
原著論文

スパイラル CT を用いた顎関節の三次元評価法

細木 真紀, 薩摩登誉子, 高橋 章*, 西川 啓介*, 細木 秀彦*, 中野 雅徳,
坂東 永一, 竹内 久裕*, 菅原千恵子**, 岩崎 裕一**

キーワード: 顎関節, スパイラル CT, 三次元評価

Three-dimensional Evaluation of Temporomandibular Joint Using Spiral CT

Maki HOSOKI, Toyoko SATSUMA, Akira TAKAHASHI*, Keisuke NISHIGAWA*,
Hidehiko HOSOKI*, Masanori NAKANO, Eiichi BANDO, Hisahiro TAKEUCHI*,
Chieko SUGAWARA**, Hirokazu IWASAKI**

Abstract: Three-dimensional (3-D) image reconstructed from Computed Tomography (CT) data is an efficient method to evaluate temporomandibular joint (TMJ) morphologically. Even the 3-D image reconstructed from spiral CT data has some distortion, typically along to the table feed direction, very few studies were reported about accuracy of reconstructed 3-D image size. The purpose of this research was to evaluate the distortion on 3-D image reconstructed with spiral CT (Somatom Plas4, Siemens Co, Germany) quantitatively.

We used three imaging targets, eight ceramic balls placed at corners of cubic frame, a calibration cube that has the CT value nearly equal to cortex bone of human dried mandibular head. We evaluated relation between a threshold level of CT image processing and reconstructed 3-D image size with a custom-made computer program.

CT data of ceramic balls clarified changes of the reconstructed image, -0.215 mm for table feed direction and less than ± 0.006 mm for the other directions. The calibration cube was used for the arrangement of optimal scanning condition (reconstruction mode, collimation, reconstitution interval) and evaluation of reconstructed image size. The distortion of the image was +0.207 mm for table feed direction and less than +0.029 mm for the other directions. Changes of dried skull TMJ image reconstructed with the optimal scanning condition were -1.463 mm for lateral direction of the condylar head, -0.956 mm for back and forth direction and -0.580 mm for table feed direction.

Results of this research suggested that the level of the 3-D image distortion was mostly affected with the scanning condition. And the size of 3-D image was susceptible to the threshold level of CT image processing. Consequently, we think that the standardization of scanning condition should be concerned for the quantitative evaluation of 3-D TMJ image using CT data.

徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部咬合管理学分野

*徳島大学医学部・歯学部附属病院歯科

**徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部口腔顎顔面放射線医学分野

Department of Fixed Prosthodontics, Institute of Health Biosciences, The University of Tokushima Graduate School

*Department of General Dentistry, University Medical and Dental Hospital, The University of Tokushima

**Department of Oral and Maxillofacial Dentistry, Institute of Health Biosciences, The University of Tokushima Graduate School

緒 言

顎関節の撮像および三次元再構築は従来型 Computed Tomography (以下 CT) においても試みられていた¹⁻⁷⁾。近年、スパイラル CT が開発され⁸⁾、より短時間で連続した三次元データが得られるようになり、スパイラル CT による顎関節の三次元再構築も試みられるようになってきた⁹⁾。また、これら画像の座標系と下顎運動の座標系を統一し、顎運動と顎関節の解剖学的形態の関連づけも試みられ始めた¹⁰⁻¹⁴⁾。しかし、顎関節における撮像・再構築方法は最適化や標準化が計られているとはいえない。特にスパイラル CT は体軸方向分解能に起因する被写体の形状変化、すなわち画像の歪みを持つことも知られており^{8, 15-17)}、精度の高い立体再構築を行うには、この歪みの影響について考慮する必要がある。しかし、これまでの顎関節の研究の多くは再構成画像の視覚的な形態観察や他の X 線画像との比較が多く¹⁷⁻²¹⁾、三次元的に定量評価したものは少ない。そこで本研究は、スパイラル CT によるヒト顎関節三次元形態の定量的評価法を確立することを目的とし、第一報として以下のことについて検討した。

- 1) スパイラル CT を用いた本実験の空間精度。
- 2) 顎関節スパイラル CT 撮像に適した再構成関数および CT 閾値。
- 3) ヒト乾燥頭蓋骨下顎頭の三次元再構築データの精度。

