

$$R_Y = 1.62 \times 10^{-8} \times |1.8 \times 10^{-3}/a| / c^2 = 1.56 \Omega$$

$$R_Z = 4.07 \times 10^{-9} \times |2.6 \times 10^{-3}/a| / c^2 = 0.520 \Omega$$

IIIのとき、

$$N_X = N_Y = 2 \times |1.8 \times 10^{-3}/a| = 12$$

$$N_Z = 2 \times |2.6 \times 10^{-3}/a| = 20$$

$$R_X = 1.64 \times 10^{-8} \times |1.8 \times 10^{-3}/a| / c^2 = 1.96 \Omega$$

$$R_Y = 1.62 \times 10^{-8} \times |1.8 \times 10^{-3}/a| / c^2 = 1.94 \Omega$$

$$R_Z = 4.07 \times 10^{-9} \times |2.6 \times 10^{-3}/a| / c^2 = 0.811 \Omega$$

となった。また、電流値 i の最大値はオームの法則と傾斜磁場用電流アンプの最大出力 $\pm 20A$ 、 $\pm 20V$ と求めたそれぞれの抵抗値 R から、

Iのとき、

$$i_X = 20.0A, i_Y = 20.0A, i_Z = 20.0A$$

IIのとき、

$$i_X = 12.7A, i_Y = 12.8A, i_Z = 20A$$

IIIのとき、

$$i_X = 10.2A, i_Y = 10.3A, i_Z = 20A$$

となる。さらに、(1)、(2)より傾斜磁場強度 G は $i \times N$ に比例することから、 $i \times N$ が最も大きいものが最も強力な傾斜磁場強度を有することとなる。よって、上で求めた i と N から、

Iのとき、

$$i_X N = 200, i_Y N = 200, i_Z N = 280$$

IIのとき、

$$i_X N = 152, i_Y N = 154, i_Z N = 320$$

IIIのとき、

$$i_X N = 120, i_Y N = 120, i_Z N = 400$$

となり、X、Y コイルについてはIが、Z コイルについてはIIIが最適な線材であることが分かった。

しかし、今回はZ コイルは、(1)、(2)より X、Y コイルよりもデザイン上有利であることやターン数が多いことを考えると、抵抗値から N はさらに稼げたと考えるが傾斜磁場強度は劣らないと考え、X、Y、Zすべてのコイルに線材Iを用いた。

また、傾斜磁場コイルに電流を流すと強いローレンツ力と熱を発生する。プロトタイプ機では振動による断線や、熱によるコイル封止用ワニスの蒸発が起こった。そのため、コイルの封止には磁場に影響を与えない耐熱エポキシ系接着材を用いてコイル全体を覆い、熱と振動による問題に対応した。また、ボビンには耐熱性が高く機械的な強度も高い強化プラスチックである PEEK 樹脂を用いた。さらに、傾斜磁場コイルの振動を抑えるために振れ止めを設置した。実際に製作した傾斜磁場コイルを Fig.18 に示す。

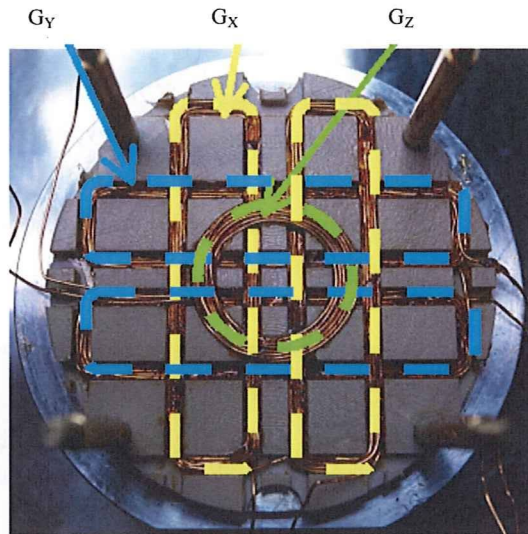


Fig.18 傾斜磁場コイル

4. 傾斜磁場コイルの性能評価

(1) 抵抗値

X、Y、Z 各コイルの抵抗値 R は LCR メータを用いた計測で、 $R_X=1.1\Omega$ 、 $R_Y=1.1\Omega$ 、 $R_Z=0.5\Omega$ となった。

(2) 傾斜磁場強度

水に入れられた $\Phi 3$ のガラス製ボールレンズ (真球度 $2\mu\text{m}$ 以下) をファントムとして用いて得られたスピンエコー法による 2D 投影像から傾斜磁場強度を求めた。撮像パラメータは、サンプリング周波数 F を 4.16MHz 、リード方向の 1 ラインのサンプリング数 n を 4096 点に固定した。導出には、 X を実際のボールレンズの $\Phi[\text{m}]$ 、 P を画像上でのボールレンズがリード方向に占める画素数、 Δf をリード方向での 1pixel あたりの周波数変化、 $g[\text{T/m}\cdot\text{A}]$ を傾斜磁場強度、 i を電流値 $[\text{A}]$ 、水の磁気回転比 γ を 42.58MHz/T とした時、 $g[\text{T/m}\cdot\text{A}]$ は以下のように表せる。

$$X \times G_r \times i \times \gamma / 2\pi = \Delta f \times P$$

$$g = (\Delta f \times P \times 2\pi) / (X \times i \times \gamma)$$

ここで、 Δf はサンプリング周波数 F と 1 ラインのサンプリング数 n から、

$$\Delta f = 1 / (n \times 1/F) = F/n$$

なので、 g は、

$$g = (F/n \times P \times 2\pi) / (X \times i \times \gamma)$$

となる。これにすでにわかっている数値を入れると、

$$g \doteq 0.05 \times P/i$$

となる。 i は FPGA ボードの制御電圧 v により変化させられる。実際には $v \times 2 = i$ である。

ゆえに、 g は、

$$g \doteq 0.025 \times P/v \quad (1)$$

となる。測定は X、Y、Z それぞれの方向に対してリード方向の制御電圧 v を 3V、6V、9V と変化させた時の g [T/m·A] をそれぞれ求め、その平均値をその方向の g [T/m·A] とした。結果は以下ようになった。

