# 科学研究費助成事業

研究成果報告書

平成 2 8 年 6 月 2 4 日現在 機関番号: 3 2 4 1 0 研究種目:基盤研究(C)(一般) 研究期間: 2013~2015 課題番号: 2 5 4 2 0 8 3 7 研究課題名(和文)バイオ機能3次元電極を利用する高性能バイオ発電デバイスの開発 研究課題名(英文) Development of high performance power-generation bio-devices using bio-finctional 3D-electrode 研究代表者 長谷部 靖(Hasebe, Yasushi) 埼玉工業大学・工学部・教授 研究者番号: 2 0 2 1 2 1 4 4 交付決定額(研究期間全体): (直接経費) 4,000,000 円

研究成果の概要(和文):酸化還元酵素や金属タンパク質を多孔性グラファイト系炭素電極上に安定かつ高活性に固定 化し、これらのバイオ機能電極をアノードおよびカソードとして糖や酸素を燃料として発電する酵素タンパク質触媒型 バイオ発電デバイスおよび自己発電型バイオセンサの開発を目的とした。より大きな触媒電流や起電力を得るため、タ ンパク質固定化法、電解液の種類やpH、温度、電子メディエータの種類などを最適化し、バイオ機能電極としての性 能を評価した。

研究成果の概要(英文): To develop highly functional protein-based bio-fuel cells, and self-powered biosensing devices, several redox-proteins and metal-proteins was successfully immobilized on the surface of carbon-felt, which is micro-electrode ensemble of micro carbon fiber (ca. 7 um in diameter) and possesses a random three-dimensional structure. To obtain larger bioelectrocatalytic current density, various experimental parameters (protein-immobilization method, kinds of buffer, pH, temperature and kinds of electron-transfer mediators) were optimized, and performance of these electrodes were evaluated.

研究分野: バイオエレクトロニクス、生物電気化学

キーワード: バイオ電池 バイオセンサ 酵素 タンパク質

#### 1.研究開始当初の背景

エネルギー・環境問題の解決などの観点か ら,バイオ電池が注目されている。中でもタ ンパク質触媒である酵素を用いる酵素型バ イオ電池は,温和な条件で作動し,生体適合 性に優れ,小型化が容易であるため,体内埋 め込み型医療機器・モバイル通信機器・マイ クロマシン用の電源,さらに電池の原理を応 用した自己発電型(自己駆動型)バイオセン サへの展開も期待でき,近年活発に研究が展 開されている。

しかし天然の酵素を利用するバイオ電池 を実用化するには,安定性(耐久性)および 出力(電流密度)の向上が課題となっている。 これらの課題を克服するためには,1)固定 化酵素の安定性の向上,2)迅速な電子移動 プロセスを可能にする新しいバイオ機能界 面(バイオインターフェース)の設計・構築 が極めて重要である。

## 2.研究の目的

カーボンフェルト(CF)は,微小炭素繊維 (直径約10µm)のランダム3次元集合体で, 大きな有効表面積,高い導電性を持ち,電極 として用いた場合,各種の電気化学活性種に 対して良好ない応答を示す。図1に CF の外 観および SEM 写真を示す。 本研究では ( 1 ) CF 表面に酸化還元酵素や金属タンパク質を 安定かつ高活性に固定化する新手法の確立, (2)酵素およびタンパク質固定化 CF の触 媒活性および各種化合物に対する応答特性 の評価,(3)酵素およびタンパク質固定化 CF のバイオ電池用電極としての評価,を目 的とした。より大きな触媒電流密度,および 起電力を得るため,タンパク質固定化法,電 解液の種類やp日,温度,電子メディエータ の種類を最適化した。



図1 カーボンフェルト(CF)

3.研究の方法

(1)CF 表面グラファイトエッジの官能基を 利用する酵素およびタンパク質の化学修飾 図2に示すように,CFのグラファイトエッ ジ面に存在する OH 基を塩化シアヌル(CC) で活性化し,酵素やタンパク質分子のリジン 残基由来のアミノ基や,タンパク質表面に存 在する糖鎖由来の水酸基を介して酵素・タン パク質を固定化した。



図2 CF への酵素・タンパク質固定化法(1)

また,図3に示すように,CF表面の水酸基を アミノ基末端を有するシラン剤で修飾し,そ の後,各種の二官能性試薬を利用して酵素・ タンパク質を固定化した。



図3 CF への酵素・タンパク質固定化法(2)

#### (2) 電気化学測定

さまざまな条件で作製した酵素・タンパク 質固定化 CF(作用極),白金線(対極),銀/ 塩化銀電極(参照極)を構成極とする3電極 システムで,サイクリックボルタンメトリー (CV)測定を行い,さまざまな測定条件で触 媒電流を比較・評価した。

#### 4.研究成果

いくつかの成果のうち,主にヘムタンパク 質固定化 CF の直接電子移動(DET)型 02還元 反応と,呼吸毒(CN および N3)による活触 媒活性阻害効果について報告する。

