



Title	MR cholangiopancreatographyにおける新たな管腔径計測法
Author(s)	田村, 亮; 石橋, 忠司; 斎藤, 春夫 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2000, 60(13), p. 738-745
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/16285">https://hdl.handle.net/11094/16285</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

# MR cholangiopancreatographyにおける新たな管腔径計測法

田村 亮 石橋 忠司 斎藤 春夫 間島 一浩  
津田 雅視 高橋 昭喜 山田 章吾

東北大学医学部放射線科

## New Duct Caliber Measurement Methods on Magnetic Resonance Cholangiopancreatography

Ryo Tamura, Tadashi Ishibashi, Haruo Saito,  
Kazuhiro Majima, Masashi Tsuda,  
Shoki Takahashi, and Shogo Yamada

Purpose: To report the feasibility of new duct caliber measurement methods using signal intensity on MR cholangiopancreatography (MRCP).

Materials and Methods: A phantom with 0.25-8 mm caliber ducts was imaged with a 1.5-Tesla MR system using the usual MRCP sequence. Each caliber was measured by conventional method (full width at half maximum, FWHM) and two new methods: the maximum intensity measurement method (MIM), in which caliber was calculated from maximum signal intensity, and the area intensity measurement method (AIM), in which caliber was calculated from the area under the signal intensity curve. Errors in calculated caliber were compared among the three methods of measurement.

Results: Mean measurement errors of each caliber for 1-8 mm ducts by MIM [14% (2.1-25%)] and by AIM [6.8% (0.4-16%)] were significantly lower than those by FWHM [30% (17-64%)]. AIM was significantly more accurate than MIM for caliber measurement of ducts over 1 mm.

Conclusion: Two new caliber measurement methods for pancreaticobiliary ducts in MRCP, MIM and AIM are accurate and should play an important role in clinical MRCP.

Research Code No.: 515.9

Key words: MR imaging, Cholangiopancreatography, Phantom study, Caliber Measurement

Received May 1, 2000; Revision accepted July 3, 2000

Department of Radiology, Tohoku University School of Medicine

別刷請求先

〒310-0035 茨城県水戸市東原3-2-1

国立水戸病院

田村 亮

## はじめに

脾胆管系の全体像を描出するためには endoscopic retrograde cholangiopancreatography (ERCP) が施行されることが多い、現在も脾胆管系の精密検査において重要な位置を占める。しかし、検者の未熟、十二指腸憩室、胃切除後等による不成功例が少なくなく、急性脾炎等重篤な合併症も問題となっている<sup>1)</sup>。これに対し、magnetic resonance (MR) cholangiopancreatography (MRCP) は、強いT2強調像により静止あるいは流速のきわめて遅い水成分を高信号に描出し、それ以外の構造はほぼ無信号とすることで脾胆道系の全体像を得るものである。造影剤を使用せずかつ非侵襲的であるとともに、近年のソフト、ハードウェア両面での著しい進歩により良好な画像が得られるようになり、現在では脾胆道系検査の一翼を担うようになってきている。しかし、ERCPに大きく劣る空間分解能の問題はいまだ克服できておらずこれを完全に代替するには至っていない。

管腔径の測定に関してERCPと比較すると、MRCPは空間分解能で劣るもののX線撮像時の拡大、造影剤注入時の加圧による非生理的な脾胆管の拡張を来さない点で優れている。肉眼的評価ではMRCPはERCPと比較すると管腔径に対しては過小評価し管腔の狭窄率に対しては過大評価する傾向にあるとされ、その原因としては部分容積効果による信号強度の減少、ERCPにおける加圧による過大評価等が考えられている<sup>2)-5)</sup>。しかしながら、われわれの検索ではMRCPの管腔径の測定における定量的評価の精度に関する報告はない。従来MRやcomputed tomography (CT)による血管径の計測などのデジタル画像における定量的計測にはfull width at half maximum (FWHM)、full width at tenth maximum (FWTM) 等が用いられていたが<sup>6)-8)</sup>、MRCPにおいてはいずれの手法を用いたにせよ対象管腔に対し相対的にボクセルが大きいため部分容積効果による測定誤差が大きく、正確な測定は困難である。今回われわれはMRCPにて信号強度から管腔径を計測する手法を応用し、ファントム実験にてFWHMと比較検討し計測精度の改善に有用と考えられたので報告する。

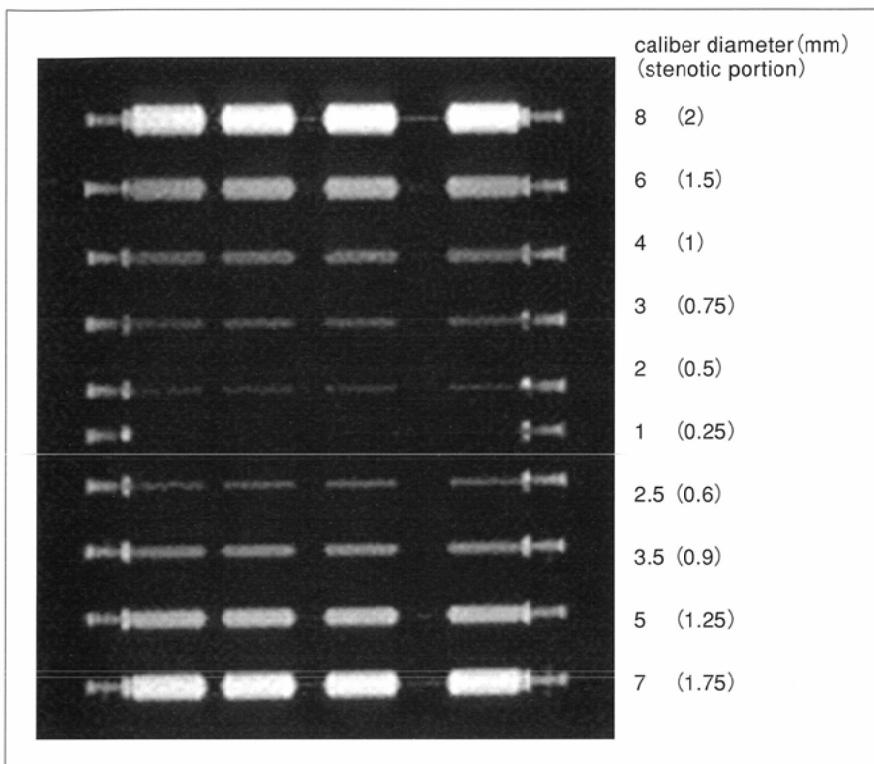


Fig. 1 Image of phantom obtained by sequence for MR cholangiopancreatography (single shot fast spin echo with fat suppression ( $\infty/897/136/1$ ; TR/TE/ETL/number of slice, slice thickness : 10mm, FOV : 250 × 250mm, matrix : 256 × 256). Each caliber (1-8 mm) has a stenotic portion (75% diameter reduction). Each lumen contains distilled water.

