

平成 28 年度
戦略的基盤技術高度化・連携支援事業
戦略的基盤技術高度化支援事業

「アモルファス金属材を用いた新方式超高感度磁気センサ
の量産技術確立と用途探索」

研究開発成果等報告書

平成 29 年 3 月

担当局	中部経済産業局
補助事業者	フジデノロ株式会社 国立大学法人名古屋大学

目 次（例）

第1章 研究開発の概要

1-1 研究開発の背景・研究目的及び目標

（1）研究開発の背景

医療診断分野において近年、MRI（核磁気共鳴）や SQUID（超伝導量子干渉デバイス）といった原理に基づく診断装置が実用化され、様々な医療分野に応用されているのは周知の通りである。ただし前者は被検体に極めて強い磁場（地球磁場の数万倍）を印加する必要があることから本体費用のみならずメンテナンス費用及び磁気シールドルーム等施設関連費用含めて極めて高価であり、しかも可搬型や患者装着型とするには動作原理上困難である。後者の SQUID も同様に超伝導での物性を応用したものであるため MRI と同様にシステム導入・維持に要する費用は非常に高価であり、且つ、持ち運びは不可能である。

しかしながら MRI、SQUID を応用した脳活動計測、種々の疾病の診断は、その重要性が近年極めて増している。もし類似の生体機能計測が簡便に行えるようになれば、利用頻度の大幅な増加に伴い様々な疾病の早期発見が期待される。即ち、てんかんや重篤な不整脈によって引き起こされる中枢・心臓の機能異常による不慮の事故への未然防止等の目的におおいに役立つと考えられる。特に心臓疾患の診断については、心臓内の電流伝播によって作り出される電流磁界を直接計測することができる SQUID での心磁診断により、これまで負荷心電図でのみ診断することができた不安定・労作性の虚血性心臓疾病を、安静時にも見いだせることが分かっている。

もし常温動作で SQUID に近い磁気分解能を有するセンサを開発し実用化できれば、計測対象物である生体に近接できる利点（距離効果）により、生体磁場の空間的減衰を低減させて計測できるので、実質的には SQUID と同等以上の感度が達成できる。（「生体の発生する電流は微少なため、その磁界検出器には超高感度が要求される。」と生物関連の学会では強調されることが多い。しかしながら、アンペール・ビオサバールの物理法則からも分かるように、電流の発生する磁界は、電流量と距離の関数として表されることを、今一度、思い起こしていただきたい。実際には、生体磁界計測は、検出器の感度と対象物に近接できる検出器構造のバランスに依存するはずである。

SQUID は超伝導状態を実現する動作原理上、SQUID 測定部位周辺には液体ヘリウムを充填しておくデュアー瓶が必要であり、よって測定対象物との距離を最近接させることができない。 それに対し本事業対象である IPA センサは常温動作で且つ測定部位が極めてコンパクトであるため、SQUID よりもはるかに近接させることができる。

例えば脳磁は 10fT レベルの磁気計測分解能が必要であると SQUID を用いた計測結果により示されているが、SQUID における計測部と対象物との距離を 1 / 10 まで縮めることができれば、脳磁の信号は 1000 倍増幅されることになり、よって必要な分解能は 10pT レベルとなる。 これは本事業対象の IPA センサや、従来の MI センサといった高感度常温動作磁気センサで不可能な到達分解能ではないと考える。

本事業の最終目標は、常温動作で脳磁が計測できる計測分解能を、IPA センサで実現することにある。 これを実現した際には、三次元的な脳活動を特別な環境（シールドルーム等）を必要とせず評価可能となり、ファンクショナル MRI や多チャンネル SQUID で実現されている。類似の計測が、多チャンネル化された IPA センサシステムで実現できれば、医療分野に止まらず、様々な日常的応用（マン・マシンインターフェースなど）が広がる。

（２）研究目的及び目標

アモルファス金属材料を用いた高感度磁気センサとして MI (Magneto-Impedance) センサという測定原理が確立されている。 この方式の実用的な計測方法としては、ワイヤ状としたアモルファスワイヤを空芯コイルに通し、アモルファスワイヤにパルス電流を流し、コイル内部に生じる磁界変化によって起電力が生じ、それを磁気信号として計測するものである。 MI センサの構造を図 1 に、計測原理を図 2 に示しているので、参照されたい。

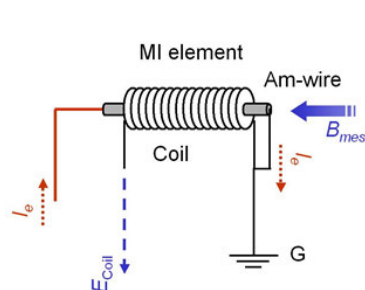


図 1: MI センサの構造

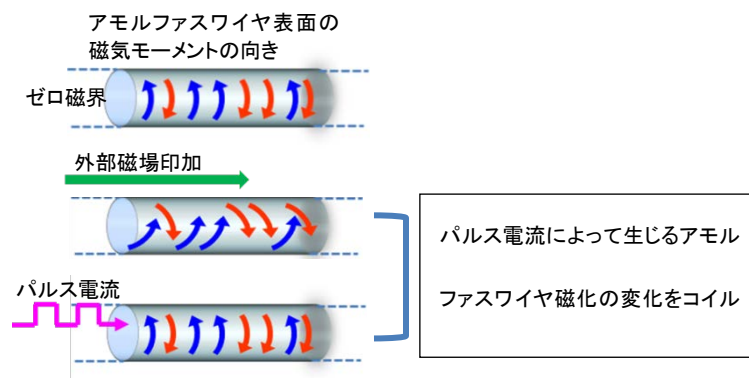


図 2: MI センサの原理

この MI センサの原理を元に、磁気直列構造（図3）や回路の低雑音高ビットデジタル化等の技術を付加することにより近年、培養組織や生体心臓の興奮の電流伝播（図4、5、6）によって発生した磁界を捉えるところまで分解能が向上した。

しかしながらこれらの計測では、被検体に極めて近接させる必要があった。また胸部ならどこでも心臓磁界が計測できるわけではなく、強磁界が発生すると推測される局所でしか計測できないことが多く、万人が生体磁気を安定して計測できるまでの技術に、未だ到達していない。

