

超高磁場 MRI 装置による顎関節画像撮影の初期検討

山川 智子¹, 大久保真樹², 羽柴正夫³, 中田 力⁴,
伊藤 壽介¹

¹新潟大学歯学部歯科放射線学講座 ²同医学部保健学科

³同医学部医療情報部 ⁴同脳研究所脳機能解析分野

はじめに

顎関節の磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging : 以下 MRI と表記) は, 主として関節円板の転位診断や軟組織病変の描出に用いられ, これまでの研究^{1)~6)}からもその有用性は確立されている. 現在, 臨床で用いられる MRI 装置の静磁場強度の上限は, 1.5T (T=テスラ, 1.0T=10,000 G ; ガウス) と米国の FDA のガイドラインに準拠した厚生省の基準により定められている⁷⁾. 最近では, 研究用として, 3.0T 以上の超高磁場装置も試用されている. 中枢神経画像^{8),9)}や機能画像 functional MRI^{10),11)}の領域での研究が超高磁場 MRI 装置を用いて行われ, 臨床応用の基盤となる幾つかの研究結果が既に得られている.

MRI の画像は, 装置の静磁場強度に伴って増加する信号雑音比 (signal to noise ratio : 以下 SNR と表記) が高いほど高画質となり, 理論上では 3.0T-MRI 装置が 1.5T-MRI 装置に比べて画質が良いと期待されている. 一方で, 高磁場では磁場の不均一性の画像に与える影響が大きいなど, 不利な点も指摘されている.

頭頸部および関節領域に関する 3.0T 以上の超高磁場装置の撮影報告も既に幾つか認められ

るが^{12)~14)}, 顎関節を対象とした超高磁場装置での撮影報告は筆者らの知る限り皆無である. 今回の研究では, 3.0T-MRI 装置による生体顎関節の撮影を行い画像所見について検討した.

対象と方法

対象は, 顎関節部に自覚的な異常を認めない 10 代から 20 代にかけての女性ボランティアによる被験者 5 人の 10 関節であった. 最高年齢は 24 歳, 最低年齢は 19 歳, 平均年齢は 22 歳であった. 各被験者に対しては, 研究の内容及び趣旨について説明し, あらかじめ同意を得た上で撮影を行った. 同一被験者に対して, 3.0T-MRI 装置と 1.5T-MRI 装置の両方での撮影を行った.

使用した 3.0T-MRI 装置は GE 社製 (Signa Advantage 5.4, ¹H 対応共鳴周波数 127.7 MHz, 全身用 gradient coil 2.5 G/cm) である^{8),9),15)}. 画像用コイルは直径 12 inch のサーフェスコイルを使用した. 各被験者に対して, 左側と右側とで同じ手順の撮影を繰り返し行った. 被験者の頭部を術用ビーズマットに設置し, 整形外科用頸部固定具を用いて頭部と下顎との固定を行った. 被験者の顎関節部をコイル

キーワード magnetic resonance imaging (MRI), temporomandibular joint (TMJ), high-field, echo train length (ETL), signal to noise ratio (SNR)

中心に合わせるようにサーフェスコイルを設置した後、撮影前に閉口位での適切な咬合状態の確認をしてから、撮影中は安静状態を保つように指示を与えた。今回の撮影はすべて閉口位で行った。

最初に基準面を決めるために、SPGR (spoiled gradient recalled acquisition) 法で軸位像の撮影を行った。条件は、繰り返し時間 (TR) 50 ms, エコー時間 (TE) 5 ms, フリップ角 (FA) 30°, 画像マトリックス (matrix) 512×256 (frequency encoding×phase encoding), 撮像領域 (FOV) 240 mm×240 mm, バンド幅 (BW) 32 kHz, 加算回数 (NEX) 2 回, 撮影時間は 2 分 24 秒であった。次に、顎関節の下顎頭が最大径となる位置を適切に把握するために、スライス厚 (slice thickness) 3 mm, スライスギャップレスでの 11 枚の撮影とした。この軸位像から、通常の臨床検査での手順に準じて¹⁶⁾、下顎頭最大径となるスライスを一枚選択した。そのスライスにおいて、視覚的に下顎頭長軸にはば垂直となる断面で、矢状断の画像 7 枚程度の撮影をファーストスピンエコー法 (FSE 法) によって行った。条件は、TR 2000 ms, TE 36 ms, matrix 512×128, 2 NEX, FOV 160 mm×80 mm, BW 32 kHz, エコートレイン数 (echo train length : 以下 ETL と表記) が 2 であり、スライス厚 3 mm, スライスギャップレスで、撮影時間は 2 分 16 秒であった。

そこで得られた顎関節矢状断方向の画像の中から、下顎頭、関節円板などの構造が比較的よく判別しやすいと思われる部位を 1 枚選出し、同一部位においてスピンエコー法 (SE 法) での撮影を行った。SE 法での TR, TE, matrix, FOV, BW, NEX やスライス厚などの条件は FSE 法の撮影と同様で、撮影時間は 4 分 24 秒であった。

