



Title	口腔領域のMRI画像診断におけるIDEAL法の有用性
Author(s)	藤浪, 庸介
Citation	大阪大学, 2013, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/55538">https://hdl.handle.net/11094/55538</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

# 学位論文

口腔領域のMRI画像診断におけるIDEAL法の有用性

2013年1月

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻（顎口腔先端放射線学）

藤浪 庸介

# 学位論文

口腔領域のMRI画像診断におけるIDEAL法の有用性

2013年1月

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻（顎口腔先端放射線学）

藤浪 庸介

## 緒 言

臨床MR画像では、水と脂肪に含まれる水素原子核が対象となる<sup>1)</sup>。悪性腫瘍をはじめとする病的状態の多くは水を含むことが多いので、病変の検出には水の水素原子核を高信号として描出することが必要となる<sup>1)</sup>。このため、脂肪に含まれる水素原子核からの信号を抑制すること（脂肪抑制）は大変重要となる<sup>2)</sup>。その脂肪抑制法には、STIR(short TI inversion recovery) 法<sup>3, 4)</sup>、CHESS (chemical shift selective) 法<sup>5)</sup>、Dixon法<sup>6, 7)</sup>などがあり、臨床でのMRIスキャンに応用されている。

STIR法はそれぞれの組織固有のT1緩和時間の差を利用したもので、磁場の不均一性の影響を受けにくく、低磁場でも適用が可能であるといった特長があるが、抑制できる組織の特異性が低く、脂肪でなくとも同じT1緩和時間の組織の信号が抑制されてしまうといった欠点がある<sup>3)</sup>。特にガドリニウム系MRI用造影剤が低信号となり、造影検査との併用が意味をなさない<sup>4)</sup>。

CHESS法は水と脂肪の共鳴周波数の差 (chemical shift; ケミカルシフト) を利用し、周波数から脂肪と判断した組織に脂肪飽和パルスを照射し、脂肪の信号を消失させ、相対的に水の信号のみを得ようとするものである<sup>5)</sup>。高磁場であるほどケミカルシフトは大きくなるので脂肪と水を分離できやすくなり、その結果脂肪飽和パルスを照射しやすくなるが、静磁場の不均

一性や局所の磁化率効果による局所磁場の不均一性によって脂肪抑制効果が低下することがある。我々の施設では、高磁場のMRIスキャナが導入され、造影検査を併用することが多いため、脂肪抑制にはCHESS法を使用しているが、スキャン範囲の周辺部や、一部の歯科用金属や含気の周囲では脂肪抑制効果が低下することをよく経験している。

Dixon法はCHESS法と同様に水と脂肪のケミカルシフトを利用する<sup>6, 7)</sup>。このケミカルシフトは、体温付近で、1.5 Tの静磁場強度の場合は約210 Hzとなるので、印加RFパルスから約4.76 ms毎に水と脂肪の位相が揃う<sup>8)</sup>。逆に、水と脂肪の位相が揃った約2.38 ms後には位相は180度ずれることになる。従って、同位相と逆位相の2つのタイミングで撮像し、2つの画像を合算すれば水のみの信号の画像になり、2つの画像の減算の結果は脂肪の信号のみの画像となる。これを2-point Dixon法と呼び、撮像時間が2倍になるという欠点を有しながらも、静磁場強度に関係なく広く使われている<sup>6)</sup>。ただし、局所磁場が不均一な場合、2つのタイミング（0度と180度など）の撮像のみでは水と脂肪の分離が不安定になるので、3つのタイミング（0度、120度、240度など）で撮像し、3つの画像を合算・減算して水画像を作成することがあり、これを3-point Dixon法と呼ぶ<sup>9)</sup>。さらに、非対称な3つのタイミング（30度、150度、270度など）で撮像する方法を、非対称エコー（Echo Asymmetry）を用いた3-point Dixon法と呼んでいる<sup>10, 11)</sup>。

IDEAL (Iterative Decomposition of water and fat with Echo Asymmetric and Least-squares estimation) 法は、この非対称エコーを用いた3-point Dixon法に、得られた3つの画像から磁場の不均一性を推量し、最小自乗法(Least-squares estimation)を用いて磁場の不均一性を補正するというオプション<sup>1,2)</sup>を加えたものである<sup>1,1, 1,3-1,5)</sup>。この方法では、1度の画像取得で、水画像と脂肪画像を取得することが可能で、その水と脂肪の分離度は従来の2-point Dixon法や対称性エコーを用いた3-point Dixon法より高い<sup>1,1)</sup>。さらに、磁場の不均一性を補正することが可能なので、含気や金属との境界部位での磁場の不均一性を補正することによって磁化率アーチファクトを軽減できる可能性が示唆されていた<sup>1,6)</sup>。

口腔領域には、歯や骨などの硬組織、粘膜や多くの病変にみられる水を多く含む軟部組織、舌や耳下腺や皮下脂肪などの脂肪を多く含む軟部組織、鼻腔や口腔や副鼻腔などの含気、そして歯科充填物や歯科補綴物が混在する。これら磁化率の異なる物質が隣接するため、口腔領域のMR画像取得の際に、局所磁場が歪むことにより周波数エンコードと位相エンコードにエラーが生じ、画像が歪み、脂肪抑制が不十分となり、磁化率アーチファクトが生じる<sup>1)</sup>。このような口腔領域にIDEAL法を応用すれば水と脂肪の分離画像を作成でき、さらに金属アーチファクトが抑制できれば大変有用な撮像法となると考えられるが、これらに関する詳細な報告はなされていない。

そこで本研究では、IDEAL法の口腔領域における有用性を基礎的・臨床的に検討することを目的とした。

## 対象と方法

### 1. 基礎的検討

#### 1) 磁化率アーチファクトの検討

<ファンтом>

20×15×20 cm大のポリスチレン容器に、0.2%の硫酸銅水溶液4.8 Lを容れ（深さは16 cmとなる）、各種試料を深さ8 cmのファンтомの中央に設置しスキャンした。

<スキャン>

スキャナはGE社製Signa HDxtで、送受信コイルに8-ch頭頸部用コイルを用いた。撮像シーケンスは、ASTM (American Society for Testing and Materials) の推奨するF-2119-07<sup>17)</sup>に準じ、SE法によるT1強調画像 (SE-T1; TR: 500 ms、TE: 20 ms)、GRE法によるT1強調画像 (GRE-T1; TR: 500 ms、TE: 20 ms、FA: 90度)、SE法によるT2強調画像 (SE-T2; TR: 3600 ms、TE: 100 ms)、FSE法によるT2強調画像 (FSE-T2; TR: 3600 ms、TE: 100 ms、ETL: 16)、CHESS法併用のFSE法によるT2強調画像 (FS-T2; TR: 3600 ms、TE: 100 ms、ETL: 16、予備RFパルスとして飽和90度パルス)、IDEAL法による水画像 (IDEAL-water; TR: 3600 ms、実効TE: 100 ms、ETL: 16) の6種類で、水平断、矢状断、前頭断画像を、周波数エンコードと位相エンコードをそれ

ぞれ入れ替えながら、6回ずつスキャンした。

共通する撮像シーケンスとして、受信バンド幅は32 kHz、FOV (Field of Volume ; 撮像領域) を128 mm×128 mm、マトリックスサイズを256×256、スライス幅を5 mmとした。

まず、試料を設置せずに硫酸銅水溶液のみをスキャンした。その際、スキャナのオートチューニング機能を利用し、プレスキャンを10回行い、送信コイルからの印加RFパルスのトランスマッタゲインと中心周波数、8-ch頭頸部用コイルの感度を意味するレシーブゲインの平均値を記録し、試料設置後のスキャンはこれら3項目を必ず一致させた。

#### <試料>

各種試料は、1 cm立方の純金、純銀、純アルミニウム、純チタン、ニッケルクロム合金 (Ni 78.8%、Cr 19.5%、Si 1.1%、Fe 0.4%、Al 0.2%)、コバルトクロム合金 (Co 52%、Cr 25%、W 14%、Ga 8%、Al 1%) の6種の金属と、コンポジットレジンの7試料とした。

#### <評価方法>

ASTMの推奨する方法<sup>17)</sup>に基づき磁化率アーチファクトの体積を測定した。まず、試料を設置する前の水溶液のみの画像のピクセル値 (PV0) を記録し、設置後のピクセル値がPV0の70%以下か130%以上を示すピクセル数を画像処理ワークステーションAdvantage Workstationを用いてカウントし、

面積を算出した。これを各スライスで行い、Yooらの方法<sup>1,8)</sup>によって体積を算出し、これを磁化率アーチファクトの体積とした。

## 2) 脂肪抑制の検討

### <ファンтом>

20×15×20 cm大のポリスチレン容器に、蒸留水2.4リットルとサラダ油2.4リットルを入れ、各種試料を深さ8 cmの水と油の境界レベルのファンтом中央に設置しスキャンした。

