



Title	超解像法によるガンマカメラの解像力向上 第1報 光学モデルによるコリメータの基礎的実験
Author(s)	丹羽, 克味; 金井, 良雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1980, 40(12), p. 1168-1174
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18898
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

超解像法によるガンマカメラの解像力向上

第1報 光学モデルによるコリメータの基礎的実験

城西歯科大学歯科放射線学講座

丹 羽 克 味 金 井 良 雄

(昭和55年3月7日受付)

(昭和55年9月5日最終原稿受付)

Improvement in Resolving Power of Gamma Camera Utilizing Superresolution

Part I. Fundamental Experiment of A Collimator in Optical Model

Katsumi Niwa and Yoshiyuki Kanai

Department of Dental Radiology, Josai Dental University

Research Code No.: 210

Key Words: Gamma camera, Resolving power, Superresolution

In order to improve resolving power of gamma cameras, superresolution techniques are considered. Three grid-collimators have been designed and fabricated to conform to the theory of superresolution. Each of them measures 10 cm wide, 10 cm long and 5 cm deep, and is composed of linear and parallel lead strips providing spatial frequencies of 5.0, 2.5 and 1.25 lines/cm. For two-dimensional superresolution imaging, grid-collimator is translated in the direction perpendicular to the grid and rotated stepwise. The motions are alternately repeated until the collimator rotates 180°. Preliminary experiments were carried out using an optical model. Object images were produced by projecting patterns placed on the collimator face to a diffuser placed on the rear end of the collimator by diffused light. The images were recorded by an optical camera.

In the experiments using the grid-collimator of 2.5 lines/cm (2 mm wide grid) and siemensstar as the input image, it was found that the present technique provided high resolving power of about 3.4 lines/cm. This value can not be attained with conventional parallel multi-hole collimator, the hole diameter of which is 2 mm. This technique may allow the use of a grid-collimator of higher frequency with no loss of sensitivity, since the open area of the collimator is 50%.

ガンマカメラやシンチスキャナなどの画像結像系はその周波数伝達特性が悪い。したがって得られる画像はぼけが大きく、特にガンマカメラでは、多孔コリメータの特性上、厚い臓器に対して

は深部にゆくほど画質は悪くなる¹⁾。近年ガンマカメラの解像力は向上しているものの、現在の装置で感度を満足させながら解像力を飛躍的に高めることはあまり望めそうもないとの意見もあ

る²⁾。しかしながら、アイソトープの臨床への利用は増加の傾向にあり、CT 画像の出現もあって、より解像力のよい高品位の画像が要求される現時点で、この画像結像系に超解像法を利用することによって、解像力の向上は可能であると思われる。超解像法の利用は電子顕微鏡³⁾や超音波画像⁴⁾にも試みられており、それなりに効果のある画像が得られている。本報告はまだ光学モデルの実験であるが、ガンマカメラの解像力向上を目的に平行多孔コリメータについて、一次元および二次元の超解像処理を行ない、解像力向上に有効と思われる結果を得たのでその実験方法および結果について述べる。

超解像法

画像結像系には、その系の伝達し得る最高の周波数があり、この上限を越える周波数の伝達はいない。しかし、何らかの処理をすることによって、上限を越えた周波数を伝達し、画像形成させることができる。これを超解像といい、これにはいくつかの手法がある⁵⁾⁶⁾。Lukosz⁷⁾らによれば、今物体を一次元と考えて物体の空間周波数の成分を

$$O(x) = \cos 2\pi \mu x \dots \dots \dots (1)$$

と表わし、これに空間周波数 μ_m で

$$F(x-t) = \cos 2\pi \mu_m (x-t) \dots \dots \dots (2)$$

の格子を変調用として(1)式に重ねたものを被写体として考えると、それは両者の積の形になっていることから

$$\begin{aligned} K(x) &= O(x) F(x-t) \\ &= 1/2 [\cos 2\pi [(\mu + \mu_m)x - \mu_m t] \\ &\quad + \cos 2\pi [(\mu - \mu_m)x + \mu_m t]] \dots (3) \end{aligned}$$

となる。ここに x は横軸の距離を表わし、 t は重ね合せた時の被写体と変調用格子の位置ずれの距離を表わす。(3)式を被写体として画像結像系を通過させると、得られる画像には、変調用格子の周波数以外に物体と格子周波数の和の $\mu + \mu_m$ と差の $\mu - \mu_m$ の周波数成分が側帯波として生じてくる。ここで変調用格子周波数 μ_m を結像系のカットオフ周波数近くにとれば、 $\mu + \mu_m$ は高周波数になり結像系を通過することはできない

