

原 著

3次元MR画像を用いた顎顔面形態計測法における
解剖学的ランドマークの再現性

野 尻 みのり 脇 阪 孝 松 岡 正 登 飯 田 幸 弘
清 水 一 郎 藤 下 昌 己 勝 又 明 敏

Reproducibility of Maxillofacial Anatomic Landmarks on 3-Dimensional MRI

NOJIRI MINORI, WAKISAKA TAKASHI, MATSUOKA MASATO, IIDA YUKIHIRO, SHIMIZU ICHIROU,
FUJISHITA MASAMI and KATSUMATA AKITOSHI

MRIはX線を使わないため、CTと異なり被曝による健康被害を心配しなくても良い事が明確な利点である。しかし、顎顔面領域におけるMRIを用いた三次元計測や分析の応用は未だ確立されていない。我々は、三次元MR画像上で設定した顎顔面形態計測のための解剖学的ランドマークを設定し、その精度について95%確率楕円により検討した。

MRI装置は、Achieva 1.5Tesla (PHILIPS Electronics, Tokyo, Japan)を使用した。撮像法は、グラジェントエコー (3D turbo field echo: 3D TFE) およびSENSE (Sensitivity Encording) 高速撮像法である。21症例のボリューム画像データを取得し、硬組織および軟組織の描出能を視覚的に評価した。続いて、18箇所の解剖学的ランドマークを三次元MR画像上に設定して座標値を取得した。散布図と95%楕円を三次元平面それぞれに関して作成し、楕円の径と扁平率を求めてランドマーク設定の再現性を評価した。

解剖構造の描出能に関して、SENSE法による画像(矢状断面、断層厚さ1mm)が他よりも優れていた。計測点座標の再現性は計測点により異なっていた。計測点のうちSella (Se)における95%楕円の長径はおおよそ5mmであった。確率楕円の扁平率を平面別に比較すると、矢状断面における扁平率が最も小さかった。

今後とも検討が必要であるが、歯科におけるMR画像を用いた顎顔面形態の三次元分析は有用性があると考えられる。

キーワード：三次元画像, MRI, 顎顔面解剖学的ランドマーク, 再現性

Compared with CT, MRI has distinct advantages. Unlike CT, MRI does not involve the use of X-rays and therefore does not have the associated health hazards. However, three-dimensional (3D) measurement and/or analysis techniques using MRI have not been established for the maxillofacial region. We studied the accuracy of maxillofacial anatomic landmarks with 3D MRI and determined a 95% confidence ellipse.

An Achieva 1.5 Tesla (Philips Electronics, Tokyo, Japan) MRI system was used. The imaging techniques used were three-dimensional turbo field echo (3D TFE) and sensitivity encoding (SENSE) high-speed MR imaging. Volumetric slice image data of 21 subjects were acquired. Image quality for objective hard and soft tissue structures was evaluated visually. Then eighteen anatomical landmarks were plotted on 3D MR images and the coordinate value of each landmark was acquired. Scatterplots and the 95% confidence ellipses were produced three-dimensionally, and the diameter and flattening ratio of the ellipses were calculated for evaluating the reproducibility of landmarks.

Regarding the depiction of anatomical structures, 3D MR images made using the SENSE technique (sagittal slices of 1 mm thickness) were superior to other techniques. The plotting reproducibility of each land-

mark showed characteristic features. In SENSE 3D MR images, the long axis of 95 % confidence ellipses for the sella (Se) point was approximately 5 mm. Among the three reference planes, 95 % confidence ellipses on the sagittal plane revealed the smallest flattening ratio.

Although further studies are necessary, maxillofacial morphologic analysis using 3D MRI may be useful in dentistry.

Key words: 3-dimensional imaging, MRI, maxillofacial anatomic landmarks, reproducibility

緒 言

顎顔面組織の形態計測には、頭部 X 線規格写真（セファログラム）をはじめとした単純 X 線写真が用いられてきた。2 次元の正面、側面の投影像から三次元座標を求め立体的な生体構造を分析する事も試みられたが、点焦点 X 線管を用いた単純撮影は被写体を通して X 線束が円錐形の広がりをもつため、形態的、寸法的に歪みを内包した画像であり、2 方向の写真から解剖構造の空間位置を検討するには制約がある^{1, 2)}。今日の医療画像技術の進歩により、様々な方法で顎顔面組織の画像を得る事、そしてその画像や計測値をコンピュータ処理する事が可能となり、理想的な分析法として 3 次元（3D）画像の応用が注目されることとなった^{3, 4)}。

コンピュータ断層撮影（CT）は硬組織を中心とした診断装置として急速に普及した。初期の CT 装置はボリューム画像データを取得することが困難であったが、1990 年頃の螺旋方式 CT の普及から、精密な 3D 画像を作製できるボリュームデータが秒単位の短い撮影時間で取得可能となった。さらに近年は歯科用 cone-beam CT（CBCT）が普及し、歯科における CT 画像の臨床応用は、口腔外科手術からインプラント、歯内療法、矯正治療へと広がりつつある³⁻⁸⁾。

以前は非常に高価で操作も複雑であった顎顔面組織の 3D 計測システムも、現在は一般のパーソナルコンピュータとソフトウェアを用いて、安価でかつ簡便に形態計測や分析が可能となってきた⁹⁾。しかし CT 画像データの取得には必ず X 線被曝が伴うため、撮影範囲や撮影回数が制限されるといった問題点がある。

CT 画像データを用いた 3D 形態計測には、単純に 2 点間の距離を求めるものや 2 つの直線で構成される角度を求めるものから、ベクトル計算を駆使するものまで様々な方法が報告されてきた^{3-8, 10)}。

我々が取り組んでいるのは、CT の多断面再構成画像（Multiplanar reconstruction: MPR）上でセファロ分析に準じた基準点（ランドマーク）をプロットして 3 次元空間位置座標（x, y, z,）を求め、求めた座標値を解剖学的基準平面に基づいた解剖学的座標系の位置

座標に変換して評価する方法である。顎顔面組織のランドマークを組み合わせ設定した基準平面を基に各計測点の位置を決定することで、十分に高い計測精度と再現性を得られることが確かめられている¹¹⁻¹⁴⁾。

Katsumata ら¹¹⁾および Maeda ら¹²⁾は、前述の方法で 3 次元的な生体基準平面と計測点への距離を求め、顎顔面硬組織の非対称度を評価している。Muramatsu ら¹³⁾および Kimura ら¹⁴⁾は、変換された各ランドマークの座標値の再現性を、セファログラム上にランドマークを設定する場合の観察者内誤差あるいは観察者間誤差を評価するため用いる 95% 確率楕円の手法¹⁵⁾を三次元に拡張して評価した。

一方、磁気共鳴画像（MRI）は X 線被曝を伴わず高い軟組織分解能を持つ検査法として 1980 年ころより臨床応用が始まり、急速に普及した¹⁶⁻¹⁸⁾。顎顔面領域においては腫瘍や軟組織疾患、顎関節円板の診断が可能であることから検査の有用性が報告されている¹⁹⁾。特に顎関節疾患は顎関節円板転位の診断が重要となるため、MRI 画像を用いた位置計測が試みられており、関節頭、下顎窩、関節結節や外耳孔といった個々の基準点からの相対的位置を評価した報告が散見される²⁰⁻²²⁾。MRI による 3D 表示は、腹部内臓や脳血管に関しては以前より盛んに試みられてきたが、顎顔面領域では応用が進んでいない。理由として、CT では、骨や歯が周囲に対してコントラストを持って白く描出されるのに対して、MRI では、空気と同じく黒く無信号になるため描出されにくいことが挙げられる。加えて撮像時間が長く数分を要するため、体動によるアーチファクトを生じやすく、CT と同じ精密なランドマークを顎顔面硬組織上に求めて 3 次元位置座標を計測することが可能か否かは、検討されていない。これまでは、MRI で撮像時間を短縮するためには空間分解能やコントラストを犠牲にせざるを得なかったが、近年、機器と技術の進歩により、より高速撮像が可能となり同時にボリュームデータを得ることも可能となってきた。そこで、従来の CT データを用いた 3 次元形態計測の手法を用いて、MRI ボリュームデータから顎顔面領域の 3 次元計測を行うことが可能ではないかと考えた。

本研究の目的は、MR画像ボリュームデータから顎顔面領域の再構成画像を作成して3次元位置座標を取得し、ランドマークの再現性について95%確率楕円を用いて評価することである。