上述で得られた 3.0T の画像の対比となる 1.5T の臨床機 (Siemens 社製, Magnetom Vision) で顎関節専用コイルを使用しての撮影条件は、FSE 法で、TR 2500 ms, TE 16 ms, ETL 5, FOV 150 mm×113 mm, matrix 256×190, BW 33 kHz, スライス厚 3 mm, スライスギャップレス, 2 NEX であった。この機種種の臨床の顎関節診断で実際に用いられている設定である (Table 1)。この 1.5T の FSE 法の画像を解剖学的構造描出の参考として、3.0T で撮影された FSE 法と SE 法の画像とそれぞれ視覚的に比較した。

関節円板、下顎頭皮質骨、後部結合組織の構造描出の明瞭さを以下の基準で評価した。関節円板については、下顎頭上端から前方にかけて存在する、皮質骨より高信号で骨髄より低信号の領域として確認した。関節円板の辺縁全体が視覚的にも鮮明に確認できるもの、関節円板の後縁など一部辺縁が不鮮明なものや欠けているが識別可能なもの、関節円板全体が不鮮明若しくは辺縁が不明瞭で判別しにくいもの、の 3

Table 1. TMJ MRI Parameter

Methods	TR(ms)	TE(ms)	FOV(mm)	Matrix	BW(kHz)	ETL	Thickness(mm)	NEX
1.5T FSE	2500	16	150×113	256×190	32	5	3 mm/gapless	2
3.0T FSE	2000	36	160×80	512×128	32	2	3 mm/gapless	2
3.0T SE	2000	36	160×80	512×128	33	—	3 mm/gapless	2

TR : repetition time, TE : echo time, FOV : field of view, Matrix : frequency×phase, BW : band width, ETL : echo train length, Thickness : slice thickness, NEX : number of excitation

1999 年 10 月 14 日受理 1999 年 12 月 27 日改訂
別刷請求先 〒951-8520 新潟市旭町通一番町 754 新潟大学医学部医療情報部 山川智子

段階に振り分けて表示した。

次に、下顎頭皮質骨については、下顎頭前方から上端を経て後方にかけて存在する無信号の領域として比較を行った。これも確認の際に、下顎頭上端部にあり関節円板と接する皮質骨の層の判別が明瞭に確認できるもの、皮質骨と関節円板との境界がやや不明瞭だが無信号域が確認できるもの、皮質骨を示すような無信号域が認められないもの、の3段階に分けた。

更に、関節円板後部結合組織については、関節円板から下顎頭後方にかけて存在する、関節円板よりも若干高信号に描出される領域として比較した。関節円板後方肥厚部から後部結合組織へ移行する部分の判別が可能なもの、関節円板後方肥厚部から後方への連続性の確認が可能なもの、関節円板後方肥厚部から後方への連続性が不明瞭なもの、の3段階に振り分けた。

結 果

最初に1.5Tの画像を基準として、3.0Tで撮影されたFSE法およびSE法それぞれの画像について、視覚的に関節円板の同定が可能であるかを検討した (Table 2)。

1.5Tで撮影された画像の10顎関節において関節円板の同定は比較的容易であり、関節円板の辺縁がやや不明瞭であったものは2顎関節存在したが、8顎関節においては辺縁も明瞭であった (Fig. 1)。関節円板は10顎関節すべてについて、1.5Tと3.0TのFSE法およびSE法のいずれの撮影法でも皮質骨と同等かやや高信号、骨髄よりも低信号域として明瞭に描出された。関節円板の位置や形状の指摘は極めて容易であり高いコントラストを呈した。1.5Tで関節円板の辺縁が不明瞭であった2顎関節についても、3.0TのFSE法並びにSE法の画像では辺縁が明瞭に描出されており (Fig. 2)、1.5Tで辺縁明瞭であった8顎関節についても同様であった。

1.5Tで撮影された10顎関節すべての下顎

頭において、関節円板と近接する下顎頭前方の皮質骨部分は極めて明瞭に判別できた (Table 2)。一方、関節円板と接する下顎頭の上端の皮質骨部分については、4顎関節では境界が明瞭であったが、6顎関節ではやや不明瞭であった。これに対し、3.0Tで撮影されたFSE法並びにSE法の画像では、下顎頭前方の皮質骨部分は、1.5T同様に10顎関節すべてで極めて明瞭であった。下顎頭上端の皮質骨部分についても、1.5Tで不明瞭であった4顎関節を含めたすべての顎関節において、線状若しくは帯状の無信号域として比較的明瞭に描出された (Fig. 3)。下顎頭皮質骨と骨髄との境界面については、撮影された10顎関節すべての画像において、FSE法、SE法共に比較的明瞭に認められた。

今回撮影した1.5Tの画像においては、関節円板と後部結合組織との境界の判別が視覚的に比較的明瞭であったものが、10顎関節中4顎関節存在した (Table 2)。これに対して、3.0Tで撮影したFSE法並びにSE法の画像を検討したところ、関節円板の境界が明瞭であることから (Fig. 4)、後部結合組織が画像上の信号強度の差として比較的明瞭に判別できるものは10顎関節中6顎関節存在した。

