

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 8 日現在

機関番号：12601

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2012～2014

課題番号：24650347

研究課題名(和文) 血液循環を利用した電磁心臓電池の開発

研究課題名(英文) Use of electromagnetic induction for the development of a battery using blood circulation

研究代表者

満洲 邦彦 (Mabuchi, Kunihiko)

東京大学・情報理工学(系)研究科・教授

研究者番号：50192349

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,900,000円

研究成果の概要(和文)：本研究は心臓の拍動による血液循環エネルギーの一部をファラデーの電磁誘導の法則により電力に変換し、これを電力源として用いようというものである。生理食塩水を用いた実験結果では、永久磁石を用いると、流れが層流の場合には、電極の分極や電気二重層の影響により電磁誘導素子の起電力の発生が抑制されるが、拍動流では、流路に装着した1つの電磁誘導素子によって数mV程度の起電力を得ることが可能で、また、複数の素子による起電力を直列に接続する事によって(得られる起電力は必ずしも個々の素子に生じる起電力を単純加算した値とはならないが)総起電力を増幅しうることが示され、提案したシステムの可能性が示されたと考える。

研究成果の概要(英文)：This study is an attempt to develop an inner-body battery system that converts the mechanical energy of a circulating blood flow into electrical energy by means of electromagnetic induction and use it to drive sensors implanted inside the body. We assessed the possibility of generating enough electric power to drive sensor systems in in vitro experiments using a mock circulatory system equipped with electromagnetic induction elements and circulating natural saline using an artificial heart system. The results showed that: 1) a significant emf was obtained when the mock circulatory system was circulated by pulsatile flow, whereas only a very small emf was generated when continuous flow was used instead of pulsatile flow; 2) it was possible to elevate the generated emf by connecting output emfs of two electromagnetic induction elements in series, and thus, we believe that this study showed the possibility of developing such a system.

研究分野：医用生体工学

キーワード：体内発電 電磁誘導 血流循環

1. 研究開始当初の背景

近年、センサ工学やマイクロプロセス技術の進歩に伴い、生体内に埋め込んで生体機能のセンシングやそのデータの伝送を行なうモニタリングシステムの小型化・低電力化が急速に進み、生体情報を用いて種々の装置を制御する事が可能となって来ている。しかしながら、これらのデバイスを駆動するためのエネルギーをどのように供給するかについては大きな問題として残されたままであり、生体内で永続的に生体が発電し、その電力で埋め込み型デバイスを駆動させ得るという完全無拘束な生体内電力発生システムの開発は大きな意義を有している。

2. 研究の目的

本研究の目的は、生体内で、生体自身が永続的に電力を発生する手法を開発し、同システムにより埋め込みデバイス・センサ類を駆動する事が可能な事を実証することにある。

3. 研究の方法

本研究では、生体内で自分自身の生体機能により電力を発生する方法として、心拍動により駆出される血液の機械的エネルギーを電磁誘導を用いて電気的エネルギーに変換し、電源とするシステムの開発について検討を行なった。具体的な方法としては、システムとして出来る限りシンプルであり、侵襲も少ない事が望ましいということから、我々は電磁流量計⁽¹⁾と同じく、大動脈における血液(導電性流体)の流れによって電磁誘導を用いて起電力を発生させるという方法を試みている。即ち、流体の流れの方向と直交する面の一方向に磁界を発生させておき、この流路に導電性流体(生体では血液、実験では生理食塩水を使用)を流すと、フレミングの右手の法則により、流体の流れ、及び、磁界の方向の両者に垂直な方向に起電力が発生する⁽²⁾。これにより、血流(心拍動)の機械的エネルギーを電気的エネルギーに変換し、電力を発生させる事を考える。