I MRI ボリュームデータ取得の検討

1. 対象および方法

1) 対象

対象は、2008年3月から2010年6月までに顎関節部に雑音、疼痛、違和感等の症状を持ちMRI検査をおこなった患者のMRI画像である。その中から歯列、顎骨および顎関節に変形や非対称を認めず、オトガイ部からトルコ鞍まで観察可能な症例を対象として選択した。なお、本研究は朝日大学歯学部倫理委員会の承認を得て実施している（承認番号 第19054号）。

2) MRI ボリュームデータの取得

MRI装置は、朝日大学附属村上記念病院のAchieva 1.5Tesla (PHILIPS Electronics, Tokyo, Japan) を使用し、ヘッドコイルを用いて撮像した。撮像は、グラジェントエコー法（3D turbo field echo：3D TFE）とSENSE（sensitivity encoding）高速撮像法による脂肪抑制スピンエコー法（3D spectral pre-saturation with inversion recovery：3D-SPiR-TSE）のプロトン密度強調画像を実施した。SENSEは複数のコイルを

用いて並列的に撮像し、その後画像を合成する高速撮像法である。SENSEを使用することにより撮像時間が短縮し、安定したMRI画像が得られる可能性がある。また、スライス平面については症例を分けて、軸位断面と矢状断面のボリュームデータを取得した。各MRI撮像のパラメータを表1に示す。

3) 解剖構造描出能の評価

MRIボリュームデータはDICOM形式で保存し、医用画像フリーソフトウェアOsiriXを使用して3D画像を構築した。MRIの各撮像条件について1例を選択し、下顎骨外形、咀嚼筋、歯列の歯冠部および歯根部、顎関節部の解剖構造を観察するMPR画像を作成して描出能を視覚的に評価した。評価に用いたMPR画像は、顎骨外形では軸位断面、咀嚼筋では咬筋が描出されている前額断面、歯冠および歯根では上下顎大臼歯が描出される位置の矢状断面、顎関節では下顎頭中央が描出されている矢状断面である。臨床経験10年以上の放射線科医2名が画像を観察し、下顎骨外形については皮質骨と骨髓の境界が明瞭に観察できるか、咀嚼筋では咬筋の外形および筋束が観察できるか、歯冠および歯根では硬組織の輪郭が明瞭で歯髄が観察できるか、顎関節では下顎頭の外形が明瞭で円板が観察可能かを検討した。協議のうえ（A）明瞭に観察できる（B）観察できる（C）不明瞭の3段階で評

表1 MRI撮像のパラメータ

	TFE-Ax-1.5	SPiR-Ax-1.0	SPiR-Sag-1.0	SPiR-Sag-1.5	SPiR-Sag-2.0	SPiR-Sag-3.0
Pulse sequence	T1-3D-TFE	PD-3D-SPiR SENSE	PD-3D-SPiR SENSE	PD-3D-SPiR SENSE	PD-3D-SPiR SENSE	PDW-TSE-SPiR SENSE
TR/TE	4.0/4.6	1500/15	1500/15	1500/30	1500/30	1500/30
Slice direction	Axial	Axial	Sagittal	Sagittal	Sagittal	Sagittal
Slice thickness(mm)	2.5	2.0	2.0	3.0	4.0	3.0
Number of slice	80~100	180	140~200	80~90	75	50
Field of view(mm)	180×180	180×180	180×180	180×180	180×180	180×180
Voxel size (mm)	0.309×0.309×0.309	0.247×0.247×0.247	0.247×0.247×0.247	0.371×0.371×0.371	0.494×0.494×0.494	0.258×0.258×0.258
Acquisition time	6m15s~7m51s	5m25s	4m13~6m01s	2m25s~2m43s	2m16s	1m31s

価した。

2. 結果

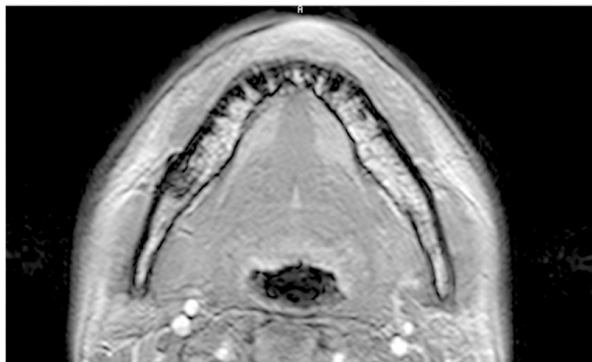
下顎骨外形を観察した軸位断 MPR 画像を図 1 に、咀嚼筋を観察した前額断 MPR 画像を図 2 に示す。

下顎骨体部の外形と咬筋の外形や筋束が (A) 明瞭に観察できたのは軸位断面で撮像した 3D TFE 画像 (TFE-Ax-1.5mm)、軸位断面および矢状断面にて 1.0 mm スライス間隔で撮像した SENSE 画像 (SPIR-Ax-

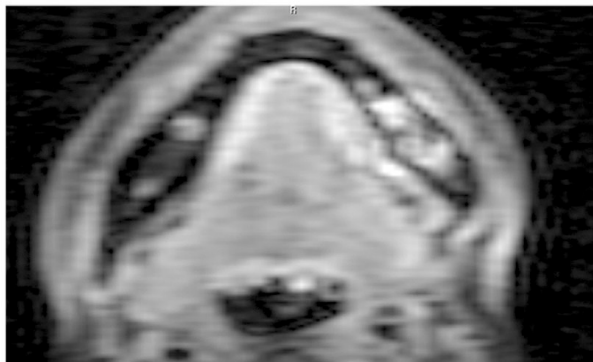
1.0mm, SPIR-Sag-1.0mm) であった。その他の撮像条件の画像は (B) 観察できるあるいは (C) 不明瞭であった。歯冠および歯根の描出を評価した MPR 画像を図 3 に示す。

矢状断面で撮像された SENSE 画像 (SPIR-Sag-1.0, 1.5, 2.0, 3.0mm) では、どのスライス間隔であっても歯の外形は観察ができ、スライス間隔 1.0mm (SPIR-Sag-1.0) 3.0mm (SPIR-Sag-3.0) で撮像した