が、 $\mu - \mu_m$ は μ が μ_m の2倍近くまでこの系を通過することができる。系のカットオフ周波数が $\mu + \mu_m$ より小さい場合には、出力画像は $\mu - \mu_m$ のモアレ縞のみからなり、(3)式は

$$K(x) = \cos 2\pi [(\mu + \mu_m)x + \mu_m t] \dots (4)$$

となる。この像にさきに変調用に用いた μ_m の周波数格子(2)式を再び重ねると

$$\begin{aligned} K'(x) &= K(x) F(x-t) \\ &= \cos 2\pi \mu x + \cos 2\pi [(\mu - 2\mu_m)x + 2\mu_m t] = O(x) + \cos 2\pi [(\mu - 2\mu_m)x + 2\mu_m t] \dots \dots \dots (5) \end{aligned}$$

となり、もとの物体 $O(x)$ が再現できる。さらに Lukosz らは第2項の不必要な構造の消去に格子を一定速度で移動させて平均をとる時間走査法を用いている。この方法は変調されて結像系を通ったモアレ縞に変調に用いたと同じ周波数の復調用格子を重ねている。このように一つの系の中で、変調と復調を同時に行なわせる方法が Lukosz らによってはじめて行なわれた。著者らはこのような変調復調格子を用いた Lukosz らの方法が、ガンマカメラの画像結像系に対して応用できると考えた。今回は平行多孔コリメータについて光学モデルの実験でその効果を確かめた。

実験および結果

1) 多孔コリメータの解像力向上

Fig. 1 に1050孔の多孔コリメータを示す。このコリメータは内径2mm、壁厚0.2mm、長さ50mmのアルミニウム管を束ねたものである。このコリメータを光学画像結像系と考えて、コリメータ

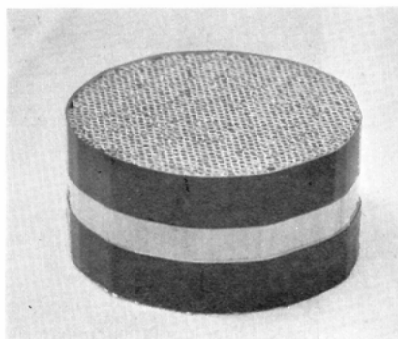


Fig. 1 1050-hole collimator

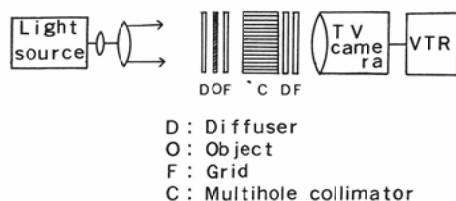


Fig. 2 Superresolution method using for the multi-hole collimator

の一方の端に接して画像を置き、背後から拡散光で照明し、他端に拡散板を置いて画像を観察すれば、孔の内径が2mmであることから、2mmより小さい物体は解像できない。この画像結像系に対して超解像法を適用するため、Fig. 2に示すような構成で実験を行なった。被写体(O)として2mm間隔の周波数格子(2.5 lines/cm)を用いた。変調用格子(F)には3mm間隔の格子(1.66 lines/cm)を用い、これら2つの格子を重ねたものを被写体としてコリメータ(C)の一方の端に置き、背後から拡散板(D)を通過した拡散光で照明した。コリメータの他端に別の拡散板(D)を置いて画像を観察すると、両格子の周波数の差の0.84 lines/cmの周波数成分がコリメータを通過し、モアレ縞として観察される。この画像に変調用に用いたと同じ1.66 lines/cmの周波数格子(F)を復調用として重ねる。このとき変調用復調用の両格子の開口部が合致するようにし、一定速度で両格子を格子と直角方向に動かし、格

子の移動している間、カメラのシャッターを開放にしてフィルムに連続記録する。格子の移動距離は格子間隔の整数倍とした。Fig. 3に処理画像と非処理画像を示す。処理画像では、被写体に用いた2mm間隔の格子がコリメータの蜂巣構造の上に分離してみえるが、非処理画像には格子の分離がない。処理画像の細かい横縞は、連続記録の際、画像をビデオレコーダに録画し、後に再生したものをフィルムに連続記録したためにできたテレビの走査線である。

