医学におけるトモグラフィー

南部 恭二郎*

Tomography in Medicine

Kyojiro NAMBU*

Abstract

This article introduces the mechanisms and principles of medical tomography. There are various tomographic imaging modalities for clinical practice that use X-rays, gamma rays from radioisotopes, ultrasound, magnetic resonance, and electrophysiological effects.

Conventional X-ray tomography provides a longitudinal cross-section. The X-ray tube and the film are moved in such a way that regions in the focal plane register clearly and regions outside the focal plane tend to disappear due to blurring. X-ray computed tomography (X-ray CT) shows the structure of organs by imaging X-ray attenuation coefficient quantitatively. X-ray CT acquires projection data by rotating the X-ray tube and the detector array around the patient, and the tomographic image is calculated using the theory of "reconstruction from projections". This is the first application of the inversion analysis in medicine.

In nuclear medicine, the functional activity of organs is evaluated by administering a radioisotope to the patient, and mapping the distribution by measuring the emitted gamma ray radiation. Single photon emission tomography (SPECT) uses a scintillator camera to detect the radiation, generates projection images, and applies the theory of reconstruction from projections for tomographic images. Seven pin-hole tomography generates a conventional longitudinal cross section image using a scintillator camera with a "seven pin-hole collimator". Positron emission tomography (PET) maps the biochemical process of organs by administering positron emitting radioisotopes. PET measures a pair of gamma ray photons created by the annihilation of an electron and an emitted positron, and applies the theory of reconstruction from projections.

Diagnostic ultrasound generates an animated image in real time by mapping the ultrasound echo signal from acoustic interfaces in the patient's body. The velocity of blood flow can also be calculated from the Doppler shifted echo from the red blood cells.

Magnetic resonance imaging (MRI) can acquire various kinds of tomographic images from the electromagnetic signal emitted by nuclear magnetic resonance of hydrogen and other nuclei in the patient. To control the signal emission, MRI applies a strong and uniform magnetic field, an additional gradient magnetic field, and irradiation of electromagnetic waves. The tomogram is reconstructed from the electromagnetic signals using Fourier transform. Electron

* 株式会社東芝・那須工場

* Nasu Works, TOSHIBA Corporation

spin resonance (ESR) imaging is also discussed.

The topogram in electroencephalography (EEG) is a rough surface mapping of electric activity of neurons and thus, not strictly tomography. Recently, magnetic source imaging (MSI) of magnetoencephalography (MEG) has become available for research and clinical use. MEG shows activated regions in the brain by measuring the very weak magnetic field caused by the electrophysiological action of neurons.

I. はじめに

ジオトモグラフィーはデータ収集に非常にコストが掛かり、しかも欲しい地点でデータが得られるとは限らない。このような厳しい制約の下で、データを最大限活かして画像化する。一方、医用トモグラフィーではデータを比較的自由に収集でき、従って後の処理に便利のように収集システムを設計できる。そのかわりに非常に高い空間解像度・コントラスト分解能が求められ、また短時間でデータ収集が行なえることも重要である。この小文では医療に用いられている様々なトモグラフィーの仕組みを紹介する。医用トモグラフィーとしては、X線を使うもの（X線断層撮影法、X線CT）、放射性同位元素の出す放射線を用いるもの（SPECT、PET）、超音波を用いるもの、磁気共鳴現象を利用するもの（MRI）、電気生理学的信号を測定するもの（MEG）などがある。

II. X線を使ったトモグラフィー

レントゲンがX線管を発明したのは今から100年前、1895年であり、X線が人体に使われ始めたのはその年の内である。

X線管の出すX線光子のエネルギーは数十～数百 keV（キロ電子ボルト）であるが、面白いことにちょうどこの範囲のX線でのみ人体の種々の組織が識別できる。十数 keV のX線を出すレーザーが研究されているが、これはモノクロテレビのブラウン管から出ているのと同程度のX線であり、人体を透過するどころか薄いガラス一枚で容易に遮蔽されてしまう。また高速の電子を結晶に打ち込むことによって数 MeV（メガ電子ボルト）のX線を効率良く作れるが、このX線は透過力が強すぎて人体の組織ごとの違いを描出できない。結

局、医療に使えるX線を作る実用的な方法は未だにX線管以外にない。

X線を使ったトモグラフィーには古典的なX線断層撮影装置と、コンピュータを使ったインバージョン（画像再構成 image reconstruction と呼ぶ）を最初に医療に応用したX線 CT がある。