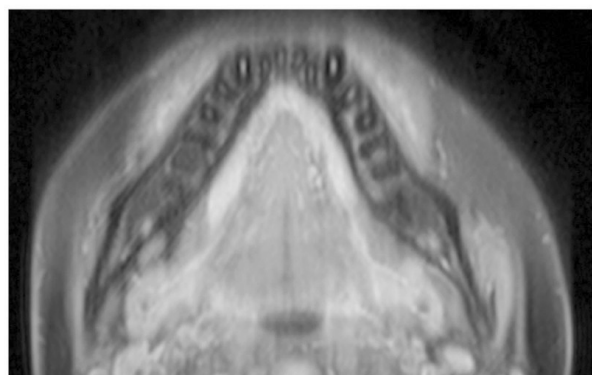
TFE-Ax-1.5mm



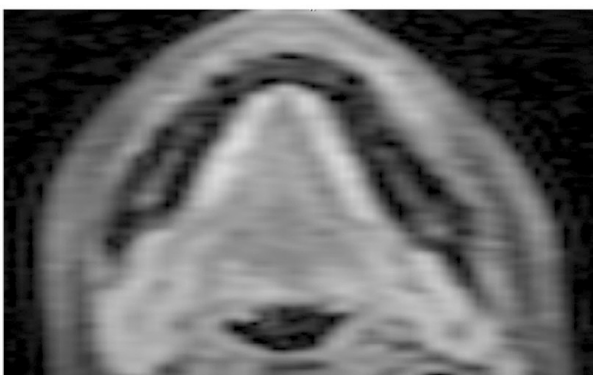
SPIR-Sag-1.5mm



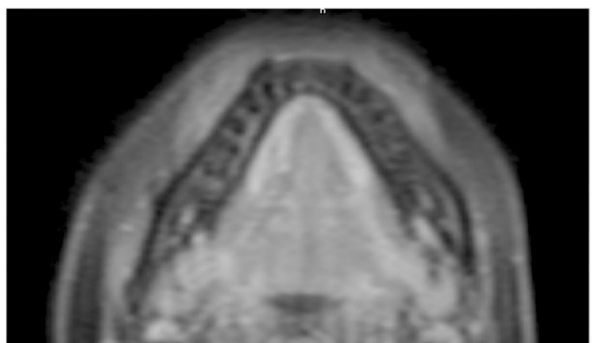
SPIR-Ax-1.0mm



SPIR-Sag-2.0mm



SPIR-Sag-1.0mm



SPIR-Sag-3.0mm

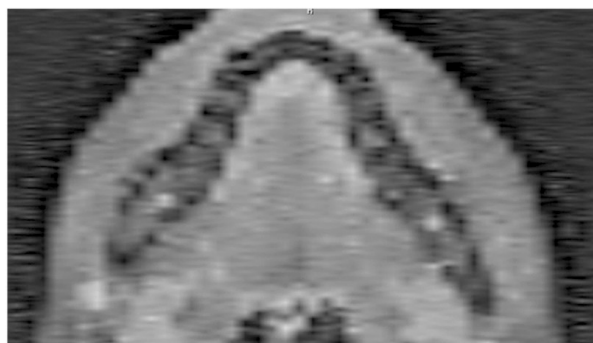


図1 下顎骨外形を観察した軸位断 MPR 画像

TFE 画像 (TFE-Ax-1.5mm) および軸位断面、矢状断面にて 1.0mm スライス間隔で撮像した SENSE 画像 (SPIR-Ax-1.0 mm, SPIR-Sag-1.0mm) で下顎骨体部の外形が明瞭に描出された

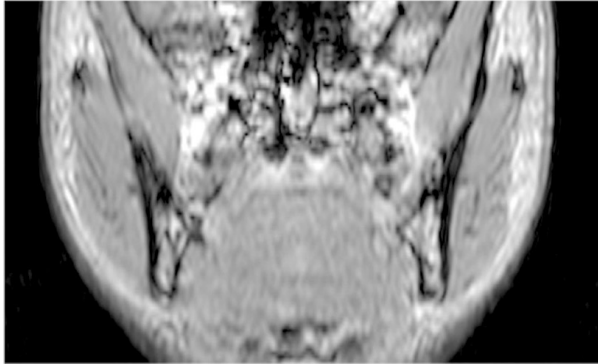
画像は、(A) 歯の外形は明瞭で硬組織と歯髄の識別が可能であった。一方、軸位断面で撮像された場合は3D TFE 画像 (TFE-Ax-1.5mm) で、歯の外形の描出は困難であった。顎関節部のMPR画像を図4に示す。

下顎頭の外形および関節円板が(A)明瞭に観察されたのは、矢状断面にてスライス間隔1.0mm (SPIR-

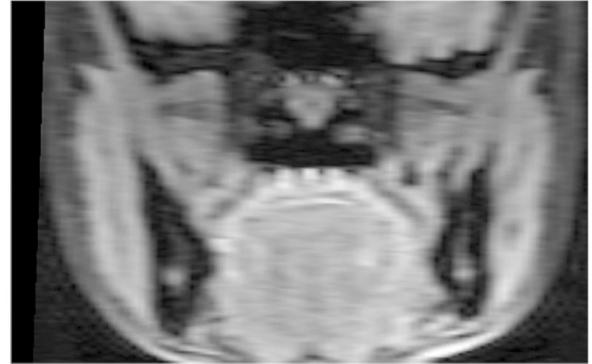
Sag-1.0mm)、1.5mm (SPIR-Sag-1.5mm)、3.0mm (SPIR-Sag-3.0mm) で撮像したSENSE画像であった。軸位断面で撮像されたSENSE画像 (SPIR-Ax-1.5mm) では関節円板の観察がやや困難な印象であった。以上の結果を表2に示す。

以上より、MRボリュームデータを用いた解剖学的ランドマークの設定および再現性の検討には、SENSE

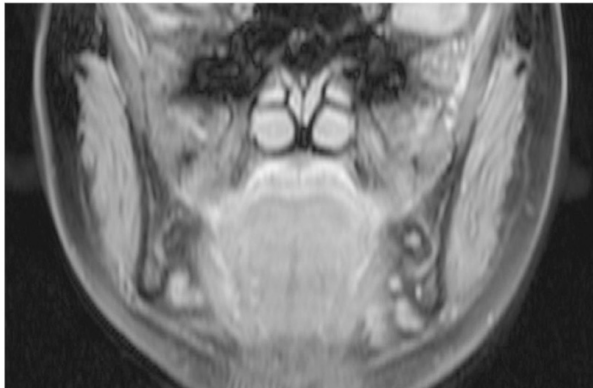
TFE-Ax-1.5mm



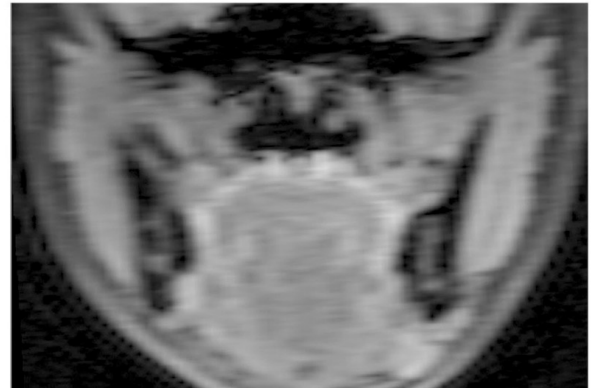
SPIR-Sag-1.5mm



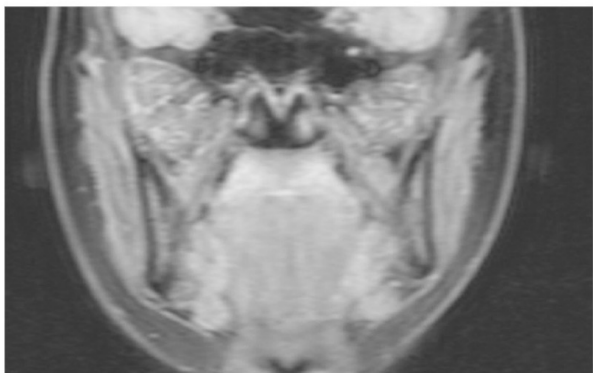
SPIR-Ax-1.0mm



SPIR-Sag-2.0mm



SPIR-Sag-1.0mm



SPIR-Sag-3.0mm

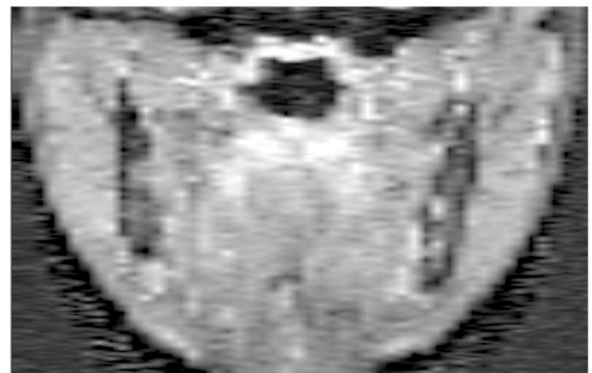
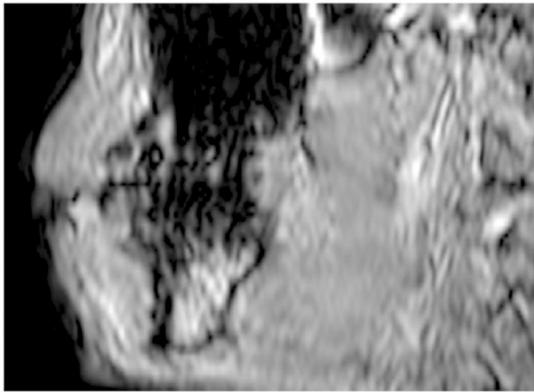


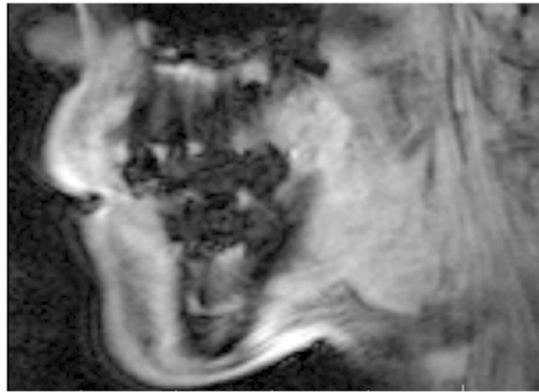
図2 咀嚼筋を観察した前額断MPR画像

TFE画像 (TFE-Ax-1.5mm) および軸位断面、矢状断面にて1.0mmスライス間隔で撮像したSENSE画像 (SPIR-Ax-1.0mm, SPIR-Sag-1.0mm) で咀嚼筋が明瞭に描出された

