

口腔用 X 線断層撮影装置 (Orthopantomograph Model OP-3) の画像解析

川崎医療短期大学 放射線技術科, 川崎医科大学附属病院 中央放射線部*

北山 彰 *真田 泰三 *友光 達志
*石井 幸志 日地 啓夫 西村 明久

(昭和63年 8 月23日受理)

Image Analysis of X-ray Tomographic Equipment for Oral Region (Orthopantomograph Model OP-3)

Akira KITAYAMA, Taizo SANADA*, Tatsushi TOMOMITSU*
Koushi ISHII*, Hiroo HIJI and Akihisa NISHIMURA

Department of Radiological Technology, Kawasaki College of Allied Health Professions

*Department of Radiology, Kawasaki Medical School Hospital
Kurashiki, Okayama 701-01 Japan

(Received on Aug. 23, 1988)

Key words : オルソパントモグラフィ, 画像解析, 截断軌道, 拡大率

概 要

Orthopantomograph Model OP-3 の画像形成に関係した諸特性について, 数学的に解析した。その結果, 截断厚, 拡大率, 被写体に対する X 線束入射角度は, いずれも截断軌道全域にわたって変化しており, また, これらの特性および截断軌道の位置は, 軌道調節つまみの値によっても変化することが認められた。したがって, Model OP-3 を用いて歯顎顔面領域の X 線撮影を行う場合には, これらの諸特性を十分理解しておく必要がある。

1. はじめに

近年, 歯顎顔面領域の放射線画像診断に細隙回転撮影法 (narrow beam rotation radiography) がよく用いられている。特に歯牙顎関節撮影においては, この撮影理論を応用したオルソパントモグラフィが, 左右の顎関節を含む全歯列を, 一回の撮影で一枚のフィルム上にその展開写真として投影できるため, 概観撮影として非常に有用であるとされている。また, オルソパントモグラフィは, 全歯牙の撮影に14~17枚のデンタルフィルムが必要である口内法に比べ, 撮影手技が比較的簡単な上に検査時間および患者の被曝が少なく, しかも上, 下顎の咬合状態, 目的とする歯牙と隣接歯, 顔面骨, 上顎洞などとの相互関係も知ることができるなど多数の利

点を有する。

しかし一方ではオルソパントモグラフィの画像には, 一般の単純撮影による画像とは異なる細隙回転撮影法独特の像の拡大, 歪みなどが存在する¹⁾ことも事実である。また, オルソパントモグラフィは一種の断層撮影であるために, 被写体の位置付けを誤ると, 全く診断価値のない画像になってしまうことなど, 問題点もいくつか存在する。したがって, オルソパントモグラフィの撮影時には, 術者は用いる装置特有の諸特性を十分理解し, それによって得られる截断軌道を正確に把握しておくことが必要である。

今回我々は, 当附属病院に設置されている Orthopantomograph Model OP-3 (SIEMENS) の画像特性について, 1) 截断軌道の形状, 位置および截断厚, 2) 拡大率の変化による画像

の歪み, 3) 被写体に対する X 線束入射角度, の 3 項目について数学的に解析, 検討を行ったので報告する。

2. オルソパントモグラフィの撮像原理

2.1 1 軸回転方式の数学モデル

1 軸回転方式の細隙回転撮影法の概略図を Fig. 1 に示した。X 線管とフィルムホルダーは対向して一直線上にあり, X 線束は管球およびフィルム側の 2 カ所にあるスリットによって狭く絞られている。X 線管は角速度 ω_0 で X 線束回転中心 (以後, XRC と略す) のまわりを回転する。被写体面が XRC から距離 r だけ離れているとすると, 被写体面は X 線束に対し $r \cdot \omega_0$ の速度で移動していることになる。また, フィルムホルダーは X 線束に対向したまま XRC を中心に回転し, 同時にフィルムは X 線束に対し $R \cdot \omega_f$ の速度で移動する。