### <スキャン>

スキャナはGE社製Signa HDxtで、送受信コイルに8-ch頭頸部用コイルを用いた。撮像シーケンスは、対照画像としてSE法による水素密度強調画像(SE-PD; TR: 3600 ms、TE: 20 ms)を撮像し、脂肪抑制効果の検討のために、高磁場MRI検査で最も普及しているCHESS法併用のFSE法によるT2強調画像(FS-T2; TR: 3600 ms、TE: 100 ms、ETL: 8、予備RFパルスとして飽和90度パルス)とIDEAL法による水画像(IDEAL-water; TR: 3600 ms、TE: 20, 50, 80 ms、ETL: 8)を撮像した。それぞれ、水平断、矢状断、前頭断画像を、周波数エンコードと位相エンコードをそれぞれ入れ替えながら、6回ずつスキャンした。

共通する撮像シーケンスとして、受信バンド幅は32 kHz、FOVを128 mm×

128 mm、マトリックスサイズを256×256、スライス幅を5 mmとした。

まず、試料を設置せずに水溶液のみをスキャンした。その際、スキャナのオートチューニング機能を利用し、プレスキャンを10回行い、送信コイルからの印加RFパルスの出力を意味するトランスミットゲインとその中心周波数、8-ch頭頸部用コイルの感度を意味するレシーブゲインの10回の平均値を記録し、試料設置後のスキャンはこれら3項目を必ず一致させた。

#### <試料>

各種試料は、磁化率アーチファクトの検討と同様に、1 cm立方の純金、純銀、純アルミニウム、純チタン、ニッケルクロム合金 (Ni 78.8%、Cr 19.5%、Si 1.1%、Fe 0.4%、Al 0.2%)、コバルトクロム合金 (Co 52%、Cr 25%、W 14%、Ga 8%、Al 1%) の6種の金属と、コンポジットレジンの7試料とした。

#### <評価方法>

試料の設置位置からの距離が20 mm、40 mm、80 mm、160 mmの位置にROI (Region of Interest ; 関心領域) の中心を設定し、直径10 mmの円状ROIの平均ピクセル値を測定し、SE-PDによる画像の同部位の直径10 mmの円状ROIの平均ピクセル値に対する割合を求めた。すなわち、対照画像であるSE-PDによるROIの平均ピクセル値からFS-T2もしくはIDEAL-waterによるROIの平均ピクセル値を減じたものを、SE-PDによるROIの平均ピクセル値で除したものを、脂肪抑制率と定義した。

### 3) 統計学的解析

データ解析には、各金属間、各シーケンス間の磁化率アーチファクトの体積および脂肪抑制率の比較として、Mann-Whitney testを用いた。いずれも危険率を5%とした。

## 2. 臨床応用

IDEAL法を口腔領域の疾患を有する臨床例に応用した。本研究では、1.5テスラの高磁場MRI検査で最も普及しているFS-T2と今回の研究対象であるIDEAL-waterを用い、磁化率アーチファクトの大きさと脂肪抑制の程度について比較検討した。

なお、本臨床研究は、大阪大学大学院歯学研究科・歯学部及び歯学部附属病院倫理審査委員会の承認を得たものである。

2010年4月から2012年3月までの2年間に当科にてMRI撮像した患者のうち、本臨床研究に関する書面によるインフォームドコンセントが得られ、同一平面のFS-T2とIDEAL-waterの両画像を取得した128名（男性76名、女性52名、28-77歳、中央値年齢：51歳）を対象とした。スキヤナとコイルは基礎的検討と同様とし、FS-T2とIDEAL-water画像の取得において、TRを3600 ms程度とした。FS-T2の撮像時間は60秒程度、IDEAL-waterは3分程度となった。

磁化率アーチファクトの評価は、基礎的検討のように試料を設置する前の画像取得は不可能であるため、FS-T2とIDEAL-water画像を視覚的に比較した。

脂肪抑制の程度の検討も、基礎的検討のように試料を設置する前の画像取得は不可能であるため、FOV中心を中心とした2時、6時、7時、9時の位置の皮下脂肪部の直径10 mmのROIの信号強度を測定し、FS-T2とIDEAL-water画像を比較した。

統計学的には、対応のあるウィルコクソン符号付順位和検定を用い、1%を以て有意水準とした。

## 結 果

### 1. 基礎的検討

#### <磁化率アーチファクトの検討>

図1は、6種類の金属を設置し、IDEAL-waterで水平断撮像した画像である。金、銀、アルミニウムでは大きなアーチファクトは認められなかったが、チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金の順でアーチファクトの体積は大きくなつた。

図2は、6種類の金属を設置し、GREで矢状断撮像した画像である。金、銀、アルミニウムではある程度の大きさのアーチファクトを認めたが、チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金の順で同じ形状の大きなアーチファクトを認めた。

6種類のシーケンスに6種類の金属を設置した場合の磁化率アーチファクトの体積を表1に示した。断層面は水平断画像で、数値は6回計測の平均値を示した。

SE-T1では、金、銀、アルミニウムで $0.2\sim0.3\text{ cm}^3$ 程度と小さく、チタンでは $1.82\text{ cm}^3$ と6~9倍の体積となり、ニッケルクロム合金では $4.49\text{ cm}^3$ 、コバルトクロム合金では $9.39\text{ cm}^3$ と最大となつた。金、銀、アルミニウムが比較的小さい値を示し、チタンがそれより大きくなり、ニッケルクロム合

金でさらに大きくなり、コバルトクロム合金で最大となる傾向は、他の 5 つのシーケンスでも同様であった。ただし、GREでは、金、銀、アルミニウムでも  $0.7 \sim 1.26 \text{ cm}^3$  程度で、チタンでは  $7.84 \text{ cm}^3$  となり、ニッケルクロム合金では  $11.84 \text{ cm}^3$ 、コバルトクロム合金では  $35.26 \text{ cm}^3$  と最大となり、その他 5 つのシーケンスのいずれより大きな値を示した。

ニッケルクロム合金においては、IDEAL-water が  $2.01 \text{ cm}^3$ 、次いで SE-T2 が  $2.30 \text{ cm}^3$  と小さく、他の 4 つのシーケンスと比べて有意に小さい値を示した。

#### <脂肪抑制に関する検討>

図 3 は、ファントム中央、すなわち水と油の境界面にチタンを設置し、対照として SE-PD で水平断撮像を行ったものと、FS-T2 と IDEAL-water で水平断撮像した画像を示した。画像上半分の油の部分は、FS-T2 と IDEAL-water 両者とも信号は低下したが、FS-T2 では、金属の付近に高信号部を認めた。

図 4 は、ファントム中央にコバルトクロム合金を設置し、対照として SE-PD で矢状断撮像を行ったものと、FS-T2 と IDEAL-water で矢状断撮像した画像を示した。画像上半分の油の部分は、FS-T2 と IDEAL-water 両者とも信号は低下したが、FS-T2 では、油の広い範囲に高信号部を認めた。また、両者ともファントムの下部では、水が脂肪と誤認され信号が消失するスワッ

ピング現象<sup>2)</sup>を認めた。

図5は、ファントム中央に銀を設置し、対照としてSE-PDで油部分の前頭断撮像を行ったものと、FS-T2とIDEAL-waterで油部分の前頭断撮像した画像を示した。FS-T2ではファントム周辺部に脂肪抑制されていない部分を認めたが、IDEAL-waterでは均一に脂肪抑制されていた。

6種類の金属を設置したファントムをFS-T2とIDEAL-waterで撮像した際の脂肪抑制率を、金属設置位置からの距離別に示したのが表2である。

FS-T2では、金、銀、アルミニウムにおいて、8cm以内では脂肪抑制率が98～100%と高かった。一方、脂肪抑制率が80%以下となったのは、チタンから2cm離れた位置、ニッケルクロム合金から4cm以内の位置、コバルトクロム合金から8cm以内の位置で、コバルトクロム合金から2cmの位置では脂肪抑制率は41%と最低となった。

IDEAL-waterでは、金、銀、アルミニウムにおいて、ファントム内の全ての位置で脂肪抑制率は99～100%と高くなり、チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金から4cm以上離れた位置では脂肪抑制率は97～100%と高くなった。チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金から2cmの位置では、脂肪抑制率は71～89%となった。

金、銀、アルミニウムでのいずれかを設置した場合は、FS-T2と比べてIDEAL-waterの優位性は認められなかった。しかしながら、チタンから4cm

以内の位置、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金を8 cm以内に設置した場合は、FS-T2と比べてIDEAL-waterの脂肪抑制率は有意に高くなつた。

## 2. 臨床応用

### <症例の供覧>

図6は、口底癌の症例である。受信コイルに近い耳下腺および頬部の脂肪、および後頭部の皮下脂肪において、FS-T2では脂肪信号は抑制されなかつたが、IDEAL-waterではほぼ完璧に脂肪信号が抑制された。ただし、周囲組織とのコントラストによる病巣の把握、即ち病変の描出能に関しては、両者に大きな相違を認めなかつた。

