

完全埋込型人工心臓用生体共振式体内－体外間通信システムの開発

Development of Intrabody Communication System for Totally Implantable Artificial Heart by means of Electrical Resonance between Human Body and Electrical Circuit

1091004



研究代表者 東海大学 生物工学部 生体機能科学科 教授 岡本 英治

〔研究の目的〕

経皮的情報伝送システムは、体内に埋め込んだ人工臓器のモニタリングとパラメータ設定などのため埋込型人工臓器の鍵となる要素技術の一つである。そこで本研究では生体組織の電気伝導性を利用し、生体に直接に電流を流し体内－体外間の通信を行う新たな経皮的情報伝送システムを考案した。生体に直接に電流を流し通信を行う研究は、ウェアラブルコンピュータのデータ通信用にすでに研究が行われているが、生体のコンデンサとしての性質まで考慮した通信システムはない。また生体に電流を流し通信する方式の体内－体外間双方通信への応用に関する研究はない。

そこで生体の電気的特性をより積極的に利用する体内－体外間高速通信システムに関する研究を行ったので報告する。

〔電子回路－生体共振系に関する検討〕

細胞の等価的電気回路は、抵抗とコンデンサの直並列回路により表現される。従って細胞の集合体である我々の身体は、導体としての特性のみならずコンデンサとしての性質も利用できる可能性がある。そこでコイルを介して生体に高周波電流を流し生体を電子回路の一部とし共振回路系を構築できるか検討した。

最初に生体を電子部品の一つとする共振回路

に関する実験を行った。図1に概要を示す。ヒト体表上に銀－塩化銀電極（ライフメッド、S-30、東京）を装着し、長さ70 cm程度のシールド線を介しコイルから高周波電流をヒトに供給し電極部位の電位を測定した。その結果、同調コンデンサを変化させることで共振回路を構築できた。しかしシールド線を20 cmとしたところ共振は起きなかった。そこでシールド線部分がコンデンサとして機能していたと推測し図1下段に示す様にコンデンサを挿入したところ再び共振を確認した。

図1下段の回路系で同調可変コンデンサを変化させた時の電極部電圧の変化を図2に示す。被験者は体重の異なる二人の健康男性であるが、両者とも410 pFで同調がとれ共振が成立した。

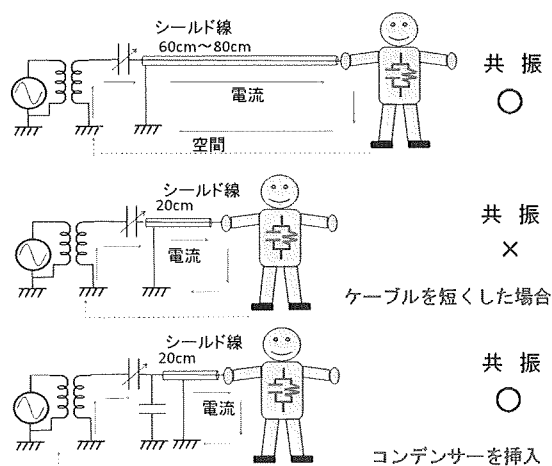


図1 生体－回路系共振回路の実験

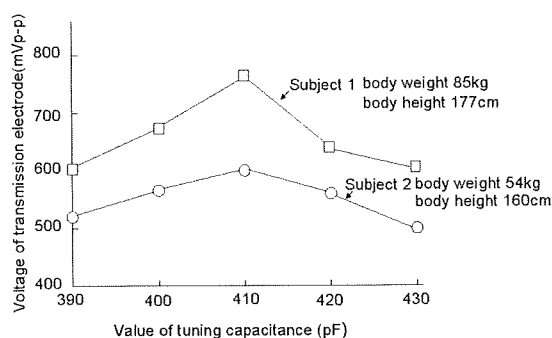
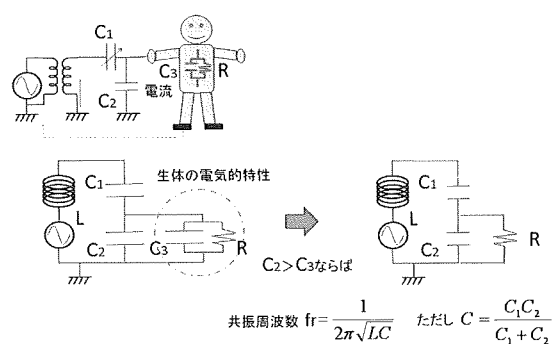