X について、 $v=3V$ のとき、Fig.19 より $P=136$ pixel であったので(1)より、

$$g_x \doteq 0.180[\text{T/m}\cdot\text{A}] \quad (2)$$

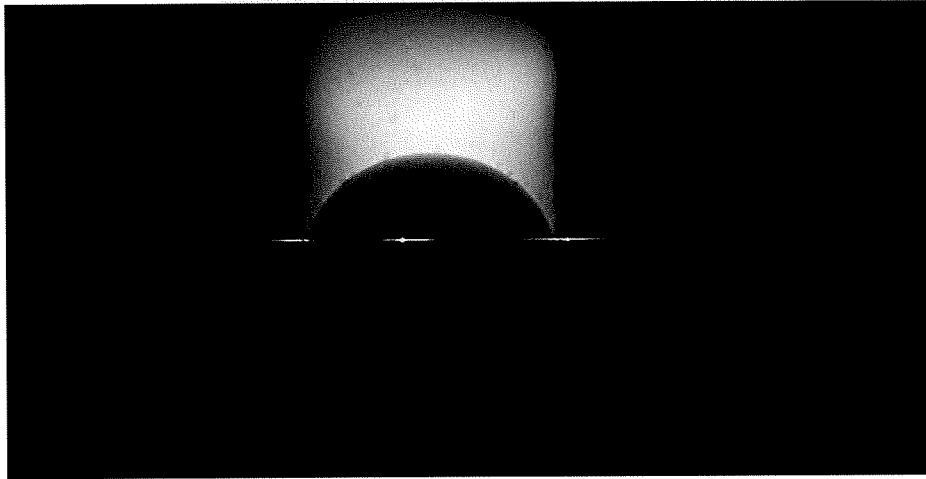


Fig.19 左右方向がリード方向、X リード、Y フェイズ、画像サイズ 496×255 pixel

$v=6V$ のとき、Fig.20 より $P=271$ pixel であったので(1)より、

$$g_x \doteq 0.180[\text{T/m}\cdot\text{A}] \quad (3)$$

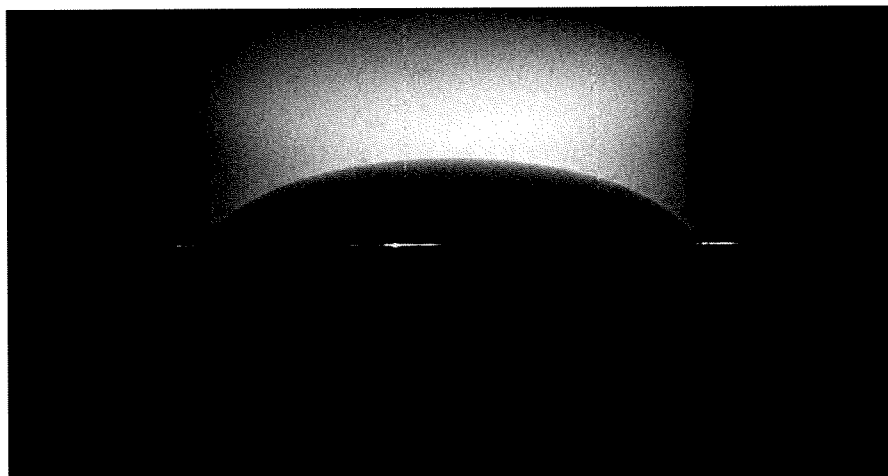


Fig.20 左右方向がリード方向、X リード、Y フェイズ、画像サイズ 476×254 pixel

$v=9V$ のとき、Fig.21 より $P=409$ pixel であったので(1)より、

$$g_x \doteq 0.181 [T/m \cdot A] \quad (4)$$

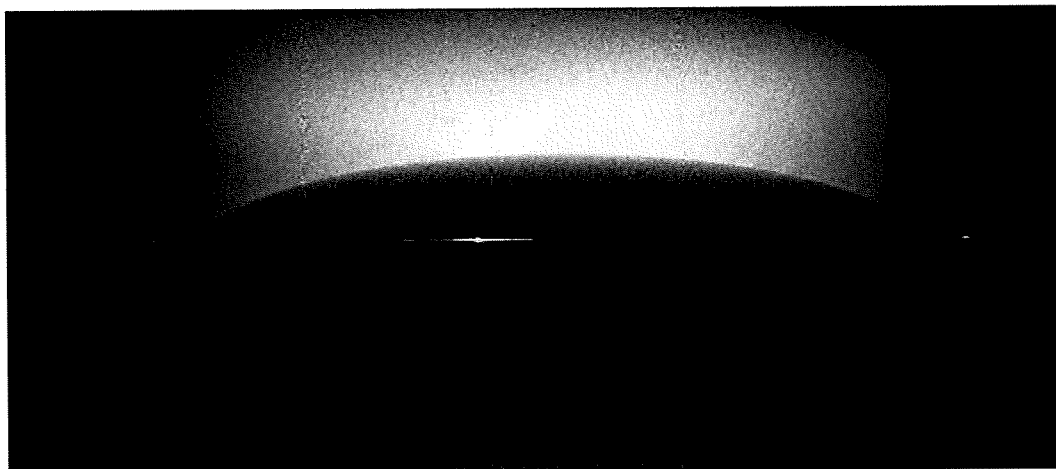


Fig.21 左右方向がリード方向、Xリード、Yフェイズ、画像サイズ 576×253 pixel

となり(2)~(4)より平均値をとり、

$$g_x \doteq 0.180 [T/m \cdot A]$$

となった。

Yについて、 $v=3V$ のとき Fig.22 より $P=101$ pixel であったので(1)より、

$$g_Y \doteq 0.134 [T/m \cdot A] \quad (5)$$

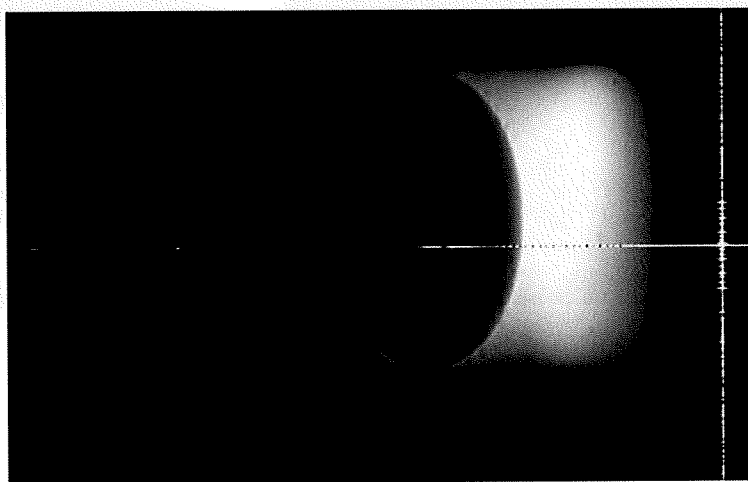


Fig.22 左右方向がリード方向、Yリード、Xフェイズ、画像サイズ 402×254 pixel

$v=6V$ のとき Fig.23 より $P=204$ pixel であったので(1)より、

$$g_Y \doteq 0.135[T/m \cdot A] \quad (6)$$

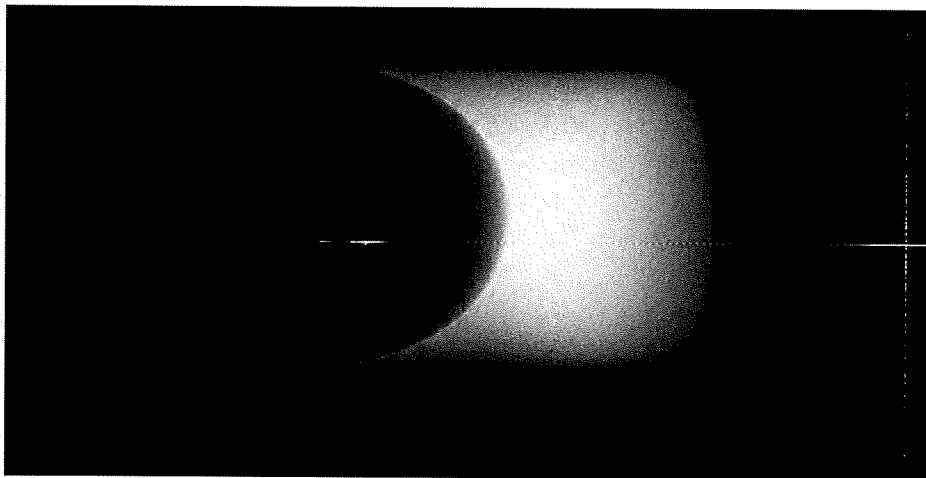


Fig.23 左右方向がリード方向、Yリード、Xフェイズ、画像サイズ 498×253 pixel

$v=9V$ のとき Fig.24 より $P=306$ pixel であったので(1)より、

$$g_Y \doteq 0.135[T/m \cdot A] \quad (7)$$

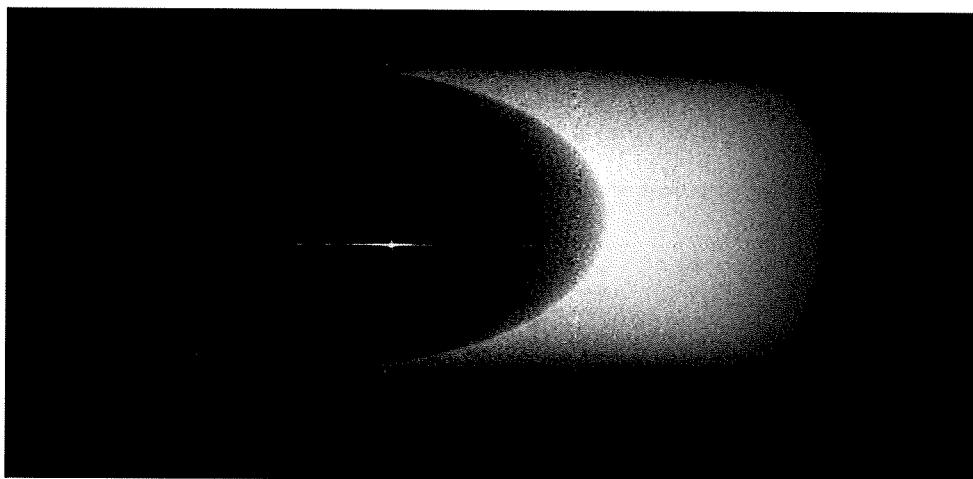


Fig.24 左右方向がリード方向、Yリード、Xフェイズ、画像サイズ 525×253 pixel

となり(5)~(7)より平均値をとり、

$$g_Y \doteq 0.135[T/m \cdot A]$$

となった。

Zについて $v=3V$ のとき Fig.25 より $P=115$ pixel であったので(1)より、
 $g_z \doteq 0.152[T/m \cdot A]$ (8)