3.0TでのFSE法とSE法は、顎関節の基本的解剖構造の比較において、顕著な差異は生じなかった (Table 2)。しかし、下顎頭皮質骨と関節円板の境界面、下顎頭皮質骨と骨髄との境界面等において、SE法はFSE法よりも、境界面の辺縁を明瞭に描出している症例も確認された (Fig. 5)。

3.0Tで撮影されたすべての画像での顎関節の解剖学的構造と標準画像である1.5Tとの解剖学的構造や形態の対比では、1.5Tでも不明瞭であった2顎関節以外の8顎関節においては比較的明らかに対応しているものと思われた。

10顎関節中すべてにおいて、3.0Tで得られた画像すべてについて、関節円板と下顎頭皮質骨との境界面と下顎頭皮質骨と骨髄との境界面

Table 2. MRI Subjects Results

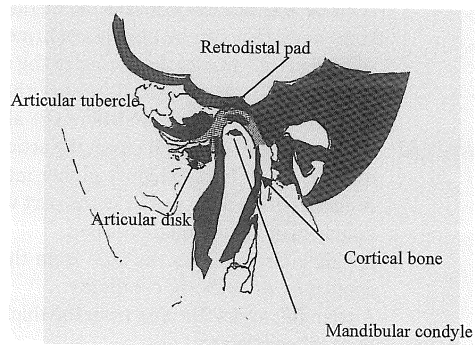
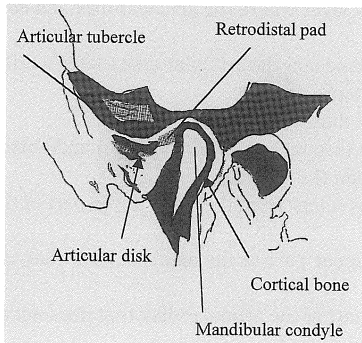
case No.	Age	1.5T FSE sequence			3.0T FSE sequence			3.0T SE sequence		
		articular disk ¹⁾	cortical bone ²⁾	retordistal pad ³⁾	articular disk	cortical bone	retordistal pad	articular disk	cortical bone	retordistal pad
1	19 F Lt	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎
2	19 F Rt	○	△	△	◎	◎	△	◎	◎	△
3	23 F Lt	○	△	△	◎	◎	○	◎	◎	○
4	23 F Rt	○	△	△	◎	◎	○	◎	◎	○
5	20 F Lt	○	◎	○	◎	◎	○	◎	◎	◎
6	20 F Rt	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎
7	24 F Lt	△	△	△	◎	◎	△	◎	◎	△
8	24 F Rt	○	△	△	◎	◎	△	◎	◎	△
9	24 F Lt	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎
10	24 F Rt	△	△	△	◎	◎	△	◎	◎	△

◎ : margin well clearly defined, ○ : margin defined, △ : margin not clearly defined

- 1) articular disk The articular disk exists from the top to the front of the mandibular condyle. It is area is of higher intensity than the cortical bone, but of lower intensity than bone marrow.
A circle within circle marks entire edge of the articular disk that can be clearly distinguished.
A single circle marks a part of the articular disk's edge that is not clear or is chipped.
A triangle marks an entire articular disk that is not clear or an edge that is difficult to distinguish.
- 2) cortical bone The cortical bone exists from the front of the mandibular condyle through the back, to the top of the mandibular condyle, and has no intensity.
A circle within a circle marks the distinguishable layer where the articular disk and cortical bone meet that can be clearly confirmed.
A single circle marks the border of the cortical bone and the articular disk that is a little unclear, but can be confirmed to be without intensity.
A triangle marks the part where the absense of intensity is unclear.
- 3) retrodistal pad The retrodistal pad exists from the articular disk through to the back of the mandibular condyle. It is an area of slightly higher intensity than the articular disk.
A circle within a circle marks the part where movement from the thick upper part of the articular disk can be distinguished.
A single circle marks the area from the thick upper part of the articular disk that can be confirmed as showing continuity.
A triangle marks the area from the thick upper part of the articular disk that does not clearly show continuity.

での構造描出からうかがえる SNR とコントラストの向上は、1.5T の画像に比較して明瞭であった。関節円板後方肥厚部から後部結合組織への移行部などで、1.5T では不明瞭であった構造が、3.0T でのコントラストの改善が比較

