

頭部X線規格撮影法の改良に関する三次元画像的検討

西 村 宣 昭

朝日大学大学院歯学研究科歯科放射線学専攻

抄録 CT画像より得た顎顔面の三次元形態情報を基にファントムを作製し、その側面X線画像の幾何学的特徴を明示することにより、従来の頭部X線規格写真(以下セファロと呼ぶ)以外の撮影法で得られた画像をセファロ分析に応用する可能性を検討した。

セファロ撮影装置による画像では、焦点、被写体、フィルム間の距離に応じてPorionを中心とした計測点間距離の拡大および左右計測点のずれが観察された。顎顔面多機能X線撮影装置によるスキヤノグラム側面像では、被写体の前後方向における計測点間距離の拡大が少なく、上下方向への拡大が強調されていた。CT画像より作製した3DCTセファロ像では、計測点間の距離の拡大および左右計測点間のずれが認められなかった。三次元セファロファントムにより、各種撮影法の画像がセファロ分析に応用可能であるか、応用する場合には画像あるいは計測値にどのような処理を施すべきかに関する基礎情報が得られると考える。

各種の新しい方法で得られた画像を従来からのセファロ分析に流用できる可能性が示唆された。

キーワード：3DCT、ファントム、セファロ

緒 言

頭部X線規格写真(以下セファロと呼ぶ)撮影法は、1931年にB. Holly Broadbent, Sr.が発表して以来¹⁾、長年ヒトの頭蓋顔面の成長発育と、その異常について評価する手段として利用されてきた²⁻⁷⁾。

このセファロ撮影法は、歯科全体において研究面、臨床面など多方面にわたり貢献してきたが、特に歯科矯正学の分野で矯正治療前後の画一的な評価として、臨床面における多大な貢献をもたらした。現在では矯正治療のなかで診断、治療計画の立案、治療の経過観察、予後の評価と、一連の流れにおいて欠かせない存在となっている⁸⁻²³⁾。

セファロ撮影の第一の特徴は、X線入射方向や拡大率などの幾何学的な撮影条件が規格されている点にある。現在一般的に用いられているセファロ撮影の規格は標準的なセファロ撮影では、中心X線が外耳孔に入射し、焦点-被写体間距離150cm、被写体-フィルム間距離15cmとして、フィルム上での写真の拡大率が1.1倍とされている^{6,7)}。しかし、セファロ撮影が焦点X線管を用いた単純撮影である限り、被写体を透過する

X線束が円錐形の広がりを持つため、形態的および寸法的な歪みを内包した画像となることも事実である。

今日、医療画像技術の進歩により、従来のセファロ撮影法以外にも様々な方法で顎顔面硬組織の画像を得ること、および画像あるいは計測値をコンピュータ処理して既存のセファロ撮影規格に適合させることが可能となったにも関わらず、従来のセファロ撮影法以外の画像を分析に利用する方向性については殆ど検討されていない²⁴⁾。たとえば、既存の規格にある焦点被写体間距離を縮めることができればセファロ撮影装置の小型化をもたらすし、パノラマX線撮影装置の機構を応用した顎顔面多機能X線撮影装置やX線CT装置で撮影された画像をセファロ分析に応用できれば撮影設備の共用、撮影時間の短縮、および患者被曝の減少に寄与する可能性がある。

セファロ分析の有効性は、今日まで蓄積された矯正歯科の膨大な臨床実績が証明しており、各種の新しい方法で得られた画像をセファロ分析に流用できれば臨床的価値が高いと思われる。

X線写真は立体の被写体を二次元のフィルムに投影し、いわゆる影絵を形成するものである。単純X線写真にて焦点-被写体-フィルム間の、位置関係を変更した場合はもとより、CTや断層撮影など、単純撮影と異なった投影法で得た画像を比較するためには、実際の被写体に準じた寸法が既知の精度の高いモデル、すなわ

本論文の要旨は、第7回朝日大学歯学研究科発表会(平成14年10月、岐阜)において発表した。本論文の一部は第61回日本矯正歯科学会大会学術大会(平成14年10月、名古屋)および日本歯科放射線学会第36回九州第45回関西合同地方会(平成14年11月、福岡)において発表した。(平成15年7月24日 受理)

ちファントムを撮影する必要がある。セファロ撮影の幾何学的因子を検討するに足りるファントムの要件としては以下の項目が考えられる。

- 1) 解剖学的に正確で、集団の平均的形態を反映していること
- 2) セファロ分析の計測点(ポイント)が画像上に明示されること
- 3) 左右対称で、左右の計測点が画像上で識別可能なこと
- 4) 工作(加工)精度が高く寸法的に正確であること

しかし、我々が知る限り、上記の要件を満たすいわゆる半解剖学的なファントムは存在しない。そこで本研究は、以下の二点を目的とした。

- 1) CT画像より得た顎顔面の三次元形態情報を基に、計測点を立体的に配置した三次元セファロファントムを作製する。
- 2) ファントムの側面X線画像を各種の方法で撮影し、解析することにより、画像の幾何学的特徴を明示し、セファロ分析に応用できる可能性を探る。

材料および方法

1. 三次元セファロファントムの作製

顎顔面の三次元形態情報を得る材料として、我々の施設のデータベースに蓄積された約3000件の顎顔面CT画像データを使用した。その中から顎顔面硬組織に欠損や変形を持たず、CT検査時年齢が10歳代後半から30歳代前半の男性で、オトガイから鼻骨までの範囲が連続的にスキャンされており、予備的に作成した骨硬組織の3DCT画像で顔面非対称、他の顎変形、および不正咬合を認めず、第一大臼歯および切歯に欠損がない10例を選択した。選択された症例でCT検査が施行される理由となった疾患は、骨片の偏位を伴わない骨折、広範囲の炎症、軟組織腫瘍等である。CT撮影装置はXvision、(東芝メディカル、東京)を用いた。ヘリカルスキャンにてスライス厚2~3mm、テーブル移動2~3mm/回転で咬合平面またはフランフルト平面を基準とした軸位断像を撮影し、スライス間隔1~2mm、1 pixelのサイズ約0.35mmで作成した軸位断画像データをIS&C形式でMOディスクに保存した。MOディスクの画像データをコンピュータ(Power

Macintosh, Apple Computer Inc., USA)で読み込み、医用画像ソフト(医用画像ソフトMedVision1.4, Evergreen Technologies inc., USA)専用の16ビット画像データに変換し、データベースに蓄積された。

選択した症例のCT画像データは、三次元的な計測を行うため、汎用8ビット画像データ(TIFF)に変換した。以下の処理は全てコンピュータ(Power Macintosh G3, G4, Apple Computer Inc., USA)にておこなった。画像処理ソフトウェア(Adobe Photoshop, Adobe Systems inc., USA)を用いて軸位断スライス画像に、計測点を印記した。計測点は、セファロ計測点を持つ解剖学的意味(解釈)に合致する位置が、軸位断スライス画像上で明示可能なものを選択した。表1に本研究で採択した計測点の一般的な解剖学的解釈、CT軸位断スライス画像上の読影基準を、図1に計測点を印記した軸位断CT画像を示す。

計測点を印記した軸位断スライス画像から、三次元画像作成ソフトウェア(VoXel View, Vital Image inc., USA)を用い、ボリュームレンダリング法にて顎顔面

表1. セファロ計測点の解剖学的解釈とCT軸位断スライス画像上の読影基準

計測点	解剖学的解釈	CT画像上の読影基準
S(Sella turcica)	トルコ鞍の壺状陰影像の中心点	トルコ鞍中心
N(Nasion)	鼻骨前頭縫合の最前点	鼻骨最上点
Co(Condyle)	下顎頭の最上点	下顎頭長軸の中点
Or(Orbitale)	眼窩骨縁の最下点	眼窩骨縁の中点
Po(Porion)	骨外耳道の上縁	骨聴道中心(入口より5mm内側)
Ptm (Pterygomaxillary fissure)	翼口蓋窩の透過像の最下点	翼口蓋窩中心
Ba(Basion)	大後頭孔の最前縁部の正中点で頭蓋底の最後端	歯突起尖端
Go(Gonion)	下顎後縁平面と下顎下縁平面との交点のなす角の二等分線が下顎骨縁と交わる点	下顎枝後縁最下点
ANS (Anterior nasal spine)	前鼻棘の最先端点	前鼻棘の最先端点
L1(Lower incisor tip)	下顎切歯の切端	下顎切歯の切端
L6(Lower first molar crown)	下顎第一大臼歯冠遠心隣接面	下顎第一大臼歯歯髓腔
Me(Menton)	オトガイ部断面の最下点	オトガイ最下点中心

