

原 著

CCD センサー方式のデジタル頭部 X 線規格写真における
画像特性の検証

吉田和史 内藤宗孝* 四手井宣昭** 勝又明敏** 名和弘幸
小川清隆 後藤滋巳 有地榮一郎*

愛知学院大学歯学部歯科矯正学講座

*愛知学院大学歯学部歯科放射線学講座

**朝日大学歯学部口腔病態医療学講座歯科放射線分野

YOSHIDA Kazuhito, NAITOH Munetaka, SHITEI Nobuaki**, KATSUMATA Akitoshi**,
NAWA Hiroyuki, OGAWA Kiyotaka, GOTO Shigemi and ARIJI Eiichiro**

Department of Orthodontics, Aichi-Gakuin University School of Dentistry

*Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Aichi-Gakuin University School of Dentistry

**Department of Oral Radiology, Asahi University School of Dentistry

キーワード：デジタル X 線画像，頭部 X 線規格写真，CCD センサー

抄録：頭部 X 線規格写真（セファロ）は，歯科矯正学分野において，その診断や治療計画，治療後の評価などに必要不可欠なものとなっている。近年，歯科医療にデジタル化が普及しはじめ，デジタルセファロ撮影においては，主として IP（イメージングプレート）方式と CCD（Charge Coupled Device）センサー方式とが利用可能となっている。

今回の研究では，ベラビューエポックスとプロマックスの 2 機種を CCD センサー方式のデジタルセファロ撮影装置として用い，セファロ画像のアーチファクトや寸法精度，計測の信頼性について検討した。セファロ撮影の被写体には水ファントム，三次元セファロファントム，頭蓋骨埋入頭部ファントムを使用した。

結果として，セファロ計測点の範囲内に臨床上問題となるアーチファクトはみられなかった。寸法精度については，ベラビューエポックスでの平均の拡大率は 1.10 であり，プロマックスでは 1.11 であった。セファロ計測の信頼性については，十分に臨床使用が可能であることが確認された。

(Orthod Waves-Jpn Ed 64(1) : 1~9, 2005)

Assessment of image characteristics of CCD-based digital cephalometric radiography

Abstract : Cephalometric radiograms are useful for orthodontic diagnosis, treatment planning and evaluation of treatment results. Recently, the application of digital cephalometric systems has rapidly spread, and two different types are currently being used : the imaging plate (IP) system and the charge coupled device (CCD) sensor system. In this investigation, the measurement accuracy and artifacts of CCD-based digital cephalometric radiography were evaluated. Two CCD-based cephalometric X-ray units were compared. The measurement accuracy and presence of artifacts caused by sensor movement were assessed using a 3-dimensional cephalometric phantom and a water phantom, respectively.

The measurement accuracy was clinically acceptable. There was no serious damage to image quality due to artifacts caused by either unit.

We concluded that the CCD-based digital cephalometric radiography was useful for orthodontic treatment.

(Orthod Waves-Jpn Ed 64(1) : 1~9, 2005)

緒 言

頭部 X 線規格写真 (以後, セファロ) は, 頭蓋顎顔面の形態的異常や経時的な成長発育を記録する有用な手段であり, 歯科矯正学の分野において顎顔面の形態診断, 治療計画の立案, 治療の経過観察, 予後評価などの場面で必要不可欠な評価方法となっている¹⁻⁵⁾。

近年, X 線撮影のデジタル化が普及し, 歯科においては口内法撮影, パノラマ撮影, 断層撮影, セファロ撮影などにその応用が進んでいる⁶⁻¹³⁾。現在, セファロ撮影におけるデジタル化には大きく 2 種類の方式が利用可能である。一方はイメージングプレートを用いたシステム (IP システム) であり, 他方は CCD (Charge Coupled Device) センサー方式である。IP システムを用いたデジタルセファロ画像の有用性や精度についてはすでに検証されている¹²⁾。しかし, CCD センサー方式によるデジタルセファロ撮影において, 従来のセファロ撮影と同様に X 線入射方向や拡大率などの幾何学的な条件が標準化され, 臨床上その要件が満たされているか否かについては検証されていない。CCD センサー方式では, X 線受光面積が短冊状で小さいために撮影時にそのセンサーを走査する必要があることなど, 従来の増感紙, フィルムシステムとは異なる複雑な機械的要素が存在する。具体的にはデジタルセファロ装置に使用される CCD センサーは単一のものではなく, 数個のセンサーを組み合わせて使用しているために, その繋ぎ目にアーチファクトが出現する可能性が考えられる。

そこで, 今回の研究では被写体として水ファントム, 三次元セファロファントム¹⁴⁾および頭蓋骨埋入頭部ファントムを用いて, CCD デジタルセファロ画像に生じるアーチファクトの有無や寸法精度およびセファロ計測の信頼性について検証した。