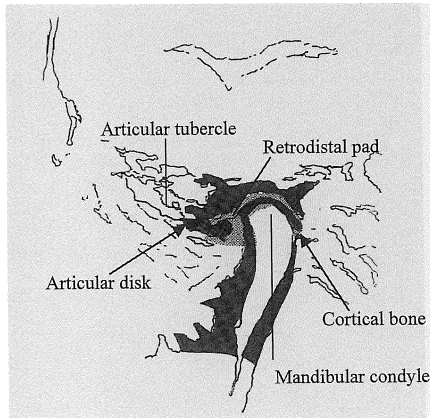
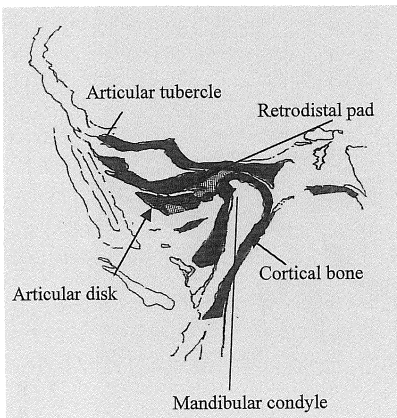
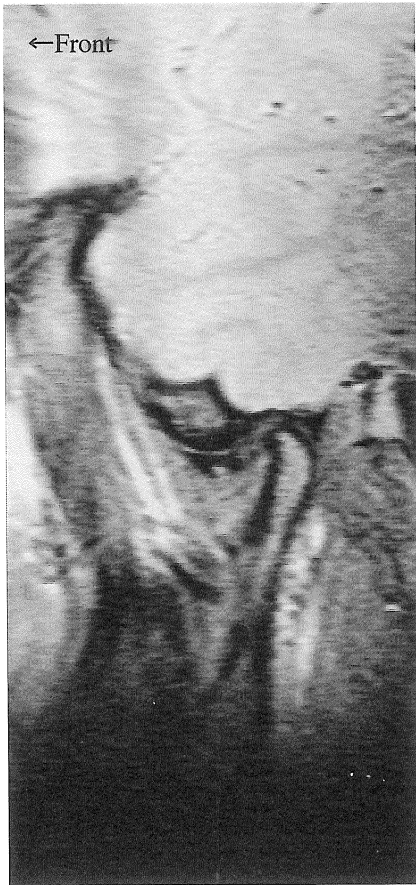
的よく認められた。以上のことから、磁場強度による SNR とコントラストの向上は、3.0T の画像において、1.5T の画像よりも明白であった。



a	b
c	d

Fig. 1. 1.5T TMJ image sample

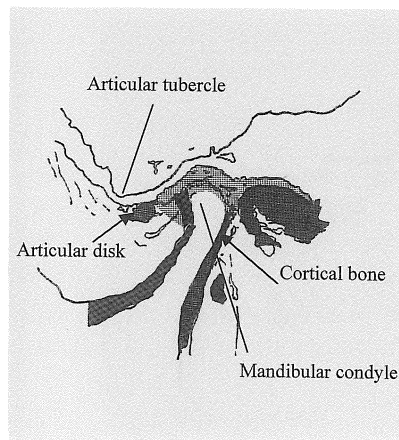
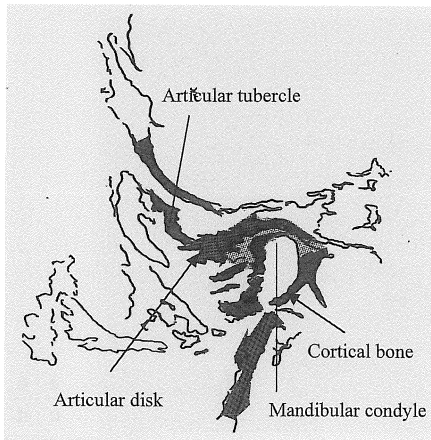
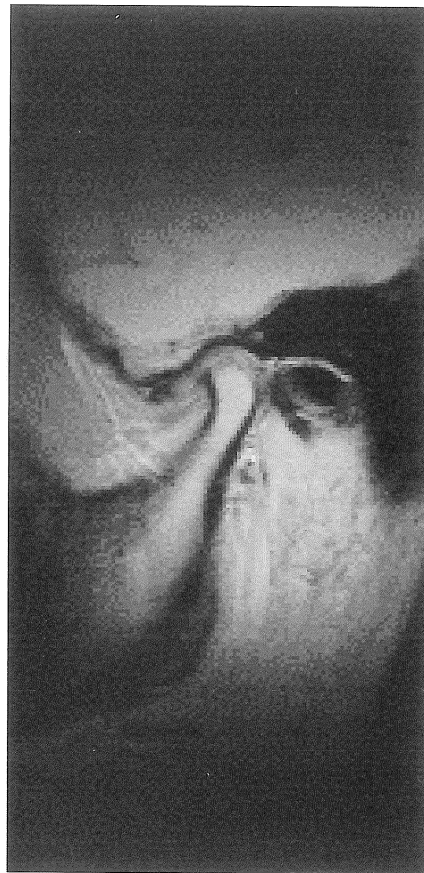
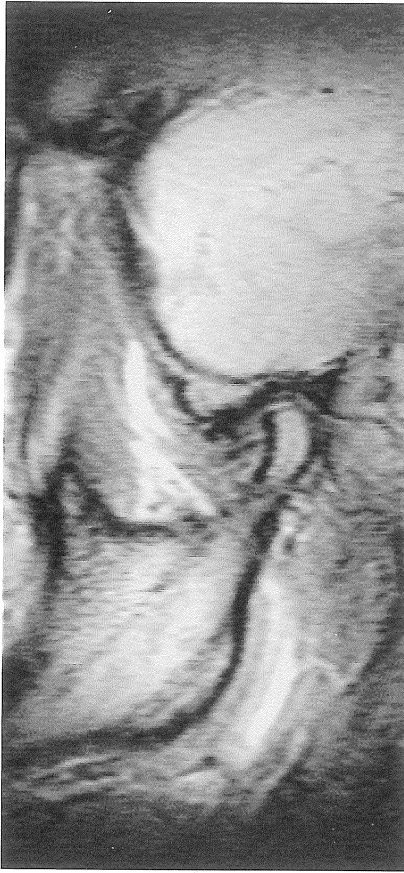
- a : 19F left-TMJ. Magnetic resonance image at 1.5T field. Case No. 1
- b : 19F right-TMJ. Magnetic resonance image at 1.5T field. Case No. 2
- c : Schema of Fig. 1a
- d : Schema of Fig. 1b