4. 研究成果

(4.1) 血流の機械的エネルギーの電気的エネルギーへの変換手法について

前項の手法によって起電力を発生する際に、磁束密度 B [T] の磁界中で導電性流体が磁束の方向と垂直に(平均流速) v [m/s] の速度で流れる時、管の直径方向(流路を内径 D の円筒形とする)に設置された電極間には $V = B \cdot D \cdot v$ の大きさの起電力が生じる。流量 $Q = (\frac{D^2}{4}) \cdot v$ であり、これを上式を代入すると、 $Q = \frac{DV}{4B}$ となるが、この式をさらに変形すると $V = \frac{4BQ}{D}$ となるので、 D 、 B が一定であれば、起電力 V は流量 Q に比例することになる。すなわち、逆に、流量 Q が一定の条件で大きな起電力を得るためには、磁場を強くし、流路(円筒)の内径 D を小さく絞って流速を大きくすれば

良い事になるが、我々が対象としている生体の循環系では解剖学的・生理学的に流量 Q 、及び、血管の径 D はほぼ一定値を取るため、大きな起電力(V)を得るためには、磁束密度 B を強くする必要があると言う事になる。

上の式に人間の D (血管径) および Q (安静時の血流量) の値を代入してみると、 Q が 6 [l/min] で D (血管内径 = 電極間距離) が 2 cm、磁束密度 $B = 1$ [T] の場合、電極間で生じる起電力 V は約 5 mV となる。現在の埋め込み型センサ回路等のシステムでは、駆動に必要な電力は数百マイクロワット~ミリワット程度であるが、駆動のためには電圧値を一定値以上に上げる必要がある。チャージポンプ IC などの昇圧回路を使用すれば、電圧値は増幅する事ができるが、現時点で、この昇圧回路(チャージポンプ IC)を駆動するのに必要な電圧は 0.3 [V] 程度であり、最低限、この電圧値の起電力を得る必要がある。本研究では、複数の電磁誘導素子を設置し、その起電力を直列に接続することによって起電力を増幅させるという方法によりこの問題の解決を図っている。

(4.2) 実験系およびその結果

4.2.1 起電力発生のための電磁誘導素子

起電力を発生させるための電磁誘導素子に関しては、2種類の素子を作成して実験に用いた。両素子ともに内径 9 mm のポリカーボネート製チューブの外壁を削り、2個のネオジム永久磁石を流路を挟んで対向させる形で配置し、この2つの磁石により生じる磁場、および流路の両者に直交するチューブの直径方向の両外壁に 5 mm 間隔で3か所孔を空け、この孔に金属製のピン(ICの足受け用の金メッキ処理されたピン)を刺し込んで流路に露出させて電極とし、残存する孔をエポキシ樹脂で埋めるという形をとっている。素子は、1辺が 15 mm の正方形で、厚さが 5 mm のネオジム永久磁石(表面磁束密度約 0.3 T)を流路を挟んで2個対向させたもの(素子1 - 図1)と、同じくネオジム永久磁石(表面磁束密度約 0.3 T)で大きさが 15 mm \times 20 mm、厚さが 5 mm のものを用いた素子(素子2)を作成し、これらを用いて実験を行った。

