

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載
 【部門区分】第 6 部門第 1 区分
 【発行日】平成24年6月14日 (2012.6.14)

【公表番号】特表2009-544957(P2009-544957A)
 【公表日】平成21年12月17日 (2009.12.17)
 【年通号数】公開・登録公報2009-050
 【出願番号】特願2009-521196(P2009-521196)
 【国際特許分類】

G 0 1 N 27/416 (2006.01)

G 0 1 N 27/327 (2006.01)

G 0 1 N 27/28 (2006.01)

G 0 1 N 33/66 (2006.01)

【F I】

G 0 1 N 27/46 3 3 6 B

G 0 1 N 27/30 3 5 3 F

G 0 1 N 27/30 3 5 3 B

G 0 1 N 27/30 3 5 3 R

G 0 1 N 27/46 3 3 8

G 0 1 N 27/28 R

G 0 1 N 27/46 3 3 6 C

G 0 1 N 33/66 A

【誤訳訂正書】

【提出日】平成24年4月18日 (2012.4.18)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体液サンプル中の所定の生物化合物を電気化学測定法により測定するシステムにおいて、

前記電気化学測定法は、前記生物化合物に特異的な酵素で他の生物化合物によって干渉される所定の生物化合物に特異的な酵素を用いて行い、

(A) 電気化学センサと、

ここで、前記電気化学センサは、測定装置を測定用電極と基準電極に接続する電流コレクタを搭載する基板を有し、前記測定用電極は、前記生物化合物に特異的な酵素を有する反応物でコーティングされ、

(B) 前記測定用電極を複数の所定温度に設定する温度設定手段と、

(C) 前記電気化学センサを収納する測定装置と、

ここで、前記測定装置は、前記温度設定手段を制御する電子回路と、前記センサからの信号を処理する装置とを有し、可変あるいは不変の電流あるいは電圧を測定用電極と基準電極との間にか、前記測定装置は、前記所定の生物化合物に属する信号と他の生物化合物による干渉の結果発生した信号とを識別する

を有する

ことを特徴とする体液サンプル中の所定の生物化合物を電気化学法により測定するシステム。

【請求項 2】

前記温度設定手段は、加熱コイルにより形成され、
前記加熱コイルは、前記センサ内に埋設され、前記測定用電極の下に伸びる
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

前記温度設定手段は、加熱コイルにより形成され、
前記加熱コイルは、前記測定装置と一体に形成され、前記センサが前記測定装置内に
挿入された時に、前記測定用電極の下に配置される
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 4】

前記加熱コイルには、パルス電流または非パルス電流の電力が加えられる
ことを特徴とする請求項 2 又は 3 記載のシステム。

【請求項 5】

前記基板は、セラミック製である
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記基板は、50℃迄耐えるプラスチック材料製である
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 7】

前記基板は、
(X) 加熱手段と測定装置への接続手段を搭載する絶縁性底部基板と、
(Y) 表面に電極と測定装置への接続手段とを搭載する絶縁性中間基板と、
(Z) 電極用と接続領域用の開口を有する絶縁性上部基板と
から形成される
ことを特徴とする請求項 2 記載のシステム。

【請求項 8】

前記反応物は、センサの測定用電極に陽極性電着により配置される
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 9】

前記生物化合物に特異的な酵素は、補因子でリンクされることで、反応物の組成内
に含有される
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 10】

前記反応物は、前記生物化合物に特異的な酵素と測定用電極との間の電子の移動を
容易にする中間媒介物を含む
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 11】

前記測定システムは、血液中のグルコースのレベルを測定するために用いられ、
前記生物化合物に特異的な酵素は、グルコースデヒドロゲナーゼである
ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 12】

前記グルコースデヒドロゲナーゼは、補因子として、ピロロキノリンキノン (PQ
Q-sGDH) を有する反応物中に存在する
ことを特徴とする請求項 11 記載のシステム。

