

生体機能の非侵襲検査へ向けた新たな取り組み —超音波で電気・磁気を測る—

生嶋 健司* 東京農工大学 大学院工学研究院 先端物理工学部門
Kenji IKUSHIMA

Abstract

超音波の高い内部透過性を利用し、電気・磁気特性を非侵襲に検査するイメージング技術を開発した。その計測原理は、(1) 超音波により物体内の電気分極・磁化に時間変調を与え、(2) それに起因する電磁放射（音響誘起電磁放射）を検出・復調し、(3) 対象物の電気・磁気特性を非破壊に評価する、ことである。開発動機や生体機能測定へ向けた展望を含めて、この取り組みを紹介する。

キーワード：超音波，電磁波，非侵襲イメージング，圧電，磁歪，生体信号，SQUID

1 はじめに

生体内の幾何学的構造を非侵襲に画像化する計測技術は、超音波診断、X線検査および核磁気共鳴(NMR)法の応用により、いまやリアルタイム画像、毛細血管まで見える1 mm以下の空間分解能、3次元グラフィックが可能になっている。しかしながら、生体内の機能特性に由来する電気や磁気の特長分布を可視化するとすると、その手法は極めて限られてしまう。たとえば、脳機能イメージングで知られるfMRI（機能的磁気共鳴画像法）、近赤外トポグラフィあるいはPET（ポジトロン断層法）は神経活動そのものである電場や磁場の発生を測定しているわけではなく、血流量や血液中の酸素濃度、代謝量から神経活動の場所を割り出している。これらの手法は研究・医療現場において既に活躍しているが、神経活動によって血流に何らかの変化が起きるまでの遅延時間が数秒程度はあると考えられているため、時間分解能に本質的な限界がある（血流は周囲に拡散するので空間分解能についても計測方法上の限界があり、同種の方法で得られる構造に対する空間分解能と比べるとはるかに劣る）。一方、神経活動に伴う直接的な物理量、つまり電場を測る方法としては、脳電図 (EEG) や心電図 (ECG) が挙げられる。しか

しながら、これらは測定電場から逆問題を解いて位置を推測する必要があるので空間分解測定はあまり期待できない。また、このようなパッシブな電場計測は、体内で生じる様々な電氣的信号（脳波や他の筋組織が生じる電場）の影響を排除できず、局所的な活動電位を検知する手法としては適切でない。また、背景ノイズの少ない磁場をターゲットにした脳磁計は、ニューロン電流によって誘起される磁場を検出するので時間分解能は高く、直接的に神経活動を検知する方法である。しかしながら、やはり体外で測定した磁場をもとに電流発生向きや位置を逆問題として解く必要があるため、間接的位置推定となる。例えば複数の部位が同時に活動している場合はその特定が難しくなる。また、深部や表面に法線方向に向かう電流領域の磁場検出は困難であり、診断領域に制約が多い。

生体に限らず、物体内部を非破壊に調べることは本質的に多くの技術的制約を伴うが、電気・磁気特性となるとさらにその困難さを実感する。約0.1 Vの神経活動電位は、現代の電気測定技術にとって決して小さな電圧ではなく、体内に電極を刺すことが許されるなら容易に測定可能である。しかしながら、体中を絶え間なく伝搬するこの活動電位を非侵襲にそしてリアルタイムに断層画像化することは、映画「アバター」では可能になっているが現実の世界ではまだ夢物語である。既存の計測手法が改良され

* 〒184-8588 東京都小金井市中町 2-24-16
tel & fax 042-388-7120
E-mail/ikushima@cc.tuat.ac.jp

特集

ば解決できる問題でもないように筆者は思う。これらの問題意識をもった上で、筆者は新しい検査法を測定原理のレベルから追求することが必要だと感じた。本稿では、まだ道半ばであるが、超音波を利用した測定アイデアとその基礎実験について紹介する。

2 どうやって超音波で電気・磁気特性を測るか？—音響誘起電磁放射（ASEM放射）の利用—

超音波計測は人体や構造物への非破壊検査として広く利用されている。その重要な利点のひとつは、光の透過が困難な生体、金属、コンクリートブロックのような対象物に対して超音波は内部透過性が高いことである。また、音速と光速の大きな違いに起因して、音波は電磁波に比べて同一周波数で波長が約5桁短い。これは、ミリメートル/マイクロメートルのフォーカス（すなわち空間分解能）が実時間波形の取得が容易な MHz/GHz 周波数帯において実現可能であることを意味する。ところが、超音波のこれらの利点にもかかわらず、その多くの利用は、対象物の質量密度分布や弾性的特性の検査に限られている—すなわち、“傷や異物”は検知するが、“電気や磁気”はプローブしない。そこで我々は、超音波の特徴を活かしながら電気・磁氣的性質を非破壊イメージングする計測手法の開発に取り組んだ。

弾性波である音波は、電磁波のように直接的に電気・磁気特性と結合しない。しかしながら、弾性変調は、固体の格子歪みや液体の密度変化を通してしばしば対象物の電荷や磁気モーメントに時間変調を与えることができる。このことは、超音波照射すると、双極子放射により超音波と同一周波数の電磁波（通常 RF 波 - マイクロ波）が発生し得ることを意味する（図1）。ここでは、超音波によって励起される電磁波を音響誘起電磁波（Acoustically Stimulated ElectroMagnetic (ASEM) wave）と呼ぶことにする。実際、固体に関しては、イオン結晶中を伝搬する音波とそれに伴って発生する電磁波が理論的に考察されている¹⁾。固体物質ならピエゾ効果や磁歪効果を通して ASEM 波が放射されるだろう。液晶や燃料電池などに含まれるコロイド溶液・イオン電解水の場合なら、製品動作時に生じる局所的な電荷中性条件の破