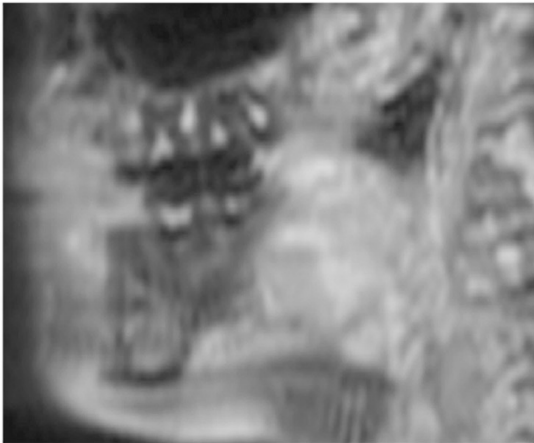
TFE-Ax-1.5mm



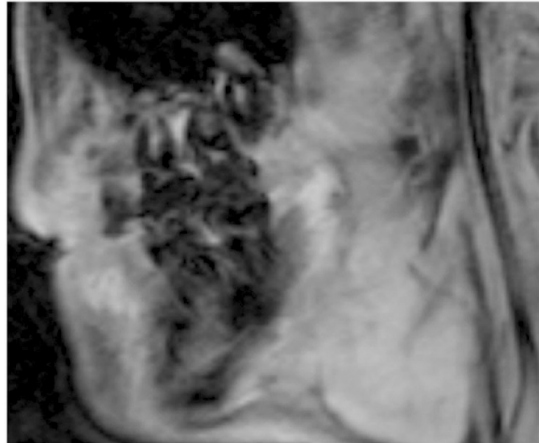
SPIR-Sag-1.5mm



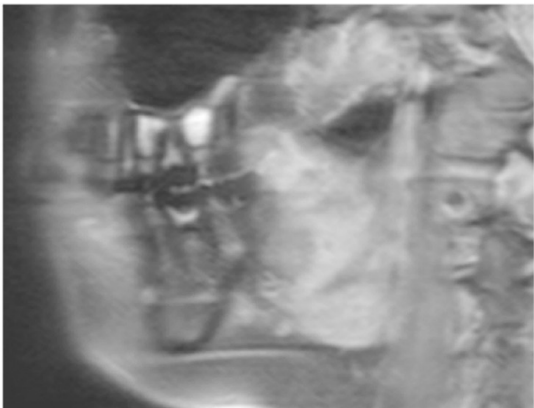
SPIR-Ax-1.0mm



SPIR-Sag-2.0mm



SPIR-Sag-1.0mm

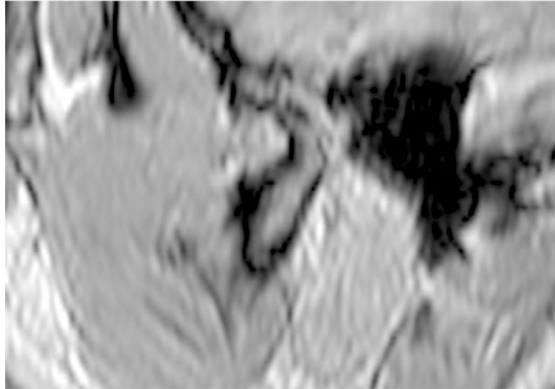


SPIR-Sag-3.0mm

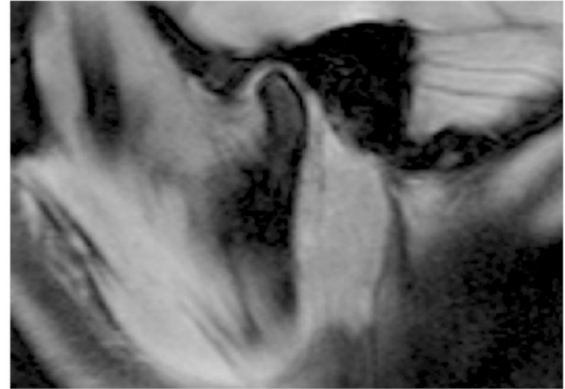


図3 歯冠および歯根を観察した矢状断 MPR 画像
矢状断面にて1.0mm および3.0mm スライス間隔で撮像した SENSE 画像(SPIR-Sag-1.0mm, SPIR-Sag-3.0mm)で歯の外形が明瞭に描出され、硬組織と歯髄の鑑別が可能であった

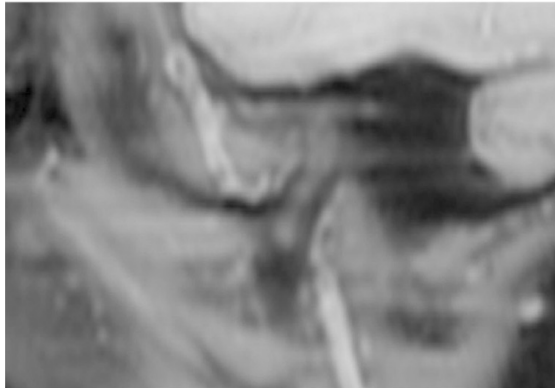
TFE-Ax-1.5mm



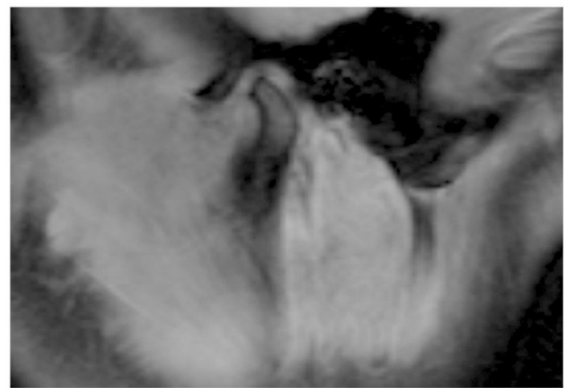
SPIR-Sag-1.5mm



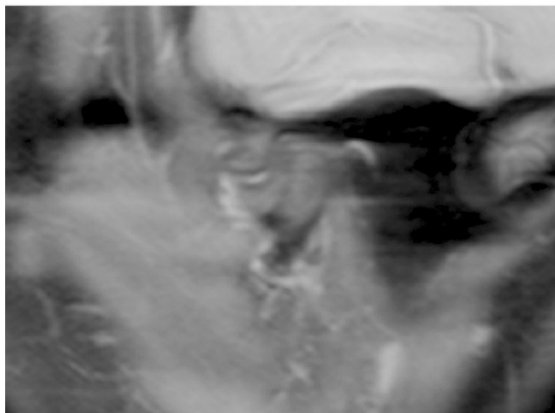
SPIR-Ax-1.0mm



SPIR-Sag-2.0mm



SPIR-Sag-1.0mm



SPIR-Sag-3.0mm

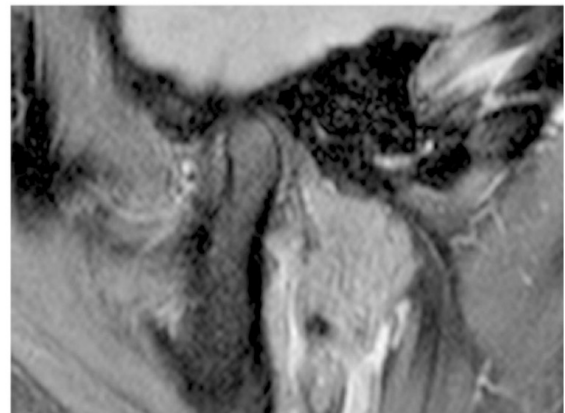


図4 顎関節部を観察した矢状断 MPR 画像

矢状断面にて1.0mm から3.0mm スライス間隔で撮像した SENSE 画像（SPIR-Sag-1.0mm, 1.5mm, 3.0mm）で下顎頭の外形および関節円板が明瞭に描出された

表2 MRI の解剖構造描出能

	Outline of Jaws	Masticatory muscle	Teeth crown and roots	Temporo-mandibular joint
TFE-Ax-1.5	A	A	C	B
SPIR-Ax-1.0 SENSE	A	A	B	B
SPIR-Sag-1.0 SENSE	A	A	A	A
SPIR-Sag-1.5 SENSE	B	B	B	A
SPIR-Sag-2.0 SENSE	B	B	B	B
SPIR-Sag-3.0 SENSE	C	C	A	A