【請求項 13】

前記反応物の組成中に入る中間媒介物は、フェロセン派生物とオスミウム錯体から
選択される
ことを特徴とする請求項 10 又は 11 記載のシステム。

【請求項 14】

前記グルコースに属する信号を、単糖類(サッカリド)、オリゴ糖あるいはオリゴ
多糖類、マルトースを有する干渉信号から、識別する

ことを特徴とする請求項 1 1 - 1 3 のいずれかに記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記電気化学測定は、電極間に 0 ~ 5 0 0 m V の電圧をかけ、その電流量を測定することにより、行われる

ことを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記測定装置は、グルコースレベルを表示する表示スクリーンを有することを特徴とする請求項 1 記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記測定装置は、実行された測定値の結果を従来の測定値と比較して表示するためのメモリを有する

前記表示は、グラフの形態である

ことを特徴とする請求項 1 6 記載のシステム。

【請求項 1 8】

体液サンプル中の所定の生物化合物を電気化学測定法により測定する方法において、

前記電気化学測定法は、前記生物化合物に特異的な酵素で他の生物化合物によって干渉される所定の生物化合物に特異的な酵素を用いて行い、

(A) 体液のサンプルを電気化学センサの測定領域上に配置するステップと、
ここで、前記電気化学センサは、基準電極と測定用電極とを有し、前記測定用電極は、前記生物化合物に特異的な酵素を有する反応物でコーティングされ、

(B) 前記センサを測定装置内に導入するステップと、
ここで、前記測定装置は、電源に接続され、電気回路を有し、前記測定装置は、可変または不変の電流又は電圧を、前記基準電極と測定用電極間にかけ、前記測定用電極を複数の温度に設定する温度設定手段を有し、

(C) 複数の温度で得られた信号を解析装置に与えるステップと、
を有し

これにより、前記所定の生物化合物に属する信号と他の生物化合物による干渉の結果発生した信号とを識別する

ことを特徴とする体液中の所定の生物化合物を電気化学測定法により測定する方法。

【請求項 1 9】

前記温度設定手段は、前記電気化学センサ内または測定装置に一体に形成された加熱コイルである

ことを特徴とする請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 0】

前記解析装置は、信号を複数の線形回帰を介して処理するプログラムを有することを特徴とする請求項 1 8 記載の方法。

【請求項 2 1】

血液中の所定の生物化合物を前記生物化合物に特異な酵素を用いて測定する電気化学センサにおいて、前記電気化学センサは、

基準電極と測定用電極とを有し、

前記測定用電極は、前記生物化合物に特異な酵素を有する反応物でコーティングされ、

前記電気化学センサは、前記測定用電極の下に絶縁状態で配置される加熱コイルを有し、

測定領域において、複数の温度により所定の生物化合物に属する信号を、他の生物化合物による干渉の結果発生した信号から識別する

ことを特徴とする血液中の所定の生物化合物を測定する電気化学センサ。

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】酵素を用いて生物化合物を測定する電気化学システム

【技術分野】

【0001】

本発明は、体液サンプル中の所定の生物化合物のレベルを、前記生物化合物に特異的な酵素を用いて測定する電気化学のシステムに関する。前記酵素は、他の生物化合物と干渉する。本発明は、グルコースデヒドロゲナーゼ（GDH: glucose dehydrogenase）の手段により、血液中のグルコースの電流測定法を例に説明する。

【背景技術】

【0002】

血液中のグルコース（ブドウ糖）のレベルを正確にモニタすることは、多数の糖尿病患者にとって生死にかかる事項である。その理由は、糖尿病患者は、同時に他の病気の治療を受けていることが多いからである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許第5393903号明細書

【0004】

グルコースのレベルを測定する多数の小型装置が従来から存在する。これらの装置により、投与すべきインシュリンの量を決定し、糖尿病患者の日常生活を維持向上させている。これらの装置は、血液サンプルが廃棄可能なセンサ上に置かれ、血液サンプル中のグルコース内に生物化合物に特異的な酵素が存在する状態で電流測定による電気化学測定を利用している。