材料と方法

CCD センサー方式のデジタルセファロ撮影装置としては, ベラビューエポックス (モリタ, 京都) とプ

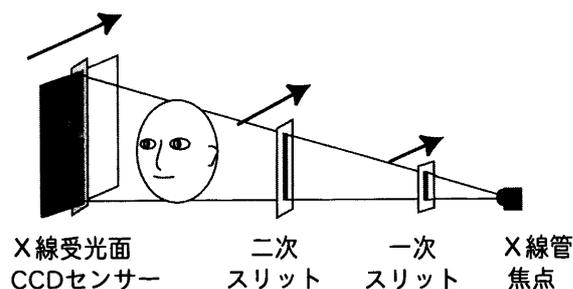


図 1 CCD 方式デジタルセファロ撮影装置の原理図

ロマックス (Planmeca, Helsinki, Finland) の 2 機種を用いた。CCD センサー方式のデジタルセファロ撮影装置の原理図を示す (図 1)。両装置ともに, セファロ側面像の位置付けにおいて, 縦長の CCD センサーを前頭部から後頭部に走査する方式である。X 線管球と CCD センサーとの間には 2 つの可動性の細隙スリットがあり, 被曝線量の低減が図られている。軟組織の濃度補正方法については, 今回用いた CCD センサー方式の 2 機種間では, それぞれ異なった機構を採用している。ベラビューエポックスでは, バリアブルスピードスキャン方式と称される軟組織フィルタ補正を搭載し, 骨組織領域では CCD センサーの動きを遅く, 軟組織領域では速く走査させて濃度補正を行う方法をとっている。一方, プロマックスでの軟組織フィルタ補正は, 撮影後にソフトウェア上で画像処理を加える方式となっている。

セファロ撮影の被写体としては, 水ファントム, 三次元セファロファントム¹⁴⁾, および頭蓋骨埋入頭部ファントム (京都科学, 京都, 日本) を使用した。

水ファントムは, 直径 17 cm, 高さ 14 cm の円柱状のポリプロピレン製容器を水で満たしたものである。撮影条件は, 臨床で使用する際に推奨されている条件に準拠し, ベラビューエポックスでは, 管電圧 80 kV, 管電流 10 mA とし, 撮影時間は軟組織フィルタ処理を加えない場合の 3.5 sec と加える場合の 6.2 sec とした。プロマックスでは, 管電圧 68 kV, 管電流 12 mA, 撮影時間を 17 sec とし, そのデジタル画像撮影後においてソフトウェア上で軟組織フィルタ処理を加えない設定と加える設定を用いた。撮影された 4 種類の水ファントム画像は, JPEG ファイル形式で光磁気ディスクに保存した。

三次元セファロファントムは, 解剖学的に正常な形態を有する CT 画像より得た顎顔面の三次元形態情報をもとに, 歯科矯正学的に有用な計測点の平均値を立体的に配置したアクリル製のファントムである (図 2)。

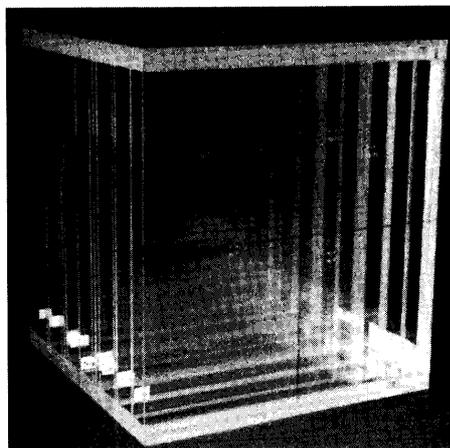


図 2 三次元セファロファントム

表 1 三次元セファロファントムの設計値

計測点	左側			正中			右側		
	X 軸	Y 軸	Z 軸	X 軸	Y 軸	Z 軸	X 軸	Y 軸	Z 軸
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			
L 1				81	-61	0			
L 6	58	-54	24				58	-54	-24
Menton				74	-91	0			

