

## 顎関節画像診断用超音波 CT の試作と基礎的評価

細川 隆司, 卜部 雅嗣, 佐藤 裕二  
 津賀 一弘, 赤川 安正, 内田 康也\*  
 鱒見 進一\*\*, 守川 雅男\*\*, 岩崎 雅樹\*\*\*

### A development and evaluation of experimental ultrasonographic computed tomography for TMJ imaging

Ryuji Hosokawa, Masaji Urabe, Yuuji Sato, Kazuhiro Tsuga, Yasumasa Akagawa, Yasunari Uchida\*,  
 Shinichi Masumi\*\*, Masao Morikawa\*\* and Masaki Iwasaki\*\*\*

(平成 9 年 6 月 23 日受付)

#### 緒 言

顎関節疾患が疑われる場合、その確定診断には何らかの画像診断が不可欠である。現在、主たる画像診断として単純 X 線撮影が用いられているが、顎関節は骨以外に関節円板や関節包等の X 線透過性を持つ軟骨組織や軟組織によって構築されているため、それらを含めた画像診断には他の診断法の適用が必要となる<sup>1)</sup>。関節造影 X 線撮影法や磁気共鳴画像診断 (magnetic resonance imaging, MRI) は、関節周囲軟組織を含めた診断が可能な方法として広く用いられている<sup>2-6)</sup> が、これらの方法は外来初診時のスクリーニングや治療途中の評価などに容易に繰り返し実施できるものではない。そこで、軟組織も含めた顎関節の診断手段として、チェアサイドで利用可能な簡便かつ非侵襲的画像診断法があれば臨床上極めて有益であることは疑いが無い。

超音波診断は MRI と同様、非侵襲的で軟組織の描出にも優れ、外来での使用が容易な上、比較的安価であ

ることなどから多方面の医療分野で応用されてきたが、関節などの運動器官に対してほとんど使用されていない。その主な理由は、硬組織のみの診断には従来の X 線撮影で十分であったことと、関節を構築する軟骨や靭帯などの診断に適した超音波探触子 (プローブ) が無いため、満足な画像が得られなかったことなどが挙げられよう。しかし最近になり、解像度が高く硬組織や表在性組織の描出に優れた 7.5 MHz 以上の高周波数プローブが実用化され、整形外科領域でも骨・関節領域への応用が試みられるようになってきた<sup>7)</sup>。歯科領域でも顎関節への応用が試みられいくつかの報告がされている<sup>8-11)</sup> が、水平断あるいは前頭断のような顎関節部皮膚面と垂直な方向の断層像は表示できるが、顎関節画像診断で多用される矢状面方向の断層像は得られないため顎関節頭や関節円板の解剖学的把握が困難を究め、このことが読影を難しくしている。そこで、超音波診断において、MRI などと同様に矢状面も含めた任意の顎関節断層像の構築が可能となれば、臨床における意義は大きい。そこで我々は、(株)島津製作所と共同で顎関節の任意の矢状断層像をコンピュータにより再構築する超音波コンピュータ断層 (CT) 装置を試作し、実用化を目指すこととした。

本研究は、本装置の臨床応用の可能性を明らかにすることを目的として、規格形状ファントムを用いて本装置の基本的性能を評価し、併せてヒト頭蓋骨ファントムにおいて顎関節部の断層像を実際に再構築し、最適な撮影条件について検討を行った。

広島大学歯学部歯科補綴学第一講座 (主任: 赤川安正教授)

\* 九州歯科大学歯科補綴学第二講座 (主任: 内田康也教授)

\*\* 九州歯科大学歯科補綴学第一講座 (主任: 守川雅男教授)

\*\*\* (株)島津製作所

本論文の要旨は、第95回日本補綴歯科学会学術大会 (平成 8 年 5 月) および第29回広島大学歯学会総会 (平成 8 年 6 月) において発表した。本研究の一部は、文部省科学研究費補助金基盤 A 試験 (平成 6 - 8 年度, No. 06557107) による。