A : clearly visible, B: visible, C: not clear

矢状断画像1.0mm スライス間隔画像（SPIR-Sag-1.0 mm）を用いることとした。

II 解剖学的ランドマークの設定および再現性の検討

1. 対象および方法

1) 対象

対象は、2008年6月から2009年8月までに顎関節部に雑音、疼痛、違和感等の症状を持ちMRI検査をおこなった患者の画像データである。SENSE 矢状断面1.0mm スライス間隔画像でボリューム画像を取得した症例のうちMRI上で顎骨および左右下顎頭の骨変形を認めない21症例（男性7人、女性14人、平均年齢31.4歳）について各ランドマークを設定し位置座標を取得した。なお、MRI装置は前の検討と同じで、SENSE 矢状断画像1.0mmにて顎顔面全体のMRIボリュームデータを撮像する所要時間は、顔の幅径により差違があるが、およそ4～6分間であった。

2) 画像処理とランドマークの3次元位置座標の取得

MRIデータは既述のとおりDICOM形式で保存し、医療画像管理フリーソフトウェアOsiriXを使用して図5に示すようにXY平面（軸位断面）、YZ平面（矢状断面）、XZ平面（前額断面）の3平面を同時に表示し、直方体のMRI撮像領域の一隅を原点（0, 0, 0）とした座標系における各ランドマークの位置座標（x,y,z）を記録した。

ランドマークはMuramatsu¹³⁾、Kimura¹⁴⁾らの3DCTを用いた検討に準じて設定した。今回はこれらに加えてMRIに特徴的なランドマークとして顎関節円板中央狭窄部（Articular disc intermediate zone: Dim）を

検討項目に入れた。ランドマークの一覧を表3に示す。

ランドマークの位置座標を、生体の基準点Basionを原点（0, 0, 0）とした解剖学的座標系に変換するには、Microsoft Excel 2003（Microsoft Japan, 東京）を用い、独自に作成したマクロプログラムで行った。各ランドマークの位置座標について、統計ソフトウェア（JMP,SAS Institute Japan, 東京）により、3平面における95%確率楕円を作成した。

3) 95%確率楕円による検討

初めに、観察者内の再現性について検討した。対象とした21症例からすべてのランドマークが設定可能な1症例を選択し、各ランドマークについて1人の観察者が1日毎に1回、合計10回計測を繰り返し、3D座標設定の再現性に関する観察者内誤差を95%確率楕円で表示し、その大きさ（直径）を求めた。MPR画像から決定される座標値は、ランドマーク自身の解剖学的特徴に加えて、撮影方法、画像取得条件、画像処理条件、あるいは観察者の能力によりばらつきを生じるため、確率楕円が大きくなるほど精度は低く、小さく、かつ正円に近くなるほど精度が高い事となる。

次に、1人の観察者が全21症例のランドマークから取得した座標について、95%確率楕円の扁平率を求め位置座標の空間分布を検討した。扁平率は $f = (a-b)/a = 1 - b/a$ （長半径=a 短半径=b 扁平率=f）の計算式で求められ、楕円が円に比べてどれくらい扁平か（つぶれているか）を表す。正円では値が0になり、つぶれるに従って値は1に近づく。扁平率は3平面に分けて求めた。

2. 結果

観察者内誤差を検討するために10回計測を繰り返して作成したSe, Na, ANS, L6における95%確率楕円を図6に示す。

Seの確率楕円は3平面すべてが長径約5mmに収束し、このランドマークを繰り返し設定した場合の誤差は小さく、再現性が良好であることが示された。各ランドマークについて3断面から計測した確率楕円の長径を表4に示す。

Cdでは軸位断面で2.9mmと長径が収束したが、矢状断面、前額断面ではそれぞれ6.6mm, 6.8mmとなった。顎関節円板のランドマーク(Disk)に関しては、矢状断面における長径が軸位および矢状断面よりも小さくなっていた。一方、骨の指標であるNa,ANS

の長径は10mmを超え、MRIではランドマーク設定が困難であった。各ランドマークの位置座標の空間分布について検討するために21例のMRIから計測した確率楕円の扁平率を表5示す。

3平面の扁平率の平均が最も小さかったのはCdLで0.14であった。最も大きかったのはMeおよびGoの0.56であった。Se, CdL, MeおよびGoにおける確率楕円を図7に示す。

3つの基準平面ごとに各ランドマークの扁平率の平均値を求めると、軸位断面 0.54 ± 0.18 、矢状断面 0.23 ± 0.13 、前額断面 0.49 ± 0.22 であった。Studentのt検定(有意水準0.05)において、矢状断面の扁平率は他の2断面と比較し有意に低く、確率楕円が正円に近いことが示された。軸位断面と冠状断面の間に有意差