【0005】

現在最も多く使用されている酵素は、グルコースオキシダーゼ(GOD: glucose oxydase)である。その理由は、グルコースオキシダーゼ(GOD)は、グルコースにとって非常に特異であり、他のオリゴ糖（oligosaccharides）の排除にとっても特異であり、信号強度の点では温度変動に影響されないからである。しかしグルコースオキシダーゼ(GOD)は、酸素の存在に非常に敏感である欠点がある。通常この酸素濃度は、変動し、正確なグルコースレベルの測定に誤差を与える。このような欠点を回避するために、電子の移動を加速させ酸素の影響を取り除くような中間媒介物の使用が提案されている。最も多く使用されている中間媒介物は、特許文献1に開示されたフェロセンとその派生物（ferrocene and its derivatives）とオスミウム錯体（osmium complexes）を挙げることができる。

【0006】

中間媒介物として、グルコースデヒドロゲナーゼを使用することもあるが、これは酸素の存在に影響されない利点がある。しかしグルコースデヒドロゲナーゼ（GDH）は、グルコース比が少ない欠点及び他の単糖類、オリゴ糖、オリゴ多糖類、例えば麦芽糖（マルトース）と干渉する欠点がある。その結果、グルコースレベルは多めに測定され、その結果インシュリンの投与が不適切となる。これは糖尿病患者にとって重大な欠点となる。糖尿病患者は、例えば、連続して通院可能な腹膜透析（CAPD: continuous ambulatory peritoneal dialysis）を受けなければならない。これは、 α -アミラーゼ（ α -amylase）によって酸化されたイコデキストリン（icodextrine）を、マルトース（maltose）やマルトトリオース（maltotriose）、マルトテトロース（maltotetrose）のようなオリゴ糖類で吸収することによって行う。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、体液中の所定の生物化合物を、前記生物化合物に特異的な酵素を用いて測定する信頼できる電気化学システムを提供することである。これは、測定すべき生物化合物の信号を他の生物化合物の信号から識別する処理基準に従って行われる。この識別は、温度の関数として、測定すべき生物化合物と干渉する生物化合物の感受性に依存して行われる。その結果、様々な反応速度性 (kinetics) を生みだし、これにより、各生物化合物の信号を分離できる。

【0008】

本発明は、グルコースデヒドロゲナーゼを用いて、電気化学測定により血液サンプル中のグルコースレベルを測定するシステムを例に説明する。

【0009】

本発明のシステムは、電子測定装置を含む。この電子測定装置は、電気化学センサを収納し、複数の所定の温度を測定用電極にかける。その結果、測定すべき生物化合物に属する信号を別の生物化合物からの信号と識別できる。このセンサは、基板の形態で形成される。この基板は、測定装置をセンサの測定用電極と基準電極に接続する電流コレクタを搭載する。

【0010】

測定用電極上に落とされた反応物は、少なくとも酵素を有し、同時に、この酵素と中間媒介物 (例：フェロセン派生物とオスミウム錯体) の補因子を有し、酵素と測定用電極との間の電子の移動を容易にする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の第1実施例によれば、測定用電極を複数の温度に設定する手段は、加熱コイルにより形成される。この加熱コイルは、センサ基板内に埋設され、測定用電極の下に絶縁状態で配置される。この加熱コイルは、測定装置に接続される。この測定装置は、例えばパルス電流を送信し、従来の校正基準に従って、複数の所定温度に設定する。これにより測定中の生物化合物に属する信号を、所定温度で受信した別の生物化合物からの信号から、数学的処理をすることにより、識別できる。

【0012】

本発明の第2実施例によれば、加熱コイルは測定装置と一体に形成され、その結果センサが導入された時に測定ゾーンは、このコイルの上に形成される。

【0013】

測定用電極を複数の温度にするために、当業者は、前記測定用電極を2つの温度にする他の装置、例えば前記電極のサーモスタットを容易に想到できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の研究室レベルの装置のブロック図。