## 対象と方法

アクリル製のDSAファントム(DSA 2型, 京都化学, 京都)を撮像対象として用いた(Fig. 1)。ファントムは103 × 165 × 20mmのアクリル樹脂の内部に非狭窄部管腔として1, 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 5, 6, 7, 8mmの径の内腔と、それと連続した非狭窄部の25%径の狭窄部(0.25, 0.5, 0.6, 0.75, 0.9, 1, 1.25, 1.5, 1.75, 2mm)を有する。各内腔は蒸留水で満たした。

使用機種は超伝導MR装置(1.5T, Signa Horizon LX, GE横河メディカル, 東京)で、転写部用フェイズドアレイコイルを用いた。規定濃度の3倍濃度のクエン酸鉄アンモニウム(フェリセルツ, 大塚製薬, 徳島)溶液を十分な大きさの容器に満たした中にファントムを留置した。転写部用フェイズドアレイコイルを上下20cm間隔に置き、コイルの中心に静磁場方向(Z軸方向)とファントムの管腔の長軸が水平かつ直交(X軸方向)するようにファントムを設置した。撮像断面は冠状断(X-Z平面と平行)とし、位相、周波数エンコード方向はそれぞれX軸方向、Z軸方向とした。撮像時間は約2秒で撮像間隔は1分以上とした。得られた画像をパーソナルコンピュータ(Macintosh PowerMac G3, Apple, USA)にDICOM形式で転送し、画像解析アプリケーション(NIH image ver1.62, National Institutes of Health, USA)を用いて管腔径の計測を実行した。

### I. 計測方法間の比較検討

撮像条件は臨床で用いているシングルスラブ法MRCPに準じ、Maximum TE mode(k-space中心を最後に収集)のsingle shot fast spin echo法( $\infty/897/136/1$ ; TR/TE/ETL/number of

slice)で脂肪抑制法を併用し、スライス厚:10mm, FOV: 250 × 250mm, マトリックス: 256 × 256(ピクセルサイズ: 0.97 × 0.97mm)とした。撮像は対象とピクセルの相対的位置関係を考慮しFOVをZ軸方向に0.1mmずつ移動させ計30回行い、各画像に対しファントムに垂直に幅1ピクセル相当の閑心領域(field of view: FOV)を設定し以下の三計測を施行し比較検討した。

#### 1) FWHM

各管腔の信号強度曲線からバックグラウンド信号を減算した後、FWHMを求めた。以下のいずれの計測も含めバックグラウンド信号はフェリセルツ溶液からの信号とし、1cm四方のFOVを4カ所に設定しその信号強度の平均値を用いた。

#### 2) maximum intensity measurement method (MIM)

FOV内の各管腔の最高信号強度(maximum intensity; Imax)から径を求めた。これは管腔全体が撮像スラブ内に存在すれば部分容積効果により管腔径とスラブ厚の比に信号強度が比例することに基づく(Fig. 2)。

$$Im = A \times Vm/Vv$$

(Im: 1ボクセルで計測される対象物の信号強度, Vm: 1ボクセル内に占める対象物の体積, Vv: 1ボクセルの体積, A = 定数)

実際の計測では、FOV内のバックグラウンド信号を減算した後、各管腔径とImaxとの回帰式を以下のごとく30回の計測毎に求め、これに基づいて径を算出した。

$$Imax = \alpha \times 2r + \beta \quad \dots(1)$$

(r: 管腔の半径,  $\alpha$ ,  $\beta$ : 定数)

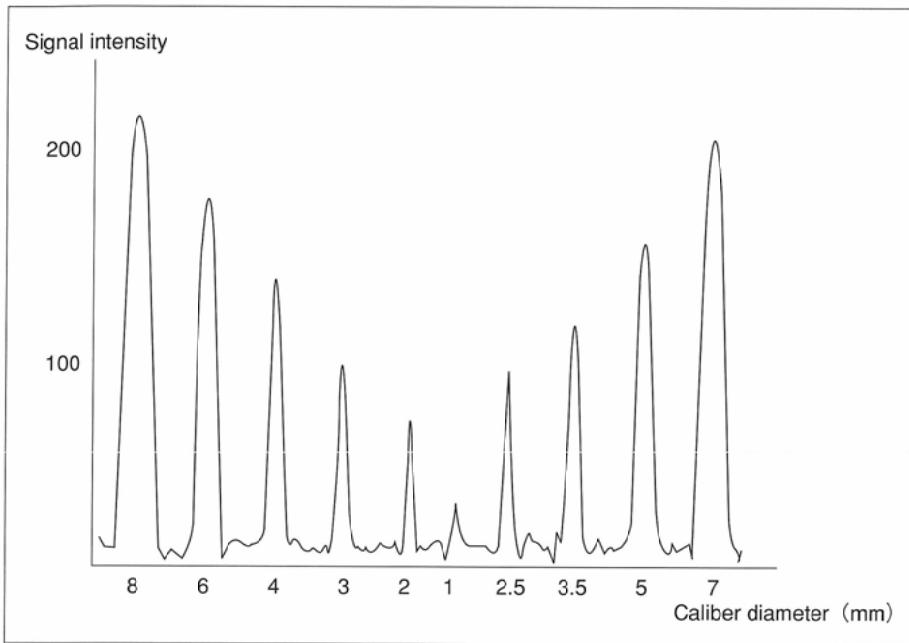


Fig. 2 Signal intensity curves of 1-8 mm caliber ducts. Maximum signal intensity and area under the curve increase with increasing diameter.