材料ならびに方法

1. CT 装置

撮像にはスパイラル CT (Siemens 社製 SomatomPlus4, Erlangen, Germany) を用いた。

2. 撮像方法

患者寝台のテーブル移動方向を Z 軸とし、Z 軸に直交する左右方向を X 軸、Z 軸に直交する上下方向を Y 軸とした。立方体の実験用試料は、各面がそれぞれ X 軸、Y 軸、Z 軸に平行になるように位置付けて撮像した。また、ヒト乾燥頭蓋骨下顎頭 (以下、下顎頭と略す) は被験者が仰臥位で撮像する状態で患者寝台上に固定し、左側下顎頭を撮像対象とした (図 1)。

三次元再構築した下顎頭において、下顎頭長軸は左右方向の最大幅径値、短軸はその前後方向の垂直二等分線の長さ、Z 軸は長軸と短軸を含む基準平面から下顎頭上端までの長さとして規定した (図 2)。

撮像条件は管電圧 140 kVp、管電流 129 mA で、スキャン方法は大気中のシーケンシャルスキャンと大気中のスパイラルスキャンで検討した。

シーケンシャルスキャン時の設定スライス幅は 1 mm、FOV (Field of View) を 5 cm とし、スキャン長 (Z 軸) は被写体をすべてカバーする範囲とした。画素数は 512 x 512 マトリックス、ピクセルサイズ 0.098 mm x

0.098 mm、スライス間隔 1 mm である。

スパイラルスキャン時の設定スライス幅は 1 mm、テーブル移動速度 1 mm / 回転で、FOV を同じく 5 cm とし、スキャン長は下顎頭とマーカーがすべてはある範囲とした。画素数は 512 x 512 マトリックスで、ピクセルサイズ 0.098 mm x 0.098 mm、画像再構成間隔は 0.1 mm である。

再構成関数は低コントラスト分解能を重視した軟組織用カーネル (AH30) および空間分解能を重視した硬組織用カーネル (AH80) を使用して比較検討した。

CT 値は DICOM3.0 形式データを変換してテキスト形式で読み取った。パーソナルコンピュータ (SHARP 社製 Mebius) に転送したのち、work station (COMPAQ 社製 Alpha Station 255/233) で徳島大学大学院ヘルスバイオサイエンス研究部咬合管理学分野にて開発した三次元解析ソフトウェアを用いて解析処理を行った。

3. スパイラル CT で撮像される三次元空間精度の検討

セラミック球 (直径 3/8 inch) (CT 値 (平均値) 3000 H.U.) (東軸受社製) 8 個を配した一辺 36 mm の立方体の実験用試料 1 (図 3) を製作した。CT 撮像に先立ち、三次元座標測定器 (ミットヨ社製 マイクロコード FN503) でセラミック球の表面座標を計測し²²⁾、各球の重心座標を求めた。大気中のスパイラルスキャンで撮像・再構築したセラミック球の画像データと計測座標をコンピュータグラフィックターミナル上で重ね合わせ、重心座標を比較し、スパイラルスキャン時の空間精度を検討した。

4. 下顎頭皮質骨と同程度の CT 値を持つ材料の選択および実験用試料 2 の作製

既存のセラミック球等は CT 値が下顎頭皮質骨より高いため、過去の報告²³⁾ を参考に CT 値が同程度の材料を探した。成型加工が容易な 13 種の歯科材料を使って 1 x 1 x 2 cm の試料 (図 4) を作製し、スパイラルスキャンで撮像した。得られた CT 値 (表 1) より、下顎頭皮質骨と同程度の CT 値を持つ材料 (レジロック (wipmix 社製, Louisville, USA)) を選択し、ゲージブロック (ミットヨ社製 516 Gauge Blocks) およびデジタルノギス (ミットヨ社製 Digimate) を使って、同材料で実験用試料 2 (一辺 19.80 mm の立方体のブロック) (図 5) を製作した。同材料をエネルギー分散型蛍光 X 線分析装置 (島津製作所社製, EDX-900) で分析すると、樹脂を除いた定量分析結果は、Ca が約 54%、S が約 43%、重元素は 1% 以下であった。