(1)ヘムタンパク質は,活性中心に補欠分 子族としてヘム(図4)を持つタンパク質の 総称であり,生体内において02の運搬・貯蔵 (ヘモグロビン・ミオグロビン),酸化還元 触媒(カタラーゼ・ペルオキシダーゼ),電 子伝達および薬物代謝(チトクロム類)など に関与している。生物電気化学分野でも,ヘ ム/電極間の直接電子移動(DET)反応に関 する研究が活発に展開されている。一般にタ ンパク質の活性中心は絶縁性のポリペプチ ド鎖に取り囲まれているため,活性中心の酸 化還元活性種と電極間のDETは困難な場合が 多い。従って,電子移動を促進させ,DETを 実現するためのタンパク質/電極界面(バイ オインターフェース)の設計が極めて重要で ある。



凶4 ヘムの伸迫

本研究では,ヘモグロビン(Hb)やミオグ ロビン(Mb)を CF 表面に固定化すると,特 別な電子プロモーターや固定化膜を必要と することなく活性中心ヘムと CF 間の直接電 子移動反応が生じ,高活性な02電解還元触媒 として機能することを見出した。





図 5 (A) Hb-CFの CV (B) 電流と電位掃引速度の関係

(2)ヘムタンパク質固定化 CF の電気化学 特性

図 5 A に Hb 固定化 CF (Hb-CF)の脱酸素した緩衝液 (pH5.0)で得られたサイクリックボルタモグラム (CV)を示す。Hb-CF は-0.2~-0.25V 近傍に 1 対の酸化還元波を示した ( $E^{o}$ ' = -0.22V)。Mb 固定化 CF (Mb-CF)でも同様の酸化還元波 ( $E^{o}$ ' = -0.25V)が観察

された。これらは式1に示すHbやMbのヘム [Fe()/()]の酸化還元反応に基づくもの である。

Hb(Mb)-Fe(III) +  $e^{-}$  +  $H^{+}$ 

Hb(Mb)-Fe(II) (式1)

Hb および Mb 固定化 CF では, Hb や Mb の立体構造が変化し,活性中心と CF との距 離が接近した状態で固定化されていること が考えられる。ピーク面積から算出した電気 化学的に活性な Hb および Mb の表面密度  $\Gamma$ は 2.27 × 10<sup>-12</sup> mol/cm<sup>2</sup> (Hb) および 3.04 × 10<sup>-12</sup>mol/cm<sup>2</sup> (Mb) であった。

図5Bに示すように, ピーク電流値と電位 走引速度は良好な直線関係を示し,この酸化 還元波が固定種の電子移動反応に基づくも のであることが裏付けられた。各スキャン速 度におけるピーク電位を利用する Laviron 理 論により算出した電子移動速度定数 k は 14.6 s<sup>-1</sup>(Hb) および 15.5 s<sup>-1</sup>(Mb) であった。こ の値は,これまで報告されている Hb 固定化 電極(金コロイド修飾金電極, 0.49 s<sup>-1</sup>; イオ ン液体修飾電極, 0.7 5s<sup>-1</sup>;親水性ポリマー修 飾 GC 電極, 3.45 s<sup>-1</sup>; ZrO<sub>2</sub>修飾グラファイ ト電極, 7.9 s<sup>-1</sup>)や Mb 固定化電極 (Cys 自 己集積膜被覆電極, 0.39 s<sup>-1</sup>; ナフィオン Co ナノ微粒子修飾電極, 0.59 s<sup>-1</sup>; Mb 吸着カー ボンナノチューブ電極, 5.4 s<sup>-1</sup>)よりも大き く, ヘムタンパク質と CF 間の迅速な DET を 実現した初めての例である。

(3)ヘムタンパク質固定化 CF の O<sub>2</sub> 電解還 元活性および呼吸毒による阻害効果

これまで,DET 特性を示すヘムタンパク質 固定化電極は,H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>,O<sub>2</sub>,亜硝酸,トリクロ 口酢酸の電解還元触媒活性を示すことが報 告されている。本研究では,バイオセンサや バイオエネルギー変換システムへの展開を 視野に,Hb-CF および Mb-CF のO<sub>2</sub>電解還元 触媒活性について検討した。



## 図 6 (A)Mb-CF の空気飽和溶液中での CV (B) 各濃度の N<sub>3</sub> 共存下での CV (C) 阻害率と N<sub>3</sub> 濃度の関係

図 6 A に Mb 固定化 CF ( Mb-CF ) および未 修飾 CF( bare-CF )の空気飽和緩衝液( pH5.0 ) における CV を示す。未修飾 CF では-0.2V 近 傍から CF 電極により直接電解還元に基づく O<sub>2</sub> の還元電流がゆるやかに立ち上がるが, Mb-CF では 0.05V 近傍から急激に還元電流が 立ち上がり, - 0.2V にピークを示す大きな還 元波が観察された。

この応答は、Mb-Fe(III)から電気化学的に生 じた Mb-Fe(II) (式2)が分子状 O<sub>2</sub>と反応し (式3),生じた酸化型中間体 Mb-Fe()-O<sub>2</sub>] が電気化学的に還元される(式4)ことによ るものである。