### 3) area intensity measurement method (AIM)

FOV内で各管腔から得た信号強度の総和(area intensity;  $I_{area}$ )から管腔の径を求めた。これは管腔全体が撮像スラブ内に存在すれば撮像スラブ内において管腔から得られる信号の総和が管腔の容積に比例することに基づき、quantitative coronary arteriographyにおけるdensitometric area measurement<sup>9)-11)</sup>に相当する。

$$\int_{-r}^r I_m = A \int_{-r}^r V_m / V_v = B \pi r^2 w$$

(B = 定数, r = 管腔径の半径, w = FOVの幅)

管腔の信号強度の総和は信号強度曲線の描く面積(area under the curve; AUC)として求めた(Fig. 2)。実際の計測では、信号強度曲線からバックグラウンド信号を減算した後、対象管腔の最高信号強度からバックグラウンド信号以上でかつ最初の最低値の間の信号強度の総和をAUCすなわち $I_{area}$ とした。これは1ピクセル幅における管腔の平均断面積に相当する。次に各管腔の $I_{area}$ の平方根と径との回帰式を以下のごとく30回の計測毎に求め、これに基づいて径を算出した。

$$\sqrt{I_{area}} = \gamma \times 2r + \delta \quad \dots(2)$$

( $\gamma$ ,  $\delta$ : 定数)

## II. MIM, AIMにおける撮像、回帰の再現性の検討

### 1) 信号強度の均一性

計測範囲内での信号強度の均一性を検討する目的で、ファントムを留置するために用いた容器を蒸留水で満たし検討Iと同条件で撮像した。同一部位を10回撮像し、ファントムが留置されていた領域に同じ大きさのFOVをとり、信号強度とその標準偏差を求めた。

### 2) 異なる撮像方向での相関性

異なる撮像方向での相関性を検討する目的で、ファントムをX-Z平面上で90°, 180°, 270°回転させてそれぞ

れ10回撮像し管腔径と $I_{max}$ ,  $\sqrt{I_{area}}$ との相関係数を求めた。

### 3) 撮像間における計測値の再現性

撮像間での計測値の再現性を検討する目的で、a)MIM, b)AIMにて検討Iで得た $I_{max}$ ,  $I_{area}$ を次回の撮像から得た回帰式(30回目は追加撮像から得た式)に適用して径を算出した。

## III. 最適撮像スラブ厚の検討

最適撮像スラブ厚を検討する目的で、2, 3, 4, 5, 8, 10, 20, 30, 40, 50mmのスラブ厚を用い他の条件は検討Iと同様に撮像した。1.25, 1.5, 1.75, 2mm径の4管腔を対象にcontrast-to-noise ratio(CNR)を求める撮像毎に平均した。CNRは管腔の最高信号強度からバックグラウンドの信号強度を引きバックグラウンド信号の標準偏差で割って求めた。

## IV. マトリックスサイズとAIM, MIMでの計測誤差の検討

マトリックスサイズと計測誤差の関係を検討する目的で、512×256マトリックスでの撮像を行いa) MIM, b)AIMで計測した。Z軸方向を512マトリックスとし、検討Iと同様にmaximum TE modeでの撮像のためTEは1,421msecとなるが、他の撮像条件は同一とした。FOVをZ軸方向に0.1mmずつ移動させ30回撮像し、MIM, AIMで同一の撮像から得た回帰式に基づき算出した。

統計学的検討は統計解析ソフト(Stat View ver.5.0, Abacus Concepts, USA)にてlinear regression analysis, t-testを用いて行った。有意水準はp < 0.05とした。

## 結 果

### I. 計測方法間の比較検討(Fig. 3-5)

各撮像における管腔の信号強度曲線は1.5mm以上の径では常に明瞭なピークを認めるが、1mm径は3画像のみ、1.25mm径は24画像のみ認識可能でありそれ以下の径はノイズと分離しては認識できなかった。また、信号強度曲線の