5. 実験用試料 2 によるスパイラル CT の歪みの検討

Z 軸方向に形の変化がない場合にはスパイラルスキャンもシーケンシャルスキャンも原理的には距離の正確度に大きな差は生じない。下顎頭の形状は Z 軸方向で変化

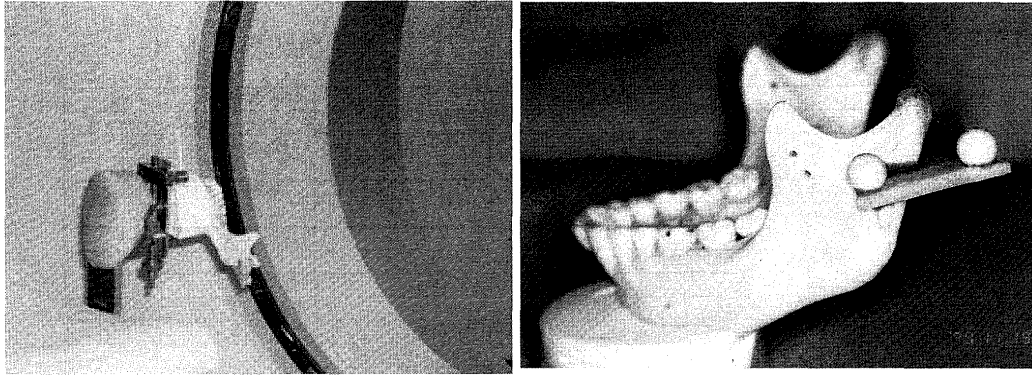


図1 CT撮影装置に対するXYZ各軸の設定方法と本実験に用いたヒト乾燥頭蓋骨下顎頭患者寝台テーブルの移動方向をZ軸とし、直交する左右方向をX軸、上下方向をY軸とし、左側下顎頭を対象に仰臥位に固定して撮像した。

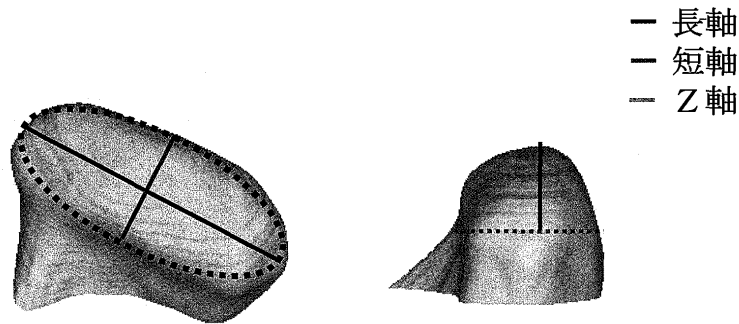


図2 下顎頭長軸と短軸の規定方法とZ軸距離の規定方法
 下顎頭の最大幅径を長軸、長軸の垂直二等分線を短軸、長軸と短軸を含む基準平面から上端までの距離をZ軸とした。

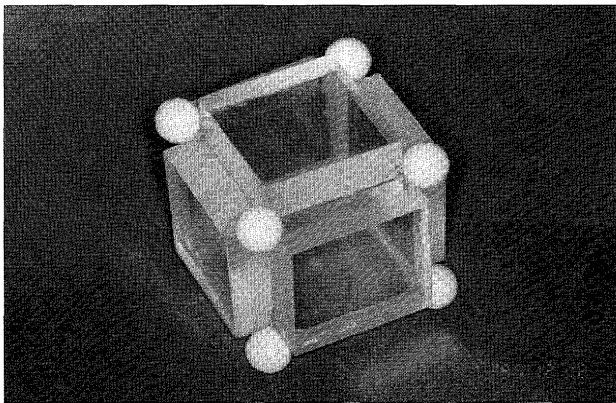


図3 実験用試料1
 立方体の各角にセラミック球を配置した。

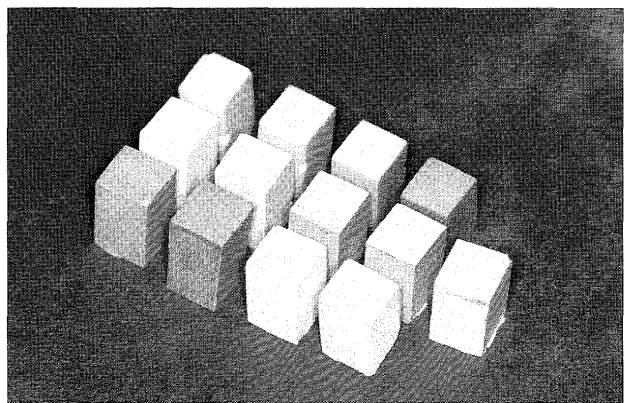


図4 CT値検討用歯科材料試料
 1 x 1 x 2 cm の各種試料を CT 撮像し、下顎頭皮質骨と同等な材料を選択した。

するため、実験用試料2を用いシーケンシャルスキャンで撮像し、再構成関数とCT閾値を求めた。再構成関数は軟組織用(AH30)および硬組織用(AH80)の2種類で、CT閾値は-24 H.U. から 976 H.U. まで 200 H.U. 間隔で、さらに 176 H.U. から 376 H.U. の間は 50 H.U. 間隔で再構築し、グラフィックターミナル上で一辺の長さを求