図7は、下顎歯肉癌の症例である。頬部の脂肪において、FS-T2では脂肪信号の抑制の程度は低かつたが、IDEAL-waterではほぼ完璧に脂肪信号が抑制された。本症例では、病巣が頬粘膜に接していたため、FS-T2では病巣のコントラストが低かつたが、IDEAL-waterでは病巣の進展範囲を明瞭に把握することが可能であった。

図8は、下顎骨骨髄炎の症例である。頬部の脂肪において、FS-T2では脂肪信号は抑制されなかつたが、IDEAL-waterでは脂肪信号は概ね抑制された。しかしながら、IDEAL-waterでは患者の動きに起因するいわゆるモーションアーチファクトが出現し、画質は低下した。

このモーションアーチファクトを視覚的に評価したところ、128名中、FS-T2では2名に、IDEAL-waterでは17名にモーションアーチファクトを認めた。

#### <磁化率アーチファクトの検討>

128名中53名に明らかな磁化率アーチファクトが臨床MR画像に認められた。この53名では、38名（71.7%）においてIDEAL-waterでの磁化率アーチファクトが小さいと判断され、2名（3.7%）においてIDEAL-waterでの磁化率アーチファクトが大きいと判断された。

#### <脂肪抑制に関する検討>

図9には、信号強度を計測した4点（2時位置、6時位置、7時位置、9時位置）の一例を示し、それぞれの位置でFS-T2とIDEAL-waterにて磁場中心の位置で撮像した場合の信号強度を棒グラフにした。すべての位置で、IDEAL-waterの優位性を認めた。

図10には、信号強度を計測した4点での位置でFS-T2とIDEAL-waterにて磁場中心から4cm離れた位置で撮像した場合の信号強度を棒グラフにした。すべての位置で、IDEAL-waterの優位性を認めた。

磁場中心から4cm離れた位置の他、磁場中心から1cm離れた位置、磁場

中心から2 cm離れた位置、磁場中心から3 cm離れた位置でも検討を行った  
が同様の結果となった。

## 考 察

基礎的検討ではアクリル製ファントムを用いて、各種金属を設置した場合の、磁化率アーチファクトの体積と脂肪抑制率について検討した。磁化率アーチファクトの検討では 0.2% 硫酸銅水溶液を容れ、脂肪抑制の検討では水とサラダ油を同量容れた。硫酸銅水溶液は T1 値と T2 値が既知で、ASTM の F2119-07 でも推奨されているため使用した。サラダ油は人体の脂肪組織と構造式が酷似しており、これまでの同様の実験でも使用されているので本研究でも使用した。

金属は、口腔内に設置され得るものとして、金、銀、アルミニウム、チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金の 6 種類とした。大きさは、歯冠の大きさを考慮し、一辺が 10 mm の立方体とした。

撮像シーケンスは 6 種類を使用した。SE-T1 と GRE の適用は、ASTM の F2117 に準じたものである。これらは T1 強調画像の一種で、組織固有の T2 緩和時間の影響を減じて T1 緩和時間の大小を画像のコントラストとするものである。臨床では、特殊な脂肪腫などの脂肪性疾患の診断を除けば、多くの病変の描出自体には不向きで、解剖学的構造を捉えるために補助的に適用している。SE-T1 はスピンドルエコー法を用いたもので画像取得の基本となる撮像法で、GRE はグラジエントエコー法を用いた高速撮像法の一種

である。一方、組織固有の T1 緩和時間の影響を減じて T2 緩和時間の大小を画像のコントラストとするものが T2 強調画像である。T2 強調画像は、多くの病的状態を高信号にて描出することが可能であり、本研究では、その T2 強調画像のなかで、スピンドルエコー法を用いた基本的な SE-T2、ファストスピンドルエコー法を用いたものとして FSE-T2、FS-T2、および IDEAL-water を使用した。SE-T2 は、撮像時間が最短でも 15 分以上となり臨床応用には非現実的で、ファストスピンドルエコー法ではターボファクター（エコー・トレイン・レンジス）によって高速化している。撮像時間は、ターボファクターの大小によって、臨床画像では 2 分の 1 から 64 分の 1 になるが、撮像時間を短縮すればするほどブラーーリングと呼ばれるボケが画像に生じ、ややコントラストが低下するのが欠点である。今回はターボファクターを 16 として、撮像時間を 16 分の 1 と設定し、FSE-T2 では撮像時間が約 1 分となった。FS-T2 は同じ撮像時間で CHESS 法による脂肪抑制パルスを与えたものである。IDEAL-water は 3 つのエコーで撮像することが必要なので時間は 3 倍の 3 分間を要した。

金属による MR 画像における磁化率アーチファクトについての研究はこれまでにも発表してきた<sup>19-26)</sup>。しかしながら、ASTM から MR 画像における金属アーチファクトの測定方法である F2119-07 が公表されるまでは、磁化率アーチファクトの定義そのものがそれぞれの研究で独自で定めら

れていたため、各研究を比較することすらできなかった。さらに、ほとんどの研究において画像取得前のオートチューニングを実施していたため、MRI 信号の強度に大きな影響を与える送信コイルからの印加パルスの大きさや受信コイルでの感度が画像取得毎に異なっており、各シーケンス間の比較は無意味だったと言える。本研究では、磁化率アーチファクトに関する実験方法と評価方法はすべて ASTM の F2119-07 に準拠して行った。そして、GE 社製 1.5 テスラ超伝導型 MRI スキャナ Signa HDxt の研究撮像モードを用いて、送信コイルからの印加パルスの大きさと受信コイルでの感度を一連の実験中は同値に固定したため、それぞれの結果を直接比較することができた。

### 【磁化率アーチファクトに関する基礎的検討】

金属を設置する前の画像をまず取得し、設置後の画像と比較した。同じ撮像シーケンスでは、コバルトクロム合金を設置した場合が磁化率アーチファクトの体積は最も大きく、ニッケルクロム合金、チタンと続いた。表 3 に、今回用いた金属のうち、強磁性体であるニッケルとコバルトを除いた主な元素の磁化率を示した。強磁性体を含むコバルトクロム合金とニッケルクロム合金では、金属周囲の磁場が主磁場と異なるため磁化率アーチファクトが大きくなつたと考えられたが、チタンは金、銀、アルミ

ニウムと比較して常に大きな値を示した。チタンは非磁性体であると言わ  
れるが、その磁化率は金、銀、アルミニウムの磁化率の絶対値と比較して  
5~9倍もあり、磁化率アーチファクトが大きくなった原因であると考えた。

同じ金属で各シーケンスを比較してみると、GRE-T1 が常に最大となり、  
SE-T2 と IDEAL-water が常に最小となった。SE-T2 の磁化率アーチファク  
トが小さな値を示したのは、TR が長く、特殊なパルスを使用しないからで  
あると考えた。IDEAL-water では、他の FSE シーケンスと同様の特殊パル  
スを用いたスキャンではあるが、これらに比較しても小さな値を示したの  
は、局所磁場の歪みの補正を行っているためと考えられた。

### 【脂肪抑制に関する基礎的検討】

脂肪と水のすべての水素原子核からの信号を捉える水素密度強調画像  
を対照画像とし、この画像の脂肪部分の信号が、各種の画像でどの程度ま  
で減弱・消失するかを測定した。このため独自に脂肪抑制率を定義し、比  
較検討を行った。

CHESS 法を用いた FS-T2 と比較して IDEAL 法を用いた IDEAL-water では、  
脂肪抑制率は高く、特にチタンや磁性体金属の場合にその効果は顕著であ  
った。これは、磁化率の高い金属周囲では局所磁場が不均一となり、CHESS  
法で用いる脂肪抑制のための周波数選択パルスを照射しても脂肪がその

周波数で回転していないため抑制が低下したと考えた。さらに CHESS 法では、金属設置部位から離れると脂肪抑制効果は低くなつたが、IDEAL 法では設置部位の依存性はほとんど認められなかつた。これは、スキヤナの磁場中心から離れることによって、静磁場強度の均一性が低下しているためであると考えた。

#### 【磁化率アーチファクトに関する臨床的検討】

臨床 MRI では、口腔内に設置された可撤性の歯科装置はすべて撤去してから行う。しかしながら、歯にセメント等で合着されているもの、顎骨に埋入されている金属を、単に MRI 撮像を理由に除去することは現実的ではない。このような理由から、基礎的検討で行った如くの金属設置前後の比較が不可能であったため、単に IDEAL-water と FS-T2 の画像における磁化率アーチファクトの大きさを視覚的に比較するにとどまつた。

磁化率アーチファクトの大きさは、53 例中 38 例 (71.7%) において FS-T2 が IDEAL-water を上回り、IDEAL-water の方が大きかつた症例はわずか 2 例 (3.7%) であった。これは、IDEAL 法では局所磁場の補正を行つてゐるためであると考えた。