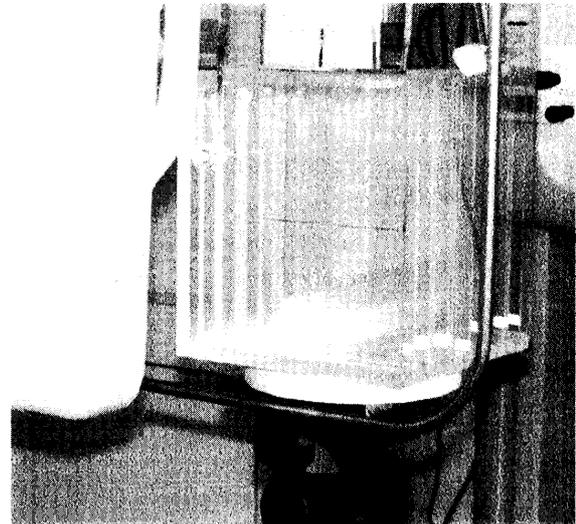
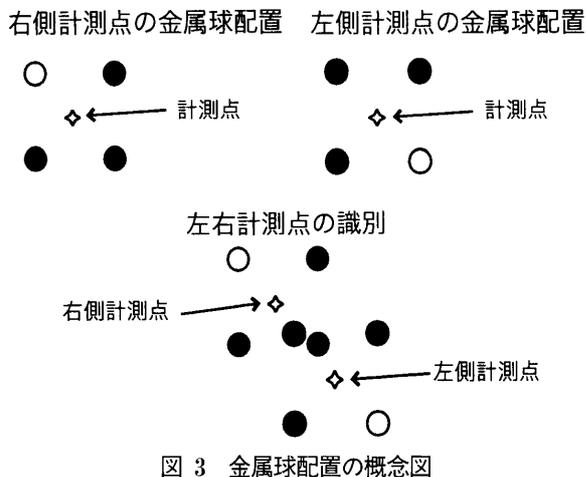


図 4 三次元セファロファントムの位置付け

三次元セファロファントムの作製には、CTが撮影されていた患者の中から顎顔面領域の硬組織に欠損や変形を認めない10症例を選択した。それらのCTデータから三次元画像を構築し、セファロ計測点の三次元座標の平均値を求め、これをセファロファントムの設計値とした(表1)。座標の基準は、XY平面ではPorionを原点としてZ軸は顔面正中を中心とした。計測点としては、セファログラムの解剖学的解釈がCTの軸位断スライス画面上で明示可能な12の部位、18の点を使用した。

三次元セファロファントムの外枠はアクリル製で170mmの立方体とし、計測点は金属球を立方体の空間内に配置して示した。金属球の配置方法は、立方体の中に2mm厚のアクリル板を前方から出し入れできるように引き出し状に並べ、アクリル板には孔を開け、直径2mmの金属球を埋め込んで座標を再現した。左右両側にある計測点をX線画像上で識別する方法として、計測点を中心とした一辺が4mmの正方形の4つの頂点に孔を開け、左右で頂点の異なる三点に

直径2mmの金属球を3個埋め込んだ。この配置によって管球側とCCDセンサー側の二つの計測点は、撮影後の画像上で拡大率に差がなければ正方形のような形として写り、左右の拡大率に差があれば金属球は重ならず写ることにより、左右の計測点を区別することを可能とした。金属球配置の概念図を示す(図3)。

三次元セファロファントムの撮影について、セファロ撮影装置に対する三次元セファロファントムの位置付けは、撮影装置のイヤーロッド先端と三次元セファロファントムの両側のPorionとが一致するようにし、フランクフルト平面が地面に対して平行となるようにした(図4)。撮影条件は、ペラビューエボックスでは、管電圧80kV、管電流4mAとし、0.5mm厚の銅板を併用した。撮影時間は軟組織フィルタ処理を用いない場合(3.5sec)と用いる場合(6.2sec)にて撮影した。それらのデジタル画像は、JPEGファイル形式で光磁気ディスクに保存した。また、プロマックスで

は管電圧 68 kV, 管電流 12 mA, 撮影時間 17 sec, 0.5 mm 厚の銅板を併用した条件で X 線撮影を行い, 撮影後のデジタルセファロ画像において, ソフトウェア上で軟組織フィルタ処理を行った画像と行わない画像を作成し, それぞれ JPEG ファイル形式で光磁気ディスクに保存した. プロマックスにおいては軟組織領域をコンピュータ上で濃度調整する仕様であるため, セファロ画像上の Orbitale から前方を軟組織領域とし, 軟組織補正を行った.

頭蓋骨埋入頭部ファントム(以下, 頭部ファントム)とは, 人の乾燥頭蓋骨の表面に, 軟組織としてウレタン樹脂を密着させ, 人体の頭部にみせかけた研究教育用のファントムである. 頭部ファントムの撮影は, 各メーカーが推奨する条件で軟組織フィルタ補正処理を加える設定と加えない設定それぞれで行った. 撮影された 4 種類のデジタル画像は, JPEG ファイル形式で光磁気ディスクに保存した.

I. アーチファクトの評価

水ファントム, 三次元セファロファントム, 頭部ファントムを被写体とした画像において, CCD センサーの繋ぎ目に相当する部分に生じるアーチファクトの有無について検証した. 機構的に考えると, アーチファクトは水平的に帯を引くように認められることとなる. 観察は, 著者の 2 人が各装置付属のモニターを用いて, 視覚的に「アーチファクトがある」, 「アーチファクトがない」の二段階で評価した. 画像の拡大は任意に行った.

