

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 24 年 6 月 15 日現在

機関番号：35302

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2010～2011

課題番号：22700519

研究課題名（和文） 電場印加式血液ポンピング法の開発

研究課題名（英文） Development of Blood Pumping Method by Electric Field Application

研究代表者

松宮 潔 (MATSUMIYA KIYOSHI)

岡山理科大学・工学部・講師

研究者番号：40396792

研究成果の概要（和文）：表面酸化処理したチタン電極を血液流路内に配置して数 10V 程度の電圧を印加することで、血中の Na イオンおよび Cl イオンを加速ターゲットの荷電粒子とした血液駆出が可能であることが示唆された。本手法により実現できる駆出力の詳細な評価のためには、電圧印加回路の改良と出力調整が必要である。また、駆出力の向上には加速ターゲットとなる荷電粒子の選定に係る検討がさらに必要である。

研究成果の概要（英文）：It is suggested that the blood pumping where the Na ion and the Cl ion are the target ionized particles of acceleration by the application of voltage of tens of volts from the titanium electrodes that is anodized in the surface and put in the blood. It is necessary to improve the output circuit itself and control of it, for the evaluation of pumping power. It is necessary to consider how to select the ionized particles as the acceleration target, for improvement of pumping power.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2011 年度	2,000,000	600,000	2,600,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,000,000	900,000	3,900,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用システム

キーワード：血液ポンプ，電場，血中イオン

## 1. 研究開始当初の背景

(1) 人工心臓あるいは血液の体外循環を必要とする医療機器（血液浄化装置，人工心肺装置）において不可欠な血液ポンプの主流は、遠心ポンプのようにフィンの付いたロータによって直接的に、あるいはロータリポンプのようにチューブなどの流路ごと押し出し力を加え血液を駆出する機械式ポンプであ

る。機械式ポンプでは、外力の作用点（フィンやチューブ）近傍で発生する応力集中により溶血など血液損傷が生じやすい。この問題の解消に向けては、機械式を前提として現在でも様々な試みが報告されているが、一方で、機械式に変わる手法により解決の可能性を探ることも有益であると考えられる。

(2) 血液ポンプとして必要な駆出力を維持しつつ血液に応力集中が生じるリスクを極力低減するためには、流路内のある一定領域の血液に対し偏りなく力が加わるような駆動方法を検討すべきである。このような駆動力としては、電磁力が利用し得る現実的な手段と言える (図 1)。

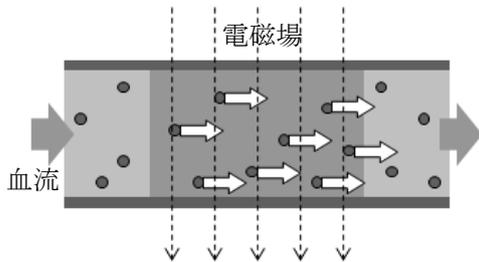


図 1 電磁場による荷電粒子の加速

(3) 電磁場の印加によりイオンなどの荷電物質を含む流体を加速させる試みとして、まず電場印加により荷電粒子を加速し、次に磁場印加によるローレンツ力で流路方向に誘導する magnetohydrodynamics (MHD) ポンプ (図 2) が、クロマトグラフィにおけるマイクロ流れ制御や、海水の噴射による船舶の推進などで試みられた。

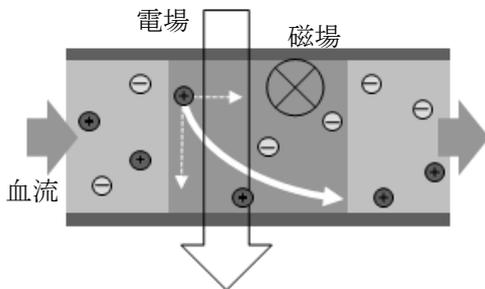


図 2 MHD ポンプの原理. 荷電物質を電場印加により加速し、さらに磁場印加により方向を変化させる。

(4) 血液も荷電物質を含む流体であることから、かつて人工心臓の血液ポンプとして開発が試みられたが、人工心臓として求められる駆出力を実現するには至っていない。MHD ポンプでは加速のための十分な電場印加が難しく、また、磁場の複雑な調整も必要であり、駆出力向上には課題が残る。

(5) 駆出力の向上のためには、電場による加速を十分行い、かつ、そこで得た駆動力をシンプルに取り出すことが重要である。そこで本研究では、血液中の荷電物質の加速を MHD ポンプよりも効果的に行うべく、原子力