つまり, X 線束に対するフィルムの移動速度 $R \cdot \omega_f$ が, X 線束に対する被写体面の移動速度 $r \cdot \omega_0$ の拡大率倍 A/D になったとき, それぞれの相対速度差は 0 となり被写体面はフィルム上に投影される。

$$R \cdot \omega_f / (r \cdot \omega_0) = A/D \dots\dots\dots (1)$$

また, 被写体面から内, 外側に離れたところでは, 被写体面から離れるにしたがって, その相対速度差はしだいに大きくなり, 動きによるボケが増大する。つまり, 被写体面からある距離以上離れたところでは, 像は流れ, フィルム

上には画像として形成されず, その結果, ある厚みを持った被写体面のみがフィルム上に写し出される。このときの截断厚 Z はボケの大きさを U_{wr} とすれば, 次式により求めることができる。^{2) 3)}

$$Z = 2 \cdot r \cdot A \cdot U_{wr} / (b_f \cdot |r - D|) \dots\dots\dots (2)$$

ただし,

b_f : フィルム面での X 線束の幅

2.2 Orthopantomograph Model OP-3 の X 線束回転中心の動き

1 軸回転方式の細隙回転撮影法では, 撮影中に (1) 式のいずれかの因子を変化させない限り, 截断面の形状は XRC を中心とする半径 r の円となり, 截断厚 Z は全軌道において一定である。しかし, 実際に歯列の撮影を目的とした場合, 歯列弓の形状は円状ではなく, また目的とする被写体の厚さも前歯部では薄く, 側歯部では厚いため一定ではない。よって, 歯列弓を撮影するには (1) 式のいずれかの因子の変化が必要不可欠であり, 実際に歯牙顎関節領域を撮影目的とする装置では, 截断面の形状を歯列弓の形状に近似させるため, 各装置特有の種々の運動方式が用いられている。

今回解析を行った Model OP-3 では撮影中に X 線束回転中心を移動させる方式を有しており, 回転中心の移動は, 前方および両側にある 3 つの回転中心軸による運動を基本とし, これらの軸間の移動は sliding transition 機構⁴⁾ という特有の動きによって連続的に移動する。つまり,

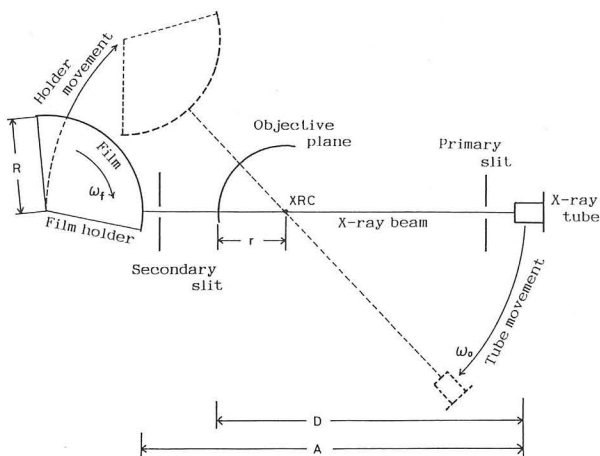


Fig.1 Diagram of arrangement for narrow beam rotation radiography.

Fig. 2 に示すように X 線束 XF は、カムガイド上を転がるカムの動き (position 1→3) にしたがって移動するため、X 線束回転中心 C (x,y) は Fig. 3 に示すような軌跡にしたがい移動する。以前、我々はこのときの X 線束回転中心の動きを数学的に解析し、1 軸回転方式の数学モデルを応用した截断軌道の計算式を開発した。⁵⁾

3. 截断軌道の形状、位置および截断厚の解析

3.1 解析方法

截断軌道の形状、位置の解析には計算式⁵⁾を使用し、Fig. 2 の中心線 MN と X 線束 XF とのなす角 f を 1 度ずつ変化させたときの截断面の位置を、Model OP-3 において X 線束の回転可能

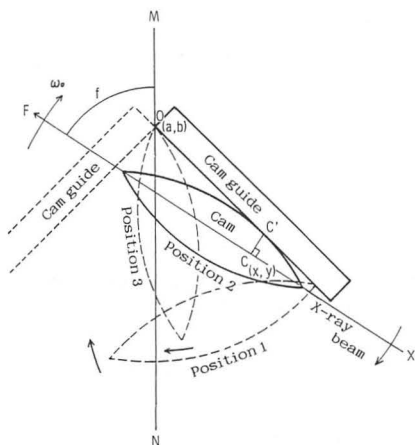


Fig.2 Movement of the cam against the cam guide during the sliding transition.