め、実測値(19.80 mm)に近似する再構成関数とCT閾値を求めた。

次に、実験用試料2をスパイラルスキャンで撮像し、シーケンシャルスキャンで求めた再構成関数とCT閾値で再構築し、XYZ各軸方向の距離の差を歪みとして検討した。二次元画像データからCT閾値を利用して、

表1 CT値検討用試料の歯科材料名とCT値

下顎頭皮質骨のCT値と同程度のレジックロックを実験用試料の材料とした。

商品名	材料名	メーカー	CT値
ケタックセメント	グラスアイオノマーセメント	ESPE	3070 (CT値の上限)
ベースセメント	グラスアイオノマーセメント	松風	2863
デンチンセメント	グラスアイオノマーセメント	G-C	2619
ハイボンド グラスアイオノマー-CX	グラスアイオノマーセメント	松風	3070 (CT値の上限)
ニュープラストーン	硬石膏	G-C	1614
ゾーストーン	硬石膏	SIMOMURA	1669
ニューフジロック	超硬石膏	G-C	1639
ニューメタルロック	超硬石膏	ヨシダ	1624
マウンティングストーン	硬石膏	Wip Mix	1629
レジックロック	レジック強化型硬石膏	Wip Mix	1474
エグザファイン	ビニールシリコーン印象材	G-C	881
ユニベスト	高温鑄造用埋没剤	松風	1018
GD インベストメント	高温鑄造用埋没剤	松風	1024
下顎頭皮質骨			1136-1881

輪郭の候補点とし、その外周を輪郭として抽出し、コンピュータグラフィックターミナル上で三次元座標データを再構築した。立方体の各面は、XYZ各軸に平行であり、各面間の距離を自動的に算出し、実測値 (XYZすべて 19.80 mm) と比較した。

6. 下顎頭の歪みの検討

左側下顎頭を三次元座標測定器で 0.25 mm 間隔で測定した実測データと、5. で求めた条件で撮像・再構築した画像データをコンピュータグラフィックターミナル上で比較検討した。下顎頭の再構築法は5. と同様にCT閾値を決定することにより、CTの画像データから輪郭を自動的に抽出し、コンピュータグラフィックターミナル上で三次元再構築した (図6)。

結 果

1. スパイラルCTにより撮像される三次元空間精度

実験用試料1の各セラミック球とXYZ座標の位置関係を図7に、計測データから求めた重心座標間距離に対するスパイラルCT画像データから求めた重心座標間距離の寸法変化率を表2に示す。XY軸方向の精度は ± 0.006 mm以内であったが、Z軸方向は平均 0.215 mm収縮した。

2. 実験用試料2によるスパイラルCTの歪みの検討

1) シーケンシャルスキャンによる検討

再構成関数は硬組織用 (AH80) でCT閾値は326H.U.の再構築データが実測データに近い値となった (表3)。この条件における再構築データを示す (図8)。寸法変化はX軸方向で -0.007 mm, Y軸方向で $+0.016$ mmであった (表4)。Z軸に関しては本装置のシーケンシャルスキャンのスライス間隔が1 mmと実験用試料の歪み量と比較して大きいため本法では検討しなかった。

2) スパイラルスキャンによる検討

スパイラルスキャンで実験用試料2を撮像し、1) で求めた再構成関数 (AH80) と閾値 (326 H.U.) で再

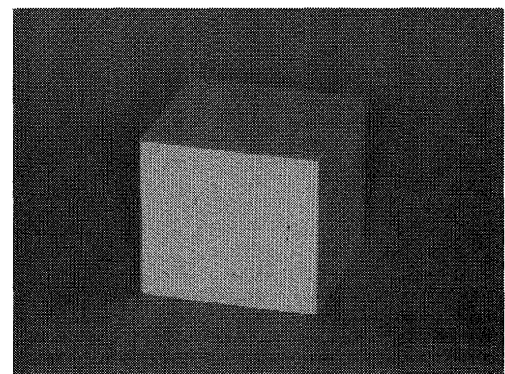


図5 実験用試料2

下顎頭皮質骨と同程度のCT値を持つ材料 (レジックロック (wipmix社製)) で作成した実験用試料 (19.80 mm x 19.80 mm x 19.80 mm の立方体)。