研究で用いられている粒子加速器 (真空中において電荷物質を電場印加により光速レベルにまで加速する装置) の原理を応用する。

## 2. 研究の目的

(1) 正電荷と負電荷に同じ電場を印加した場合、それぞれ逆向きに加速してしまう。したがって、血液ポンプとして駆出力を得るためには、まず血液中の正電荷物質と負電荷物質を分離し、次に個別に電場を印加する必要がある (図 3)。このプロセスを実現するため、本研究では次の 2 点を具体的な達成目標とする：

- 血液を正電荷領域と負電荷領域に高度に分離する方法の開発。
- 血液中の正負に分離した後の電荷物質を効果的に加速する方法の開発。

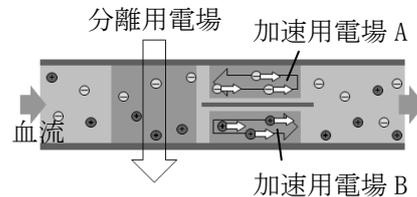


図 3 提案する電場印加式血液ポンピング法の概念図. まず、分離用電場を印加して血液を正電荷領域と負電荷領域に分離する。次に、各電荷領域に対して個別に加速用電場 A・B を印加して電荷を加速し駆出力として取り出す。

## 3. 研究の方法

(1) 血液流路としての理想と電場印加の効率の双方の兼ね合いを考慮しつつ電場印加方法を検討した。

ポンピングの対象が血液であることを考慮すると、血液凝固や溶血等のリスクを減らすため流路内での滞留や応力集中が生じないよう工夫する必要がある。すなわち、流路形状は急激変化がない方が望ましい。

一方、十分な駆出力を得るためには血中イオンに対してできるだけ大きな電場を印加することが必要であり、したがって血液中あるいは血液の近傍に電極を配置することが望ましい。

まず、血液流路としての理想 (流路形状が極力滑らかであること) を優先し、円管状の流路の外部に同心円環あるいは同心円筒形状の電極を配置する構造を検討した。導体である電極に対し血液の誘電率を水のそれと等しいと仮定し、電極に電圧を印加することで流路内に作り出せる電場を計算したところ、電極と血液の間に介在する物質は強誘電体が望ましいことが分かった (図 4)。

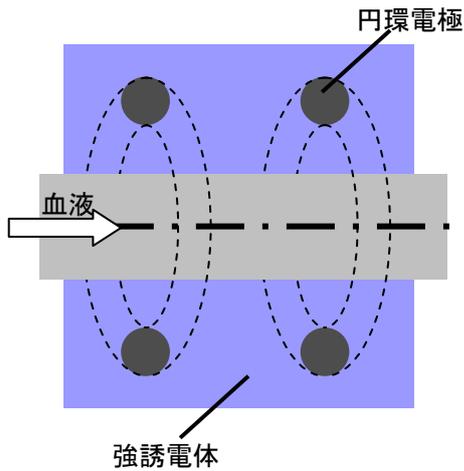


図4 血液流路外に電極を配置する場合、十分大きな電場を流路内に形成するためには、電極と血液流路の間に強誘電体を介在させる必要がある。

数少ない強誘電体としては酸化チタンやチタン酸バリウムが知られるが、素材としては基本的に紛体として存在することから所望の空間に充填する形で配置させることは容易でない。成形が容易な素材は一般に誘電率が低く、流路内に十分な電場は得られない。

(2) 次に、滞留や応力集中が少ない形状を極力目指す前提で、血液流路内に電極を配置することを検討した。

導体である電極を血液に対し露出した状態で配置すると表面に置いて血液の電気分解が生じ血液成分が損なわれる。電極はあくまで血中イオンを引き寄せあるいは遠ざけるのみである必要がある。

そこで、電極表面に誘電体を配し、電極・誘電体・血液からなるコンデンサ状態ができるようにした。電極が多くの血中イオンを引き寄せるためには強誘電体の薄膜を電極表面に生じさせるのがよいため、電極にチタンを用い、表面を酸化処理して強誘電体である酸化チタンとすることにした。

流路に沿った向きに大きな電場を作るためには、電極は流路断面方向に大きな面積を持つような形状あるいは配置が望ましいが、一方で流れの障害を軽減する必要もあるため、流路に対して斜め方向の電場を作り出せるような形状・配置を検討した。

電極に引き寄せられた血中イオンの量ができるだけ飽和状態にならないよう、流路を狭くし電極の表面積が大きくなるように設計した。

(3) 以上の検討を踏まえ、表面を酸化処理した66枚の板状チタン電極からなる電場印

加装置を製作した(図5)。これら電極に対し三相交流を印加することで陽イオンと陰イオンのいずれも同じ向きに加速される仕組みを実現した。三相交流は単相商用電源からインバータを介して得た。