II. 寸法精度の検討

寸法精度の検証には, 被写体として三次元セファロファントムを用いた. 撮影されたセファロ画像データの計測は, 著者の 1 人が, パーソナルコンピュータ (Macintosh G 4, Apple Computer Inc., Cupertino, USA) に取り込み, 画像編集ソフトウェア (Photoshop ver. 5.5, Adobe System Inc., San Jose, USA) を用いて行った. Porion を原点として, X 軸はフランクフルト平面方向, Y 軸はそれに直交する上下方向とし, それぞれの計測点の XY 座標を求め, 各計測点の Porion からの距離を計算した (図 5). それらの CCD セファロ画像上から得られた Porion からの距離と実際のファントム設計値の差および画像の拡大率を次のように計算した.

$$\text{差} = \text{CCD セファロ画像の計測値} - \text{実際のファントム設計値}$$

$$\text{拡大率} = \text{CCD セファロ画像の計測値} / \text{実際のファントム設計値}$$

ペラビューエボックスの画素の大きさは 0.192 mm × 0.192 mm, プロマックスでは 0.13 mm × 0.13

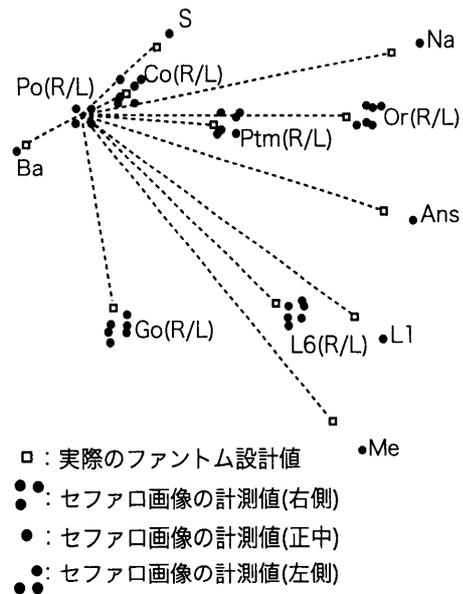


図 5 寸法精度の検討

mm とした. 各撮影条件における拡大率の比較には, MannWhitney の U 検定を用い, 有意水準は $p=0.01$ とした.

CCD センサーのセファロ撮影は, 従来のセファロ単純撮影と違い, フィルムに相当する CCD センサーが, 撮影中に移動する. また, ペラビューエボックスにおいては, 軟組織の濃度補正のために CCD センサーの移動速度を変化させる方式をとっているため, より複雑な撮影原理となっている. 4 種類の撮影条件での, 幾何学的な拡大率を比較し, これらの動きが原因で, 画像の歪み, および寸法精度に異常が生じる可能性があるのか否かを検証した.

III. セファロ計測点の信頼性の検討

CCD 方式デジタルセファロの計測の信頼性を検証するために頭部ファントム画像を用いた. 比較対象として, 本大学病院で使用している大型業務用の Computed Radiography (以下 CR) システム (FCR 9000 HQ, 富士メディカルシステム, 日本) によるセファロ画像を用いた. 撮影されたセファロ画像は, コンピュータ画面上で矯正解析ソフトウェア (WinCeph ver. 6, ライズ, 仙台) を用いて, S 点を $X=0, Y=0$, N 点を $X=62.5, Y=0$ に座標値を固定した後, 原点を S 点, 基準平面を SN 平面とし, 歯科矯正学的に有用な 12 の計測点をプロットした (図 6). 一方, CR システムのセファロ装置は, 焦点-被写体間距離は 200 cm, 被写体-フィルム間距離は 20 cm, 正中矢状面の拡大率を 1.1 倍の条件で行った. CR システムで撮影されたセファロ画像は, はじめに名和ら¹¹⁾が報告した推奨される画像処理を行った後, 一旦フィルム画像として出力した. その後, フィルム画像をスキャナー