ただし、モーションアーチファクトと考えられる画像の劣化を 17 例 (13.3%) において確認した。これは撮像時間が 3 倍の 3 分間であったことが原因と考えた。

### 【脂肪抑制に関する臨床的検討】

臨床での磁化率アーチファクトの検討と同様、金属設置前後での比較はできないため、明らかに脂肪と判断できる皮下脂肪と頬脂肪体において、IDEAL-water と FS-T2 での信号強度を比較した。

一平面内では、IDEAL-water では、どの位置の脂肪組織もよく抑制されていた。一方、FS-T2 では、磁場中心であっても耳下腺に代表される周辺部の脂肪の抑制の程度は低く、さらに磁場中心から撮像面が離れるとその傾向はさらに強くなった。これは、皮下脂肪の領域が空気と接していることにより磁化率の大きく異なるものが接することによる局所磁場の不均一性が原因と考えられた。さらに、磁場中心から離れた断面では、静磁場にも不均一性が出現し、共鳴周波数に誤差が生じたためと考えた。臨床画像診断の場面では、特に頸部リンパ節転移の診断において、リンパ節が皮膚に近い位置にある場合に IDEAL 法は威力を発揮すると考えられた。ただし、舌癌など病巣がスキャン範囲の中央付近に位置する場合は、FS-T2 でのスキャン範囲周辺での低い脂肪抑制の影響は小さいと考えられた。

ところで、本研究では金属を 6 種類に限定したが、今後、金銀パラジウム合金や各種の金合金や銀合金でも同様の実験をする必要性を感じた。また、同じ金属でも、形状を立方体ではなく柱状や線状に加工したり、歯列矯正治療で用いる装置などを対象にするなどして、さらに臨床に則したものにする必要性があると考えた。

IDEAL 法を含む 3-point Dixon 法の最大の欠点は撮像時間が 3 倍かかることである<sup>2)</sup>。高い水・脂肪分離が可能とはなるが、臨床の場での長時間撮像はモーションアーチファクトの原因となり得る。CHESS 法であっても、金属がない場合、また病巣が断面の周辺部に存在しない場合は、脂肪抑制が可能で、IDEAL 法と補完的に臨床で使用するべきであると考えた。しかし、IDEAL 法では、高い水・脂肪分離が可能であることが確認されたので、今後は、本法と高速撮像法との併用を積極的に進めていかねばならないと考えた。

## 結 論

高精度の水・脂肪分離画像が取得可能な IDEAL 法を口腔領域に応用しその有用性を検討するために、基礎的・臨床的検討を行った。

頭部を模したファントム実験において、IDEAL 法を用いた場合、金属周囲の磁化率アーチファクトは最も小さく、一部を除いては脂肪抑制効果も高かった。臨床応用では、多くの症例で有用性が確認され、従来の CHESS 法を用いた T2 強調画像に代替可能と判断した。

ただし、撮像時間は従来の 3 倍となるため、小児、高齢者、不随意運動のある患者においては、時間の短い従来法を用いるべきであると考えた。

IDEAL 法は、一部の金属を除いて、歯科用金属の存在下でも十分に脂肪抑制効果が発揮でき、さらに磁化率アーチファクトを軽減できることが判明し、口腔領域での病変の描出に関して、大変重要なシーケンスであると考えられた。

## 謝　辞

本研究を遂行するにあたり、指導教員である大阪大学大学院歯学研究科  
歯科放射線学教室の古川惣平教授には多大なご指導とご高配を賜りました  
ことをここに心より御礼申し上げます。

また、本研究の実験、臨床研究、および論文執筆をご指導下さいました  
同教室の村上秀明准教授に感謝申し上げます。

また、本研究の臨床研究と論文執筆をご指導下さいました同教室の島本  
博彰助教に感謝申し上げます。

最後に、本研究にご協力下さいました同教室の皆様に厚く御礼申し上げ  
ます。有難うございました。

## 参考文献

- 1 ) 荒木 力. MRI 完全解説：脂肪とタンパク質. 秀潤社. 東京, 281-325, 2008
- 2 ) Bley, T.A., Wieben, O., François, C.J., Brittain, J.H., Reeder, S.B. Fat and water magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging.* 31: 4-18, 2010
- 3 ) Bydder GM, Pennock JM, Steiner RE, Khenia S, Payne JA, Young IR. The short TI inversion recovery sequence—an approach to MR imaging of the abdomen. *Magn Reson Imaging.* 3: 251-4, 1985
- 4 ) Bydder GM, Steiner RE, Blumgart LH, Khenia S, Young IR. MR imaging of the liver using short TI inversion recovery sequences. *J Comput Assist Tomogr.* 9: 1084-1089, 1985
- 5 ) Haase A, Frahm J, Hanicke W, Matthaei D.  $^1\text{H}$  NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Phys Med Biol.* 30: 341-344, 1985
- 6 ) Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology.* 153: 189-194, 1984
- 7 ) Ma J. Dixon techniques for water and fat imaging. *J Magn Reson Imaging.* 28: 543-58, 2008

- 8 ) Xiang QS, An L. Water-fat imaging with direct phase encoding. J Magn Reson Imaging. 7: 1002-15, 1997
- 9 ) Glover GH, Schneider E. Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction. Magn Reson Med. 18: 371-83, 1991
- 10 ) Pineda AR, Reeder SB, Wen Z, Pelc NJ. Cramer-Rao bounds for three-point decomposition of water and fat. Magn Reson Med. 54: 625-35, 2005
- 11 ) Reeder SB, Pineda AR, Wen Z, et al. Iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation (IDEAL): application with fast spin-echo imaging. Magn Reson Med. 54: 636-44, 2005
- 12 ) Liu CY, McKenzie CA, Yu H, Brittain JH, Reeder SB. Fat quantification with IDEAL gradient echo imaging: correction of bias from T(1) and noise. Magn Reson Med. 58: 354-64, 2007
- 13 ) Reeder SB, Hargreaves BA, Yu H, Brittain JH. Homodyne reconstruction and IDEAL water-fat decomposition. Magn Reson Med. 54: 586-93, 2005

1 4 ) Reeder SB, McKenzie CA, Pineda AR, et al. Water-fat separation with IDEAL gradient-echo imaging. *J Magn Reson Imaging.* 25: 644-52, 2007

1 5 ) Gerdes CM, Kijowski R, Reeder SB. IDEAL imaging of the musculoskeletal system: robust water fat separation for uniform fat suppression, marrow evaluation, and cartilage imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 189: 284-91, 2007

1 6 ) 内海一行. 頭頸部領域における最新の MRI. CT 研究. 31: 127-36, 2009

1 7 ) American Society for Testing and Materials (ASTM). F2119-07: Standard test method for evaluation of MR image artifacts from passive implants; ASTM International, West Conshohocken, PA. 1-4, 2007

1 8 ) Yoo E, Murakami S, Takada K, Fuchihata H, Sakuda M. Tongue volume in human female adults with mandibular prognathism. *J Dent Res.* 75: 1957-62, 1996

1 9 ) Cha JG, Jin W, Lee MH, Kim DH, Park JS, Shin WH, Yi BH. Reducing metallic artifacts in postoperative spinal imaging: usefulness of IDEAL contrast-enhanced T1- and T2-weighted MR imaging-phantom and clinical studies. *Radiology.* 259: 885-93, 2011

- 2 0 ) Tartaglino LM, Flanders AE, Vinitski S, Friedman DP. Metallic artifacts on MR images of the postoperative spine: reduction with fast spin-echo techniques. Radiology. 190: 565-9, 1994
- 2 1 ) Chang SD, Lee MJ, Munk PL, Janzen DL, MacKay A, Xiang QS. MRI of spinal hardware: comparison of conventional T1-weighted sequence with a new metal artifact reduction sequence. Skeletal Radiol. 30: 213-8, 2001
- 2 2 ) Lee MJ, Kim S, Lee SA, et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. Radiographics. 27: 791-803, 2007
- 2 3 ) Eggers G, Rieker M, Kress B, Fiebach J, Dickhaus H, Hassfeld S. Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. MAGMA. 18: 103-11, 2005
- 2 4 ) Guermazi A, Miaux Y, Zaim S, Peterfy CG, White D, Genant HK. Metallic artefacts in MR imaging: effects of main field orientation and strength. Clin Radiol. 58: 322-8, 2003
- 2 5 ) Viano AM, Gronemeyer SA, Haliloglu M, Hoffer FA. Improved MR imaging for patients with metallic implants. Magn Reson Imaging. 18: 287-95, 2000

2 6 ) Lee MJ, Janzen DL, Munk PL, MacKay A, Xiang QS, McGowen A.