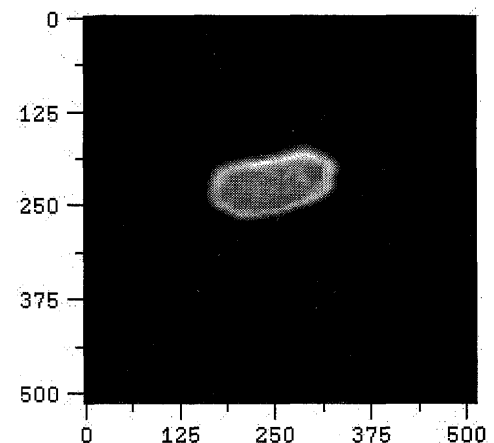


図6 下顎頭の再構築方法

(a) 下顎頭の断層面の一例

1断層面は512 x 512ピクセルから成る。

構築した。実測データと比較するとX軸方向の寸法変化は $+0.029$ mm, Y軸方向は $+0.029$ mm, Z軸方向は $+0.207$ mmであった (表5)。

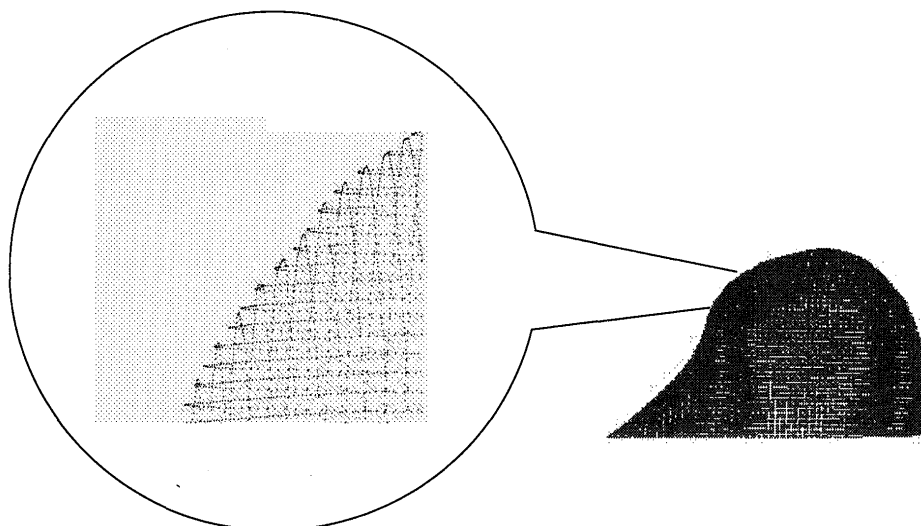


図 6(b) 輪郭抽出の方法について

閾値を利用して輪郭の候補点とし、その外周を輪郭として抽出する。
 ファイルを重ね合わせ、コンピュータグラフィックターミナル上で立体を構築する。

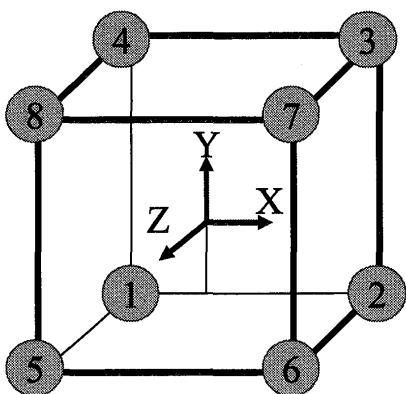


図 7 実験用試料 1 における各セラミック球と三次元空間の位置関係について
 CT 撮像装置に対して設定した X Y Z 軸と立方体の各辺が平行になるように配置し撮像した。

表 2 スパイラル CT により撮像される 3 次元空間精度 X Y Z 各軸に平行に配置した立方体の角に配したそれぞれのセラミック球の重心間距離を三次元的に計測した。

X	(mm)	Y	(mm)	Z	(mm)
①-②	-0.0097	①-④	0.0124	①-⑤	-0.2
③-④	-0.0071	②-③	0.0014	②-⑥	-0.1881
⑤-⑥	0.0065	⑤-⑧	-0.0112	③-⑦	-0.2287
⑦-⑧	-0.0112	⑥-⑦	0.0181	④-⑧	-0.2434
平均	-0.0054		0.0052		-0.2151

表 3 シーケンシャルスキャンによる実験用試料 2 の CT 閾値と再構成関数の検討
 CT 閾値と再構成関数を変化させ、再構築像の一辺の距離を実測による基準値と比較し、最も近似する CT 閾値と再構成関数をスパイラルスキャンによる再構築に利用した。

