NMRイメージングの 生体への応用

八田純一・安里令人

Jun-ichi Hatta, 三洋電機(株) 中央研究所・Reinin Asato, 京都大学医学部

1. ま え が き

核磁気共鳴 (NMR) は、1946 年 Bloch ら¹⁾と Purcell ら²⁾によってその現象が発見されて以来、さまざまな物性研究に応用されてきている。これは、水素の原子核 (プロトン) などある種の原子核がもっている磁気的性質を利用する分光法であり、一様な静磁場中に測定対象を置き、電波で調べるものである。使用する電波の周波数は、たかだか 数 100 MHz、エネルギーに換算して 10^{-6} eV であり、X 線のエネルギー 10^5 eV に比べてきわめて小さく、生体系を非破壊的に調べることが可能である。さらに、物質を構成する分子・原子のレベルで、その静的情報 (分子構造) のみならず、動的情報 (分子運動、拡散、交換相互作用など) が得られるということで、生化学・生理学・医学の分野へ応用がひろがっている。

Damadian³⁾ による「がん組織中での水のプロトンの T_1 (縦緩和時間) の増大」の発見 (1971 年) と、Lauterbur⁴⁾ による「勾配磁場で NMR 測定を行なうと、X 線 CT (コンピュータ・トモグラフィ) でおなじみの画像処理技術との組み合わせで、水の濃度・緩和時間の分布が画像として得られる」という発明 (1973 年) を契期として、NMR を利用した断層映像技術 (NMR イメージング) の研究が活発化した。最近の進歩は目覚しく、とくに生体への応用が注目を

あつめている。

NMR イメージングによる画像診断の特徴は、X 線のような放射線障害の危険がなく、画像から解剖学的情報とともに生理学的情報が得られるということである。これにより、がんの早期発見に威力を発揮するものと期待されている。さらに、X 線 CT に比較して、患者に無理な姿勢を強いることなく任意の断面で撮像できること、骨によるアーティファクト (偽像) がないということもわかってきた。

筆者らも 1978 年以来、共同研究として、NMR イメージングの技術開発を進めてきた。まずプロトン NMR イメージングの実験機を試作し、ラット脳浮腫の研究に応用した^{5), 6)}。この研究を基礎にして、人体用システムの開発を行なっている。現在、試作機を三洋電機(株)中央研究所に設置して臨床評価を進めるとともに、引き続き性能向上をはかっている。本稿では、この経験をもとに、NMR イメージングの原理、応用、および将来の展望について解説する。

2. パルス NMR 法とその情報

NMR の現象を実験的に観測する方法はいくつかあるが、それらのうち NMR イメージングに広く採用されているパルス NMR 法⁷⁾について、まず簡単に説明する。NMR の測定対象となる原子核は、“スピン”と呼ばれる固有の角運動量と磁気モーメントをもっている。ゼロ磁場では磁気モーメントの向きがランダムに分布している、同種スピンの集団を考える。電

NMR Imaging in Biological Systems

八田純一 三洋電機(株)中央研究所第二研究部矢崎研究室 (573 枚方市走谷 1-18-13) 主任研究員

昭和 43 年京都大学理学部物理学科卒。同年三洋電機入社、現在に至る。
安里令人 京都大学医学部脳神経外科学教室 (606 京都市左京区聖護院川原町 54) 非常勤医員・医博

昭和 58 年京都大学大学院医学研究科修了。同年、京都大学医学部脳神経外科学教室勤務、核磁気共鳴法による神経病理学の研究に従事。

<趣味> テニス、音楽鑑賞

磁石などで作りだす一様な静磁場 (H_0) のなかに入れると、各スピンは力を受けて、 H_0 方向のまわりに同じ周波数 (ラーモア周波数 ω_0) で首振り運動を行なう。この ω_0 は磁場に比例し、その係数は原子核によって異なる。熱平衡状態では位相がそろっていないので、磁気モーメントのベクトル和である巨視的磁化 M が H_0 方向に現われる。次に、 ω_0 に近い周波数の高出力 RF (ラジオ周波数) パルスを送信コイルに加えて、 H_0 と直交する面で回転する回転磁場 H_1 を発生すると、共鳴して M が傾く。これを励起といい、励起後 M は ω_0 で回転するので、受信コイルに電圧が誘起される。これを増幅して励起 RF との位相差を信号として検出する。