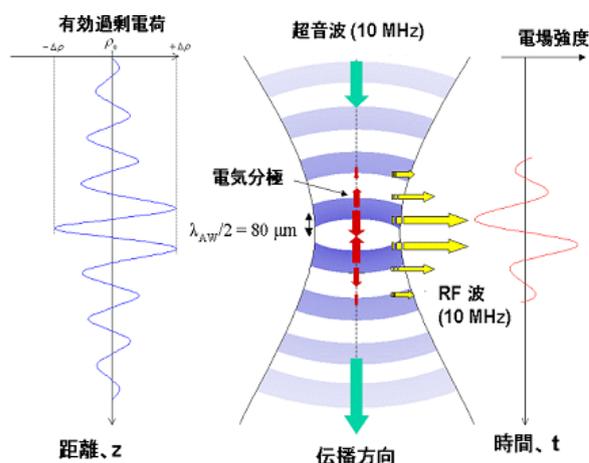


図1 音響誘起電磁波放射の概念図

れ（すなわち、電束密度勾配の発生）が ASEM 放射の発生原因になり得るだろう。また、より興味深い応用として、脳を代表とする神経組織および筋組織の活動状態の非侵襲検知が考えられる。神経組織は細胞内外のイオン濃度制御により活動電位を伝播させ、情報伝達・処理を行っている。音波収束ビームは、その局所的なイオン濃度（あるいはそれに伴う媒体の電束密度勾配）に時間・空間変調を与え、電磁放射を誘発するはずである。つまり、ASEM 計測は、対象物の電荷や磁化に超音波を通して変調を加え、電磁放射の形でこれらの情報を外部発信させる手法と見なすことができる。前述したように、音波は電磁波よりも同一周波数で空間分解能を5桁高くすることができる。よって、音波収束ビームの走査により比較的高分解能の画像化が可能である（10 MHz の電波の波長は 30 m に対して水中音波の波長は 150 μm である）。以上が、我々が提案した計測原理である²⁾。

ところが、長い音波計測の歴史の中で、音波により誘起される電磁波に関する学術論文や特許は極めて少ない。関連するものとして、音響デバイスのワイヤレス動作に関するもの^{3),4)}、地球物理学における岩石破壊によって生じる電磁波⁵⁾などが挙げられるが、測定対象物からの微弱な信号を検出してイメージング計測へ応用するといった報告は我々の調べた限り皆無である。また、本計測を反転した方法、すなわち電磁波（RF 波～近赤外光）照射により発生した超音波を検知する方法は、Photoacoustic imaging

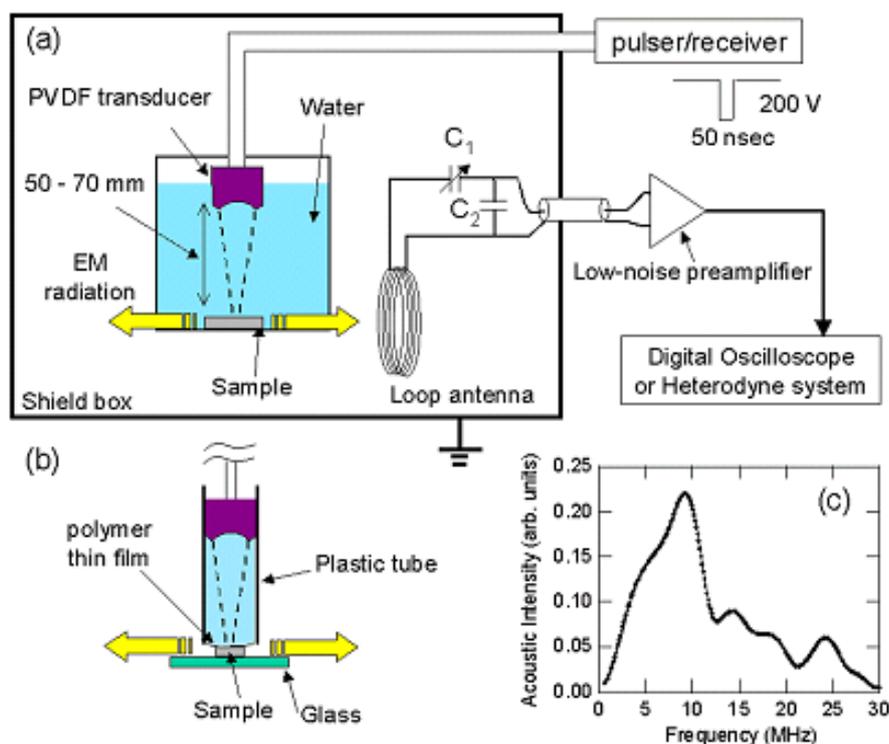


図 2 測定概念図⁷⁾. (a) 水侵タイプ. (b) 非浸水プローブタイプ. (c) 超音波のスペクトル.

と呼ばれ最近活発に研究が行われている⁶⁾. しながら, この方法は, fMRI や近赤外トポグラフィーと同様, 電磁波吸収を通して人体の水濃度分布や血液中の酸素濃度分布を画像化しようとするものであり, 体内の電気・磁気的情報を獲得するものではない. よって, ASEM 計測は全くの新技术構想であり, 我々は測定方式の具体的検討と基礎データの収集から研究を開始した.