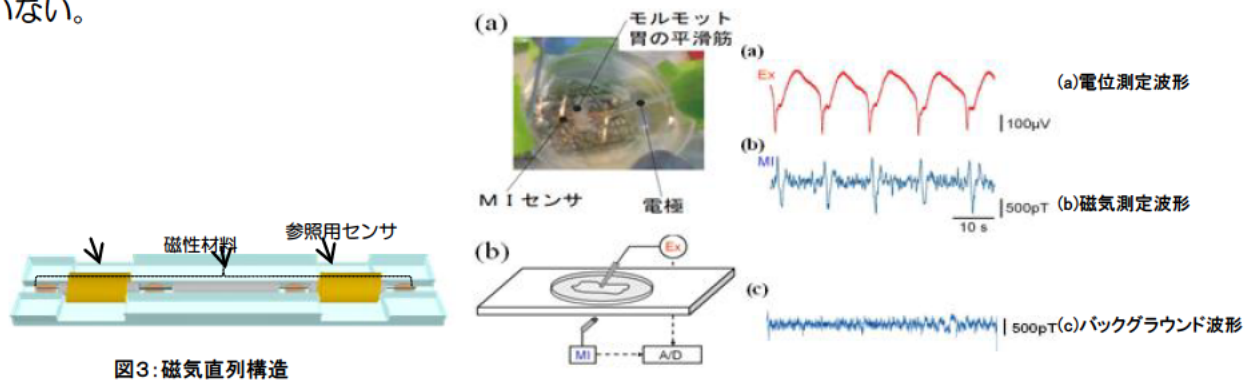


図3:磁気直列構造

図4:平滑筋組織の電位・磁気同時測定結果

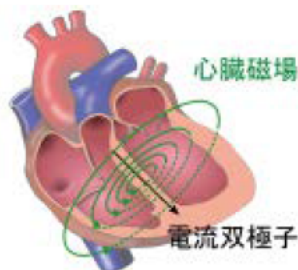


図5:心磁信号の電流双極子モデルの模式図
(京都大学HPより)

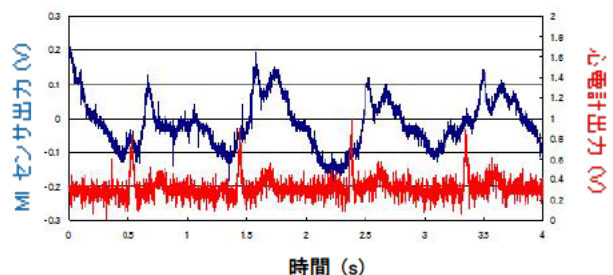


図6:MIセンサによる心磁計測の様子と心磁・心電同時計測結果

そこで名古屋大学と当社の研究グループは、MI センサの分解能向上のための改良方法を検討してきたが、図 1 の基本構造では、大きな改善は困難と考えるに至った。そこで、別のセンサ構造を探索したところ、図7に示すように、アモルファスワイヤにパルス電流を流すのではなく、 μm 単位でアモルファスワイヤの近傍に設置した導線へ電流を流すという新しい作動原理を考案した（特許は名古屋大学と当社フジデノロ株式会社の共同出願済み）。従来の MI センサで分解能を向上するためには直線状の感磁部を大きくする、すなわちアモルファス及びコイルを長くするという方法が取られた。一方、本申請の新原理による磁気センサでは、例えばアモルファスワイヤを複数本並べ、そのワイヤに沿って近傍に通電用の導線を往復させる構造をとること（図8）により、センサの空間分解能を損なわず、すなわち感磁部の体積を小さくとどめながら、感度・分解能を飛躍的に向上させることが原理的に可能となった。我々研究グループは、本原理の磁気センサを、励起電流軸近傍のアモルファ

ス金属素材の磁化を整列させ検出するという意味で、IPA（Current (I)-induced Para-axial magnetization Alignment）センサと名付けた。

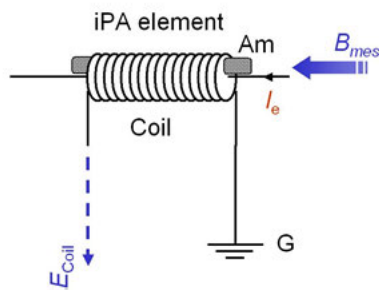


図7: 新原理のセンサ構造 (IPA センサ)

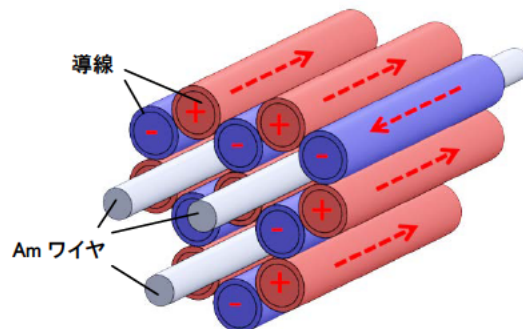


図8: 複数のアモルファスワイヤと往復導線による感磁部の高密度化

本研究の目的は、上述の IPA センサの分解能を向上するに最適な構造を探索すると共に、製品化するに足る品質安定性を実現する材料品質の確保、組み立てプロセスの確立である。既に示したように、従来の MI センサの構造は図 1 に示すように比較的簡単であるが、それでも生体計測に要求される精度を確保する量産プロセス技術の構築のためには、多くの改良ポイントが必要であることを、当研究グループは見いだした。一方、IPA センサの構造は MI センサよりもはるかに複雑であるが、感磁部構造に自由度が高く、性能改善の余地が非常に大きい。そのため、多岐にわたる最適構造の考察・検証が必要となる。本研究での製造技術においては、キーとなるパーツの一つである多穴ボビンの材質（特に磁気特性）を開発の柱とし、アモルファスワイヤ及び導線の取り付け精度を確保する組み立て技術の構築も併せて行う。

次に IPA センサ原理に基づく最適なセンサ構造の探索開発であるが、すでに述べた図 7 の構造を試作した結果、従来の MI センサを越える磁気分解能を示しているので、当初はこの構造を基本として開発を進めていくが、この構造の細部の改善及び新構造の探索のため、高精度な 3 次元磁気シミュレーションを導入し、さらに詳細な感磁部の構造と内部磁界の関係を検討し、適宜試作を実施する。

IPA センサの処理回路については、従来よりも励起用パルス電流回路のインピーダンスを低く押さえることができるので、高電流量の励起パルス電流も通電することができる。この特性を逆に利用すれば、不必要な高電圧を発生させずに低い電圧で動作させることが可能となり、将来的には可搬型、被験者への装着（ウェアブル）も視野に入れることができる。