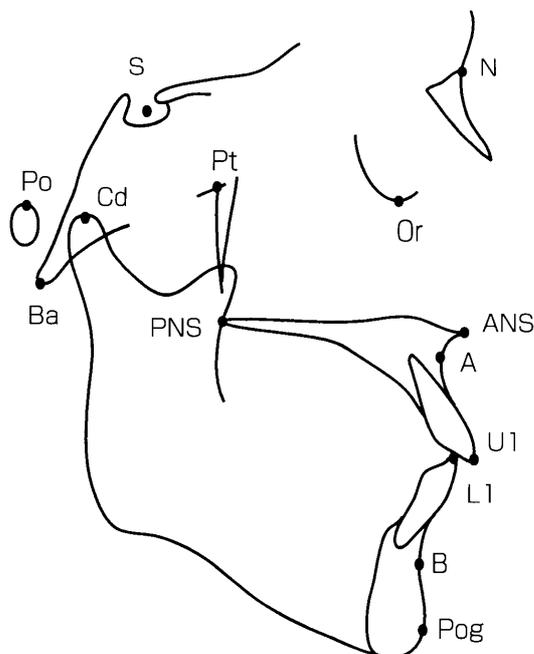


図 6 頭部ファントム上での評価の対象とした計測点

(ES-2200, EPSON, 日本) にて 200 dpi で取り込み, JPEG ファイル形式で光磁気ディスクに保存し, CCD 方式のセファロ画像と同様に計測点をプロットした. 計測点の入力は, 歯科矯正臨床歴 10 年以上の 3 名の歯科医師により行った. 3 機種のセファロ画像を CR セファロ, ベラビューエポックス, プロマックスの順に 1 日 1 回ずつ 5 日間で計 15 回行い, 座標データの平均と標準偏差から各計測点の信頼性を評価した.

結 果

I. アーチファクトの評価

ベラビューエポックスでは, CCD センサーに起因する明らかな帯状のアーチファクトを認めなかった (図 7).

プロマックスでは, モニター上の水ファントム画像においてセンサーの継ぎ目に相当する水平的なアーチファクトが Porion 上方にわずかに認められたが, 三次元セファロファントム画像や頭部ファントム画像には明らかなアーチファクトは認められなかった.

II. 寸法精度

CCD デジタルセファロで撮影された三次元セファロファントムのすべての金属球は, X 線不透過像として画像上に認められた (図 8). 正中矢状面上の計測点は一点の不透過像として, 左右にある計測点は, その周囲にある金属球の配置の違いから左右側の識別が可能であった. Porion からの距離の結果を示す (表 2). 理論的な設計値と計測値との誤差は, 右側の Con-

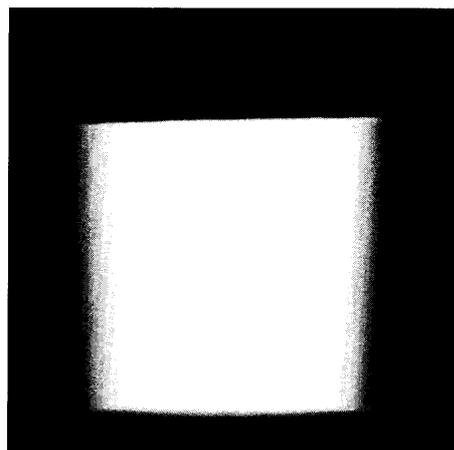


図 7 水ファントム画像による画質評価

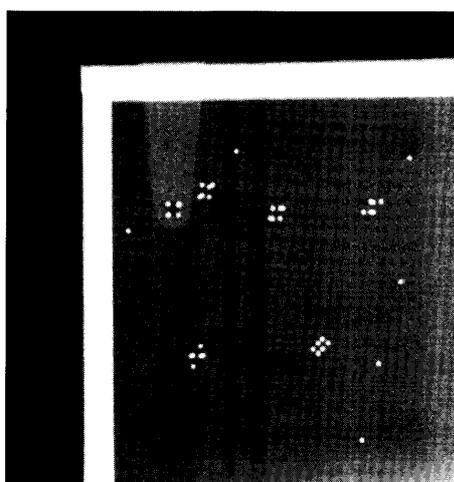


図 8 三次元セファロファントム画像による寸法精度の評価

dyle で最も小さく, Menton で最も大きい値を示した. 正中矢状面における平均拡大率は, ベラビューエポックスでは 1.10 倍, プロマックスでは 1.11 倍で標準偏差はともに 0.01 であった. 両側にある計測点の拡大率は, 管球側の計測点のほうが CCD センサー側の計測点よりも大きな値を示した. ベラビューエポックスおよびプロマックスともに軟組織の濃度補正の有無によって, またベラビューエポックスとプロマックスとの間において Porion からの距離の拡大率に有意差はみられなかった.

III. セファロ計測点の信頼性

結果を表に示す (表 3). すべての計測値について, 標準偏差は 1 mm 以内であった. 距離計測において, 機種間の計測値が 1 mm 以上の差を生じた部位は, B 点の Y 座標でベラビューエポックスと CR フィルム間の 1.07 mm, Pog 点の X 座標でベラビューエポックスとプロマックス間の 1.11 mm, Pog 点の Y 座標でベラビューエポックスと CR フィルム間の 1.29