3 ASEM 放射の検出

ASEM 放射の特徴の一つは, 音波周波数で変調された狭帯域な信号という点である. 例えば心電図や脳磁計のように体内の電磁気信号をパッシブに測定する場合と異なり, 本測定は環境ノイズをカットする狭帯域検波ができるという点で有利である. そこで, 図 2 に示す測定系を立ち上げた⁷⁾. RF 受信はチューニング可能な狭帯域ループアンテナを用い, 低雑音アンプにより 90 dB 程度増幅してデジタルオシロスコープで信号積算する (直接検波). または図 3 に示すブロックダイアグラムを用いてヘテロダ

イン検波も可能にした.

本測定で最も危惧すべき点は, トランスデューサからの信号ノイズである. このトランスデューサノイズは目的信号と同じ周波数帯であるから, 当然, 狭帯域検波でも逃れることはできない. トランスデューサノイズは, 測定試料からの ASEM 信号よりもはるかに強大であると予想されることから, 図 4 の上図のように試料とトランスデューサを密着させると, ノイズに埋もれて目的信号はまず得られない. そこで, 音波遅延時間を利用するパルス法を用いる. 例えば, 水中の音速は 1500 m/s であるから, 音波が 60 mm 伝搬するのに 40 μ s の遅延時間が生じる. 一方, 電磁波の伝搬時間は無視できるほど短い. したがって, トランスデューサと試料の間に音波媒体を設け, 音波伝搬時間より十分短い超音波励起パルスを用いることにより, トランスデューサノイズと試料からの目的信号を図 4 下図のように時間的に分離することが可能である. 本研究では, 音波媒体として水を用い, 水侵法 (図 2(a)) と非水侵プローブ法 (図 2(b)) の 2 種類の方式を開発した.

初期実験は, 60 mm 付近に収束ゾーンをもつ

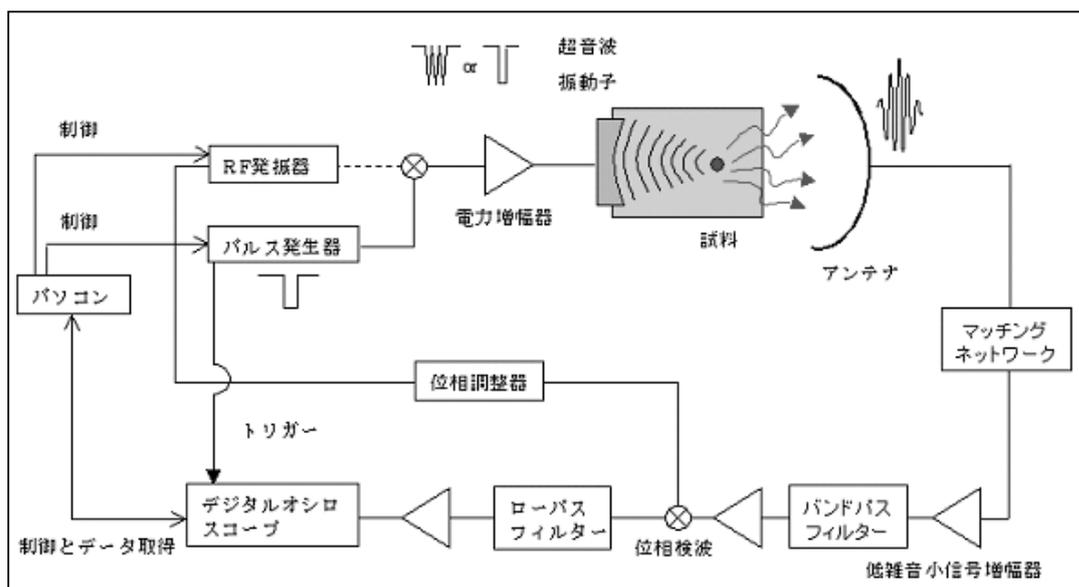


図3 ヘテロダイン検波のブロックダイアグラム

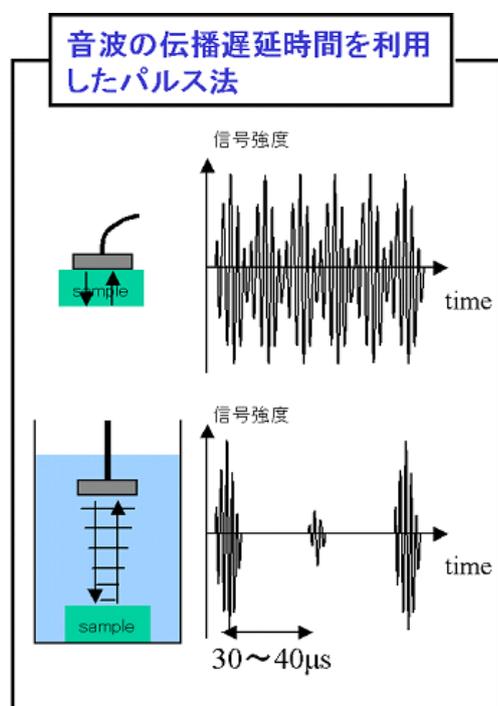


図4 パルス法概念図.

10 MHz 医療用 PVDF (polyvinylidene fluoride) トランスデューサを用いて piezo 物質の一つである半導体 GaAs に対して行われた . パルサー/レシーバー (Panametrics-NDT, 5077PR) を用いて, 約 50 ns, 100-200 V の矩形波励起パルス を 100-500 Hz の繰り返しで印加した . RF 信号は, 超音波周波数にセットされたバンド幅約 200 kHz の狭帯域ループアンテナによって検出される . また, 広帯域ハイドロフォンを用いて, PVDF トランスデューサから照射される超音波が, 焦点位置 66 mm で約 1.4 mm のスポットに収束されていること, および 9.25 MHz にピークをもつスペクトル (図 1(c)) であることが確認されている⁷⁾.