CT 閾値	AH80I による再構成時の距離	AH30I による再構成時の距離	実測による基準値
976	19.39	19.02	19.80
776	19.52	19.43	
576	19.65	19.62	
376	19.78	19.82	
	326	19.81	
	276	19.84	
	226	19.88	
176	19.91	20.01	
-24	20.05	20.31	

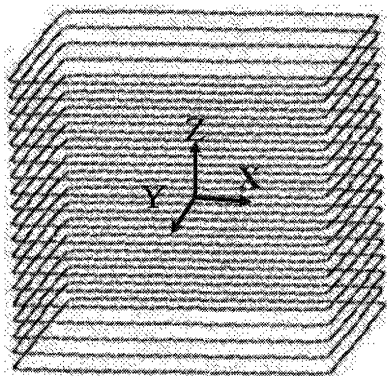


図 8 シーケンシャルスキャン撮像データ X Y 平面に平行な 1 mm 間隔の 19 断層面からなる。

4. 下顎頭の歪みの検討

下顎頭を三次元座標測定器で計測した結果と、本手法により CT 再構築像をコンピュータグラフィックターミナル上で比較した結果を示す (図 9)。再構築した下顎頭は実測データに比べて小さく、基準面で比較したところ長軸は-1.463 mm、短軸は-0.959 mm、Z 軸は-0.580 mm の歪みが認められた (表 6)。

考 察

実験用試料 1 で検討したスパイラル CT の空間精度は、Z 軸方向が X 軸や Y 軸より劣ることがわかった。この要因はステージ移動の送り精度、部分容積効果、Z 軸方向のビームプロファイルの広がり起因する歪みが考えられる¹⁶⁾。本法はセラミック球の重心を求めて検討しており、部分容積効果とビームプロファイルの影響は少ないと考えられ、ステージの送り精度によってこの誤差が生じたものと考えられる。

実験用試料 2 の再構築データの歪みはシーケンシャルスキャンもスパイラルスキャンも X 軸方向と Y 軸方向は±0.03 mm 以下であり、スパイラルスキャンにおいても緻密にデータを取れば歪みが少ないことを示した。しかし、Z 軸方向についてはスパイラルスキャンにおいて 0.2 mm の延びを示し、X Y 軸より歪みが大きかった。これはスパイラルスキャンが連続して Z 軸を移動させながら補間によってデータを作るためであると考えられる。

一方、再構築した下顎頭は、X Y Z 軸ともに小さくなる傾向を示した。実験用試料が立方体で周囲空気との界面が Z 軸にほぼ平行であるのに対し、下顎頭は楕円球に近似した形態のために、表面のほとんどの部位が Z 軸に対して傾きを有している。そのため、輪郭近傍ではボクセル内に骨皮質と周囲空気とが混在しており、混合された CT 値はパーシャルボリューム効果によって低下し、実験用試料で同等の大きさになる CT 閾値を下顎頭に適用して再構成を行ったため、抽出される輪郭が小さくなったものと考えられる。また、実験用試料が均質な皮質骨と同等の CT 値を持っているのに対し、下顎頭内部は海綿骨を有し低い CT 値を持っていることも原因の一つと考えられる。顎関節を再構築する場合、皮質骨の CT 値を利用して CT 閾値を決定すると、実際の大きさより小さくなる可能性が高いことを示した。堅田ら²⁴⁾は骨構造の差によっても歪み量に差があると報告しており、生体ではさらに脂肪や軟組織など異なる CT 値をもった組織が、複雑な構造になっているため歪み量に差が出ると思われる。顎関節を構成する骨の周囲は軟組織からなっており、生体条件に近づけるためには、本実験系は水中撮像が望ましい。今回は実験用試料 2 が石膏系材料であり、吸水膨張を生じるため、すべて大気中撮像とした。今後、本実験結果をもとに下顎頭を対象として水中撮像との比較を行ったうえで、下顎頭の三次元実測値に

表 4 実験用試料 2 のシーケンシャルスキャン時の歪み X 軸方向、Y 軸方向における再構築像の寸法変化を示す。

再構成関数		X	Y	Z
AH=80	長さ(mm)	19.793	19.816	-
CT閾値=326	寸法変化(mm)	-0.007	+0.016	-

表 5 実験用試料 2 のスパイラルスキャン時の歪み X 軸方向、Y 軸方向および Z 軸方向における再構築像の寸法変化を示す。

再構成関数		X	Y	Z
AH=80	長さ(mm)	19.829	19.829	20.007
CT閾値=326	寸法変化(mm)	+0.029	+0.029	+0.207