骨の概形とともに、軸位断スライス画像上でプロットした計測点が明示される半透過3DCT画像を作成して計測点の位置等を確認した。

これら計測点が明示される半透過三次元画像から各計測点の三次元座標を求めた。計測点の位置を示す基準座標軸としてフランクフルト平面、およびこれに直交する矢状平面および前額平面を採用した。各計測点

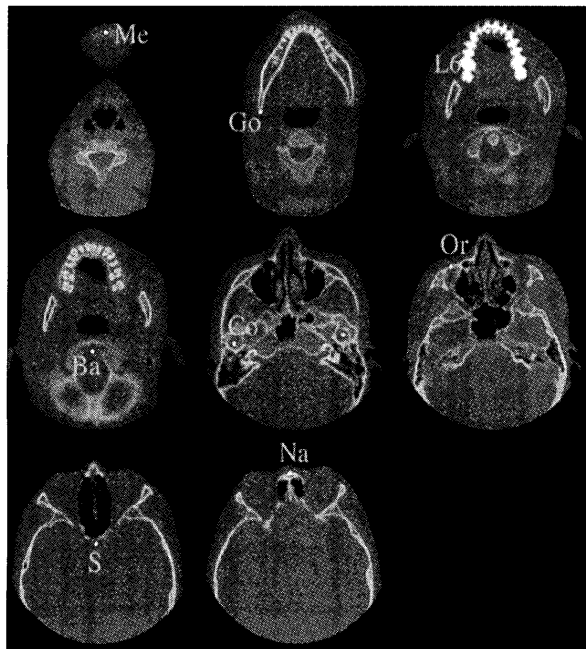


図1 セファロ計測点(白点)を印記した軸位断CT画像

から基準平面までの距離をpixel単位で計測し、これを既知である1 pixelのサイズからmmに換算した。X座標はPorionを基点として前後方向の距離を表すこととした。同様に、Y座標はPorionを基点として上下方向の距離を表し、Z座標は正中矢状面からの距離を表す。図2には計測点が明示される半透過3DCT画像および計測座標軸を示す。

表2には10サンプルの平均値である各計測点の三次元座標を示す。Condyleなど左右で対をなす構造に関しては左右を独立して数え、20サンプルの平均とした。

これらの座標を設計値として三次元セファロファントム(以後、セファロファントムまたはファントムと略す)を作製した。ファントムはアクリル製の立方体とし、計測点は金属球を空間に配置して表現した。図3に完成したファントムの外形を示す。金属球の配置は以下のような方法で行った。まず170mm四方の立方体の中に2 mm厚のアクリル板を引き出し状に並べ、そのアクリル板に孔を開け直径2 mmの金属(ステンレス)球を埋め込んだ。ファントムを撮影したX線画像上で左右の計測点を識別する方策として、計測点を中心とした正方形の四隅に孔を開け、左右で頂点の異なる三点にステンレス球を埋め込んだ。すなわち計測点を中心とした4 mm四方に直径2 mmの金属球を左右で図4 A, Bに示すように配置した。この配置によって左右(管球側/フィルム側)の計測点は、撮影された画像上でずれがなければ図4 Cのように、ずれがあ

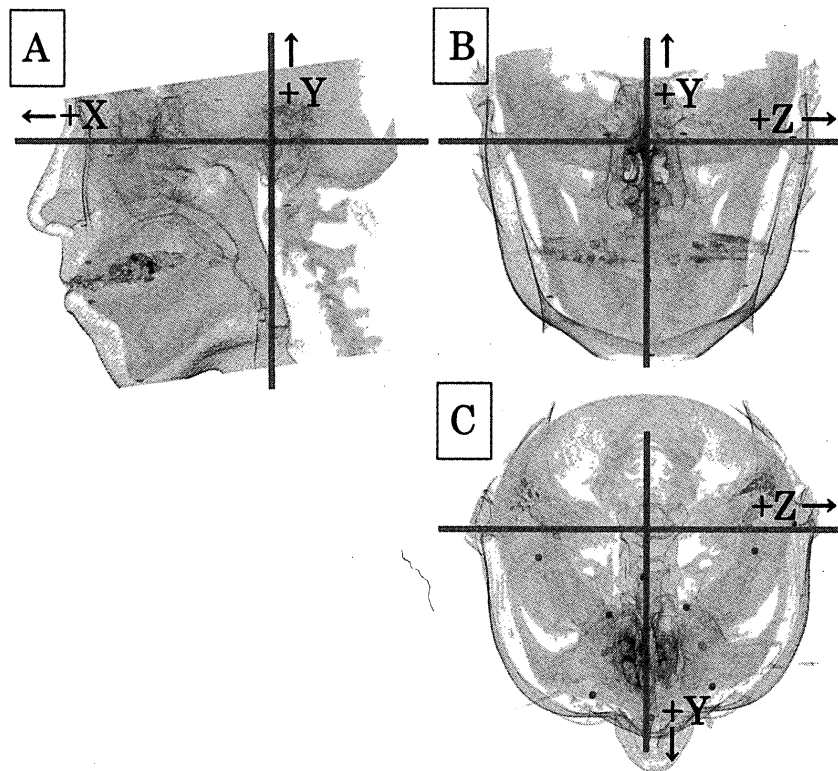


図2 計測点が明示される半透過3DCT画像および計測座標軸。側面像A, 側面像B, および頭頂方向像Cを示す。

表2. セファロファントム設計値となる各計測点の三次元位置座標(mm)

計測点	左側			正中			右側		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
Sella				25	23	0			
Nasion				94	19	0			
Condyle	13	7	53				13	7	-53
Orbitale	79	0	29				79	0	-29
Porion	0	0	71				0	0	-71
Ptm	41	-2	19				41	-2	-19
Basion				-18	-8	0			
Gonion	9	-57	49				9	-57	-49
ANS				90	-29	0			
L1				81	-61	0			
L6	58	-54	24				58	-54	-24
Menton				74	-91	0			

れば図4Dのように写り、左右計測点のずれを検出可能とした。

2. 各種側面X線画像による検討

作製したファントムを被写体として、以下の4方法で側面X線画像を取得した。

A. セファロ撮影装置における規定の位置づけでの撮影(拡大率1.1)

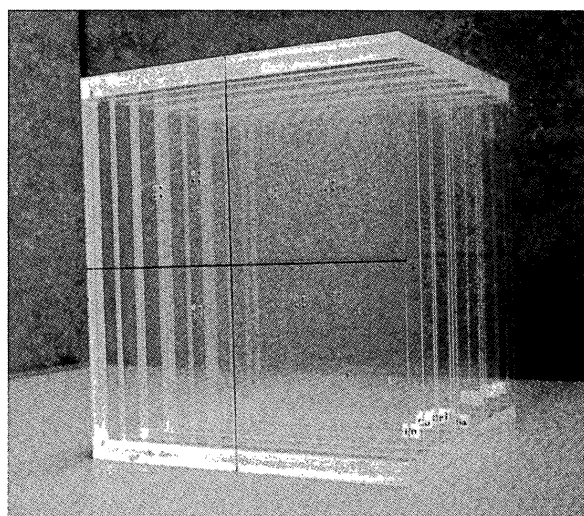


図3 三次元セファロファントム

B. セファロ撮影装置で焦点、被写体、フィルム間の距離を変化させた撮影(拡大率1.2, 1.3, 1.4)

C. 顎顔面多機能X線撮影装置によるスキャノグラム撮影(拡大率1.5)

D. CT撮影, および画像データによる側面3DCTセファロ像作製(拡大率1.0)

撮影Aではセファロ撮影装置における規定の位置付けで焦点-被写体間距離150cm, 被写体-フィルム間距離15cmで拡大率1.1. さらに同じ拡大率1.1で焦点-被写体間距離200cm, 被写体-フィルム間距離20cmでの撮影も行った. ファントムの位置づけは被験者頭部位置で行い, 水準器とレーザービームを用いて中心X線が左右ポリオンを通過するように正確に位置づけた. 図5にはセファロ撮影装置および位置づけたファントムを示す.