Quantitative assessment of an MR technique for reducing metal artifact: application to spin-echo imaging in a phantom. *Skeletal Radiol.* 30: 398-401, 2001

## 図のタイトルと説明

図 1 対照のレジンと 6 種類の金属を設置した場合の、IDEAL-water による水平断画像

上段にチタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金を設置した場合の画像を、下段に金、銀、アルミニウムを設置した場合の画像を示した。IDEAL-water によって水平断画像を得た。下段に比べ上段の画像ではアーチファクトは大きくなつた。

図 2 対照のレジンと 6 種類の金属を設置した場合の、GRE による矢状断画像

上段にチタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金を設置した場合の画像を、下段に金、銀、アルミニウムを設置した場合の画像を示した。撮像は、GRE で行った。下段に比べ上段の画像ではアーチファクトは大きくなり、アーチファクト自体の形状は相似的であった。

図 3 チタン設置時の磁場中心から 6 cm 頭側へ離れた位置での水平断画像

上段に対照画像として SE-PD で撮像した画像、下段に FS-T2 と IDEAL-water

で撮像した画像を示した。金属はチタンを設置し、磁場中心から 6 cm離れた位置で水平断画像を得た。

両者の画像とも脂肪は抑制されていていたいが、FS-T2では金属周辺に脂肪抑制の程度が低い領域を認めた。

#### 図 4 コバルトクロム合金設置時の磁場中心での矢状断画像

上段に対照画像としてSE-PDで撮像した画像、下段にFS-T2とIDEAL-waterで撮像した画像を示した。金属はコバルトクロム合金を設置し、磁場中心の位置で矢状断画像を得た。

FS-T2では脂肪抑制の程度は低く、両者ともに水に部分的な信号低下領域を認めた。

#### 図 5 銀設置時の磁場中心から 6 cm前方へ離れた位置での前頭断画像

上段に対照画像としてSE-PDで撮像した画像、下段にFS-T2とIDEAL-waterで撮像した画像を示した。金属は銀を設置し、磁場中心から 6 cm前方に離れた位置で前頭断画像を得た。

両者の画像とも脂肪は抑制されていていたいが、FS-T2ではファントム周辺に脂肪抑制の程度が低い領域を認めた。

#### 図 6 口底癌の症例

FS-T2では、コイルに近い領域の耳下腺や頬脂肪体での脂肪抑制の程度は低かった。一方、IDEAL-waterでは、皮下脂肪まで完璧に脂肪は抑制されていた。ただし、本症例では、病変の描出能について大きな差異を認めなかつた。

#### 図 7 下顎歯肉癌の症例

FS-T2では、皮下脂肪と頬脂肪体での脂肪抑制の程度は低かった。一方、IDEAL-waterでは脂肪がよく抑制され、病変の進展範囲を明瞭に描出することができた。

#### 図 8 下顎骨骨髄炎の症例

IDEAL-waterでは脂肪がよく抑制されていたものの、動きによるモーションアーチファクトが出現し、画質の低下を招いた。

#### 図 9 計測した 4 点の位置の一例と、全症例における磁場中心における各 4 点での信号強度の平均値

上図に、4点（2時位置、6時位置、7時位置、9時位置）での計測の一例を示した。下図は、全症例の信号強度をFS-T2とIDEAL-waterで比較し

たものである。IDEAL-waterの優位性を認めた。

図10 全症例における磁場中心から10 cm離れたスライスでの各4点  
での信号強度の平均値

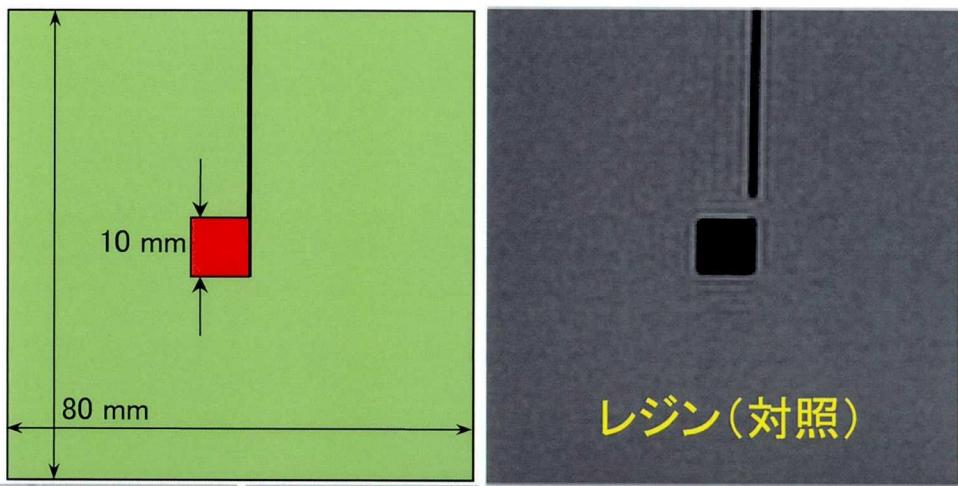
磁場中心から10 cm離れた位置での、全症例の信号強度をFS-T2と  
IDEAL-waterで比較した。IDEAL-waterの高い優位性を認めた。

表のタイトル

表 1 設置金属と撮像シークエンスによる磁化率アーチファクトの体積

表 2 設置金属と設置位置、および撮像シークエンスによる脂肪抑制率

表 3 各種金属の磁化率



Ti

Ni・Cr合金

Co・Cr合金

Au

Ag

Al

図1 対照のレジンと6種類の金属を設置した場合の、IDEAL-waterによる水平断画像

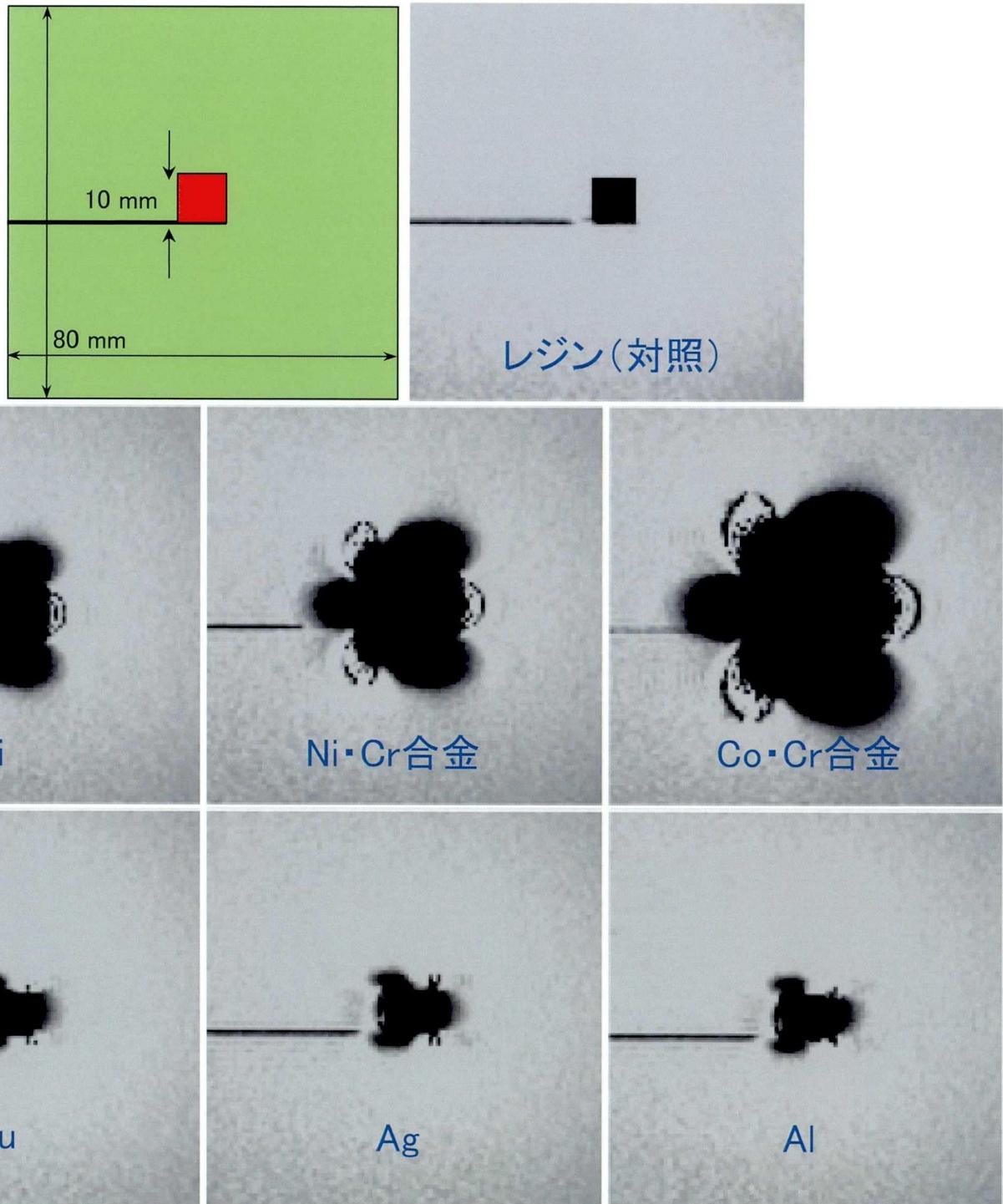


図2 対照のレジンと6種類の金属を設置した場合の、GREによる矢状断画像



油

Ti

水

SE-PD (対照)