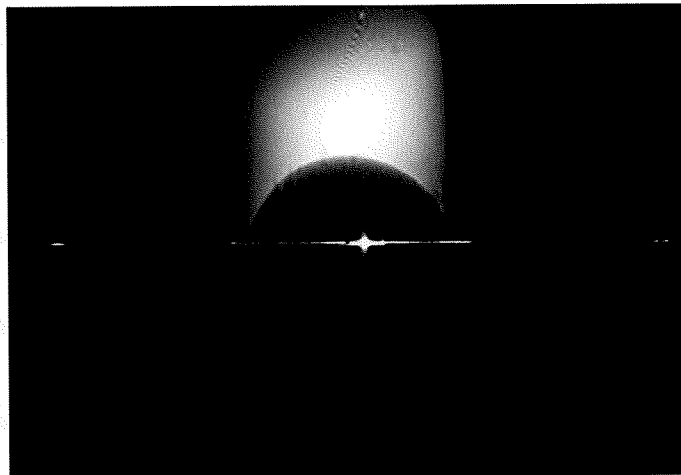


Fig.25 左右方向がリード方向、Zリード、Yフェイズ、画像サイズ 364×253 pixel

$v=6V$ のとき Fig.26 より $P=229$ pixel であったので(1)より、
 $g_z \doteq 0.152[T/m \cdot A]$ (9)

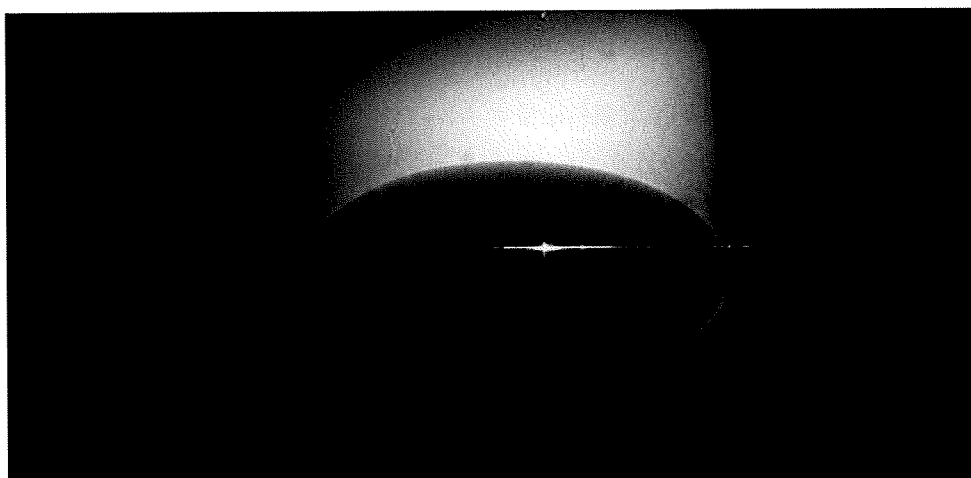


Fig.26 左右方向がリード、Zリード、Yフェイズ、画像サイズ 522×254 pixel

$v=9V$ のとき Fig.27 より $P=345\text{pixel}$ であったので(1)より、

$$g_z \doteq 0.152[\text{T/m}\cdot\text{A}] \quad (10)$$

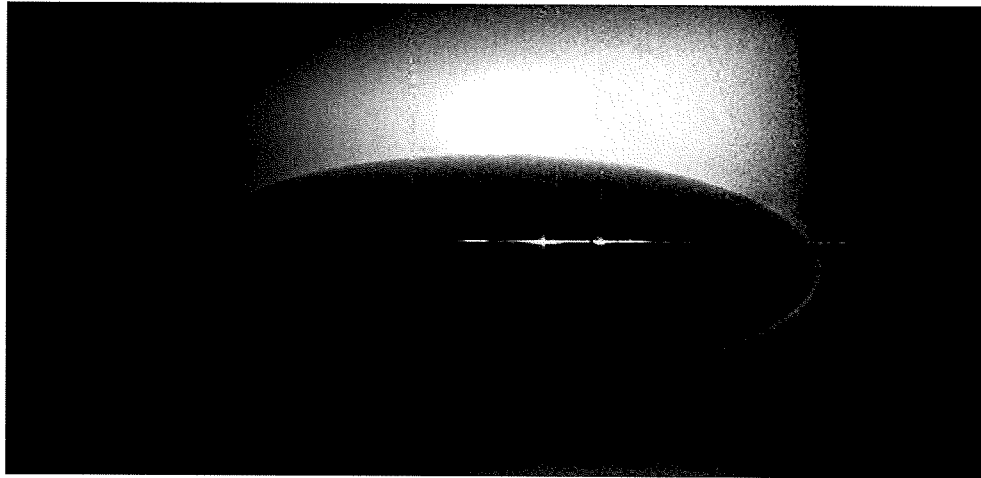


Fig.27 左右方向がリード方向、Zリード、Yフェイズ、画像サイズ $525 \times 254 \text{ pixel}$

となり(8)~(10)より平均値をとり、

$$g_z \doteq 0.152[\text{T/m}\cdot\text{A}]$$

となった。

また、傾斜磁場用電流アンプの最大出力が $\pm 20\text{A}$ で、かつ傾斜磁場コイルの抵抗値が $1.1\ \Omega$ のものについても最大出力が使用できた。よってX、Y、Z各方向の最大傾斜磁場強度は、 $G_x=3.60[\text{T/m}]$ 、 $G_y=2.70[\text{T/m}]$ 、 $G_z=3.04[\text{T/m}]$ となった。

5. 安定性の改善

先行機では、およそ2回の撮像で傾斜磁場コイル部や電流を供給する配線のコネクタが断線していた。

断線を防ぐために、傾斜磁場コイル部を耐熱エポキシ系樹脂で固定した (Fig.28)。

また、コネクタ部分での断線を防ぐために大電流に強い SMA コネクタへと変更した (Fig.29)。

また、先行機では配線がフレキシブルのケーブルにて行われていて、RF コイル部の回路の安定性が悪かったため、配線をセミリジット同軸ケーブルへと変更した (Fig.30)。