撮影Bでは, ファントムの撮影装置への位置づけは撮影Aと同じ方法で行い, 焦点-被写体間距離は150cmで固定し被写体-フィルム間距離を30, 45, 60cmへと変化させ, 拡大率がそれぞれ1.2, 1.3, 1.4となるように位置づけて撮影を行った. 図6にはセファロ撮影装置による規定の位置づけでの撮影(上), およびフィルムを被写体より遠ざける操作による拡大率変更(下)

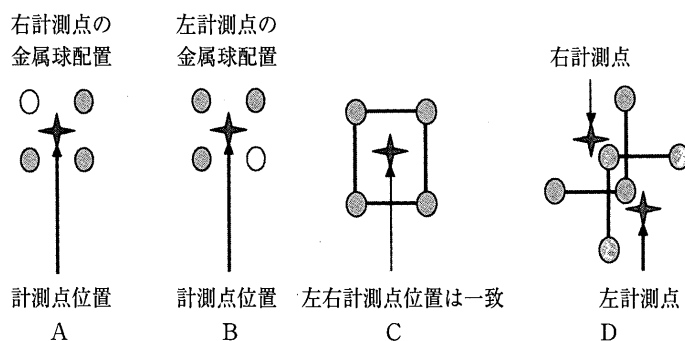


図4 ファントムX線画像上で左右の計測点を識別する金属球配置の概念図

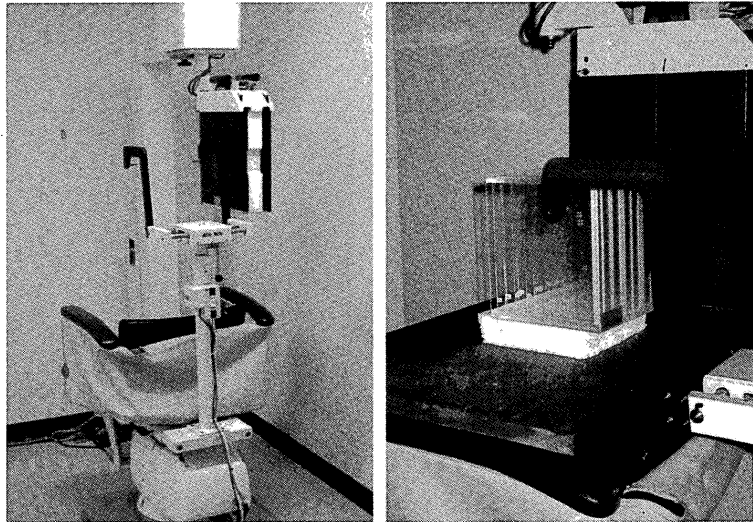


図5 セファロ撮影装置(左)上に位置付けたファントム(右)

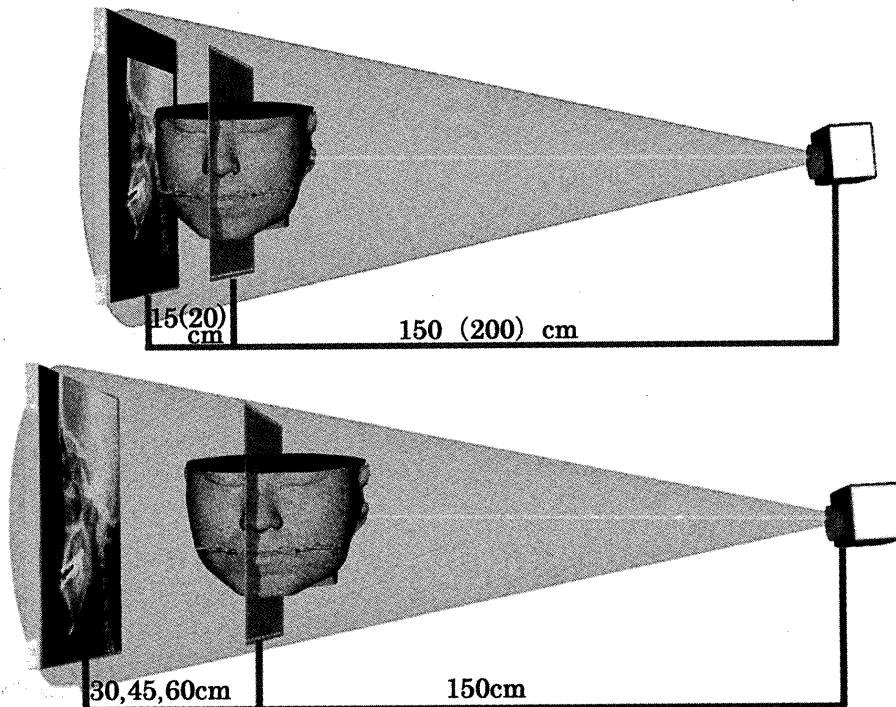


図6 セファロ撮影装置による規定の位置づけでの撮影(上), およびフィルムを被写体より遠ざける操作による拡大率変更(下)の模式図.

の模式図を示す。

撮影CはパノラマX線撮影装置を応用した顎顔面多機能撮影装置(ベラビュースコープ, モリタ, 京都)を用いた, スキャノグラムと呼ばれる撮影である, これは, スリット(細隙)を通過した細いX線ビームが平行移動しながら被写体をスキャンして側面(正面)像を撮影するもので, 焦点-フィルム間距離は520mm, 被写体中心での拡大率は公称1.5である. 図7にはスキャノグラム撮影の模式図を示す.

Dの側面3DCTセファロ像は, 図8に示すような我々が報告した方法²⁴⁾に準じて作成した. ファントム

のCT画像は, Xvision(東芝メディカル, 東京)を用い, ヘリカルスキャン(テーブル移動速度1mm/回転)にて軸位断像として撮影した. CT撮影装置にて0.5mmピッチの連続スライスデータとして再構築した16ビット画像データを, 臨床画像と同様の方法でコンピュータ(Power Macintosh G3/G4)に転送してボリュームレンダリングにより金属球を明示する3DCT画像を作成した. 同画像を側面セファロ写真に準じた3DCT画像(以後側面3DCTセファロと呼ぶ)とするために, 断面表示3DCT像上で左右Porionの配置およびFH平面の傾きを三次元的に調節し拡大率を1.0倍と

してレンダリングした。

以上の条件で撮影(作成)されたセファロファントムの画像をX線フィルムおよび紙に出力し、常法に従い計測点をトレースした。トレース上でPorionを基点と

した計測点までの距離(計測値)を求め、セファロファントム設計図上の距離(設計値)と各画像間で、その差および距離の拡大について検討した。

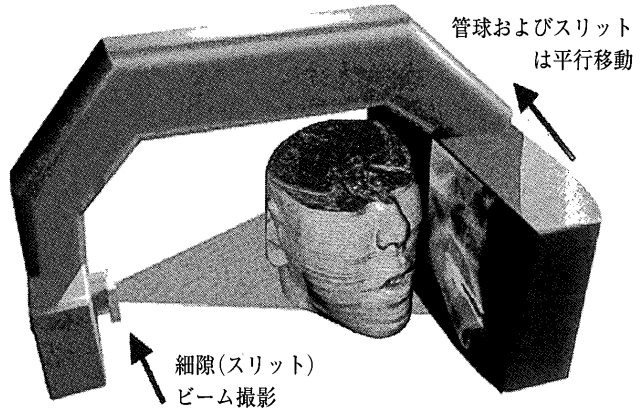
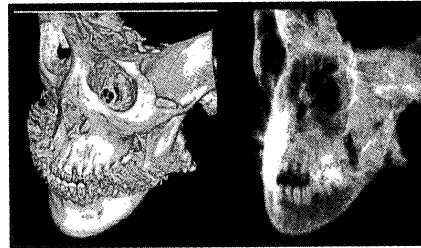