GaAs の piezo 係数は, $|d_{14}| = 2.7 \text{ pC/N}^8)$ である . したがって, 縦音波の波数ベクトル k が $\langle 110 \rangle$ の piezo 軸に平行なときに電気分極が誘起され, 電磁放射が期待される . 測定は, 図 1(a) の水浸法で行った . 図 5 左図に, 厚み 0.35 mm のノンドープ GaAs(110) 結晶で測定した通常の超音波エコー信号 (図 5 左図 (a)) とループアンテナで検出した RF 信号 (図 5 左図 (b) と (c)) を示す . ここで $t=0 \mu\text{s}$ と $t=88 \mu\text{s}$ の信号は, 励起パルスと超音波エコーに起因した PVDF トランスデューサからのノイズである . 一方, エコー信号のちょうど半分の時間 ($t=44 \mu\text{s}$) で, より弱い信号が検出されていることがわかる . エ

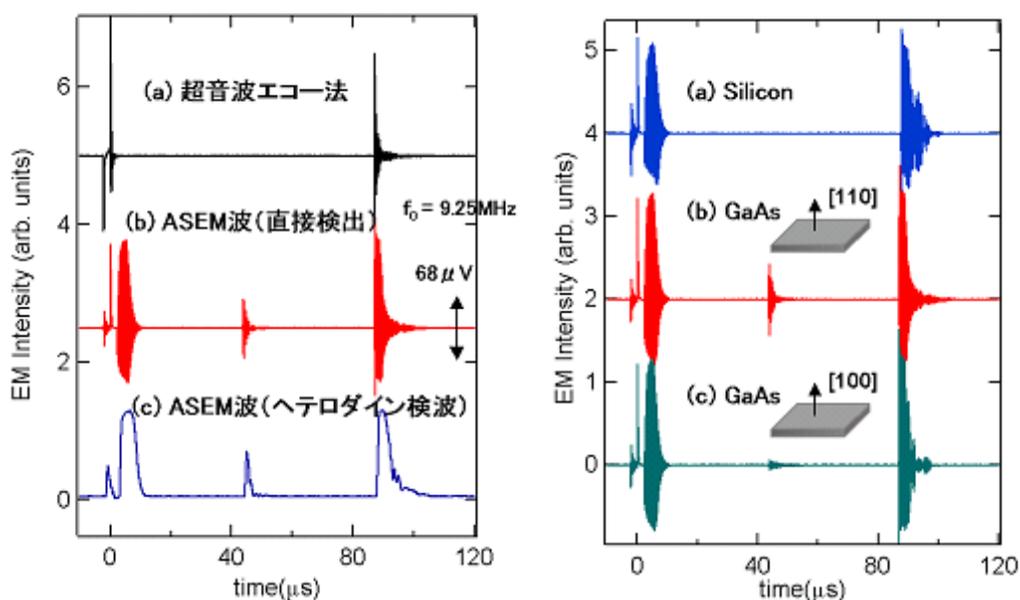


図5 (左図) GaAs(110)からのエコー信号とASEM信号(右図) Si, GaAs(110)及びGaAs(100)の比較.

コー信号到達時間の半分ということから,時刻 $44 \mu\text{s}$ で観測された信号は測定試料 (GaAs) から放射されたものであると識別される. 図5右図のように,同じ測定系で試料を Si および GaAs(100) に置き換えると,非 piezoelectric な Si は信号検出されず, GaAs(100) 結晶の信号強度は (110) 結晶より圧倒的に小さいことが確認された. これらの結果から,時刻 $44 \mu\text{s}$ の RF 信号は GaAs の piezoelectric 効果に起因する ASEM 信号であると結論できる.

ヘテロダイン検波によって RF 信号の抱絡線を測定し(図5左図(c)),周波数スイープにより放射スペクトルを得ることもできる(図6).周波数 7.6 MHz で観測されるシャープな共鳴ピークは 0.35 mm 厚の GaAs 結晶の機械共振であることがわかる (GaAs 中の音速 4730 m/s). 機械共振周波数では信号強度が一桁程度増大するが,注目点は共振条件になくとも超音波によって誘起される電磁波が検出可能だということである.

生体高分子結晶は通常反転対称性が無いので,骨,植物繊維,筋肉,血管など多くの生体組織が piezoelectric 効果を示すことが知られている^{(10)–(13)}. したがって,圧力,電磁気,超音波の生体効果に関する多くの医学研究が圧力による電気分極効果の重要性を指摘している^{(13)–(15)}(一例として,超音波による骨折の早期治癒が期待されている).そこで,我々は

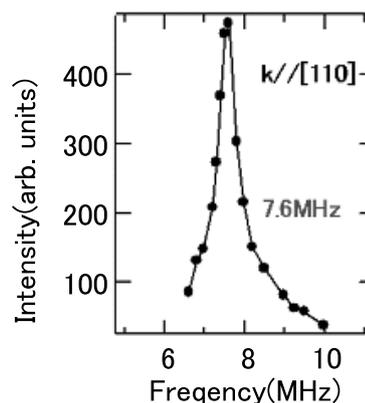


図6 GaAs(110)のASEMスペクトル.