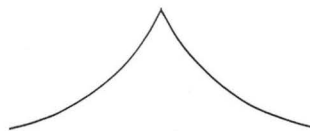


Fig.3 Locus of the X-ray beam rotation center.

な全角度について求め、XY 平面上で表示した。

截断厚については、同様に角 f を 1 度ずつ変化させたときの截断厚を (2) 式を使用して求めた。

3.2 解析結果

截断軌道の計算結果を、総合的に XY 平面上に図示したものが Fig. 4 である。Fig. 4 には、Model OP-3 でよく用いる 2 種の撮影法による截断軌道を示した。つまり、図左側の N-projection とは軌道調節つまみの値 (AL 値) が 28mm のときであり、図右側の S-projection とは 57mm のときである。また Fig. 5 には前歯部中央から截断軌道上に沿った各部位での截断厚の変化を示した。

截断軌道の形状は、軌道調節つまみを変化させてもほとんど変化しない。しかし、截断軌道の位置は、AL 値が大きくなるにしたがい前方へ移動し、AL 値が最小 (AL = 20mm) のときと最大 (AL = 57mm) のときでは約 7mm の位置の変化が認められた。

また、截断厚は前歯部において最も大きな変化を示し、N-projection では約 3mm と非常に薄いですが、S-projection では約 7mm と比較的厚い結果が得られた。

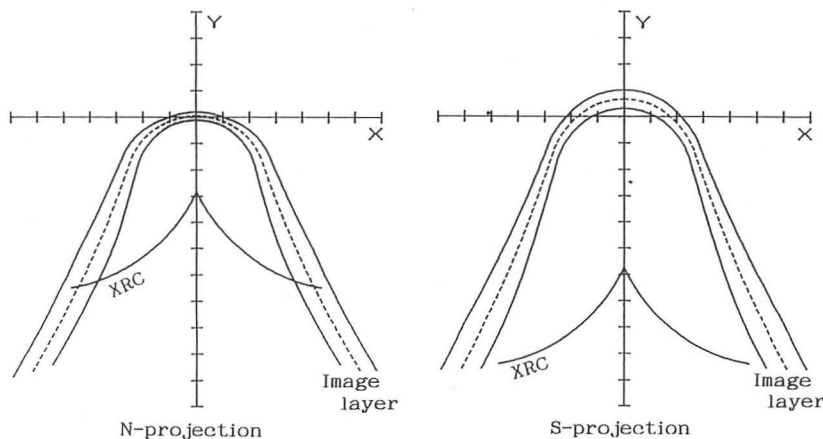


Fig.4 Image layers of Orthopantomograph Model OP-3.

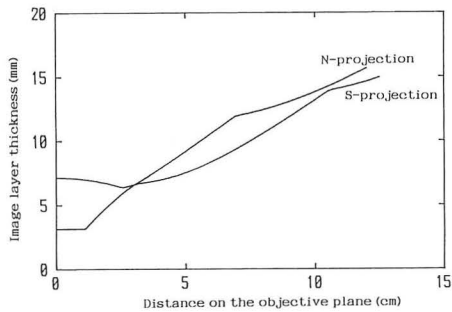


Fig.5 Variation of image layer thickness.