Fig.28 エポキシ接着剤による固定前（左）と固定後（右）

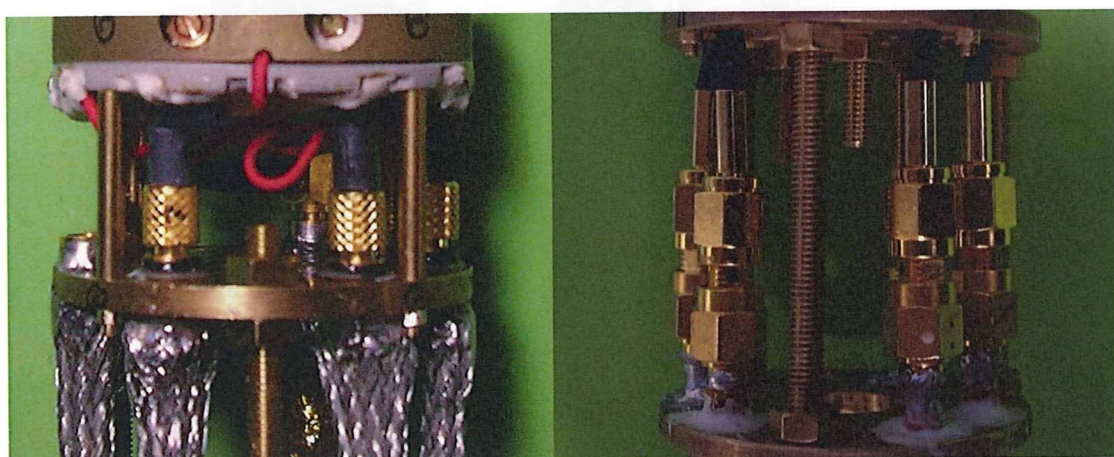


Fig.29 SMB コネクタ（左）から SMA コネクタ（右）へと変更した

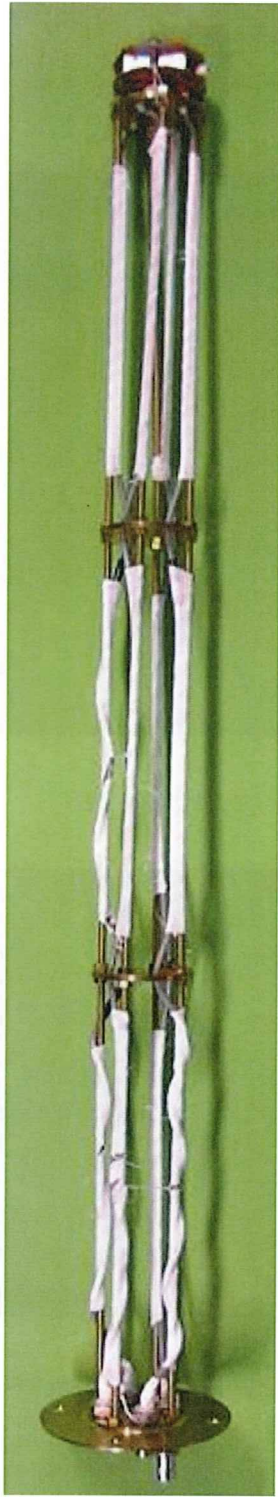


Fig.30 先行機の配線（左）はフレキシブルケーブル、右はセミリジッド同軸ケーブルに変更後

6. 考察

(1) 空間解像度

解像度を定める要因は、磁場の不均一性や信号取り込み時間、拡散が挙げられる。現状のシステムにおいては磁場均一度が 0.5ppm、傾斜磁場強度(G_r)が 3T/m であることより、磁場の不均一性によって定まる最小の空間解像度 (Δr)は、

$$\Delta r = 0.5 \text{ ppm} \cdot 600 \text{ MHz} / \{(\gamma/2\pi) \cdot G_r\} \sim 2.3 \mu\text{m} \quad (1)$$

となる。ここで γ は水素原子の磁気回転比である。また、信号取り込み時間が長ければ、周波数分解能が向上し、結果として空間分解能が向上するが、信号取り込み時間の上限は T_2 で与えられる。しかし、生体では組織間の透磁率の違いにより、 T_2^* ~ 数 ms となる。例えば現行の信号取り込み時間 ~ 1ms を T_2^* として採用すると T_2^* により決まる最小の解像度 Δr は、

$$\Delta r = 2/\gamma G_r T_2^* \sim 2.5 \mu\text{m} \quad (2)$$

と計算される。さらに拡散の効果を考えて、スピンのランダムウォークにより、室温での液体中の水分子の拡散係数 D_s を $2.5 \times 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ とすると、測定時間中の水分子の移動量 Δr は、

$$\Delta r = (6D_s T_2^*)^{1/2} = 1.9 \mu\text{m} \quad (3)$$

と計算される。ランダムウォークによる解像度の制限は Δr になる。加えて、拡散による位相の乱れにより信号減衰が生じ、 $\exp(-\alpha \gamma^2 G_r^2 D_s t^3)$ となる (α はシーケンスによる)。信号減衰により、信号取得時間が制限を受けることになる。信号減衰による解像度の限界 Δr は、

$$\Delta r = (8\alpha D_s / \gamma G_r)^{1/3} \sim 3.7 \mu\text{m} \quad (4)$$

となる (スピエコー法を仮定して、 $\alpha = 2/3$ とした)。(1)~(4)の要因を加味しても、 $(10 \mu\text{m})^3$ の空間分解能は達成し得る。しかし雑音により実質的な信号取り込み時間が制約を受ける。また、1 ボクセルの空間解像度の向上には、(1)~(4)の要因に加え、1bit 以上の信号強度を必要とするため、ダイナミックレンジによる解像度の制限が生じる。これらにより、試料の大きさ、雑音を最適化する必要がある。

第4章 メダカの3D可視化

1. 試料作成

メダカを撮像対象とした。メダカは、エタノールにて殺された後、エタノールを蒸発させ、内径4.2mmのNMR管内にパラフィンにて固定する(Fig.31)。パラフィンはNMR信号を出さないため検体のバックグラウンドは黒くなる。またこの固定により、検体からの水分の蒸発による状態変化や傾斜磁場コイルの振動による撮像中の検体の位置のずれやモーションアーチファクトを抑えることができる。

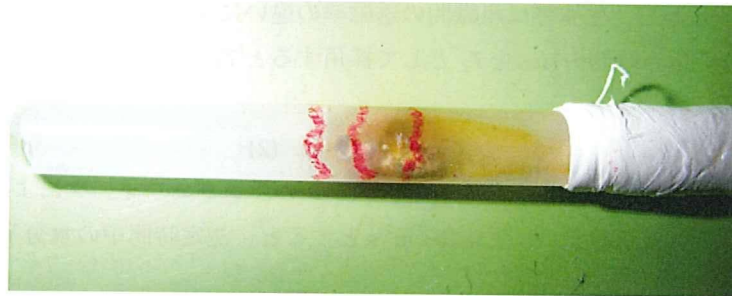


Fig.31 パラフィンで固定されたメダカ

2. 撮像条件

TR=1.2sec、TE=1msec のスピネコー法を用いた。画像サイズは4096×256×256で、1voxel=20μm×20μm×20μmである。Yをリード方向として、X、Z方向をPhase方向として、3次元撮像を行なった。撮像時間は22時間であった。

3. アブラハヤ（若魚）の撮像

製作したプローブでアブラハヤ（若魚）の撮像を行った。ファントムによるプローブの評価がすでに第2章にて行われているため、生体撮像時のプローブの性能評価実験として行った。

Fig.32に鴨川にて採取したアブラハヤ（若魚）を示す。取得した画像を3軸各方向にスライスしたものをFig.33～Fig.35に示す。Fig.33はsagittal、Fig.34はcoronal、Fig.35はaxialの画像である。ImageJのVolumeViewerにおいて、画像を回転させ、解剖学的特徴を用いて目で身体の軸と画像の軸を合わせた。