1) X線断層撮影法

医療分野で単にトモグラフィー、あるいは断層写真と言えはX線断層撮影法を指す。X線管から出たX線が人体を透過したあとフィルムに記録される所は普通のレントゲンと変わらないが、患者を挟んでX線管とフィルムを互いに平行に動き回らせることによって、わざと画像をぶれさせる（図1）。ただし患者の体内の一断面だけはいつもフィルム上の同じ位置に影を落とすようにしてあるので、フィルムにはその断面だけがはっきり写り、他の部分はぼけた像になる。こうして特定の断面の画像を描出する。

X線断層撮影はフィルムの持つ高い空間解像度を活かして細い血管や微細な病変を描出でき、また肺を縦切りにした断層像が撮影できるなど、他の方法では得にくい特長がある。しかし、たとえば撮影したい断面が骨に接していたりすると、骨の像が十分にぼけずに重なって、画像を分かりにくくしてしまう。

フィルムの代わりにイメージインテシファイア（I.I.）を使ったX線断層撮影装置もある。I.I. はX線像をただちに目に見える光学像に変換する電子管で、その光学像はテレビカメラで動画として記録される。撮影後、画像処理で動画のひとコマひとコマを適切に位置をずらしながら重ね合わせて、任意の深さの断層像を得る。

なおX線断層撮影の原理は光学顕微鏡で物を見える場合にもあてはまる。対物レンズの開口の大き

図 1 X線断層撮影法
Fig. 1 X-ray tomography

図 2 X線 CT による腹部断層像
Fig. 2 A body image obtained by X-ray CT
The spine and the kidneys are shown.

い顕微鏡は焦点深度が浅く、特定の深さの断面を観察できる。このとき他の断面の像はぼけて重なっている。つまり顕微鏡も一種のトモグラフィーだと言える。

2) X線 CT

X線 CT (X-ray computed tomography) は人体の輪切りの断層像を撮る装置であり、国内では約1万台が稼動している。X線 CT は色々な方向から照射したX線が人体中でどれだけ吸収されるかを測定し、そのデータから断面内の各点における線吸収係数 (X線の吸収度合いを示し密度とほぼ比例する) の2次元分布を算出する。断面内の各点ごとの線吸収係数の値を濃淡で表わした階調画像が得られる。X線断層撮影装置と違って他の断面にある物の影響を受けず、線吸収係数を定量測定できる (図2)。

X線管が、扇状に広がったX線を照射しながら人体の周りを一回転する (図3)。人体を透過し

図 3 X線 CT
Fig. 3 X-ray computed tomography

たX線は検出器アレイ (数百個のX線検出器を一列に並べたもの) に捕捉されて強度を測定される。こうして得た数百万点のデータを専用コンピュータで画像再構成する。

X線 CT の画像再構成は「投影からの再構成法」に基づいている。画像再構成を行なうための前処理として、検出器が受けたX線量の対数を取って被検体の「投影 (projection)」に変換する。投影はX線管と検出器を結ぶ直線にそって被検体の線吸収係数分布を積分したもの (の測定値) である。被検体の投影から画像をつくるのにはコンボリューション・バックプロジェクション法 (CBP法) を用いるのが普通である。CBP法は計算量が少なく、また投影データに含まれているノイズに対して安定であるなどの良い性質を具えている。

こうして得られる断層像は、0.3mm程度の空間解像度と、湯の温度の1度の違いによる密度差を検知できる程の密度分解能を併せ持つ。高い空間解像度は内耳や肺の微細な構造を調べる際に生かされる。脳は密度がほぼ均一でレントゲンにははっきりした影を作らないが、X線 CT ならばわずかな密度の違いから脳の構造を明瞭に描出できる。また、X線を吸収しやすい薬 (造影剤) を血管に注入したのち同じ断面を繰り返し撮影すると、造影剤が血流に乗って循環していく様子が一連の画像として捉えられる。さらにこれら一連の画像を解析して血流量を求めたり、癌組織の種類を判別したりもできる。

図 4 ヘリカルスキャン
Fig. 4 Helical scanning

図 5 ヘリカルスキャンで撮影した画像に基づく 3 次元画像

Fig. 5 Three dimensional image based on X-ray CT images obtained by helical scanning

The image shows a fine stick of wood piercing the right cheek.