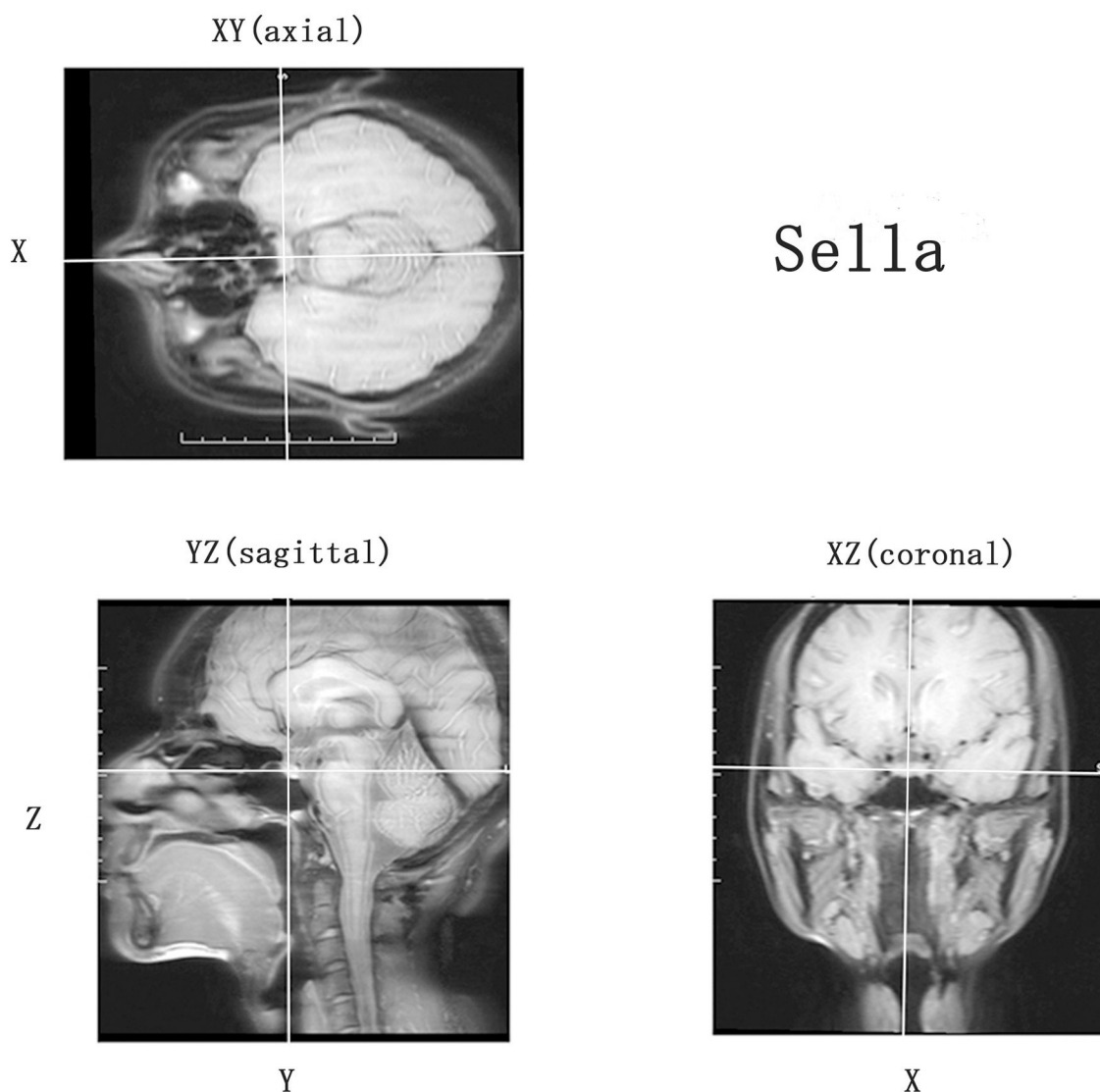


図5 ランドマークの3次元位置座標の取得
Sellaの位置をXY平面, YZ平面, XZ平面で同時に表示

表3 各ランドマークの定義

略号	名称	MR画像上の定義
Se	Sella	下垂体窩の中央部
Na	Nasion	鼻骨前頭縫合部の最前点
Or	Orbitale	眼窩骨縁で皮質骨最下部
Po	Porion	内耳道の最狭窄部の上縁
Ba	Basion	第2頸椎歯突起中央部
ANS	Anterior nasal spine	前鼻棘の最尖端点
CdA	Anterior point of the condylar head	下顎関節頭の最前端
CdP	Posterior point of the condylar head	下顎関節頭の最後端
CdM	Medial point of the condylar head	下顎関節頭の内側棘
CdL	Lateral point of the condylar head	下顎関節頭の外側棘
Go	Gonion	下顎枝後縁平面の最下点
Me	Menton	オトガイ部断面の最下点
U6	Upper-6	第一大臼歯後面
L6	Lower-6	
U1	Tip of U1	
L1	Tip of L1	唇舌側に皮質骨が確認できる位置での 左右中切歯間点
Da	Articular disc anterior border	顎関節円板前方縁
Dim	Articular disc intermediate zone	顎関節円板中央狭窄部

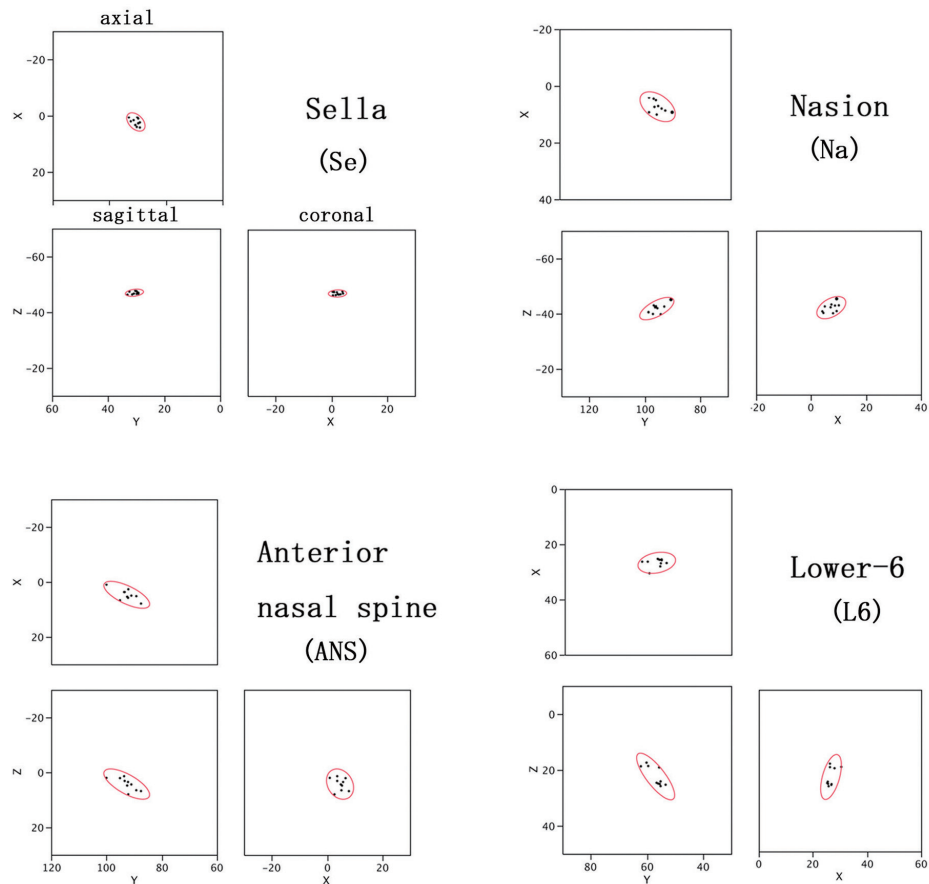


図6 観察者内誤差の95%確率楕円

観察者内誤差を検討するために10回計測を繰り返して作成したSe, ANS, NaおよびL6の95%確率楕円。Seは、ほぼ長径5mmに収束している

表4 観察者内間確率楕円の長径

	Cd	Go	Po	L6	U6	L1	U1	Me	ANS	Na	Se	Or	Dim
XY(軸位断面)	2.9	5.2	6.0	8.1	6.0	6.0	6.8	6.0	11.7	10.2	5.1	8.5	7.5
YZ(矢状断面)	6.6	6.4	6.4	10.3	5.6	6.0	4.4	6.0	11.2	8.5	5.1	6.0	4.9
XZ(前額断面)	6.8	6.8	3.5	9.4	6.0	6.0	6.8	6.0	18.6	10.2	5.1	7.7	7.9

(単位mm)

表5 確率楕円の扁平率 (n=21)

	CdL	Go	Po	L6	U6	L1	U1	Me	ANS	Na	Se	Or	Dim	平均	S.D.
XY(軸位断面)	0.06	0.59	0.56	0.72	0.58	0.70	0.65	0.76	0.59	0.53	0.45	0.44	0.37	0.54	0.18
YZ(矢状断面)	0.20	0.40	0.50	0.00	0.23	0.19	0.19	0.21	0.22	0.27	0.07	0.18	0.36	0.23	0.13
XZ(前額断面)	0.15	0.67	0.14	0.49	0.49	0.68	0.69	0.72	0.71	0.61	0.47	0.31	0.19	0.49	0.22
平均	0.14	0.56	0.40	0.41	0.43	0.52	0.51	0.56	0.51	0.47	0.33	0.31	0.31		
S.D.	0.07	0.14	0.22	0.37	0.18	0.29	0.27	0.31	0.26	0.18	0.23	0.13	0.10		

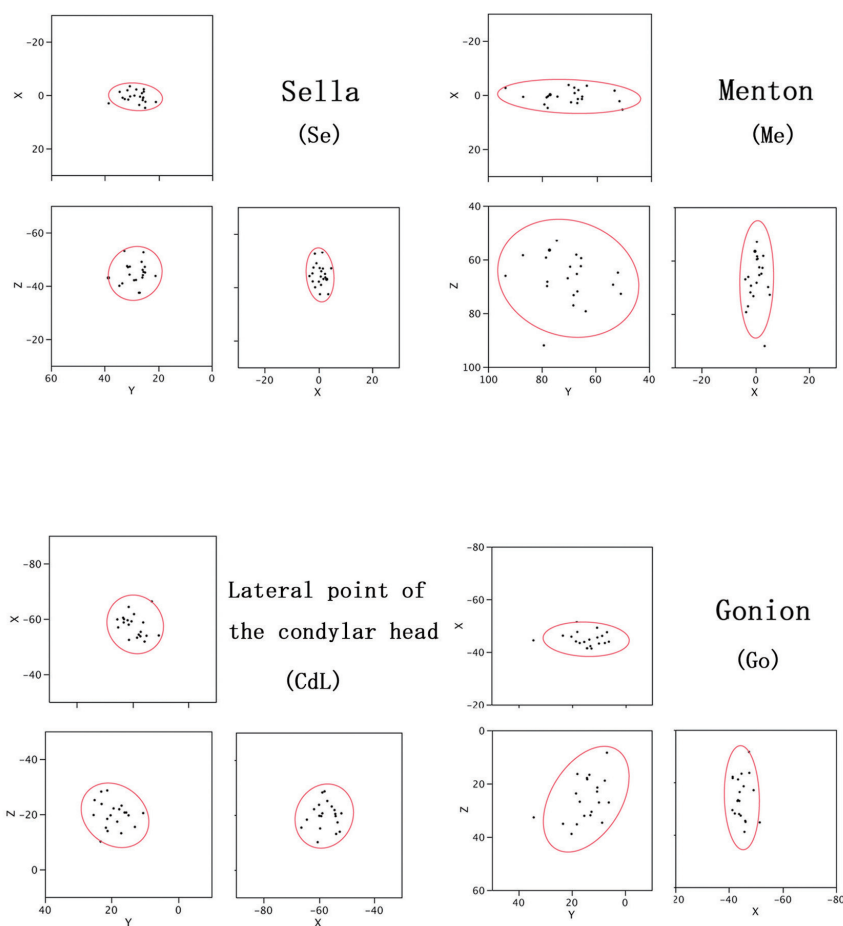


図7 21名の被験者における各ランドマークの95%確率楕円
CdLの扁平率は最も小さく、95%確率楕円は3平面において最も円に近い形をしめす

は認められなかった。

考 察

MRI ボリュームデータにおける3次元ランドマーク設定の精度には、撮像のパラメータ、ランドマークの解剖学的特徴、ランドマークを決定する画像の品質および観察者の経験などが影響すると考える。今回、MRI ボリュームデータによる顎顔面のランドマーク設定を初めて試みたが、CTとMRIの画像原理由来する相違が見いだされた。