図2 ヒト—回路共振系の同調特性



コイルを介した生体への給電→生体を含まない共振回路となり、共振周波数は生体側(体格等)の影響を受けない

図3 生体—電子回路系共振回路の検討

体格が異なれば異なる静電容量をもつはずである。そこで生体を含む共振回路系において、体格の異なるヒトでなぜ同じ同調用コンデンサの値で共振がとれたのかについて検討した(図3)。図1下段のヒトを含めた回路系は図3の右図として記すことができる。ここで外付けコンデンサ C_2 と生体内在のコンデンサ C_3 の容量を比較した時、 $C_2 > C_3$ の場合は図3右図の回路図となり、回路系共振周波数は外付けするコンデンサ C_1 、 C_2 で決定され、生体を一部とする回路系における共振周波数は生体の体格の影響を受けないと考えた。

図3の推論を検証するために、図3上段の回路にて、 $C = C_1 = C_2$ とし C を変化させ共振特性を測定した。使用したトランスの出力側インダクタンスは $11.5 \mu\text{H}$ である。また生体に供給した高周波電流は 4 MHz であり、共振時のコンデンサ容量は図3中の式より、計算上は 138

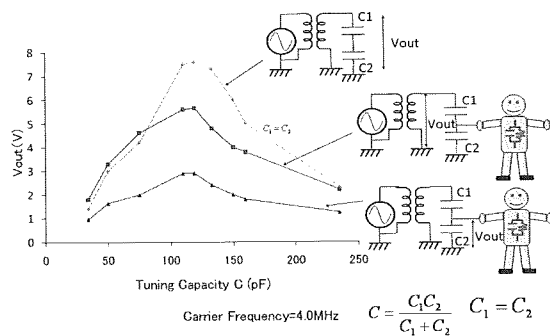


図4 電子回路—生体系の共振特性の比較

pF となる。実験の結果を図4に示す。生体を接続せずにコイルとコンデンサのみで共振を取った場合が上段のグラフ、生体を接続し共振を取った場合のコイル両端電圧が中段のグラフ、そして生体の電極位置での電圧が下段のグラフである。3つのグラフより生体の接続の有無にかかわらず共振時のコンデンサ容量は計算値に近い約 120 pF で一致していることより図3の推定が正しいことが示されている。

生体の電子回路系の共振に与える影響は図4の生体なし(上段グラフ)及び生体接続時(中段グラフ)のコイル端電圧の比較でわかる。同調用コンデンサの容量が小さい $40 \text{ pF} \sim 80 \text{ pF}$ の周波数領域において生体を接続した方の振幅が大きくなっている。これは同調用コンデンサに生体のコンデンサ分が加わり共振に近づいた効果と考えており、生体のコンデンサ成分の大きさは 10 pF 程度と推定している。

図4より共振時の電圧はコイル端が大きいことよりコイル端を生体に接続する方法も考えられる。そこで図5に示すようにコンデンサー一つで可変にし出力端の電圧特性を測定した。その結果、生体に接続しない場合は図4と同じ特性となるが、生体を接続した場合出力端の電圧は共振カーブを描かず共振点より低い周波数帯域では波形のひずみが生じ振幅が小さくならなかった。ただし波形は 120 pF 近傍で最もきれいな正弦波波形となり、図4と同様に 120 pF 近傍で共振していた。

以上の実験結果より、生体に電流を流し通信

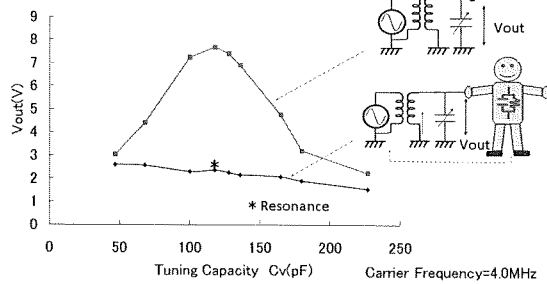


図5 コンデンサつでの同調特性

をするシステムでは生体のコンデンサ分の影響は小さいが、コイルを介して生体に電流を流しコンデンサを設置して共振回路系を構成することで効果的に電流を生体に流すことができると思われる。

生体に流した電流の受信にはできる限り高いインピーダンスで受けることが最適であり、受信回路の生体インターフェイス部分においても生体と並列にコイルとコンデンサを配置し並列共振系を構築することとした。

〔体内－体外通信システムの開発〕

図6に体内－体外間高速通信システムの構成を示す。体内側および体外側の通信ユニットは、ASK 変調回路、ASK 復調回路、フローティング回路、電極から構成し、電極を介して ASK 変調電流を流し、双方向全二重通信を行うもの

