



Title	デジタル高拡大立体透視および撮影における二焦点間距離と観察距離についての考察
Author(s)	池田, 充; 佐久間, 貞行
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1986, 46(2), p. 382-390
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16019
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

ディジタル高拡大立体透視および撮影における二焦点間距離と 観察距離についての考察

名古屋大学医学部放射線医学教室
池田充 佐久間貞行

（昭和60年7月17日受付）
（昭和60年10月8日最終原稿受付）

The Relationship of Focal Spot Separation and Viewing Distance in Digital High-Magnification Stereoscopic Radiography

Mitsuru Ikeda and Sadayuki Sakuma
Department of Radiology, Nagoya University School of Medicine
(Director: Prof. S. Sakuma)

Research Code No. : 200

Key Words : Magnified stereoscopic radiography, Focal spot separation, Pallax

The authors attempted to make a basic and theoretical approach to high-magnified stereoscopic radiography, (including the digital system) applying the theory of optics and physiology. We derived the equations about the 3-Dimensional position of the object in the image space of the observer.

Based upon these equations, we derived the range of the object's position in which the observer is able to get the stereoscopic image. And we also derived the most reasonable relationship of focal spot separation and viewing distance in high-magnified stereoscopic radiography. And, we formulated the equations, which are analogous to geometrical optics. It is concluded that the observation of an object in magnified stereoscopic radiography is analogous to magnifying it convex lens.

1. 緒 言

これまで立体撮影の理論と意義については、種々論じられてきた^{1)~5)}。しかし、立体視する左右像の融合する空間における像の3次元的関係を論じたものは少ない。又、ディジタルシステムにおける立体視の問題についてもあまり触れられていない。今回高拡大立体撮影における立体視の像空間における3次元的関係を数式化し、それから最適と思われる2焦点間距離を導出し、若干の考察を加えたので報告する。

2. 拡大立体撮影における、像空間と

実体の位置との関係

人間の目の立体感に及ぼす要因中、立体視差が

基本的な要素と考えられている⁶⁾⁷⁾。今までに立体視の方法は、いろいろ考えられてきた⁶⁾⁸⁾。左右に位置をずらせて撮影した2つの像より立体視をする場合は、フィルムであれ、CRT画面であれ、(2色法、2偏波法、格子法のいづれでも⁶⁾)まず、ある一点を単一視することよりはじまる⁷⁾。この単一視により形成された単視軌跡の内外の一定範囲のところで立体視ができる⁷⁾。この範囲の評価に立体視差(=左右両眼に映する網膜上の像のずれ)を用いる⁶⁾。今、Fig. 1の様に、左右の撮影像と、単一視をした点すなわち注視点(それぞれ、OR, OLとする)、他の任意の点との関係を定める。光学器機を用いて虚像をつくった場合でも、CRT

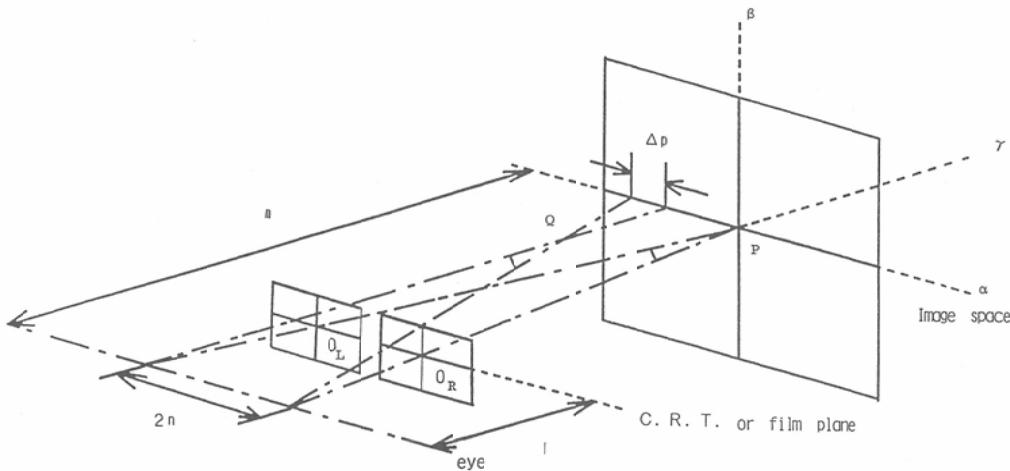


Fig. 1 Geometric arrangement for viewing system of stereoscopic magnification radiography.

