の実験結果に対する解析

B-1-1. 空気中での振動子の共振周波数の測定結果について

昨年度の報告の考察で、実験系で観測されている空気中での振動子の共振周波数が、振動子本来の共振周波数から大きくずれている原因として、実

験系の同軸ケーブルと配線基板が持つインピーダンスが測定結果に影響を与えていることを示唆し、これを検証するために同軸ケーブルの長さ（インピーダンス）を変えて各振動子の共振周波数を観測した。測定系と使用した同軸ケーブルの差異に対応する共振周波数の測定結果を再び、図 B-1 と表 B-1 に示す。尚、0.121mm 厚振動子の本来の共振周波数は 30MHz 近辺、0.362mm 厚振動子の本来の共振周波数は 10MHz 近辺、1.207mm 厚振動子の本来の共振周波数は 3MHz 近辺である。

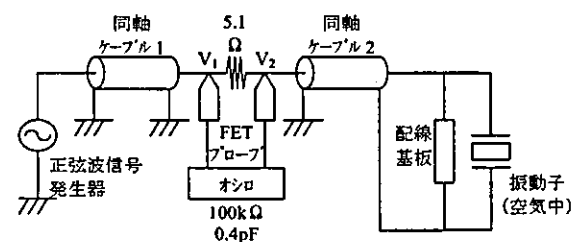


図 B-1 共振周波数の測定系



表 B-1 共振周波数の測定結果

同軸ケーブル 2 の長さ	共振周波数		
	0.121mm 厚振動子	0.362mm 厚振動子	1.207mm 厚振動子
1.1 m	17MHz	24MHz	36MHz
0.8m	20MHz	44MHz	48MHz

表 B-1 から、同軸ケーブルの長さを短くすることによって、全ての振動子の共振周波数が高域側へ移動することが確認される。これは電気回路の共振周波数  $f_0$  はインダクタンス  $L$  とキャパシタンス  $C$  によって、

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad \text{[Hz]} \quad \text{数式 B-1}$$

で与えられるため、同軸ケーブルの長さを短くすることによって同軸ケーブルに寄生するインダクタ成分とキャパシタ成分が小さくなり、その結果、共振周波数  $f_0$  が大きくなったものと推察される。つまり、実験系で観測されていた共振周波数は、同軸ケーブルのインダクタ、キャパシタ成分、配線基板と振動子のキャパシタ成分が電氣的に共振している様子が観測されていたものであって、振動子自体の共振現象が観測されていたのではないと判断される。

以上の事柄は、送信側の同軸ケーブルの受信端でインピーダンスの不整合が起こっていることに起因する。従って、実験結果に同軸ケーブル等のインピーダンス成分が影響することを排除するために、同軸ケーブルにおけるインピーダンス整合は不可欠な条件であると考えられる。

### B-1-2. 超音波伝搬特性の測定結果について

同様に、昨年度の報告の考察では、水中での超音波伝搬実験で観測されている伝送効率のピークが振動子の本来の共振周波数とは大きく異なる周波数で観測される原因として、送信側の振動子に印加されていると解釈していた電圧の測定値には、同軸ケーブルで発生している電圧降下分が重畳されていると判断し、この影響を測定値から差っ引き、真に振動子に印加されている電圧を求めることによって、超音波の伝送効率の測定値を補正すること

を試みたが、理想的な補正結果を得るには至らなかった。

そこで、超音波以外に電流が水中を伝搬している可能性があると考え、これを検証するため、図 B-2 に示すように、送信側は配線基板に振動子を実装した状態とするが、受信側は配線基板に振動子を実装していない状態とし、両者を水に浸して、送信側から受信側へ超音波の伝搬が起こりえない実験環境で信号の伝搬実験を行った。実験系を図 B-3 に示し、受信側で観測される電圧  $V_{31}$  の測定結果を図 B-4～図 B-6 に示す。尚、各図には、対比のために送信側、受信側共に振動子を実装した状態での受信電圧  $V_3$  も併せて示した。 $V_3$  の測定系は昨年度の報告と同様の図 B-7 に示すものである。実験条件は図 B-3、図 B-7 共に、

- ・振動子の断面 10mm□
  - ・ $V_1=0.35V_{rms}$  一定
  - ・送信側と受信側の基板間隔=4cm
- である。

図 B-4～図 B-6 のグラフを参照して、受信側の振動子を取り去って配線基板のみの状態にしても、受信側では振動子がある場合とほぼ同レベルの信号が観測されることが確認された。これによって超音波以外に電流が水中を伝搬し、測定値に大きな影響を与えていることが明白となった。尚、送信側または受信側の一方を水から引き上げた状態では受信側で何ら信号が検出されないことも確認した。

