

2450型ソースメータ (SMU) を使用した バイオセンサ／トランスデューサの検証

はじめに

生物学／医薬、半導体電子回路、ナノサイエンスの技術進歩により、バイオエレクトロニクスは健康管理を変え、セキュリティ・システムを強化し、環境／食品／水資源を保護し、暮らし全般を改善する可能性を持つようになりました。半導体とナノスケール技術により、非侵襲性の物理センサ、ラボチップ (lab-on-a-chip) ツール、人口装具／インプラント、医療テレマティクス・システムの進歩が可能になりました。

バイオセンサの研究が進化しています。バイオセンサは解析デバイスであり、特定の検体、物質、または化学成分の検出に使用されています。具体的には、生体反応を電気信号に変換することにより、生物学的組成、構造、機能を理解するために使用されます。多くの場合、トランジスタと同じくらいにシンプルな検出器です。しかし、設計で半導体、電気機械、または光の構造アプローチを採用するかによって、さらなる開発のための設計検証には、これらのセンサの電気部分を正しくテストする必要があります。

電気信号を出力するさまざまなバイオセンサ／トランスデューサ技術は、検出システムの求めるスピード、操作性という分野において大きなメリットがあります。正しくテストし、校正することにより、バイオセンサはこのような要求に応えることができ、信頼性の高い結果が得られることで間違った判定の可能性を最小限に抑えることができます。

バイオセンサ／トランスデューサは単にバイオセンサとも呼ばれ、以下のような機能を持つデバイスと定義されています。

1. 生理学的変化またはプロセスに関する情報を検出し、記録し、処理し、転送する機能
2. 生物学的材料を利用し、物質 (検体) のさまざまな化学物質の存在をモニタする機能
3. 電気インタフェース (トランスデューサ) と生物学的に反応／選択する要素を結び付ける機能

より正確に言えば、バイオセンサはターゲットの検体を認識する生体分子であるバイオレセプタを含んでいます。バイオセンサのトランスデューサ部は、認識イベントを、目的の化学的または生物学的ターゲットの量または存在と相関性のある、測定可能な信号に変換します。一般的なバイオセンサのモデルを図1に示します。

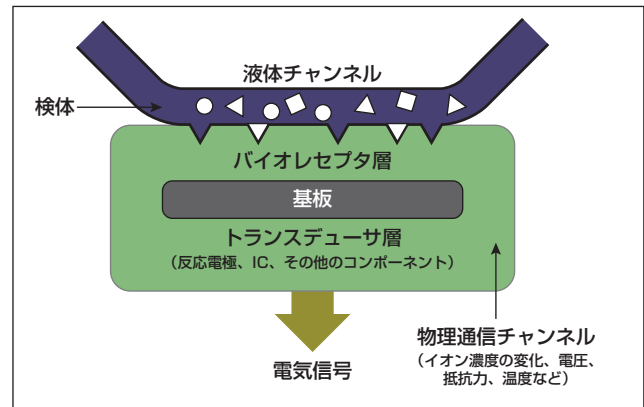


図1. 一般的なバイオセンサの概略図

バイオセンサ・システムの性能基準に含まれるもの：

1. スピードと、非技術系の人間でも扱える操作性 (テスト／校正／保守)
2. ターゲット検体の選択能力。正しい結果を得るには、化学物質の干渉を最小限にする必要がある
3. 感度／分解能
4. リニアリティ (センサ校正カーブの直線の最大値。センサのリニアリティは、高い基板濃度の検出で高いこと)
5. 確度／再現性
6. ダイナミック・レンジ。濃い検体濃度では、センサの有効性は低下しない
7. 環境的な堅牢性 (温度、電気ノイズ、物理的衝撃、振動などに対し、比較的影響を受けにくいこと)
8. 寿命／適応性
9. 安全性／統合性 (人間、機器、検体に対して)

読取り可能な電気出力で迅速に検出するため、研究者は家庭の医療モニタ・システムなど、現場で持ち運び可能な、バイオレセプタ機能と半導体デバイスを組み合わせたバイオセンサを開発しています。同様にバイオセンサは、インプラント可能な医療システムでの使用でも研究されています。