Fig.32 アブラハヤ（若魚）

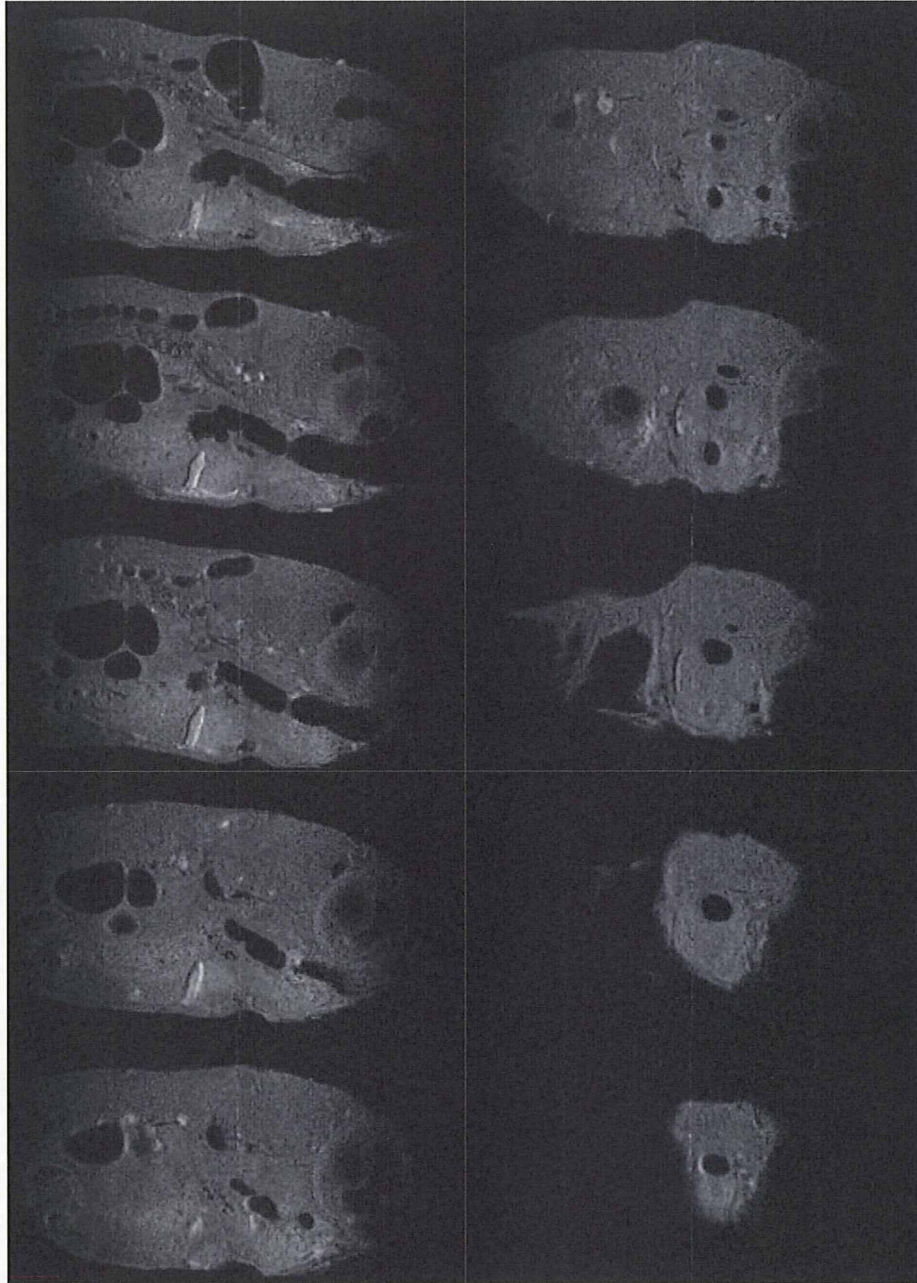


Fig.33 アブラハヤ (若魚)、saggital、8 スライス毎に表示

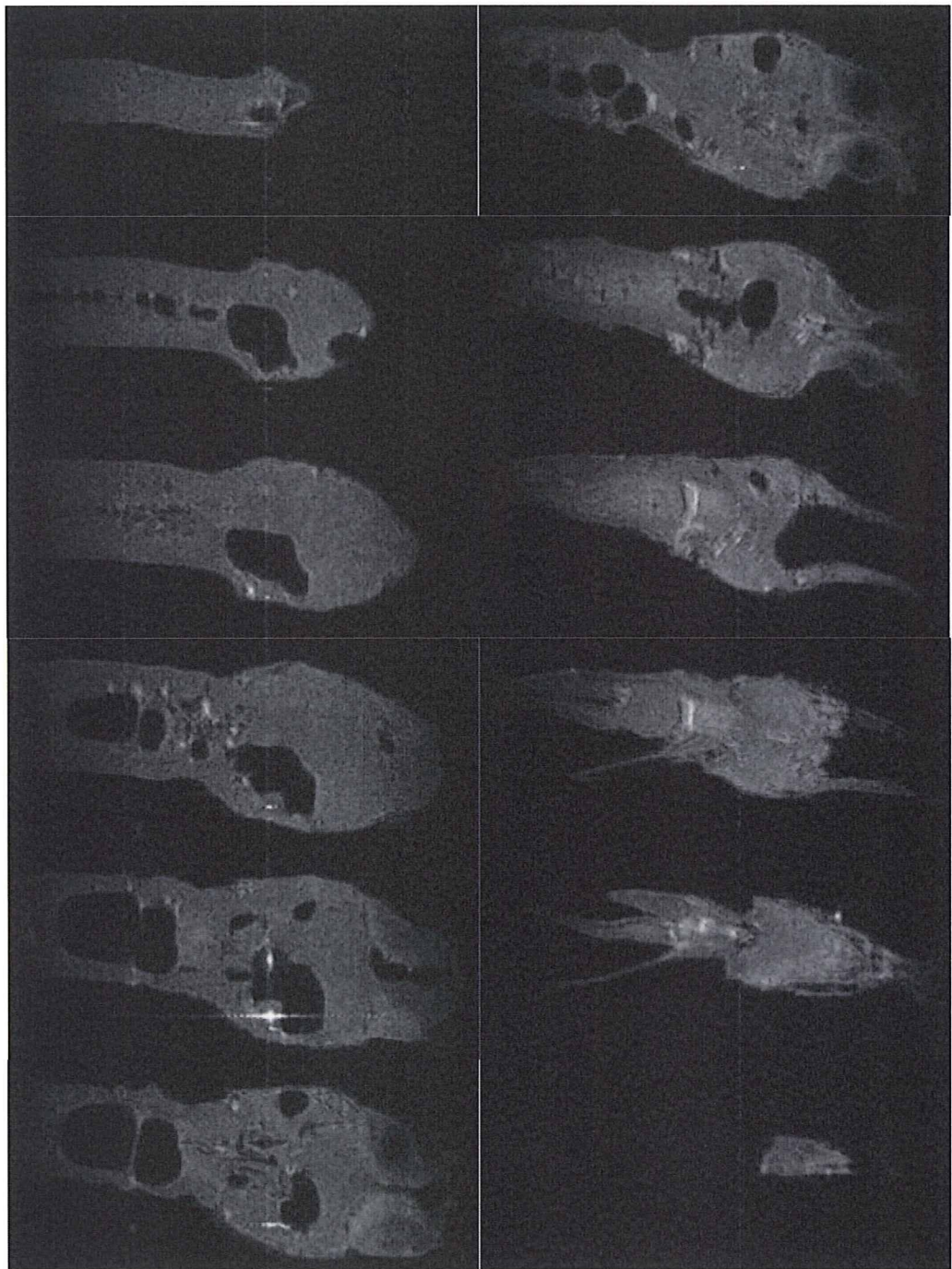


Fig.34 アブラハヤ (若魚)、coronal、約 30 スライス毎に表示

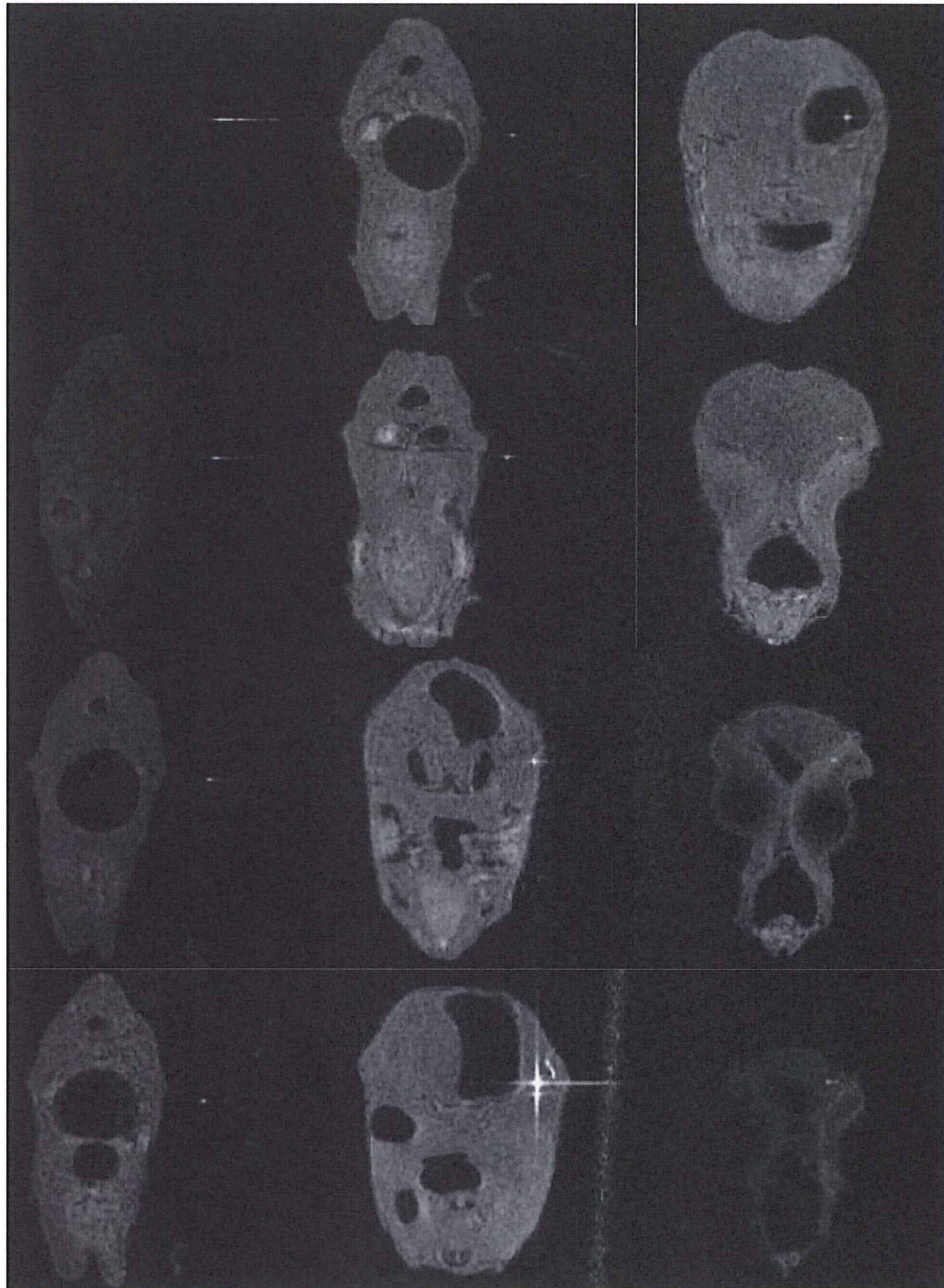


Fig.35 アブラハヤ (若魚)、axial、約35 スライス毎に表示

4. メダカ (wild) の撮像

Fig.36 に、生後約 4 カ月の wild タイプのメダカの写真を示す。これは、死後直後のメダカを撮影したものである。メダカは実験動物として多く飼育されており、近年では遺伝子改変モデルのものまで存在し医学・生物学の研究の対象ともなっている。Fig.37～Fig.39 に得られた頭部の MRI 画像を示す。画像の軸合わせや 2D 画像の切り出しはアブラハヤの時と同様である。Fig.37 の画像上で心臓(a)や脊髄(b)、脳(c)、腸管(d)といった臓器が見てとれた。また、脂肪と思われる部位が浮き出たような形で見られたが、これについては後のサブセクションにて詳しく述べる。また、腹部の画像を、Fig40～Fig.42 に示す。