骨組織の ASEM 信号検出を試みた. 骨は約 70% の hydroxyapatite (HAP) と約 20% の配向したコラーゲン繊維で構成されている. 後者のコラーゲンが piezoelectric 効果 ($|d| \sim 0.1 \text{ pC/N}$) に寄与すると考えられている. 図7(a)に豚の肋骨から検出した ASEM 信号を示す. 挿入図は実際に測定した骨の写真である. 測定は同じ PVDF トランスデューサを用いて浸水法で行われた. 信号は 97 dB 増幅され, 500 Hz 繰り返しで約 10 分間積算されている. GaAs に比べてはるかに微弱であるが,明確に骨からの ASEM 信

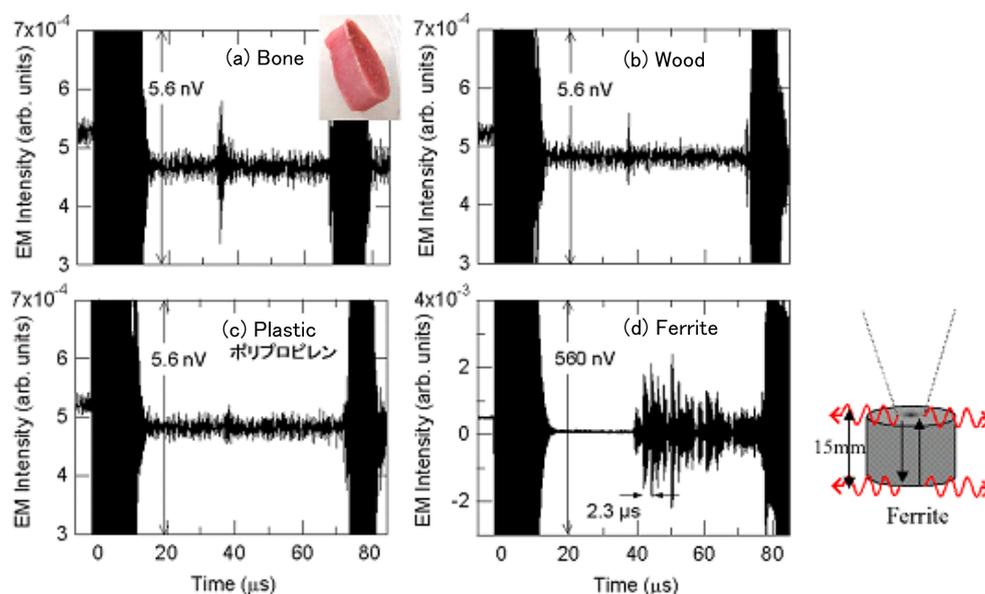


図7 様々な物質からのASEM信号⁷⁾

号が検出された．水中での骨の piezo 効果は周辺イオンによってスクリーニングされることが報告されているが¹⁶⁾，その時間応答は MHz 帯よりもはるかに遅いので本測定では無視することができる⁵⁾．したがって，通常，乾燥骨によって圧電効果が測定されるが，本計測法を用いれば，生体組織内の生きている骨組織の圧電効果を非侵襲に測定できる可能性がある．骨強度の改善にはコラーゲン密度が重要と言われているが，本手法はコラーゲン密度診断に発展できるかもしれない．

一方，非侵水プローブ法を用いれば，木やプラスチックなどの素材を測定することが可能である．極めて微弱だが，実際に木やポリプロピレンなどの汎用プラスチックから ASEM 信号が検出された(図 7(b) と (c))⁷⁾．木については，基本構成物であるセルロースの piezo 効果¹²⁾ が報告されている．プラスチック材料(結晶は piezo 効果を示す)は通常アモルファス構造であるので，ASEM 信号の検出はわずかな結晶グレインの存在を示唆している．

これらの piezo 物質群だけに留まらず，磁性材料からの ASEM 信号検出にも成功した．図 7(d) にフェライト (SrO/Fe₂O₃) からの検出信号を示す．ここで，試料形状は挿入図に示すような 20 mm × 15 mm の円柱である．実時間波形におけるくし状構造した信号は，試料の表面で超音波が多重反射しているこ

とを反映している．磁性体では，スピン-軌道相互作用を通して，格子の歪みがスピン分極を変化させることが知られているので(磁歪)，超音波による磁気モーメントの変調が電磁放射の原因と考えられる．本結果により，磁気情報を超音波により非接触に検出できることが明らかになった．

4 ASEM 放射イメージング

我々は最近，この ASEM 法による磁気イメージングを試みた^{17),18)}．磁気モーメントの時間変調は電磁放射を誘発するはずで，結果として磁化分布の画像化が期待できる．図 8(a) は，Fe 箔，Cu 箔，フェライト破片を画像化したものである．非磁性 Cu からは信号が観測されず，フェライトが選択画像されている．ここで，Fe 箔に注目すると，試料端近傍で電磁放射が起きていることがわかる．Fe 箔について詳細にイメージングを測定した結果が図 8(b) と (c) である．図 8(b) で試料端から放射が得られていることがはっきりわかる．純粋な Fe は強磁性だがマルチドメイン構造によりマクロなスケールでは自発磁化は無いはずである．一般に歪やストレスを加えると単磁区化により磁化が発生することが知られているので，本実験での試料端における放射は試料切り出しによる磁化発生と考えられる．この仮説を確

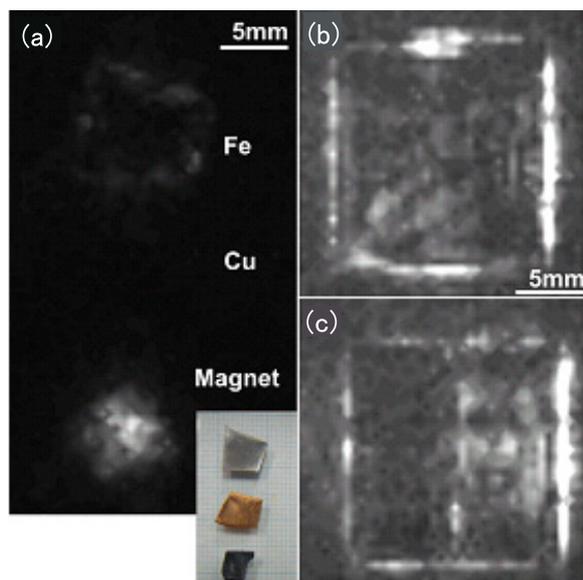


図8 磁性体の ASEM 放射イメージング . (a) Fe, Cu フェライトのイメージング . (b) Fe ホイルのイメージング (折り曲げ前) . (c) Fe ホイルのイメージング (中央で折り曲げ後) .