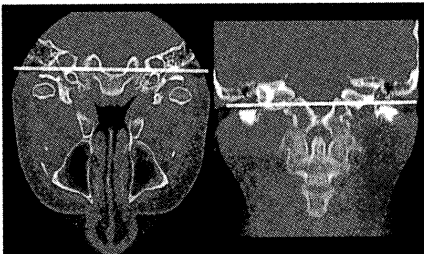
図7 スキャノグラム撮影の模式図



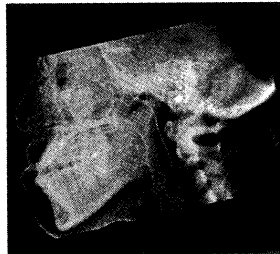
①連続したスライスのCT画像データを作成



③3D(三次元再構築)画像を作成して半透過像とする



②3D画像(オブジェクト)の傾きを調節



④側面3DCTセファロ像(画像の拡大率は自由に設定可能)

図8 3DCTセファロ像の作成手順①~④

結 果

作製したセファロファントムを上記A~Dの方法で撮影したX線写真、および3DCT画像を得た。正中矢状面上の各計測点は単一のX線不透過点として描出された。左右で対をなす各計測点は、三角形に配置のX線不透過点として表され、頂点の位置により左右側の識別が可能であった。A~Dの各撮影法における画像の計測結果を表3に示す。

撮影A. セファロ撮影装置における規定の位置づけての撮影(拡大率1.1)

Sella, Nasion, Basion, ANS, L1, Mentonといった正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はSella, Basionが1.12, Nasion, L1が1.10, ANS, Mentonが1.09で理論拡大率と2%以内の誤差であった。設計値との差ではMentonが10.9mmと一番大きい値を示した。左右対称に位置する計測点の拡大率については、それぞれ右(フィルム側)に位置する計測点の方が左(管球側)よりも小さい値を示した。設計値との差ではGonionの左右差が4.9mmと一番大きい値を示した。

表3. 三次元セファロフロンティア画像上のPorion・計測点間距離

計測部位	撮影 A						撮影 B						撮影 C		撮影 D								
	フロントム設計値		焦点-被写体間距離 1.5m		焦点-被写体間距離 2.0m		拡大率1.1倍		拡大率1.2倍		拡大率1.3倍		拡大率1.4倍		スキヤノグラム		3DC						
	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)	Porionからの距離(mm)	拡大率	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)	Porionからの距離(mm)	拡大率	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)	Porionからの距離(mm)	拡大率	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)	Porionからの距離(mm)	拡大率	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)	Porionからの距離(mm)	設計値との差(mm)			
Sella	34.0	37.9	3.9	1.12	37.1	3.1	1.09	40.7	6.7	1.20	43.7	9.7	1.29	47.5	13.5	1.40	62.5	28.5	1.84	33.9	-0.1	1.00	
Nasion	95.9	105.4	9.8	1.10	105.4	9.5	1.10	114.0	18.1	1.19	124.0	28.1	1.29	133.3	37.4	1.39	150.6	54.7	1.57	95.7	-0.2	1.00	
Condyle	R	14.8	15.6	0.8	1.05	15.6	0.8	1.06	17.5	2.7	1.19	18.2	3.4	1.24	20.2	5.4	1.36	41.8	27.0	2.47	14.8	0.0	1.00
	L	14.8	16.4	1.6	1.11	16.4	1.6	1.11	18.8	4.0	1.27	19.6	4.8	1.32	20.9	6.1	1.42	23.9	9.1	1.62	14.8	0.0	1.00
Orbitale	R	79.0	85.0	6.0	1.08	86.4	7.4	1.09	92.5	13.5	1.17	101.0	22.0	1.28	108.2	29.2	1.37	123.1	44.1	1.56	79.3	0.3	1.00
	L	79.0	88.8	9.8	1.12	90.0	11.0	1.14	95.9	16.9	1.21	104.7	25.7	1.33	111.9	32.9	1.42	121.0	42.0	1.53	79.3	0.3	1.00
Porion	R	0.0	0.0	0.0		0.0		0.0	0.0		0.0		0.0	0.0			0.0	0.0		0.0	0.0	0.0	1.00
	L	0.0	0.0	0.0		0.0		0.0	0.0		0.0		0.0	0.0			0.0	0.0		0.0	0.0	0.0	1.00
Ptm	R	41.0	45.1	4.1	1.10	45.1	4.1	1.10	48.1	7.1	1.17	52.7	11.7	1.28	56.5	15.5	1.38	64.9	23.9	1.58	41.3	0.3	1.01
	L	41.0	45.3	4.3	1.10	45.7	4.7	1.11	49.0	8.0	1.19	53.8	12.8	1.31	57.5	16.5	1.40	63.4	22.4	1.54	41.3	0.3	1.01
Basion	R	19.7	22.1	2.4	1.12	21.7	2.0	1.10	23.5	3.8	1.19	25.9	6.2	1.31	27.5	7.8	1.40	30.0	11.3	1.50	19.6	-0.1	1.00
	L	19.7	60.9	3.2	1.05	61.8	4.1	1.07	65.9	8.2	1.14	72.6	14.9	1.26	77.1	19.4	1.34	84.3	24.6	1.54	19.6	-0.1	1.00
Gonion	R	57.7	65.8	8.1	1.14	65.6	7.9	1.14	70.8	13.1	1.23	77.7	20.0	1.35	82.9	25.2	1.44	90.0	32.3	1.62	58.1	0.4	1.01
	L	57.7	103.3	8.7	1.09	104.5	9.9	1.11	112.4	17.8	1.19	122.9	28.3	1.30	131.5	36.9	1.39	140.2	45.6	1.48	58.1	0.4	1.01
ANS		94.6	111.3	9.9	1.10	112.5	11.1	1.11	120.7	19.3	1.19	131.9	30.5	1.30	140.9	39.5	1.39	144.4	43.0	1.42	94.5	-0.1	1.00
L1		101.4	85.6	6.4	1.08	85.3	6.1	1.08	92.3	13.1	1.16	101.9	22.7	1.29	106.6	27.4	1.34	110.2	31.0	1.39	101.2	-0.2	1.00
L6		79.2	88.3	9.1	1.11	89.3	10.1	1.13	96.4	17.2	1.22	105.2	26.0	1.33	111.4	32.2	1.41	110.5	31.3	1.39	79.1	-0.1	1.00
Menton		117.3	128.2	10.9	1.09	129.8	12.5	1.11	140.1	22.8	1.19	152.3	35.0	1.30	162.6	45.3	1.39	160.2	42.9	1.37	117.4	0.1	1.00

焦点-被写体間距離200cmにおいて、正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はANS, L1, Mentonが1.11, Nasionが1.10, Sellaが1.09で理論拡大率と1%以内の誤差であった。設計値との差ではMentonが12.5mmと一番大きい値を示した。

左右対称に位置する計測点の拡大率については、それぞれ右(フィルム側)に位置する計測点の方が左(管球側)よりも小さい値を示した。設計値との差ではGonionの左右差が3.8mmと一番大きい値を示した。図9には、撮影A焦点-被写体間距離150cmの撮影における画像を、設計値における各計測点の位置をPorionを起点としたベクトルとして表したものと重ね合わせで示す。

撮影B. セファロ撮影装置で焦点、被写体、フィルム間の距離を変化させた撮影(拡大率1.2, 1.3, 1.4)

理論拡大率1.2倍において正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はSellaが1.2, その他は1.19で理論拡大率と1%以内の誤差であった。設計値との差ではMentonが22.8mmと一番大きい値を示した。左右対称に位置する計測点の拡大率は、それぞれ右(フィルム側)に位置する計測点の方が左(管球側)よりも小さい値を示した。設計値との差ではGonionの左右差が4.9mmと一番大きい値を示した。

拡大率1.3において正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はBasionが1.31, ANS, L1, Mentonが1.30, Sella, Nasionが1.29で理論拡大率と1%以内の誤差であった。設計値との差ではMentonが35.0mmと一番大きい値を示した。左右対称に位置する計測点の拡大率は、それぞれ右(フィルム側)に位置する計測点の方が左(管球側)よりも小さい値を示した。設計値との差ではGonionの左右差が5.1mmと一番大きい値を示した。