a	b
c	d

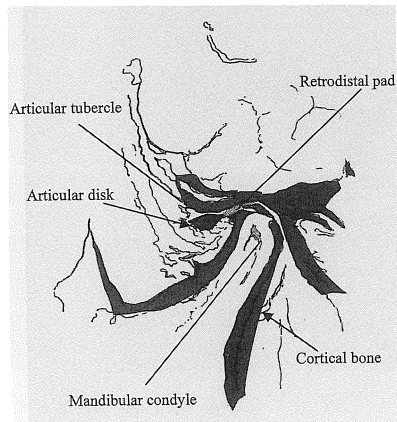
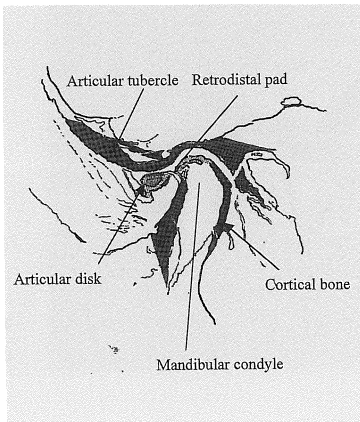
Fig. 2. 3.0T TMJ image sample

- a : 19F left-TMJ. (Fig. 1a) 3.0T image. SE sequence. Case No. 1
- b : 19F right-TMJ. (Fig. 1b) 3.0T image. SE sequence. Case No. 2
- c : Schema of Fig. 2a
- d : Schema of Fig. 2b



a	b
c	d

Fig. 3. Case No. 3
a : 23F left-TMJ. 3.0T image. SE sequence.
b : 23F left-TMJ. 1.5T image. SE sequence.
c : Schema of Fig. 3a
d : Schema of Fig. 3b



a	b
c	d

Fig. 4. Case No. 5
 a : 20F left-TMJ. 1.5T image. FSE sequence.
 b : 20F left-TMJ. 3.0T image. SE sequence.
 c : Schema of Fig. 4a
 d : Schema of Fig. 4b