【図2】測定用電極上における反応を表す図。

【図3】センサの温度校正グラフ。

【図4】様々な温度のセンサのグルコースの濃度に対する応答を表す図。

【図5】様々な温度のセンサのマルトースの濃度に対する応答を表す図。

【図6】様々な温度のセンサのマルトースを含有しない様々な濃度のグルコースに対する応答を表す図。

【図7】様々な温度のセンサの所定濃度 (0.04 mM) のマルトースを含有する様々な濃度のグルコースに対する応答を表す図。

【図8】グルコースとマルトースに対するセンサの応答の温度と最大電流強度の関係を表すグラフ。

【図9】グルコースとマルトースに対するセンサの応答の温度とミカエリス定数 ("Michaelis constant") の関係を表すグラフ。

【図10】マルトースが有る場合 (アスタリスク印) と無い場合 (黒四角) において、グルコースの測定を行う為、測定値と計算値との間の相関を表すグラフ。

【図 1 1】 グルコースレベルを測定する本発明の携帯用のグルコース・レベル測定装置。

【図 1 2】 本発明の第 1 実施例のセンサの拡大図。

【図 1 3】 本発明の第 2 実施例のセンサの拡大図。

【図 1 4】 さらに別の実施例における測定装置の部分拡大図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図 1 は、以下に説明する実験装置を製造するために用いられた研究室レベルの構成要素を示す。本発明のシステムは、電子制御ケース 1 を有する。この電子制御ケース 1 は、第 1 の電位測定装置 3 と第 2 の電位測定装置 13 を有する。電子制御ケース 1 は、基準電極 5、測定用電極 7、対向電極 9 に、それぞれコネクタ 5a、7a、9a を介して、接続される。基準電極 5 は、Ag / AgCl / 3M KCl 製である。測定用電極 7 と対向電極 9 はプラチナ製である。電子制御ケース 1 は、接続ケーブル 11a、11b を介して、セラミック製基板 17 に搭載された加熱コイル 11 に、パルス電流または非パルス電流を流す。セラミック製基板 17 は、プラチナ製ディスクで形成された測定用電極 7 を搭載する。このプラチナ製のディスクは、2 mm の直径でセラミック製基板 17 の表面にスクリーン印刷で、形成される。

【0016】

加熱コイル 11 により測定用電極 7 の表面温度を変える。ただしこれは、媒介物の温度に顕著な影響を及ぼさずに、更に電極上に配置された検査すべきサンプル・ドロップの全体温度に影響を及ぼさずに、行うのが好ましい。これらの全体装置は周囲温度に維持される。その結果、サンプルと電極との間の電気化学反応が起きる場所の加熱は、局所的となり速くなる

【0017】

第 2 電位測定装置 13 は、関連する制御部材と共に、複数（通常 2 - 8 種類）の温度を、パルス電流の特徴に従って、かける。この装置 13 は、さらに測定値を見る画像表示装置 15 と電極装置（図示せず）用の接続手段 19 とを有する。この画像表示装置 15 が、測定結果を従来の測定結果と比較するグラフの形で表示する。

【0018】

本発明のシステムは、容器 21 を有する。容器 21 に電解液 23 を入れ、測定サンプルあるいはテストサンプルを収納する。この電解液 23 は、全ての測定時に、20 mM の HEPES と、20 mM の KCl と、1 mM の CaCl_2 を有する。

【0019】

本発明の一実施例によれば、容器 21 を省くこともできる。この場合、サンプルは測定用電極上に直接落とされた 1 個のドロップにより形成される。

【0020】

この実施例において、測定用電極 7 は、PQQ-sGDH (補因子としてピロロキノリン (pyrroloquinoline) を触媒としたグルコースデヒドロゲナーゼ) と、中間媒介物としてのオスミウム 錯体 を含む反応物でカバーされる。この 中間媒介物 が酵素と電極との間の電子移動を容易にする。