拡大率1.4において正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はSella, Basionが1.40, Nasion, ANS, L1, Mentonが1.39で理論拡大率と1%以内の誤差であった。設計値との差ではMentonが45.3mmと一番大きい値を示した。左右対称に位置する計測点の拡大率は、それぞれ右(フィルム側)に位置する計測点の方が左(管球側)よりも小さい値を示した。設計値との差ではGonionの左右差が5.8mmと一番大きい値を示した。図10には、撮影B拡大率1.4の撮影における画像を、設計値を表すベクトルとの重ね合わせで示す。

撮影C. 顎顔面多機能X線撮影装置によるスキヤノグラム撮影(拡大率1.5)

正中矢状面上に存在する計測点の拡大率はSellaが1.84で一番大きい値を示した。逆に一番小さかったのはMentonで、拡大率は1.37であった。左右対称に位置する計測点の拡大率は、右(管球側)に位置する計測点の方が左(フィルム側)よりも大きい値を示した。尚、本撮影法においては設置装置の機構上、撮影A及びB

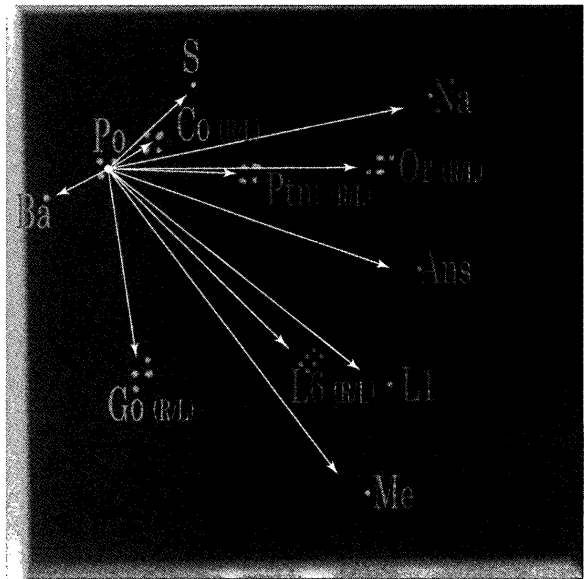


図9 セファロ撮影装置における規定の位置づけで撮影した画像(拡大率1.1)。矢印(ベクトル)は設計値における各計測点の位置を、Porionを起点として表したもの。Porionからの距離は約10%均等に拡大しているが、左右計測点の間にずれが認められる。

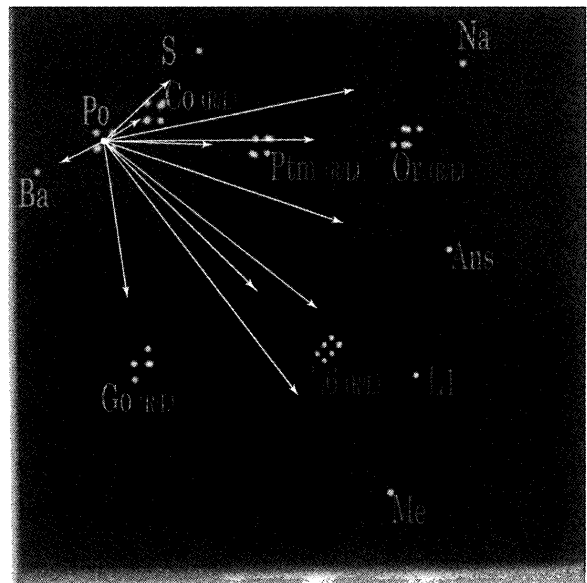


図10 セファロ撮影装置における拡大率1.4の画像と設計値を表すベクトルとの重ね合わせ。Porionからの距離は約40%拡大し、左右計測点の間のずれは強調されて認められる。

とは管球とフィルムが左右逆の位置関係となっている。設計値との差ではCondyleの左右差が17.9mmと一番大きい値を示した。逆に一番小さかったのはL6で、左右差は0.3mmであった。図11には、スキヤノグラム撮影における画像を、設計値を表すベクトルとの重ね合わせで示す。

撮影D. CT撮影、および画像データによる側面3DCTセファロ像作製(拡大率1.0)

設計値に対する距離の拡大もなく左右対称に位置す

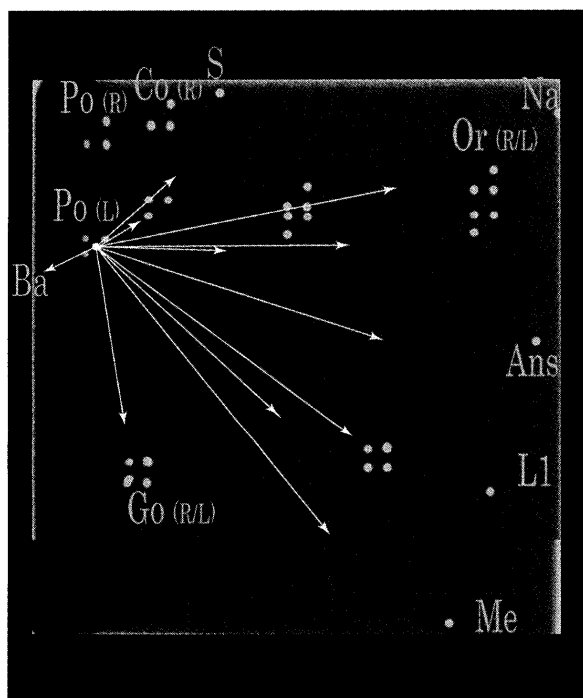


図11 スキャノグラム画像と設計値を表すベクトルとの重ね合わせ。計測点の部位により拡大が異なり、左右計測点は上下方向にずれて観察される。

る計測点のずれも認められなかった。図12には、3 DCTセファロ像を、設計値を表すベクトルとの重ね合わせで示す。

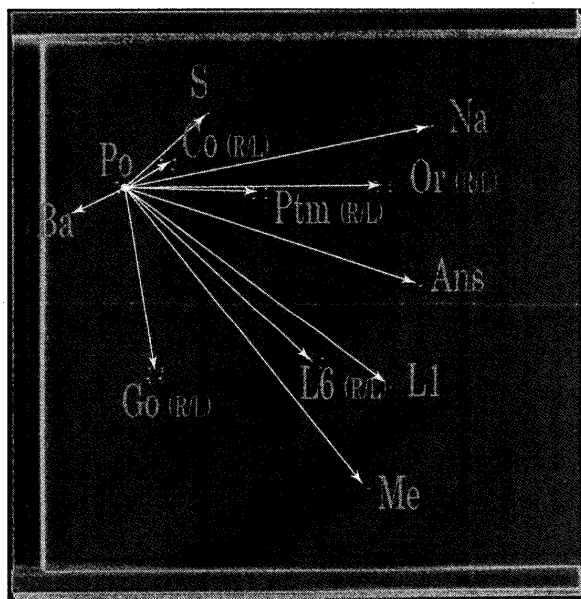


図12 3 DCTセファロ像と設計値を表すベクトルとの重ね合わせ。距離の拡大がなく左右計測点の間にずれも認められない。

考 察

セファロ撮影法の原型を考案したBroadbent¹⁾は矯正家であった。彼は、不正咬合を知るには、まず健常児顎顔面の発育を解明しなければならないと考え、それを研究目的とした。

当時の成長発育調査は、専ら顔面や頭蓋の寸法を軟組織上から直接計測したり、経年的に比較検討したり、乾燥頭蓋で硬組織を直接計測することに拠った。しかし、前者の方法では実際の硬組織を直接計測することが不可能であるし、大まかな発育量は分かるものの発育の方向が不明である。後者の乾燥頭蓋による方法では故人の情報不明確であり、縦断的な観察が不可能である。