ひとつは撮影（撮像）時間の問題である。CTで顎顔面全域のボリュームデータを取得する場合、全身用CTであっても歯科用CBCTであっても撮影時間はおおよそ10～15秒間である³⁾。これは、パノラマX線撮影の照射時間とほぼ同じであり、顔を固定して静止状態を保つのがそれほど困難でない。これに対してMRIによるボリュームデータ取得には分単位の時間を要するため、小児や体動を自制できない患者には用いることができない。長い撮像時間は、被検者の動きによるモーションアーチファクトの原因となる。顎関節のMRI検査に関する臨床経験より、画像検査のために頭部を静止できる時間は健康な成人で5分が限度と思われる。今回使用したMRI撮像パラメータのうち、3D TFE法は高い傾斜磁場システムを備えたMRI装置で撮像時間の短縮が可能となっている。しかし、顎顔面全体を撮像範囲に含むためには100スライスに及ぶ撮像が必要で、撮像時間は6分以上になった。これに対しSENSE法は、複数のコイルを用いて並列的に撮像し高速化を図り、その後画像を合成するparallel imagingというものである²³⁾。撮像時間は短縮するが信号対雑音比（signal to noise ratio, SNR）は低下するとされている。脳外科領域をはじめとしてすでに応用が進み、アルツハイマー型認知症診断で脳容積の計測に従来のMR検査とSENSE法を比較するなど、疾患毎に検討がおこなわれている^{23, 24)}。本研究においてはSENSE法での撮像時間はスライス間隔が1.0mmの場合では約5分、3.0mmの場合は1分30秒であった。SENSE法より撮像時間を短縮し、安定したMRI 3D画像が得られる可能性がある。本研究ではスライス間隔1.0、1.5、2.0および3.0mmのSENSE法矢状断画像で顎顔面構造の描出能を検討したが、下顎骨外形、咀嚼筋、歯列の歯冠部および歯根部、顎関節部のすべてで明瞭に描出されていたのはスライス間隔1.0mmの画像であった。顎骨や歯の細かい構造の描出には、やはり1.0mmより小さなスライス間隔が必要と思われる。理想的には、パノラマX線撮影や歯科用CBCTに相当する0.1mmの解像度を持つMRIを1分以下で

撮像できれば、歯科領域でのMRIの有用性が格段に向上すると考える²⁵⁾。

Muramatsu ら¹³⁾は3DCT画像を用いて、適切な座標軸を設定するために解剖学的ランドマークの再現性について検討をおこない、各ランドマークが3次元的に特徴的な再現性を示す事を明らかにしている。たとえば外耳孔を示すPoや歯の表面のランドマークは、硬組織の描出に優れたCTでは比較的可見易いポイントである。しかし、彼らの検討においてスライスを重ねて構築される3D画像では、Z軸（上下）方向のPoの設定は意外に難しく、スライス厚が大きくなるほど、Z軸（上下）方向および左右（X軸）方向には安定性を欠いたとしている。一方MRIでは、任意の方向から観察可能ではあるが、骨硬組織や金属が空気と同じ無信号を示す空気と解剖構造の境界の判別が難しくなるため、ランドマークの再現性にバラつきが出た。同じ理由でMeおよびNaの設定がCTと比較して大変困難であった。CTの場合は、骨の接合（縫合）部が描出され、ランドマーク決定の参考となる。しかしMRIでは、骨の接合部が描出されず、MeやNaの設定が困難であった。頭蓋底のランドマークであるSeやBaの設定は、CTよりもMRIが容易な印象であった。Muramatsu ら¹³⁾は3DCT画像を用いた検討においてSeやBaは安定した再現性を示すランドマークであるとしている。しかしSeはスライス厚が大きくなるにつれZ軸（上下）方向にバラつく傾向にあり上下方向の再現性が劣ることを明らかにしている。我々の検討でZ軸方向に再現性が安定した理由には、撮像方向としてCTが軸位断面ボリュームデータを用いるのに対しMR矢状断面のボリュームデータを採用した事が要因の1つであると考えられる。また、症例の確率楕円が、矢状断面において扁平率が小さく、円に近い分布を示した原因のひとつも、連続する矢状断面のボリュームデータを採用した事にあると考えられる。CTが基本的に軸位断面の画像を撮影するのに対し、MRIは軸位断、前額断、矢状断、および任意の断面の描出が可能であるため、解剖学的指標の選択にはボリュームデータの撮像平面を考慮に入れる必要がある。

今回採用したランドマーク群は、本来、側面セファログラムで定義されていたものを3次元的に拡張したものである。これも、セファロと同じく顔の側面を表す矢状断面で撮像されたボリュームデータの成績が良かった理由のひとつと思われる。GoおよびOrの正確な設定には観察者の能力と経験が求められる印象であった。この点は過去に報告された3DCTによる検討と同じであった^{13, 14)}。いずれにせよ、95%確率楕

円を用いた方法は、ランドマークの再現性を視覚的に捉える事が可能であるといえる。

MRIの特徴の1つとして軟組織の描出に優れており、関節円板の描出が可能であることが挙げられる。これまでMRIを用いてヒト咬筋や外側翼突筋の面積、体積、走行角度の観察、計測を行った報告^{26, 27)}があるほか、MRIを用いた関節円板の位置に関する報告は、矢状断面像から検討を加えたものがある²⁰⁻²²⁾。Tasakiら²⁸⁾は、顎関節円板の前後方向への転位について、MRI矢状断面像より、関節円板後方肥厚部が下顎頭上方に位置し中央狭窄部が下顎頭に接している状態を関節円板転位なし、関節円板後方肥厚部が関節頭機能面の前方に位置している状態を関節円板前方転位と分類し、以降、標準的な基準として顎関節円板動態の診断に用いられている。しかし、この分類は個々の関節頭に対する相対的位置関係を捉えたもので、円板動態に問題なしとしながらも、雑音が発生したり、疼痛が発現したりと、診断に苦慮することもある²⁹⁻³⁴⁾。本研究では、MRIボリュームデータ撮像に顎関節の検査に用いられるプロトン密度強調像を採用したこともあり、円板と下顎頭の設定は容易であった。円板の95%確率楕円における扁平率は、CdAの0.14に次いで低い0.31であったことも、ランドマークとしてのDisk（関節円板）が再現性を持ち、頭蓋顔面3D形態計測に利用可能な事を示すと考える。ならば頭蓋顔面ランドマークの位置座標を用いて、顔面全体に対する顎関節円板の位置、あるいは左右円板位置のバランスを検討する事により、顎関節疾患のさらにくわしい病態の解明や顎関節MRI診断の改良が可能ではないかと考える。

一方、観察者内誤差を求めた95%確率楕円の収束について、Muramatsuら¹³⁾はCTを用いた同様な実験で、主要ランドマークの95%確率楕円が長径約2mm以内に収束した事を示している。我々のMRIによる確率楕円は5mmに収束しており、CTには及ばなかった。これは、既述のように、画像解像度やMRIの長い撮像時間による体動の影響と考えられる。しかし、頭蓋顔面3D形態計測には、SeやNaなど顎顔面の比較的上方に位置するランドマークを含む範囲の撮像が必要となる。CTによる撮影では、放射線に対する感受性が高いとされる水晶体や脳下垂体への被曝線量が無視できない³⁵⁻³⁷⁾。また、唾液腺や甲状腺への被曝も問題となる³⁶⁾。

3DMRIを使用した頭蓋顔面形態計測の検討は始まったばかりで、計測精度やランドマークの設定以外にも課題は多い。しかし、静磁場強度を上げ高速大容量のコンピュータで複雑なシーケンスを実行させる事