表 2 Porion一計測点間距離の設計値との差と拡大率

	設計値		ベラビューエボックス				プロマックス						
			補正なし		補正あり		補正なし		補正あり				
	Porion からの距離 (mm)	設計値との差 (mm)											
Sella	34.0	37.1	3.1	1.09	37.4	3.4	1.10	38.0	4.0	1.12	38.0	4.0	1.12
Nasion	95.9	106.0	10.1	1.11	106.1	10.2	1.11	106.9	11.0	1.11	106.8	10.9	1.11
Condyle, Right	14.8	15.6	0.8	1.05	15.7	0.9	1.06	15.5	0.7	1.05	15.5	0.7	1.05
Condyle, Left	14.8	16.9	2.1	1.14	17.0	2.2	1.15	17.5	2.7	1.19	17.5	2.7	1.19
Orbitale, Right	79.0	85.5	6.5	1.08	85.6	6.6	1.08	85.7	6.7	1.09	86.1	7.1	1.09
Orbitale, Left	79.0	89.1	10.1	1.13	89.2	10.2	1.13	90.1	11.1	1.14	90.2	11.2	1.14
Ptm, Right	41.0	44.7	3.7	1.09	45.0	4.0	1.10	45.0	4.0	1.10	45.0	4.0	1.10
Ptm, Left	41.0	45.9	4.9	1.12	45.9	4.9	1.12	46.3	5.3	1.13	46.3	5.3	1.13
Basion	19.7	21.4	1.7	1.08	21.4	1.7	1.08	21.6	1.9	1.10	21.5	1.8	1.09
Gonion, Right	57.7	61.7	4.0	1.07	61.7	4.0	1.07	62.7	5.0	1.09	62.7	5.0	1.09
Gonion, Left	57.7	66.0	8.3	1.14	65.9	8.2	1.14	66.5	8.8	1.15	66.5	8.8	1.15
ANS	94.6	104.7	10.1	1.11	104.7	10.1	1.11	105.5	10.9	1.12	105.5	10.9	1.12
L1	101.4	112.1	10.7	1.11	112.1	10.7	1.11	113.1	11.7	1.12	113.2	11.8	1.12
L6, Right	79.2	86.0	6.8	1.09	86.0	6.8	1.09	86.9	7.7	1.10	87.0	7.8	1.10
L6, Left	79.2	89.1	9.9	1.12	89.1	9.9	1.12	89.9	10.7	1.14	89.9	10.7	1.14
Menton	117.3	130.0	12.7	1.11	129.7	12.4	1.11	130.9	13.6	1.12	130.9	13.6	1.12
正中矢状面の平均拡大率				1.10			1.10			1.11			1.11
SD				0.01			0.01			0.01			0.01

表 3 セファロ計測点における信頼性

	ベラビュー				プロマックス				CR フィルム			
	X 座標値		Y 座標値		X 座標値		Y 座標値		X 座標値		Y 座標値	
	平均	SD	平均	SD	平均	SD	平均	SD	平均	SD	平均	SD
S	0		0		0		0		0		0	
N	62.50		0		62.50		0		62.50		0	
Or	49.23	0.33	-24.39	0.40	49.13	0.57	-24.13	0.58	49.78	0.55	-24.53	0.36
ANS	60.85	0.41	-52.33	0.45	61.41	0.54	-52.51	0.35	61.15	0.54	-51.75	0.47
A	58.77	0.49	-57.05	0.44	59.31	0.52	-57.29	0.60	59.26	0.52	-56.51	0.60
U1	68.60	0.42	-78.77	0.38	69.39	0.43	-78.82	0.42	69.23	0.30	-77.93	0.39
L1	63.08	0.47	-81.13	0.42	63.79	0.53	-81.29	0.34	63.57	0.38	-80.59	0.36
B	49.25	0.63	-98.61	0.91	50.21	0.45	-98.55	0.99	50.03	0.50	-97.54	0.66
Pog	49.95	0.69	-110.79	0.52	51.07	0.64	-110.75	0.58	50.89	0.53	-109.50	0.41
Cd	-19.65	0.57	-19.07	0.40	-19.44	0.72	-19.63	0.35	-19.84	0.76	-18.91	0.28
Po	-31.64	0.49	-17.20	0.78	-31.05	0.62	-17.89	0.56	-31.41	0.64	-17.15	0.51
Ba	-33.60	0.35	-34.86	0.66	-33.17	0.45	-35.81	0.81	-32.76	0.35	-35.33	0.45
PT	7.37	0.33	-18.96	0.52	8.01	0.46	-19.51	0.49	8.11	0.50	-19.05	0.20
PNS	10.89	0.55	-48.23	0.31	11.15	0.43	-48.68	0.40	11.51	0.51	-47.93	0.18