電場印加装置は流路の両端において貯液槽に接続されており、一方の貯液槽から他方の貯液槽へ血液が流れることを想定した実験系となっている。

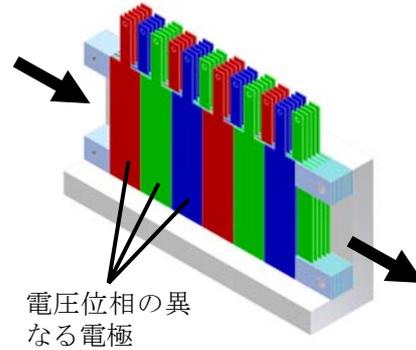


図5 チタン製板状電極を並べ、三相交流を印加する。荷電粒子(NaイオンおよびClイオン)は位相の異なる各電極に次々に引き寄せられひとつの向きに移動する。

(4) 次に、電場印加条件を検討した。実際は、電極に印加する電圧が満たすべき条件を検討した。電圧は、強力な電場を作るためには大きい方がよいが、電極表面の誘電体に絶縁破壊が生じれば電気分解による血液損傷につながるため限度があるものと予想される。大きなのみならず、周波数特性もあるものと予想されるため、電圧の大きさと周波数の選定に係る知見を得ることと適切な設定値をいくつか見つけることを目的とした。

実際には、上記(3)で製作した加速装置ではなく、2枚1組の電極を用いて実験的検討を行った。具体的には、電極間距離・電圧・周波数を変え、電極表面において絶縁破壊が生じる条件を探った。ここで得た知見を、上記(3)で製作した装置への電圧印加に利用するのが目的である。

なお、本項(4)および事項(5)の実験においては、血液ではなく生理食塩水を用いて行った。血中イオンは様々あり、どのイオンを主な対象として電場印加すべきかを探るのもひとつの課題ではあるが、初期研究であることから検討を容易にするため、NaイオンおよびClイオンのみを血中イオンとして考えることとした。

(5) 最後に上記(3)で製作した装置へ電圧を印加し、NaイオンおよびClイオンがどの程度移動できたかを評価した。具体的には塩

分濃度計を用い、電圧印加前後における上流側貯液槽および下流側貯液槽の Na 濃度を測定、比較した (図 6)。

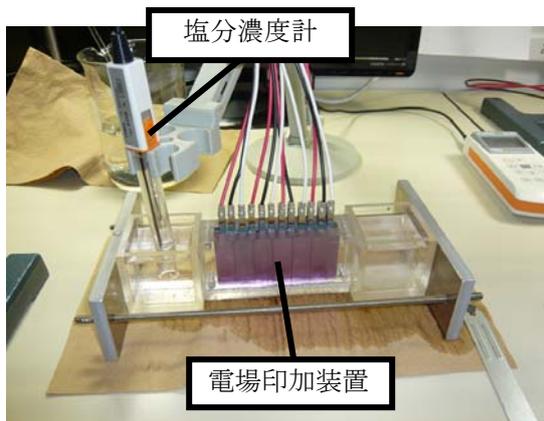


図 6 電場印加装置の上流側・下流側の端点には貯液槽が接続されている。貯液槽には Na イオン濃度を測定し、電場印加による荷電粒子の移動の効果を検証する実験系である。

#### 4. 研究成果

(1) 2 枚 1 組の電極を用いて電極間距離・電圧・周波数を変え、電極表面において絶縁破壊が生じる条件を探ったところ、以下の知見を得た：

- 電極間距離を変えても絶縁破壊 (具体的には、生理食塩水の電気分解に伴う気泡発生を判断指標とした) が生じる電圧・周波数に違いはないようだ。
- 周波数がおおよそ 1-10Hz の範囲のときは、周波数による違いが激しいが、それ以上の周波数では絶縁破壊が生じる電圧が周波数に応じて徐々に低下する。
- 周波数が 40Hz 以下の場合には振幅 20V 程度までは絶縁破壊が起きない。

なお、絶縁破壊に伴う気泡発生は、電極の極性変化に同調して生じていることが観察され、これにより、少なくとも血中イオンの移動は電極への電圧印加により実現されていることが示唆された。

(2) 次に電場印加装置にインバータで発生させた三相交流を印加した。インバータで発生した電圧は PWM (パルス幅変調) によりもたらされることを考慮し、事前検討より低い電圧を印加した。その結果、電圧印加前後において Na 濃度の明確な変化が確認できなかった。電圧出力回路の調整を行い、さらなる検討を進める予定である。

#### 5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 0 件)  
[学会発表] (計 0 件)  
[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

○出願状況 (計 0 件)  
○取得状況 (計 0 件)

[その他]

ホームページ等

<http://bme.ous.ac.jp/>

#### 6. 研究組織

(1) 研究代表者

松宮 潔 (MATSUMIYA KIYOSHI)

岡山理科大学・工学部・講師

研究者番号：40396792

(2) 研究分担者

該当なし

(3) 連携研究者

該当なし