2450型ソースメータ (SMU) を使用した バイオセンサ／トランスデューサの検証

センサ設計

バイオセンサの設計アプローチにはさまざまな方法があります。一つは、オリゴヌクレオチド・センサと核酸反応による病原体の検出です。もう一つの設計アプローチは、SPR (Surface Plasmon Resonance、表面プラズモン共鳴) によるタンパク質やDNAなどの生体分子の検出です。SPRベースのセンサは、特定の配位子 (リガンド) をトランスデューサ表面に添加するセンサ・チップ・インタフェースを使用し、表面基質の感度を測定することで、標識なしに分子の相互作用をリアルタイムに調べることができます。

細胞組織レベルのセンサも開発されています。このセンサは、生物学的、化学的脅威エージェントの両方の存在に機能的に反応する、チップ上の生体細胞を利用しています。多細胞の組織の機能に似せて設計されているため、このセンサは、既知および以前は特性評価されていなかったエージェントの両方に反応します。トランスデューサは、生体細胞表面の電荷の小さな変化を感知します。

電気化学によるバイオセンサは、さまざまなアプリケーションでも使用されています。電気化学によるバイオセンサは、一般に電荷を生成または消費する、酵素触媒反応をベースにしています (このような酵素は、正しくは酸化還元酵素と呼ばれます)。センサ基質には、基準電極、作用電極、カウンタ電極の3種類の電極が含まれています。ターゲットの検体は、アクティブな電極表面で発生する反応に含まれており、反応により二重層での電荷転送となるか (電流の発生)、二重層の電位 (電圧の発生) に寄与します。固定電位における電流 (電荷の流れるレートは検体の濃度に比例) またはゼロ電流における電位が測定できます (ログ反応)。[1]

もう一つの例が電気化学電位差バイオセンサ (ゼロ電流で発生する電位差) であり、広いダイナミック・レンジでログ応答になります。このようなセンサは、導電性ポリマでコーティングされたプラスチックの基質上に電極パターンをスクリーン印刷し、タンパク質 (酵素または抗体) を添加して作られます。電極は2つしかなく、非常に高い感度があり、丈夫です。

生物学的検知要素は検体に対して高い選択能力があるため、すべてのバイオセンサには試料調製が含まれています。センサの表面で変化が起こるため、導電性ポリマ層における電気化学/物理的変化によって信号が生成されます。このような変化は、イオン強度、pH、水和反応、酸化還元反応で起こり、酸化還元反応は酵素標識が基質を変化させる場合に発生します。ゲート領域が酵素または抗体に変更されたFET (Field Effect Transistor、電界効果トランジスタ) は、検体がFETのゲート領域に結合することによりドレイン・ソース電流に変化が起きるため、さまざまな検体の非常に低い濃度を検出することもできます。[1]

近年、ナノ化学の分野では、グラフェンを利用したバイオセンサの研究が進んでいます。2004年に発明されたグラフェンは、独特な生理化学的な高感度、優れた機械/温度/電気特性により大きな注目を集めています。グラフェンは2次元の1原子の厚さの炭素原子シートであり、表面のドーパントと吸着質間の相互作用を最大にするため、グラフェンをベースとしたバイオセンサは非常に高い感度を持っています。グラフェンは、カーボン・ナノチューブに比べるとジョンソン・ノイズ (熱雑音) が小さいため、バイオ検出のアプリケーションに機能化されています。ジョンソン・ノイズは、抵抗体内の自由電子の不規則な熱振動によって生じる雑音です。このため、グラフェン・バイオセンサ内のキャリア濃度の非常に小さな振動が、測定可能な電気導電の振動となりうるのです。

検体およびバイオレセプタにより、バイオセンサのトランスデューサ部分は次のいずれかを利用します。

Amperometric (電流測定) : このデバイスは電流の変化を検出します。生体システムと電極間で電子が交換された場合に生ずる電流を測定します。

Potentiometric (電位差測定) : 反応によっては、電極間に検出または測定可能な (定電流における) 電位差が発生します。

Conductive (伝導性) : このデバイスは、2つの電極間の伝導性の変化を検出します。

Resistive (抵抗性) : 伝導性の逆数ですが、同様の方法で測定できます。

Capacitive (容量性) : 生物学的認識により、バイオレセプタ付近の媒体の誘電率が変化する場合、容量測定法がトランスデューサとして使用できます。

Piezoelectric (圧電法) : 圧電材料は、機械的および電気的な特性が結合されています。電気的な発振生成で使用でき、表面に取り付ける大きさを変化されることで周波数を変化させ、測定できます。バイオセンサでは、その大きさは表面で起きる反応によって変わります。