4. 拡大率の変化による画像の歪みの解析

4.1 拡大率の変化について

一般の断層撮影法では、一枚のフィルム上において、どの場所をとっても拡大率は一定である。また、無理に一枚のフィルム上において部分的に拡大率を変化させようとする、画像は形成されなくなる。

しかし、細隙回転撮影法の撮像原理を用いるオルソパントモグラフィでは、狭く絞ったX線束を用いるため、一枚のフィルム上において拡大率を変化させても画像形成が可能であり、また、歯列弓のような形状のものを撮影する場合には、一枚のフィルム上での拡大率の変化が必然的に生じる。⁶⁾ しかも、部分的な拡大率の相違に加え、水平方向と垂直方向では画像形成の原理が異なるため、一枚のフィルム上で水平拡大率と垂直拡大率に相違が生じ、像の歪みが生ずる。

4.2 解析方法

オルソパントモグラフィでは、垂直方向に長く水平方向には狭く絞ったX線束 (slit narrow beam) を用いるため垂直拡大率 M_v は、X線管焦点—フィルム間距離 A とX線管焦点—被写体間距離 D との幾何学的配置のみによって表され、水平拡大率 M_h は、X線束に対するフィルムと被写体との相対速度差で表される。

$$M_v = A / (D \pm \Delta r) \dots\dots\dots (3)$$

$$M_h = R \cdot \omega_f / \{ (r \pm \Delta r) \cdot \omega_0 \} \dots\dots\dots (4)$$

ただし、

Δr : 截断軌道中心面からのずれの大きさ

なお、截断軌道中心面 ($\Delta r = 0$ のとき) では (1) 式が成立し、垂直拡大率と水平拡大率は等しくなる。

したがって、これらの理論式を使用し Model OP-3 の拡大率の変化を、截断軌道上について計算した。

4.3 解析結果

軌道調節つまみを変化させたときの、截断軌道中心面での水平拡大率の変化を Fig. 6 に示した。横軸は截断軌道中心面上で前歯部中央からの距離である。水平拡大率は、すべての AL 値において截断軌道全域にわたり変化しているのが認められた。歯牙領域 (横軸の 0~70mm) において最も拡大率の変化が少ないのは $AL = 28mm$ (N-projection) のときであり、下顎枝、顎関節領域 (横軸の 70~120mm) において最も拡大率

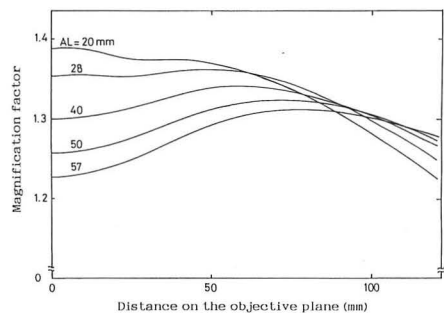
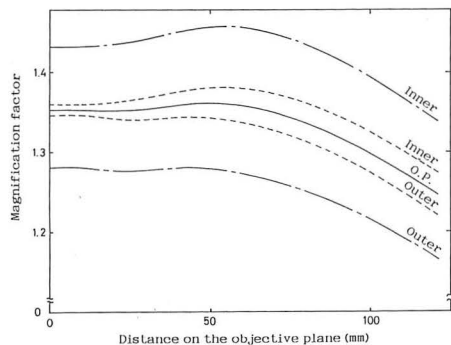


Fig.6 Variation of magnification factor on the object plane.

の変化の少ないのは $AL = 57mm$ (S-projection) のときであった。

なお、垂直拡大率の変化も、拡大率の値は異なるが同様の変化を示した。

次に N-projection ($AL = 28mm$) のときの、截断軌道中心面 (O.P.) および截断軌道の内側

Fig.7 Variation of magnification factor in the vertical and horizontal planes : $AL = 28mm$.

(管球側), 外側 (フィルム側) での垂直, 水平拡大率の変化を Fig. 7 に示した。図中, 破線が垂直拡大率, 一点鎖線が水平拡大率である。截断軌道上で軌道中心面から内外側にずれたとき, 垂直拡大率は, 截断軌道中心面 (O.P.) での拡大率とあまり変わらず, 内外側にわたる変化の割合が小さいのに対し, 水平拡大率は, 内外側にわたる変化の割合が大きいことが認められた。

截断軌道の内側, 外側での垂直拡大率と水平拡大率の比をとると Fig. 8 のようになった。拡大率の比は截断軌道全域にわたり一定の値となったが, 截断軌道の内側では垂直拡大率が水平

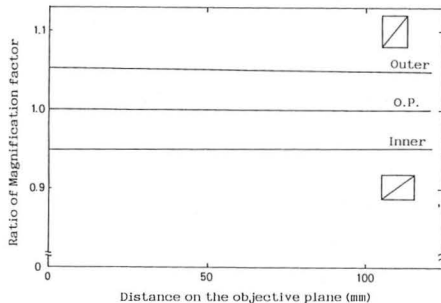


Fig. 8 Ratio of magnification factors in the outer and inner sides: AL = 28mm.