さらに,この  $O_2$  触媒還元電流は,電解液 中に  $N_3$  を共存させると図6B に示すように  $N_3$  濃度に依存して減少した。%阻害率(式5) と  $N_3$  濃度の相関関係(Fig. 6C)を元に *Hughes-Klotz*式(式6)に基づいて算出した 阻害定数  $K_i$  は Hb-CF で 5.57  $\mu$ M, Mb-CF で 5.45  $\mu$ M であった。

Mb-Fe(II) + e<sup>-</sup> → Mb-Fe(II) (式 2) Mb-Fe(II) +  $O_2 \rightarrow [Mb-Fe(II)-O_2]$  (式 3)

 $[Mb-Fe(II)-O_2] + 2H^+ + 2e^- \rightarrow$ 

Mb-Fe(II) +  $H_2O_2$  (式 4)

% inhibition (% In) = ( $I_0$ -I) /  $I_0 \times 100$  (式 5)

 $1/\% In = 1/\% In_{max} + Ki' / \% In_{max} [azide] (式 6)$ 

## 5.主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計6件)

Y. Wang, <u>Y. Hasebe</u>, Carbon felt-based bioelectrocatalytic flow-through detectors: 2, 6-dichilorophenol indophenol and peroxidase coadsorbed carbon-felt for flow amperometric determination of hydrogen peroxide, *Materials*, 査読有,7, 1142-1154 (2014)

R. Hashide, K. Yoshida, <u>Y. Hasebe</u>, M. Seno, S. Takahashi, K. Sato, and J. Anzai, Poly(lactic acid) microparticles coated with insulin-containing LbL films and their pH-dependent insuline release, *J. Nanosci. Nanotechnol.* 査読有, 14,

3100-3105 (2014).

K. Yoshida, <u>Y. Hasebe</u>, S. Takahashi, K. Sato, J. Anzai, Layer-by-layer deposited nano- and micro-assemblies for insuline delivery: A review, *Mater. Sci. Eng. C*, 查読有, 34, 384-392 (2014).

Y. Wang, T. Hosono, and <u>Y. Hasebe</u>, Hemin-adsorbed carbon felt for sensitive and rapid flow-amperometric detection of dissolved oxygen, *Microchim. Acta*, 査 読有, 180, 1295-1302 (2013).

H. Matsuhisa , M. Tsuchiya , and  $\underline{Y}$ . <u>Hasebe</u> , Protein and polysaccharidecomposite sol-gel silicate film for an interference-free amperometric glucose biosensor", Colloids Surf. B, 査読有, 111, 523-529 (2013).

<u>Y. Hasebe</u> and Y. Wang, Sensitive voltammetric and amperometric responses of respiratory toxins at hemin-adsorbed carbon-felt, *J. Environ. Sci.*, 査読有, 25, 1055-1062 (2013).

〔学会発表〕(計7件)

長谷部 靖,王 月,関 真一,ウリカー ゼ・ペルオキシダーゼ固定化カーボンフ ェルトを利用する FIA 式尿酸センサ,第 60 回化学センサ研究発表会(大阪大学, 大阪府吹田市), Proceedings of the 60th Chemical Sensor Symposium, 32, A 51-53 (2016年3月). 渡辺崇史,王月,長谷部靖,二種酵素固 定化カーボンフェルトを利用する FIA 式 バイオセンサの開発,第59回化学センサ 研究発表会(埼玉工業大学,埼玉県深谷 市), Proceedings of the 59th Chemical Sensor Symposium, 31, B 4-6 (2015年 9月). Yasushi Hasebe, Yue Wang, Yugo Kikuchi, Flow amperometric inhibition type biosensor

using tyrosinase-modified carbon-felt, The 19th International Conference on Flow Injection Analysis (19th ICFIA) (ACROS FUKUOKA, 福岡県福岡市), 407 (2014 年 12 月).

奈良和幸,青木詩織,王月,<u>長谷部 靖</u>, チロシナーゼ固定化カーボンフェルトを 用いるフロー型バイオセンサ,第57回化 学センサ研究発表会,(東京工業大学,東 京都目黒区), Proceedings of the 57th Chemical Sensor Symposium, 30, B, 127-129 (2014年9月). 細野徹,王月,<u>長谷部 靖</u>,ヘミン吸着電 極の電解触媒活性を利用する溶存酸素お よび呼吸毒の電気化学センシング,第56 回化学センサ研究発表会(関西大学,大 阪府吹田市), Proceedings of the 56th Chemical Sensor Symposium, 30, A,

〔図書〕(計1件)

16-18 (2014年3月).

内山俊一,<u>長谷部靖</u>,浜名浩,松浦宏昭, 齋藤貴,吉田泰彦,石井茂,藤沼弘,分 子認識を基礎とする分析化学 改定第2 版,宣協社(分担),161-202 (2015).

〔その他〕

ホームページ等 http://www.sit.ac.jp/user/hasebe/index.html

6.研究組織
(1)研究代表者
長谷部 靖(HASEBE Yasushi)
埼玉工業大学・工学部・教授
研究者番号:20212144