Thermal (熱) : このデバイスは、温度変化を測定します。

Optical (光) : 光バイオセンサは、濃度、質量、または分子の数の変化に相関し、光の特性の変化となります。この方法が有効なのは、生物学的認識反応の反応物質または生成物が、比色分析、蛍光、または発光性のインジケータとリンクすることです。ソースから検出器まで光信号を導くために光ファイバが使用されることがあります。

センサの特性評価：検証プロセスの第1ステップ

開発プログラムの目的は、バイオセンサ・システムの設計限界を超えることにあります。例えば、バイオセンサ設計の難しさは、生物学的な親和性要素と無生物であるトランスデューサ要素間において、安定し、再現性のあるインタフェースを作ることです。持ち運びが簡単になるようにバイオセンサを小型化しつつ、適切な感度を実現するには、生体分子をトランスデューサ表面に結合するという技術的な問題があります。したがって、研究室、製造でバイオセンサを迅速に、正確に特性評価することは、センサ／トランスデューサのインタフェース、バイオ検出システムの最終的な動作を定量化するために欠かせません。

一般的なテスト・プログラムでは、バイオセンサの性能を展開し、検証します。エージェントの動作と応答における細胞、組織の痕跡の抽出は複雑であるため、バイオセンサの主要コンポーネントの電流－電圧 (I-V) 特性を直接評価します。I-Vの特性評価には、ほとんどの機能テストを短時間に実行しつつ、強力で本格的な機能、動作が求められます。例えば、I-Vデータは、異常解析、曲線の最小／最大の傾きの特定、信頼性解析で使用できます。設計仕様によりますが、I-Vの特性評価は、電流測定、電位差測定、伝導性、容量性、抵抗、温度をベースとしたセンサにおいて適しています。

通常、I-VテストではDUT (Device Under Test、被測定デバイス) に電圧または電流を印加し、その応答を測定します。温度も測定されることがあります。手順としては、集積回路にプロービングし、接続パッドに印加し、DUTの応答を測定します。DUTによっては信号レベルが非常に小さいことがあるため、非常に感度の高いソース／測定機器を用意して、外部ソースによる誤差を最小に抑える必要があります。

SMU (ソース・メジャー・ユニット) を使用したバイオセンサの性能評価

多くの場合、バイオセンサは医療関係者、防衛関係者、公安関係者が使用するポータブル・システム、および家庭用ヘルスケア・モニタリングで使用されます。このため、センサの動作電源要件には制限が加わり、測定回路に供給される電圧または電流の出力も制限されることがあります。バッテリーで動作するシステムでは、センサの出力電流はnAからmA、出力電圧はnVからVのレベルになります。このような広いレンジの信号に対応するためには、特別な測定技術、測定ツールが必要になります。

I-V特性評価に適したツールの一つが、SMU (ソース・メジャー・ユニット) またはSourceMeter®です。I-V特性評価では、複雑なトリガ問題のためにDCソースと測定機器の統合が問題になることがあります。その名前からもわかるように、SMUは高精度の電源 (PPS) と高性能のデジタル・マルチメータ (DMM) を一台に統合しています。SMUは、電流を測定しながら電圧を印加、シンクし、電圧を測定しながら電流を印加、シンクすることができます。**図2**は、定電流、定電圧を印加し、DUTからの応答を測定するためのSMUの例を示しています。

2450型ソースメータ (SMU) を使用した バイオセンサ/トランスデューサの検証

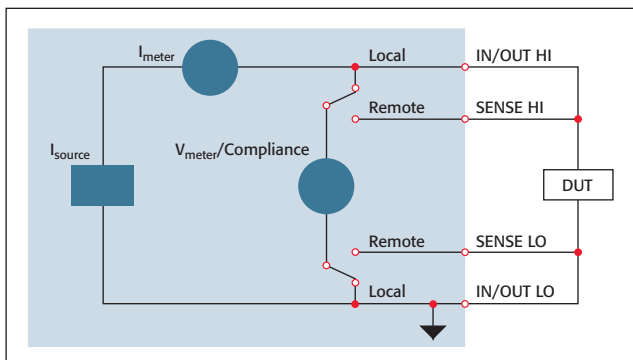


図2. 定電流、定電圧を印加し、DUTからの応答を測定するためのSMUの例

SMUはまた、単体の定電流源、定電圧源、電圧計、電流計、抵抗計、精密負荷としても使用できます。高性能であるため、パルス・ジェネレータ、波形ジェネレータ、I-V（電流-電圧）の自動測定システムとしても使用できます。