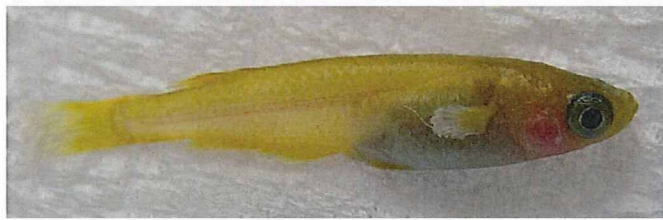


Fig.36 メダカ (wild) 生後約 4 カ月

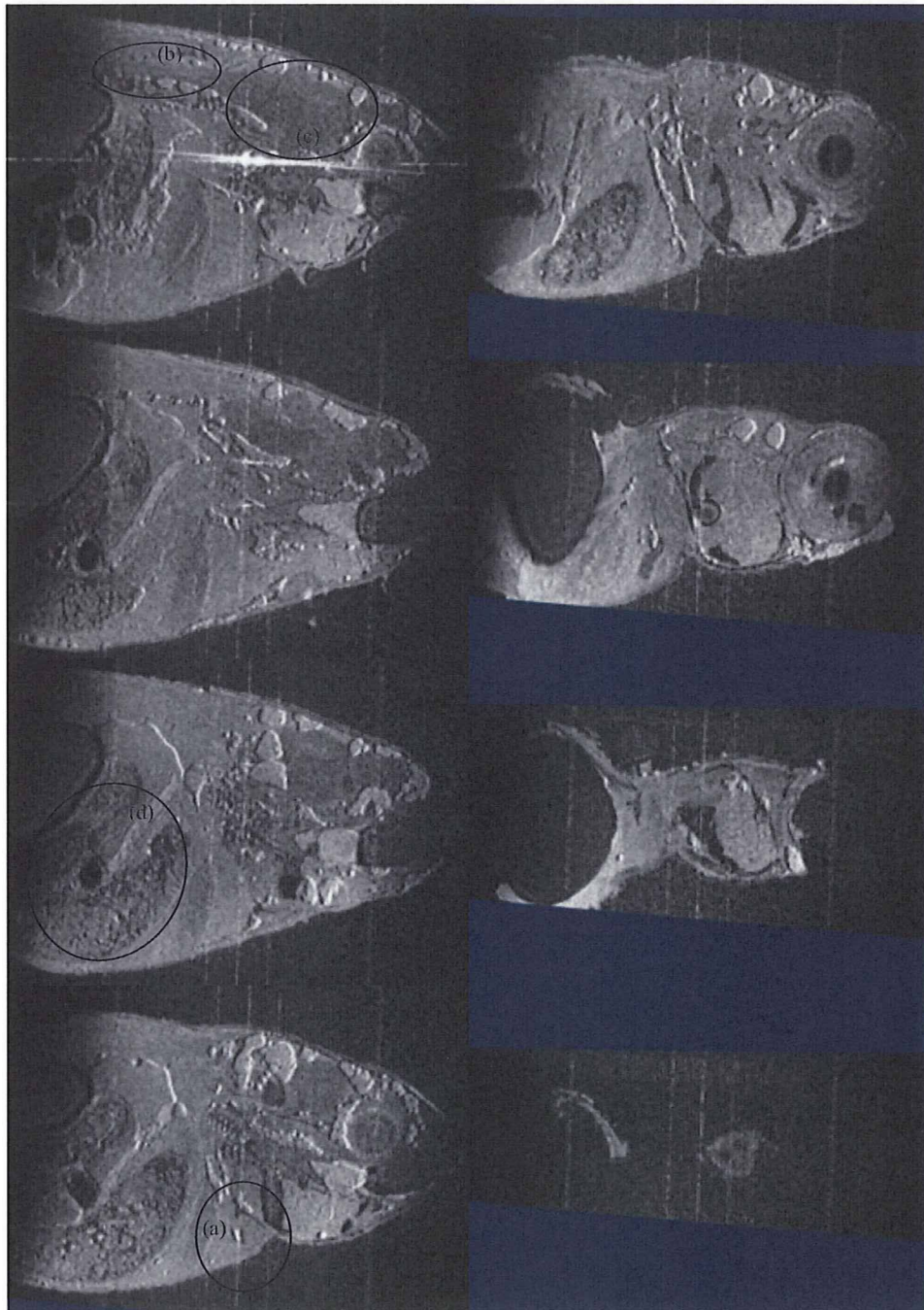


Fig.37 メダカ頭部 (wild)、saggital、約 20 スライス毎に表示

(a)心臓 (b)脊髄 (c)脳 (d)腸管

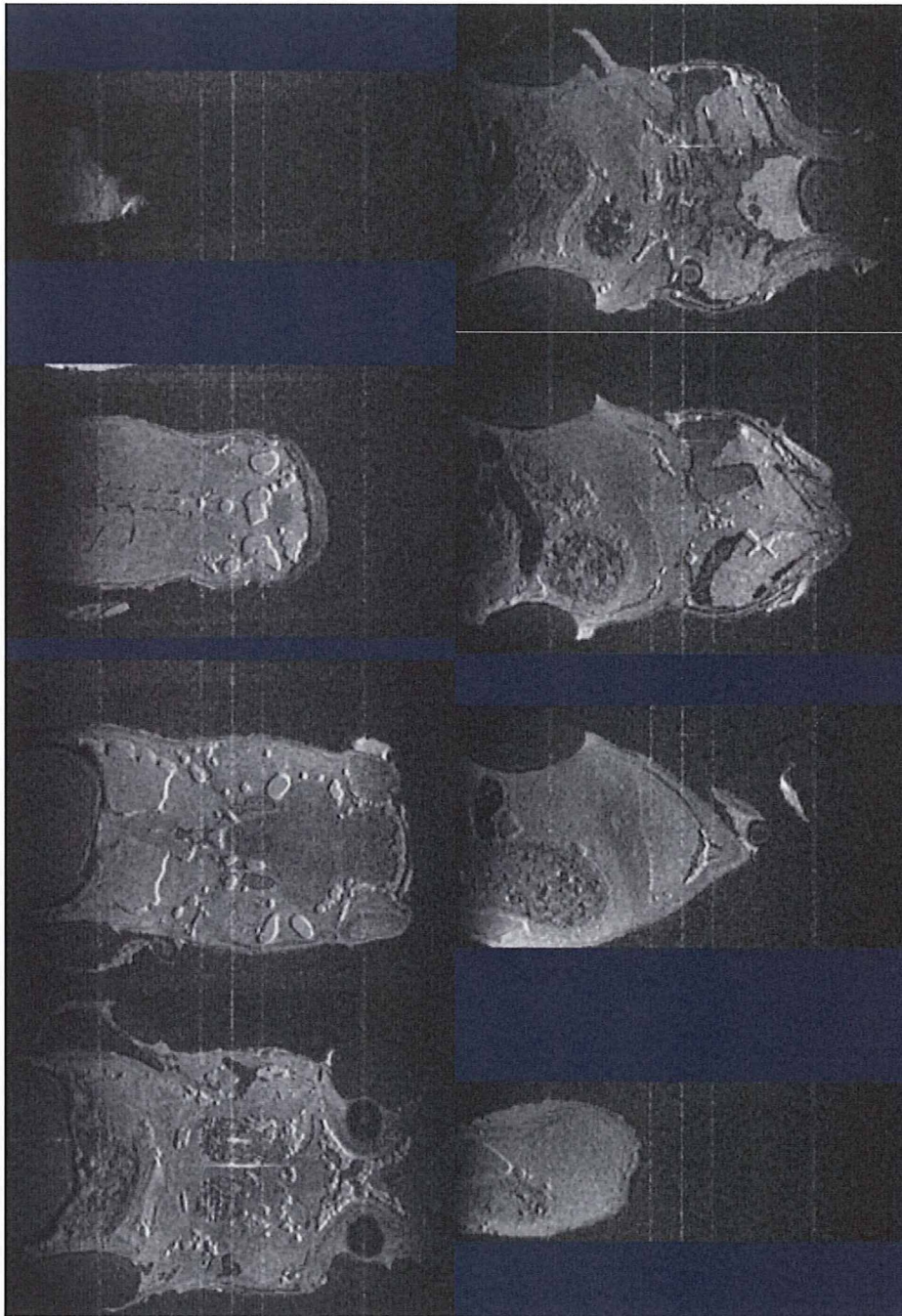


Fig.38 メダカ頭部 (wild)、coronal、約30スライス毎に表示