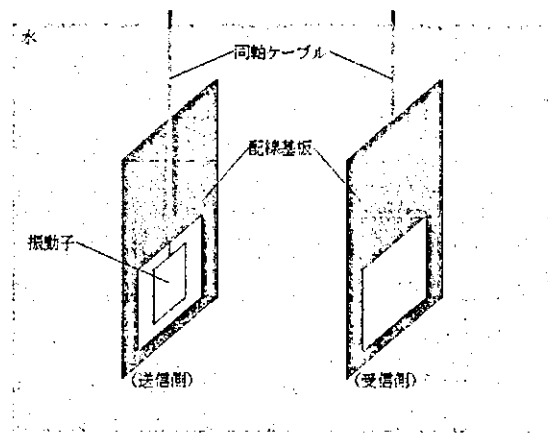


図 B-2 電流伝搬を検証するための送受信構成

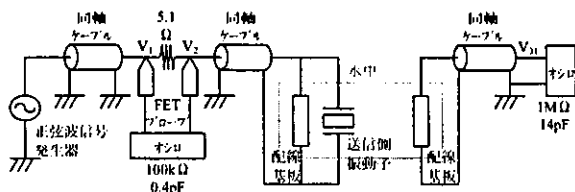


図 B-3 電流伝搬を検証するための実験系

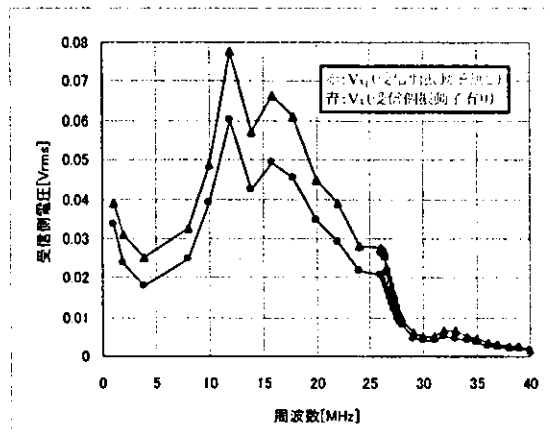


図 B-4 電流伝搬の検証結果(0.121mm 厚振動子の場合)

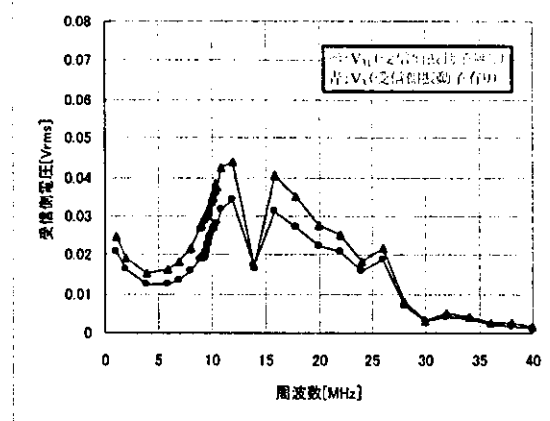


図 B-5 電流伝搬の検証結果(0.362mm 厚振動子の場合)

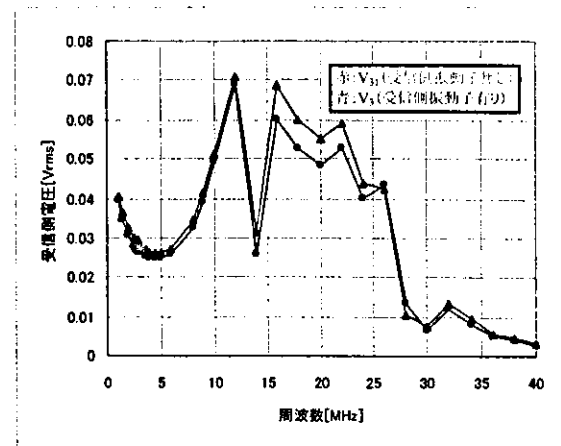


図 B-6 電流伝搬の検証結果(1.207mm 厚振動子の場合)

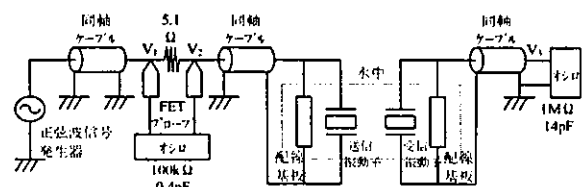


図 B-7 送信側、受信側共に振動子を実装した状態の実験系

以上の事柄から、図 B-7 に示す実験系は超音波による信号の伝送系と電流による信号の伝送系とで構成される並列伝送系になっていると推察される(図 B-8 参照)。受信側振動子は、超音波伝送系では電圧源、電流伝送系では単なる電気的なインピーダンス成分として扱われる。電流伝送系では、水中を伝搬してくる電流を振動子のグラウンド電極面と配線基板のグラウンド電極面の双方で受ける。ここで、実験で測定されている受信側電圧  $V_3$  は、本来観測を行いたい電圧  $V_3'$  と電流伝搬によって不要に受信側振動子で発生している電圧降下とが合成されたものであることに加えて、同軸ケーブルでの電圧降下分も含んでいる。