SMUのバイポーラ電圧/電流ソースはマイクロプロセッサによって制御されるため、I-V特性評価がより効率的に行え、機器も簡単に設定できます。SMUを使用すると、数多くの異なるテスト・シーケンスをプログラム・メモリに保存でき、1つのトリガ信号で実行することができます。I-Vスイープ完了までテスト・データはバッファ・メモリに保存でき、データ処理/解析のためにPCにダウンロードすることもできます。

生物学、化学、材料、電気化学など、数多くの研究分野でバイオセンサなどのバイオエレクトロニクス技術に携わっているエンジニアにとって、使いやすさは非常に重要です。このような研究者にとってSMUなどの電気特性評価ツールは馴染みがないかもしれませんが、実験室でデバイスのI-V特性を評価しなければなりません。

タッチスクリーン技術の進化とスマートフォンやタブレットの普及により、ベンチ計測器にもタッチスクリーンによるGUI（グラフィカル・ユーザ・インタフェース）が採用されるようになり、直観的に操作でき、操作性が改善されています。タッチスクリーンによる操作はユーザにとって慣れたものであり、インタフェースの使用方法が直観的に理解できます。タッチスクリーン・システムは、計測器初心者であっても、熟練ユーザであっても、最初から熟練したユーザにします。従来の習得方法に比べると、タッチスクリーンは習得時間が劇的に短縮でき、操作精度が向上し、操作効率が改善します。



図3. 最新の静電容量方式タッチスクリーンGUIを装備した、ケースレーの2450型ソースメータ

ケースレーの2450型SMUは、計測器初心者であっても、複雑で階層のあるメニュー構造、間違えやすいマルチ機能ボタンによる測定機能を容易に設定することができます。2450型は、スマート技術を使った家電製品、タブレットやスマートフォンに表示される数多くのアプリケーション・アイコンのような、アイコンベースのフラットなメニュー・システムを使用しています。

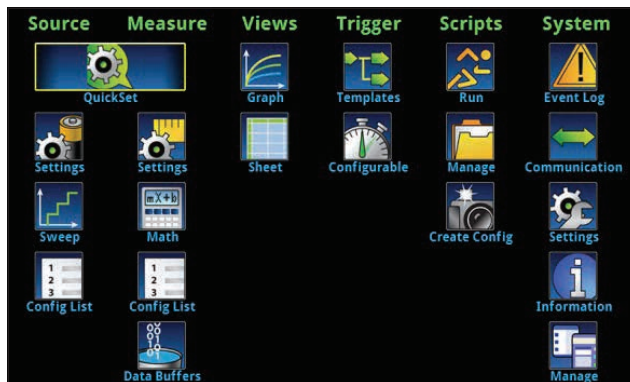


図4. 2450型の画面メニュー

バイオFETセンサのテスト

前述したように、FETはバイオ材料と組み合わせることでバイオセンサになります。FETは、電界を使って形状、すなわち半導体材料のある、ある種の電荷キャリアの1つのチャンネルの伝導性を制御するトランジスタです。バイオFETは、半導体トランスデューサ、誘電体層、バイオ官能化表面、検体、参照電極（FET用語ではゲート）で構成されています（図5を参照）。

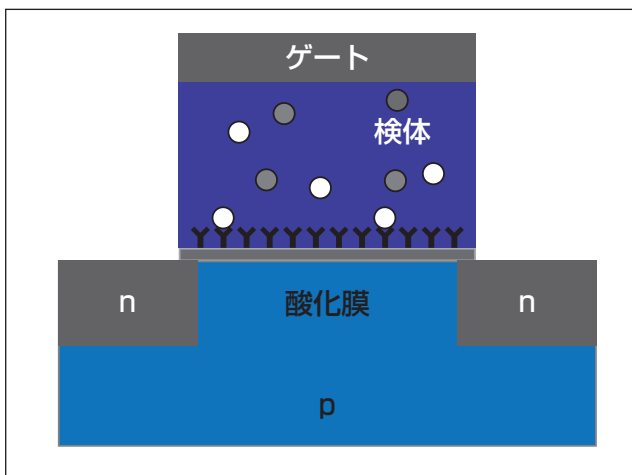


図5. バイオFETの概念図

半導体バイオFETトランスデューサは、次のように作られます。誘電体層は二酸化ケイ素などの酸化物であり、2つの機能があります。一つはFETのチャンネルを液体から絶縁することであり、もう一つは表面層電荷とチャンネルを静電結合することです。誘電体上部はバイオ官能化層であり、固定化生体分子のレセプタが目的の分子と結合できます。検体は、溶質サンプル分子を含んだ溶液です。基準電極によりデバイスが調整でき、感度は最高になります。ターゲットの分子がレセプタに接合すると、表面の電荷密度に変化が起きます。この変化が半導体の電位を変化させ、結果としてFETのチャンネルの伝導性が変化します。[2]