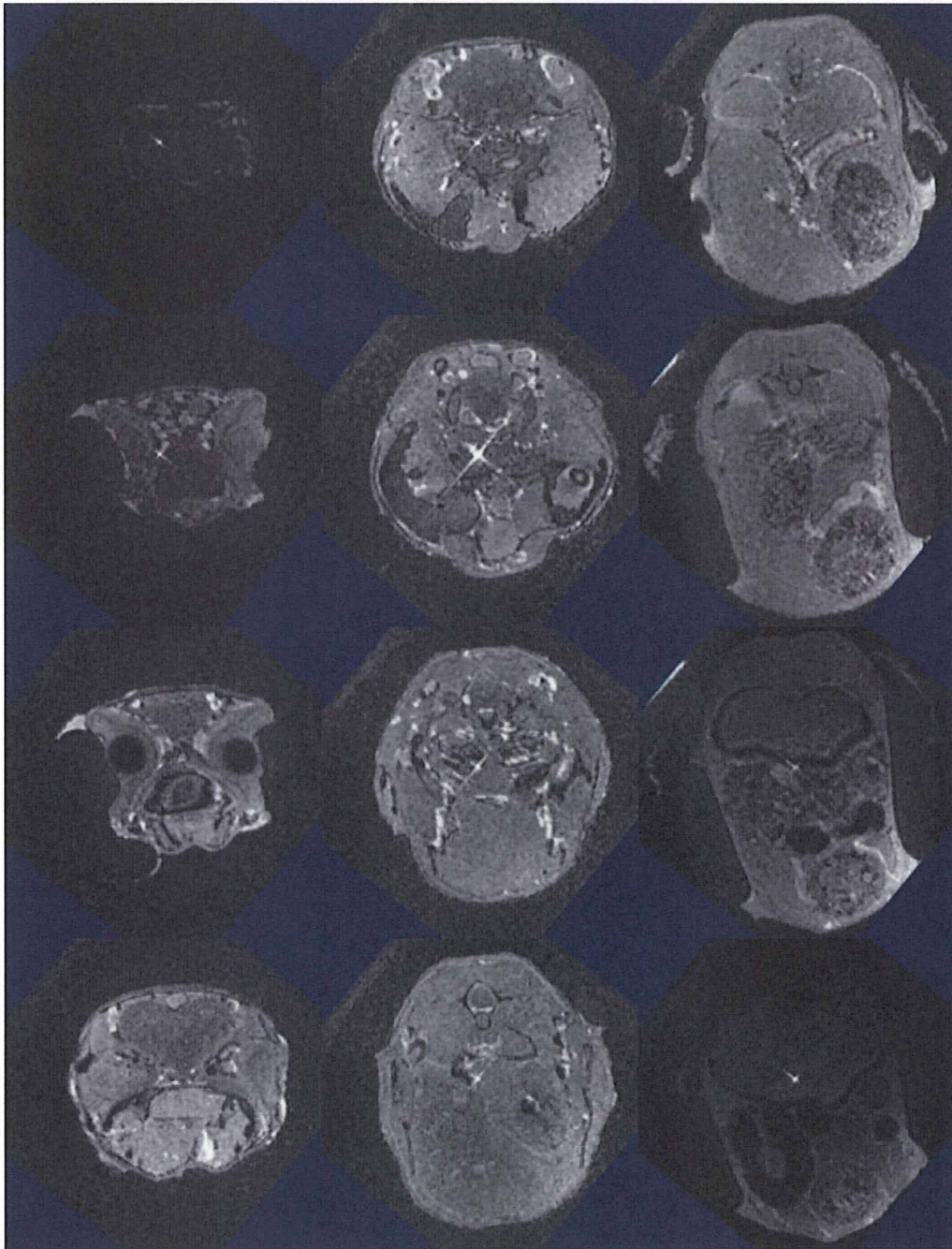


Fig.39 メダカ頭部 (wild)、axial、約 35 スライス毎に表示

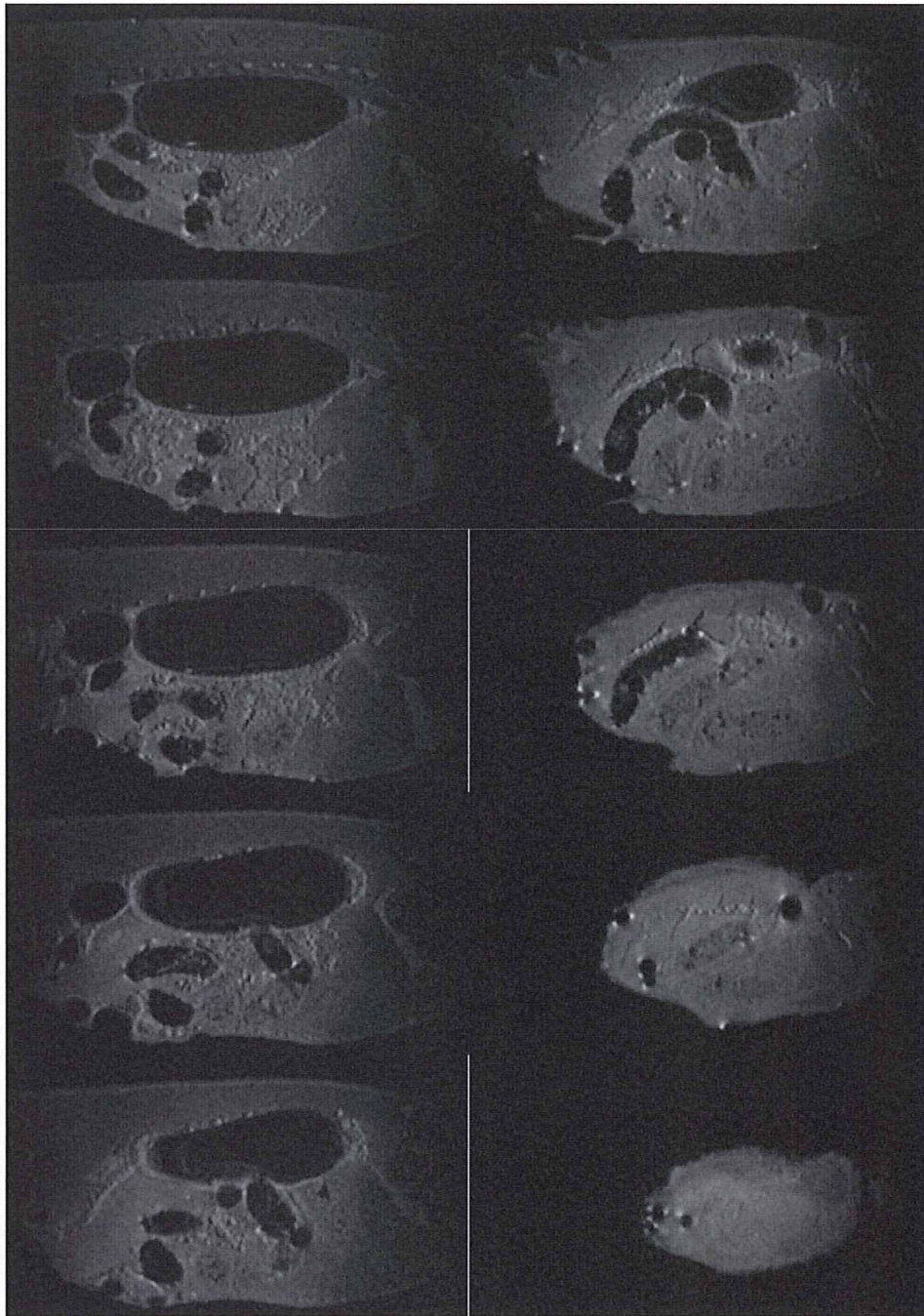


Fig.40 メダカ腹部 (wild)、saggital、約 20 スライス毎に表示

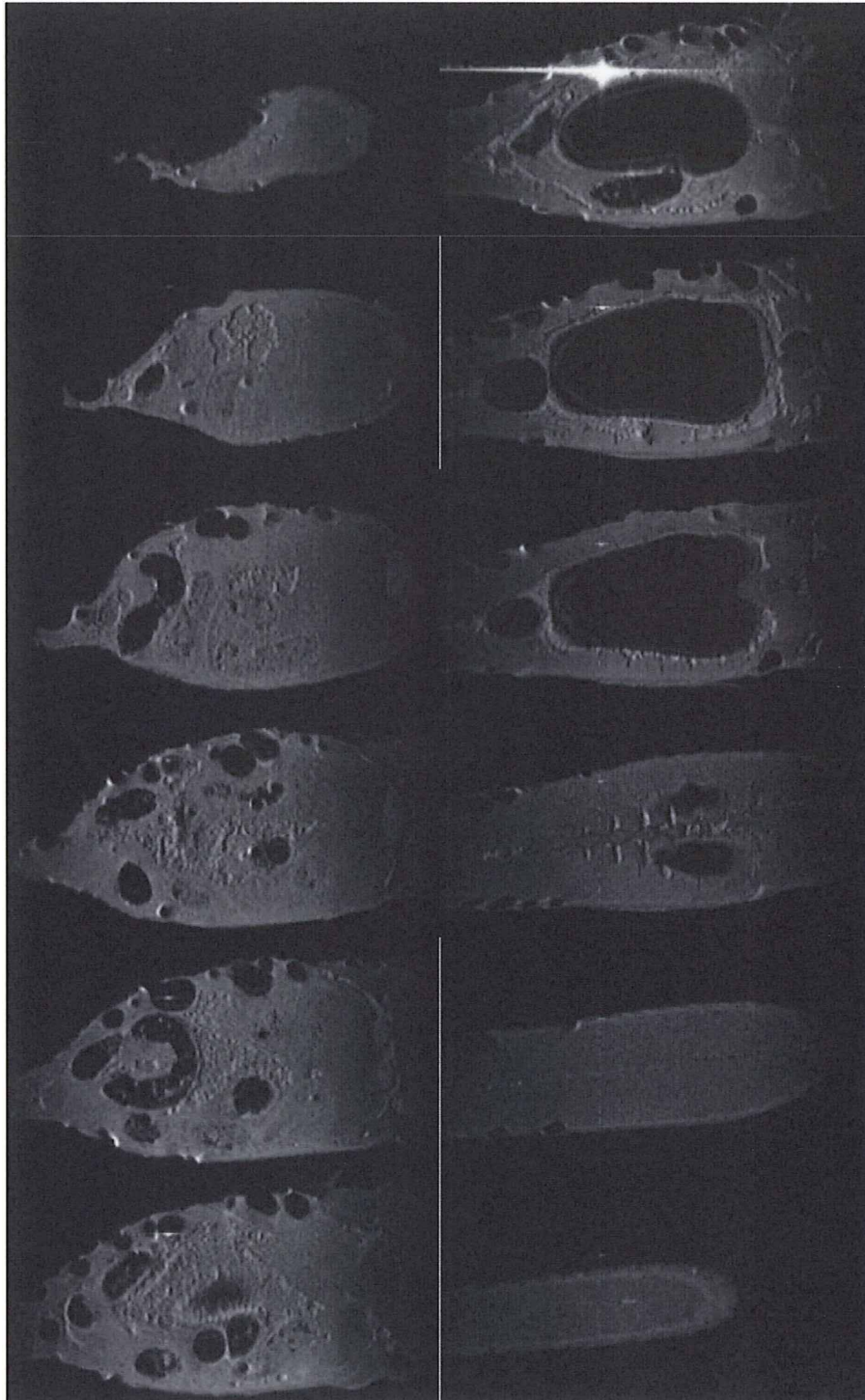


Fig.41 メダカ腹部 (wild)、coronal、約 30 スライス毎に表示