このような高電流型パルス用、及び低電流型パルス用、両方の仕様の励起回路を検討し、製品の可能性を広げると共に、IPA センサの高分解能化に対応する低ノイズ高ビット化したデジタル回路の開発を進めていく。特にセンサの高感度化を進めるうえで AD コンバータの分解能の起因する量子化ノイズが発生するはずであるが、従来の MI センサでは、このような量子効果が表に現れるほど高感度でなかった。一方、大きく高感度化できる IPA センサでは、量子化ノイズは無視できない程度となると推測されるので、アナログ回路、デジタル回路、データ処理部を一体として量子化ノイズの低減を実現する。

以上のように本研究は IPA センサの基礎技術及び製造技術の両面を構築するので、現状の MI センサの 1nT 程度の磁気分解能を、その 20 倍以上に高めると考えている。これにより従来の MI センサでは捉えることが困難であった脳の活動電流によって惹起される磁界（脳磁）をも計測可能とする。

本研究において、以下を目標とする。

1. IPA センサ自体の感度を、当社 MI センサ比 10 倍以上向上させる。
2. 感度を向上した上で、磁気シールドを不要とする磁気直列式を実現する。
3. 処理回路及びデータ処理にて発生するノイズを当社現行の処理回路のノイズ振幅（RMS）に対し 1 / 5 以下とする。
4. 上記により分解能を現行比 50 倍以上に改善し、胸部体表の任意の位置で心磁を計測可能とし、臨床的有用性を確認する。
5. IPA センサを用いて脳磁（頭部体表面磁界）を計測について検証する。

1-2 研究体制

（研究組織・管理体制、研究者氏名、協力者）

【事業管理機関】【研究等実施機関】 フジデノロ株式会社

総括研究代表者（PL）： 宮崎 秀樹 技術開発部 部長

研究員： 他 5 名

【研究等実施機関】 国立大学法人 名古屋大学

副括研究代表者（SL）： 中山 晋介 大学院医学系研究科 准教授

【アドバイザー】医療法人香流会 絃仁病院

協力者： 寺本 英巳 副院長

1-3 成果概要

研究目標 1 「IPA センサ自体の感度を、当社 MI センサ比 10 倍以上向上させる。」

研究開始当初に検討していたアモルファス金属をパルス励磁導線周りに配置する構造は、所望の感度を得るために微細かつ複雑な組み立てが必要であり、安定した量産化が難しいことが分かった。より単純な構造で製造が容易な方法について検討を重ね、最終的には、アモルファス金属を導線に密着させる方法として導線金属にアモルファス金属をメッキすることで磁気センサとして高性能を実現させるセンサ素子を作ることを実現した。

この手法によりセンサ感度自身は現状、当社 MI センサの 1/5 程度と低いものの、現行の磁気分解能は感度に依存せず、磁気センサの磁気特性（ヒステリシスその他）との量子化ノイズを含んだ信号処理回路起因のノイズに依存することが判明し、IPA センサは非常に良好な磁気特性を示していることから、従来の MI センサよりも高い分解能を示した。また本構造の IPA センサは、研究目標 2 で挙げている「磁気直列式」の構造を容易に実現可能であり、よって幅広い用途での磁気センサ応用製品の実現が可能となった。

センサの感度については現行と同等でも大きな問題はないが、IPA センサに用いる磁気材料を改善することにより、より感度を高めることができた。

現行の感度において実用化するため、処理回路に信号増幅可能なプリアンプを追加し、生体磁界が計測可能なレベルの磁気分解能を達成した。

研究目標 2 「磁気シールドを不要とする磁気直列式を実現する。」

従来の MI センサと同じ構造で磁気直列式センサを実現できた。MI センサでは製造時にアモルファスワイヤの半田付けが課題であったが、メッキ式の IPA センサ素子では半田付けも容易であり、量産対応も可能であることが分かった。

研究目標 3 「処理回路及びデータ処理にて発生するノイズを当社現行の処理回路のノイズ振幅 (RMS) に対し 1/5 以下とする。」

処理回路の改善により電氣的ノイズを低減し、さらにセンサ出力増幅が可能なプリアンプを用いて磁性メッキ IPA センサの感度を補い SN 比を向上させた。目標設定時の回路ノイズ RMS914pT から RMS80pT までの改善し、目標のノイズレベル 1/5 を達成した。

研究目標 4「分解能を現行比50倍以上改善し、胸部表面・心臓真上の任意の位置で心磁を計測可能とし、臨床的に有用であることを確認する。」

医療系研究施設において、胸部磁界と心電図(I誘導)の同時計測を実施。被験者は約15秒間呼吸を止めその間に計測を行い、得られた時系列データへ オフライン・デジタルフィルタ処理(BPF)を加えて、リアルタイム計測データを分析すると、ECGと相関する磁界変動が確認された。

開発したセンサと高精度化した処理回路を実装し、臨床評価等で運用が可能なハンディタイプ磁界検知器(右図)を製作した。2次電池駆動が可能であり、小型で軽量のヘッド部を測定対象物に近づけて磁気検出を行う。本体に搭載されたディスプレイや、ワイヤレス通信可能なPCにて計測結果を確認することができる。取り扱いが簡便で、きわめて利便性の高い設計・デザインとなっている。



研究目標 5「IPA センサを用いて脳磁(頭部体表面磁界)計測を検証する。」

頭部表面の磁気計測を実施。アルファ波(開眼・閉眼時)の明確な信号差まで捕らえられず、更なる分解能向上が必要であることがわかった。メッキ式IPAセンサは容易にセンサ素子を増加させられることができ、引き続き開発を進めることで脳活動の磁気計測も可能であると考ええる。

1-4 当該研究開発の連絡窓口

所属： フジデノロ株式会社 技術開発部

氏名： 加藤 進輔

電話： 0568-73-7575

FAX： 0568-73-7795

E-mail： kato@fujidenolo.co.jp

第2章 本論－（１）

【１．IPA センサ自体の感度を、当社 MI センサ比 10 倍以上向上させる。】

研究初年度では従来の MI センサにも用いている磁性材料であるアモルファス金属の細線を使用した IPA センサの検討を実施した。電磁気シミュレーションによるセンサ構造設計と 3D プリンタでセンサ用ボビン製作を行い、トロイダルコイル形状を基本としたセンサ構造を見出した。結果としてアモルファス金属の量や励磁磁界の強度に応じてセンサ出力の増加が確認できたが、アモルファス金属をパルス励磁導線周りに配置する構造は、所望の感度を得るために微細かつ複雑な構造の組み立てが必要であり、安定した量産化が技術的に難しいことが分かった。