現在では、X線管を被写体のまわりに螺旋状に何回も回転させてデータを収集するヘリカルスキャン方式が使える装置が広く普及し、X線吸収係数の3次元分布が数十秒で撮影できる(図4, 5)。さらに最新の装置では連続的に撮影を行ないながらただちに画像再構成ができるので、組織の動きをリアルタイムで観察したり、画像を見ながら人体深部に針を挿入する手術ができるようになった。また、ヘリカルスキャンなどに刺激を受けて画像再構成理論が新たな進展を見せている。

医療用X線CTが地学と直接関わっている応用分野もあって、油田の砂岩のコアサンプルを撮影して岩石中の油の分布を調べたり、あるいは化石を撮影して内部の立体構造を調べるのに使われる。

なお医療用とは別に工業用X線CT装置も市販されており、タイヤの中のスチールワイヤーの状態を調べたり、ロケット用固体燃料の均一性の試験に用いられたいしている。工業用X線CTは200~400keVの透過性の高いX線を照射でき、またX線管や検出器を動かす代わりに被検体をターンテーブルに載せて回す構造である。

III. 核医学におけるトモグラフィー

放射性同位元素(RI: radioisotope)を含む薬を患者に注射すると、薬は血流に乗って臓器に取り込まれる。臓器から放射されるガンマ線を計測して薬の体内分布を調べるのが核医学(nuclear medicine)である。

核医学では臓器や組織の形状よりも、むしろその機能の状態を調べる。たとえば癌にだけ蓄積する薬を用いて癌の転移巣を全身にわたって探したり、正常な心筋にだけ蓄積する薬を使って心筋梗塞を起こした部分を薬の分布の欠落部として描出する。また血流量に比例して脳に蓄積する薬を使って脳の血液循環を調べる。このようにそれぞれの臓器の機能を標識する数十種類の薬が開発されている。

核医学におけるトモグラフィーには、シンチレーションカメラを応用したSPECTとSeven pin-hole 断層撮影法、および専用機を使うPETがある。

1) SPECT

シンチレーションカメラはガンマ線を計測して薬剤の体内分布画像を撮影するのに用いられる装置である(図6)。ガンマ線の光子一個一個のカメラへの入射位置とエネルギーをリアルタイムで測定する。人体から出るガンマ線のうちカメラに垂直に飛び込むものだけを測定するために、カメラはその前面にタングステンや鉛でできたコリメータ(小さな孔が稠密にあいている厚板)を備えている。コリメータを通過した一個のガンマ線光子は数十cm角のシンチレータ板に当たって数千~数万個の低エネルギー光子に変換される。この光を数十個の光電子増倍管(PMT: photomultiplier tube)で計測する。それぞれのPMTの出

図 6 シンチレーションカメラ
Fig. 6 Scintillation camera

力を総合して、シンチレータのどこにガンマ線が当たったかを 3 mm 程度の精度で決定し、かつガンマ線のエネルギーを測定することができる。こうしてシンチレーションカメラを使って薬剤の 3 次元的な分布を 2 次元平面に投影した画像が得られる。

そこでシンチレーションカメラを人体の周りに回転させながら平面画像を逐次撮影し、X線 CT と同様に「投影からの再構成法」を適用すれば、薬剤の分布を示す断層像が得られる。これが SPECT (single photon emission tomography) である (図 7)。SPECT ができるシンチレーションカメラ装置は国内で千台余りが稼動している。

薬剤の出すガンマ線はすべて同じエネルギー(波長)を持っており、そのエネルギーは放射性同位元素の種類によって決まっている。異なる放射性同位元素を含む複数の薬剤を注射した場合、シンチレーションカメラでガンマ線のエネルギーを測定すれば、どちらの薬剤によるガンマ線なのかを区別できる。こうして一度の撮影で複数の薬剤の分布をそれぞれ別々にイメージングすることもできる。

さて、薬剤から放射されたガンマ線はシンチレーションカメラに到達する前に人体組織で散乱・吸収を受けるので、定量性の良い断層像を得るにはこれらの影響を補正しなくてはならない。散乱を受けたガンマ線のエネルギーは薬剤の出すガンマ線本来のエネルギーより低い。従ってガンマ線