(mm)

mm の 3 か所の座標であり、それ以外の計測値の差は 1 mm 以内であった。

考 察

CCD センサー方式のデジタルセファロ装置では、従来の単純撮影であるセファロ装置とは機構上で大きく異なる点が存在する。その 1 つは、X 線受光面が細長い短冊状を呈しており、X 線撮影中にそれを走査させて撮影範囲を確保することである。CCD センサーの走査速度と X 線受光のタイミングとの調和が崩れていくとアーチファクトが生じることや、拡大率に影響を与える可能性が考えられる。また、通常のセファロ撮影では、軟組織の濃度補正のために銅板などを用いたフィルタを使用することが一般的であるが、今回用いた CCD センサー方式の 2 機種では異なる機構を有しているため、これらの機能が CCD デジタルセファロの寸法精度やセファロ計測の信頼性にどのような影響を及ぼすかを検証した。

画質評価については、CCD センサー方式の機構上で考えられるアーチファクトの有無を重視した。今回検討したアーチファクト発生の原因としては、CCD センサーは 1 本の単一のものではなく、数個のセンサーを組み合わせて 1 本のセンサーとしており、画像に繋ぎ目ができたり、CCD センサー自体を走査して撮影していることがあげられる。被写体としての水ファントムは、画像濃度が均一になるため、アーチファクトや軟組織フィルタ補正の影響を観察しやすいと考えられる。実験結果として、ベラビューエポックスでは、明らかな帯状のアーチファクトは水ファントムの画像上に認められなかった。また、ベラビューエポックスの軟組織濃度補正は、CCD センサーの動く速度を可変させるバリアブルスピードスキャン方式となっているが、速度変化による画像濃度の歪みは認められず、均一に濃度移行していることがわかった。プロマックスでは、モニター上でわずかな水平的アーチファクトを認めたが、これは今回使用した装置に限る可能性があり、軟組織等の影響で画像濃度が不均一になる三次元セファロファントムや頭部ファントムにおいては、セファロ計測点に影響を与えるようなアーチファクトは観察されなくなり、臨床での使用には問題のない結果であったと考えられる。プロマックスの軟組織フィルタ補正はソフトウェア上で行うため、処理領域の設定や程度の調整が X 線撮影後に術者側で変更可能であることは本装置の特徴といえる。

CCD 方式デジタルセファロの寸法精度については、X 線入射方向や拡大率といった幾何学的な撮影条件が従来のセファロ撮影と同様に規格化されているか否かが重要である。通常のセファロ撮影では中心 X 線が

左右側の外耳孔に入射し、この点を中心にした拡大率 1.1 倍のセファロ画像となっており、中心 X 線から離れるほど実際の形態とは異なった寸法的な歪みを生じるが、CCD デジタルセファロにおいても同様な寸法精度が得られるかを検証した。被写体には三次元セファロファントムを使用した。このファントムの特徴は左右対称で、Orbitale や Gonion といった顎顔面の両側にある計測点が画像上で判別可能なことにある。健常人ボランティアの被曝を回避できるため、セファロ計測点検証に多くの撮影が必要なきなどには有用であると考えられる。また、一般に中心 X 線から離れた部位の拡大投影ほど輪郭が不鮮明となり、計測精度に悪影響を及ぼすことあるが^{15,16)}、三次元セファロファントムを用いることにより人や頭部ファントムを使用した場合と比較して鮮明な画像が得られると考えられる。

寸法精度の結果として、すべての撮影において Portion からセファロ計測点への距離は X 線照射の幾何学的論理に従った拡大率を示した。つまり、Sella や Nasion といった正中矢状面上に設定された計測値は、ほぼ拡大率 1.1 倍の値を示し、正中矢状面より CCD センサー側にある計測値は拡大率 1.1 倍より小さな値を、管球側にある計測値は大きな値を示していた。ベラビューエポックスについては、バリアブルスピードスキャンという CCD センサーの動きを変化させて軟組織フィルタ補正を行う方式であるため、速度変化が寸法精度に影響を与える可能性が考えられたが、今回の研究において軟組織フィルタ補正を加えた場合と加えない場合の間には有意差は認められず、正常に作動していることが確認された。正中矢状面における拡大率は、ベラビューエポックスで 1.10 倍、プロマックスで 1.11 倍という結果になった。プロマックスでは理論値より 0.01 大きな値となったが、これは、今回使用した機種に限った特徴であるのかもしれない。0.01 の差が、セファロ画像の距離計測に及ぼす影響は最大で 1~2 mm の間であると考えられる。このことは、Yoon ら¹⁵⁾や Kamoen ら¹⁶⁾が報告した計測誤差の研究より、距離計測の許容範囲内と思われる。以上より、今回用いた 2 機種においては、従来のセファロ撮影とほぼ同様な寸法精度が保たれているといつてよいと考えられる。

CCD デジタルセファロ画像計測の信頼性について、従来のセファロシステムと比較して同等の計測精度が得られる必要がある。この実験では、計測者間の計測誤差をできるだけ少なくし、座標値を固定することを前提として、機種間の信頼性を検討する必要があったため、歯科矯正臨床経験の豊富な 3 名の歯科医師によるセファロ計測を行った。結果として、各座標点における距離計測の標準偏差は、1 mm 以内であった。