FS-T2

IDEAL-water

図3 チタン設置時の磁場中心から6 cm頭側へ離れた位置での水平断画像

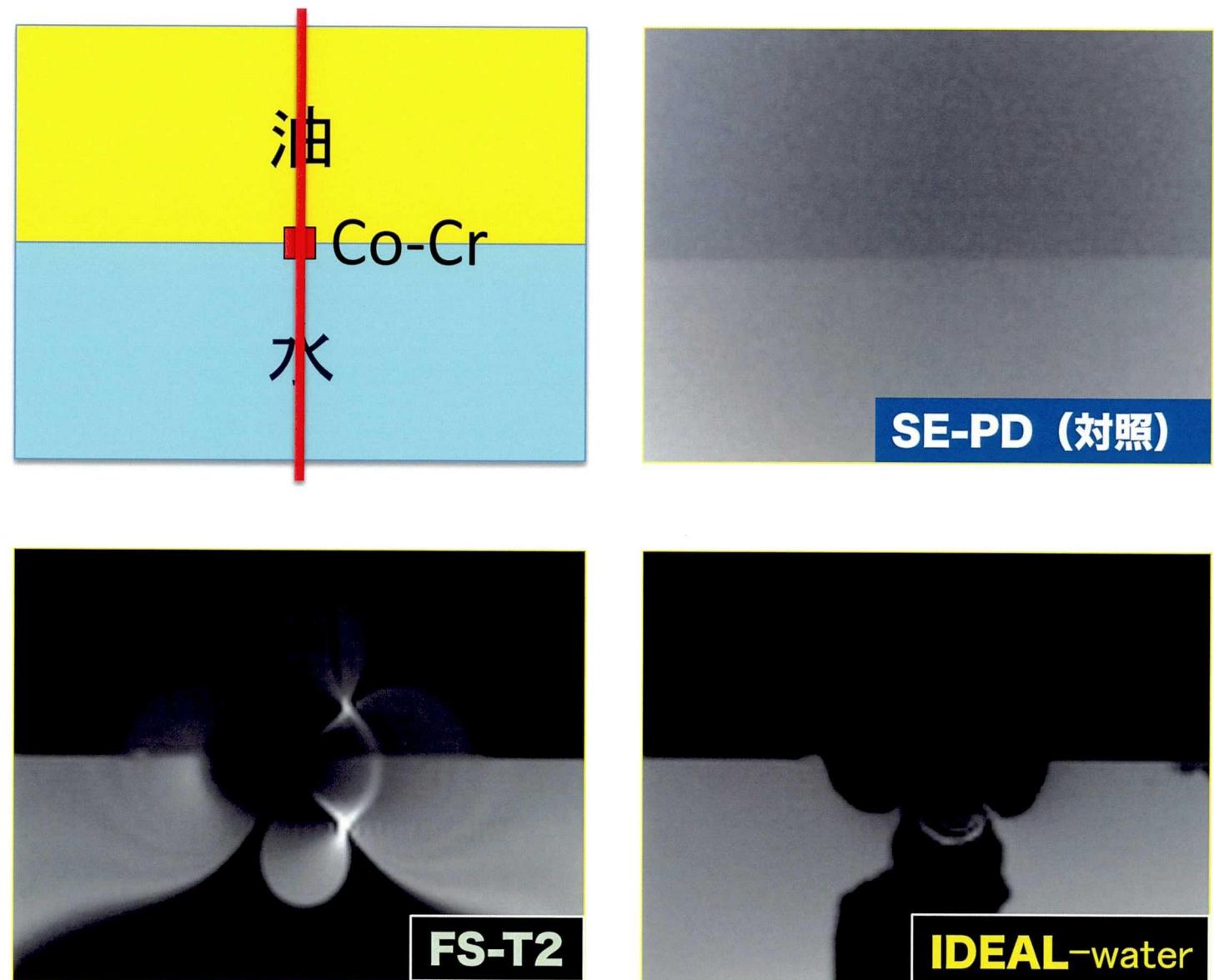


図4 コバルト・クロム合金設置時の磁場中心での矢状断画像

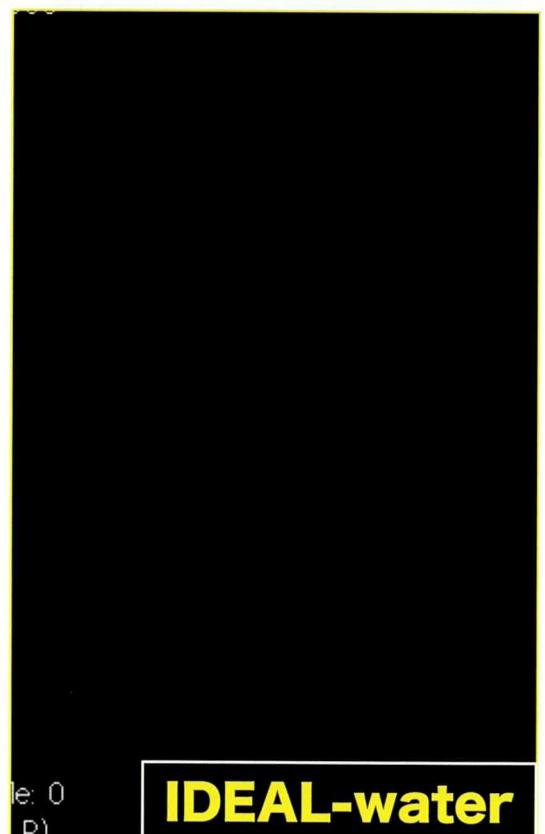
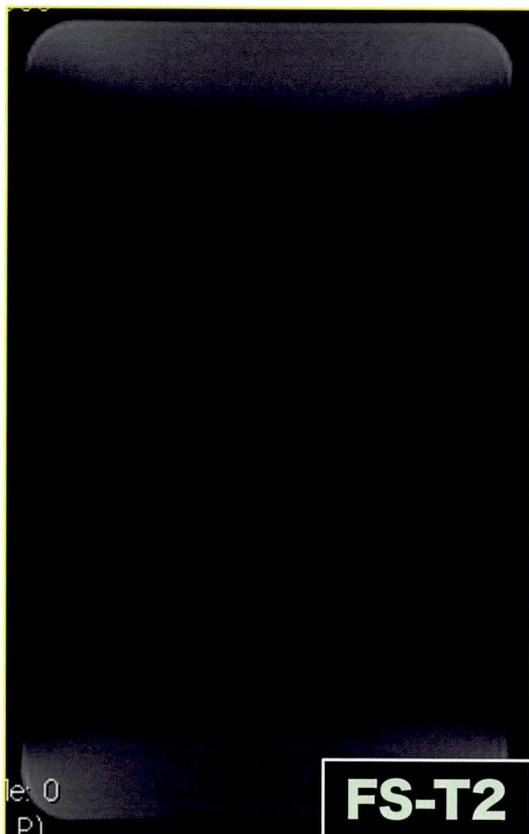
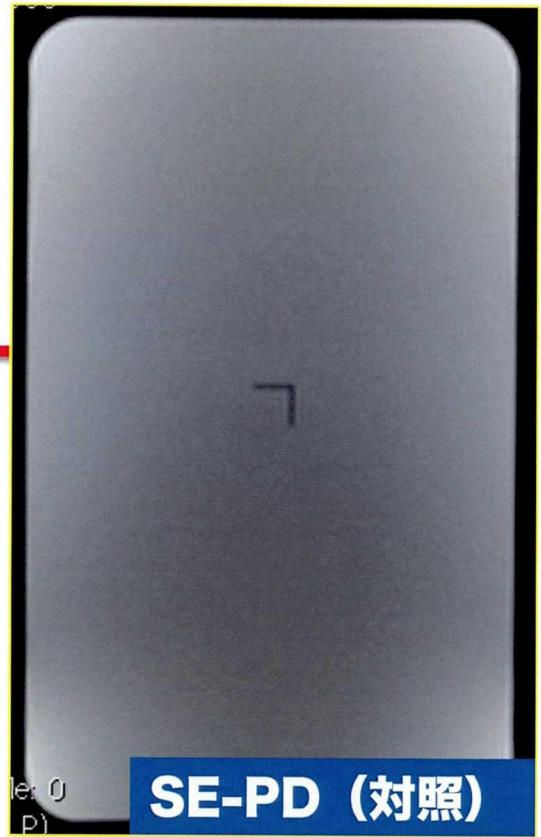
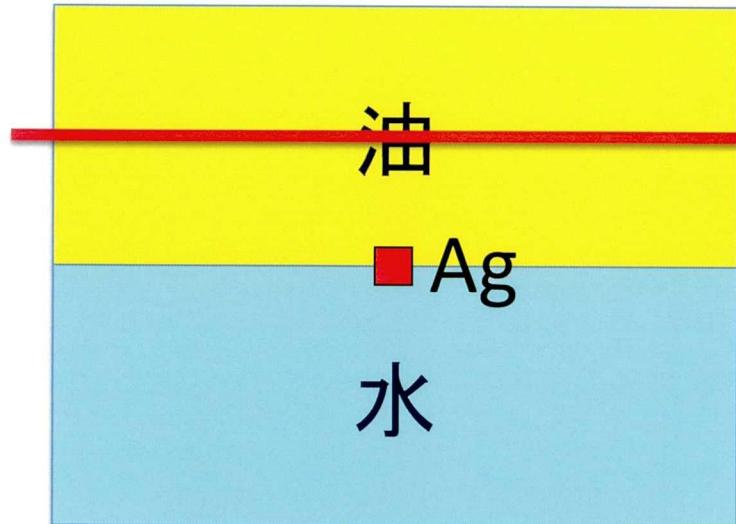