図 7 SPECT による頭部断層像
Fig. 7 Head images obtained by SPECT

のエネルギーを測定して散乱線を識別・除去できる。また吸収の影響は線吸収係数分布が分かっているれば補正できる。そこでX線 CT と全く同様に人体外から放射線を照射して、人体の線吸収係数分布の断層像を作る。ただしX線管の代わりに容器に入れた放射性薬剤(外部線源)を使う。これらの補正技術の進歩によって、SPECT の定量性は近年著しく改良されてきている。

しかし患者の放射線被曝を抑制するために、注射できる放射性薬剤の量は限られており、この事情が SPECT のノイズおよび空間解像度を限定している。

2) Seven pin-hole 断層撮影法

この方法は甲状腺等の撮影に用いられることがある。シンチレーションカメラに、コリメータの代わりに 7 個のピンホールのあいた遮蔽板を取り付けて撮影する (図 8)。それぞれのピンホールについて針穴写真機の原理で倒立像ができ、同じ被写体を異なった方向から撮影した七つの像が得られる。これらの像を適切に位置をずらして重ね合わせれば、X線断層撮影装置と同じ原理で任意の深さの断層像が合成できる。

3) PET

ベータ崩壊して陽電子を出す放射線同位元素を含む薬を患者に注射すると、患者の体内で発生し

図 8 Seven pin-hole 断層撮影法
Fig. 8 Seven pin-hole tomography

図 9 PET

Fig. 9 PET: Positron emission tomography

た陽電子は近くにある電子と対消滅反応を起こして消滅し、陽電子と電子の質量が2個のガンマ線光子に変換される。このとき陽電子と電子の運動量の合計が保存されるので、発生した一対のガンマ線光子は互いにちょうど反対方向へ飛ぶ(図9)。

PET (positron emission tomography) では患者の周囲にガンマ線検出器を数十～数百個配置しておき、二つの検出器が同時にガンマ線を受けた場合にだけ、この一対の検出器を結ぶ直線上で対消滅反応が生じたものとみなして記録する。こうしてコリメータなしでガンマ線の飛来方向を検知することができる。収集したデータはX線CTと同様に「投影からの再構成法」を用いて画像再構成される。

PETはSPECTに比べてコリメータを用いていないぶんガンマ線の利用効率が高く、また機械的可動部分がないので、数秒で撮影することも可

能である。しかし、空間解像度はガンマ線検出器の開口の大きさのみならず、陽電子が発生してから対消滅するまでに数mm程度移動してしまうことによっても制限されている。

PETでは人体内にありふれた元素の同位元素である C^{11} 、 N^{13} 、 O^{15} 、 F^{18} などが利用できる。水や糖や脂肪をこれらの放射性同位元素でマーキングしたものを注射薬として用いて、薬が血流と共に循環する様子や生化学反応で代謝される過程を詳細に分析できる。これは診断はもとより、生理学や薬理学の基礎研究に非常に役立つ。

しかしこれらの同位元素の半減期は数分～数時間なので、実際に注射する何倍～何百倍もの量をその場で生成し、できるだけ短時間で製剤し、速やかに注射しなくてはならない。このために、同位元素原子を製造するサイクロトロン、薬剤合成装置、薬剤検査装置などもPET装置のすぐそばに設置し、これらを放射線防護壁で囲まねばならない。また要領よく一連の作業をこなせる訓練されたチームが必要で、しかもメンバーの放射線被曝障害を避けるためにローテーションを組む。PETは大変にお金のかかる設備なのである。このためPETは世界でもまだ数十施設しかなく、主に研究目的で使われている。

IV. 超音波診断装置によるトモグラフィ

超音波診断装置は超音波が人体内の音響的不連続面(臓器表面、血管、腫瘍など)で反射されることを利用してリアルタイムで断層像を作成し、その場で動画として表示する(図10)。

超音波を出すのは幅が0.1～1mmの圧電振動子を稠密に約100個一列に並べたプローブである(図11)。数MHz～20MHzの超音波パルスを個々の圧電振動子ごとに数ナノ秒ずつ異なるタイミングで発生させること(フェイズドアレイ方式)によって、任意の方向に超音波パルスを発射できる。人体内から返ってきた反射波も同じ圧電振動子で検出され、電気信号に変換される。この反射信号を、その時間遅れが深さを表わすものとみなしてパルスの発射方向の線上にマッピングする。送信パルスは細いビーム状になっているので、あまり

図 10 超音波断層装置による心臓の断層像

Fig. 10 Heart image obtained by diagnostic ultrasound

Four chambers (the atriums and the ventricles) and the valves are shown.