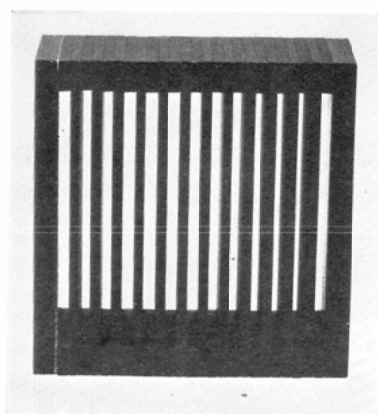


Fig. 4 Grid collimator

2) 格子状コリメータと二次元画像

Fig. 4に新しく開発した格子状コリメータを示す。この格子状コリメータは実験1)で用いた周波数格子に厚みを持たせたものである。コリメ

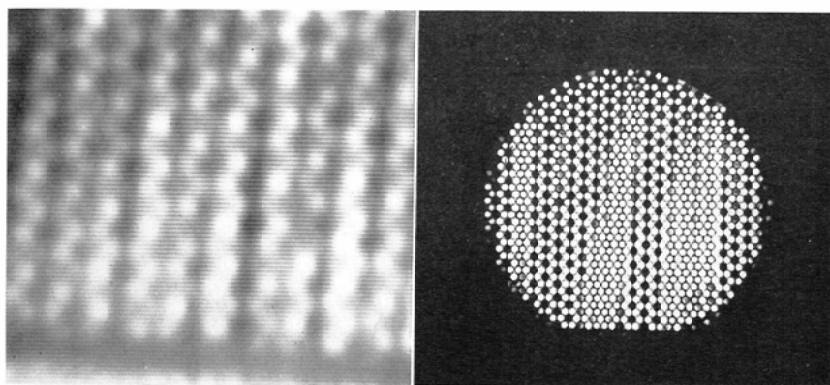


Fig. 3 Superresolution image obtained with 2.5 lines/cm grid (left) and image without processing (right)

ータの一端に接して被写体を置けば、被写体の周波数成分は格子周波数により変調されて、コリメータの他端に置いた拡散板に写し出される。ここで変調用格子は一定の厚さを持っているため、拡散板の画像面に復調用格子を重ねたと同じこととなり、このコリメータ自体を格子と直角方向に横移動させることによって、時間走査法も行なうことができる。二次元画像を得るためには、格子状コリメータを格子間隔の整数倍横移動させたところで止め、次に 15° 回転させ、さらに逆方向に横移



D : Diffuser
O : Object
C : Grid collimator

Fig. 5 Superresolution method using the grid collimator

動させるというように、コリメータを 15° 間隔で 180° まで横移動と回転をくり返しながらかの画像を得るようにした。Fig. 5に二次元の超解像処理を行なうための実験装置の構成を示す。Fig. 6は試作した装置の写真である。実際の装置では、出力面として格子状コリメータに接して拡散板が置かれるが写真上、格子状コリメータが見えなくなるのではずしてある。格子状コリメータは面積 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ で厚さ5cmのもので、格子周波数として5 lines/cm (1mm 間隔格子)、2.5 lines/cm (2mm 間隔格子) および1.25 lines (4mm 間隔格子) の3種類を作製した。Fig. 7に被写体を使用したシーメンススター (有効範囲0.5 lines/cm ~ 10 lines/cm) と甲状腺画像 (欠損の小さいものから順に直径2, 2.5, 6, 9, 14mm, 辺縁部の半円形欠損は直径7mm) を示す。これらの画像は、

