

最近のトピックス

顎関節用MRI表面コイルの感度補正について

Sensitivity correction of the circular type surface coil for temporomandibular joint

新潟大学大学院医歯学総合研究科
口腔生命科学専攻
顎顔面再建学講座
顎顔面放射線学分野
西山秀昌, 林 孝文

Division of Oral and Maxillofacial Radiology,
Department of Tissue Regeneration and Reconstruction,
Niigata University Graduate School of
Medical and Dental Sciences, Course for Oral Life Science
Hideyoshi Nishiyama, Takafumi Hayashi

画像診断における現在のトピックスと言えば、時間軸方向に細かな大量のデータを得るための高速撮影法や、空間内にて細かな大量のデータを得るための3次元データ収集、および両者を組み合わせた4次元画像といった流れであろう。しかしながら、それら最新鋭の技術も、もっと根元的なレベルの問題に立脚していなければ砂上の楼閣ともなりかねない。一見するとトピックスとはかけ離れた部分が非常に重要なこともあり、そういったところが実質のトピックスを裏打ちしている場合があるといえる。

一般臨床にて用いられているMRIは、体内の水素原子核の密度分布・状態を画像化する機器であり、主に水と脂肪に含まれている水素原子核を画像化するものである。当初は脳・脊髄系の検査に用いられてきたが、全身の腫瘍や関節の病変の検査に用いられるようになってきた。特に歯科領域では、関節円板の描出に優れているため、1985年頃から顎関節部への応用が行われるようになってきた¹⁻³⁾。

現在、新潟大学・医歯学総合病院・歯科にはMRIが設置されておらず、医科に設置されている2台のMRIの内1台を、週一日に15時30分から一患者のみの枠を使用させていただいている。また、新潟こばり病院のMRIを週一日に13時30分から16時までの枠を使用させていただいている。こばり病院での撮影は、顎関節であれば30分枠で、腫瘍枠であれば1時間であるので、医科での撮影に比較して撮影件数も多く、利用率は高い。これら2カ所のMRI機器はメーカーが異なっている。医科ではGE社

製の装置が用いられており、こばり病院ではSiemens社製の装置が用いられている。磁場強度は両者ともに1.5T(テスラ)で差がないが、メーカー毎に機器の特性が異なり、それによって画質も異なる。また、本体や操作環境の違いだけでなく、関節部といった局所を見たい場合に、その近傍に適切な大きさ・形状のコイルを設置することで、局所からの信号を効率よく画像化することが可能であるため、どのコイルを用いるかが重要である。頭頸部にて用いられるコイルには、頭部用、頭頸部用、頸部用、顎関節用とさまざまに存在し、種類毎、メーカー毎に大きさや形状などが異なっている。顎顔面部には主として頭部用、頭頸部用の円筒形のコイルが用いられ、顎関節部には主として円形の表面コイル^{4, 5)}(図1)が用いられている。

顎関節部に用いられる円形の表面コイルの特徴は、コイル近傍から得られる信号が非常に強く、空間分解能が高い反面、コイルから離れるにつれて信号強度が急激に減衰することである(図2)。したがって、水素原子核

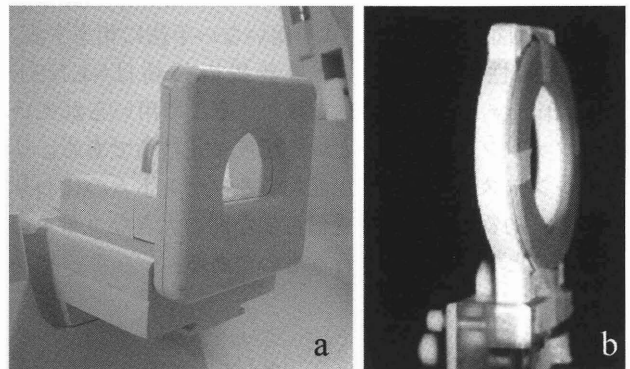


図1 顎関節用表面コイル。a: Siemens社製。b: GE社製。

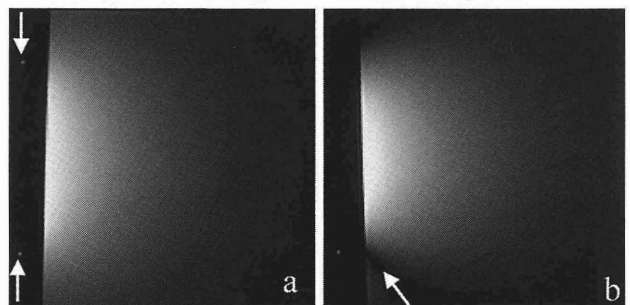


図2 表面コイルにて均一ファントム(硫酸銅水溶液)撮影時の画像(コイルの感度分布に相当)。a: 軸位断画像、矢印はコイル表面に付けたマーカー。b: 冠状断画像、矢印は無信号となる部位。