上で左右像を重ねた場合でも像面と実際の左右像面が重なるか否か（すなわち $m=1$ or $m \neq 1$ ）の違いだけで、Fig. 1 の様にすれば、同じ様に議論することができる。ここで、1 は左右の X 線像と観察者の瞳との距離、 m は観察距離、 $2n$ は瞳孔間距離、 Δp は立体視差である。左右の撮影像を得る方法として、通常は撮影物体に対して相対的に X 線管を受像面（フィルム又は I.I. 面等）と平行移動させる。この方式による物体と左右像との関係を、それらの座標系を Fig. 2 の様に定める。ここで、 a は被写体の座標系の中心 O と焦点の移動面との距離、 b は O と受像面との距離、 $2s$ は二焦点間距離である。一方、我々の試作した高拡大立体デジタルフルオルグラフィーシステム等⁹⁾では X 線管と受像面（フィルム又は I.I. 面等）が一体となって振子回転する方式を採用した。この方式による物体と、左右像との関係とそれらの座標系を、Fig. 3 の様に定める。ここで、 a は焦点と被写体の座標系の中心 O との距離、 b は O と受像面の座標系の中心 O との距離である。いずれも、被写体の座標系を (x, y, z) 受像面の座標を (X, Y) としている。

Fig. 1において、単一視する点として、Fig. 2, Fig. 3 における被写体の原点（すなわち不動点）を用いた。このように単視軌跡を設定すると、立体視可能範囲の左右比が 1:1 になる。（別な位置

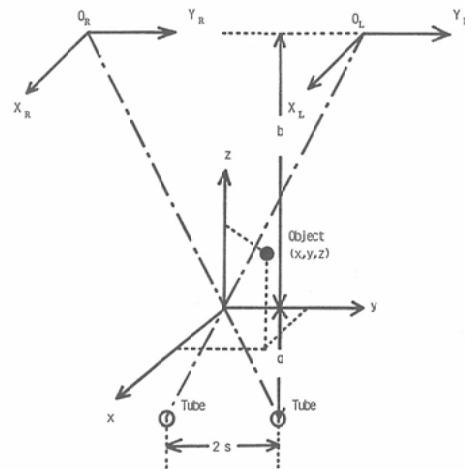


Fig. 2 Geometric arrangement for stereoscopic magnification radiography of sliding system.

に設定しても、定数項のちがいのみで、結論はほとんど差がない。）もう一つの要因として、デジタルシステム等において、実際に観察する場合に用いる像形成面上の倍率を T とする。この場合、像空間における左右像の結像位置 (α, β, γ) は、以下の様に与えられる。

（付録 1 参照）

Fig. 2 の様な平行移動方式では、

$$\alpha = \frac{-ynM}{ln/mT + zsM/a} \quad (1)$$

$$(ただし, M = \frac{b+a}{z+a})$$

$$\beta = \frac{xnM}{1n/mT + zsM/a} \quad (2)$$

$$\gamma = \frac{-zmsM/a}{1n/mT + zsM/a} \quad (3)$$

となる

Fig. 3 の様な振子回転方式の場合、厳密には像空間において一点に結像しないが、回転角 θ が微小な場合、

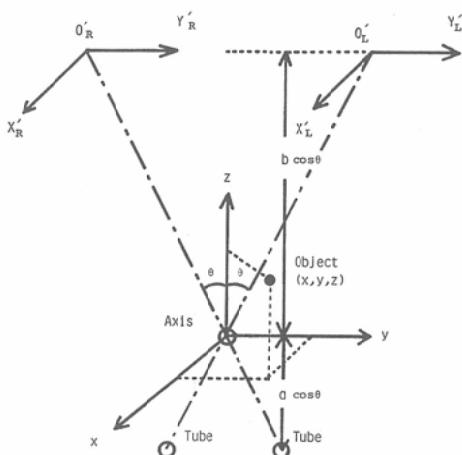


Fig. 3 Geometric arrangement for stereoscopic magnification radiography of rotating system.

$$\alpha \simeq \frac{-ynM\cos\theta}{1n/mT + zs\sin\theta M} \quad (4)$$

$$(ただし, M = \frac{b+a}{z+a})$$

$$\beta \simeq \frac{xnM}{1n/mT + zs\sin\theta M} \quad (5)$$

$$\gamma \simeq \frac{-zms\sin\theta M}{1n/mT + zs\sin\theta M} \quad (6)$$

に結像すると近似される。

$\sin\theta \simeq s/a$ より、(4)式～(6)式は、それぞれ近似的に、(1)式～(3)式に等しくなる。Fig. 1において、点 P, Q の立体視差について考える。P, Q で交差する視差の角 (= 輻輳角) の差が立体示差角 $\Delta\theta$ となる⁶⁾。Fig. 2 の様な平行移動方式では、 $\Delta\theta$ が微小な場合、