更に、実験系全体において電流が流れる経路を検討した。結果を図 B-9 に示す。図中で赤の線が電流伝搬経路、青の線が電流帰還経路を意味する。

実験は水に浸った状態の振動子が入った水槽を

シールドケースの中に置いて行っており、送信側での正弦波発生器からの信号と、受信側でのオシロスコープへの信号の伝達をそれぞれシールドケースに取り付けたコネクタに同軸ケーブルを接続して行っている。そのためシールドケースを介して送信側のグラウンド線と受信側のグラウンド線が導通状態となり、電流の帰還経路(A点)ができてしまう。尚、A点を切断する実験環境を構築したとしても、送信側と受信側の電子回路に電源を供給するためのAC電源ラインのグラウンド線の存在によって、A点に相当する電流帰還路ができてしまうという問題がある(実際にA点を切断した環境で実験を行うと受信電圧は若干減少するに留まる)。正しく超音波の伝送特性を観測するためには送信側と受信側の電気的な結合を完全に切断する必要がある。

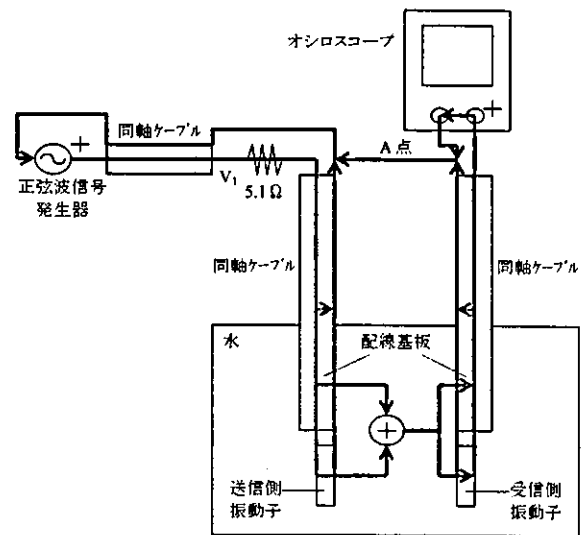


図 B-9 実験系全体にわたる電流伝搬経路

### B-1-3. 測定データの補正

以上の考察と検証結果に基づいて、測定されたデータから同軸ケーブル等のインピーダンスや電流伝搬の影響を計算によって取り除き、真の超音波伝搬の様子を示すことを試みる。

#### B-1-3-1. 同軸ケーブルの等価回路の導出

計算によって測定データから同軸ケーブルのインピーダンスの影響を取り除くためには、同軸ケーブルを等価回路で表す必要がある。通常、同軸ケーブルは分布定数回路として扱う必要があるが、扱いを簡単にするために集中定数回路で表現した等価回路を用いることにする。

有限長の分布定数回路を対称 T 形回路で表現した等価回路は図 B-10 のようになる[B-1]。図中で  $Z_0$  は同軸ケーブルの特性インピーダンスで  $50 \Omega$  に等しい、 $\gamma$  は伝搬定数、 $l$  は線路長である。等価回路を完成させるためには  $\gamma$  の値を知る必要がある。