により、解像度およびコントラストを向上させた精密なボリュームデータを、短時間で撮像可能となってきた。3DMRI検査が簡便に実施され頭蓋顔面形態3D座標計測が一般化すれば、小児患者の多い矯正歯科などでの有用性が高くなる。

本研究では、セファログラムおよび3DCTと共通するランドマークの設定を試みたが、今後、3DMRIの特性を活かしてランドマークの定義や設定法を改良する事により、MRIによる頭蓋顔面3次元解析の精度を向上可能であろう。

結 論

MR画像データから頭蓋顔面領域の再構成画像を作成して3次元位置座標取得に適した撮像パラメータについて検討し、設定したランドマークの再現性について95%確率楕円を用いて検討した結果、以下のことがわかった。

1. SENSE法により撮像した矢状断面からなる顎顔面のMRIボリュームデータにおいて、顎顔面組織の良好な描出が得られた。
2. MRIボリュームデータ上で解剖学的ランドマークの3次元座標を取得し、95%確率楕円の方法を用いることにより、各ランドマークの再現性を評価することができた。

文 献

- 1) Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthodontist*. 1931; 1: 45-66.
- 2) Tweed CC. The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *Am J Orthod*. 1969; 55: 651-657.
- 3) Kawamata A, Arijii Y and Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North America*. 2000; 44: 395-410.
- 4) Kawamata A, Arijii Y and Langlais RP. Three-Dimensional Imaging for Orthognathic Surgery and Orthodontic Treatment. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2001; 13: 713-725.
- 5) Park SH, Yu HS, Kim KD, Lee KJ and Baik HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthod*. 2006; 129: 600. e23-34.
- 6) Kawamata A, Fujishita M, Nagahara K, Kanematsu N, Niwa K and Langlais RP. Three-dimensional computed tomography evaluation of postsurgical condylar displacement after mandibular osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998; 85: 371-376.

- 7) Arijji Y, Kawamata A, Yoshida K, Sakuma S, Nawa H, Fujishita M and Arijji E. Three dimensional morphology of the masseter muscle in patients with mandibular prognathism. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000 ; 29 : 113-118.
- 8) Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, Ohhata N, Uchiyama Y, Watanabe Y, Tanaka F and Kishinami T. Three-dimensional analysis of craniofacial bone using three-dimensional computed tomography. *J Cranio-maxillofac Surg.* 1992 ; 20 : 49-60.
- 9) Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJ and Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of Measurements on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011 ; 140 : e107-14.
- 10) Kapila S, Conley RS and Harrell WE Jr. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 ; 40 : 24-34.
- 11) Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Arijji Y, Arijji E and Langlais RP. 3 D-CT evaluation of facial asymmetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005 ; 99 : 212-20.
- 12) Maeda M, Katsumata A, Arijji Y, Muramatsu A, Yoshida K, Goto S, Kurita K and Arijji E. 3D-CT evaluation of facial asymmetry in patients with maxillofacial deformities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 ; 102 : 382-90.
- 13) Muramatsu A, Nawa H, Kimura M, Yoshida K, Maeda M, Katsumata A, Arijji E and Goto S. Reproducibility of maxillofacial anatomic landmarks on 3-dimensional Computed tomographic images determined with the 95% confidence ellipse method. *Angle Orthod.* 2008 ; 78 : 396-402.
- 14) Kimura M, Tokumori K, Nawa H, Yoshida K, Muramatsu A, Fuyamada M, Katsumata A, Goto S and Arijji E. Reliability of a coordinate system based on anatomical landmarks of the maxillofacial skeleton: An evaluation method for 3-dimensional imaging obtained with cone-beam computed tomography. *Oral Radiol.* 2009 ; 25 : 37-42.
- 15) Kwon TG, Park HS, Ryoo HM and Lee SH. A comparison of craniofacial morphology in patients with and without facial asymmetry-a three-dimensional analysis with computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2006 ; 35 : 43-48.
- 16) Balter S. An introduction to the physics of magnetic resonance imaging. *Radiographics.* 1987 ; 7 : 371-383.
- 17) Elster AD. Magnetic Resonance Imaging: A Reference Guide and Atlas. Philadelphia: Lippincott ; 1986.
- 18) Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature.* 1974 ; 242 : 190-191.
- 19) Katzberg RW and Westesson PL. Selection of imaging modality for patients presenting with symptoms of internal derangement. In: Westesson P-L, Katzberg RW (eds). Imaging of Temporomandibular Joint. *Cranio Clin Int.* 1991 ; 1 : 127-132.
- 20) Arayasantiparb A and Tsuchimochi M. Quantification of disc displacement in internal derangement of the temporomandibular joint using magnetic resonance imaging. *Odontology.* 2010 ; 98 : 73-81.
- 21) Kurita H, Ohtsuka A, Kobayashi H and Kurashina K. A study of the relationship between the position of the condylar head and displacement of the temporomandibular joint disk. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001 ; 30 : 162-165.
- 22) Toyama M, Kurita K, Westesson PL, Sakuma S, Arijji E and Rivera R. Decreased disk-eminence ratio is associated with advanced stages of temporomandibular joint internal derangement. *Dento-maxillofac Radiol.* 1999 ; 28 : 301-304.
- 23) Larkman DJ and Nunes RG. Parallel magnetic resonance imaging. *Phys Med Biol.* 2007 ; 52 : R15-55.
- 24) 中村理宣, 池田進弘, 坪子敏和, 吉川一郎, 水村直. 早期アルツハイマー型認知症診断システム VSRAD の臨床応用—Parallel imaging を用いた頭部 3 D-MRI の検討—. 未病と抗老化. 2007 ; 16 : 128-135.
- 25) 奥村泰彦, 勝又明敏. 第 8 編 歯科領域の画像. 石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志監修, 医用画像ハンドブック. オーム社, 東京, 2011. 1258-1324.
- 26) Goto TK, Tokumori K, Nakamura Y, Yahagi M, Okamura K and Kanda S. Volume changes in human masticatory muscles between jaw closing and opening. *J Dent Res.* 2002 ; 81 : 428-432.
- 27) 田村佳則, 内田慎爾, 四井資隆, 吉峰茂樹, 西崎宏, 前田照太, 井上宏. MRI によるヒト外側翼突筋の形態観察. 日顎誌. 2004 ; 16 : 213-219.
- 28) Tasaki MM and Westesson PL. Temporomandibular joint: Diagnostic accuracy with sagittal and coronal MR imaging. *Radiology.* 1993 ; 186 : 723-729.
- 29) Paesani D, Westesson PL, Hatala MP, Tallents RH and Brooks SL. Accuracy of clinical diagnosis for TMJ internal derangement and arthrosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1992 ; 73 : 360-363.
- 30) Yatani H, Sonoyama W, Kuboki T, Matsuka Y, Orsini MG and Yamashita A. The validity of clinical examination for diagnosing anterior disc displacement with reduction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 ; 85 : 647-653.
- 31) Yatani H, Suzuki K, Kubuki T, Matsuka Y, Maekawa K and Yamashita A. The validity of clinical examina-

- tion for diagnosing anterior disc displacement without reduction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1998 ; 85 : 654-660.
- 32) 五十嵐千浪. 顎関節症患者の年齢群, 性別における臨床診断の精度. 歯科放射線. 2007 ; 47 : 8-18.
 - 33) 小林馨, 五十嵐千浪, 湯浅雅夫, 今中正浩, 近藤寿郎. 顎関節内障における画像検査の診断精度. 歯科放射線. 1998 ; 38 : 231-241.
 - 34) 五十嵐千浪, 小林馨, 湯浅雅夫, 今中正浩, 駒橋武, 山本昭. 関節音を有する復位を伴わない円板前方転位のMR画像所見. 日顎誌. 1998 ; 10 : 13-22.
 - 35) 岩井一男. 歯科X線撮影の実態と被曝線量. 歯科放射線. 2006 ; 46 : 122-5.
 - 36) 岡野恒一, 松尾綾江, 後藤賢一, 横井みどり, 蛭川亜紀子, 奥村信次, 小山修司. 口腔および顎顔面エックス線撮影における唾液腺に着目した実効線評価. 日放技学誌. 2009 ; 65 : 594-602.
 - 37) 境野利江, 佐藤健児, 原田康雄, 西川慶一, 小林育夫, 岡野友宏, 代居敬, 佐野司. 一般歯科診療所のパノラマX線撮影における患者線量. 歯科放射線. 2011 ; 50 : 11-16.
-