2台の2450型SMUを使用してセンサのI-V特性を評価することで、バイオFETの特性が評価できます。バイオFETのI-Vパラメータがわかると、目的のアプリケーションで正しく機能すること、また仕様に適合することを確認できます。2450型を使用すると、ゲート・リーク、ブレイクダウン電圧、スレッシュホールド電圧、伝達特性、ドレイン電流など、数多くのI-Vテストが実行できます。テストで必要となる2450型SMUの台数は、バイアスし、測定するFETの端子の数によって異なります。

このアプリケーション例は、3端子FETのドレイン曲線（ V_{ds} - I_d ）の求め方を示しています。この方法は、バイオFETデバイスにも適用できます。

使用機器

- 2450型ソースメータ、2台
- トライアキシャル・ケーブル（ケースレー部品番号：7078-TRX-10）、4本
- 金属シールドされたテスト・フィクスチャまたはプローブ・ステーション（トライアキシャル・コネクタ（Fe）付）
- トライアキシャル・ティー・コネクタ（ケースレー部品番号：237-TRX-T）
- 外部ハードウェア・トリガ用のケーブルは、使用するコマンド・セットによって異なります。
 - SCPIコマンドの場合：DB-9のMa-Ma 9ピン・ケーブルを使用し、2台の2450型の後部パネルにあるI/Oポート同士を接続します。
 - TSP®コマンドの場合：1本のTSP-Link®クロスオーバ・ケーブル（ケースレー部品番号：CA-180-3A、2450型には1本が標準で付属）を使用し、2450型の後部パネルにあるTSP-Linkポート同士を接続します。
- コンピュータと2450型の接続は、使用するコマンド・セットによって異なります。
 - SCPIコマンド場合：GPIBケーブル×2本、USBケーブル×2本、またはEthernetケーブル×2本
 - TSPコマンドの場合：GPIBケーブル×1本、USBケーブル×1本、またはEthernetケーブル×1本

リモート通信のセットアップ

このアプリケーションは、計測器がサポートしている通信インタフェース（GPIB、USB、またはEthernet）を使用して実行します。

リモート通信インタフェースがある後部パネルを次に示します。

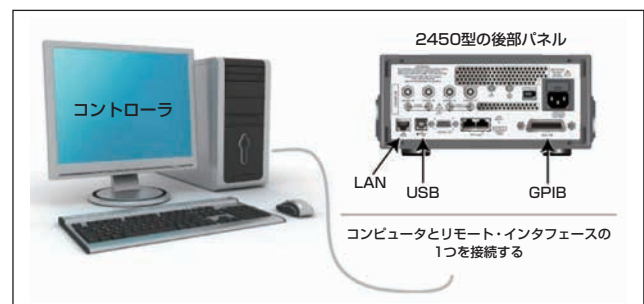


図6. 2450型のリモート・インタフェース接続

2450型ソースメータ (SMU) を使用した バイオセンサ/トランスデューサの検証

外部ハードウェア・トリガのセットアップ

2台の2450型SMUの同期をとって電圧のステップ、スイープを行うため、それぞれの外部トリガを接続します。接続するケーブルは、テストを制御するために使用する2450型のプログラム・コマンド・セットによって異なります。