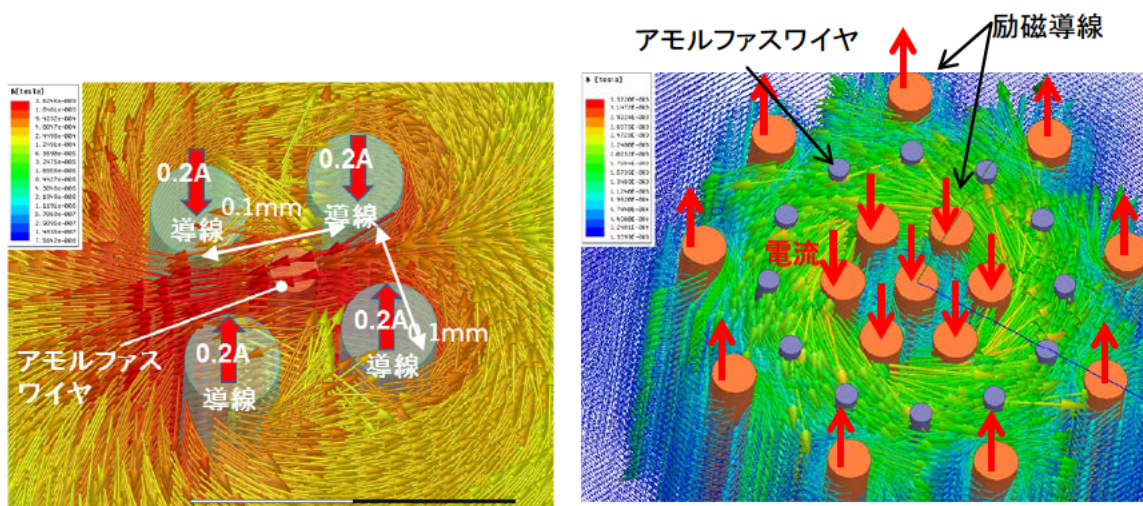


図 2-1: 導線から生じる磁界シミュレーション (矢印は磁束密度であり、その色は大きさを示す。)

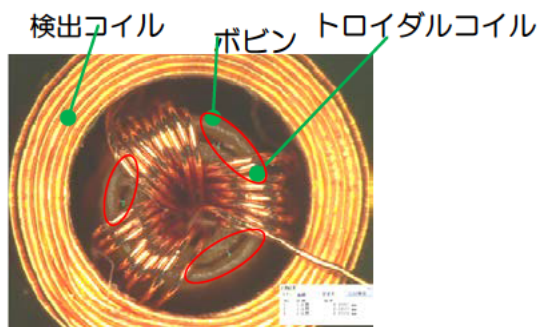


図 2-2: 試作トロイダルコイル式 IPA センサ

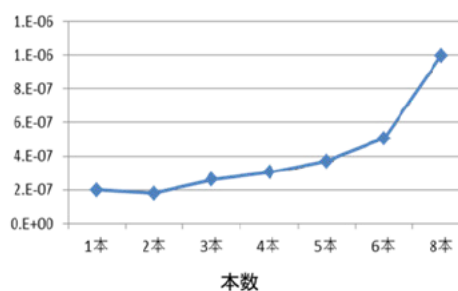


図 2-3: アモルファスワイヤの本数による感度の変

研究 2 年目以降は、さらにセンサの磁気分解能向上を目指して、励磁導線をコイル化して検出コイルの外側に配置するなど組み立ての容易な構造への変更、および検出コイルの複数化も含めたさらなる高集積化を検討した。

IPA センサでは、電氣的直列に繋がった複数の励磁コイルにパルス電流を通電させて、アモルファスワイヤに印加する磁界を生成する。生成磁界の強度は、励磁コイルの個数や配置、励磁コイルの巻き数やサイズにより決まる。これらの要素を考慮した励磁コイル及びセンサ構造の検討を重点的に行った。

センサ構造を決める際には、ワイヤの長手方向に対して垂直に印加する励磁磁界の大きさと、直列に繋げた励磁コイルの全インダクタンス（L 値）を指標とした。センサ感度はワイヤに印加する励磁磁界の大きさに比例すると考えられる。ただし、コイル導線へ通電するパルス電流の立ち上がりの傾きはコイル L 値に対してほぼ反比例しており、L 値が大きくなりその傾きが小さくなるとその分センサ感度が低下する（図 2-5 参照）。すなわち、センサ感度は励磁コイル L 値に対してほぼ反比例する。

このような指標により、励磁コイルやアモルファスワイヤの数と配置が異なる IPA センサ構造について試作評価を行った。励磁コイル式をトロイダルコイル式の感度と比較すると 1/37 倍の感度しか達成できておらず、それは励磁導線をよりアモルファスワイヤの近くに配置したトロイダル式の方がワイヤへの印加磁界が強く、さらにより多くのワイヤ本数を使用するために、トロイダルコイル方式の方が高感度であることが分かった。

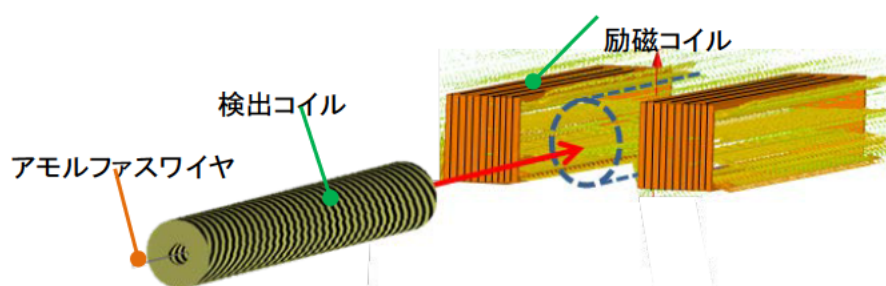


図 2-4：励磁コイル式 IPA センサ

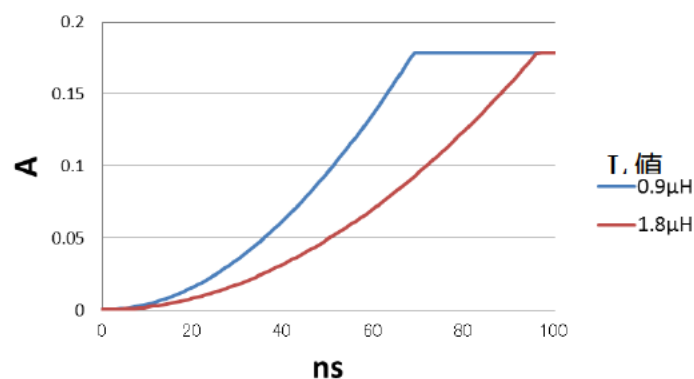


図 2-5：コイル L 値に対する通電パルス電流の立ち

研究 2 年目においてはセンサ構造の検討と並行して、既存のアモルファス金属細線に代わる新たな金属ガラス素材による細線の試作、精密恒温器を導入してアモルファス金属の改質による抜本的なセンサ感度の向上に取り組んだ。