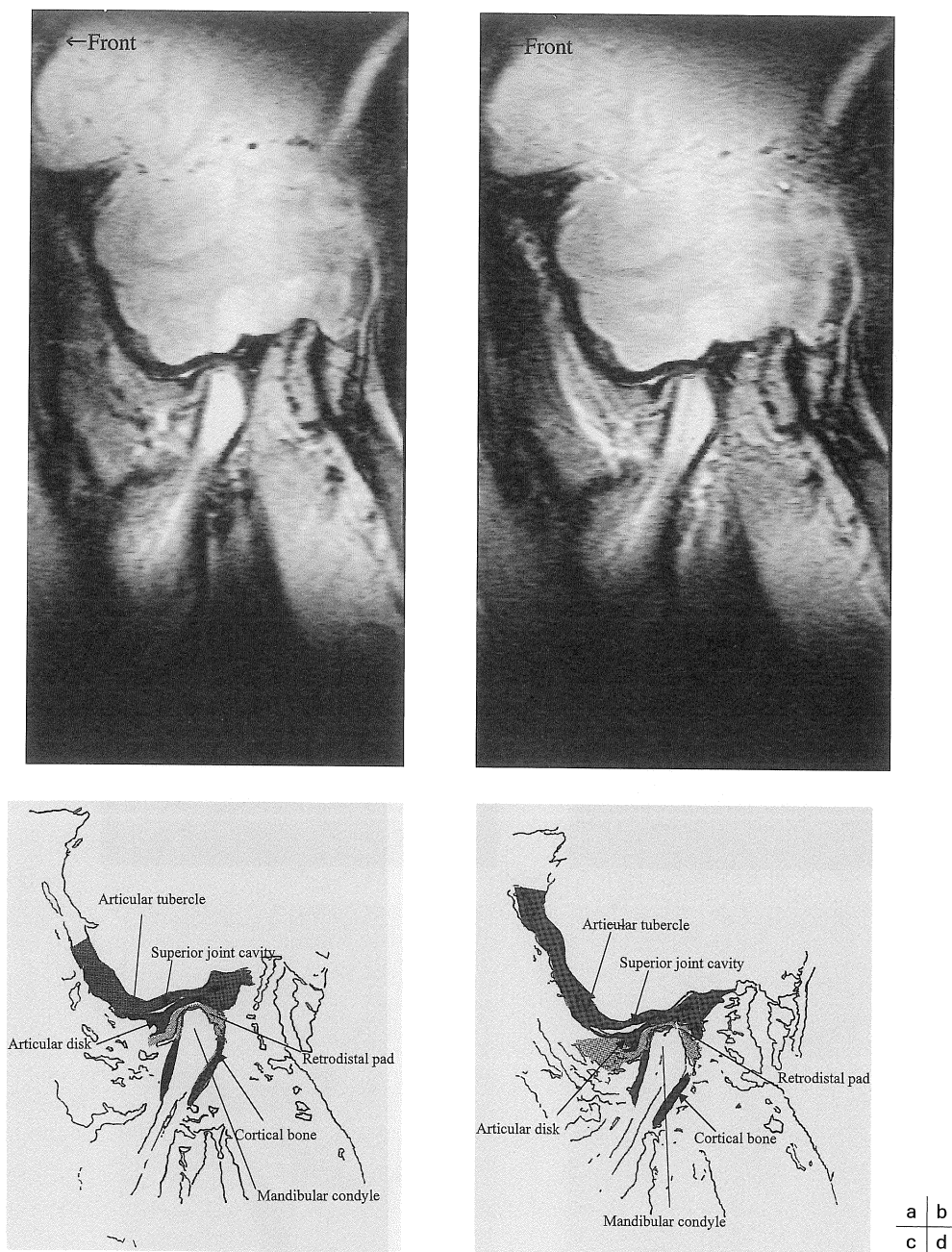


Fig. 5. Case No. 6
a : 20F right-TMJ 3.0T image FSE sequence.
b : 20F right-TMJ 3.0T image SE sequence.
c : Schema of Fig. 5a
d : Schema of Fig. 5b

考 察

1) 撮影条件の採択

顎関節 MRI 上での解剖学的構造の指標となる関節円板は、膠原線維を主体とした疎水性の組織である。臨床画像の spin density weighted image では、下顎頭と下顎窩、関節結節とに挟まれた皮質骨よりもやや高信号、かつ骨髄よりも低信号な領域として表される。関節円板と上下の皮質骨間に線状から帯状の高信号域が認められることもあり、これは関節液の存在を示唆している可能性がある。化学シフトアーチファクトの影響について今回の撮影ではパルスシーケンスの設定の都合上、脂肪抑制は行っていないが、実際に得られた画像から、それが画像に与えている影響は少ないと考えられた。

関節円板後方の後部結合組織は関節円板後方肥厚部から移行する部分だが、微少な血流や脂質なども含まれるため、関節円板よりも若干高信号に描出されることもある。下顎頭皮質骨と骨髄との境界は、皮質骨の無信号域に対して骨髄に含まれている脂質などが高信号を呈するために極めて明瞭なコントラストを呈する^{1)~6),16)}。

当該機である 3.0T の超高磁場装置自体の特色としては、T₁ コントラストがつきにくく、T₂ コントラストがつきやすいという点が挙げられる¹⁵⁾。通常の臨床機で SE 法の撮影の場合は、T₁ 強調画像が解剖学的構造を知るのに適しているとされているが¹⁷⁾、SE 撮影法が 3.0T-MRI 装置での顎関節の解剖構造描出にどのように反映されるのか不明であった。そこで、本研究での 3.0T-MRI 装置の撮影条件は、これまでの臨床での撮影方法^{18)~23)}と同様にした。

サーフェスコイルを使用した理由は、コイルの撮影中心と目的の顎関節との乖離により生じる SNR の低下がヘッドコイルに比べて小さいためである。また、構造上骨に囲まれた顎関節では、磁場の不均一が画像劣化に大きく影響することも挙げられる。こうした SNR の低下を

補う意味でも、顎関節部の撮影においては、ヘッドコイルより局所的に高感度のサーフェスコイルを使用することが適当であると考えられた。この 3.0T-MRI 装置で頭部を撮影する際には、TR 4000 ms, TE 30 ms 前後の FSE 法で行う^{8),15)}。通常、1.5T での顎関節撮影で使用される TR 値は、それよりも小さく設定される^{18)~23)}。本研究では、臨床での撮像時間に近づけるために、TR 値は 2000 ms に設定した。脳実質のように均一な性状の組織では、FSE 法で ETL 12 の設定は有効だが⁸⁾、顎関節は周囲を骨に囲まれ、皮質骨、骨髄、関節円板、関節液など不均一で磁化率の差の著しい構造からなる。当初の検討から、ETL が大きくなると、磁化率アーチファクトが強調されて画像劣化をもたらす可能性が高かったため、今回の ETL は 2 とした。撮影時間の短縮という点では、SE 法よりも GRE 法系列の方法が優れているとされるが^{24),25)}、その一方で磁化率の影響を大きく受けやすい。それゆえに、磁化率アーチファクトや体動による影響を極力避けるために、今回は GRE 法ではなく、SE 法と FSE 法の撮影を選択した。

2) 得られた画像所見の比較検討

一般臨床の画像所見でも関節円板の形状や位置については、症状を認めない健常顎関節においても個体差はあり、関節円板の判別自体が不明瞭な症例も比較的認められている¹⁶⁾。磁化率の違いが信号強度の差として、画像コントラストに反映されやすいと思われる。関節円板および下顎頭皮質骨の境界面と更の下顎頭皮質骨と骨髄との境界面との二つの部位に留意して視覚的に画像を比較した。

3.0T の画像は 1.5T の画像と比較して、関節円板と下顎頭皮質骨との境界面、後部結合組織などにおいてコントラスト改善による画像所見を呈し、診断上必要な解剖学的構造の描出をより明瞭にした。今回は詳しい検討を行っていないが、上関節腔に相当する領域に脳脊髄液と同程度の高信号域が認められた例もある (Fig.