これらの欠点を解決するためにBroadbentは、成長発育の評価としてX線写真を利用した。X線写真で縦断的な比較を行うためには、撮影時に一定条件で行われる必要があり、撮影時に管球焦点、被写体およびフィルムの三者が常に同じ位置関係になる規格化が要求される。それを達成するために、彼は頭部を固定する頭蓋固定器を作製した。同装置は、焦点-フィルム間距離が5フィート(152.4cm)に固定され、正面と側面を同時に撮影するために二つの管球が設置された非常に大規模なものであった。中心X線は、側面ではそれぞれ左右の耳桿(イヤード)を通り正面はそれに対して垂直で左右の眼窩点の中心を通る様に規定され、現在のセファロ撮影規格の原形となった。同装置により撮影されたX線写真の分析が成長発育に関する研

究²⁻⁶⁾に多大な進歩をもたらし、矯正学にとり有益であったことは言うまでもない。すなわち、成長発育の時期、部位、および方向の解明が進み、それを基にした多くのセファロ分析法が考案された⁸⁻¹²⁾。現在では、症例の分析のみならず、治療目標の設定法としてRickettsによりV. T. O (Visual Treatment Objectives)も考案され、頭部X線規格写真(セファログラム)の利用法も多様になってきている。

セファロ撮影法自体に関する研究も散見されるが、その殆どは、撮影における規格の再現性に関する検証、あるいは計測誤差に関するものである^{13,14)}。Yoonら¹⁵⁾は、側面セファロ撮影時の頭部の回転が計測値に与える影響を検証した。それによると頭部の回転(地面と平行の回転で最大15°)の影響は角度計測の方は誤差が1%以下であったのに対し距離計測では誤差が最大で5%程度と、距離計測での影響が大きかったこと、および角度計測に用いられる計測点が、正中矢状面上に含まれる場合ほど誤差が少なく傾向を報告している。臨床に関連した報告ではKamoenら¹⁶⁾がセファロ分析での治療結果の評価における計測誤差の検討をおこない、距離計測では約1mmの測定誤差が存在したことを報告している。同報告では、計測値の治療前後の変化から成長量を差し引き、それが測定誤差を超えていれば治療の効果を認めると結論付けている。

近年、デジタルX線撮影の開発と普及にとともに、分析においてもデジタル化が進みつつある。その有

用性についての研究¹⁷⁻²¹⁾も多数見られる。Chenら¹⁷⁾は、セファロ計測ポイントの同定を、従来のX線フィルムとデジタル画像上で行ったもので比較検討した。同報告では、フィルム計測の誤差が少なかったとしているが、それでも測定誤差は最大で2 mm程度存在することを示している。また品村ら¹⁸⁾および香林ら¹⁹⁾は、イメージングプレートを使用したデジタルセファログラム上でのセファロ計測ポイント決定の正確性を検討し、従来の方法と明確な差は認められなかったことを報告するとともに、線量の低減や分析時間の短縮が図れるとしてデジタルセファロ撮影の有用性を示唆している。名和ら²⁰⁾および出村ら²¹⁾は、デジタル画像の利点である画像処理についての検討し、従来のスクリーンフィルムでは一回の撮影に対し一種類の画像しか得られないが、デジタル画像(周波数)処理を施すことによって分析の目的に合う複数の画像が得られることを示唆している。デジタルセファロの応用としてRudolphら²²⁾およびHuttonら²³⁾は、セファロ計測点の自動認識を試行している。自動認識では、まず画像処理により輪郭(エッジ)を強調してそれを解剖学的構造物の幾何学的な形態と照合し、計測ポイントを認識する。この自動認識を可能にしたのは先に述べた画像処理によるところが大きいと考える。

デジタル画像処理のもう一つの利点は、画像の拡大、縮小を含む変形が自在に行えることにある。すなわち、従来のセファロ撮影装置あるいは撮影規格を改良した結果、従来のセファロ画像と異なった拡大率の画像となっても、画像を適切に補正することにより従来のX線写真と同じ分析および診断手法が応用可能となる筈である。我々が本研究の着想に至った根本はこの一点にある。

「点焦点から発生したX線がフィルム上に創り出す被写体の影絵」と比喩されるX線写真撮影では、焦点、被写体、フィルム間の位置関係を操作した場合における理論的な拡大率や歪みは、比較的単純な作図や計算により求めることができる。しかし、画像を撮影して診断あるいは分析をおこなうのは人間であり、新しい撮影法により理論上は明瞭に観察される筈であった疾患や解剖構造が、実際に撮影された画像上では人間の眼に観察し難くなっていたこと等は、しばしば経験される。そこで、過去においてもX線撮影法の改良、あるいは画像の解析を目的とした生体を模したモデルすなわちファントムが作製されて用いられた。例えば五島ら^{25,26)}および中村ら²⁷⁾は歯列弓状に作製したアクリル板等に直径1 mm程度のヒューズ線やスチールボールを等間隔に並べてパノラマX線写真を撮影し、歯列に対する断層域の適合性、および画像の拡大および歪みに関する特性などを検討している。論文中五島らは、歯列を模した各ワイヤーを識別するためのフィルムマーカーを工夫し、中村らは、Shiojimaら²⁸⁾の求めたCT

画像を基にした平均的な形態をファントムの歯列弓に再現するなど本研究と共通した面を持つ。森田ら²⁹⁾は、標準的な下顎骨形態を模したアクリル製ファントムを作製して軸位断CT撮影し、下顎骨横断面を表わす再構成画像が撮影条件を種々に変化させた場合にどのような影響を受けるかについて検討している。

我々が検索した限り、本研究のセファロファントム設計に有用なセファロ計測点の三次元的位置を集団において検討した過去の報告は見られない。そこで我々は、臨床において撮影されたCT画像データを再利用することを試みた。この方法は健康人ボランティアの被曝を回避できることが大きな利点であると考えられる。しかし、本法にも今後検討し改良すべき点が幾つか挙げられる。

第一点は、集団の母数に係る適切な画像データ収集の困難さである。方法の項において既述した種々の要件を満たす臨床CT画像は約3000件を収録した画像データベースよりわずか10例しか見出されなかった。平均値として十分に信頼できる母数をボランティア撮影等に依存せずに確保するには多施設に渡る画像データ収集が必要となろう。健康に近い被験者の顎顔面構造に関する三次元情報を内包したCT画像データにはファントム設計の他にも様々な研究上の有用性があると考えられ、今後の検討課題である。

第二点は軸位断CT画像上での計測点決定に関する問題である。セファロ計測点はX線写真上で規定されたものであり、その解剖学的な解釈は定まっているが、同じ計測点を軸位断連続スライス画像上で決定する試みは為されていない。今回我々が試みた結果より、軸位断面に垂直な骨構造より位置が解るSellaの様な計測点は比較的容易に確認可能であったのに対して、軸位断面に平行な骨構造上に位置するOrbitale等の構造は確認し辛い傾向があり計測点決定の再現性に問題が残った。また、同様の理由によりBasionは頭蓋底に設定することが困難であったため頸椎歯突起尖端で代用することとした。三次元画像上での計測点決定に関する技術的問題については、今後、三次元画像の臨床応用が進むにつれて重要性を増すと思われるので、今後も検討を続けたい。

第三点は三次元画像の精度である。これにはCT撮影装置の性能、撮影条件、三次元画像の作成方式、ソフトウェアの性能など様々な因子が関係するが^{30,31)}、CT画像の基本的性質より想定される三次元画像の誤差は±1 mm程度であり、過去に三次元画像上の距離計測値と被写体の実測値を比較した研究でも両者の間に大きな誤差は報告されておらず^{32,33)}セファロ計測点を求めるために必要な精度は確保されていると考える。ファントムの設計においては、撮影された画像上でファントムのどの部位が写っているのかを簡単に識別可能であることが重要となる。特に本研究では、左右対

照に存在する計測点の識別が画像の歪みを検出するうえで特に重要と考え、三角形の頂点に金属球を配置する方法を考案した。結果より、左右の計測点を識別する目的は十分に達成されたと考える。