図5 銀設置時の磁場中心から6 cm前方へ離れた位置での前頭断画像

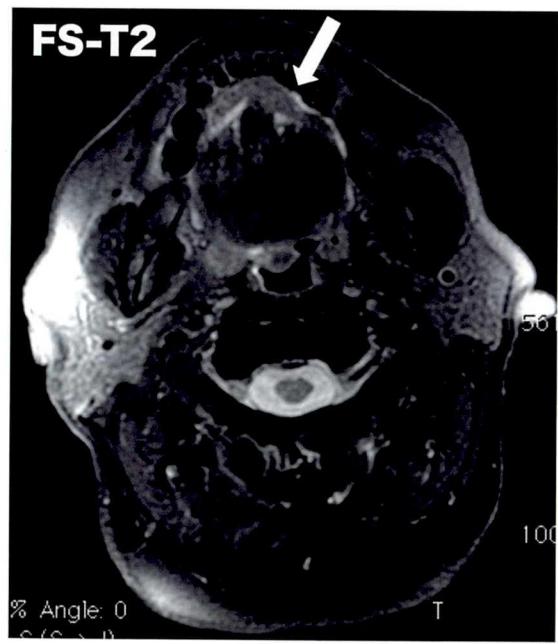


図6 口底癌の症例

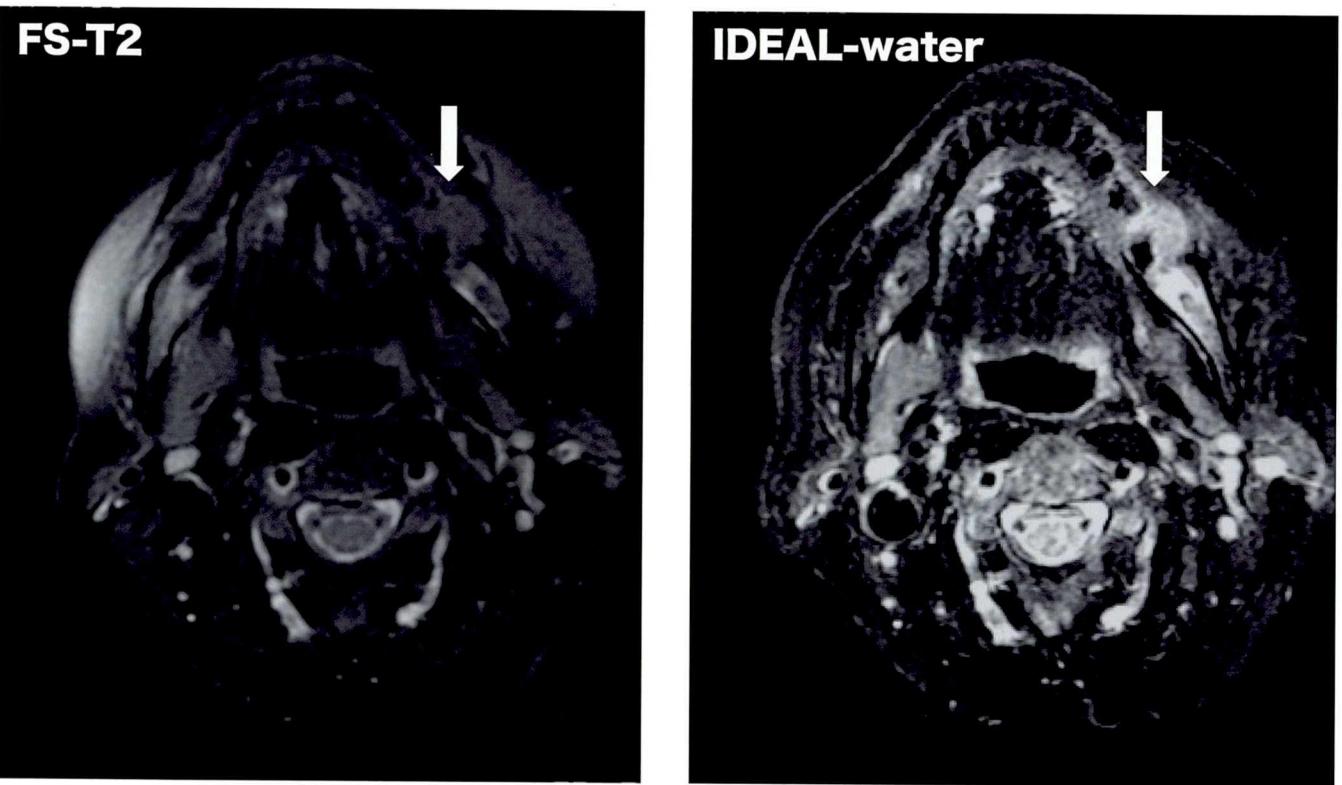
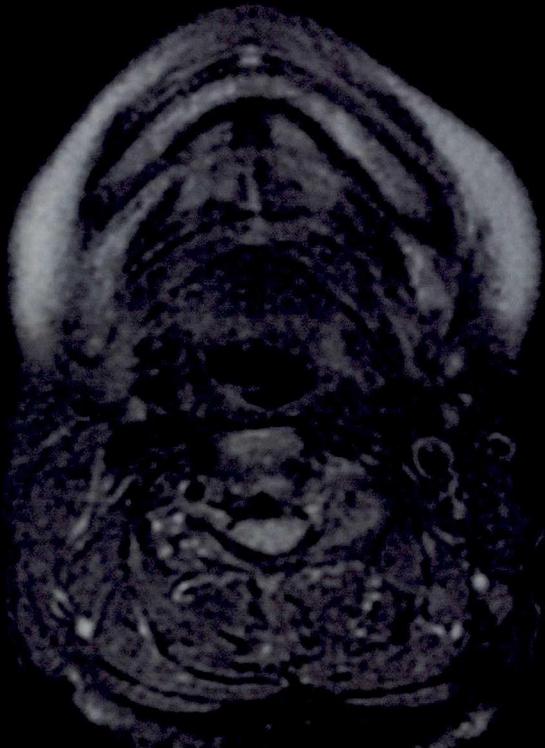