NMR の信号を理解するには、磁化 M の時間変化を知る必要がある。 H_0 の方向を z 軸にとり、 M を横成分 $M_x + iM_y$ と縦成分 M_z に分解して考えると、横磁化 M の時間変化が信号そのものである。ただし x 軸は励起周波数で回転しており、 x 軸のまわ

図1 スピンエコー (SE) 法における信号波形

りに M を 90° 回転させるパルスを 90°_x パルスと表現する。RF パルスのかかっていない時の磁化の運動は、現象論的に

$$M(t) = M(0)e^{-t/T_2} [\cos(\Delta\omega t) - i \sin(\Delta\omega t)]$$

表1 磁化の時間変化
(i) スピンエコー (SE) 法

	90°_x (a)	τ	180°_y (b)	τ	(c)	τ	180°_y (d)	τ	(e)	τ_w	(f)
M_x	0	0	$M_0 e^{-\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$		$-M_0 e^{-\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$	0	$M_0 e^{-3\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$		$-M_0 e^{-3\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$	0	0
M_y	0	M_0	$M_0 e^{-\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$	$M_0 e^{-2\tau/T_2}$	$M_0 e^{-3\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-3\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$	$M_0 e^{-4\tau/T_2}$	0
M_z	M_0	0	$M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$		$-M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$	$M_0(1 - 2e^{-\tau/T_1} + e^{-2\tau/T_1})$	$M_0(1 - 2e^{-2\tau/T_1} + e^{-3\tau/T_1})$		$-M_0(1 - 2e^{-2\tau/T_1} + e^{-3\tau/T_1})$	$M_0(1 - 2e^{-\tau/T_1} + 2e^{-3\tau/T_1} - e^{-4\tau/T_1})$	$M_0(1 - 2e^{-(\tau+\tau_w)/T_1} + 2e^{-(3\tau+\tau_w)/T_1} - e^{-(4\tau+\tau_w)/T_1})$

(ii) 飽和回復 (SR) 法

	90°_x (a)	τ_d	90°_x (b)	τ	(c)	τ	180°_y (c')	τ	(d)	τ_w	(e)
M_x	0	0	0		$M_0 e^{-\tau/T_2} (1 - e^{-\tau_d/T_1}) \sin \Delta\omega t$		$-M_0 e^{-\tau/T_2} (1 - e^{-\tau_d/T_1}) \sin \Delta\omega t$		0		0
M_y	0	M_0	0		$M_0(1 - e^{-\tau_d/T_1}) e^{-\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-\tau/T_2} (1 - e^{-\tau_d/T_1}) \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-2\tau/T_2} (1 - e^{-\tau_d/T_1})$		0
M_z	M_0	0	$M_0(1 - e^{-\tau_d/T_1})$		0		$M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$		$-M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$		$M_0(1 - 2e^{-(\tau+\tau_w)/T_1} + e^{-(2\tau+\tau_w)/T_1})$

(iii) 反転回復 (IP) 法

	180° (a)	τ_d	90°_x (b)	τ	(c)	τ	180°_y (c')	τ	(d)	τ_w	(e)
M_x	0	0	0		$M_0 e^{-\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$		$-M_0 e^{-\tau/T_2} \sin \Delta\omega t$		0		0
M_y	0	0	M_0		$M_0 e^{-\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-\tau/T_2} \cos \Delta\omega t$		$M_0 e^{-2\tau/T_2}$		0
M_z	M_0	M_0	M_0		$M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$		$-M_0(1 - e^{-\tau/T_1})$		$M_0(1 - 2e^{-\tau/T_1} + e^{-2\tau/T_1})$		$M_0(1 - 2e^{-(\tau+\tau_w)/T_1} + e^{-(2\tau+\tau_w)/T_1})$