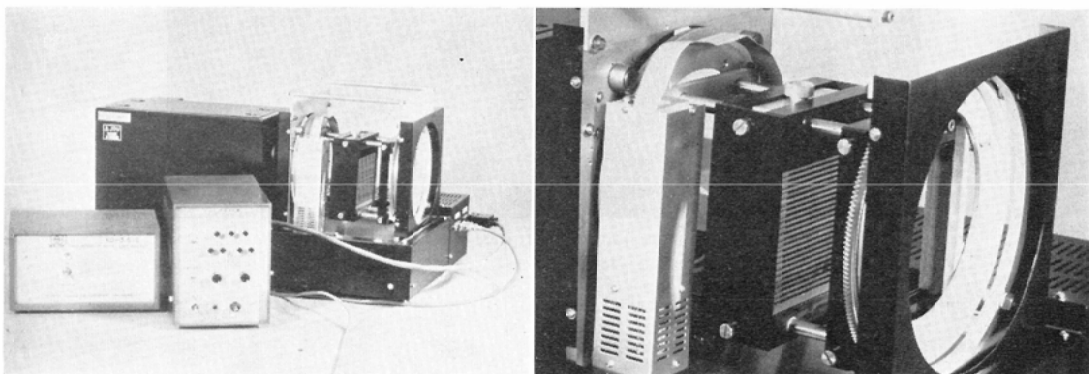


Fig. 6 Apparatus for two-dimensional superresolution imaging

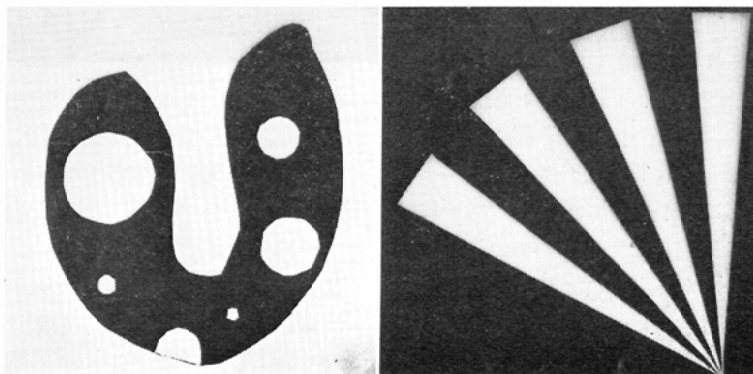


Fig. 7 Test objects

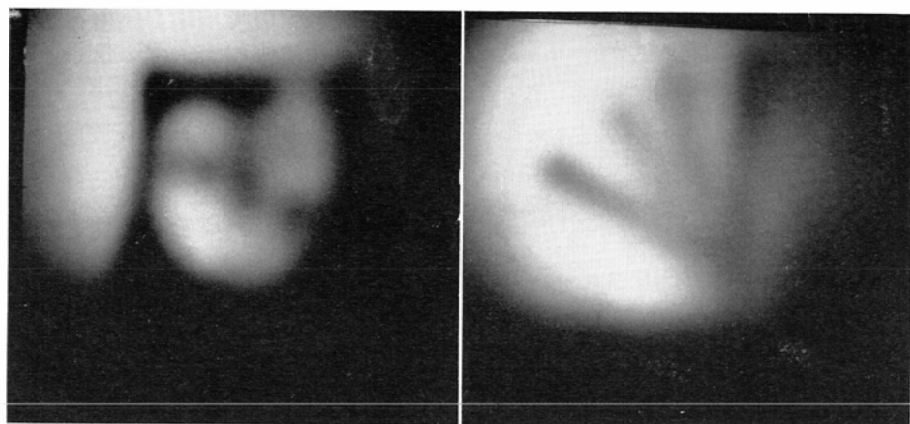


Fig. 8 Images of test objects positioned 5cm from diffuser without grid collimator