図 11 超音波断層装置のプロープ

Fig. 11 Probe of diagnostic ultrasound system

難しいデータ処理をしなくても良い。パルスを発射する角度を少しずつ変えながら毎秒数千回発射と検出を繰り返すことによって2～3mmの空間解像度を持つ断層像をリアルタイムで作成し、毎秒最高60フレームのレートでモニタに表示する。

また血流速を測定することもできる。超音波パルスが血液の赤血球で反射されると、赤血球が血流と共に動いているために反射波に微妙なドップラー効果が生じる。カラードップラー断層法は反射波をフーリエ解析し、断面上の各点について血流速を算出する。そして流速を色で表わしてリアルタイムで断層像に重ねて表示する。この血流速の測定レンジは一万倍以上（末梢血管：数mm/sec～大動脈：10m/sec）に及ぶ。カラードップ

ラー断層法を用いて心臓などの循環器、あるいは肝臓など臓器中の血管の血流をリアルタイムで調べることができる。

超音波断層検査は極めて安全なので、胎児の観察をはじめ、肝、胆嚢、膵臓などの検査にごく日常的に使われる。リアルタイムで動きを観察できるので心臓内の血流や弁の動きを捉えるのにも適している。また超音波断層像を見ながら皮膚上から肝臓に細い針を刺して、組織を採取したり、癌にレーザーやマイクロ波を照射する手術も行なわれる。目的に応じて様々な形のプロープがあり、肋骨のすきまから心臓を見るためのプロープや、肝臓を高画質で調べるためのもの、また食道や腸、気管に挿入するものもある。最近になって血管内に入れる超小型のプロープが開発された。しかし超音波は骨や空気を通過できないので、頭蓋骨で囲まれている脳や、空気の多い肺・胃・腸の診断には使えない。

技術的にはプロープの同一の電気回路に超音波発生のための約100Vの電気パルスと受信した数 μ Vの信号とを毎秒数千回交互に流す必要があるのが問題で、ノイズの低減に最も気をを使う。

V. 磁気共鳴現象を用いたトモグラフィ

1) MRI

磁気共鳴イメージング装置(MRI: Magnetic Resonance Imaging)は人体に含まれる原子核のスピンの核磁気共鳴現象を起こさせ、原子核の出す電磁波を測定して鮮明な断層像を作る装置で、国内では2千台余りが稼働している(図12, 13)。

人体を強力な磁石の作る0.2～2テスラ(地磁気の数万倍)の様な静磁場中に置き、水素原子核のスピンの同調する周波数の電磁波を短時間照射し、核磁気共鳴現象によって原子核を励起する。その後、水素原子核は微弱な電磁波を発生しながら次第に励起前の状態に戻る。この微弱な電磁波の振幅を測定すれば、物体に含まれる水素原子核の量が分かる。

原子核の位置に関する情報を得るには、原子核スピンの共鳴周波数が磁場強度に正確に比例することを利用する。MRIは一樣な静磁場の他に様

図 12 MRI による頭部横断面像

Fig. 12 Transaxial head image obtained by MRI

図 13 MR アンギオグラフィによる脳動脈像

Fig. 13 An image of cerebral arteries obtained by MR-angiography (viewed from top)

様な傾斜磁場（場所によって強度が異なる磁場）を加えるための電磁石を備えている。一連の手順（シーケンス）に従って励起用電磁波と傾斜磁場を印加するタイミングと強度を制御すると、収集データが断層像の2次元フーリエ変換になるようにできる。シーケンスの具体例を挙げると以下のようである。

(1) 初めに狙った断面にある原子核だけを励起するために、 z 座標と傾斜磁場強度が比例するように傾斜磁場をかけながら励起用電磁波を短時間印加する。磁場の強度がある一定値になる平面に

図 14 選択励起

Fig. 14 Selective excitation

図 15 位相エンコーディング

Fig. 15 Phase encoding

y : vertical position in the slice plane, t : time. The waves represent electromagnetic waves radiated from the nuclei at various y coordinates. The shaded area shows the period in which the gradient magnetic field is turned on.