かめるために、Fe ホイルを中央部で一度折り曲げて再び元に戻してイメージングを測定した (図 8(c)) . 実際、折り曲げ部分で放射が発生することが確認される .

同様に、ほぼ非磁性であるステンレス板 (SUS304) の測定も行った . 折り曲げて永久磁石により励磁してから測定した . この試料のイメージング結果を図 9 に示す . 折り曲げ部で ASEM 放射が発生していることがわかる . オーステナイト系ステンレス (SUS304) は外部ストレスによりマルテンサイト転移することが知られている . この転移に伴い強磁性が発現し、磁化を帯びる . 実際、ホールセンサーで表面磁場を測定すると試料側端部で 10 ガウス程度の磁場が観測された . また、図 9(b) に示すように、微細なパターンも観測されているが、これは外観では確認されないものである . ここでは省略するが、実時間波形の解析により、この微細パターンは磁気分布ではなく、音波の板波モードによる効果であることが判明している . 試料厚みが音波波長程度のときは音波の共振モードが励起するので、実時間波形の解析を通して収束スポット内で発生した ASEM 信号だけを抽出し、真の磁化分布へと校正する . これらの結

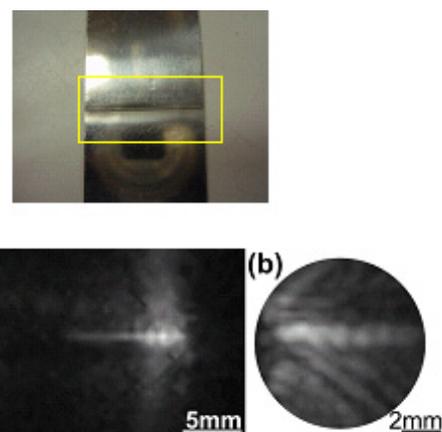


図9 ステンレス板 (SUS304) のイメージング . 中央で折り曲げ、励磁後測定 . 折り曲げ部で ASEM 放射が観測されている .

果により、超音波により磁化を画像化できることを立証した . ホールセンサーを用いた表面磁化イメージングなど磁気イメージングの手法は数多く開発されているが、超音波の内部透過性を考えると、本手法は非破壊内部検査としての高いアドバンテージを有している .

そこで図 10 のようなファントム (寒天) を作って断層画像化のデモを行った¹⁸⁾ . 図 11 はファントム

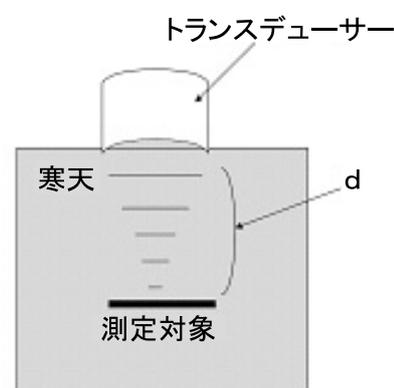


図 10 断層画像のデモ実験

中に埋め込んだ金属アルミとフェライトの破片を通常のエコー法と ASEM 法で見た断層画像の比較である . 試料位置を共通にするために時間軸を校正している (ASEM 法における信号遅延時間はエコー法の半分である) . 図 11 右図の ASEM 法ではフェラ

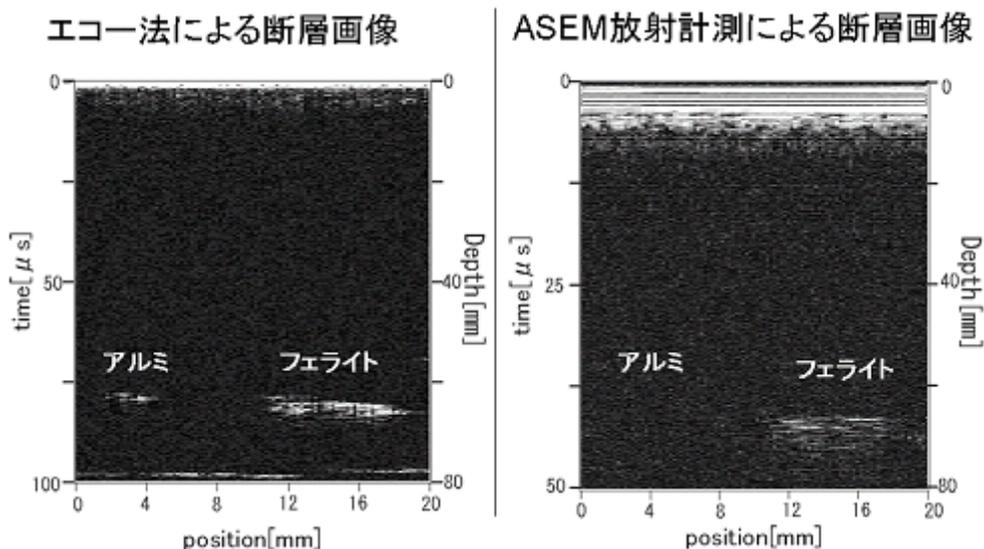


図 11 超音波による磁性材料の選択的断層画像

イトだけがうまく識別されることがわかる．本計測手法における最大の特徴は超音波エコー検査を同時に測定できることである．現場の検査では，(1) エコー法において内部の異物を発見し，(2) ASEM 法によりその異物の電気・磁気特性を選別する，という使い方が有効だろう．産業分野への応用を視野に入れて今後具体的な活用方法を探索する予定である．