従来、超高感度磁気センサの感磁部にはユニチカ製アモルファスワイヤを使用していたが、ワイヤの飽和磁界が小さく、医療現場によっては外部の磁場が大きな場所、あるいは海外の高緯度地域では、精度よく計測可能な磁界の範囲を超えてしまうことがある。

また、ワイヤ内部で局所的に存在すると思われる残留応力、結晶化などにより、外部磁界に対するセンサ出力（アモルファス材料）のヒステリシス損失が大きく、磁気センサを応用したハンディタイプの製品化を目指す上で大きなノイズとなってしまう。

IPA センサの磁気分解能向上の為に、より均一なアモルファス材料である、金属ガラスを試作し検討を行った。この金属ガラスはゆっくり冷やしても結晶質にならず、アモルファスとなる金属が近年発見され、ガラスのような特徴を持った金属ということで、金属ガラスと呼ばれている。ゆっくり冷やすことができるということで、厚みのある板や棒など形をもった塊状(バルク状)の製品ができる。さらに、金属ガラスは、ガラスと同様自由に加工することができ(ガラス細工のように飴状に伸びる)、アモルファスの状態が失われない特徴を持つ。

試作した金属ガラスワイヤでは図 2-6 のように高出力が得られるものの、ワイヤの飽和磁界が小さく改善の必要がある。

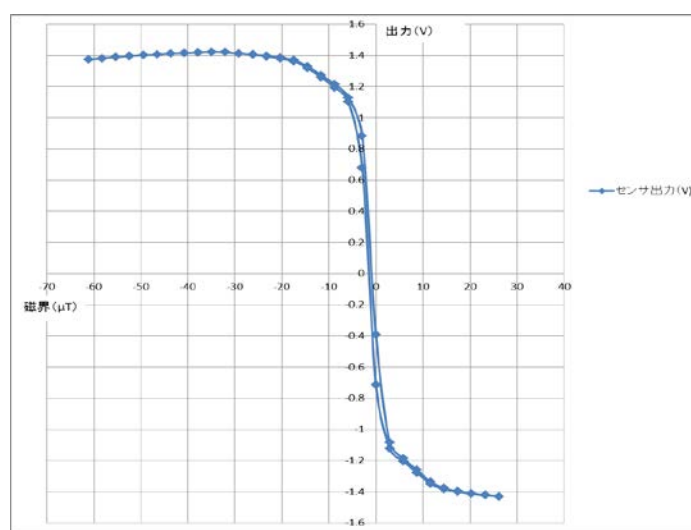


図 2-6.外部磁界に対するセンサ出力

研究最終年度には、アモルファス材料を導線に密着させる方法として導線金属にアモルファス金属（Ni-Fe 合金）をメッキすることで磁気センサとして高性能を実現させるセンサ素子を実現した。

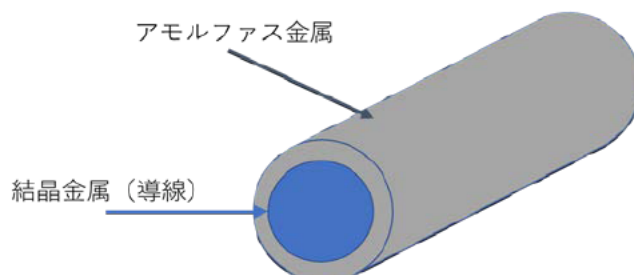


図 2-7: 導線にアモルファス金属を密着させる構造のセンサ素子

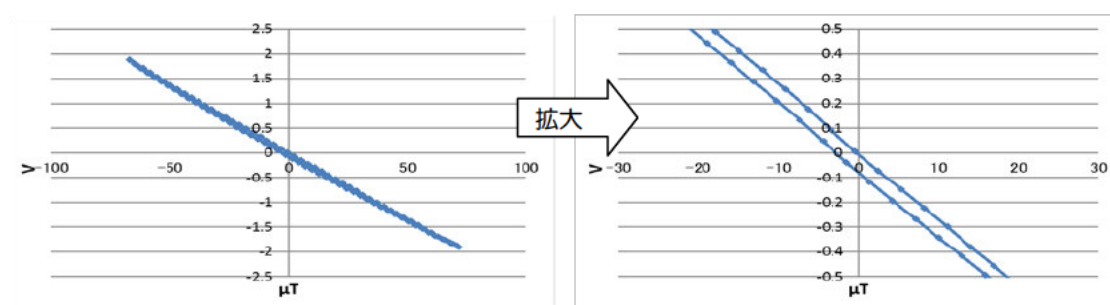


図 2-9: MI センサの外部磁界に対するセンサ出力

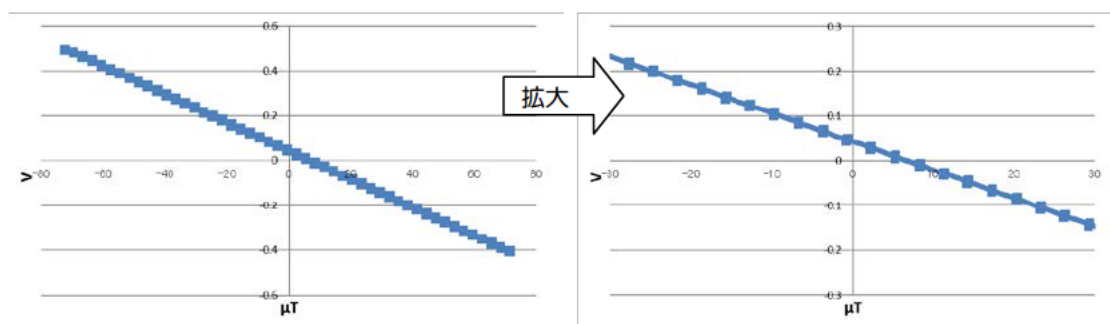


図 2-10: 磁性メッキを用いた IPA センサの外部磁界に対するセンサ

この手法によりセンサ感度自身は現状、当社 MI センサの 1/5 程度と低いものの、これまでの MI センサと同様のシステムで動作可能であること、研究目標2で挙げている「磁気直列式」の構造を容易に実現可能であること、さらに MI センサで課題であった、ヒステリシス特性、温度特性に関して大幅な改善を見出すことができ、幅広い用途で磁気センサ応用製品の実現が可能であると考えている。また、センサの低感度を補うために、処理回路に信号増幅可能なプリアンプを追加し、生体磁界が計測可能なレベルの磁気分解能を達成した。