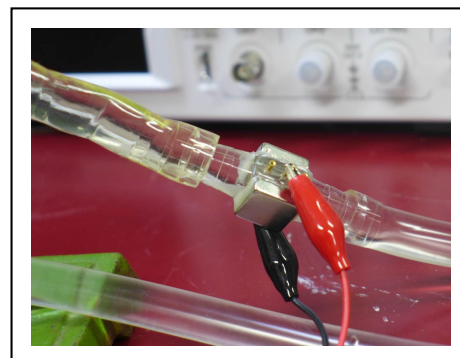


図1. 作成した起電力発生用電磁誘導素子

4・2・2 模擬循環回路

In vitro 実験に用いた模擬循環回路は、心臓に相当する人工心臓血液ポンプ、動脈系と静脈系に相当する内径 9 mm のシリコンチューブ、および、末梢毛細血管網・third space に相当するコンプライアンスチャンバー（輸液バッグを用いている）から構成され、人工心臓血液ポンプの流出口側（動脈側）に、超音波流量計、および、起電力発生用の電磁誘導素子を取り付けている。人工心臓血液ポンプに関しては、定常流を発生させる際には日機装製の遠心ポンプを、拍動流を発生させる際には、空気圧駆動方式のサック型血液ポンプ（日本ゼオン社製）及び人工心臓駆動装置（アイシン精機・Corart 103）を用いた。また、流量の測定には、トランジット型超音波流量計（トランソニック社・T208）を用い、回路を循環させる流体には生理食塩水（塩化ナトリウム 0.9w/v% 含有水）を用いた（図2）。流量波形、および、電極間に生じる起電力波形等の観察・記録には、オシロスコープ（Tektronix MSO 4054）を用いた。

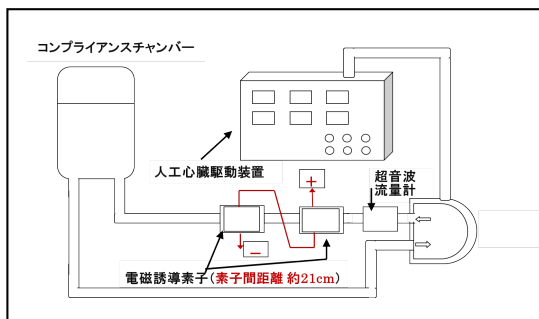


図2．実験系のブロックダイアグラム

(4・3) 実験結果

4・3・1 定常流と拍動流が発生起電力に及ぼす影響についての検討

定常流・拍動流の違いが発生する起電力に対してどのような影響を及ぼすかについて検討を行なった。実験系の流路に電磁誘導素子（2個）を装着し、日機装製の遠心ポンプを用いて、流量を段階的に 0 [l/min] から 3.5 [l/min] まで増加させ、次に逆に 3.5 [l/min] から 0 [l/min] まで段階的に低下させた場合の起電力の計測を行い、拍動型人工心臓駆動装置を用いて送血を行なった場合との比較を行なった。遠心ポンプを用いて生理食塩水を定常流で流した場合の結果を図3に示す。拍動流を流した場合の起電力は流量と強い相関を示したが（図4）、無拍動流では発生した起電力自体が最大でも 1.3 mV 程度と小さく、流量を増加させても発生する起電力はほとんど変化を示さなかった。

4・3・2 個々の素子による起電力の直列接続による総起電力値の変化

1つの素子で発生可能な起電力は数 mV と小さいので、実際に電源として用いる場合には流路に多数の素子（セル）を設置し、個々の

素子で発生する起電力を直列に接続して増幅するなどの方法をとる必要があるが、個々の電磁誘導素子の陽極・陰極が、いずれも流路内の生理食塩水を介して導通しているという問題点がある。直列増幅による総起電力の増幅が可能かどうかの検討を行なう事を目的として、実験系の模擬循環回路の流路に2個の電磁誘導素子を約 21 cm 離して配置し、拍動流を流して、それぞれの単独の素子によって陽極・陰極間に生じる起電力、および、2つの素子の陽極・陰極間の起電力を直列に接続した際の総起電力の測定を行ない、増幅されるか否かの検討を行った。この実験系を図2に、また、結果を図5に示す。

この際に得られた総起電力の値（約 7.6 mV）は、図5に示すように、個々の素子の起電力（約 2.3 mV, 5.3 mV）を積算した数値とほぼ同じ値を示した。これに対して、1つの素子内において、各 5 mm ずつ離して設置した3つの電極対の2対を用いて、これらの電極間における起電力を直列に接続した場合は、直列接続による明確な総起電力の上昇は認められなかった（ともに約 6 mV）。