$$M_i = M_0 - e^{-\tau_d/T_1} (M_0 + M_s)$$

図2 飽和回復 (SR) 法における信号波形

図3 反転回復 (IR) 法における信号波形

$$M_z(t) = M_0 - e^{-t/T_1} [M_0 - M_z(0)] \quad (1)$$

で表わされる。ここで $\Delta\omega$ は共鳴周波数 ω_0 と励起周波数の差であり、 M_0 は熱平衡状態における磁化の大きさである。

(1) 式は横磁化 $M(t)$ は指数関数的に 0 にもどり、縦磁化 $M_z(t)$ は指数関数的に平衡値 M_0 にもどることを表わしている。指数関数の中の T_2 , T_1 は、この意味で、それぞれ横緩和時間、縦緩和時間と呼ばれ、 ω_0 や M_0 とともに重要な定数である。

これらの物理定数の測定のため、目的に応じていろいろの RF パルスシーケンスが使い分けられている。一般に $T_2 < T_1$ であって横緩和の方が速いが、磁場 H_0 が完全に均一でないため、試料中の異なる部位の $\Delta\omega$ に差が生じ、全体としての横磁化、すなわち信号は、 T_2 より短かい T_2^* で減衰する。人体を対象とする NMR イメージングでは、特に測定時間に制約があり、1 回の信号測定後、縦磁化 M_z が平衡値 M_0 に完全にもどる前につぎの測定を開始する。その代表的なパルスシーケンスについて信号強度の式を求めておくことは、有用と考えるので詳しく述べる。

図1は Meiboom と Gill⁸⁾ によって提唱された方法である (スピンエコー法)。90° パルス直前には横磁化は存在せず、縦磁化が M_0 であったとする。その後の磁化の時間変化を、(1) 式から求めた結果を表1 (i) に示す。90° により横磁化が y 方向に現われる (a')。その後 T_2^* で減衰する信号を自由誘導減衰信号 (FID) という。 τ 後に 180° パルスをかけると M_z

表2 生体系の NMR に使われる原子核の特性

核種	共鳴周波数 (MHz ^{*1})	相対感度 ^{*2}	同位体存在比 (%)	生体内存在比 (%)
¹ H	4.26	1.0	99.98	60.5
¹³ C	1.07	0.016	1.11	1.17×10^{-1}
¹⁹ F	4.01	0.83	100	—
²³ Na	1.13	0.093	100	7.44×10^{-2}
³¹ P	1.72	0.066	100	1.33×10^{-1}

*1 磁場強度 0.1 テスラにおける値

*2 同一磁場、同一核数に対する比較

と M_z の符号が反転し、 2τ 後にはバラバラであった位相がそろい、横磁化 $M_y e^{-2\tau/T_2}$ が現われる (c)。この信号をエコーと呼ぶ。さらに第2の 180° y パルスをかけると、第2のエコーが現れる (e)。その大きさは $M_y e^{-4\tau/T_2}$ であり、 T_2 で減衰していく。90° で M_z をゼロにすると、その後の M_z は M_0 に依存しない。そこで同じパルスシーケンスを繰返すならば、2 回目以後の 90° x パルス直前の縦磁化 M_z は一定となる。

$$M_z = M_0 (1 - 2e^{-(\tau+\tau_w)/T_1} + 2e^{-(3\tau+\tau_w)/T_1} - e^{-(4\tau+\tau_w)/T_1}) \quad (2)$$