メッキに関する因子（Fe 比率、導線径、メッキ厚、導線材種類）を最適化し、用途に合わせて感度、リニアリティやヒステリシスが優れたセンサを製作することが可能である。

【2. 感度を向上した上で、磁気シールドを不要とする磁気直列式を実現する】

磁気直列式ヘッドでは長さ 200mm ほどのアモルファスワイヤを直線状に保持し、その両端に参照用・測定用センサ部を設けた。センサの磁気分解能を高くするためにワイヤの直線性が維持できるようにセンサヘッドを製作した。

図 2-11 に示す励磁コイル式では、長手ボビンに貫通穴が空いており、その中にアモルファスワイヤを通して固定した。このため、測定・参照センサ間のアモルファスワイヤの直線性が保たれている。トロイダルコイル式では、アモルファスワイヤを密に並べるため、励磁コイル式のボビンのようにワイヤの直線性を支持する構造をとることが困難で現在のところできていない。部品の位置精度や生産性に関しては、励磁コイル式の方が優れている。

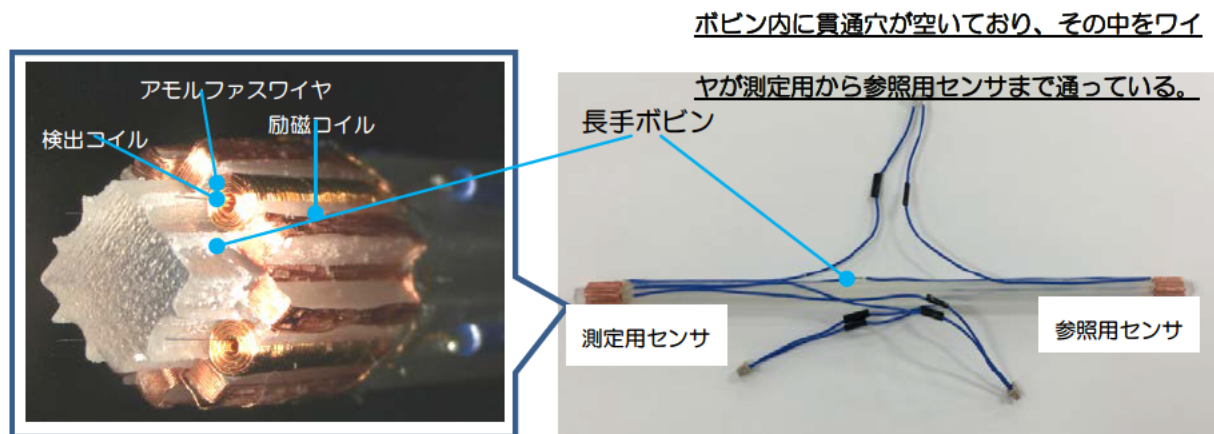


図 2-11：励磁コイル式センサヘッド

最終年度に試作した磁性メッキ導線は、これまでの磁性材料に比べてハンダとの相性がよく、ハンダ付け後のハンダ_ワイヤ間の接触抵抗が安定し、ハンダからの導線抜けなどの問題が生じない。

磁性メッキに応力を生じさせない方法で磁性メッキ導線を基板へハンダ付けし、磁気直列式センサヘッドを試作した。2センサ出力の差分とるグラジオ方式によりノイズをキャンセルし高磁気分解能を達成した。

【3. 処理回路及びデータ処理にて発生するノイズ低減】

従来のMIセンサを制御する信号処理回路を元に、ノイズの原因となっておる問題点の改善を行い、IPAセンサ制御に対する回路構成の最適化を実施した。

- ・試作回路①：デジタル処理回路の改良

図 2-12 に試作したデジタル処理回路の外観、図 2-13 に回路の動作のタイミングチャートを示す。



図 2-12: 試作回路①

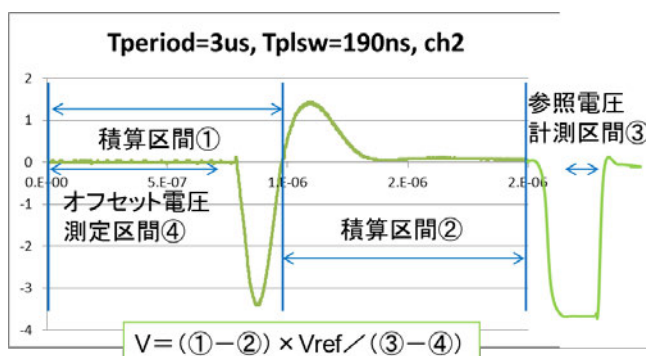


図 2-13: 試作回路①のセンサ出力計測動作

AD コンバータには現行に約 2 倍のサンプリングレートを実現するため、LT 社製 LTC2107 (16bit, 210Msps) を採用した。これにより、MHz 帯センサ出力信号をより正確に捉えることができ、計測精度の向上を狙う。また FPGA によるデジタル演算機能を強化し、1 回のセンサ制御信号に対するセンサ出力信号の計測データ列を 4 つの領域に分けて積算するように設計した。これにより外部磁場に正比例する領域①、外部磁場に逆比例する領域②、回路の OV 電位となる領域③、参照電圧を示す領域④をそれぞれ積算して制御用 PC に出し、ゲイン誤差、オフセット誤差をデジタル演算によって補正することができる。またセンサ制御信号の出力用オペアンプを 6 個並列に配置し、それぞれの出力タイミングを FPGA によって 20ns 単位で細かく制御することで、IPA センサに最適な励磁電流の印加条件を評価することが可能となる。

高速な ADC (200Msps) によって、これまでより詳細なセンサ出力波形を捉えることに成功した。特にセンサ出力波形に重畳する不要なリングング詳細に観測でき、パルス電流ハーネス内部での信号多重反射によるコモンモードノイズが確認された。パルス電流ハーネスにコモンモードフィルタを追加することで、センサ出力波形が安定化することを確認した。