## 材 料 と 方 法

### I. 試作超音波 CT 装置

鳥津製作所の協力により製作された本装置は、市販の超音波診断装置、プローブを垂直に把持し等速で水平移動させるプローブ駆動装置、画像とその位置情報をメモリに蓄積し画像の再構築を行うコンピュータ、CRT モニタおよびカラープリンタなどで構築されている(図1)。超音波診断装置としてシマソニック SDU-400(鳥津製作所)を用い、プローブは7.5 MHz リニア電子走査式 L072-075U(鳥津製作所)を使用した。本装置のブロックダイアグラムを図2に示した。撮影時には、まずプローブ駆動装置を撮影部位に近付け、いわゆるBモード超音波像(単純な断層像)を観察しながら関心領域が画像にすべて含まれるように精密な位置付けを行うと共に、プローブを移動させる開始位置と終了位置を確認し、コンピュータへ移動開始点と終了点を指示する。キーボードより撮影開始コマンドをコンピュータに送ると自動的にプローブが水平移動を開始し、1mm毎に断層画像が取り込まれ、ビデオキャプチャーボードを介してメモリに蓄積される。その後、取り込んだ画像の1フレームを参照しながらCRTモニタ上で断層部位・断層幅を指定し、断層画像を再構築する。再構築した画像は、カラープリンタにてハードコピーをとることができ、また画像データとして光磁気ディスク等に保存することも可能である。

本研究において、便宜上、プローブの長軸方向を「走査方向」、プローブが水平移動する方向を「移動方向」と呼ぶことにする(図3)。

### II. ファントムによる画像評価

#### 1. 規格形状ファントム

(1) 球状ファントム(画像ひずみ測定用)(図4)  
直径2.5 cmの球(ゴム製)を脱気水を満たした水槽

に糸で吊したものを球状ファントムとした。球を含む領域を走査・移動するようプローブ駆動装置を位置付け、画像を取り込んで断層域を設定し再構築を行った。ハードコピー上における断面画像の走査方向および移動方向の寸法を比較することにより、再構築による画像ひずみを評価した。測定は3回行い、その平均値を画像の歪みとして算出した。

#### (2) 線状ファントム(分解能測定用)(図5)

直径0.3 mmのナイロン糸を最小1 mmから最大5 mmまで1 mm間隔で距離を変え平行に張ったものを用い、糸がプローブの移動方向に対し、平行および垂直の2条件を設定した。それぞれの条件で走査・移動による画像取り込み後、2本の糸が区別できる最小の間隔を分解能とした。

#### 2. 臨床的ファントム(図6)

ヒト乾燥頭蓋骨を用い、下顎を咬頭嵌合位で固定後、矢状方向を水平にして水中に固定した。左側顎関節部を前額面走査し、表示されたBモード画像を参考に再構築断層部位および断層幅を設定して像の再構築を行った。プローブを位置付ける方向、すなわち、超音波ビームの走査面を前額面とした場合および下顎頭長軸を含むようにした場合の2種類を設定して顎関節部矢状断の画像再構築を試み、両条件を比較した(図7)。

## 結 果

### 1. 規格形状ファントム

#### 1) 球状ファントム

再構築画像の計測値は、プローブの走査方向を1とした場合、移動方向で0.98であり再構築による画像の歪み(方向による再構築像の変形)が2%ほど認められた(図4a)。