$$\Delta\theta \simeq 2Ms | z | T/1a \quad (7)$$

となる。

Fig. 3 の様な、振子回転方式の場合、(4)式～(6)式で用いた近似と同様な近似を用いると、

$$\Delta\theta \simeq 2\sin\theta M | z | T/1 \quad (8)$$

となる。

$\sin\theta \simeq s/a$ を用いると、(7)式、(8)式は、近似的に等しくなる。

さて、立体視差角 $\Delta\theta$ がある値以下の時、P, Q 間に立体感が生じる⁶⁾。この最大立体視差角 $\Delta\theta_{max}$ とする。 $\Delta\theta_{max}$ は、個人により異なる値をしめ

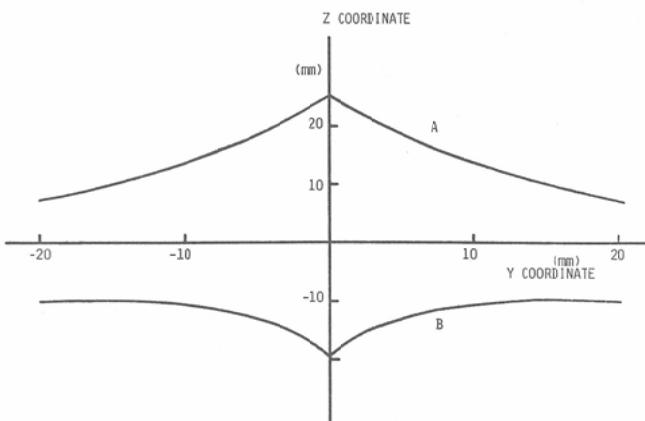


Fig. 4 Z coordinate of the object's position to get the stereoscopic image versus y coordinate (x coordinate equals 0).

Curve (A) shows the upper limit. Curve (B) shows the lower limit. The region between curve (A) and curve (B) is the sphere to get the stereoscopic image.

す。野田らの報告⁶⁾によると、 $\Delta\theta_{max} = c + a \cdot \exp(-b\beta)$ で近似される。(βは像面における横座標)
 $\Delta\theta \leq \Delta\theta_{max}$ の時、立体視できるのであるが、(7)式、(8)式において、各々

$$|z| \leq (\Delta\theta_{max}/2)MsT \quad (9)$$

$$|z| \leq (\Delta\theta_{max}/2) \sin\theta MT \quad (10)$$

が立体視可能範囲となる。

以上の事から、以下の結論が得られる。

【1】平行移動方式も、振子回転方式も、回転角θが微小で $\sin\theta \approx s/a$ が成立する限り同等に扱うことができる。

【2】(3)式、(6)式において、

$$(zs/a) M \ll 1n/mT$$

$$M \sin\theta z \ll 1n/mT$$

とすると、両式とも

$$\gamma \approx -T(m/1)(m/2n)(2s/a+b)M^2 z \quad (11)$$

となる。

【3】(9)式、(10)式を用いると、立体視可能範囲を算出することができる。実際に、野田らの報告⁶⁾で得られた立体視可能な最大立体視差角 $\Delta\theta_{max}$ についての式を用い、我々の試作した高拡大立体ディジタルフルオログラフィーシステム⁹⁾における(8倍拡大立体)位置関係を代入して立体視可能範囲をx=0について求めると、Fig. 4の様になる。さらに同様の位置関係にて、x=0における各倍率に対する立体視可能範囲は、Fig. 5の様になる。