を大量に含む皮下脂肪層の信号が強調され、顎関節部外側での読影にも影響を及ぼしうる。この減衰は、大部分がコイル中心からの距離に依存するが、冠状断画像(図2, 3)にて一定方向に無信号の領域が存在することからも明らかなように、その減衰は複雑である。計算しようとする、第1種・第2種完全楕円積分の値を扱わねばならない。しかしながら、数値積分などを用いることで、コンピュータによって理想的な減衰の状態はシミュレーションが可能である。過去においては、コイルの曲線部を多数の近似直線に分割してBiot-Savartの法則を適用するという手法⁶⁾が用いられたりしていたが、計算時間が長く、SPARC Station10/50にて3.5分かかったとのことである。しかしながら、図4に示すように計算方法を工夫することで、短時間かつ高精度でのシミュレーションができた。

本シミュレーションは均質な物質を対象とした手法のため、不均質な物質や、複雑な構造を有する生体を撮影する場合には、厳密には適応できない。しかしながら、本シミュレーションをそのまま適応しても、図5に示すように、より均質な画像に変換することが可能であった。

本手法の発展系として考えられるのは、数式に頼らず、均質なファントムの3次元信号強度分布(図4のa)のみに基づいてコイルの感度補正を行うという手法であり、これは図4のdで近似式を用いない手法に相当する。その方向性にて出現した最新鋭の技術はSENSE(Sensitivity Encoding)⁷⁾であり、そこで用いられているリファレンススキャンという感度補正技術である。リファレンススキャンは、上記均質なファントムの代わりとして、均質な信号を送受信可能な別の大きなコイルを用いることで感度補正を行うものである。

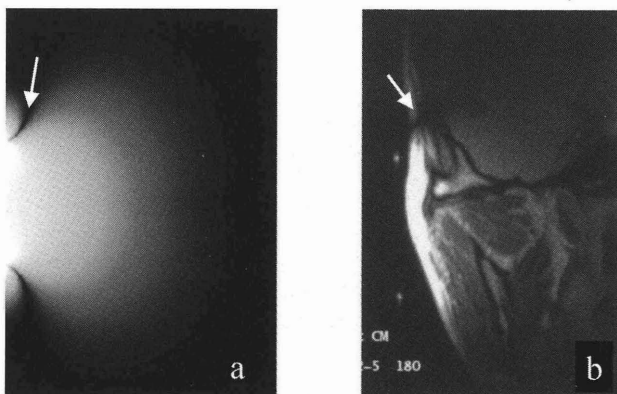


図3 表面コイルで発生する無信号領域(矢印). a: 冠状断画像での完全楕円積分をシンプソン則にて数値積分したときのシミュレーションによって得られた画像. b: 患者撮像時に出現する無信号領域.