【0021】

その反応物は、公知の技術により、陽極電化沈殿水素ゲル (EDP: anodic electrodeposition hydrogel) の形態で堆積される。他の堆積方法、例えば、ピペッティングによっても、達成できる。

【0022】

図 2 は、解析すべき媒介物がグルコース (glucose) とマルトース (maltose: グルコース二量体) の両方を含む場合の測定用電極の表面での反応状態を表す。図 2 において、 D_M はグルコースの拡散係数を、 D_D はマルトースの拡散係数を、 D_{ML} はグルコノラクトナーゼ (gluconolactone) の拡散係数を、 D_{DL} はマルトノラクトノラクトナーゼ (maltonolactone) の拡散係数を、 K_{ET1} は酵素の活性部位 (触媒作用が行われる特定部位) のピロロキノリンキノン (PQQ: pyrroloquinoline quinone) とポリマ構造のオ

スミウム錯体との間の電子移動係数を、 K_{ET} はオスミウム・ポリマの電子飛躍係数を、 K_{ET} は Os^{++} が Os^{+++} に変わる電気化学酸化係数を表す。これらは、測定用電極 7 の表面上での反応である。

【0023】

当業者は、グルコースデヒドロゲナーゼとは別の酵素を、他の補因子あるいは他の中間媒介物を用いて、所望の化学反応の電流値を得ることもできる。その一例を図 2 に示す。通常、中間媒介物は、オスミウム化合物、ルテニウム化合物、フェロセン化合物から選択される。

【0024】

図 3 は、温度校正グラフを示す。即ち、センサの測定用電極の表面上の温度を、既知の期間加えられた電流の関数として示す。公知の電位校正方法は、DC/AC コンバータ手段あるいは類似のコンバータ手段により、加熱コイルにパルスモードで所定電圧をかけることにより、行われる。

【0025】

この電気化学測定は、0～750 mV（好ましくは 300 mV）の電圧を電極間にかけることによる電流測定法で実行される。引加電圧は、センサの構造特徴によって変わる。

【0026】

図 3 の実験は、40 秒間持続する 8 個のパルスを測定用電極に加え、その表面温度を測定し、0.15 mM のグルコースを含むバッファ媒介物に浸したセンサの電流を連続的に記録することにより行った。同図から判るように、この測定では、温度は 28℃と 50.5℃の間で変化させた。左上に挿入したグラフに示すように、加えた電流強度と温度とは相関関係を有する。以下の説明は、50℃未満の温度に限定する。その理由は、50℃を超えると、PQQ 補因子による活性化の急激な落ち込みが観測されるからである。実際に以下の実験においては、30 秒持続する 7 個のパルス電流を用いて、7 種類の温度にした時を、図 4～7 のグラフに示す。図中の記号は、四角印は周囲温度が 23℃に、丸印が 28℃に、三角印が 30℃に、プラス印が 34℃に、菱形印が 38℃に、星印が 43℃に、アスタリスク印が 48℃に対応する。

【0027】

図 4 はグルコースに対するグラフを、図 5 はマルトースに対するグラフを示す。同図に示したカーブは、前記の様々な温度における解析すべき化合物（グルコース、マルトース）の濃度を増加させた場合のセンサの応答（電流値）を示す。同図から判るように、同一濃度では、センサの応答電流は、グルコース（図 4）の方が、マルトース（図 5）よりも遙かに高い。

【0028】

図 6 は、グルコースのみの濃度を变化させた場合の各種の周囲温度における実験結果を示し、図 7 は、0.04 mM のマルトースを含有した状態でグルコースの濃度を变化させた場合の各種の周囲温度における実験結果を示す。同図から判るように、センサの応答電流は、グルコースとマルトースが存在する場合（図 7）は、グルコースのみの場合（図 6）よりも低い。この事実は、グルコースの酸化の拮抗的阻害（competitive inhibition）により説明できる。この拮抗的阻害は、酵素の活性部位がマルトースによりブロックされることが原因である。