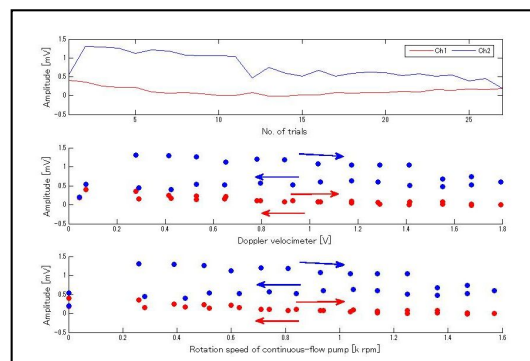


図3．遠心ポンプを用いて流量を変化させた際の電極間の起電力波形（赤い丸印：素子1、青い丸印：素子2）

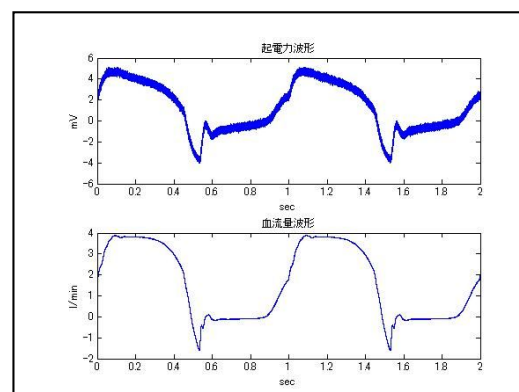


図4．素子に拍動流を流した際の流量波形（下図）と素子の電極間に生じた起電力波形（上図）

また、完全に独立した模擬循環回路を2つ

並列に作成し、それぞれの回路に各々1つ電磁誘導素子を設置した場合の、個々の素子の起電力を直列に接続した場合は、実際に計測された総起電力は個々の起電力よりも明らかに大きな値となったが、両者を積算した値と比較すると低値を示した。

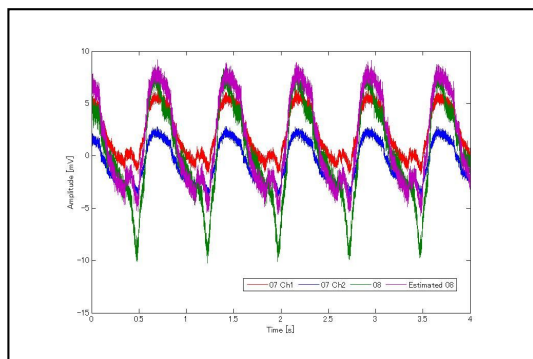


図5. 一つの模擬循環回路に2個電磁誘導素子を設置し、その出力を直列に接続した場合の、個々の素子の起電力と総起電力を示す。赤線と青線が個々の素子の出力を示し、紫線は両者を加えた値である。緑色の線は、実際に得られた総起電力であり、両者の和に近い波形が得られている。

(4・4) 考察と結論

4・4・1 永久磁石の使用 - 電極の分極

通常電磁流量計では、磁場の発生に永久磁石を用いると、電極表面に分極を生じ、起電力が生じなくなる、という事が報告されているが⁽³⁾、測定対象となる流体(冷却材)が、液体Na(金属Na)である動燃の高速増殖炉「もんじゅ」の場合には、永久磁石を用いた電磁流量計が用いられ、実際に長期間の計測が行なわれている⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽⁶⁾。本研究で目的としているシステムでは、装置のシンプル性、無電力消費性などの面から、磁場の発生に永久磁石を用いる事が1つの重要なポイントとなっているが、永久磁石を用いた結果としては、層流を流した場合には、発生する起電力は小さく、また、流量にも比例しなかったが、拍動流を流した場合には流量(流速)に対応する起電力の変化が得られている。上記の現象の原因としては、電極表面で電気二重層⁽⁷⁾⁽⁸⁾の形成などが関与している可能性が考えられるが、生体の血流は拍動流であるので、基本的には、永久磁石による磁場を用いて起電力を発生させる事は可能と考えられる。