続いて、各種撮影法により得られたファントム画像の距離計測結果に関して考察する。規定の拡大率1.1倍で撮影されたセファログラム同様、焦点被写体間距離を変更せずに拡大率を変化させた撮影においても、正中矢状面上に存在する計測点とPorion間の距離は幾何学的公理に従った拡大を示した。セファロ撮影の拡大率は正中矢状平面を基準として決定されており、中心X線が正確にPorionに入射していれば結果としては当然のことである。しかし、拡大投影の場合には半影による輪郭のぼけが増大することが知られておりこれが計測精度に影響することも考えられる。左右対照に位置する計測点では管球に近い側の拡大率がさらに大きくなるから尚更である。また、中心X線の入射方向あるいは被写体およびフィルムの位置づけに僅かでも誤差があれば拡大投影によりこれが強調され、結果的に臨床的な許容範囲を超えた計測誤差を生じる可能性も考えられる。今回試みた拡大投影の範囲内では、理論拡大率と計測値の拡大率は2%の誤差内でほぼ一致した。これは既述のセファロ計測に関する再現性を考慮しても臨床応用上十分に許容できる誤差範囲と考える。また、本研究では距離の計測値を各種撮影法間で拡大率として比較検討することを目的としたため、角度計測値の比較検討はおこなわなかったが、セファロ装置による撮影である限り各計測点の配置は変化せず拡大投影の影響を受けないものとする。

以上より、拡大投影されたセファログラムであっても、デジタル画像として拡大率を修正することにより従来のセファロ分析に利用可能な可能性が示唆されたが、頭蓋骨埋入ファントム及び人を被写体とした実証的検討は今後の課題である。セファロ撮影における拡大投影が許容された場合、まず考えられる利点は装置の小型化である。今回は、使用したX線発生装置に絞りが設置してあった関係で実験できなかったが、被写体・フィルム間距離を固定して管球・フィルム間距離を縮小しても同様な拡大投影が得られる筈である。約2mの長さを要したセファロ撮影装置が1.0~1.5m程度に小型化されれば、特に空間的余地の乏しい本邦の歯科診療施設にとって有益であるとする。

パノラマX線装置の機構を応用した多目的装置により撮影される正側面スカノグラムがセファロ分析に利用可能となれば、装置の小型化は更に進むことになる。しかし、スカノグラムの計測結果ではPorionから水平的に離れた位置にあるMentonまでの距離は、拡大率約1.3倍であったのに対し、近くであるがPorionより上方に位置するSellaまでの距離は、約1.8倍に拡大していた。この様に、水平方向と垂直方向の拡大率

が異なって来る原因については以下の如く考える。本撮影法は垂直なスリットを介したX線束が水平に移動しつつ被写体を走査して画像を形成する方式であるため、水平方向への画像の拡大はX線束の移動量により決定される。これに対して垂直方向では、単純投影の原則により焦点-被写体-フィルムの位置関係により拡大率が決定される。また、焦点-フィルム間距離が非常に小さい投影であるため、左右対照に位置する計測点では管球に近い構造が垂直方向に大きく拡大されて投影されることになる。さらに、パノラマ撮影装置の機構を利用した装置で撮影されるため、中心X線が地平面より約5°上方に向くように通過するため、中心X線より上方に位置する構造ほど上下方向の拡大が強調された歪みの大きな画像となることが考えられる。今回の結果より我々は、セファロ撮影装置による拡大投影の如くデジタル画像処理により拡大率を修正するのみではスカノグラムをセファロ分析に応用することは困難であろうと考える。水平および垂直方向の拡大を各々独立して修正し、かつPorionを含む左右対称に存在する計測点についてはフィルム側の計測点を用いる様にすればセファロ分析に応用可能となるが、具体的な検討は今後の課題としたい。

3 DCTによるファントムの画像では被写体の最も正確な計測値が得られた。3 DCT画像による距離計測精度に関して米谷ら²⁰⁾は、3 DCT画像においてドライスカル実測値との比較では0.7~1.2mm (0.9~2.0%)画像計測値が小さくなるという結果を報告している。我々の結果ではファントム設計値と3 DCT画像計測値の間で寸法誤差範囲-0.3~+0.4mmで1%以内の精度であった。両者の精度の差は、我々のCT撮影におけるスライス厚(間隔)がより小さかったこと、および被写体となるファントムの寸法が実測値ではなく設計値であるために実測時の計測誤差を含まなかったことに由来すると考える。

一方、先に我々の施設でおこなった3 DCT画像のコンピュータセファロ分析に関する検討²⁰⁾では、1.1倍に拡大率を修正した臨床例の3 DCTセファロ像と同時期に撮影したセファログラムの距離分析結果でN-ANS, N-S, N-Me, Pog-Go, ANS-Me, Mo-L1の項目において、0.1~1.7%以内の誤差であった。この範囲内の誤差は、一般的なセファロ写真のトレースによる転写の際の誤差、あるいは各ポイントの再現性から考えると実用域であるとする。

川俣らは²⁴⁾、パノラマX線写真の撮影範囲と同様の領域を展開して総覧的に観察する3 DCTパノラマ像の作成法を報告しており、3 DCTセファロ像も併せて患者顎顔面の精密なCT画像データさえ得られれば、従来型のセファロ写真やパノラマ写真を撮影しなくても、矯正治療に必要なX線画像は全て3 DCTにより創りだせる可能性がある。しかし、現時点では、3 DCT

画像の解像度はX線写真に及ばず、主にCT撮影装置の性能に依存する空間分解能と濃度分解能を向上させる必要があるし、矯正ワイヤー等による金属アーチファクトの対策も必要である。また、一回のCT検査による被曝線量が、セファロ、パノラマ、デンタルその他を組み合わせて撮影するX線写真検査よりはるかに多くなることも大きな問題である。必要性があつてCT撮

影を行う顎変形症例以外で3DCT画像をセファロ分析に現実的でないと思われる。しかし、現在開発されつつあるコーンビームCTや電子ビームCTには、上記の画像解像度や被曝線量の問題を解決する可能性もあり^{35,36)}、3DCT画像の応用範囲を広げることが期待される。

結 論

生体のCT画像データより三次元画像を構築して得た三次元位置情報を基に、計測点を立体的に配置した三次元セファロファントムを作製した。

ファントムの側面X線画像を、セファロ撮影装置における通常の撮影、セファロ撮影装置での拡大投影、顎顔面多機能X線撮影装置によるスキヤノグラム撮影および側面3DCTセファロ像作成により取得することができた。

画像を観察するとともにPorionから各計測点までの距離を計測し、以下の結果を得た。

1. セファロ撮影装置による画像では、正中矢状面上に存在する計測点までの距離は、焦点、被写体、フィルム間の幾何学的な配置に従う拡大を示し、左右で対をなす構造では理論拡大率に単純に従わない左右計測点間のずれを示した。
2. スキヤノグラム側面像では、Porionから水平方向に離れる計測点と垂直方向に離れる計測点とで異なった拡大率を示していたのに加えて、左右で対をな

す構造では左右計測点が上下にずれて描出された。
3. 3DCTセファロ像では、計測点間の距離に拡大がなく、左右計測点間のずれも認められなかった。

以上より、ファントムを用いて各種撮影法の幾何学的特徴を三次元的に明らかとすることを通じ、従来のセファロ撮影以外の方法で取得された画像から顎顔面形態の分析をおこなう方向性が示唆された。

稿を終えるにあたり、本研究を行う機会を与えて頂き、御指導賜りました朝日大学歯科放射線学講座藤下昌巳教授に深謝いたします。また、研究に際して御指導頂きました朝日大学歯科矯正学講座丹羽金一郎教授ならびに朝日大学歯科放射線学講座勝又明敏助教授に感謝いたします。さらに、研究に際して様々な御援助を頂きました愛知学院大学歯科放射線学講座有地榮一郎教授および奥村信二技師長に御礼申し上げます。最後に、朝日大学歯科放射線学講座および歯科矯正学講座諸氏の御援助に対して御礼申し上げます。