【4】(x, y, z)の微小変化に対する、(α, β, γ)の変化を考える。

付録2に示した様に、

$s = na/m$ (12) (振子回転方式では、 $\sin\theta = n/m$ (13)) とすると、それぞれ

$$f(z) = \frac{nM}{(ln/mT + zsm/a)}$$

$$g(z) = \frac{nM(ln/mT(z+a) + sm/a)}{(ln/mT + zsm/a)^2}$$

として

$$d\alpha = -f(z)dy + yg(z)dz \quad (14)$$

$$d\beta = f(z)dx - xg(z)dz \quad (15)$$

$$d\gamma = (-f(z) + zg(z))dz \quad (16)$$

となる。従って正確には、一点を除き像空間での

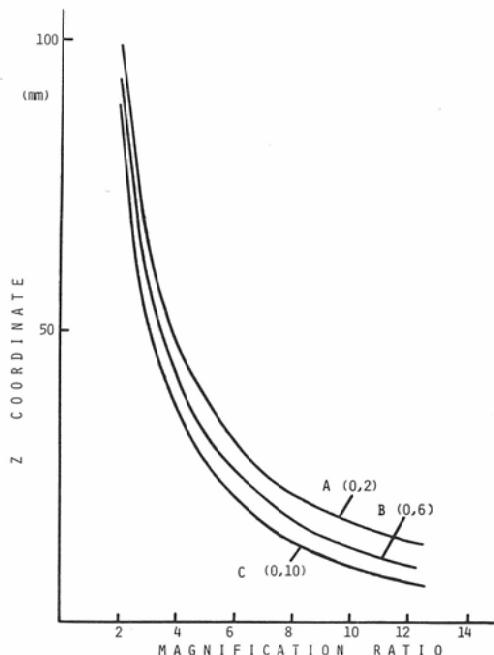


Fig. 5 Z coordinate of the object's position to get the stereoscopic image versus magnification ratio. Curve (A) shows the upper limit, where $x=0, y=2$. Curve (B) shows the upper limit, where $x=0, y=6$. Curve (C) shows the upper limit, where $x=0, y=10$.

拡大率を、すべての方向に一致させることは不可能である。

ただし、 $x=0, y=0, z=0$ の一点における変化率を考えると、

$$\begin{aligned} s &= na/m \quad (12) \text{ の時} \\ \frac{d\alpha}{dy} &= \frac{d\beta}{dx} = \frac{d\gamma}{dz} \\ &= (mTM)/1 \\ &= (M = (b+a)/a) \end{aligned} \quad (17)$$

となり、拡大率は、三次元のすべての方向で一致する。

これは、(12)式、(振子回転方式では(13)式)であたえられる焦点間距離の時、注視点付近の像空間において、各方向の拡大率はすべて等しくなり、歪が少なくなることを意味する。拡大立体撮影において、拡大率を高さ、幅方向とも同じにすることを“至適”とするならば、上記の式で与えられる焦点間距離が“至適”となる。

【5】理想的結像光学系との対比

今、被写体の一点 (x, y, z) から、発した光がある光学系を通った後、像空間内の点 (α, β, γ) へ結像すると考えよう。この様に考えて、被写体の点 (x, y, z) を、光学系の物空間内の点 (x, y, z) 、像空間内の点 (α, β, γ) を光学系の像空間内の点 (x', y', z') に対応させる。そうすると、被写体の座標系と像空間の座標系を適当に設定した場合、

$$\text{拡大率 } M = (b+a)/(z+a)$$

を定数とすれば、理想光学系の物空間と像空間との間の対応と一致する。(付録3参照)

すなわち、

$$x' = Bx/Cz_1$$

$$y' = By/Cz_1$$

$$z'_1 = (CD_1 - C_1 D)/C_2 z_1$$

ただし

$$B = -nM, C = (sM)/a$$

$$D = 1n/mT$$

$$C_1 = -(ms/a)M + p(sM/a)$$

$$D_1 = p(1n/mT) \quad (18)$$

となる。

この時

$$f = B/C = -(na/s) \quad (19)$$

$$f' = (CD_1 - C_1 D)/BC \\ = -(1/MT) \quad (20)$$

とおけば、 f, f' はそれぞれ今仮想的に考えた光学系における前側焦点距離、後側焦点距離となる。

さて、上記の仮想的な光学系において、横倍率は

$$M\alpha \equiv dy'/dy(z=\text{const.}) = x'/x = y'/y \\ = f/z_1' = z_1'/f' \quad (21)$$

縦倍率は

$$M\beta \equiv dz'/dz = -z'/z = -(ff')/z_1'^2 \\ = -z_1'^2/(ff') \quad (22)$$

として与えられる¹⁰⁾。

今、【4】項において考えたように、拡大率をすべての方向で一致させるとすると、

$$M\alpha = M\beta = -(m/1)MT \quad (23)$$

より、 $ms/na=1$ を得る。これらのこととは、【4】項に述べた結果と一致している。

3. 実験による検証

3. 1

2章の【3】項で算出した結果について、我々の試作した8倍拡大立体撮影装置の条件で、像の位置関係を計算機シミュレーションし、2色法にて観察して検証した。男子2名女子1名の被験者によって、 $x=0$ において各 y 座標に対して立体視できる z 座標の値について調べた。 y 座標が6~8cmまでは、計算値より下まわったが、それ以降はほぼ一致した。