【0029】

この自動的加熱措置により、センサの表面上の狭い領域のみの局所的な温度変動を引き起こし（しかし電解質の温度をほとんど変化させない）、大量の測定値が、様々な温度における解析すべき化合物の様々な濃度に対し得られた。

【0030】

図 8 に示すように、センサの性能は、最大値電流 I_{Max}^{app} でも、図 9 に示すように、ミカエリス定数（Michaelis constant） K_M^{app} でも評価できる。図 8, 9 のグラフとも、黒丸印はグルコースを、黒三角印はマルトースを示す。図 8 に示すように、温度上

昇に対し、両方の化合物（グルコース、マルトース）に対し、最大値電流 $I_{\text{Max}}^{\text{app}}$ の線形増加が観測される。ただし、グルコースの信号（黒丸印）は、マルトースの信号（黒三角印）よりも若干高い。

【0031】

図9に示すように、ミカエリス定数（Michaelis） K_M^{app} に関しては、グルコース（黒丸印）とマルトース（黒三角印）は、温度上昇に対し、全く別の挙動を示す。同図から判るように、グルコースの値（黒丸印）は、温度の上昇からほとんど影響を受けないが、マルトースの値（黒三角印）は、温度上昇と共に線形に上昇している。これにより、グルコースの信号とマルトースの信号とを識別できる。

【0032】

温度変化に対し、グルコースとマルトースに対するミカエリス定数（Michaelis） K_M^{app} の差、即ち反応速度に差があるために、数学的なプロセスで、信号を識別しそれらを区別することができる。これは、複数の線形回帰（入力値としての様々な温度に電流強度と出力値としてのグルコースの濃度を用いて）を用いて行われる。

【0033】

図10のグラフは、グルコース／マルトースの混合物で、グルコースの濃度が0 mM、0.02 mM、0.04 mM、0.06 mM、0.08 mM、0.1 mMで、マルトースの濃度が0 mM（即ち、マルトースを含有しない：黒四角）と、マルトースの濃度が0.04 mM（アスタリスク印）の混合物で、実験を行った結果を示す。横軸に測定されたグルコース濃度を、縦軸にmode/mMから計算されたグルコース濃度を示す。同図に示すように、マルトースが存在するか否かを問わず、グルコースのレベル（濃度）を決定する際し極めて高い精度が得られる。本発明のモデルの高い性能レベルは、決定係数 $R^2 = 0.968$ の高い値と、平均二次誤差値 $\text{RMSE} = 0.0018 \text{ mM}$ と、平均相対誤差 $\text{RE} = 8.8\%$ の低い値の両方で確認された。

【0034】

図11-14に、図1のシステムの全ての機能を有する様々な実施例による本発明の携帯用の計測装置を示す。この計測装置が小型であるために、糖尿病患者が何処に行こうとも、この本発明の携帯計測装置を携帯できる。

【0035】

本発明の装置は、電気化学センサ10を収納する測定装置2を有する。この電気化学センサ10をケース6に形成されたスロット4内に挿入する。このケース6は、シェル6a、6bから形成される。ケース6は、測定結果を表示する表示スクリーン8を有する。このケース6は、電源を有するかあるいは電源に接続される。そのケース6は、さらに電気化学センサ10の電極間に所定の電圧を加え、測定用電極の加熱回路に電力を加える電子回路（図示せず）を有する。これに関しては、図12に示す。図12は、本発明の第1実施例のセンサ12を示す。

【実施例1】

【0036】

この第1実施例において、センサ12は基板14から形成される。この基板14は、多層の焼結セラミック製あるいは類似の材料製で、測定開口16と接続開口18とを有する。測定開口16から測定用電極16aと基準電極16bが見える。接続開口18から接続領域18a、18bが見える。電極16a、16bと接続領域18a、18bは、導電性バス20a、20bで接続される。導電性バス20a、20bは、セラミック材料（基板14）中に埋設される。測定用電極16aは、前記組成物、即ち、少なくともPQQ-sGDHとオスミウム錯体を含む反応物でコーティングされる。この反応物は、ヒドロゲル陽極性電着（EDP：electrodeposition of a hydorgel）等により電極16a、16b間に形成される。