したがって、第1と第2エコーの信号強度は、

$$I_{SE1} = k \rho e^{-2\tau/T_2} (1 - 2e^{-(\tau_r-3\tau)/T_1} + 2e^{-(\tau_r-\tau)/T_1} - e^{-\tau_r/T_1})$$

$$I_{SE2} = e^{-2\tau/T_2} I_{SE1} \quad (3)$$

で与えられる。ここで τ_r は測定の繰返し時間 ($\tau_r = 4\tau + \tau_w$) であり、 ρ は対象核の密度である。このシーケンスの特徴は、第1エコーと第2エコーの信号強度比から直に T_2 値を計算できることである。

図2は飽和回復 (SR) 法であり、表1 (ii) の (d) のとき現われるエコーの信号強度は

$$I_{SR} = k \rho e^{-2\tau/T_2} (1 - e^{-\tau_d/T_1}) \quad (4)$$

で与えられる。 τ を変化させると T_2 依存性が、 τ_d を変化させると T_1 依存性がそれぞれ独立に変わるのが特徴である。

図3は反転回復 (IR) 法であり、表1 (iii) の (d) のとき現われるエコーの横磁化の大きさは

$$M_y = M_0 - e^{-\tau_d/T_1} (M_0 + M_z)$$

$$= M_0 (1 - 2e^{-\tau_d/T_1} + 2e^{-(\tau_d+\tau+\tau_w)/T_1} - e^{-(\tau_d+2\tau+\tau_w)/T_1}) \quad (5)$$

となるので、このときの信号強度は

$$I_{IR} = k \rho e^{-2\tau/T_2} (1 - 2e^{-\tau_d/T_1} + 2e^{-(\tau_r-\tau)/T_1} - e^{-\tau_r/T_1}) \quad (6)$$

で与えられる。前記2法に比べると、 τ_d の設定により比較的わずかな T_1 の差が強調されるという特徴をもっている。

次に、上記のような測定からどのような情報が得られるかについて述べる。表2は生体系の NMR に使

われる原子核の特性をまとめたものである。プロトン (^1H) は相対感度と生体内存在比から信号がもっとも大きく、特に生体内においては、水分子を主体として単一共鳴周波数しかもっていない。したがって、磁場強度 H_0 に空間的变化をつけて、位置の情報を巧妙に周波数に変換し、生体の断層像を得るというプロトン NMR イメージングが実現できる。生体内プロトンの密度、緩和時間の分布から、組織あるいは細胞の生理的变化が調べられるものと期待されている。特に緩和時間は分子の動きやすさに依存していて、 T_1 はスピン系とその周囲の系との間のエネルギー移動の情報を与え、共鳴周波数と温度の関数である。一方 T_2 は位相の乱れの情報を与え、いずれも近くのスピン・常磁性イオン・フリーラジカルなどに起因する局所磁場のゆらぎを反映している。

プロトン以外は生体内存在量も少なく、検出は至難となるのでイメージングの研究はあまりやられていない。ただ、代謝機能を調べるため、特定部位の ^{31}P スペクトルを得る研究が進んでおり、 ^{31}P のイメージングも検討されている。これは共鳴周波数のわずかのずれを観測して分子構造などを解明する高分解能 NMR であり、均一性のよい高磁場 (1.5 テスラ) が必要となる。

3. NMR イメージング法

NMR イメージングでは、均一な静磁場 H_0 に 3 つの勾配磁場 G_x , G_y , G_z をパルス的に重ね合わせて測定が行なわれる。ここで G_x は x 方向の磁場勾配 ($G_x = \partial H_0 / \partial x$) であり、3 つの勾配コイルに流す電流により制御される。 G_x を加えると x 方向に沿って磁場強度が変化し、共鳴周波数のずれ $\Delta\omega = \gamma G_x \alpha$ が生じ、周波数の違いが位置の違いを示すことになる。これを利用して断層画像を作る方法が種々考案されているが⁹⁾、その代表例について説明する。

