報 文 2

オフ・プレーン・イーグル型多重スリット分光計

神 谷 恒 吾 ・ 吉 田 稔

岐阜大学教養部物理学教室 岐阜市長良 (〒502)

(1980年11月27日受理)

Off-Plane Eagle Mounting Multislit Spectrometer

Kohgo KAMIYA and Minoru YOSHIDA

Department of Physics, Faculty of General Education, Gifu University
Nagara, Gifu 502

(Received November 27, 1980)

In case of the off-plane Eagle mounting multislit spectrometer, the perfect performance cannot be expected even with a properly designed holographic concave grating (HCG). Any imaging error of a HCG always leads to a decrease in the S/N of the spectrum. Such effects are discussed in detail and the following results are obtained. 1) A HCG which is designed to eliminate the astigmatism at 5890 Å in the first order can be effectively used over the wavelength range from 7000 Å down to the XUV region. 2) Full image width (FIW) depends on the position of point source, and not on the wavelength. 3) Therefore, any exit slot in the exit multislit mask has its own transmission factor (t-factor). 4) Taking the t-factor into account, the S/N of the spectrum obtained with our multislit spectrometer is found to be about 94% of that attainable with the ideal multislit spectrometer.

1. は じ め に

Golay によって提出された static multislit spectroscopy^{1,2)} は明るい分光の一方法として今なお注目に価する。この方法では多くのスリットをあるコード化された配列に並べた入射多重スリット・マスクの像が同様に多くのスリットをコード化配列した出射多重スリット・マスクの上に収差がなく正確に結像される場合が理想である。そのためこの方法では従来一般に平面回折格子を使った比較的結像の正確な分光計配列が採用されてきた。結像が正確で多重スリット・マスクの面積が大きくなれることは分光計の明るさを増すだけでなく、時には得られるスペクトルの S/N の改良になることもある³⁾。小池ら⁴⁾ は多重スリット法で実際にスペクトルを求めると同時に、出射多重スリット・マスク面上での像の歪、

照明の不均一、マスク作成時の誤差などがスペクトルの精度に与える影響を調べている。スペクトルの精度に関する同様な議論はアダマール分光——これはコード化されたスリット群を動的に利用している——に関して Sloane ら⁵⁾ によってなされている。出射多重スリット・マスクの任意の出射スロット——単位スリットが一つまたはそれ以上集って作られた開口——に対していろいろな原因を包括して輻射の通過する様子を前者は“pseudo-transmission factor (t-factor)”と呼び、後者では出射多重スリット・マスクのコード化されたスロット配列に対応して t-factor をマトリックスの形で与え“T-matrix”と称している。

著者らは小型で明るく、できればポータブルで可視部から紫外部まで使用可能である分光計を目的とし、付属光学系の少ない off-plane Eagle mounting (OPEM)

分光計を出入射スリットの代りに多重スリット・マスクにして使用する可能性を調べてきた^{6,7)}。この型の分光計のカムによる簡単な走査が Moos ら⁸⁾によって報告され、小型化の実証はなされている。分光計には或る波長で或る種の収差を完全に除去するホログラフィック凹球面回折格子 (Holographic Concave Grating: HCG) が使用される。この場合でも結像には必ず収差が残るから理想の状態は決して生じない。従って考えている分光計の使用には自から限界が生ずる。この報告では HCG の結像を詳細に検討し、適切な HCG の種類を決定すると共に、その HCG を使用したとき出射多重スリット・マスク上の位置に関連して与えられる t -factor を求め、それから我々の多重スリット分光計で得られるスペクトルの精度を見積る。

2. OPEM 用ホログラフィック 凹球面回折格子

OPEM はローランド円を使った配置であるので、使用する HCG は作製の一般性をも考えに入れて凹球面ブランクを用い、溝記録用の二つのコヒーレント点光源をローランド円上に置いて作られたものとする。HCG 作製のための記録パラメータは波岡⁹⁾の理論に従って算出される。OPEM では主光線に関し入射角 α と同調波長 λ の輻射に関する回折角 β は常に等しいから波岡らの式は簡単になる。波長が λ^* の m 次のスペクトルに対して非点収差を完全に除去する HCG に対する記録パラメータは

$$\left. \begin{aligned} \sin \gamma(B + \tan \gamma) &= \sin \delta(B + \tan \delta), \\ B &= -\tan^2 \alpha, \\ \alpha &= \sin^{-1}(m\lambda^*/2\sigma), \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