#### 2) 線状ファントム

糸は単独では明瞭に描出できたものの2本の糸を近

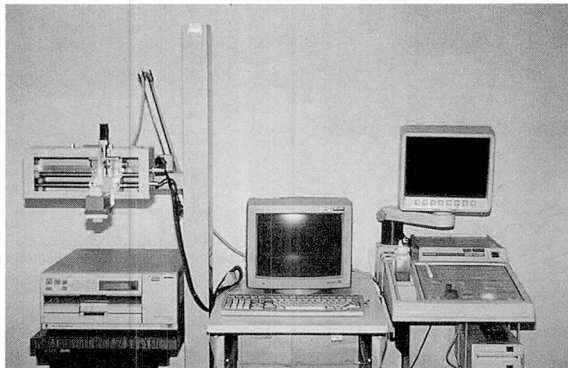


図1 試作超音波 CT 装置

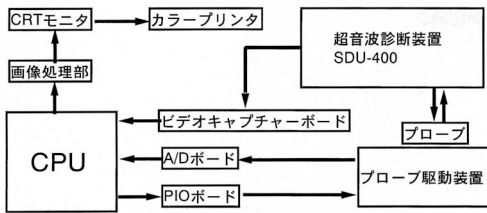


図2 試作超音波CTのブロックダイアグラム

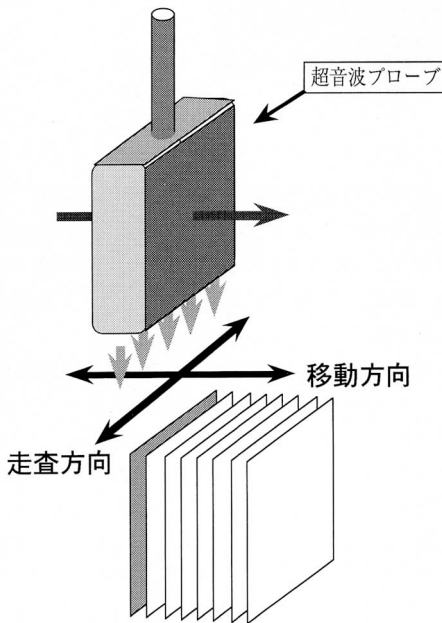


図3 プロブの移動方向と走査方向

付けた場合に識別できる最小間隔（分解能）は、プロブの走査方向と移動方向でそれぞれ2mmと3mmであった（図5a, b）。

2. 臨床的ファントム

プロブを前頭面方向に位置付けた時の、下顎頭外側、中央、内側の3種類の再構築断層画像とそのトレース像を図8に示した。この再構築により、下顎頭、下顎枝、頬骨弓および側頭骨の一部と思われる矢状断像が得られた。しかし、下顎頭関節面および関節腔は下顎頭外側を断層域とする再構築画像で不明瞭ながら確認できたものの、それ以外の部分を断層域とする再構築画像では下顎頭と側頭骨があたかも癒合しているように描出され、読影は不可能であった。

図9にプロブを下顎頭長軸方向に位置付けた時の、下顎頭外側、中央、内側の3種類の再構築画像とそのトレース像を示した。Coで示す下顎頭をすべての断層

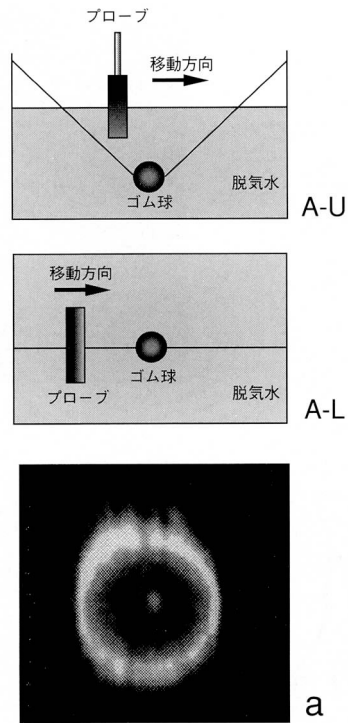


図4 球状ファントムと再構築画像  
脱気水を入れた水槽の側面（A-U）および上面（A-L）  
a：球状ファントムの再構築画像

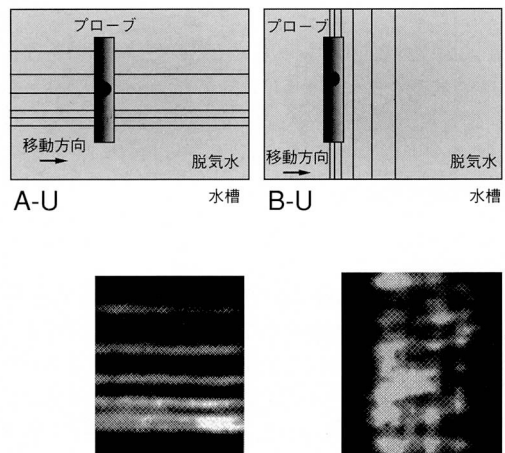


図5 球状ファントム（糸の間隔は、1, 2, 3, 4および5mm）と再構築画像  
A-U：走査方向評価用（上面観）  
B-U：移動方向評価用（上面観）  
a：Aの再構築画像 b：Bの再構築画像