存在する原子核はこの電磁波に共鳴して励起される（図14）。その平面以外の場所にある原子核は共鳴周波数が電磁波の周波数と一致しないので励起されない。こうして特定の断面内の原子核だけが一齐に同じ周波数・同じ位相の電磁波信号を出し始める（選択励起）。

(2) 次に y 座標に比例する傾斜磁場をかける。すると断面内で y 座標が大きい所ほど原子核の出す電磁波信号の周波数が高くなる（図15）。しばらくして傾斜磁場をかけるのをやめると、再びどの原子核も同じ周波数の電磁波信号を出すようになるが、このとき電磁波信号の位相は y 座標に比例

図 16 MRI における断層像の計算

Fig. 16 Calculation of tomographic image in MRI

p: intensity of the gradient magnetic field, t: time, signal: electromagnetic wave detected in one acquisition cycle, 2DFT: two dimensional discrete Fourier transform.

し、比例係数は傾斜磁場の印加時間と強度の積で決まる。こうして y 座標の値を電磁波信号の位相と対応付ける（位相エンコーディング）。

(3) 今度は x 座標に比例する傾斜磁場をかける。すると x 座標が大きい所ほど電磁波信号の周波数が高くなる。つまり x 座標の値が周波数と対応付けられた。この電磁波信号をアンテナで検出する。

以上の励起から検出までの手順を、(2) で印加する傾斜磁場の強度を少しずつ変えながら繰り返す。検出した信号波形を、時間および (2) で印加した傾斜磁場の強度の 2 変数について 2 次元フーリエ変換するだけで原子核の密度分布を表わす断層像が求められる（図16）。

他にも色々なシーケンスがあり、従って MRI では同じ装置で様々な種類の断層像が得られる。例えば水素原子核のスピンの励起前の状態に戻るのに要する時間（緩和時間）を測定すると、水に含まれる水素原子核でも細胞に含まれている水と細胞外にある水とでは緩和時間が異なるので、それらの比率を反映する画像ができる。高速度で移動している原子核だけから信号を取ることによって血管を描出する MR アンギオグラフィは、脳動脈瘤（自覚症状がなく、もし破裂すると致命的である）の検診を行なうのに不可欠な手段となっている（図13）。また血液中のヘモグロビンは酸素と結び付いた状態と酸素を放出した状態とでは磁氣的性質が異なることを利用して、患者に感覚刺激を与えた時に脳のどの部分が活性化するかを

調べることもできる。すなわち脳内の局所的な酸素代謝の変動に伴ってその部位の血液中のヘモグロビンの状態の比率が変化するのを捉えるのである。

MRI のルーツである核磁気共鳴分光法は、本来、原子核の共鳴周波数とその原子核がどんな分子に含まれているかに依存してわずかに異なること（化学シフト）を利用して物質の分析を行なう技術である。MRI もこの流れを受け継いでおり、生体内の物質の化学シフトを定量するのに使える。特に燐の化学シフトは生体のエネルギー供給源である ATP（アデノシン三リン酸）の代謝の状態を調べるのに利用される。

X線 CT と比べると、MRI は傾斜磁場の掛け方を変えるだけで任意方向の断層像が得られ、傾斜磁場の強度を高くすれば X線 CT を凌ぐ空間解像度を得ることもできる。しかし肺のかすかな陰影や硬い骨は撮影できない。またシーケンスによっては、様々な物理過程が画像の生成に関与するために画像を定量的に解釈するのが容易でない場合がある。一般に撮影に時間が掛かるのも難点だが、呼吸で動く腹部臓器についても励起用電磁波と傾斜磁場をうまく制御して鮮明な画像を得ることができる。さらに目的を限れば数十ミリ秒でイメージングできる技法も実用化されている。また放射線被曝による障害の心配がないので、時間を掛けて繰り返しデータを収集すれば非常に S/N 比の良い画像が得られる。

MRI では位置に応じて磁場強度をわずかに変えることによって位置の情報を周波数や位相に置き換えるので、印加する磁場の強度が不均一だと画像が歪んでしまう。特に静磁場強度は半径 20 cm の範囲で99.999%以上の精度で一様である必要がある。また、傾斜磁場を急激にオンオフする際に MRI 装置の金属部品中に渦電流が誘導され磁場を乱すので、その影響を完全に打ち消すための特殊な電磁石が付加されている。