4・4・2 起電力の直列接続による総起電力値の増幅

1つの模擬循環回路に2つの素子を設置し、両者の起電力を直列に接続した場合の総起電力は、電極間距離が小さい(5mm)場合には、得られた総起電力は、個々の電極間の起電力とほぼ同じ値であったが、素子間距離を約21cmと大きく取った場合には、起電力は(ピーク値では)個々の素子によって生じる

電位差を加算した値に近い値となった。このことから、素子間の距離をある程度離して設置する必要があるが、直列接続によって総起電力を増幅し得る可能性は示されたと考ええる。

<引用文献>

- (1) 山越憲一、戸川達男:「第3章、「生体内の流れの計測」、生体用センサと計測装置」, コロナ社(日本エム・イー学会編/ME教科書シリーズ), 東京, pp.58-103 (2000)
- (2) 山田直平, 桂井 誠:「電気磁気学【3版改定】」, 電気学会, 東京, pp.317-319 (2010)
- (3) 佐鳥聡夫:「電磁流量計」, MS TODAY, Vol.10, No.9, pp.2-3 (2001)
- (4) 小林清志, 工藤昭雄:「液体ナトリウム用永久磁石型電磁流量計の研究」, () 磁場端部効果に関する理論的考察」, 日本原子力学会誌, Vol.11, No.11, pp.669-675 (1969)
- (5) 小林清志, 工藤昭雄, 古川和男, 二瓶 勲, 山本 研:「液体ナトリウム用永久磁石型電磁流量計の研究」, () 実験」, 日本原子力学会誌, Vol.11, No.12, pp.716-720 (1969)
- (6) 伊藤和元, 和田寿一, 武田邦雄, 高荷 智, 厚田栄夫:「永久磁石式小型ナトリウム電磁流量計の出力特性」, 動力炉・核燃料開発事業団, PNC TN941 76-59, (1976)
- (7) 岡村迪夫:「電気二重層キャパシタと蓄電システム【第3版】」, 日刊工業社, 25-48, 東京, pp.25-48 (2009)
- (8) 杉本重幸:「電気二重層キャパシタによる電力貯蔵技術」 in 「電力貯蔵の技術と開発動向(伊瀬敏史、田中祀捷 監)」

5. 主な発表論文等(2件)

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 2件)

1. 満洲邦彦, 伊藤孝佑, 我妻 玲, 磯山 隆, 齋藤逸郎: 電磁誘導を用いた血液循環による発電の試み. 電気学会研究会資料 医用・生体工学研究会 MBE-14(査読なし), 75-80, 2014
2. 満洲邦彦, 磯山 隆, 齋藤逸郎: 埋め込み型センサ駆動のための電磁誘導を用いた血液循環エネルギーの電氣的エネルギーへの変換の試み - in vitro 予備実験結果について. 電気学会研究会資料 医用・生体工学研究会 MBE-13(査読なし), 103-106, 2013

〔学会発表〕(計 2件)

1. 2014年度電気学会 医用・生体工学研究会, 東京工業大学, 2014年3月21日,

2. 2013年度 電気学会 医用・生体工学研究会，東京大学先端研，2013年3月22日

〔図書〕(計 0件)

〔産業財産権〕

出願状況(計 0件)

名称：
発明者：
権利者：
種類：
番号：
出願年月日：
国内外の別：

取得状況(計 0件)

名称：
発明者：
権利者：
種類：
番号：
出願年月日：
取得年月日：
国内外の別：

〔その他〕

ホームページ等

<http://www.mels.ipc.i.u-tokyo.ac.jp/>

6. 研究組織

(1)研究代表者

満淵 邦彦 (MABUCHI Kunihiko)

東京大学・大学院情報理工学系研究科・教授

研究者番号：50192349

(2)研究分担者

なし ()

研究者番号：

(3)連携研究者

なし ()

研究者番号：