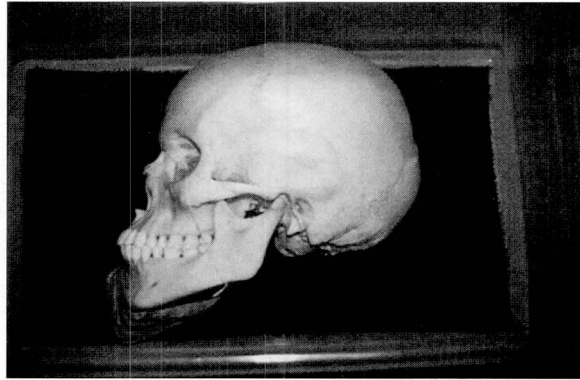


図6 臨床的ファントム（ヒト乾燥頭蓋骨）

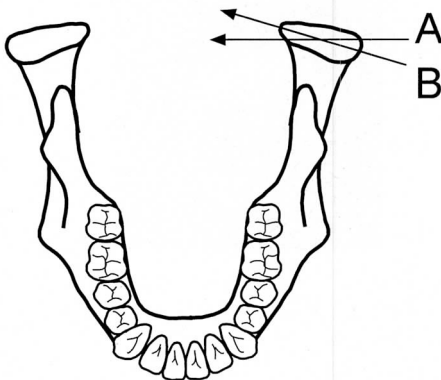


図7 超音波プローブの位置付け（超音波ビームの入射方向）

A：前頭断面に平行  
B：下顎頭長軸に平行

域で認めたが、前頭面方向に位置付けた時とは異なり、外側および中央の断層像においても、Caで示す関節腔および下顎頭関節面が明瞭に描出できた。しかし、内側の画像では下顎頭が側頭骨と一体化して描出され、黒く抜けた像となった。

## 考 察

本装置の動作原理は通常の超音波断層（Bモード）画像を等間隔（1 mm 毎）で集積し、コンピュータの画像処理により異なる方向の断層像へ再構築するものであることから、その処理に伴い、構築された画像に何らかの歪みが生じている可能性がある。そこで我々は、まず球状のファントムを用いて検討を行い、プローブの走査方向と移動方向の再構築画像上の円（球断面）の直径を計測した。その結果、プログラム上、理論的には歪みはゼロになるはずであったが、移動方向に画像が僅かに縮小されていた。その原因として、超音波

診断装置から画像処理部へデータを送る時のビデオ信号変換の際かプリンター印刷時のどちらか、あるいは両方の歪みによるものが考えられる。本研究においては、画像歪みの程度は僅かであり、とくに画像診断上は差し支えないものと判断した。

また、2つの近接した物体を識別できる距離限度は分解能と呼ばれ、超音波画像を評価する際の一つの指標となる<sup>12)</sup>。本研究に用いたプローブは、電子リニア走査型と呼ばれるもので、128個の振動子からの超音波の発信およびこの受信を行うユニットが走査方向に一列に配置され、それらは電子制御されBモード断層画像が作り出されている。今回用いたプローブ L072-075U は、発振周波数 7.5 MHz、振動子ピッチ 0.6 mm であり、プローブから 25 mm 離れた位置における分解能は約 2 mm とされており、実際我々の値も同様のものであった。プローブ自体が持つ走査方向の方位分解能は、理論上、超音波の発振周波数と振動子の間隔（ピッチ）および物体までの距離による<sup>12)</sup>。従って、よりピッチの小さなプローブを用いれば分解能はさらに向上するものと思われた。プローブの発振周波数に関しては、高いほうが解像度も上がるが、それに反して組織内への到達深度は浅くなる欠点がある<sup>12)</sup>。本研究では 7.5 MHz のものを用いたが、単に解像度を追及するあまり周波数を上げると顎関節内側の描出に問題が生じる可能性もあり、今後の検討課題と言える。