5 さらに高感度化への試み

上記実験により，ASEM 検出とその画像化が立証されたので，次のステップは元来の開発動機である生体機能検出である．そのための必要条件は感度のさらなる改善である．感度改善の手段としては次の3つが考えられる．(1) アンテナアレイにより全立体角に渡って放射される電磁波をもれなく検出する．これは感度向上ばかりでなく，放射分布の測定を可能にする点で興味深い．(2) 位相干渉検波をする．現在のヘテロダイン検波システムは，超音波パルスの位相と相関をもっていない．そこで超音波励起パルスをバースト波にして参照信号と位相相関をもたせる．感度向上のほかに位相情報の獲得という新たな利点が生まれる．(3) 超伝導量子干渉素子 (SQUID) を利用して，地磁気の一億分の1の磁場を検出する．最初の (1) と (2) は，現状と比較して，感度改善因

子は10倍を超えるものではないだろう．一方，(3)のSQUIDを導入すると桁違いの感度改善が期待できる．ここでは(3)の取り組みについて紹介する．

図12に本研究で用いる dc-SQUID を示す．dc-

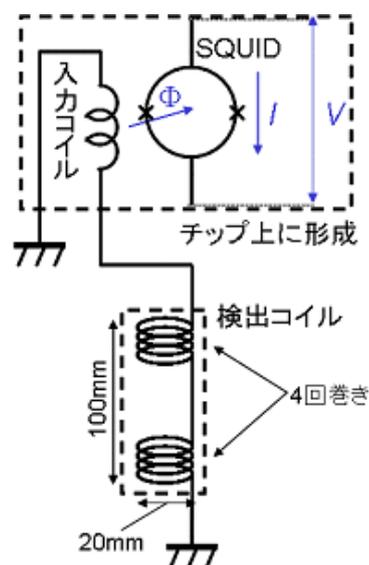


図 12 dc-SQUID

SQUID はジョセフソン接合が2個作製された超伝導素子である．検出コイルにより誘起された電流は入力コイルを通してSQUIDに磁束を発生する．通常の検出コイルは逆巻きにした二つのペアになって

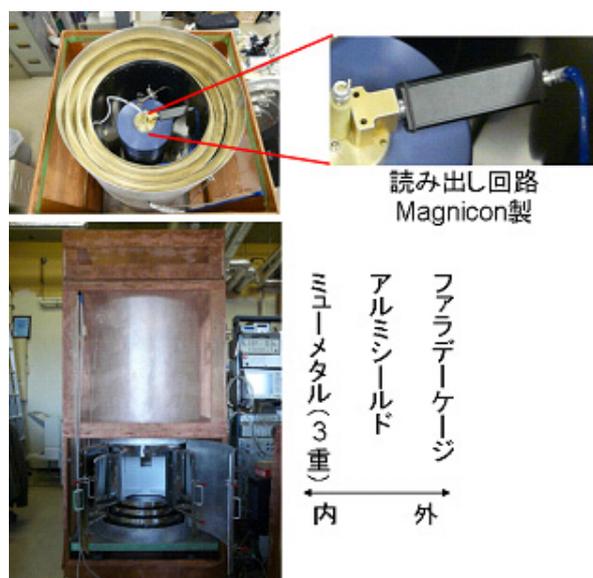


図 13 磁気シールド内の SQUID システム。

おり、背景磁場ノイズを避けるために磁場勾配を測定している（グラディオメーター）。SQUID は物質評価装置、脳磁計あるいは NMR など極微弱な磁場検出のための極限技術として既に実用化されている。しかしながら、汎用 SQUID の周波数帯域は 50 kHz 以下に限られ、MHz 帯の RF 検出はできない。ただし、微小デバイスである SQUID の本質的な動作速度は GHz 帯域であり、動作速度を制限しているのは周辺エレクトロニクスである読み出し回路である。近年、SQUID の高速動作を試みる開発がドイツの Drung らにより行われ¹⁹⁾、その技術に基づいたベンチャー企業（Magnicon 社）が設立された。標準的な読み出し回路では、変調コイルが SQUID と結合し、ロックイン測定を通して FLL される。一方、Drung らにより新しく開発された読み出し回路では、変調コイルは無く、SQUID に DC 電流を印加して出力電圧を直接読み出す方式を採用している。直接結合型読み出し回路により、FLL 動作で 300 kHz、FLL 動作無しでは 6 MHz のダイナミックレンジを確保することができる。

筆者らは平成 20 年度に東京農工大学に新しい研究室を立ち上げ、この高速動作 SQUID システムをセットアップした（図 13）。背景磁場ノイズおよび外来電波を遮断するために、外側に 3 層の磁気シールド（ミュウメタル）と 2 層の高周波シールド（ア

ルミ、銅網ファラデーケージ）を施した。図 14 は SQUID で検出した RF 信号（3.25 MHz）である。

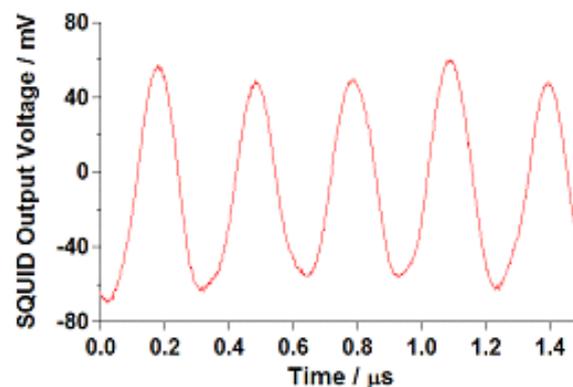


図 14 SQUID で検出した RF 信号（3.25 MHz）。

この SQUID システムで小動物（ラット）の心磁応答の観測を試みた。図 15 に示すように、ECG に同期した生体磁場が SQUID により明瞭に観測された。この心磁応答を超音波で高周波変調し、それを検出して復調することが我々が目指す神経組織の局所活動の非侵襲検知である。今後、SQUID システムのピックアップコイル部を狭帯域化して、超音波計測装置と融合することにより、映画「アバター」で見られた夢の実現を目指したい。