センサ出力波形を磁場に①正比例する領域と②逆比例する領域の 2 領域に分けて積算し、その差をとることでアナログ回路部のオフセット誤差を除去するデジタル機能を実装した。期待通り、オフセット誤差の低周波成分を効率よく除去することに成功し、ノイズは 1 つめの領域のみを積算する方式と比較して 1/3 程度まで低減した (図 2-14)。

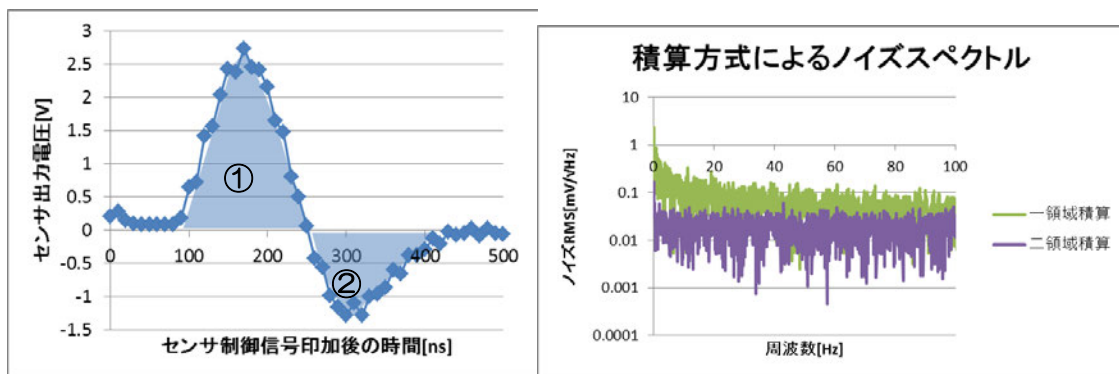


図 2-14：積算方式によるノイズスペクトル

・試作回路②：低速高分解能 AD 回路

図 2-15 に試作した低速高分解能 AD 回路の外観、図 2-16 に回路の動作のタイミングチャートを示す。



図 2-15：試作回路②

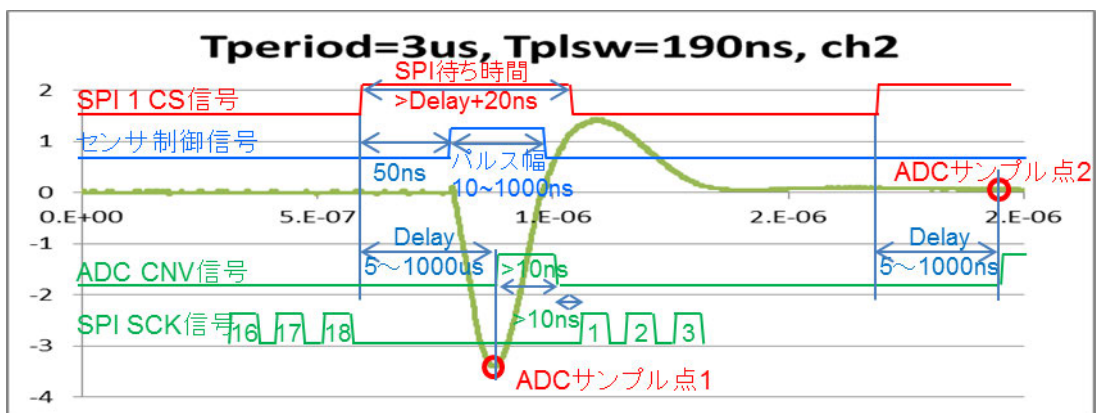


図 2-16：試作回路②のセンサ波形計測動作

現行の信号処理回路で問題となっている AD コンバータのゲインノイズに対して、動作方式の異なる AD コンバータを評価することとした。現行の AD コンバータがパイプライン型と云われる高速サンプリング（16bit, 100Msps）が可能な方式であるのに対し、この試作回路では逐次比較型と云われる低速（2Msps）ながら高分解能（18bit）の AD コンバータを採用した。2Msps のサンプリング頻度では、センサ制御信号につき 1 個のデータしか得られないため、センサ制御信号に対するサンプリングタイミングの制御を精度良く行う必要がある。そのため FPGA を用いてセンサ制御信号と ADC CNV 信号の位相を同期して動作するよう設計した。制御用小型 CPU ボードと AD コンバータの間で SPI バスによるデータ転送の終了したことを確認した後、FPGA によるセンサ制御信号の駆動と AD コンバータの動作を 1 回行う。という構成となっている。また AD コンバータの動作 2 回につき 1 回はセンサ制御信号を休止してオフセット電圧の計測を行うことで、オフセット誤差の補正をする。

この試作回路により、逐次比較型 AD コンバータによるノイズ改善の検証に加えて、システム全体を小型化・省電力化についての評価も実施し、次年度より IPA センサの各応用用途に応じた実証機の開発に活用した。

- ・試作回路③：アナログサンプルホールド回路

図 2-17 に試作した低速高分解能 AD 回路の外観、図 2-18 に回路の動作のタイミングチャートを示す。



図 2-17: 試作回路③

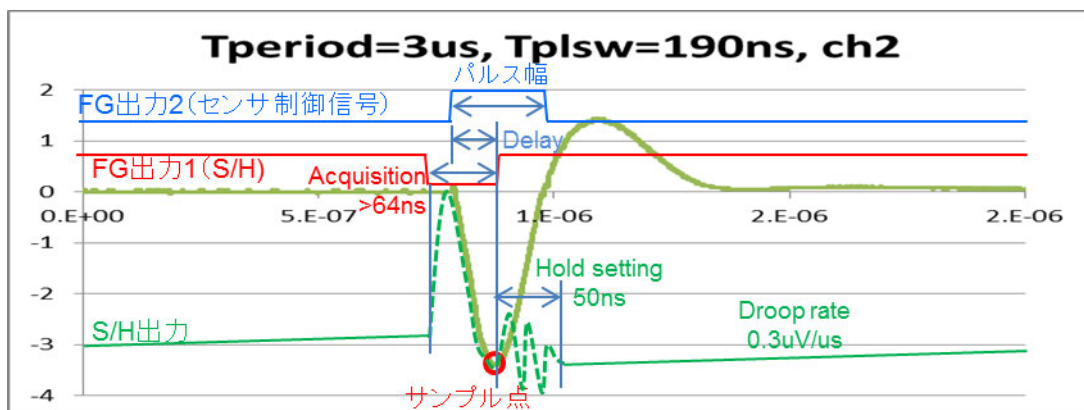


図 2-18: 試作回路③のセンサ出力計測動作

前述の 2 種類の AD コンバータ搭載信号処理回路については、センサ制御信号とサンプリングのタイミングを FPGA を用いて制御している。FPGA の位相誤差（ジッタ）によるサンプリングタイミングのズレがノイズとなっている可能性について検証するため、センサ制御信号とサンプリングのタイミングを外部のファンクションジェネレータによる制御が可能な回路を試作した。またこの試作回路はサンプリングした電圧値をアナログ出力し、オシロスコープによるリアルタイム観測が可能となるように設計した。IPA センサの挙動把握や実験環境の調整に活用することができた。