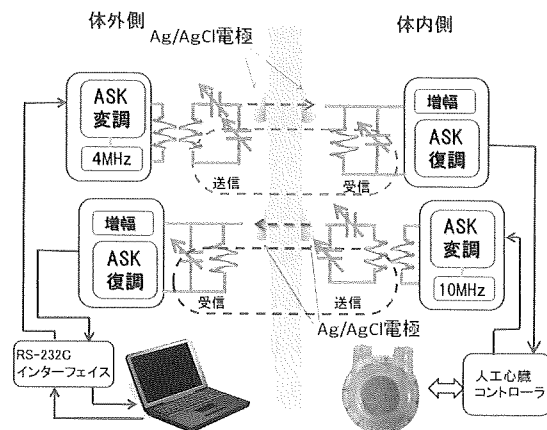


図6 体内－体外間通信システムの構成

である。ASK 変調方式は回路系をシンプルにできること、また位相変調と異なり搬送波高周波電流が常に身体に流れず生体に流す電流をトータルで小さくできるという特徴がある。キャリア周波数は 4 MHz と 10 MHz とした。

生体と回路系インターフェイスは、送信側は図4に示す直列接続コンデンサの midpoint を生体に接続し共振をとる方式、受信側同調回路は高入力インピーダンスで受信する並列共振方式とした。トランスを介して給電することで生体に感電を起こしやすい直流成分を抑制できると同時に、直列接続のコンデンサの midpoint を生体に接続することでコンデンサによっても低周波数交流電流の生体への侵入も抑制できる。電極には前述の心電図信号検出用のディスプレイの銀・塩化銀電極を使用した。

図7に試作した体内－体外間通信システム ver. 1 を示す。体表間の通信による性能評価を目的としたもので、縦 100 mm × 横 60 mm × 高さ 35 mm である。プラスチックケース表面に送信用及び受信用の銀－塩化銀電極を配置している。

この試作した体内－体外間通信システムをヒトの体表上に装着し通信特性を測定した。被験者は身長 177 cm で体重 88 kg の成人男性である。体内側ユニットと体外側ユニットにそれぞれパーソナルコンピュータを接続し伝送実験を行った。両ユニットの電源は別電源を使用した。

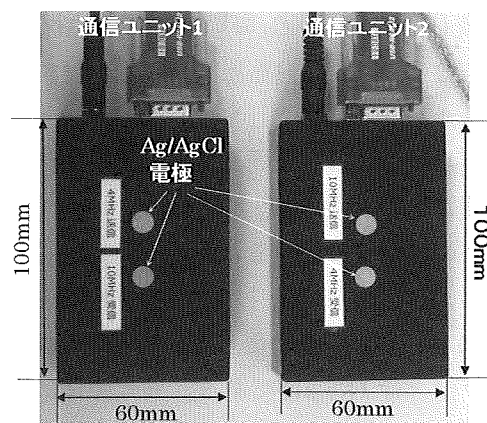


図7 試作した体内－体外間通信システム ver. 1

通信条件は、全二重通信下に、データ長8ビット、ストップビット1、パリティなしとして、双方向に8ビットバイナリデータ（0～255）を同時に送信し、それぞれの受信データの誤り率から通信特性を評価した。体表間通信の起点を左前腕部とし、前腕部間、左右の前腕部間、左前腕－腹部間、そして左前腕－左足脛部間で通信実験を行った。その結果を図8に示す。左前腕部を起点に3315バイトのデータ送受信を全二重通信で双方向に同時に行ったところ、最短の左前腕部間から最長の前腕部－左足脛部まで通信速度115.2 kbpsでデータ誤り率0%で情報通信を行うことができた。このときの生体に流れた実効電流は7 mAであった。

次に体内－体外間通信や体内－体内間通信が可能か検証するために体内－体外間通信システ

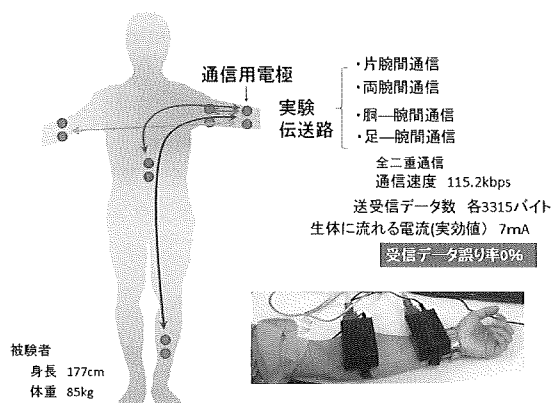


図8 ヒト体表間の通信実験と結果

ム ver. 2を試作した。その外観を図9に示す。試作した回路は ver. 1と同じものを体内に埋込易いよう円形プリント基板化し、それを直径62 mmで厚み22 mmのポリウレタン樹脂で製作したケースに設置し、その後にエポキシ樹脂を流し込封入したものである。送受信用の電極には前述の銀－塩化銀電極を使用した。