画像再構築の影響が最も現れると考えられた移動方向の分解能は 3 mm であった。移動方向の画像集積は 1 mm 間隔で行っているため、分解能は必然的に 1 mm 以上になる。この分解能の実測値の低下は、プローブ自体が持つ超音波ビームの移動方向への広がりによるものであろう。本来、超音波プローブはこのような使用法を想定して設計されておらず、通常の B モード画像では音響特性の違う病変組織をいかに感度良く一枚

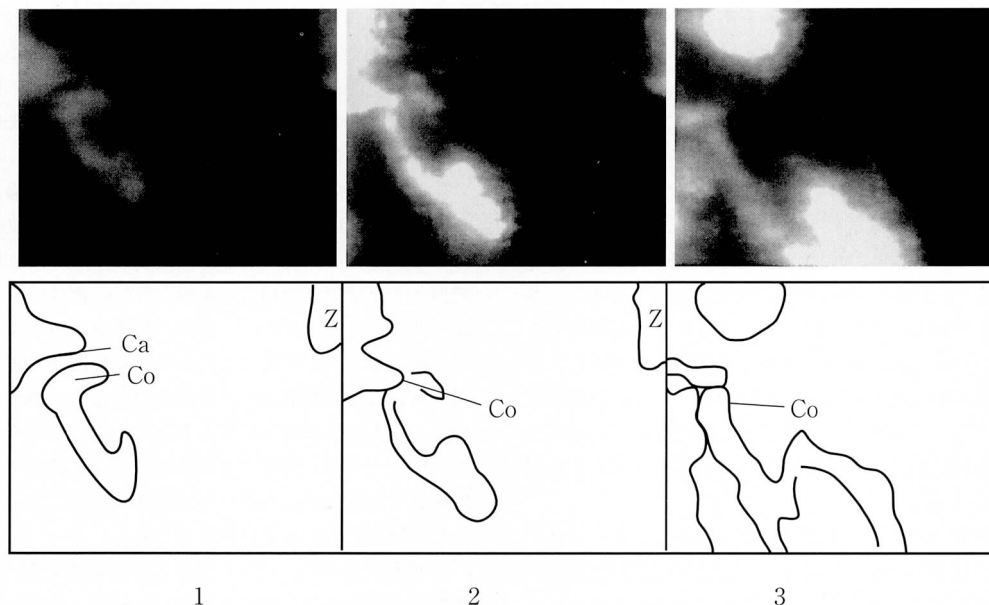


図8 プローブを前頭面に平行に位置付けて矢状方向に再構築した超音波 CT 画像とそのトレース像  
3種類の断層域(1:下顎頭外側 2:下顎頭中央 3:下顎頭内側)を比較した. 断層幅は, すべて2.8 mmとした.  
Ca: 関節腔 Co: 下顎頭 Z: 頬骨弓