距離計測において、機種間の計測値が1 mm以上の差を生じた部位は、B点のY座標で1.07 mm, Pog点のX座標で1.11 mm, Pog点のY座標で1.29 mmの3か所の座標であり、それ以外の計測値の差は1 mm以内であった。原因としては、B点やPog点の座標値がやや大きな標準偏差値を示していることや、X線中心であるPorionから離れた部位であることから、座標値の固定が比較的困難な部位であったからではないかと考えられる。Kamoen¹⁰⁾らは、距離計測では約1 mmの測定誤差が存在するという報告しており、おおむね、今回の結果は妥当であると考えられる。臨床においては、治療前後の測定値の変化における治療効果の判断には、1 mm前後の測定誤差を加味して考えることよいと思われる。

デジタルセファロの有用性については、セファロ分析時間の短縮や画像処理の簡便性、被曝線量の低減、フィルムや現像液が不必要などといったことがあげられている。また、デジタル画像で可能なコントラストや明度、エッジ強調、ガンマ補正といった画像処理は、計測点が観察しにくい場合でも、最もよく観察できる画像処理をそれぞれの点に行うことにより、より信頼性のある計測値が得られる可能性も考えられる。

デジタルセファロの中でもCCD方式のデジタルセファロにおける臨床的な操作性の良さは、撮影終了からデジタル画像表示までの時間がIP方式よりも早いことにある。IP方式では、撮影後にIPを取り出し読み取り装置にそれを挿入する操作が必要であり、読み取りにも3~7分を要するが、CCD方式では、撮影後に多くの操作をすることなく、1分以内でコンピュータ画面上にデジタル表示可能となっている。

撮影時間に関して、ベラビューエポックスでは6.2秒、プロマックスでは17秒を要している。この時間は通常のフィルム撮影やIP方式のデジタルセファロと比較して長い値となっている。実際の人間の撮影で体動があった場合、照射時間が長く、センサーの動きがあるCCDデジタルセファロが通常のセファロ撮影と比較して、どのような画像の影響を受けるかは今後の課題である。その影響による計測値の変化や再撮影の頻度に関して今後も検討していく必要があると考えられる。

CCDセンサーのX線受光面が細長い短冊状をしていて、小さな面積である理由には、CCDセンサーが非常に高コストであることがいえる。よって、CCDセンサー受光面を走査させて撮影する必要がある。撮影時間も比較的長くなっていると考えられる。今後、CCDセンサーのコストが下がり、受光面の面積がセファロ撮影に十分な広さを確保できるようになれば、CCDセンサーを走査させる必要がなくなり、撮影時間の短縮も可能になるものと考えられる。

結 論

水ファントム、三次元セファロファントム、頭部ファントムを使用し、CCD方式デジタルセファロ画像の特性を検証した。今回用いた2機種のCCDデジタルセファロ装置においては、従来のセファロ装置と同等の画像特性を有し、臨床上で問題なく使用可能であることが示唆された。

文 献

- 1) Broadbent, B. H. : A new X-ray technique and its application to orthodontia, *Angle Orthod* 1 : 45-66, 1931.
- 2) 飯塚哲夫, 石川富士郎 : 頭部 X 線規格写真分析法における計測点の設定について, *日矯歯誌* 16 : 66-75, 1957.
- 3) Tweed, C. C. : The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives, *Am J Orthod* 55 : 651-657, 1969.
- 4) Ricketts, R. M. : Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part 1, *Am J Orthod* 70 : 241-268, 1976.
- 5) Ricketts, R. M. : Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part 2, *Am J Orthod* 70 : 359-397, 1976.
- 6) 塩島 勝, 内藤宗孝 : 歯科用デジタル X 線画像診断システムの特徴と各装置の比較, *The Quintessence* 14 : 199-203, 1995.
- 7) 内藤宗孝, 塩島 勝, 飯田啓人, 他 : 歯科用デジタル X 線画像診断システム (dixel[®]) の撮影条件に関する基礎的検討とその臨床応用, *愛院大歯誌* 33 : 379-387, 1995.
- 8) Naitoh, M., Yuasa, H., Toyama, M., *et al.* : Observer agreement in the detection of proximal caries with direct digital intraoral radiography, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod* 85 : 107-112, 1998.
- 9) 内藤宗孝, 奥村信次, 土井純二, 他 : デジタル断層画像診断—歯科デジタル画像診断システム (DenOptixTM) と多軌道パノラマ X 線装置との統合—, *歯界展望* 96 : 231-235, 2000.
- 10) 出村 昇, 香林正治, 中川 真, 他 : 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 : 57-65, 1994.
- 11) 名和弘幸, 西村壽晃, 品村謙太, 他 : 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 : 37-41,