【4. 実証機の製作と心磁計測】

（4-1）処理回路基板の設計・試作

開発したセンサと高精度化した処理回路を再設計し、ハンディタイプ磁界検知器を製作した。（右図）

前述のように 2 次電池駆動・ワイヤレス通信であり、小型で軽量のヘッド部を測定対象物に近づけて磁気検出を行う。ヘッド部に搭載されたディスプレイや、ヘッドと通信可能な PC にて計測結果を確認することができる。取り扱いが簡便で、きわめて利便性の高い設計・デザインとした。



図 2-19

ハンディタイプ磁界検知器

（４－２）心磁計測

仰臥位になった人体に対して、衣服の上から 製作した磁気検出器を胸部に近づけて心磁計測を行った。従来の超高感度磁気センサ SQUID では、センサプローブ冷却の必要性から、センサ感磁部と測定対象物間の距離は数 10mm 程度になってしまう。しかし、IPA センサは常温で動作が可能であるため冷却デュアーなどの設置が不要となり、測定対象物から 10mm 以下の距離までセンサを近接できる。

なお、心電計も用いて心磁との同時計測をおこない、取得した磁気波形データについて心電との同期性を確認した。

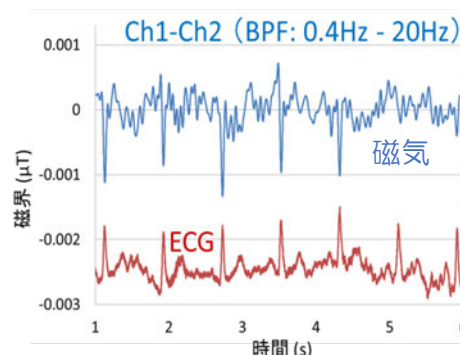


図２－２０： 心磁・心電同時計測結果

以上のように測定した心磁計測データでは、心電と明確に同期した磁気波形のピークが観測された。（図２－２０）

【５．脳磁計測】

試作した高感度磁界計測システムにて頭部表面の磁気計測を実施したが、アルファ波（開眼・閉眼時）の明確な信号差まで捕らえられず、更なる分解能向上が必要であることがわかった。メッキ式 IPA センサは容易にセンサ素子を増加させられることができ、引き続き開発を進めることで脳活動の磁気計測も可能であると考えられる。すなわち現在到達した磁気分解能はノイズ RMS レベルで 80pT 程度であるが、冒頭に述べたように脳磁に必要な分解能は最低 10pT であると推測され、よって脳磁を計測するには更に 1/10 程度の計測分解能を実現する必要があるが、センサ及び処理回路のさらなる改善により、到達できると考える。

最終章 全体総括

最高レベルの磁気計測分解能を持つ SQUID に対して、IPA センサは感磁部が小型で空間分解能に優れている。また一方、MI センサは安価ではあるが、感磁部であるアモルファスワイヤに電流を通電しているため、分解能と安定性に限界があった。IPA センサは、これら MI センサの問題点を解決すべく考案されたものであり、センサの性能、製造、長期安定性において極めて有利である。

IPA 技術が確立した暁には、これまで磁気シールドルーム内でしか使用できなかった高価な生体磁気診断装置による心臓機能・脳機能検査を広く一般の病院や研究室、さらに家庭にまで普及させることができる。また、安価な生体磁気センサとして心磁図、脳磁図の臨床応用以外にも、細胞組織に対する薬理作用の研究や再生医療培養組織の機能評価において、非接触・非侵襲の新しい評価手段を提供する可能性など、広範な医療分野の測定技術として適用が可能であり、またその技術の一部は直ちに獣医、畜産関係にも転用できるであろう。

医療以外の多方面の産業用途にも活用可能な中核的技術の一つとなる可能性があるので、積極的に事業化を進めていく。特に脳磁センシング技術として、簡便に脳磁信号を検出することが可能となる段階に到達すれば、思考スイッチ（意思伝達装置）、ニューロマーケティング機器、リラクゼーション効果最適化装置など、思考情報を読み取ることのできる装置とのインターフェースとして様々な用途に活用することができ、非常に大きな市場創出が期待される。

【新たな事業展開の可能性】

事業化の将来のターゲットとしては心磁・脳磁を IPA センサの製品化を目的とする。これを実現することにより広く一般の病院へ高度診断機器を普及させるだけではなく、心磁の応用としては家庭内で手軽に心臓の状態を把握する簡易心磁計という市場を形成できる。脳磁の応用としては非接触脳活動モニターとして広く用途が考えられる。例えばコンピュータインターフェース、介護用意思伝達手段等々、実現した暁には市場に大きなインパクトを与えるものとなる。IPA センサの直近のターゲットとしては、比較的实现が容易なセンチネルリンパ節同定用センサ、及び細胞活性検査装置の製品化を目指す。前者は現在のラジオアイソトープを用いる検知法の非侵襲で簡便な代替手段として、後者は iPS 細胞に代表される培養組織の正常性を調べる無菌的・非侵襲な手段として普及させる。

【その他】

当社は既に医療機器製造業、製造販売業の業許可を得ており、よってセンチネルリンパ節同定のための検査器カテゴリに入る IPA 応用製品を製造・販売できる。販路拡大のため、医療機器販売業を持つ代理店と契約を進めていく。多チャンネル仕様の高度な医療機器や医療以外の目的で使用する脳磁センシング技術応用製品については、当社としては全く新しい製品であり、また現在、それに類する大規模な市場形成の動きもないことから、外部のシンクタンクをはじめ、様々な企業とのアライアンスを結びながら、マーケティングを進めていく。