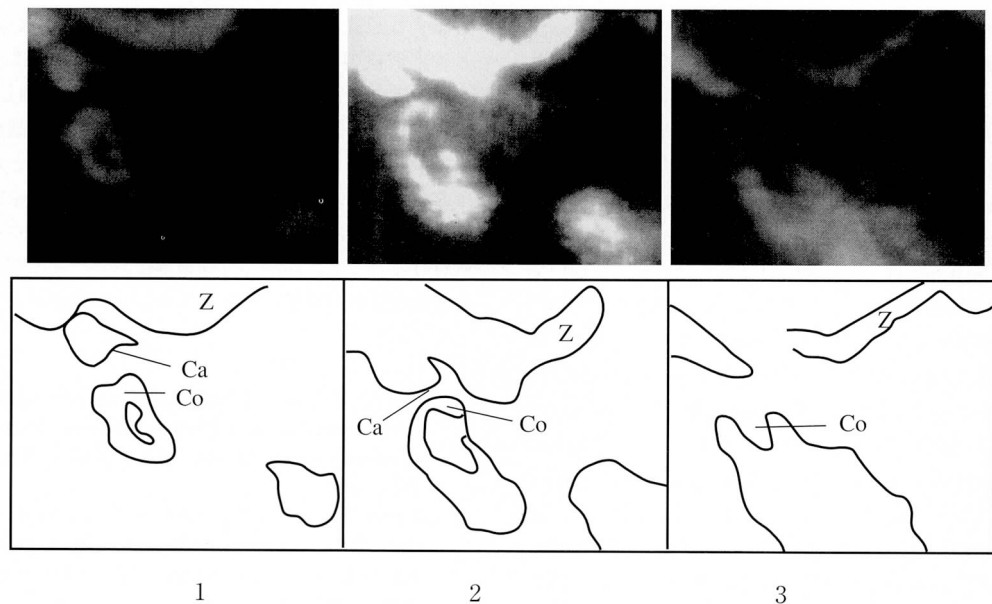


図9 プローブを下顎頭長軸に平行に位置付けて矢状方向に再構築した超音波 CT 画像とそのトレース像  
3種類の断層域(1:下顎頭外側 2:下顎頭中央 3:下顎頭内側)を比較した. 断層幅は, すべて2.8 mmとした.  
Ca: 関節腔 Co: 下顎頭 Z: 頬骨弓

の画像として捉えるかが問題であるため、走査方向の分解能はより高いほうが望ましい。しかし、本研究におけるプローブの移動方向に関しては、超音波ビームの広がりがある程度認められた設計になっているため、移動方向の分解能が低くなったと思われる。しかしながら、画像診断の手段として信頼性が高いMRIであっても、移動方向の分解能すなわちスライス幅は3mmが一般的である。この程度の分解能でMRIの矢状断像を再構築し、十分な診断結果が得られていることから、本装置の移動方向の分解能3mmは臨床的には許容できる値であると思われる。また、装置の感度から考えると間隔の離れた直径0.3mmの糸の一本一本が明瞭に描出できたことから、少なくとも0.3mm以上の大きさの物体であれば超音波像として確認できることも明らかとなった。

頭蓋骨ファントムを用いた臨床的シミュレーションでは、超音波プローブに対する2種類の患者頭部の位置付けを考え、撮影を行った。患者の前頭面に平行に超音波が入射するように位置付けを行った場合、全ての部位の再構築画像において関節腔は満足に描出できず、とくに関節頭内側では黒く抜けた像となった。これは、下顎頭長軸が後内方に傾斜しているため、前頭面方向から超音波を送った場合、下顎頭外側極で大部分の超音波が反射されてしまい内側まで超音波が届かないため像がうまく描出できなかったものと思われる。一方、プローブを患者の下顎頭長軸と思われる方向に平行に超音波が入射するよう位置付けた場合には、全ての画像で下顎頭を認め、関節面は黒く抜けることなく一連の画像として描出できた。これらのことから、関節頭長軸に平行に超音波が入射するようにプローブを位置付けた場合、少なくとも顎関節中央部より外側の領域において、関節腔を含む矢状断像の再構築が可能であることが確認できた。

Nabeihら<sup>8)</sup>は、3.5MHzのリニアプローブを用いて患者25人の50関節をスクリーニングした結果、関節円板に相当する高エコーの領域を認めている。しかし、結論として臨床に用いることができるレベルの画像は得られなかったと述べている。Stafanoffら<sup>9)</sup>は6MHzのリニアプローブを用いて無症状のボランティア23人の46関節をスクリーニングし、同じく関節円板に相当する高エコーの領域を認めたが、その考察において、プローブの位置付け等の手技の差により診断結果が変わる可能性があることを指摘している。本邦でも、小林ら<sup>10)</sup>や林ら<sup>11)</sup>が10MHzのプローブを用いて関節円板の描出を試みているが、位置異常の診断に一定の有用性は認められるものの、MRIのような直感的に読影可能な関節像を描出するには至っていない。また、

Nabeihら<sup>8)</sup>は顎関節超音波像が読影困難な原因の一つは、矢状断像が得られないことによると述べている。今回、我々が得た矢状断再構築画像は、画質の点でMRIには及ばぬものの、読影の容易さに関しては従来の超音波像より優れていると思われた。

顎関節の画像診断の意義については未だに議論がある。とくに顎関節内障に関しては、関節円板の位置異常と臨床症状の相関の有無が問題になっており、病態把握および治療効果判定の手段としての画像診断の意義を問う意見もある<sup>13)</sup>。しかし、顎関節に何らかの症状を持つ患者を目の前にしたとき、単に関節円板の位置異常による顎関節内障の診断だけでなく、他の多くの疾患との鑑別診断が必要とされているのは言うまでもない。その際、通常のX線診断に加え軟組織の診断に優れた超音波画像診断が日常臨床に活用できるようになれば、その有用性は明らかである。