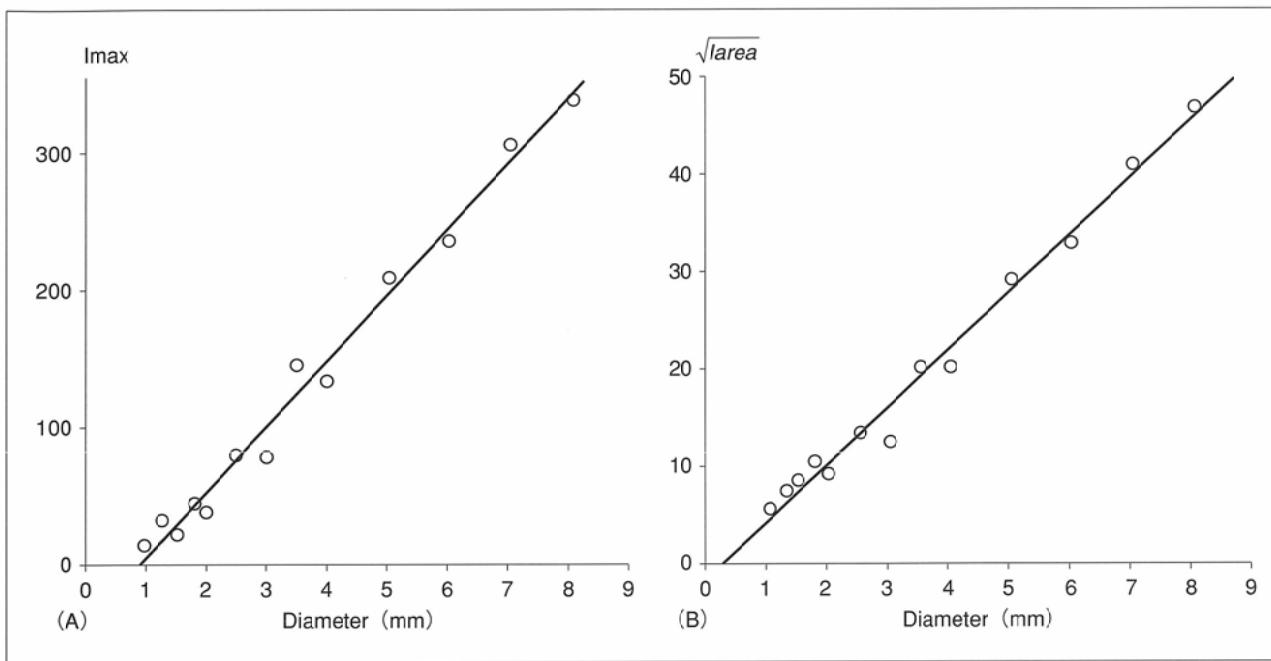


Fig. 3 (A) Maximum signal intensity ( $I_{max}$ ) and (B) square root of the area under the curve ( $\sqrt{area}$ ) showed a high correlation with caliber diameter. Correlation coefficient of  $\sqrt{area}$  (mean  $\pm$  SD :  $0.995 \pm 0.001$ ) was significantly higher than that of  $I_{max}$  ( $0.978 \pm 0.004$ ). The following regression equations were calculated from 30 images (A)  $I_{max} = \alpha \times 2r + \beta$ :  $\alpha = 43.5 \pm 4.5$ ,  $\beta = -17.0 \pm 3.8$ ,  $r$  = caliber radius, and (B)  $\sqrt{area} = \gamma \times 2r + \delta$ :  $\gamma = 5.8 \pm 0.33$ ,  $\delta = -0.91 \pm 0.59$

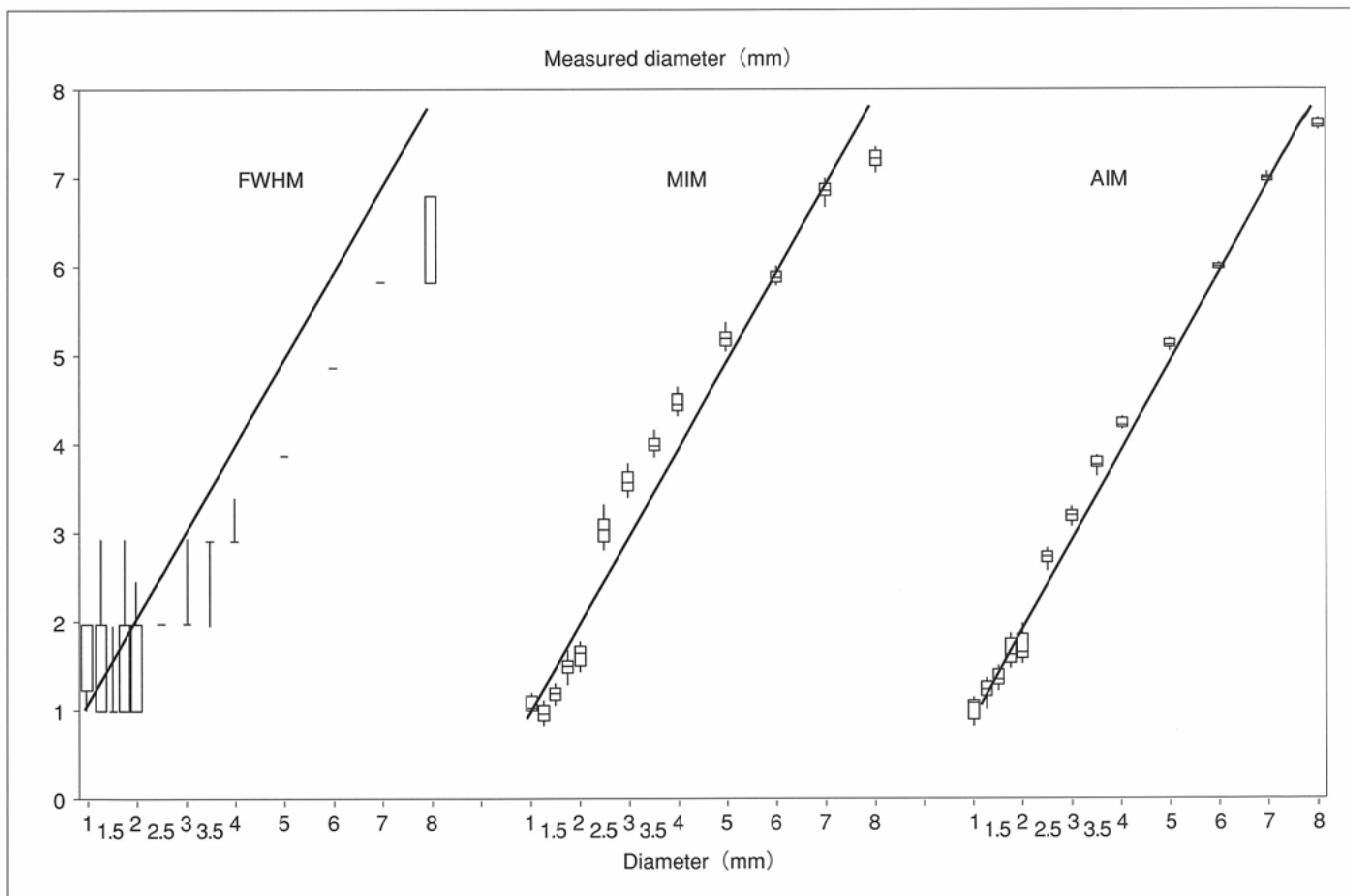


Fig. 4 Mean diameter of calibers measured by the full width at half maximum method (FWHM), maximum intensity measurement method (MIM), and area intensity measurement method (AIM). By FWHM, diameters over 1.5 mm were underestimated, and those of 1.25 mm or less were overestimated. By MIM and AIM, calibers of 2 mm or less were underestimated. Boxes represent 25th-75th percentile and error bars represent 10th-90th percentile.