被験体から特定断層像を得るため、スライス面内のプロトンのみを選択的に励起する選択励起法がある。スライス面と垂直な方向に勾配磁場 G_x をかけ、比較的パルス幅の長い低出力の選択励起 RF パルスを照射すると、励起パルスの波形で決まる周波数分布に対応する領域内にあるプロトンのみが共鳴して励起されることになる。したがって、スライス位置は勾配の方向と周波数で決まり、スライス厚は勾配の大きさと帯域幅で決まってくる。この制御はすべて電気信号で可能であり、機械的的可動部なしに任意断面の撮像が可能となる。また、信号検出後つぎの測定に移るまでの待時間の間に ω をシフトして隣接した面の励起が可能であり、同一時間内に複数の断層像を得ることもでき

図4 撮像のためのパルスシーケンス (投影再構成法)

る。

スライス面内における 2 次元分布の情報を得るには、投影再構成法⁴⁾ とフーリエ変換法^{10), 11)} がある。筆者の用いた投影再構成法では、図 4 のように選択励起後 τ 時間待って 180°_y パルスをかけて生じるエコー信号を、スライス面内の勾配磁場 G_y をかけて観測する。この信号をフーリエ変換して周波数スペクトルを得ると、これは勾配方向と垂直な方向へ NMR 信号強度を投影したデータとなる。 G_y をスライス面内で 0° から 180° まで順次回転させて、毎回 N 個の投影データを得ることを M 回 ($M \geq (3/4)N$) 繰り返すと、 $N \times M$ 個のデータセットが得られる。Computed Tomography の手法¹²⁾ を適用すれば、マトリックス $N \times N$ におさまる円形領域の画像が再構成できる。この投影再構成法は、他のイメージング法に比較して、一定時間に得られるデータから最も良い SN 比の画像が得られるという利点をもっている。

なお図 4 において選択励起後にかかけられている G_x , G_y は、勾配磁場を加えたため場所によって共鳴の位相がずれているのを、エコーの位置でそろえるためである。次に、現在臨床評価を進めている 0.14 テスラ (プロトン共鳴周波数 6 MHz) の常伝導システムで得られた画像について紹介する。

4. NMR 画像例

被験者を静磁場の方向に寝かせて、勾配磁場のかけ方を変えて撮影した人体頭部の横断像、矢状断像、冠状断像を図 5 に示す。すべて SR 像 ($\tau = 10$ ms, $\tau_d = 1$ s) であり、信号強度の (4) 式からわかるように、 τ_d より長い T_1 をもつ成分ほど信号強度は減衰する。 T_1 が 1 ~ 2 秒といわれる脳脊髄液はそのため信号が弱く、画像では low-intensity (黒) となっている。脳の白質と灰白質では、プロトン密度と緩和時間の差は

図5 勾配磁場のかけ方を変えて撮像した人体頭部画像

(a)は矢状断像(b)は横断像(c)は冠状断像であり、いずれもSR像($\tau_r=10\text{ms}$, $\tau_d=1\text{s}$)である。

あまり大きくなく、SR像では区別がつかない。しかし図6(a)のIR像($\tau_d=0.4\text{s}$, $\tau_r=10\text{ms}$, $\tau_r=1\text{s}$)では、その差が明瞭にでている。神経繊維からなる白質に比べて、神経細胞からなる灰白質の方が T_1 が大きいため、(6)式の減衰効果に大きな差が生じ、コントラストがつくのである。腫瘍など多くの病変では T_1 が長くなると考えられ、比較的わずかな T_1 の変化が強調されるIR像が診断する上で非常に価値がある。図6(b)は患者のIR像であり、左小脳半球に囊胞性病変が見られる。

形態変化を伴う髄外病変、出血性疾患、動静脈奇型などを観るには、比較的短時間に撮像可能なSE像、SR像が有用である。図6(c)は、右後頭葉に動静脈奇型が見られる症例であり、SE像の繰り返し時間を長くして撮像すると、 T_1 の長い脳脊髄液も high-intensity に現われるため、造影剤を使うことなく血管奇型部のみが明瞭に区別できる。このように速く流れている血液は信号が観測されず、画像上 low-intensity に抽出される。さらに鑑別診断を可能にするためには多様なコントラストエンハンスメント効果を総合した診断が必要とされている。