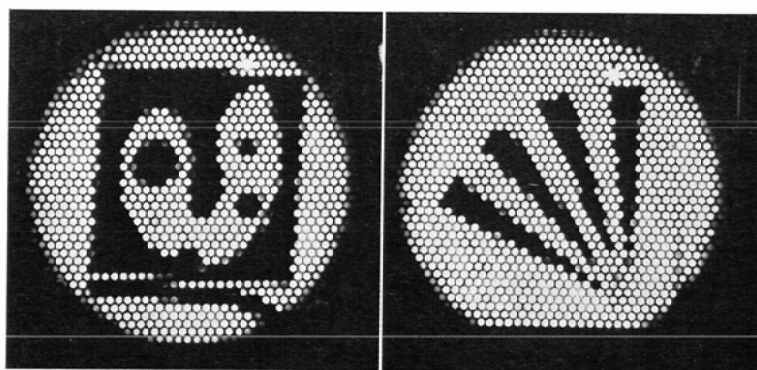


Fig. 9 Images obtained with 1050-hole collimator

黒い遮光紙を切りぬいて透明板に張り合せたものである。Fig. 8 に示す画像は、被写体からコリメータの厚さに相当する 5cm の距離をはなして、拡散板のみを置き画像観察したもので、画像の外形は判別できるが細部はぼけている。次に1050孔の多孔コリメータを通した画像を Fig. 9 に示す。コリメータの置き方によって甲状腺の小さな欠損は発見しにくくなる。Fig. 10 に格子状コリメータによる超解像の画像を示す。格子周波数が高いほど、分解能が良いことは当然であるが、格子周波数が 2.5 lines/cm の格子状コリメータでも甲状腺の最小の欠損が発見でき、このコリメータの格子幅と同じ直径の多孔コリメータの画像 (Fig. 9) と比較して、相当解像力に優れていることがわかる。

考 察

実験 1) は一次元での処理であるが、これを二次元画像へ拡張する場合に、Morgenstern⁸⁾ らは一次元格子を回転させる方が良いと述べている。この方法をガンマカメラに応用しようとする場合、ガンマカメラのコリメータの先端に変調用格子を付け、モニター面に復調用格子を重ねて両格子を同期して動かせばよいわけであるが、コリメータに変調用の鉛格子を重ねるため、相当の感度低下をきたすことになると思われる。また両格子が同じ大きさにはならず、これを同期して動かすときの精度上の問題もあり、実用的とは考えられない。そこで著者らは実験 2) で示したような、新しい格子状コリメータの開発を行なった。超解像のモアレ法において、このコリメータの格

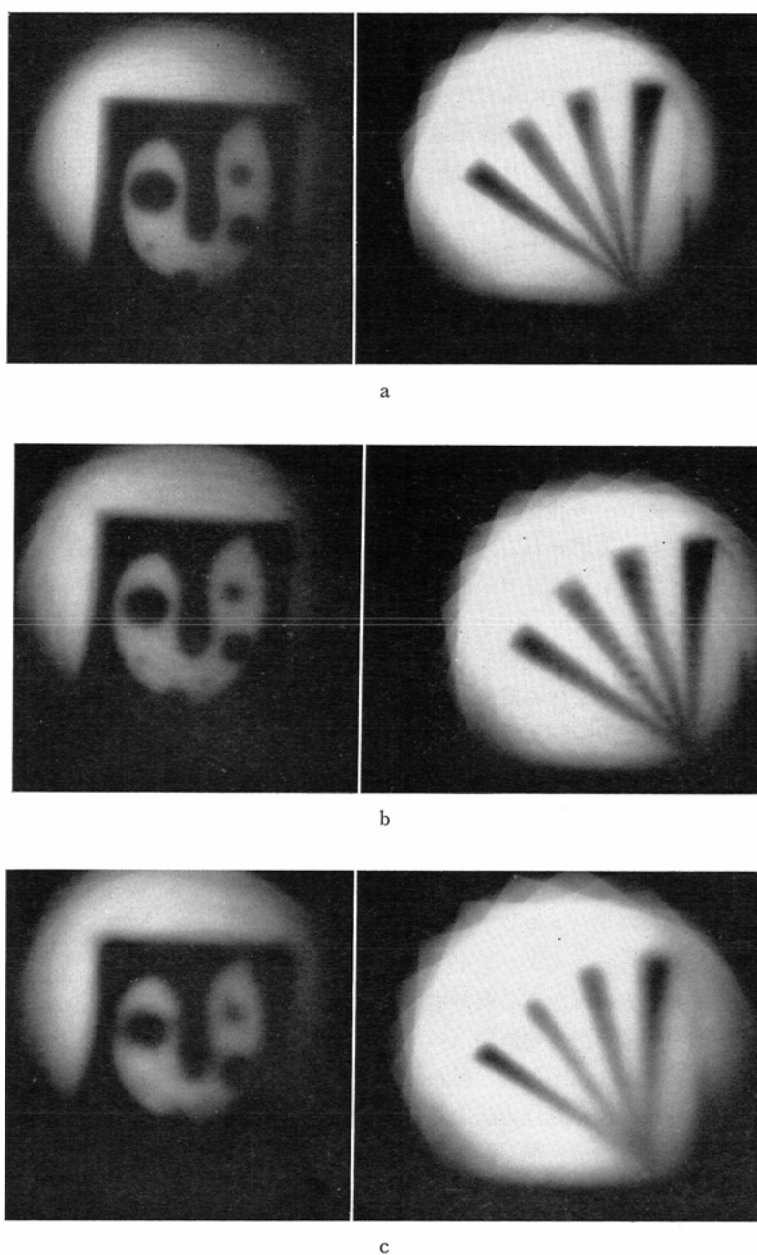


Fig. 10 Superresolution images obtained with the grid collimators : (a) 5 lines/cm, (b) 2.5 lines/cm (c) 1.25 lines/cm