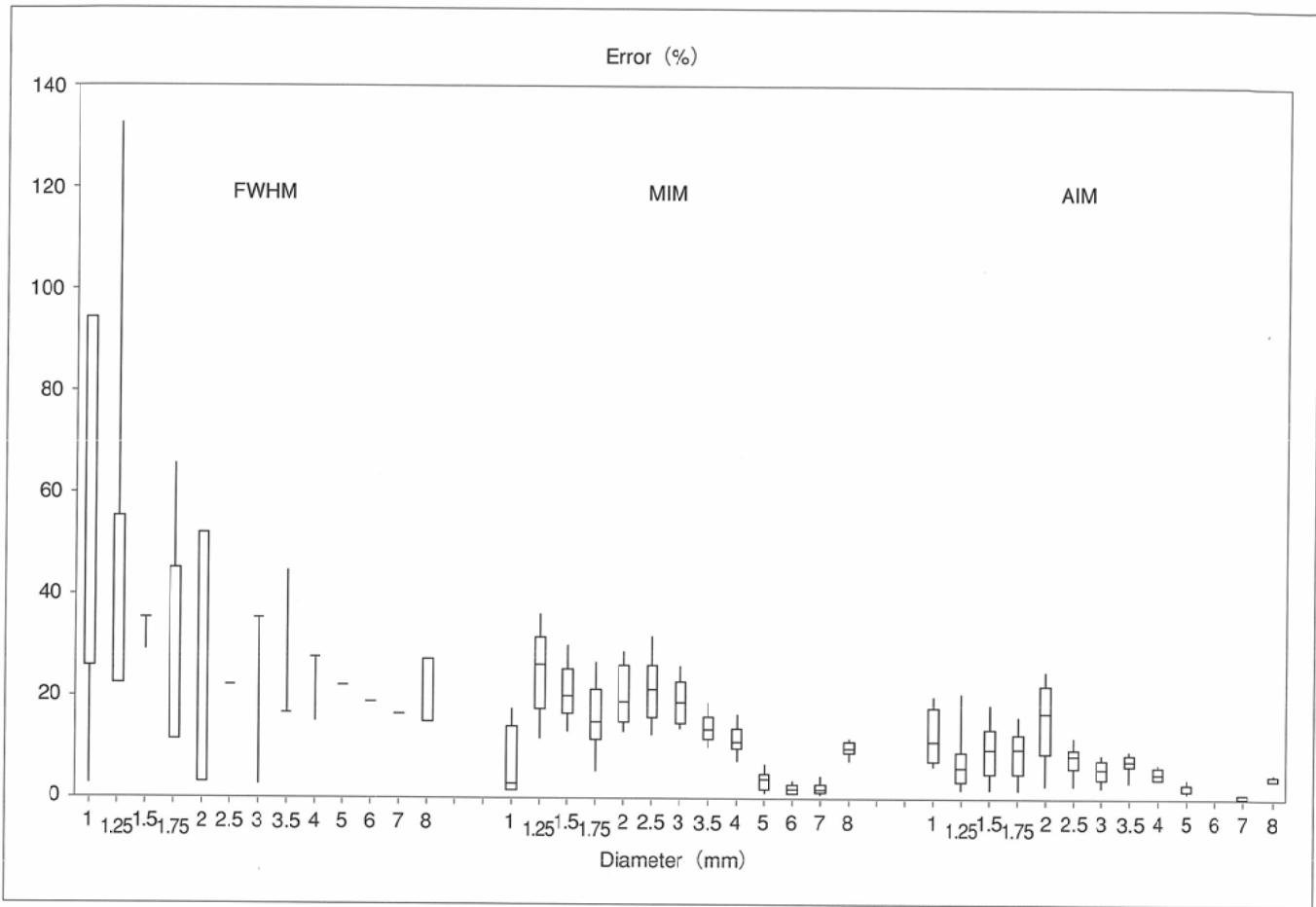


Fig. 5 Mean measurement error of calibers determined by full width at half maximum method (FWHM), maximum intensity measurement method (MIM), and area intensity measurement method (AIM). The mean errors of the methods were 30% (17-64%), 14% (2.1-25%), and 6.8% (0.4-16%), respectively. Error was significantly less with MIM than with FWHM, and that with AIM was significantly less than that with the other two methods.

認識、回帰式には撮像回による周期性は認めなかった。計測には各撮像で認識可能な管腔を用いた。

### 1) FWHM

1.5mm以上では径を過小評価、1.25mm以上では过大評価する傾向がみられた。算出された計測値の平均誤差は30% (17-64%)であった。

### 2) MIM

30回の計測での式(1)における $\alpha$ ,  $\beta$ の平均はそれぞれ $43.5 \pm 4.5$ ,  $-17.0 \pm 3.8$ であった。相関係数の平均は $0.978 \pm 0.004$ , いずれも $p < 0.0001$ と高い相関を示した。算出された計測値は2mm以下の径で過小評価する傾向がみられた。平均誤差は14% (2.1-25%)で、FWHMと比較すると有意に誤差が少なかった。径別で比較しても1.25mmを除く全ての径でFWHMと比較して有意に誤差が少なかった。

### 3) AIM

30回の計測での式(2)における $\gamma$ ,  $\delta$ の平均はそれぞれ $5.8 \pm 0.33$ ,  $-0.91 \pm 0.59$ であった。相関係数の平均は $0.995 \pm 0.001$ , いずれも $p < 0.0001$ で、MIMよりも有意に高い相関を示した。算出された計測値はMIMと同様に2mm以下の径で過小評価する傾向がみられた。平均誤差は6.8% (0.4-16%)で、FWHM, MIMと比較して有意に誤差が少なかつ

た。径別で比較しても1mmを除く全ての径でFWHM, MIMと比較して有意に誤差が少なかった。

## II. MIM, AIMにおける撮像、回帰の再現性の検討

### 1) 信号強度の均一性

各ボクセルの平均信号強度は618, その標準偏差は15であった。

### 2) 異なる撮像方向での相関性

30回の撮像における管腔径と $I_{max}$ ,  $\sqrt{I_{area}}$ との相関係数の平均はそれぞれ $0.980 \pm 0.011$ ,  $0.997 \pm 0.001$ であった。両者の比較では検討Iと同様に管腔径と $\sqrt{I_{area}}$ との相関が有意に高かった。

### 3) 撮像間における計測値の再現性 (Fig. 6)

a) MIM: 平均誤差は16% (8.2-24%)であり、検討Iで同一の撮像から得た回帰式に基づいた誤差と比較すると有意に誤差が増加した。径別で比較すると3.5-7mm径で有意に誤差が増加し、他の径では有意差を認めなかった。FWHMとの比較では有意に誤差が少なかった。

b) AIM: 平均誤差は9.2% (4.7-18%)であり、検討Iで同一の撮像から得た回帰式に基づいた誤差と比較すると有意に誤差が増加した。径別で比較すると3.5-7mm径で有意に誤差が増加し、他の径では有意差を認めなかった。