5. 将来の展望

NMR イメージングは、画像から組織の生化学的状態を調べられることと、放射線障害のおそれのある電離放射線を使用しないため大いに期待されている診断技術である。間もなく標準的な診断法として定着するものと考えられるが、次のような課題が残されている。

- (1) 撮影時間を短縮するには、エコープレーナー法¹³⁾も研究されているが、緩和回復中の待時間を利用し

- (a) 横断 IR 像($\tau_d=0.4\text{s}$, $\tau_r=10\text{ms}$, $\tau_r=1\text{s}$) 白質と灰白質の差が明瞭になる。
- (b) 矢状断 IR 像($\tau_d=0.4\text{s}$, $\tau_r=10\text{ms}$, $\tau_r=1\text{s}$) 矢印が病変部である。
- (c) 動静脈奇型の症例(北野病院脳外科部長の ご好意による) 繰り返し時間の短い左図($\tau_r=1\text{s}$)と、長い右図($\tau_r=5\text{s}$)から血管奇型部が判読できる。

図6 NMR 画像による診断

たマルチスライス法が有効である。この方法により一枚あたりの撮像時間はX線CT並になるであろう。

- (2) 空間分解能についてはX線CTより劣っており、この向上をはかるため磁場の特性と装置系のSN比を検討していかなければならない(超伝導磁石を利用した最近の画像は大幅に改善されている)。しかし矢状断面の直接撮影が可能であること、骨による偽像がないことなどNMRイメージングの特徴を生かした診断分野も考えられる。
- (3) 撮像パルスシーケンスによって画像のコントラストが変化する問題については、プロトン密度・緩和時間・血流といったパラメータの定量化よりも、症例に適した撮像条件の発見が重要と考えられる。
- (4) 安全性については、厚生省科学研究「核磁気共鳴の医療への応用に関する研究」班、「NMR診断装置の安全性に関する小委員会」が作成した“安全性プロトコール”に従って管理を行なっている。50症例を含めて650回を超える人体撮像において、生理学的影響は認められていない。また現在使用されている磁場の強さや変化、高周波出力などは英国放射線防護委員会の暫定基準¹⁴⁾以下である。
- (5) 装置を設置する場所については、主に空芯の磁石が使われているため、周囲の建物・装置による磁場

の乱れと、周辺への漏れ磁界を考慮しなければなら
ない。今後は各種の磁気シールドされた磁石が開発
されると考えられるが、問題はコストと重量の増大
にどう対応するかである。

医学的应用を中心に述べてきたが、高分子に水が浸
透していく状況を調べるために利用されるなど NMR
イメージングの応用は今後拡がるであろう。

最後に本稿を終わるにあたり、ご指導いただいでい
る京都大学理学部物理学第一教室 端 恒夫教授、京都
大学脳神経外科学教室 半田 肇教授、三洋電機(株)中
央研究所 矢崎武人次長に深く感謝します。また貴重
な症例をご提供くださった京都大学脳神経外科と北野
病院脳外科の諸先生と、筆者らの研究にご協力いた
だいた三洋電機(株)NMR 開発グループの方々に厚く
御礼申し上げます。

文 献

- 1) F. Bloch, W. W. Hansen, M. E. Packard: *Phys. Rev.*, **69**, 127 (1946)
- 2) E. M. Purcell, H. C. Torrey, R. V. Pound: *Phys. Rev.*, **69**, 37 (1946)