図7 下顎歯肉癌の症例

**FS-T2**



**IDEAL-water**



図8 下顎骨骨髓炎の症例

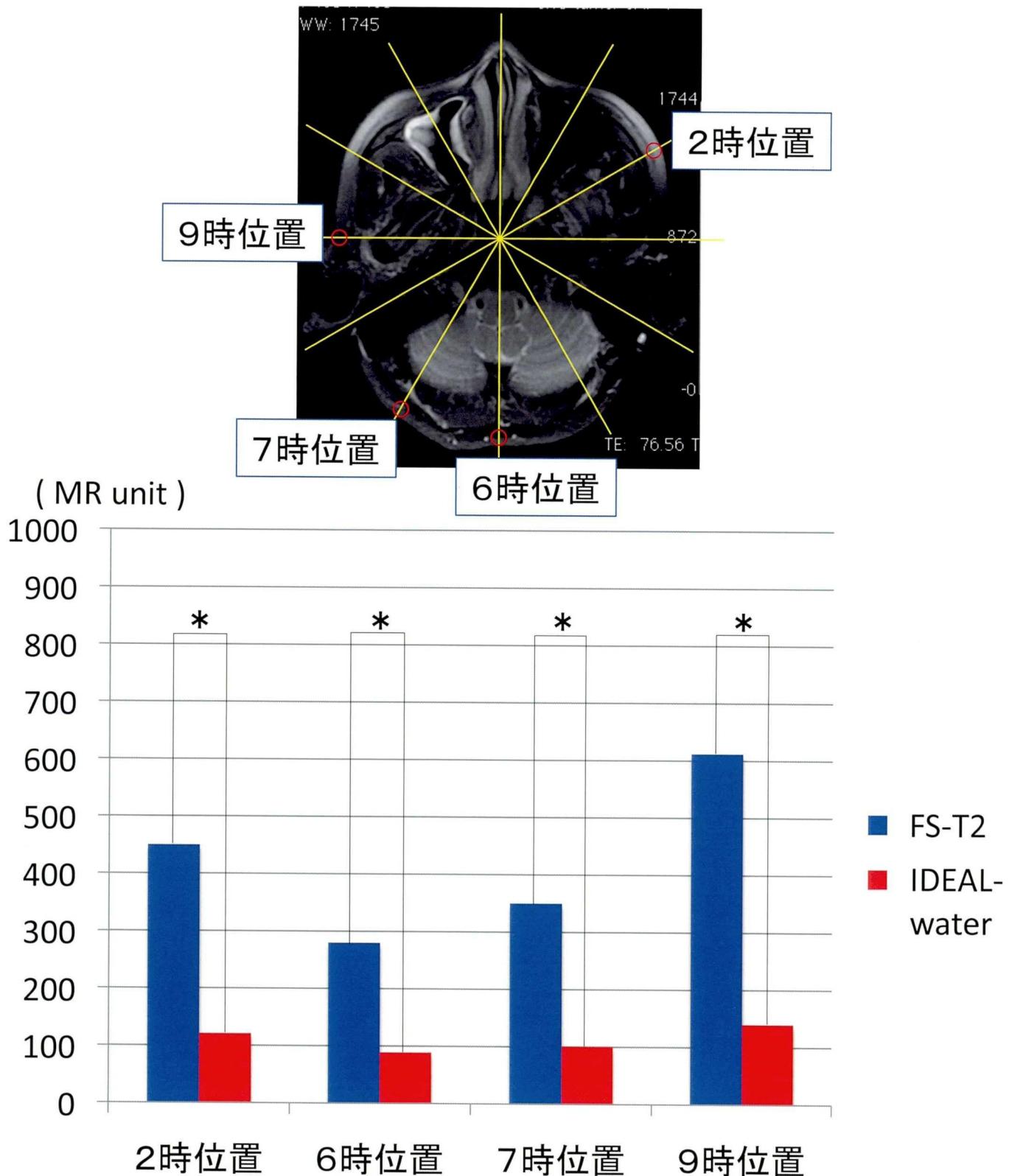


図9 4計測した4点の位置の一例と、  
全症例における磁場中心における各4点での信号強度の平均値

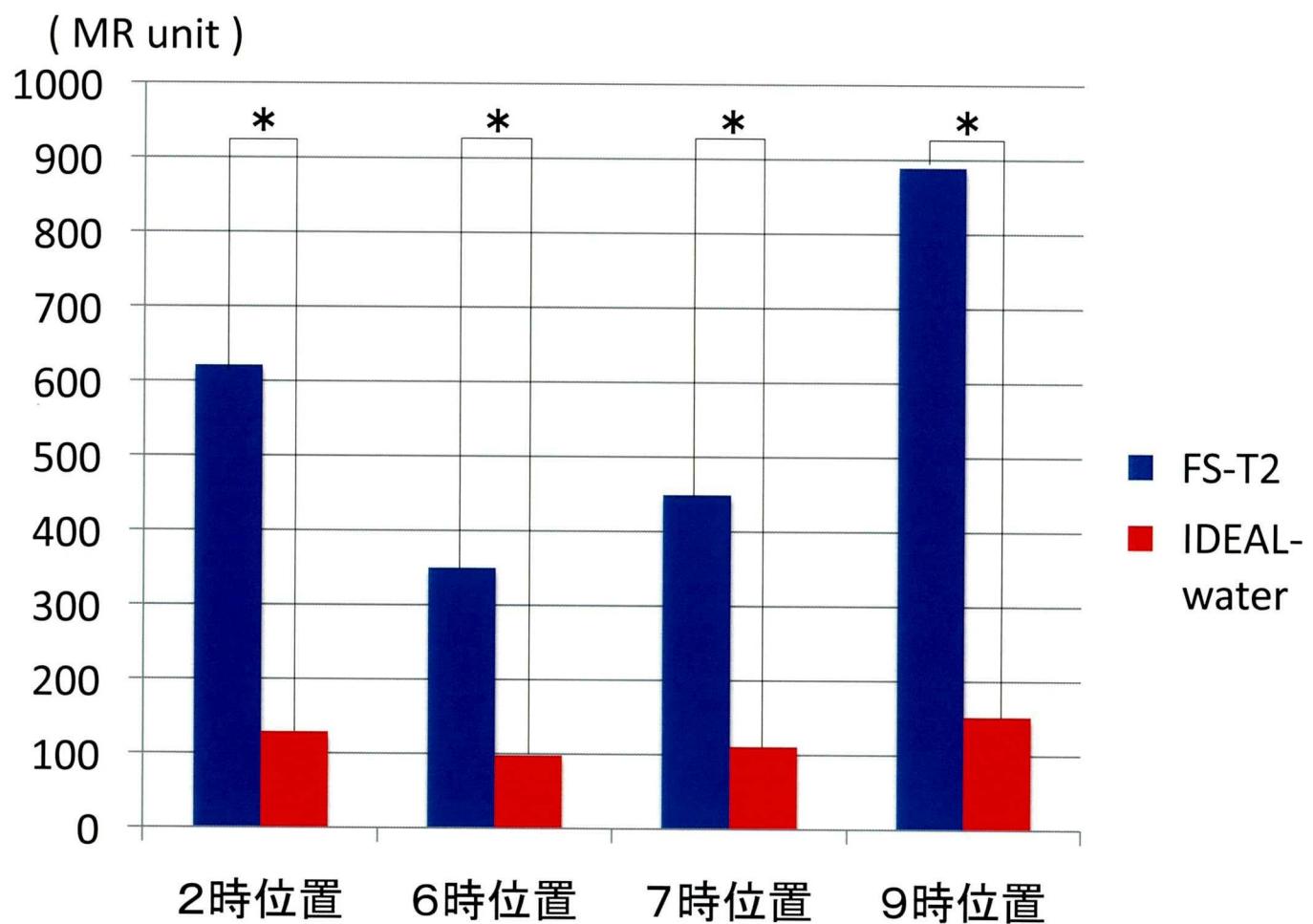


図10 全症例における  
磁場中心から4 cm離れたスライスでの各4点での信号強度の平均値

表1 設置金属と撮像シーケンスによる磁化率アーチファクトの体積  
(断層面は水平断、単位はcm<sup>3</sup>)

撮像 シーケンス	設置金属					
	Au	Ag	Al	Ti	Ni-Cr	Co-Cr
SE-T1	0.21±0.06	0.20±0.06	0.30±0.09	1.82±0.44	4.49±1.56	9.39±2.88
GRE-T1	0.70±0.06*	0.75±0.03*	1.26±0.13*	7.84±1.07*	11.84±3.17*	35.26±4.07*
SE-T2	0.16±0.05	0.23±0.06	0.19±0.08	1.22±0.37†	2.30±1.07†	6.28±2.07†
FSE-T2	0.21±0.06	0.29±0.06	0.37±0.12	1.88±0.48	4.00±1.97	10.17±2.97
FS-T2	0.22±0.08	0.31±0.09	0.29±0.10	2.15±0.67	5.85±2.07	11.12±4.44
IDEAL- water	0.21±0.07	0.20±0.07	0.21±0.08	1.25±0.33†	2.01±0.53†	6.32±3.10†

\*: 同一金属において、GREが有意にアーチファクトの体積が大きい

†: 同一金属において、SE-T2とIDEAL-waterが、他の4種のシーケンスより  
アーチファクトの体積が小さい

表2 設置金属と設置位置、および撮像シーケンスによる脂肪抑制率

単位(%)

設置金属	撮像シーケンス							
	FS-T2				IDEAL-water			
	2 cm	4 cm	8 cm	16 cm	2 cm	4 cm	8 cm	16 cm
Au	100	100	100	88	100	99	99	100
Ag	99	99	99	91	100	100	99	100
Al	98	100	100	89	100	100	100	100
Ti	65	88	100	88	89	97	100	100
Ni-Cr	56	66	89	86	75	97	99	98
Co-Cr	41	55	79	87	71	98	98	98

表3 各種金属の磁化率

(単位:  $\chi_m / 10^{-6} \text{cm}^3 \text{mol}^{-1}$ )

元素名	磁化率
Au	-28.0
Ag	-19.5
Al	16.5
Ti	151.0
Cr	167.0
W	53.0
Ga	-21.6

Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds  
CRC handbook of chemistry and physics 93rd edition, CRC press