6 おわりに

本研究は平成 18 年度にアイデアのみの段階で NEDO 産業技術研究助成に採択して頂き、ここまで開発を進めてきた。まだ基礎研究の域を超えていないが、興味深い応用が見出されつつある。本稿では詳しく述べなかったが、圧電材料における板波モードの可視化・分析や磁気イメージングによる金属脆化検査が有望と考えられる。本研究は有りそうで無かった新計測技術構想であるから、この手法を使って我々が今考えている以上に有益な応用があるかもしれない。目的を特化することにより、実践的な計測システムの開発ができるだろう。

一方で、興味深い応用として最初に述べた神経・筋活動の超音波変調とその信号検出に関しては、「人類がどこまで微弱なラジオ波帯の電磁場を検出できるか？」という一種の科学的挑戦でもある。我々は、

特集

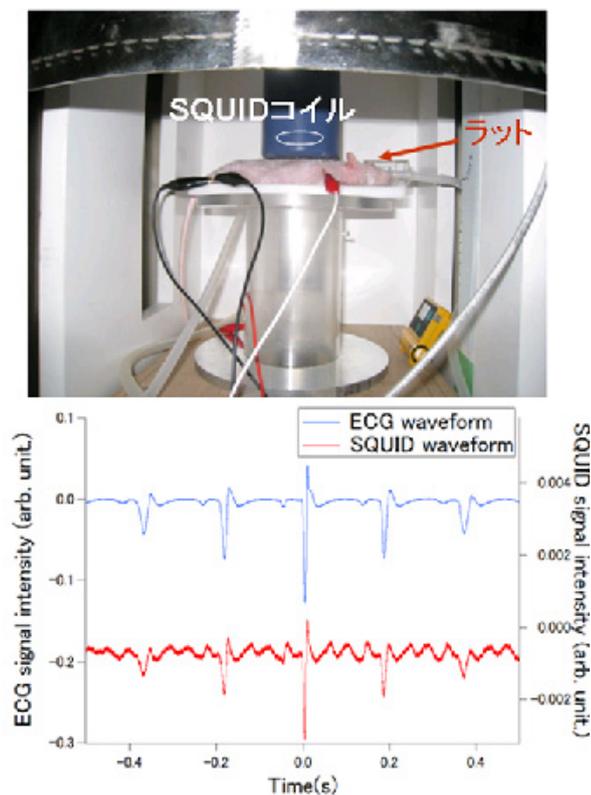


図 15 SQUID によるラットの心磁応答

超伝導量子干渉素子 (SQUID) や極低温アンプなどを導入して、ラジオ波帯の極限感度検出技術を開拓している。この検出感度の圧倒的改善によって、生命活動に起因した ASEM 信号を検出することがこれからの楽しみである。

[参考文献]

- 1) J. J. Kyame, *J. Acoust. Soc. Am.* **21**, 159 (1949).
- 2) 生嶋健司, 小宮山進 PCT 国際出願 PCT/JP2006/316028.
- 3) H. Ogi, H. Hiho, and M. Hirao, *Appl. Phys. Lett.* **88**, 141110 (2006).
- 4) M. Thompson, S. M. Ballantyne, L-E Cheran, A. C. Stevenson and C. R. Lowe, *Analyst* **128**, 1048 (2003).
- 5) S. Yoshida and T. Ogawa, *J. Geophys. Res.* **109**, B09204 (2004).
- 6) M. Xu and L. V. Wang, *Rev. Sci. Instrum.* **77**, 041101 (2006).
- 7) K. Ikushima, S. Watanuki and S. Komiyama, *Appl. Phys. Lett.* **89**, 194103 (2006).

- 8) S. Adachi, *J. Appl. Phys.* **58**, R1 (1985).
- 9) O. Madelung, *Semiconductors Group IV Elements and III - V Compounds* (Springer, Berlin, 1991).
- 10) E. Fukada and I. Yasuda, *J. Phys. Soc. Jpn.* **12**, 1158 (1957).
- 11) E. Fukada and I. Yasuda, *Jpn. J. Appl. Phys.* **3**, 117 (1964).
- 12) E. Fukada, *J. Phys. Soc. Jpn.* **10**, 149 (1955).
- 13) E. Fukada, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* **47**, 1277 (2000).
- 14) A. A. Marino and R. O. Becker, *Nature (London)* **228**, 473 (1970).
- 15) C. T. Brighton and S. R. Pollack eds., *Electromagnetics in Medicine and Biology* (San Francisco Press, San Francisco, 1991).
- 16) S. R. Pollack, E. Korostoff, W. Starkbaum, and W. Iannicone, *Electrical Properties of Bone and Cartilage* (Grune & Stratton, New York, 1979), pp.69-81, E. Fukada, *Ferroelectric Polymers* (Marcel Dekker, Inc., New York, 1995), pp.393-434.
- 17) K. Ikushima, H. Toida, S. Komiyama, *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics* 29, 349 (2008).
- 18) H. Yamada, K. Nakamoto, K. Ikushima, *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics* 30, 57 (2009).
- 19) D. Drung, *Physica C* **368**, 134 (2002).