- 3) R. Damadian: *Science*, **171**, 1151 (1971)
- 4) P. C. Lauterbur: *Nature*, **242**, 190 (1973)
- 5) 安里 令入, 半田 肇, 三品 具文, 端 恒夫, 八田 純一, 荻池 光高, 矢崎 武人: *脳神経*, **34**, 881 (1982)
- 6) R. Asato, H. Handa, T. Hashi, J. Hatta, M. Komoike, T. Yazaki: *Stroke*, **14**, 191 (1983)
- 7) T. C. Farrar, E. D. Becker (赤坂一之, 井本敏明訳): *パルスおよびフーリエ変換 NMR*, 吉岡書店, (1976) p. 1
- 8) S. Meiboom, D. Gill: *Rev. Sci. Instrum.*, **29**, 688 (1958)
- 9) P. Mansfield, P. G. Morris: *NMR Imaging in Biomedicine*, Academic Press (1982) p. 84
- 10) A. Kumar, D. Welti, R. R. Ernst: *J. Mag. Res.*, **18**, 69 (1975)
- 11) W. A. Edelstein, J. M. S. Hutchison, G. Johnson, T. Redpath: *Phys. Med. Biol.*, **25**, 751 (1980)
- 12) R. A. Brooks, G. Di Chiro: *Phys. Med. Biol.*, **21**, 689 (1976)
- 13) P. Mansfield, I. L. Pykett: *J. Mag. Res.*, **29**, 355 (1978)
- 14) 館野之男訳: *画像診断*, **1**, 99 (1981)

(722 頁より続く)

部屋と小さい部屋の二つに仕切ってみる。仕切り板は適当な porosity をもった透過膜であればよい。その結果は明らかである。大きい部屋には分子量の大きいものが集まり、小さい部屋には小さい分子量のものが集まる。この事情は池の中の魚の生態系に似ている。大きく速い鯉は中央の広々とした水域を泳ぎまわり、小さな鮒はすみこの岩かげにかたまってしまう。一種の“棲み分け”現象であろう。

分子の棲み分けをもたらす反自然主義的な仕業こそ Rouse の悪魔の本領である。ことのついでに、この悪魔が乗り移ったオバケを口絵(カラー写真)に示しておく。

若手研究会の活動

●第 11 回夏季ゼミナール

主題=高分子科学技術の新たな展開

東北地区高分子若手研究会が主催する今回の本ゼミナールは、最近、新しい展開をみせている高分子科学技術に着目し、学生中心の約 60 名の若手研究者が蔵王ハイッツに集まった。

1 日目には、相澤益男氏(筑波大物質工)が「バイオセンサーの新しい展開」と題して講演された。近年のめざましい生体機能材料技術の進展により、生体

物質を利用して開発されたバイオセンサーは、低分子から高分子、さらに細胞をも認識できるようになり、ますます発展する分野であることを平易に解説され、興味深い講演であった。2 日目の午前には、結晶性高分子の Molecular Morphology, ネック延伸、さらに超延伸に関して、市原祥次氏(三菱油化)が「結晶性高分子の延伸による構造の変化」という題で講演された。午後には、辻 延雄氏(富士写真フイルム)が「磁気記録材料と高分子」と題して、磁気テープにおける、バインダーやベースフィルムなどの高分子の問題について、広範囲にわたって解説していただいた。また、夜には、伊藤 攻氏(東北大非水研)が「フラッシュフォトリソによる重合過程の研究」という題で講演され、イオウラジカルビニルモノマーへの付加反応速度に関して、氏自らの研究の問題点にも触れながら、ユーモアを交えて、話していただいた。

3 日目には、本宮達也氏(日清紡績)が、「高分子技術の課題と将来の展望」という題で講演された。最終日ということで、科学技術の総論的な話をしていた。なかでも、80, 90年代の先端産業基盤技術研究開発の話が、われわれ若手の研究者にとっては、まことに有意義なものであった。さらに、高機能性高分子材料の開発の一例として、氏自らの仕事である新幹線用ポリウレタン防振材料の開発から製品化までの話をしていた。

今回、はじめて行なわれた大学院生によるポスターセッションも盛況で、連夜遅くまで参加者全員と討論ができた。プログラムが過密であったが、2 日目の午後に、レクレーションとして、ソフトボール、テニスを行ない、参加者の交流を深めることができた。

(7.21~23) (山形大学工学部) 大石好行