SCPIコマンド・セットのための接続

SCPIコマンド・セットを使用する場合は、DB-9のMa-Maケーブルを使用し、次の図のように後部パネルにあるデジタルI/Oコネクタ同士を接続します。

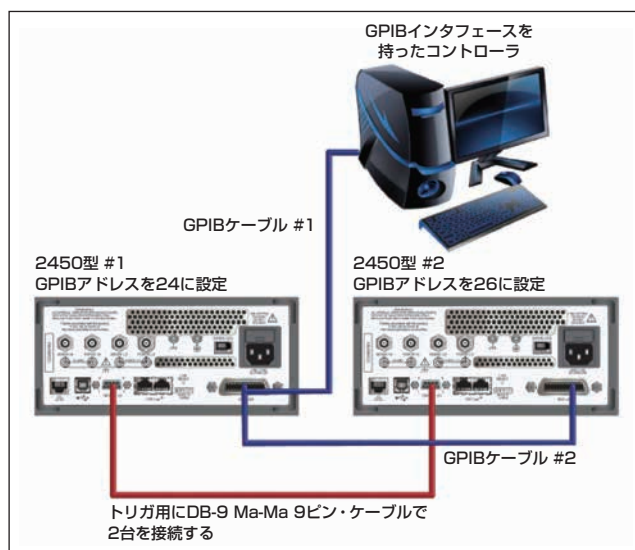


図7. SCPIプログラミングのためのGPIBとDB-9による接続例。

上の図は、GPIBリモート通信インターフェースを使用した通信のための接続例です。GPIBケーブル #1を使用して、コンピュータ（コントローラ）のGPIBポートと、2450型 #1の後部パネルにあるIEEE-488コネクタを接続します。GPIBケーブル #2は、2台の2450型のIEEE-488コネクタ同士を接続します。

コンピュータと2450型をUSBケーブルで接続する場合は、それぞれの2450型は別々のUSBケーブルでコンピュータと接続します。

Ethernetでコンピュータと2台の2450型を接続する場合、Ethernetスイッチまたはハブを使用して接続します。

TSPコマンド・セットのための接続

TSP® (Test Script Processor) コマンド・セットでリモート・プログラミングする場合は、クロスオーバーケーブル（ケースレー部品番号：CA-180-3A、2450型に1本付属）を使用して、2450型後部パネルにあるTSP-Linkポート同士を接続します（次の図を参照）。

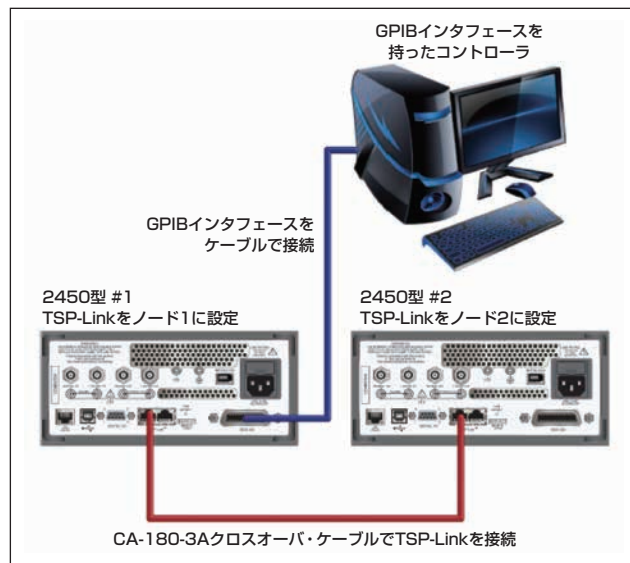


図8. TSPコマンド・セットのための接続

コンピュータと2450型のGPIB通信接続は1本のGPIBケーブルを使用し、コンピュータのGPIBインターフェースと1台の2450型（この例では2450型 #1）のIEEE-488インターフェースを接続します。2450型 #1のTSP-Linkのノードを1に、2450型 #2のTSP-Linkノードを2に設定します。

2450型のTSP-Linkのノードは、前面パネルで変更します。

1. ホーム画面左上にある通信ステータス・インジケータを押し、次にChange Settingsを選択するとSYSTEM COMMUNICATIONウィンドウが開きます。
2. TSP-Linkのタブで、Nodeの隣にあるボタンを選択し、ノード番号を入力します。
3. Initializeを選択します。
4. MENUボタンを押してホーム画面に戻ります。

この操作を、TSP-Linkネットワークにあるすべての2450型SMUで繰り返します。

デバイスの接続

ドレイン曲線を作成するには、2台の2450型SMUを、電圧印加、電流測定に設定します。この回路では、2450型 #2のForce HI端子にバイオFETのゲートを接続し、2450型 #1のForce HI端子にドレインを接続します。バイオFETのソース端子は、2台の2450型のForce LO端子に接続します。3つの端子すべてで印加、測定が必要な場合は、2450型が3台必要になります。2台の2450型を使用しバイオFETのI-Vテスト・セットアップの例を次の図に示します。