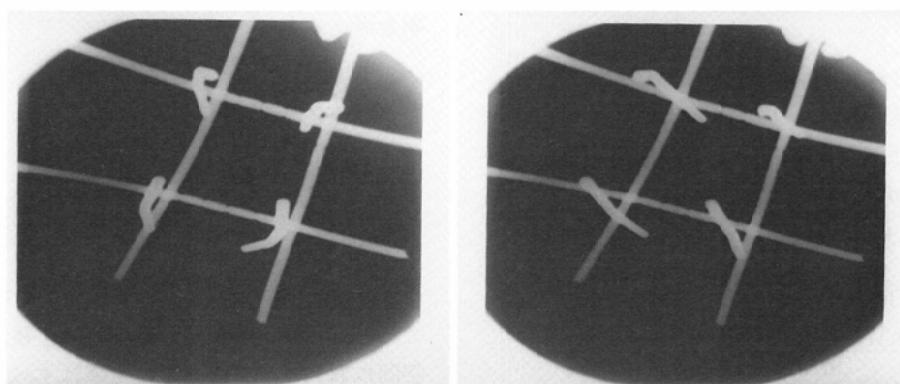


Fig. 6 A digital stereoscopic fluorogram of the steel phantom magnified eight-fold. (This fluorogram is made using our high magnification digital fluorographic system.)

The image quality of is superior to that of the same phantom's contact stereoscopic radiogram with screen-film system. (cf. Fig. 7) And, the figure of the former in the observer's image space is similar to that of the latter.

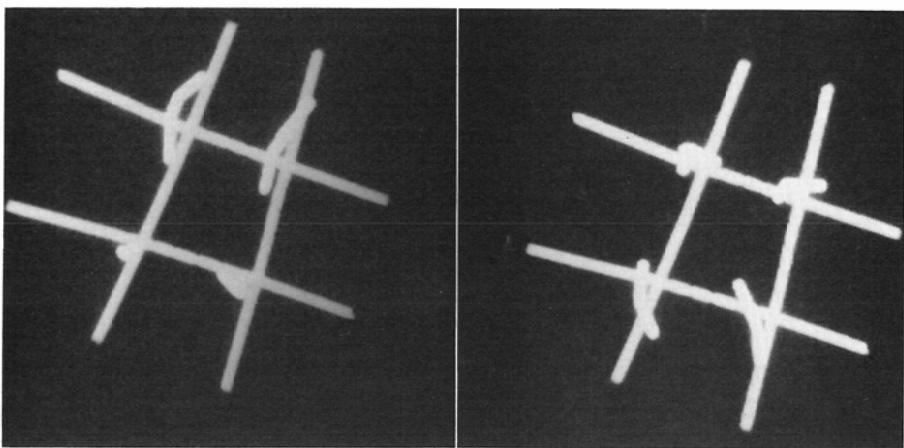


Fig. 7 Optically enlarged contact stereoscopic radiogram of the steel phantom,
for comparing with eight times magnified digital stereoscopic fluorogram.

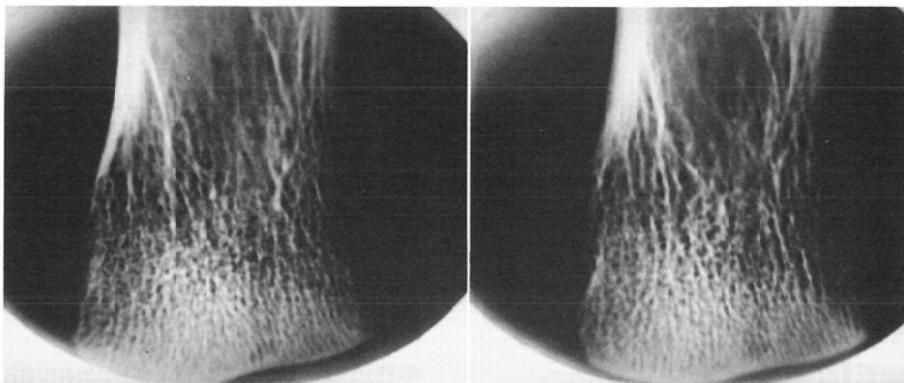


Fig. 8 A digital stereoscopic fluorogram of the dried bone magnified eight fold.
(This fluorogram is made using our high magnification digital fluorographic
system.)