拡大率よりも小さいために, 截断軌道の内側にあるものは Fig. 8 右下のようにフィルム上では横に長く投影され, 一方, 截断軌道の外側では垂直拡大率が水平拡大率よりも大きいために, 截断軌道の外側にあるものは Fig. 8 右上のように縦に長く投影されることが解った。

つまり, 正立方体の物質をオルソパントモグラフィで撮影する場合, フィルム上には正立方体としては写し出されず, 内外側において歪んだ形として投影されることが解った。

なお, N-projection (AL = 28mm) 以外の軌道についても同様の結果を示した。

5. 被写体に対する X 線束入射角度

5.1 オルソパントモグラフィにおける歯列弓 (截断軌道中心面) と X 線束との関係

オルソパントモグラフィでは, 歯列弓および左右の顎関節が, 一度に一枚のフィルム上に平面的な展開写真として写し出されるため, 歯列弓に関して隣り合う歯牙が重なりあって投影されて

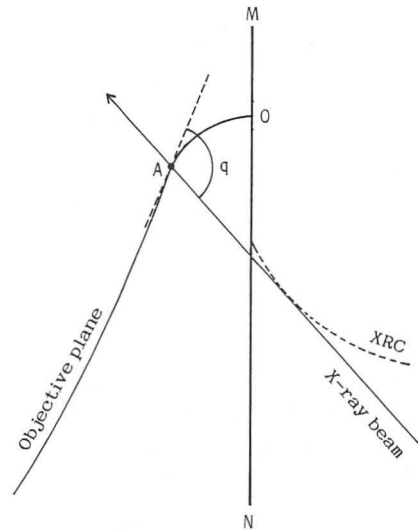


Fig. 9 Objective plane and angle of X-ray beam.

はならない。そのためには, X 線束は, 截断軌道のいずれの部位においても, 歯列弓に対して直角方向から入射 (正放射) されていることが必要である。しただって, Fig. 9 に示すごとく, X 線束の被写体への入射角度, つまり, X 線束と截断軌道中心面とのなす角 q を求め検討した。

5.2 解析方法

我々が開発した計算式⁵⁾では, X 線束と中心線 MN のなす角 f が決まれば, そのときの截断軌道中心面の位置を求めることができる。そこで, Fig. 10 のように截断軌道中心面上の点 A に

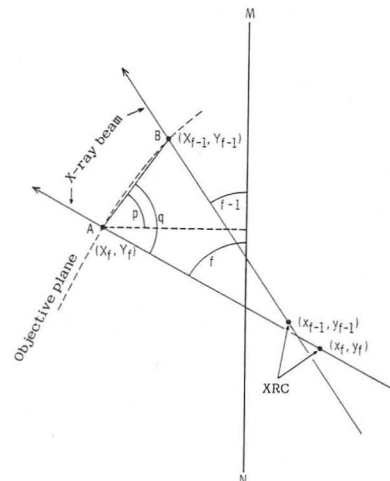


Fig. 10 Diagram for calculation method of angle "q".