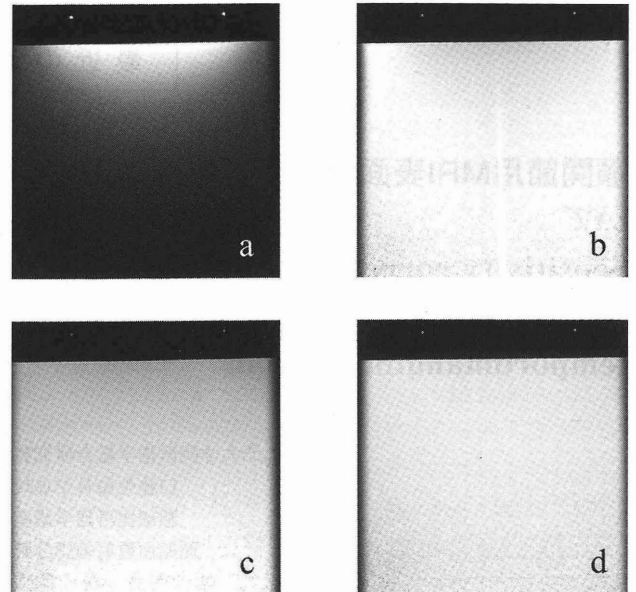


図4 軸位断画像に対する表面コイルの感度分布補正. a: 補正前、白い2点がマーカで、コイル近傍の信号が強い. b: シンプソン則を用いた場合、中心部に白い筋が入る(補正時間: 7分/1画像). c: 近似式を用いた場合、ほぼ均一な補正が可能だが、コイルから遠方部で信号が強くなる(3秒/1画像). d: 近似式で補正されない遠方の信号上昇を線形補正した場合(5秒/1画像).

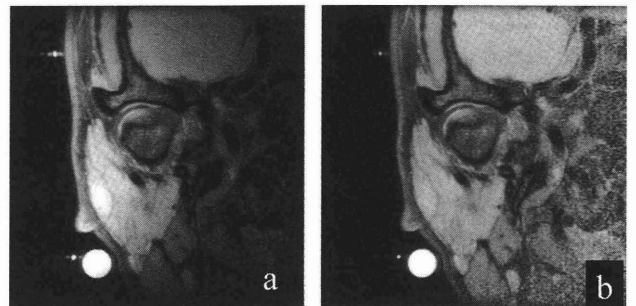


図5 補正前後の冠状断画像(FSE2200/25with Fats.), 皮膚外側の小さな白い点はコイルマーカで、下方の太い円は、計測用の試料チューブ. a: 脂肪抑制法を併用しているため、皮下脂肪層の信号が押さえられているもの、耳下腺が強調されており、深部の臓器の信号が低くなっている. b: 信号が均一に補正されている.

画像診断の世界では、最新鋭の高度なシステムが開発・導入され、診断能の向上という方向で望ましい側面が現れてくる。MRI検査は、その典型的な例であると考えられる。しかしながら、システムが複雑化するにつれ、その根本的な理解を怠ると、様々な弊害が現れるかも知れないという危惧は常について回る。今回示したような無信号領域に関する知識や理解が無ければ、特定の条件下では、誤診に結びつく可能性もありうる。と考える。

疾患という臨床的な面と、画像化という物理学的な面との間にあって、両面を照らし合わせ、統合していく行為そのものが画像診断という行為に他ならないため、今後ともこのような基礎と臨床の狭間の研究が、トピックスを生み出していくためには必要不可欠なものだと考えている。

参考文献

- 1) Roberts D., Schenck J., Joseph P., Foster T., Hart H., Pettigrew J., Kundel H.L., Edelstein W. and Haber B. : Temporomandibular joint : magnetic resonance imaging. *Radiology* 154 : 829-830, 1985.
- 2) Katzberg R.W., Schenck J., Roberts D., Tallents R.H., Manzione J.V., Hart H.R., Foster T.H., Wayne W.S. and Bessette R.W. : Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint meniscus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 59 : 332-335, 1985.
- 3) Harms S.E., Wilk R.M., Wolford L.M., Chiles D.G. and Milam S.B. : The temporomandibular joint : magnetic resonance imaging using surface coils. *Radiology* 157 : 133-136, 1985.
- 4) Schenck J.F., Hart H.R., Foster T.H., Edelstein W.A. and Hussain M.A. : High resolution magnetic resonance imaging using surface coils. *Magn Reson Annu* 123-160, 1986.
- 5) Edelman R.R., McFarland E., Stark D.D., Ferrucci J.T., Simeone J.F., Wismer G., White E.M., Rosen B.R. and Brady T.J. : Surface coil MR imaging of abdominal viscera. Part I. Theory, technique, and initial results. *Radiology* 157 : 425-430, 1985.
- 6) Moyher S., Vigneron D. and Nelson S. : Surface coil MR imaging of the Human Brain with an Analytic Reception Profile Correction. *J Magn Reson Imaging* 5 : 139-144, 1995.
- 7) Pruessmann K.P., Weiger M., Scheidegger M.B. and Boesiger P. : SENSE : sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 42 : 952-962, 1999.