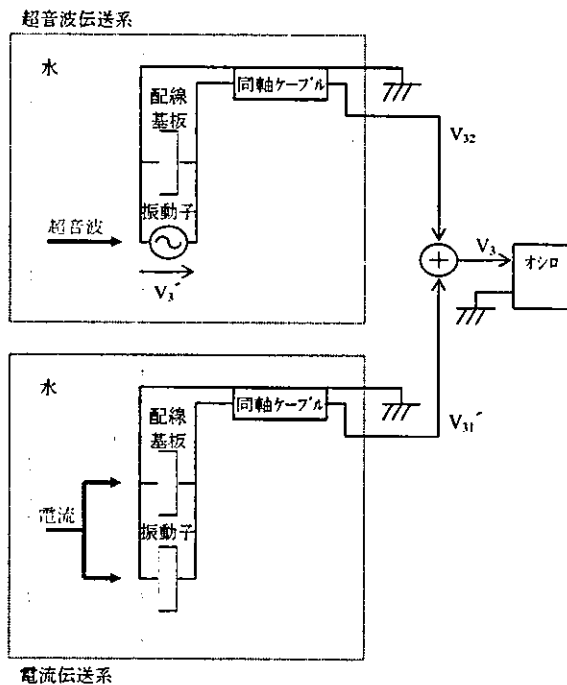


図 B-8 電流伝搬を考慮した伝送系の受信側

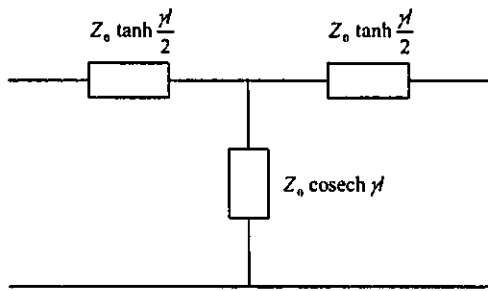


図 B-10 有限長線路を集中定数回路で表した等価回路

図 B-11 に示すように同軸ケーブルの受信端に負荷インピーダンス  $Z_R$  をつないだときに、送信端から見たインピーダンス  $Z_I$  は次の式で与えられる。

$$Z_I = Z_0 \frac{Z_R + Z_0 \tanh \gamma l}{Z_0 + Z_R \tanh \gamma l} \quad [\Omega] \quad \text{数式 B-2}$$

この式を変形して、

$$\gamma l = \tanh^{-1} \frac{Z_0 (Z_R - Z_I)}{Z_I Z_R - Z_0^2} \quad [\text{m}] \quad \text{数式 B-3}$$

つまり、 $Z_R$  の値が既知であれば  $Z_I$  を測定することによって  $\gamma l$  の値を算出することができることになる。そこで、実験で使用した同軸ケーブル(表 B-1 で既出の 0.8m の同軸ケーブル 2) の受信端に既知のインピーダンス  $Z_R$  を有する負荷を接続した状態でインピーダンス  $Z_I$  をネットワークアナライザで測定した。測定した  $Z_I$  を数式 B-3 に代入して得られた  $\gamma l$  の値を図 B-12 に示す ( $\gamma l$  は複素数になる)。

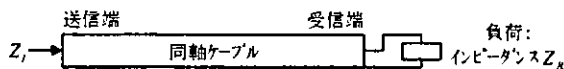


図 B-11 同軸ケーブルの受信端側に負荷を接続

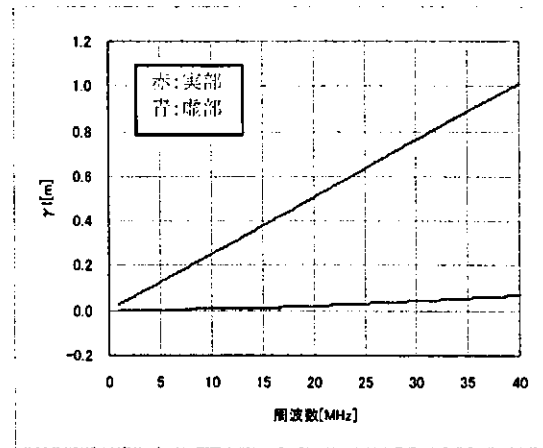


図 B-12 同軸ケーブルのパラメータ  $\gamma l$  の計算値

以上の手続きにより、図 B-10 の等価回路が完成した。

### B-1-3-2. 送信側電圧 $V_2$ の補正

超音波伝搬実験系を図 B-13 に再び示す。この実験系では測定値  $V_2$  を以って送信振動子に印加されている電圧と解釈していたが、実際にはこれは真に振動子に印加されている電圧  $V_2'$  に同軸ケーブルでの電圧降下分が重畳されたものである。そこで B-1-3-1 章で導出した同軸ケーブルの等価回路を用いて  $V_2$  から同軸ケーブルでの電圧降下分を差っ引き、真に振動子に印加されている電圧  $V_2'$  を計算で求める。

計算で使用する送信側の等価回路を図 B-14 に示す。図中で同軸ケーブルのパラメータ  $\gamma l$  は図 B-12 に示した値を使用する。また、水中で振動子と配線基板が並列に接続された状態のインピーダンス  $Z_{i/h}$  はネットワークアナライザで実測した値を使用する。

等価回路を解くことによって  $V_2'$  は次の式で与えられる。

$$V_2' = \frac{Z_{i/h} \operatorname{cosech} \gamma l}{Z_0 \tanh \frac{\gamma l}{2} \operatorname{cosech} \gamma l + \left( Z_0 \tanh \frac{\gamma l}{2} + Z_{i/h} \right) \left( \tanh \frac{\gamma l}{2} + \operatorname{cosech} \gamma l \right)} V_2$$

[V] 数式 B-4

この式を使って  $V_2'$  の実効値を計算した結果を図 B-15～図 B-17 に示す。尚、各図には比較のため測定値である  $V_2$  の値も併せて示した。