本研究において、我々の試作した超音波CTにより顎関節の矢状断像は構築できた。しかし、画像の質は改良の余地があり、また、顎関節腔最内側までの描画が困難なことなど、解決すべき問題点も明らかになった。今後、プローブおよび超音波装置の選択や画像処理のアルゴリズムなどの改良を重ね、本機器の実用化を目指したい。

## 総 括

顎関節の任意の矢状断層像をコンピュータにより再構築する超音波コンピュータ断層(CT)装置を試作し、本装置の臨床応用の可能性を明らかにしようとしてファントムを用いて本装置の基本的性能を評価した。その結果、再構築による画像の歪みはほとんど認められなかったが、移動方向の分解能がやや低いことが示された。また、乾燥頭蓋骨ファントムによる臨床的シミュレーションの結果、下顎頭長軸方向にプローブを位置付けることで、顎関節外側領域において関節腔を含む矢状断像の再構築が可能であることが確認できた。

## 文 献

- 1) Kaplan, P.A. and Helms, C.A.: Current status of temporomandibular joint imaging for the diagnosis of internal derangements. *Am. J. Radiol.* **152**, 697-705, 1989.
- 2) 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. *Radiol* **157**, 133-136, 1985.
- 3) Manzione, J.V., Sanchez-Woodworth, R.E., Katzberg, R.W., Cohen, B.D., Tallents, R.H., Macher, D. and Bessette, R.W.: Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. *J. Am. Dent. Assoc.*

- 113, 398–402, 1986.
- 4) Katzberg, R.W., Bessette, R.W., Tallents, R.H., Plewes, D.B., Manzione, J.V., Schenck, J.F., Foster, T.H and Hart, H.R.: Normal and abnormal temporomandibular joint: MR imaging with surface coil. *Radiol.* **158**, 183–189, 1986.
  - 5) Katzberg, R.W., Westesson, P-L., Tallents, R.H., Anderson, R., Kurita, K., Manzione, J.V. and Totterman, S.: Temporomandibular joint: MR assessment of rotational and sideways disk displacements. *Radiol.* **169**, 741–748, 1988.
  - 6) Tasaki, M.M. and Westesson, P-L.: Temporomandibular joint: Diagnostic accuracy with sagittal and coronal MR imaging. *Radiol* **186**, 723–729, 1993.
  - 7) Suzuki, S., Kasahara, K., Futami, T., Iwasaki, R., Ueo, T. and Yamamoto, T.: Ultrasound diagnosis of pathology of the anterior and posterior cruciate ligaments of the knee joint. *Arch Orthop Trauma Surg.* **110**, 200–203, 1991.
  - 8) Nabeih, Y.B. and Speculand, B.: Ultrasonography as a diagnostic aid in temporomandibular joint dysfunction: A preliminary investigation. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **20**, 182–186, 1991.
  - 9) Stefanoff, V., Hausamen, J-E. and van den Berghe, P.: Ultrasound imaging of the TMJ disc in asymptomatic volunteers. *J. Cranio-Maxillo-Fac. Surg.* **20**, 337–340, 1992.
  - 10) 小林 馨, 山本 昭, 入江喬介: 顎関節症の超音波画像診断の試み. 日超医論文集, **61**, 469–470, 1992.
  - 11) 林 孝文, 伊藤寿介, 松下 健, 小林富貴子, 野村修一: 10 MHz 高分解能探触子による顎関節内障の超音波診断. 日顎誌, **7**, 29–39, 1995.
  - 12) 甲子乃人: 和賀井敏夫監修; 超音波の基礎と装置. 1 版, ベクトルコア, 東京, 36–37, 1994.
  - 13) Schiffman, E.L., Anderson, G.C., Friction, J.R. and Lindgren, B.R.: The relationship between level of mandibular pain and dysfunction and stage of temporomandibular joint internal derangement. *J. Dent. Res.* **71**, 1812–1815, 1992.