5). これが開関節腔に存在する微量な水の信号を検出したものであれば、関節円板周囲のより詳細な画像所見の描出や、顎関節症の症状と画像所見上での関節液との関連を明らかにする可能性も示唆される²⁶⁾.

また、外側翼突筋や咬筋などの顎関節の近くに存在する咀嚼筋の形態の描出については、おおむね良好であり筋に介在する脂肪部分が高信号で描出されるほか、筋繊維そのものは脳実質とほぼ同程度の信号強度となった。咀嚼筋周辺の血管構造の描出については、今回は未検討である。

今回使用した3.0T-MRI装置(GE社製)と1.5T-MRI装置(Siemens社製)とではハードウェアやソフトウェア上でのメーカーによる画像構成上の考え方や処理の相違もあり、シーケンスの仕様やパラメータの設定における実効条件の物理的差異などからも、厳密な意味での静磁場強度の違いによる画像の比較は本来難しい。撮影の条件設定は、3.0Tと1.5Tとで著しい差異が生じないように配慮したが、1.5Tにおける撮影条件はあらかじめ臨床撮影用に最適化されたパルスシーケンスの設定が固定されており、スライス幅やNEX以外の条件で3.0Tの設定と微妙な差異が生じた。また、各機種での撮影の間隔をなるべく空けないように留意し、撮影に際してはコイル中心となる顎関節部分に体表面上マーキングを施すなどの工夫をして、極力同一面上に近い画像が撮影できるように努めた。

顎関節では、FSE法はSE法に比べてコントラストが優れるとする報告がある²⁷⁾。今回の研究で、3.0T-MRI装置においては、FSE法とSE法とで関節円板の辺縁や下顎頭上端の皮質骨の描出の点で顕著な差異は認められなかった。例数も少なく定量的な評価をするまでには至らなかったが、顎関節構造の視覚的なコントラストについてはSE法の方がFSE法よりも明瞭な症例も存在した。一般的に、FSE法では下顎頭の骨髄などの脂肪を含む部分が全

体的にやや白っぽく描出される傾向があり、こうしたFSE法特有のボケが、骨髄などの脂肪成分を含んだ組織に近接する辺縁の微細なコントラストに影響している可能性も示唆される。

臨床でのルーチン化には被験者の動きからくるアーチファクトの対策が重要な課題となる。本研究では被験者を術用ビーズマットや整形外科用の頸部固定器具で固定し、1回の撮影時間を10分以内に設定したにもかかわらず、被験者の体動から生じたアーチファクトは撮影に大きく影響した。撮影時の被験者固定の仕方や撮影手順についての再考も必要と思われた。

結 語

1. 3.0T 超高磁場 MRI 装置で関節円板、下顎頭などの解剖学的構造描出のための画像撮影を試みた。サーフェスコイルを用いたSE法—FSE法による撮影の結果、1.5Tの画像と比較して、より明瞭な高SNR、高コントラストの顎関節画像を得た。
2. ETLを2と設定した結果、FSE法はSE法とさほどそん色のない画像を得ることができた。

文 献

- 1) Westesson PL : MRI of the temporomandibular joint. *MRI Decisions International* 1994 ; 2-12
- 2) 小林 馨 : 顎関節—MRI—疾患におけるMR画像検査の有用性. *歯科ジャーナル* 1992 ; 5 : 808-816
- 3) 岡野友宏 : MRIにおける関節の解剖と診断—顎関節. *臨床画像* 1998 ; 14 : 581-585
- 4) Helmes CA : Temporomandibular joint : morphology and signal intensity characteristics of the disk at MR imaging. *Radiology* 1989 ; 172 : 817-820
- 5) Katzberg RW : Normal and abnormal temporomandibular joint : MR imaging with surface coil. *Radiology* 1986 ; 158 : 183-189
- 6) Harms SE : The temporomandibular joint : mag-