3. 2

我々の試作した高拡大立体ディジタルフルオログラフィーシステム⁹⁾において、振子角6°の場合における、8倍立体拡大透視像を作成して、その立体像を検討した。

まず、針金を用いたスケール入りの立体ファントムの同装置による8倍拡大透視像を、FCRシステムを用いてハードコピーしたものを、Fig. 6に示す。比較のために、同ファントムをフィルム・スクリーン系にてコンタクト立体撮影をしたものと、光学的に拡大したものを、Fig. 7に示す。Fig. 6とFig. 7を比較して、(すなわち、我々の8倍拡

大立体透視システムによるディジタル立体透視像と、フィルム・スクリーン系のコンタクト立体撮影像を、同じ大きさで比較したところ)立体像は相似形であり、画質は拡大ディジタルシステムの方が上であった。最後に、臨床応用例として、乾燥骨の同装置による8倍拡大立体透視像を、Fig. 8に示す。

4. 考 察

4. 1 至適焦点間距離

これまで、拡大立体撮影法の基礎的研究がなされてきた¹⁾⁴⁾⁵⁾¹¹⁾¹²⁾。しかし、その最適二焦点間距離については、いまだ定説はない³⁾。又、ディジタル

システムへ適応した場合の検討はなされていない。今回、実際に、中枢神経にて融合した際の像空間における位置関係を考えることにより、デジタルシステムを含めて統一的に検討した。その結果、2章の【4】項において述べた様な結論を得た。この結果は、 $T=1$, $l=m$ の時、高橋ら³⁾の得た結果と同じになる。すなわち注視点($x=y=z=0$)における拡大率 M を用いて、(12)式を変形することにより、

$$s = (n/M)((a+b)/m) \quad (24)$$

となり一致している。今回の方法論は、さらに一般的な条件を考慮したものであるが、その特別な場合として従来の結果と一致していると言える。一方、振子回転の方式の場合 (13) 式により $m=60\text{cm}$ の時、

$\theta \approx 2.9^\circ$ となり、池田¹⁾が示した、4倍拡大の時、左右 6° の回転が最適であるということと一致している。さらに、振子回転方式の場合、至適な振子角では拡大率によらず一定であることを示している。実際に、3章で述べたように、8倍拡大立体撮影でもあてはまることがわかった。さらに、この基準を用いる限り至適焦点間距離は、デジタルシステム等における出力像の倍率 T にはならないことがわかる。

4. 2 立体視可能範囲

今までに、所謂コンタクト立体撮影法について、立体視可能範囲を論じたものは若干あったが⁶⁾、拡大立体撮影についてはなかった。3章の所で述べたように、理論式において、 y 座標が 0 に近くなると $\Delta\theta_{\max}$ は、指數関数形からかなりはずれてくれる予想される。

4. 3 観察距離と拡大率

2章の【2】項で得た式は、 $T=1$, $l=m$ することにより、土井らの得た拡大立体撮影における奥行き方向の拡大率の式と一致する¹⁰⁾¹¹⁾。従って、【2】項で得た式はより一般的となっている。また、観察距離をかえることによる像の拡大率の変化の仕方は、(1)式～(6)式で示した通りである。

これらの関係式より得られる結果は、長谷川ら⁴⁾が論じたものとは、性質が異なっている。実際の奥行き感を正確に定量化することは難しい。現

在の所、立体視差と奥行き感の差の関係は線形とする⁵⁾⁶⁾¹²⁾ことが一般にはうけいれられている。とすれば、長谷川ら⁴⁾の用語を使って、今回得られた結果と対比すると、「 n 倍拡大法では、奥行きは n 倍となる」、「 n 倍ルーベ拡大法では、奥行きは n^2 になる」といえるように一見みえる。これらのこととは、長谷川ら⁴⁾の結果と逆になっている。しかし、正確に長谷川ら⁴⁾の論じた状況にすれば、一致してくれる。すなわち、いろいろな要因を考えると、非常に複雑であり、長谷川ら⁴⁾のように単純なパターンとしてとらえることは、あまり実際的ではない。一方所謂コンタクト立体撮影法に今回得られた式を適用すると、(12)式において

$$(a+b)/a=1 \text{ として} \\ (2s/(a+b))=2n/m \quad (25)$$

となり長谷川ら⁴⁾の式と一致する。

デジタルシステムにおいては、実際に観察する場合、像の拡大、縮少することが多い。その場合の奥行き感は、(3)式、(6)式に示すように、それぞれ拡大、縮小する。(それぞれ、 T とともに、 γ は単調に増加する。)一方、立体視可能範囲は、(9)式により、像の拡大・縮小につれて、それぞれ、縮小・拡大する。通常デジタルシステムでは、像は縮小されることが多いため、立体視可能範囲は拡大し、従って立体視がより容易になる。それに関連して、拡大立体撮影を用いることにより、通常撮影に比べて分解能が上昇する⁹⁾が、観察時の大きさも大きくなり立体視が難しいことがある。この時、観察時の大きさを縮小することにより、立体視が容易になる。同時に、分解能は縮小したものと同じ大きさのコンタクト撮影と比べてよくなっている¹⁴⁾¹⁵⁾、デジタルシステムに拡大立体撮影を応用する意義が、ここにあると言えよう。