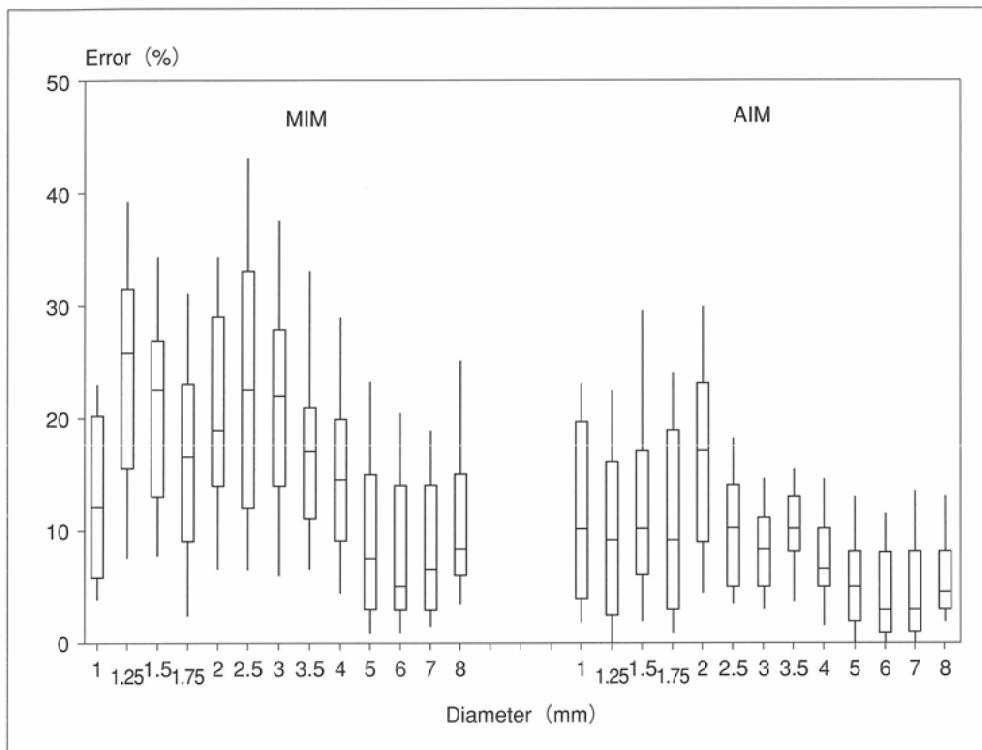


Fig. 6 Measurement of caliber diameter calculated from a regression equation derived from the next scan. With the maximum intensity measurement method and area intensity measurement method, mean measurement errors were 16% (8.2-24%) and 9.2% (4.7-18%), respectively. The errors of both methods increased in comparison with that calculated from the regression equation derived from the same scan, but were significantly lower than that obtained by the full width at half maximum method (Fig. 5).

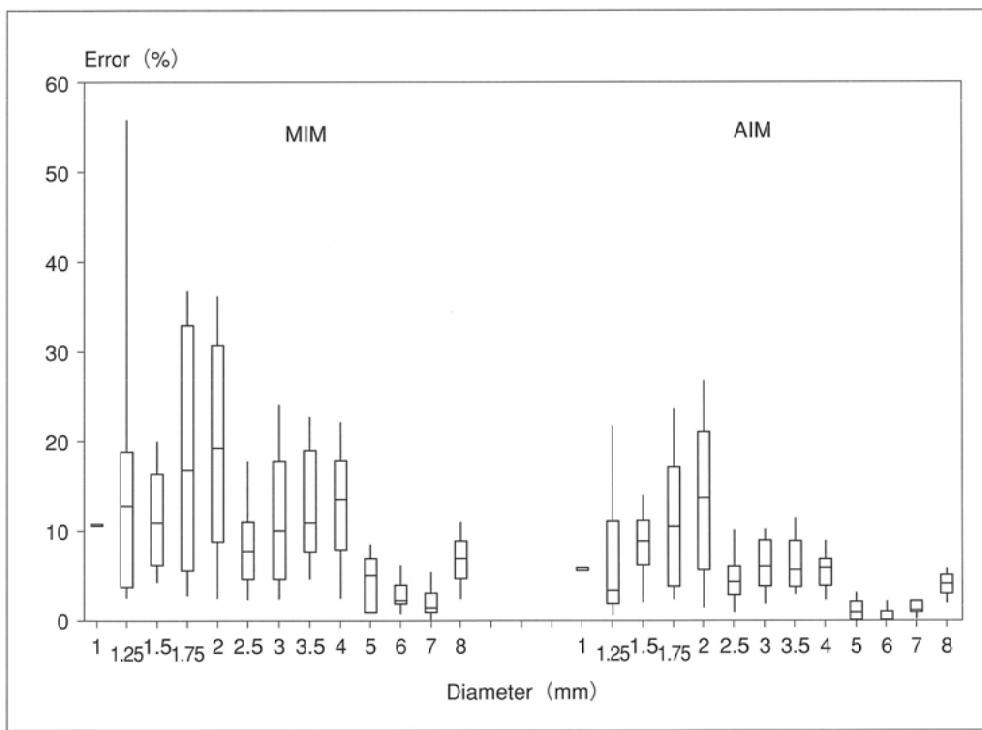


Fig. 7 Measurement of caliber diameter by 512x256 matrix image. With the maximum intensity measurement method (MIM) and area intensity measurement method (AIM), mean measurement errors were 10% (2.2-19%) and 5.8% (1.0-13.6%), respectively. In comparison with measurement using the 256 × 256 matrix image, error was increased with MIM, but there was no significant difference with AIM.