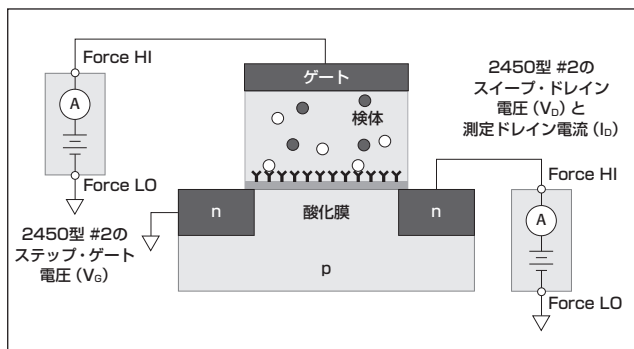


図9. バイオFETの3端子I-Vテスト・セットアップ

2台の2450型の後部パネルとバイオFETの接続例を以下に示します。

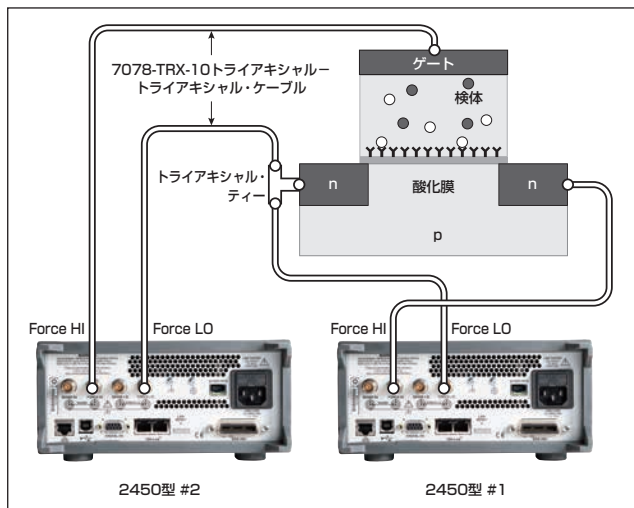


図10. 2台の2450型を使用した3端子バイオFETのテスト・セットアップ例

この例では、4本のトライアキシャル・ケーブル（ケースレー部品番号：7078-TRX-10）を使用し、2450型後部パネルにあるトライアキシャル・コネクタ（Fe）とバイオFETデバイスと接続します。バイオFETには、金属シールドされたテスト・フィクスチャにトライアキシャル・コネクタ（Fe）がマウントされています。2台の2450型のForce LO端子は、トライアキシャル・ティ・コネクタ（部品番号：237-TRX-T）を使用してバイオFETのソース端子に接続します。

SCPIまたはTSPプログラミング・シーケンスでFETをテストする場合は、2450型のユーザ・マニュアル、第7章「FETのI-V特性評価測定」をご参照ください。

代表的なFETのドレイン曲線の例を以下に示します。バイオFETおよび使用されるバイオ機能化材料によって結果は異なります。

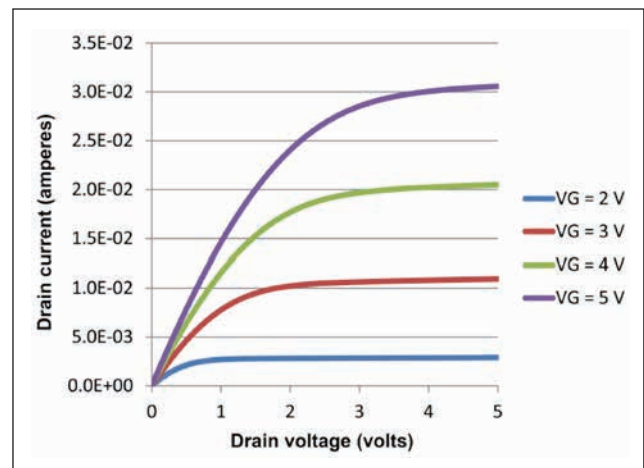


図11. 2台の2450型で作成した代表的なFETドレイン曲線の例

正確なテストのための3要素：配線、導体、容量

使用する計測器に関わらず、計測器とDUTの接続は測定システムの重要な部分です。接続を理解し、管理することは、正確な測定において重要です。ノイズ源、ケーブル長、ケーブル容量は測定品質に影響しますが、レベルの小さな信号ではますます重要な問題となります。問題を最小限に抑えるためには、測定回路とケーブル/コネクタはテスト信号に合ったものでなければなりません。また、ケーブルとテスト・リードは、注意深く配線し、取り付けする必要があります。