8倍拡大立体撮影において、実際にそうなっていることは、3章で述べた通りである。

3. 4 理想的結像光学系との対比

2章の【5】項で述べた様に、拡大立体撮影法における、被写体と、中枢神経において融合した像との関係は、パラメータとして、 M が一定とみなせれば理想的結像光学系の物空間と像空間の対比

関係と一致する。拡大率 M は、z により変化するが、高拡大の場合、立体視可能範囲の z は、約 150/M (mm) 以下であり、a の値が約 1,200/M (mm) で与えられることを考えると、立体視できる範囲では、ほぼ定数とみなすことができる。又倍率は、2 章の【4】項と【5】項の結果は、全く一致しており上記の様に、理想的結像光学系と対比することは、妥当であるといえる。従って、拡大立体撮影を用いて、物体を観察することは、光学系において凸レンズを用いて観察することと同様であるといえる。

又、このことは、拡大撮影法を、ホログラフィックステレオグラムに適応する場合の重要な基礎式となるはずである。

3. 5 今回得られた結論の意義

X 線写真は透過像で、前後のものが重なってしまい¹⁶⁾見にくいという欠点をもっており、さらに、拡大撮影では、像がひずんでしまう¹¹⁾。拡大立体撮影をすることにより、これらの欠点を、かなりの程度まで除くことができる。この際、焦点間距離、観察法などが重要となるが、今回得られた結果を用いることにより、有効な立体像が得られる。

今回用いた方法論は、ホログラフィックステオグラムに拡大撮影法を適応した場合における像形成に、そのまま適応できる。この場合も像のひずみが問題となるはずである。ホログラフィックステレオグラムの問題については、稿を別にして述べる予定である。

5. 結 論

ディジタル拡大立体撮影において、左右像の融合する空間における像の関係を調べることにより、立体視可能範囲、観察距離との関係による至的焦点間距離等を算出することができた。

さらに、理想的結像光学系と対比することにより、拡大立体撮影は、光学系における凸レンズによる観察と同等であることがわかった。

＜付録 1＞

Fig. 2 において、左右像の位置

(XL, YL) (XR, YR) は

$$XL = \frac{x(b+a)}{z+a} \quad (付 1)$$

$$YL = \frac{y(b+a)}{z+a} - \frac{zs(a+b)}{a(z+b)} \quad (付 2)$$

$$XR = \frac{x(b+a)}{z+a} \quad (付 3)$$

$$YR = \frac{y(b+a)}{z+a} + \frac{zs(a+b)}{a(z+b)} \quad (付 4)$$

で与えられる。

同様に、Fig. 3 において、左右の位置

(X'L, Y'L), (X'R, Y'R) は

$$XL' = \frac{x(b+a)}{\sin\theta y + \cos\theta z + a} \quad (付 5)$$

$$YL' = \frac{(\cos\theta y - \sin\theta z)(b+a)}{\sin\theta y + \cos\theta z + a} \quad (付 6)$$

$$XR' = \frac{x(b+a)}{-\sin\theta y + \cos\theta z + a} \quad (付 7)$$

$$YR' = \frac{(\cos\theta y + \sin\theta z)(b+a)}{-\sin\theta y + \cos\theta z + a} \quad (付 8)$$

で与えられる。

さらに、像空間における左右像の結像位置 (α, β, γ) は、Fig. 1 の位置関係において（実際に観察する場合に用いる像形成面上の倍率を T とする。）左右像がそれぞれ (XL, YL), (XR, YR) の時、XL=XR の場合、

$$\alpha = \frac{-n(YL+YR)}{2ln/mT+(YR-YL)} \quad (付 9)$$

$$\beta = \frac{2nXR}{2ln/mT+(YR-YL)} \quad (付 10)$$

$$\gamma = \frac{-m(YL-YR)}{2ln/mT+(YR-YL)} \quad (付 11)$$

となる。（記号の意味については本文参照。）

(付 9) 式、(付 10) 式、(付 11) 式に、(付 1) 式～(付 8) 式を代入して本文中の(1)式～(6)式を得る。

＜付録 2＞

(x, y, z) の微小変化に対する、(α, β, γ) の変化を考える。

平行移動の式 ((1) 式、(2) 式、(3) 式) において、全微分を計算すると

$$d\alpha = \frac{-nM}{(ln/mT+zSM/a)} dy + \frac{ynM(ln/mT(z+a)+SM/a)}{(ln/mT+zSM/a)^2} dz \quad (付 12)$$

$$d\beta = \frac{nM}{(ln/mT+zSM/a)} dx + \frac{xnM(ln/mT(z+a)+SM/a)}{(ln/mT+zSM/a)^2} dz \quad (付 13)$$

$$d\gamma = \frac{-mSM/a}{(ln/mT+zSM/a)} dz + \frac{(zSMm/a)(ln/mT(z+a)+SM/a)}{(ln/mT+zSM/a)^2} dz \quad (付 14)$$