- netic resonance imaging using surface coils. *Radiology* 1985; 157: 133-136
- 7) 薬務公報「核磁気共鳴 CT 装置の承認申請に係る臨床試験の取り扱いについて」1991
 - 8) Fujii Y, Nakayama N, Nakada T: High-resolution T₂-reversed magnetic resonance imaging on a high magnetic field system. *J Neurosurg* 1998; 89: 492-495
 - 9) 中山若樹: 中枢神経系における核磁気共鳴による拡散テンソル解析. *北海道医学誌* 1998; 73: 419-434
 - 10) Ogawa S, Menon R, Kim SG, Hu X, Ugurbil K: Functional MRI の特長と問題点. *神経進歩* 1995; 39: 1008-1013
 - 11) Hinke RM: Functional magnetic resonance imaging of Broca's area during internal speech. *Neuroreport* 1993; 4: 675-678
 - 12) Ikeda K: Multiplanar MR and anatomic study of the mandibular canal. *AJNR* 1996; 17: 579-584
 - 13) 吉岡 大, 中井敏晴, 越後純子, 新津 守, 阿武 泉, 佐藤博司, 塚元鉄二, 板井悠二: 3 Tesla MR 装置を用いた膝関節 MTC 画像の初期検討. *日磁医誌* 1998; 18: 410-417
 - 14) Dardzinski BJ, Mosher T: Spatial variation of T₂ in human articular cartilage. *Radiology* 1997; 205: 546-550
 - 15) 中田 力: 3.0T 装置 (GE) の導入と使用経験. *Innervision* 1996; 11(9): 52-54
 - 16) 林 孝文, 伊藤壽介, 山川智子, 小山純市, 松下 健, 小林富貴子, 道見 登: 顎関節内障の MRI. *新潟歯学会誌* 1996; 26: 1-12
 - 17) 伊藤壽介: 顎・顔面疾患の画像診断 XCT および MRI. *新潟歯学会誌* 1991; 21: 1-11
 - 18) Tasaki MM, Westesson PL: Classification and prevalence of temporomandibular joint disk displacement in patients and symptom-free volunteers. *Am J Ortho Dent Orthoped* 1996; 109: 249-262
 - 19) Niitsu M, Hirohata H, Yoshioka H, Anno I, Campeau NG, Itai Y: Magnetization transfer contrast on gradient echo MR imaging of the temporomandibular joint. *Acta Radiologica* 1995; 36: 295-299
 - 20) Jahn AJ, Schellhas KP: Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint: preliminary evaluation of partial flip angle three-dimensional volume acquisitions against conventional single and multiecho pulse sequences. *Cranio* 1991; 9: 145-151
 - 21) 阪本真弥, 日向野修一, 高橋昭喜, 栗原紀子, 笹野高嗣, 三條大助: 顎関節の MRI: 撮影条件の検討. *歯放* 1997; 37: 143-150
 - 22) 佐野 司, 山本実佳, 山鹿高義, 増田小枝子, 田谷あつ子, 道 健一, 岡野友宏: Crepitus を伴った顎関節の MR 画像所見. *歯放* 1997; 37: 23-28
 - 23) 妹尾弘子, 松田秀司, 金月 章, 吉村安郎: 若年発症顎関節症における MRI 所見と臨床症状との比較. *日顎誌* 1997; 9: 387-396
 - 24) Crabbe JP, Brooks SL, Lille JH: Gradient-echo MR imaging of the temporomandibular joint: diagnostic pitfall caused by the superficial temporal artery. *AJR* 1995; 164: 451-454
 - 25) Bell AK, Jones JP, Miller KD, Al-Refai D: The added gradient echo pulse sequence technique: application to imaging of fluid in the temporomandibular joint. *AJNR* 1993; 14: 375-381
 - 26) 高橋 章, 上村修三郎, 西山秀昌, 淵端 孟: Joint effusion の MR による診断. *映像情報* 1996; 28: 63-68
 - 27) Rao VM, Vinitski S, Leim M, Rapoport R: Fast spin-echo imaging of the temporomandibular joint. *J Magn Reson Imag* 1995; 5: 293-296

MR Imaging of the Temporomandibular Joint Using a 3T system : A Preliminary Study

Tomoko YAMAKAWA¹, Masaki OHKUBO², Masao HASHIBA³,
Tsutomu NAKADA⁴, Jusuke ITO¹

¹*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Niigata University School of Dentistry
Niigata 951-8514*

²*School of Health Sciences, Faculty of Medicine, Niigata University*

³*Department of Medical Informatics, Niigata University School of Medicine*

⁴*Department of Integrated Neuroscience, Brain Research Institute. University of Niigata*

This initial study investigated the imaging characteristics of the temporomandibular joint (TMJ), at a 3.0T magnetic resonance imaging (MRI) system. We expected to provide high anatomical and contrast resolution, using a high-field magnetic resonance imaging system with high signal-to-noise ratio. The TMJ images were taken from five young female volunteers with no TMJ subjective symptoms. The same subjects were also used to take images of the same position with a 1.5T MRI clinical system. We used a surface coil to define the anatomical structure of the TMJ and to make up for any loss of SNR by bone effects of the skull. In order to compare the SE sequence to the FSE sequence of the 3.0T MRI system, we made a gold standard 1.5T image as an expression of the TMJ anatomical structure. The border of the anatomical structure with the temporomandibular joint showed more clearly using the 3.0T system than the 1.5T image. Otherwise, increasing ETL (echo train length) had a negative effect on the contrast of image, causing blurring. Using the 3.0T MRI system, the FSE sequence of ETL 2 defined anatomical structure as clear as the SE sequence.