2450型ソースメータ (SMU) を使用した バイオセンサ／トランスデューサの検証

ケーブル：測定アプリケーションでケーブルを評価する場合、以下を注意します。

- テスト環境にはどの程度の電気ノイズがありますか。ノイズとは、信号に加わる不要な信号と定義できます。電磁ノイズ源には、AC電源、モータ／発電機、変圧器、蛍光灯、CRTディスプレイ、コンピュータ、無線送信機などがあります。信号、ノイズの性質によっては、計測器の入力端子で取込まれた信号からこのノイズを分離できないことがあります。ケーブルとテスト・リードは、極力ノイズ源から離します。しっかりと取り付けることで動かないようにし、電磁界においてスプリアスEMFが発生しないようにします。
- 信号源と測定システムの端子までの距離はどのくらいですか。導体は、素材、長さ、直径によって異なりますが電気抵抗があります。抵抗は、長さが増えると大きくなり、導体直径が大きくなると小さくなります。この抵抗はトータルのケーブル効果の要素であり、測定回路のアナログ入力の一部になります。大きなケーブル抵抗と小さなアナログデジタル入力抵抗は内部配線において大きな電圧降下となり、結果として測定誤差を生みます。

導体：シールド／非シールド・ケーブルで使用される導体は、単線またはより線です。単線は信号の減衰が少ないのですが、より線には柔軟性があり、配線、接続が容易です。導体は、裸銅線、銀メッキ、または錫はんだがあります。コネクタと導体の材料はマッチングするようにし、抵抗と、熱により発生するEMFを最小にする必要があります。

優れたシグナル・インテグリティで測定するには、シールドされた導体のケーブルを使用します。シールドすることにより、信号リードで拾う電磁ノイズを抑えることができます。また、高周波信号を伝送する導体からの電磁放射を抑えることにも役立ちます。シールドは、さまざまな種類の網線、または網線と金属箔を組み合わせて覆います。多層または多層網線のシールドは、単層の場合に比べて拾うノイズ信号、放射の減衰においてより効果的です。しかし、ケーブルが硬くなることが多く、配線、取り付けが難しくなります。

シールド・ケーブルを選ぶ場合の注意点

- 高周波ノイズは減衰しづらいため、より厳重なシールドが必要です。
- シンプルな、らせん状ラップ・フォイルが最も効率の悪いシールド方法です。

- 厳重な網線、二重の網線、または網線と金属箔がより効果的なシールド方法です。

- 腐食の可能性がある環境、湿度もシールドの効果を低減させます。場合によっては汚染物質がケーブル内に侵入し、外側の絶縁ジャケットよりもシールド効果を低下させることがあります。このような環境では、できる限りテストしないようにします。

容量：多くのバイオセンサでは、出力信号は抵抗に直列の電圧ソースとしてモデル化できます。同様に、アナログ機器の入力は、入力抵抗に並列のメータとしてモデル化できます。測定時、機器の入力はソースが供給可能な小さなバイアス電流を吸収します。内部配線はこの回路において重要なパートであり、配線長、ゲージ、素材、配線、物理的な環境によっては抵抗、容量、誘導効果を生じることがあります。

高速で、急激に変化する信号の場合、信号ソースや計測器のインピーダンスが正しくマッチングされていたとしても、回路のインダクタンス、容量は測定速度において深刻な問題になることがあります。インダクタンスよりも、誤った容量の方が問題になることがあります。電流レベルが制限された信号は、ケーブルのキャパシタンスを充電するのに時間がかかるため、ハイ・インピーダンス・ソースからの信号は、計測器入力で安定するまでに時間がかかります。このような場合、信号が安定する前に測定すると誤った測定値を読むことになります。

まとめ

I-V特性評価技術を使用すると、初期の開発段階におけるバイオ検出システム、解析機器用のセンサ検証が簡素化できます。多くの場合、同じ技術がセンサの製造テストにも適用できます。計測器製造メーカは、さまざまな種類のセンサに対応するための技術、および研究開発／製造テストに適した計測器の選択に関する貴重な情報ソースです。

参考文献

- [1] Wikipedia, <http://en.wikipedia.org/wiki/Biosensor>.
- [2] <http://www.iue.tuwien.ac.at/phd/windbacher/node24.html>.
- [3] 2450型ソースメータ、ユーザ・マニュアル、2450-900-01 Rev. B.
- [4] "Biosensor/transducer qualification: a critical step for homeland security," Jonathan Tucker, Keithley Instruments, March 2004.