となる。(付12)式、(付14)式の第一項を等しいとすることにより

$$s = na/m \quad (12)$$

を得る。振子回転方式においても同様にして(13)式を導出することができる。

<付録 3>

今、被写体の座標系と、像空間の座標系を

$$\alpha = y, \beta = -x, \gamma = z + p \quad (付15)$$

(pは任意定数)

となるように重ねることができる。この場合、本文中に述べた様に、被写体の一点(x, y, z)から、発した光がある光学系を通った後、像空間内の点(α, β, γ)へ結像すると考えることができる。この様に考えて、被写体の点(x, y, z)を光学系の物空間内の点(x, y, z), 像空間内の点(α, β, γ)を光学系の像空間内の点(x', y', z')に対応させる。そうすると、(付15)式の様に座標系を設定した場合、

(1)式、(2)式、(3)式は、

$$x' = (Bx)/(Cz + D)$$

$$y' = (By)/(Cz + D)$$

$$Z' = (C_1 z + D_1)/(Cz + D)$$

ただし

$$B = -nM, C = (sM)/a$$

$$D = ln/mT,$$

$$C_1 = -(ms/a)M + p(sM/a)$$

$$D_1 = p(ln/mT) \quad (付16)$$

となり、

$M = (b+a)/(z+a)$ を定数とすれば、理想光学系の物空間と像空間との間の対応と一致する。(これらの関係は、近似的に振子回転方式においても同様となる。)そこで、光学系においてよく行われる様に、

$$z - z_1 = -(D/C)$$

$$z' - z'_1 = (C_1/C) \quad (付17)$$

の様に、物空間(x, y, z₁)、像空間(x', y', z'₁)の座標系をとりなおすと、本文中の(18)式を得る。

本研究は、56, 57年度文部省科学研究費補助金(一般研究(A))「低被曝で高解像のデジタルX線撮影システム化に関する研究」(課題番号5644049研究代表者佐久間貞行)の御援助を受けた。ここに厚く感謝の意を表す。

文 献

1) 池田 洋：直接4倍拡大による立体撮影法（拡大

撮影法の研究。第46報）。日本医学会誌、31：895—907, 1971

- 2) 高橋睦正：立体拡大観察のためのスケールとポイント。日本医学放会誌、41：544—550, 1981
- 3) 高橋睦正：神経放射線診断の新しい方向。日本医学放会誌、42：203—222, 1981.
- 4) 長谷川正浩、清水 浩：X線拡大立体撮影について。日本医学会誌、42：429—434, 1981
- 5) Takahashi, M.: Magnification factor, position, and fine size of an object in stereoscopic magnification radiology, Radiology, 142: 215—217, 1982
- 6) 野田峰男、矢仲重信、木下幸次郎、井内昭一、鶴見一：医用立体X線テレビジョン。テレビ誌、25：388—398, 1971
- 7) 勝木保次編：感覚の生理学。第VI卷：216—225(問田直幹), 1979
- 8) James, F.B.: Survey of three dimensional television. SPIE, optics and photonics applied to three-Dimensional Imagery, 212: 40—47, 1979
- 9) 池田 充、佐久間貞行、小原 健：直接拡大撮影法によるデジタルフルオログラフィ像の改善。日本医学会誌、44：847—843, 1984
- 10) 鈴木達朗：応用光学 I. 朝倉書店, 1982
- 11) Doi, K. and Rossmann, K.: Longitudinal magnification in radiologic images of thick objects: A new concept magnification radiography. Radiology, 114: 443—447, 1975
- 12) Doi, K., Rossmann, K. and Duda, E.E.: Application of longitudinal magnification effect to magnification stereoscopic angiography: A new method of cerebral angiography. Radiology, 124: 395—401, 1977
- 13) Sen, Z., King, P.H. and Xiaodong, P.: Recent progress in X-ray stereoscopes. Medical Physics, 10(5): 574—578, 1983
- 14) Doi, K. and Herwig, I.: Noise reduction by radiographic magnification. Radiology, 122: 479—487, 1977
- 15) 佐久間貞行、綾川良雄、藤田恒治：50μ微小焦点管球による20倍直接拡大撮影とその意義について(X線拡大撮影法の研究。第42法)：日本医学会誌、第30卷、第2号：205—209, 1970
- 16) 館野之男：断層撮影の歴史。断層撮影法研究会雑誌、10(2): 89—99, 1983