FWHM, 検討 II)3)a)のMIMとの比較では有意に誤差が少なかった。

### III. 最適撮像スラブ厚の検討

2~50mmの各スラブ厚におけるCNRの平均は $10 \pm 2.6$ (8.8-11)であり、各スラブ厚間で統計学的有意差を認めなかった。

### IV. マトリックスサイズとAIM, MIMでの計測誤差の検討 (Fig. 7)

各撮像における管腔の信号強度曲線は2mm以上の径では常に明瞭なピークを認めるが、1, 1.25, 1.5, 1.75mm径は

それぞれ1, 10, 19, 26画像のみ認識可能でありそれ以外はノイズと分離しては認識できなかった。認識可能な管腔に対するAIM, MIMでの計測結果を示す。

a) MIM：平均誤差は10% (2.2-19%)であった。検討 IIIの256 × 256マトリックスでの撮像と管腔の認識率に差がみられるため、二つの撮像で全て認識可能な 2mm以上 の径を対象とし比較すると、有意に誤差が少なかった。径別での比較では1.25, 2.5, 3, 8mm径において有意に誤差が少なく、他の径では有意差を認めなかった。

b) AIM：平均誤差は5.8%（1.0-13.6%）であった。MIMと同様に2mm以上の径を対象とし、検討Ⅰの $256 \times 256$ マトリックスにおける結果との比較では誤差に有意差を認めなかった。径別で比較すると2.5, 5, 8mm径で誤差が少なく6, 7mm径では誤差が多く、他の径では有意差を認めなかった。

## 考 察

現在のMRCPの空間分解能は正常径ないし軽度拡張胆管あるいは胰管の径や壁の性状を評価するにあたっては問題がある。このためいまだ胰胆管径は読影医の主観的評価で評価されているのが現状であり、これは現在用いられているMRCPの撮像機種、撮像方法による主に空間分解能の限界から来ていると考えられる。現在臨床でのMRCPの撮像には、通常は $1 \times 1$  mm前後のピクセルサイズが用いられている<sup>2)-5),12),13)</sup>が、一般的にはスライス厚が1mmより厚いためスライス厚方向の空間分解能はさらに劣る。従来から用いられているFWHM, FWTM等の定量的計測法では計測最小単位が1ピクセルであり、ピクセルサイズが計測精度に直結する。総胆管、主胰管径の正常上限値はそれぞれ10mm, 2mmとされ<sup>12),14-16)</sup>、今回の実験に用いたピクセルサイズの $0.97 \times 0.97$  mmでもFWHM, FWTM等の定量的計測法には空間分解能は十分でなく、特に正常主胰管径の正確な計測は困難である。

今回われわれは管腔径と信号強度の関係に着目し、従来の装置でもより正確な計測が可能な二つの管腔径測定法を用いた。一つはmaximum intensity measurement method (MIM)で、信号強度は部分容積効果によりボクセルを占める撮像対象の割合に比例することを用いた。径の中心部が最もスラブに占める割合が高いため最も高信号を示し、このImaxと径の回帰式から径を算出する。もう一つはarea intensity measurement method (AIM)で、撮像スラブ内の対象物の体積と総信号量は比例することを用いた。今回は長軸方向にきわめて薄い計測としたために計測対象を断面積とみなし、Iareaと径の回帰式から径を算出した。両法とも管腔全体が撮像スラブ内に存在しその内容が均一なことが求められる。MIMとAIMの違いは、前者が一つのボクセルの中に占める対象の容積を捉えるのに対し、後者は管腔を撮像スラブ内での一つの容積として捉えることにある。

従来から用いられているFWHMでは1.5mm以上では径を過小評価、1.25mm以下では过大評価する傾向がみられた。原因としては径が大きな場合は管腔径の中心部の信号強度が高く相対的に辺縁部の信号が低いこと、径が小さな場合は管腔の中心がピクセルの境界部近傍に位置した場合に信号強度曲線の描くカーブが低く裾野が広くなることが考えられる。誤差の平均では30%であり、小径になるにしたがって大きくなる傾向がみられた。計測の最小単位である1ボクセルに対する相対的大さを考慮すると必然と考えられる。

MIM, AIMともにFWHMと比較して誤差が少なく、径別でも3計測のみ施行できた1mm径を除くとMIMでの2.5mmを除き全径で誤差が少なかった。FWHMでは2.5mm径は2

ピクセル分と計測されることが多く、比較的誤差が少なかったことがMIMとの間に2.5mm径において誤差に有意差がみられなかつた原因として考えられる。FWHMと異なりAIM, MIMではピクセルサイズが計測の最小単位とならず連続した計測値が得られる。このため2mm以下の径や2.5, 3.5mmといったボクセルサイズ以下の評価においても誤差が少ないものと考えられた。

また、AIM, MIMの比較ではAIMの方が全ての径で誤差が少なかった。信号強度曲線の形状は対象とボクセルとの相対的位置に影響され、一般的に径が小さくなるにつれてその影響は顕著となる。FWHMとMIMでは信号強度曲線の形状が計測値に影響を与えるのに対して、AIMは信号強度の総和が同一なら曲線の形状には影響を受けない。このため、AIMにおいては他の二測定法と比較して小径でも誤差が少ない径の測定ができ、高い計測の再現性があるものと考えられる。

AIMは複数ボクセルの信号強度の加算からの算出であり、1ボクセルの信号から算出するMIMに比較しノイズの影響が少ないと考えられる。そのためMIM, AIMでの相關係数はともにきわめて高いもののAIMでより高く、誤差も少ないものと思われる。MIMはAIMよりも誤差が多いものの、FWHMよりも誤差が少ないので、簡便法としての利用が可能と考える。

撮像により1.25mm径以下の管腔に対しての存在認識とそこから得た回帰式に差がみられ、周期性は認められなかつた。これは対象とボクセルの相対的位置関係よりも磁場の不均一性やゆらぎ、ノイズ等、装置、撮像法に由来する再現性の限界と思われる。

今回われわれの用いた撮像法はTEが897 msecときわめて長く脂肪抑制法の併用もあり、得られる信号は静止水のみといえる。他の画像診断法でもこの計測方法を用いることは可能であるが、CTやDSA、MR angiography等と比較した場合、バックグラウンドの信号の低さと撮像対象である静止水の信号の再現性からMRCPがわれわれの用いた計測法での評価に最も適していると思われる。同様の理由で撮像シークエンスとしてはmedium TEよりも水以外の信号をほとんど無視しうる今回のlong TEの方が望ましいと考える。撮像断面として、臨床上は管腔に平行な撮像スライスを用いることが多く、今回の実験でも同様の撮像面を設定して良好な結果を得た。ボクセルは通常スライス厚方向に厚いため、軸位断で評価する場合には管腔の長軸に対する空間分解能が低下するとともに、軸位よりもわずかに傾いただけでもボクセルに占める対象物の割合が大きく変化してしまう。冠状断の撮像面が傾いた場合、管腔と撮像面のなす角度をθとするとθが小さな場合はボクセルの信号強度は $\cos \theta$ の逆数倍となる。 $\theta$ が十分小さな場合は $\cos \theta$ は1と近似できることからわずかな撮像面の傾きは信号強度に大きな影響を与えない。管腔の長軸の空間分解能に優れ日常の撮像で必須であることもあり、冠状断がMIM法、AIM法の臨床応用に最も適していると思われる。マトリックス