2) ESR イメージング

MRI が原子核スピンの磁気共鳴現象を用いているのに対し、ESR イメージングは電子スピンの磁気共鳴現象を利用するものであり、MRI と同様の方法でトモグラフィーを作ることができる。しかし人体の断層像を得るのには使われていない。必要な磁場強度は MRI よりも弱いのだが、印加する電磁波の周波数が非常に高いので人体の深部にまで到達させるのが難しいためである。

ESR は電子の状態を調べられるので化学物質を非接触で分析するのに適しており、鉱物の分析にも応用されている。今後、組織標本中の化学物質の分布を調べる他、超音波断層装置のプロブと同様に人体内にアンテナを挿入して局所の検査を行なえるようになると考えられる。

VI. 電気生理学的イメージング

1) トポグラム

脳波計や心電計は人体の生理的活動に伴って自発的に発生する電気信号を記録して診断に用いる。また電流の変動によって磁場も発生する。これらの信号を利用して画像を作ることができる。

トポグラム (topogram) は脳波によるイメージング法である。被験者に音を聞かせたり光を見せたりすると、それに反応して脳波が起こる。これを誘発電位という。また脳の特定部位が自発的に強い脳波を出す病気もある。頭皮上に多数の電極を付けて一斉に脳波を記録し、各電極で得られた脳波から頭皮表面の等電位図を描いたものがトポグラムである。トモグラフィーとしての画像再構成を行なう試みもあるが、脳波は電気信号であり、脳組織や頭蓋骨の電気伝導度のばらつきの影響を

強く受けるために難しい。

2) MEG によるトモグラフィー

誘発電位に伴って脳の中で磁場も発生するが、磁場は電場と違って脳組織や頭蓋骨の影響をほとんど受けない。MEG (magnetoencephalography) は超伝導材料を用いた極めて感度の高い磁気センサー (SQUID: super conducting quantum interference device) を人体頭部を囲んで約100個配置し、地磁気の1兆分の1程度の磁場を計測する。そして磁場を作っているのは脳内にある1個ないし数個の電流双極子であるという仮定の下にその電流双極子の位置・方向・強度を推定する (MSI: magnetic source imaging)。こうして脳の中で刺激に反応して活性化している部位を特定できる。

非常に弱い磁場を測定するために、技術的には周囲環境や患者自身の出す磁場の影響を打ち消すことがポイントである。また、電流源の連続的な空間分布を表わす本格的なトモグラフィーを作る試みも始まっている。

MEG は最近実用になったばかりの装置であるが、PET と並んで脳の機能を詳細に調べる研究手段として注目されており、国内で既に十数台が使われている。

VII. おわりに

人体内部を調べるために様々な装置が用いられている。それらは互いに補完しあう関係にあり、新しく出てきた装置によって駆逐されることは滅多にない。最近では単に形態を観察するのにとどまらず、臓器の機能の計測に重点が置かれる傾向にある。このため、ますます種々のイメージング法を組み合わせる総合判断することが重要になってきている。

一方、X線 CT および MRI が外科手術に深く関与するようになりつつある。既に、これらの装置で得た被写体の立体イメージを使って、手術をする前に詳細な手術計画を立案することが行なわれている。また最近これらの装置はリアルタイムでイメージングができるようになったので、超音波診断装置と共に手術中の断層撮影手段として使

う試みが始まった。こうして、最小限の切開で安全・確実な手術を行なうための画像誘導手術 (image guided surgery), コンピュータ支援手術 (computer aided surgery) という新分野が拓けようとしている。

文 献

遠藤啓吾・鈴木英樹・柴崎 尚 (1993) : 特集 PET の臨床 up date「序説」. 画像診断, **13**, 1215-1218.
池谷元伺・三木俊克 (1992) : ESR 顕微鏡 電子スピン共鳴応用計測の新たな展開. シュプリンガー・フェア

ラーク東京, 283 p.
医療機器センター (1992) : 医療機器事典. 産業調査会, 1189 p.
岩井喜典 (1988) : 医用画像診断装置. コロナ社, 248 p.
南部恭二郎 (1986) : 医学におけるインバージョン. 物理探査, **39**, 368-376.
大野桂一 (1990) : ESR イメージング——電子スピン共鳴法と応用. IPC 社, 322 p.
高倉公朋・大久保昭行 (1994) : MEG ——脳磁図の基礎と臨床——. 朝倉書店, 206 p.
館野之男 (1983) : ポジトロン CT. 医学書院, 232 p.
(1995年9月1日受付, 1995年10月16日受理)