この試作した体内－体外間通信システム ver. 2をプラスチックケースに満たした生理食塩水中に沈めて水中間通信実験を行った（図10）。通信条件及び通信方法は図8の実験と同様である。その結果、水中間距離25 cmで115.2 kbpsで全二重通信で双方向同時にデータ伝送を行うことができた。

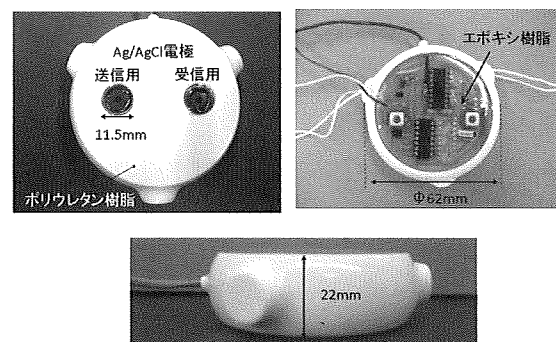


図9 体内－体外通信システム ver. 2の試作

通信条件 全二重通信

通信距離 250mm

通信速度 9.6k～115.2kbps

通信データ(双方向同時送信)
1024バイト(00～FFH)

結果

通信速度115.2kbpsで通信エラー 0%

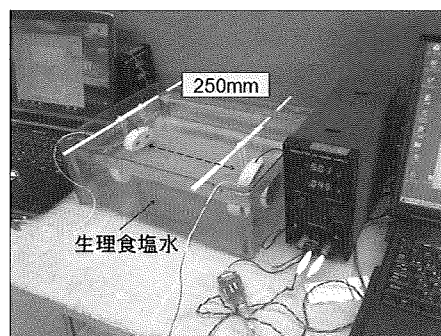


図10 体内－体外間通信システムの生理食塩水における通信特性

[今後の研究の方向、課題]

本研究では、生体に直接高周波電流を流し体内－体外間通信を行う新しいコンセプトの経皮的体内－体外間通信システムの開発を行った。その結果、従来に開発を行ってきた電磁誘導方式及び微弱無線方式の経皮的情報伝送システムより生体に電流を流す本方式の方が遙かに優れた通信性能を有することが明らかになった（図8）。本研究で開発した体内－体外間通信システムは、人工心臓のみならず、ペースメーカや埋込型除細動器などの体内埋込型人工臓器、カプセル内視鏡、その他の体内埋込型治療計測機器の体内－体外間テレメータ装置として最も期待できる方式の一つと考えている。また本研究の通信技術は、体表間通信において優れて通信特性を有するため、心電図計測のように体表上に有線的に電極を配置する生体計測機器において、有線式に変わる新たな医療計測機器の実現につながる要素技術とも考えられる。

今後の研究課題は、実際に動物にデバイスを埋込み体内－体外間通信の性能評価が必要である。その後に、生体に流す通信電流の大きさについて、特にマイクロショックを考慮し、安全性について動物実験などにより検討を行う必要がある。

また人工心臓をはじめとする体内埋込み人工臓器のモニタリングに使用する場合、生体－電子回路のインターフェイス部、すなわち電極部分の長期安定性が重要である。現在、ブレイ

ンーマシンインターフェイス等で、生体電気信号 pickup 用電極は多くの研究がなされているが、生体に電流を長期にわたり流す電極に関しては生体電気刺激装置用白金イリジウム電極以外に存在しない。しかし生体電気刺激に用いる電流と比較し遙かに周波数の高い通信電流を生体に印加することに適した電極に関する研究は行われていない。体内側通信ユニットは体内の何処に埋め込んでもよいが、通信の安定化には電極－生体組織間の電氣的安定性が要求され、既存にはない新たな体内埋込み通信用電極の開発が必要になると考えている。

[成果の発表、論文等]

論文等

1. Eiji Okamoto, Yusuke Sato, Kazuyuki Seino, Takashi Kiyono, Yoshikuni Kato, Yoshinori Mitamura: "Basic study of transcutaneous information transmission system using intra-body communication", J. Artificial Organs (in press)
2. 岡本英治, 加藤良都, 清野隆司, 久住 明良, 三田村好矩: "生体電気伝導性を利用した体内－体外間通信システムの試作と性能評価", 第22回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム論文集, p. 418-421 (2010)

研究発表

1. 岡本英治, 加藤良都, 清野和幸, 清野隆司, 三田村好矩: "Intra-body communication を適用した経皮的情報伝送システムの開発", 第47回人工臓器学会大会 (2009年11月12日～14日, 新潟)

他7件