おける接線を、A 点と A 点との角度 f が 1 度異なる点 B とを結ぶ直線 AB によって近似し、X 線束の截断軌道中心面に入射する角度 q を求めた。角度 q は、直線 AB と中心線 MN のなす角の余角を p とすれば、次式により求めることができる。

$$q = 90 - f + p (^{\circ}) \dots\dots\dots (5)$$

ここで p は、

$$p = \tan^{-1}\{(Y_{f-1}-Y_f)/(X_{f-1}-X_f)\} \dots\dots\dots (6)$$

5.3 解析結果

截断軌道全域での、截断軌道中心面に対する X 線束入射角度の変化を Fig. 11 に示した。縦軸は截断軌道中心面に対する X 線束入射角度が正放射 (90 度) のときを 0 度とし、正放射からのずれを度数で表した。横軸は前歯部中央から截断軌道中心面上での距離である。

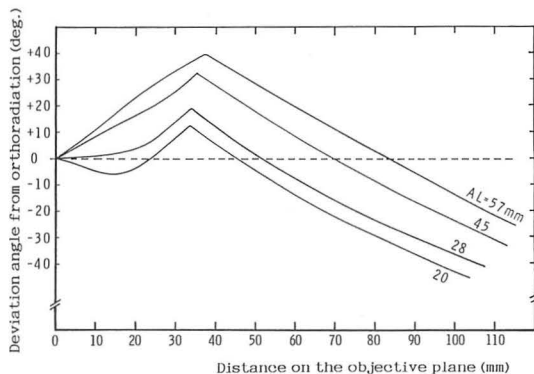


Fig. 11 Variation of angle between X-ray beam and objective plane.

軌道調節つまみがいずれの値であっても、軌道全域にわたり X 線束入射角度の変化が生じ、どの軌道の場合にも第 2 小臼歯付近 (横軸の 35~40mm) で (+) 方向へのずれが最大となることが解った。

また、ずれの程度は AL 値が大きいほど (+) 方向に大きい。歯列領域 (横軸の 0~70mm) において最もずれの小さいのは AL 値が 20~28mm のときであった。

6. ま と め

Orthopantomograph Model OP-3 の画像形成に関係した諸特性について解析した結果、截断厚、拡大率、X 線束入射角度は、截断軌道全域

にわたり変化していることが認められた。また、それら 3 因子および截断軌道の位置は軌道調節つまみの値によっても変化するため、術者は撮影時に目的部位に合った軌道調節つまみの値 (AL 値) を選択し、そのときの諸特性について十分理解しておくことが重要である。

特に、X 線写真上から被写体の距離を測定する場合には、截断軌道全域にわたる拡大率の変化の様子を正確に把握しておくことが重要であり、その上、オルソパントモグラフィの画像には、垂直、水平拡大率の相違による像の歪みが生じていることも認識しておかなければならない。

また、歯牙全域を撮影する場合には、截断軌道全域にわたり、拡大率の変化が小さく、歯列に対する X 線束入射角度も正放射に近い、N-projection (AL = 28mm) が一般に推奨されているが、この軌道を用いる時には、特に前歯部での截断厚が非常に薄く、軌道調節つまみを変化させた場合には截断軌道の位置が変化するため、被写体の位置付けには十分の注意が必要である。

なお、本論文の要旨は、第 40, 41 回日本放射線技術学会総会 (松本、鹿児島) において発表した。

参 考 文 献

- 1) 角田明, 上村修三郎, 和田卓郎: オルソパントモグラフィにおける断層像と障害像について. 日放技学誌, 32(6), 566~572 (1977)
- 2) Welander U: A mathematical model of narrow beam rotation methods. Acta Radiol. Diagnosis, 15, 305~317 (1974)
- 3) Welander U, Wickman G: Blurring and layer thickness in narrow beam rotation radiography. Acta Radiol. Diagnosis, 18, 705~714 (1977)
- 4) Sämfors K-A, Welander U, Wickman G: Elliptical narrow beam rotation radiography. Acta Radiol. Diagnosis, 19, 129~138 (1978)
- 5) 真田泰三, 北山彰, 友光達志, 石井幸志, 日地啓夫, 西村明久: Orthopantomograph Model OP-3 の截断軌道計算法に関する考察. 日放技学誌, 42(4), 525~530 (1986)
- 6) 北山彰, 真田泰三, 友光達志, 石井幸志, 日地啓夫, 西村明久: Narrow Beam Rotation Radiography の画像形成. 川崎医療短期大学紀要, 3, 15~18 (1986)