【0037】

センサ12は、さらにプラチナ製の加熱コイルを有する。この加熱コイルは、電極16aの下に配置され、セラミック材料内に埋設される。加熱コイルは、導体26a、2

6 bにより、接触領域 28 a、28 bに接続される。これらの接触領域 28 a、28 bは、接続領域 18 a、18 bの下に配置される。その加熱コイルは、電源に電力を加える回路等から絶縁されている。センサ 12は、2つの電極を有するが、カウンター電極も有することができる。

【実施例 2】

【0038】

図 13は、本発明の第 2 実施例を示す。この第 2 実施例が第 1 実施例と異なる点は、基板 14がプラスチック製である点である。ここに示した実施例において、基板 14は、PET製の舌状の 3枚の基板 14 a、14 b、14 cを積層して形成する。この PET材料は、50℃以下の温度に耐えられる。底部基板 14 aは、加熱コイル 24と導体 26 a、26 bを有する。接触領域 28 a、28 bがセンサのエッジ上に配置されている。中間基板 14 bの上部表面は、電極 16 a、16 bと、導電性バス 20 a、20 bと、接続領域 18 a、18 bとを搭載する。これらは加熱コイル 24から絶縁されている。上部基板 14 cは、測定開口 16と接続開口 18を有する。

【0039】

上記の 2つの実施例において、加熱コイル 24はセンサ本体内に組み込まれる。図 14に示す実施例において、加熱コイル 24は、加熱コイル 24をプレート 4 a内に配置することにより、センサから分離される。言い換えると、センサ 10は、加熱コイルを具備しない。このプレート 4 aは、図 11の測定装置 2のスロット 4を延ばした部分に相当する。その結果、測定用電極 16 aは、センサ 10がスロット 4内に係合した時には、加熱コイル 24上に配置される。この状態において、センサは、グルコースのレベルをグルコースオキシダーゼを用いて測定する場合、全体的に従来の形状（図 11の電気化学センサ 10）をしている。

【0040】

本発明の変形例として、測定用電極と加熱コイルの間に配置された基板の絶縁部分を薄くすること、あるいは複数の温度を測定用電極にかける別の装置を有することも可能である。

【0041】

以上の説明は、本発明の一実施例に関するもので、この技術分野の当業者であれば、本発明の種々の変形例を考え得るが、それらはいずれも本発明の技術的範囲に包含される。特許請求の範囲の構成要素の後に記載した括弧内の番号は、図面の部品番号に対応し、発明の容易なる理解の為に付したものであり、発明を限定的に解釈するために用いてはならない。また、同一番号でも明細書と特許請求の範囲の部品名は必ずしも同一ではない。これは上記した理由による。

【符号の説明】

【0042】

- 1 電子制御ケース
- 5 基準電極
- 7 測定用電極
- 9 対向電極
- 5 a, 7 a, 9 a コネクタ
- 11 加熱コイル
- 11 a, 11 b 接続ケーブル
- 17 セラミック製基板
- 19 接続手段
- 21 容器
- 23 電解液
- 2 測定装置
- 4 a プレート
- 4 スロット

6 ケース
6 a, 6 b シェル
8 表示スクリーン
10 電気化学センサ
12 センサ
14 基板
16 a 測定用電極
16 b 基準電極
16 a、16 b 電極
18 a, 18 b 接続領域
24 加熱コイル
20 a, 20 b 導電性パス
26 a, 26 b 導体
28 a, 28 b 接触領域

図 2

電極、グルコース、マルトース、グルコノラクトン、マルトノラクトン

図 6

縦軸；モード／mMから計算されたグルコース