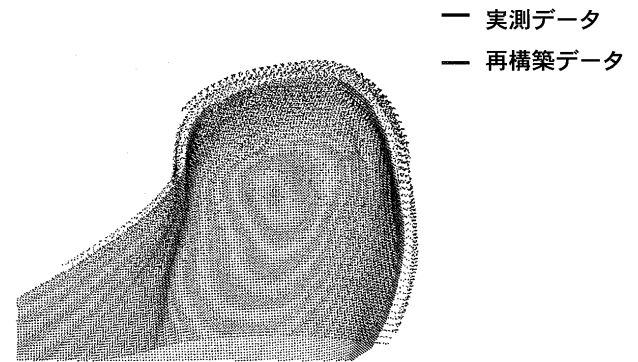


図 9 コンピュータグラフィックターミナル上における下顎頭実測データと CT 再構築データの重ね合わせ 下顎頭長軸方向からの側面図

表 6 基準 X Y Z 平面における下顎頭の歪み X Y Z 軸に平行な面における下顎頭再構築像の寸法変化を示す。

	長軸の長さ(mm)	短軸の長さ(mm)	Z軸の長さ(mm)
実測値	16.997	7.742	17.075
CTデータ	15.534	6.783	16.495
寸法変化 (mm)	-1.463	-0.959	-0.580

近似する CT 閾値の検討を行う予定である。

顎関節を再構築した今までの研究の多くは再構築画像の視覚的形態観察^{4,6, 21)} や他の撮像法との比較検討²¹⁾ や二次元的比較検討³⁾ が多く三次元的に定量評価したものの^{10, 18, 19)} は少なかった。また本研究方法は、CT 閾値を決定してコンピュータグラフィックターミナル上で画像データから輪郭を自動的に描出するので、トレースのような誤差を含む過程がなく、トレースに要する時間も不

要で、臨床応用に適している。その一方、今回は本装置でもっとも空間分解能が良好と期待される条件ですべての撮像を行ったため、実際にヒトを対象として撮像する場合、被曝線量²⁶⁾や撮像時間、データ量の問題から本条件で撮像することが難しい場合もあると考えられる。今後、本条件から被曝線量を削減するために、どのような条件が実際の臨床で有効か検討を加えていきたいと考えている。

また、今回は下顎頭のみを実験対象にしたが、顎関節の評価をするには関節窩を含めた形態の情報が必要であると考えられるため、顎関節部全体について検討を加えていく予定である。

結 論

スパイラルCTによる顎関節の形態評価法の確立を目指し、CT撮像条件、再構成条件を検討した。

1. スパイラルCTのステージZ軸の歪みが大きかった。
2. スパイラルCTで撮像した画像の再構成条件は三次元再構築画像に影響を与えた。
3. 実験用試料に比較して、下顎頭では歪みの現れ方も大きく、皮質骨のCT値をCT閾値に利用した場合、再構築した下顎頭は小さくなることが示された。
4. 顎関節のような狭小な部位を評価するには撮像条件や再構成条件などを検討する必要性が示唆された。

本研究の一部は2000年、第13回日本学関節学会学術大会(福岡)にて報告した。

本研究の一部は平成13-14年度文部省科学研究費補助金(課題番号13672038)、「スパイラルCTによる顎関節の三次元評価法の確立」によった。

稿を終えるに臨み、故上村修三郎教授に感謝するとともにご冥福をお祈り申し上げます。

参考文献

- 1) Roberts D, Pettigrew J, Udupa J and Ram C: Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 58, 461-474 (1984)
- 2) Roberts D, Pettigrew J, Ram C and Joseph PM: Radiologic techniques used to evaluate the temporomandibular joint; II. Computed tomography, three-dimensional imaging and nuclear magnetic resonance. *Anesth Prog* 31, 241-256 (1984)
- 3) Tyndall DA, Renner JB, Phillips C and Matteson SR: Positional changes of the mandibular condyle assessed by three-dimensional computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 50, 1164-1172 (1992)
- 4) Kursunoglu S, Kaplan P, Resnick D and Sartoris DJ:

Three-dimensional computed tomographic analysis of the normal temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 44, 257-259 (1986)