サイズを $512 \times 256$ としての検討では $256 \times 256$ よりも $1.75\text{mm}$ 以下の径の存在認識が劣りノイズの増加の影響が考えられた。常に信号強度曲線が認識できた $2\text{mm}$ 径以上を対象とした場合、MIMでは正確さを増したが、AIMでは有意差がみられなかつた。これはAIMではボクセルの大きさ、対象との相対的位置が理論的には計測値に影響を与えないためと思われる。このためCNRが十分であれば空間分解能が十分でない現在の装置、撮像法においても、正確な径の測定ができる可能性がある。

両法における回帰直線の径軸の座標との切片は径の測定限界と考えられ、平均ではMIMでは $0.54\text{mm}$ 、AIMでは $0.19\text{mm}$ であった。ピクセル幅以下の径でも描出されれば比較的正確な計測が可能なために、より信号雑音比の高い撮像が可能となれば上記径まで計測可能となると期待される。

問題点としては、MRの信号強度に絶対的基準値ではなく相対値であることがある。このため、信号強度の再現性の確保が困難である。しかし、今回の実験では同一対象の信号強度にはかなり高い均一性、再現性がみられた。臨床に応用する際には被検者の体格、コイルに対する位置の違いに

より信号の再現性が困難なことが考えられる。このため、臨床応用に際しては、撮像の際に基準設定の目的で被検者と同時、あるいはその後に信号受信ゲイン等を同一とした撮像条件でファントムを撮像する必要がある。

また、対象管腔の内容液のより短いT2値からくる径の過小評価の可能性がある。特に濃縮胆汁ではT2値が短縮することが知られている<sup>17)-19)</sup>ので、胆道系で問題となりうる。脾液は通常は水に近いT2値と考えられているが、血液成分やムチン等の高蛋白成分の混在でT2値が短縮する可能性がある。しかし、それらの要素が加わらない場合はMRCPで従来の測定法を用いるよりも正確に測定できると考えられ、生理的状態での計測が可能な点はERCPよりも有利である。

## 結 語

MRCPにおける二つの新しい管腔径の計測方法を用い、ファントムで評価した。maximum intensity measurement法、area intensity measurement法である。いずれもFWHMよりも有意に誤差が少なかつたが、後者がより正確であった。

## 文 献

- 1) Sherman S and Lehman GA: ERCP- and endoscopic sphincterotomy-induced pancreatitis (published erratum appears in Pancreas 1992; 7(3): 402). *Pancreas* 6: 350-367, 1991
- 2) Holzknecht C, Gauger J, Sackmann M, et al: Breath-hold MR cholangiography with snapshot techniques: prospective comparison with endoscopic retrograde cholangiography. *Radiology* 206: 657-664, 1998
- 3) Soto JA, Barish MA, Yucel EK, et al: MR cholangiopancreatography: findings on 3D fast spin-echo imaging. *Am J Roentgenol* 165: 1397-401, 1995
- 4) Reinhold C and Bret PM: Current status of MR cholangiopancreatography (see comments). *Am J Roentgenol* 166: 1285-1295, 1996
- 5) Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, et al: Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin-echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis (see comments). *Radiology* 192: 73-78, 1994
- 6) Brink JA, Lim JT, Wang G, et al: Technical optimization of spiral CT for depiction of renal artery stenosis: in vitro analysis. *Radiology* 194: 157-163, 1995
- 7) Polacin A, Kalender WA, and Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 185: 29-35, 1992
- 8) Gray JE and Felmlee JP: Section thickness and contiguity phantom for MR imaging. *Radiology* 164: 193-197, 1987
- 9) Serruys PW, Reiber JH, Wijns W, et al: Assessment of percutaneous transluminal coronary angioplasty by quantitative coronary angiography: diameter versus densitometric area measurements. *Am J Cardiol* 54: 482-488, 1984
- 10) Brown BG, Bolson EL, and Dodge HT: Percutaneous transluminal coronary angioplasty and subsequent restenosis: quantitative and qualitative methodology for their assessment. *Am J Cardiol* 60: 34B-38B, 1987
- 11) Brown BG, Bolson E, Frimer M, et al: Quantitative coronary arteriography: estimation of dimensions, hemodynamic resistance, and atheroma mass of coronary artery lesions using the arteriogram and digital computation. *Circulation* 55: 329-337, 1977
- 12) Bret PM, Reinhold C, Taourel P, et al: Pancreas divisum: evaluation with MR cholangiopancreatography. *Radiology* 199: 99-103, 1996
- 13) Barish MA, Yucel EK, Soto JA, et al: MR cholangiopancreatography: efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique. *Am J Roentgenol* 165: 295-300, 1995
- 14) Soto JA, Barish MA, Yucel EK, et al: Pancreatic duct: MR cholangiopancreatography with a three-dimensional fast spin-echo technique. *Radiology* 196: 459-464, 1995
- 15) Masui T, Takehara Y, Ichijo K, et al: Evaluation of the pancreas: a comparison of single thick-slice MR cholangiopancreatography with multiple thin-slice volume reconstruction MR cholangiopancreatography. *Am J Roentgenol* 173: 1519-1526, 1999
- 16) Foley WD, Wilson CR, Quiroz FA, et al: Demonstration of the normal extrahepatic biliary tract with computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 4: 48-52, 1980
- 17) Hricak H, Filly RA, Margulis AR, et al: Work in progress: nuclear magnetic resonance imaging of the gallbladder. *Radiology* 147: 481-484, 1983
- 18) Bakan DA and Barnhart JL: Determination of parameters effecting proton relaxation of hepatic and gallbladder biles in dogs. *Hepatology* 8: 341-346, 1988
- 19) Loflin TG, Simeone JF, Mueller PR, et al: Gallbladder bile in cholecystitis: in vitro MR evaluation. *Radiology* 157: 457-459, 1985