文 献

- 1) Broadbent, B. H. : A new X-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod.*, 1 : 45~66, 1931.
- 2) T. M. Graber : New horizons in case analysis-clinical cephalometrics. *Am. J. Orthodont*, 38 : 603~624, 1952.
- 3) T. M. Graber : A critical review of clinical cephalometric radiography. *Am. J. Orthodont*, 40 : 1~26, 1954.
- 4) 榎 恵, 粥川 浩 : レントゲンセファロメーターについて. 歯界展望, 10 : 695~701, 1953.
- 5) 榎 恵 : レントゲンセファロメトリーと症例分析法. 歯界展望, 14 : 109~124, 1953.
- 6) 宮下邦彦 : 頭部X線規格写真の基礎, 第一版, クインテッセンス出版株式会社(東京), 23~39, 1999.
- 7) 葛西一貴, 亀田晃, 川本達雄, 後藤滋巳, 相馬邦道, 丹羽金一郎 : 歯科矯正学, 第四版, 医歯薬出版株式会社(東京), 134~138, 2001.
- 8) Tweed, C. C. : The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *Am. J. Orthod.*, 55 (6) : 651~657, 1969.
- 9) Ricketts, R. M. : Bioprogressive therapy as an an-

- swer to orthodontic needs. Part I. *Am. J. Orthod.*, 70(3) : 241~268, 1976.
- 10) Ricketts, R. M. : Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. *Am. J. Orthod.*, 70(4) : 359~397, 1976.
- 11) Holdaway, R. A. : A soft-tissue cephalometric analysis and its use in orthodontic treatment planning. Part II. *Am. J. Orthod.*, 85(4) : 279~293, 1984.
- 12) Holdaway, R. A. : A soft-tissue cephalometric analysis and its use in orthodontic treatment planning. Part I. *Am. J. Orthod.*, 84(1) : 1~28, 1983.
- 13) Bergersen, E. O. : Enlargement and Distortion in Cephalometric Radiography : Compensation Tables for Linear Measurements. *Angle Orthod.*, 50 : 230~244, 1980.
- 14) 小田博御, 本郷弘, 鈴木元久, 加来哲夫, 鈴木祥井 : 頭部X線規格写真における頭蓋計測点の測定誤差に関する研究. 神奈川歯学, 17 : 222~229, 1982.
- 15) Young-Jooh Yoon, Kwang-Soo Kim, Mee-Sun Hwang, Heung-Joong Kim, Eui-Hwan Choi, Kwang-Won Kim : Effect of Head Rotation on Lateral Cephalometric Radiographs. *Angle Orthod.*, 71 : 396~403, 2001.

- 16) Kamoen, L. Dermaut, R. Verbeeck : The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. *Eur. J. Orthod.*, **23** : 569~578, 2001.
- 17) Yi Jane Chen, Ssu Kuang Chen, Hsin FuChang, Kun Chee Chen : Comparison of Landmark Identification in Traditional Versus Computer-Aided Digital Cephalometry. *Angle Orthod.*, **70** : 387~392, 2000.
- 18) 品村謙太, 名和弘幸, 後藤滋巳 : CR(Computed Radiography)セファロとSF(スクリーン)セファロにおける計測点設定の正確性と再現性の検討. 愛院大歯誌, **38**(1) : 149~156, 2000.
- 19) 香林正治, 小熊清史, 大村由美子, 高田保之, 窪田道男, 宮地優子, 出村昇, 和田清聡, 須佐美隆三 : Computed Radiographyの側方頭部X線規格写真への応用について. 日矯歯誌, **44**(2) : 217~229, 1985.
- 20) 名和弘幸, 西村壽見, 品村謙太, 小川清隆, 谷田耕造, 後藤滋巳, 内藤宗孝, 塩島勝, 有地榮一郎 : 頭部X線規格写真におけるCRシステムの応用に関する検討—アンケート調査—. 愛院大歯誌, **36**(1) : 37~42, 1998.
- 21) 出村昇, 香林正治, 中川真, 勝田誠, 村井千尋, 須佐美隆三 : 頭部X線規格写真におけるCR(Computed Radiography)システム画像処理条件の検討. 日矯歯誌, **53**(1) : 57~65, 1994.
- 22) D. J. Rudolph, P. M. Sinclair, J. M. Coggins : Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, **113** : 173~179, 1998.
- 23) Tim J. Hutton, Sue Cunningham, Peter Hammond : An evaluation of active shape models for the automatic identification of cephalometric landmarks. *Eur. J. Orthod.*, **22** : 499~508, 2000.
- 24) 荒木元英, 川俣明敏, 藤下昌巳, 丹羽金一郎 : 3DCT画像コンピュータセファロ分析. 臨床家のための矯正YearBook '99. クインテッセンス出版, 51~56, 1999.
- 25) 五島洋太 : オルソパントモグラフィにおける基礎的研究—像の成立と鮮鋭度及びその他二, 三の事項についての研究—. 歯科放射線, **16** : 208~231, 1976.
- 26) 五島洋太, 足立忠, 山本昭 : オルソパントモ像の鮮鋭度についての考察. 歯科放射線, **17** : 177~186, 1977.
- 27) 中村守厚, 塩島勝, 内藤宗孝, 有地榮一郎 : 平均的下顎骨ファントムによる回転パノラマX線撮影装置の評価. 愛院大歯誌, **36**(2) : 165~169, 1998.
- 28) Shiojima, M., Naitoh, M. : Development of Test Phantom for Measuring the Image Layer in Rotational Panoramic Radiography. *Dentistry in Japan*, **32** : 96~99, 1995.
- 29) 森田康彦, 犬童寛子, 河野一典, 佐藤強志, 馬嶋秀行, 和泉雄一, 杉原一正, 三村保, 黒江和斗, 伊藤学而, 野井倉武憲 : インターネットを介したCT画像データからのRapid prototyping modelの作成. 歯科放射線, **42**(3) : 214~220, 2002.
- 30) Kawamata, A., Aiji, Y. and Langlais, R. P. : Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, **44** : 395~410, 2000.
- 31) Kawamata, A., Aiji, Y. and Langlais, R. P. : Three-dimensional Imaging for Orthognathic Surgery and Orthodontic Treatment. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, **13**(4) : 713~725, 2001.
- 32) 米谷裕之, 北條博一, 辻一起子, 梅ヶ枝雅和, 岡健司, 黒田洋生 : CT三次元画像での距離計測の有用性について. 日口診誌, **10**(1) : 83~86, 1997.
- 33) Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV : A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **47** : 1053~1061, 1989.
- 34) 川俣明敏, 藤下昌巳 : 三次元CT画像パノラマ展開法. 歯科放射線, **38**(3) : 193~198, 1998.
- 35) 瀬尾邦彦, 山本一雄, 上野完, 田仲一宏, 松岡幹夫, 岡部邦義, 加納正浩, 日比野淳 : 歯顎顔面用コンピュータCT装置CB MercuRayの開発. MEDIX, **37** : 40~45, 2002.
- 36) 飯野美佐子, 栗林幸夫, 濱田星紀, 高宮誠 : 電子ビームCT. 画像診断, **17**(1) : 19~28, 1997.

Evaluation of Three-dimensional Images to Improve Cephalometric Radiography

NOBUAKI NISHIMURA

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Division of Oral Pathogenesis and Disease Control
Asahi University Graduate School of Dentistry
1851 Hozumi, Mizuho, Gifu 501-0296, Japan*

Key words : 3DCT, Phantom, Cephalometric radiography

Abstract *Investigating the geometrical characteristics of lateral X-ray images of a phantom model produced based on three-dimensional maxillo-facial morphological CT images, the possibility of the application of X-ray images obtained by radiography other than conventional cephalometric radiography to cephalometric analysis was evaluated.*

Cephalometric radiographical images showed the extension of the distance between measurement points around the Porion and positional differences between the bilateral points depending on the condition of focus and subjects, and the distance between films. Scanogram lateral images obtained by the maxillo-facial multi-functional X-ray apparatus showed less extension of the distance between measurement points in the antero-posterior direction of the subjects, whereas the extension in the supero-inferior direction was remarkable. In 3DCT cephalometric images produced from CT images, neither the extension of the distance between measurement points nor positional differences between the bilateral points were noted.

We obtained basic information to determine whether images obtained by various types of radiographic methods are applicable to cephalometric analysis, and what type of processing should be performed on the images and measurements in the actual application cases, by the use of a three-dimensional cephalometric phantom model.

Our results suggested the application of images obtained by various types of new methods to cephalometric analysis.