- 5) Raustia AM and Pyhtinen J: Morphology of the condyles and mandibular fossa as seen by computed tomography. *J Prosthet Dent* 63, 77-82 (1990)
- 6) Moaddab MB, Dumas AL, Chavoor AG, Neff PA and Homayoun N: Temporomandibular joint: computed tomographic three-dimensional reconstruction. *Am J Orthod* 88, 342-352 (1985)
- 7) 宇佐見博志, 森 隆司, 川口豊造, 内藤宗孝. 顎関節骨関節隙の3次元計測による顎頭安定性の検討. 補綴誌43特別号, 54 (1999)
- 8) 古賀佑彦, 荒館博. CT診断法およびCT技術の変遷. 木村和衛. ヘリカルスキャンの基礎と臨床. 第1版. 東京, 医療科学社, (1993) 2-15
- 9) 細貝暁子, 河野正司, 林 豊彦. 顎頭運動可視化システムの開発. 補綴誌46特別号, 142 (2002)
- 10) 大山尚彦. 顎関節部CT画像の3次元再構築と下顎運動解析. *愛院大歯誌*34, 193-201 (1996)
- 11) 小林 馨, 今中正浩, 五十嵐千浪, 湯浅雅夫, 三島章, 木村由美, 田中 守. スパイラルCTで見る顎関節の動きと構造. *The Quintessence* 18, 507 (1999)
- 12) 細貝暁子, 山田一尋, 福井忠雄, 鶴田明美, 花田晃治, 河野正司, 伊藤 綾, 林 豊彦. 解剖学的観点から見た側方滑走運動における作業側顎頭の運動様相. *顎機能誌* 7, 120-123 (2001)
- 13) 重田優子, 大竹義人, 服部麻木, 鈴木直樹, 小林 馨, 小川 匠, 福島俊士. 光学的位置計測とリアルタイムイメージングによる四次元的下顎運動の解析. 補綴誌46特別号, 94 (2002)
- 14) 小川 匠, 安藤栄里子, 重田優子, 福島俊士, 鈴木直樹, 服部麻木, 大竹義人, 小林 馨. 変形性顎関節症1例に対する4次元下顎運動解析システムの応用. *日顎誌*15, 223-238 (2003)
- 15) 安野泰史, 片田和廣, 辻岡勝美, 井田義宏, 大橋一郎, 竹内 昭, 古賀佑彦. ヘリカルスキャンCTの基礎的研究—体軸方向の空間分解能の評価. *日医放誌*52, 1540-1544 (1992)
- 16) 片倉俊彦, 田中 隆, 辻岡勝美, 花井耕造. ヘリカルスキャンの性能評価. 木村和衛. ヘリカルスキャンの基礎と臨床. 第1版. 東京, 医療科学社, (1993), 110-140
- 17) 和田真一, 堅田 勉, 前多一雄. ヘリカルスキャンによる三次元表示画像ゆがみの評価. *日医放誌*56, 588-594 (1996)
- 18) 蛭間崇善, 菅原岳志, 船登雅彦, 新谷明幸, 古屋良一, 川和忠治. 顎関節X線CTによる再構築矢状断像の評価. *顎機能誌* 2, 141-149 (1996)
- 19) 川原英明, 下田信治, 小林 馨, 川崎賢三. スパイ

- ラル CT による 3 D イメージの距離測定精度に関する研究. 日口腔インプラント誌13, 321-327 (2000)
- 20) 本田和也, 新井嘉則, 上野正博, 澤田久仁彦, 橋本光二, 篠田宏司. 顎関節症の診断に対する歯科用小照野 X 線 CT の有用性について 第 1 報: 単純断層 X 線撮影との対比. 日顎誌12, 57-61 (2000)
 - 21) Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Sinoda K and Westersson PL: Ortho cubic super-high resolution computed tomography: a new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 91, 239-243 (2001)
 - 22) 大久保由紀子. 咬合接触の三次元解析システムの開発. 補綴誌36, 53-63 (1992)
 - 23) 久松徳子, 松村英雄, 熱田 充. 歯科材料の X 線不透過性. 補綴誌43, 499-505 (1999)
 - 24) 堅田 勉, 和田真一, 前多一雄. インプラント術前診査におけるヘリカルスキャン M P R 画像の距離計測におよぼす歪みの影響. 歯放37, 299-315 (1997)
 - 25) Kawamata A, Fujishita M, Nagahara K, Kanematu N, Niwa K and Langlais RP: Three-dimensional computed tomography evaluation of postsurgical condylar displacement after mandibular osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 85, 371-376 (1998)
 - 26) Bou Serhal C, Jacobs R, Gijbels F, Bosmans H, Hermans R, Quiryneen M and van Steenberghe D: Absorbed doses from spiral CT and conventional spiral tomography: a phantom vs. cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 12, 473-478 (2001)