子周波数を高くすればするほど、見かけ上の解像力は向上することになる。現実には変調用格子の周波数を画像結像系のカットオフ周波数と同じに選べば、この系の解像力を2倍にまで高めること

ができる。現在のガンマカメラの画像記録方式では、この辺が解像力向上の限界であろう。シーメンススターの画像から求めた本装置のカットオフ周波数は約 3.4 lines/cm である。また Fig. 10に

みえる同心円状の縞模様は、コリメータが 15° ずつ回転する間も連続して画像記録したために格子の開口部が回転縞となって記録されたものである。コリメータの回転時には、必ずしも画像記録の必要はないので、この間の記録を止めれば縞模様は消えるものと思われる。

従来の多孔コリメータで解像力を向上させるためには、コリメータの高さが一定の場合、孔の直径を小さくしなければならない。しかし隔壁は一定の厚さが必要であり、孔の直径を小さくすればするほど、コリメータのデッドスペースが大きくなり、感度低下をきたすことになる。格子状コリメータでは、格子周波数を高くしても開口部と閉口部の面積の比が常に1であり、多孔コリメータほど感度低下が著しくないものと思われる。この格子状コリメータを使用してガンマカメラの解像力の向上を計ろうとする場合に、テレビモニター面に復調用格子を付け、コリメータと同期して動かす場合には、ガンマカメラの系全体の解像力を向上させることができる。またガンマカメラの固有分解能がある程度高ければ、格子状コリメータだけを回転させる方法でも、相当の解像力向上が計れるものと思われる。しかしながら、本法は時間走査法を行なっているため、ガンマカメラのような画像記録系においては、バックグラウンドが上昇することになり処理画像からバックグラウンドを差し引いて、コントラスト改善を行なう必要があると思われる。また1枚の画像を得るのに相当の時間がかかり、動きのある画像には不適当と思われる。この場合には、何らかの別の処理方法を考えなければならないと思われる。その他、厚い臓器の深部画像の描出や打点画像での分解能等は今後検討しなければならない問題である。

結 論

周波数格子に厚みを持たせた格子状コリメータ

を作製し、超解像法を利用したコリメータの解像力の向上を計った結果、この格子状コリメータによって得られた画像は、格子の幅と同じ直径を有する従来の多孔コリメータで得られる画像より、解像力に優れていることがわかった。

稿を終るにあたり、本研究に助言をいただいた東京大学生産技術研究所の久保敏弘先生に深謝致します。

本研究の要旨は、第37回日本医学放射線学会総会、第38回日本医学放射線学会物理部会、及び第18回日本核医学総会において発表した。

References

- 1) Greber, M.S. and Miller, D.W.: Parallel-hole collimator design. *J. Nucl. Med.*, 15: 724—725, 1974
- 2) 有水 昇: 核医学診断における RI 画像の分解能の限界について。映像情報, 9(2): 15—20, 1977
- 3) Saito, T., Ueda, M. and Yamagishi, G.: Superresolution microscope using electrical superposition of holograms. *Appl. Opt.*, 13: 406—408, 1974
- 4) Saito, T., Ueda, M. and Yamagishi, G.: Real time superresolution by means of an ultrasonic light diffractor and TV system. *Appl. Opt.*, 13: 1318—1321, 1974
- 5) Grimm, M.A. and Lohman, A.W.: Super-resolution image for one-dimensional object. *J. Opt. Soc. Amer.*, 56: 1151—1156, 1966
- 6) Kartashere, A.I.: Optical systems with enhanced resolving power. *Optics and Spectrosc.*, 9: 204—206, 1960
- 7) Lukosz, W. and Marchand, M.: Optischen Abbildung unter Überschreitung der beugungsbegrenzten Auflösungsgrenze. *Optica Acta.*, 10: 241—255, 1963
- 8) Morgenstern, B. and Paris, D.P.: Optical bandwidth extension in two dimensions beyond the classical limit. *J. Opt. Soc. Amer.*, 54: 1282—1283, 1964