を解いた γ と δ である。ここで $\sigma = \lambda_0/(\sin \delta - \sin \gamma)$ で、 $\delta > \gamma$ とする。波長 λ_0 はコヒーレント光源のものである。

もし波長 λ^* , m 次のスペクトルに対してコマ収差を除去する HCG が必要なら、同様に

$$\left. \begin{aligned} \sin \gamma(D + \tan^2 \gamma) &= \sin \delta(D + \tan^2 \delta), \\ D &= -\tan^2 \alpha, \\ \alpha &= \sin^{-1}(m\lambda^*/2\sigma), \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

を解けばよい。

Fig. 1 は (1) 式及び (2) 式を解いた結果の γ と δ を λ^* に対してプロットしたものである。図には同時に λ に同調しているときの HCG の回転角 (入射角) α が与えてある。実線で与えられた γ と δ は非点収差除去型

Fig. 1. Recording parameters plotted against aberration-free wavelength λ^* . Solid curves are for an astigmatism-reduced HCG and dotted curves are for a coma-reduced HCG. Curves for incidence (=diffraction) angle α which corresponds to tuning wavelength λ are also given.

HCG のもので、点線で与えられたそれらはコマ収差除去型 HCG のものである。非点収差除去型 HCG に関する記録パラメータは収差完全除去波長 λ^* が 0 Å から 8000 Å までの波長でも与えられる。スペクトルの次数の正負は分光計の配置と走査の方法から考えて意味のないことは自明である。一方コマ収差の除去に関しては λ^* が約 4600 Å より長波長にならないと解が無い。また実線と点線が交点をもたないということは、この 2 種の収差を同時に除去することがどの波長でも不可能であることを示すものである。Fig. 1 の計算には $\lambda_0 = 4579.3 \text{ Å}$, $\sigma = 1/600 \text{ mm}$ が仮定されており、この報告では以後必要な時には常にこの値が使われている。

収差除去波長 λ^* を Na-D₂ 線 5890 Å 1 次スペクトルにとったときの解を Table I に与える。この波長で非点収差を完全に除去するように作られた HCG は可視部から紫外部にわたる広い波長範囲で有効に使用され得ることが後に示される。表の中で average として与えられている記録パラメータは非点収差除去記録パラメータとコマ収差除去記録パラメータを単に算術平均したもので、この条件で作られた HCG については後に述べる。表の算出、及びこれ以後の計算では、HCG のブランクの曲率半径は $R = 500 \text{ mm}$ である。 R_c 及び R_d は HCG ブランクの頂点からコヒーレント 2 光源 C 及び D までの距離である。Table II 及び Table III はそれぞれ各波長に対する非点収差除去型 HCG, 及びコマ収差除去型 HCG の記録パラメータである。

Table I. Recording parameters of a HCG for the off-plane Eagle mounting.
($\lambda^*=5890 \text{ \AA}$, $m=+1$)

Astigmatism-reduced HCG	Coma-reduced HCG	Averaged HCG
$R_c = 499.3740179 \text{ mm}$	$R_c = 498.6345813 \text{ mm}$	$R_c = 499.0042996 \text{ mm}$
$\gamma = -2.867338246^\circ$	$\gamma = -4.235302529^\circ$	$\gamma = -3.551320388^\circ$
$R_d = 487.2100298 \text{ mm}$	$R_d = 489.8053312 \text{ mm}$	$R_d = 488.5076805 \text{ mm}$
$\delta = 12.98726003^\circ$	$\delta = 11.58990503^\circ$	$\delta = 12.28858253^\circ$

 $R=500 \text{ mm}$, $\sigma=1/600 \text{ mm}$, $\lambda_0=4579.3 \text{ \AA}$.Table II. Recording parameters of an astigmatism-reduced HCG
for the off-plane Eagle mounting.

$\lambda^*(\text{\AA})$	$\gamma(^{\circ})$	$\delta(^{\circ})$	$R_c(\text{mm})$	$R_d(\text{mm})$
500	-7.4707809	8.322075	495.75565	494.73505
1000	-7.0456202	8.748552	496.22440	494.18268
1500	-6.6205662	9.175803	496.66572	493.60185
2000	-6.1954533	9.603997	497.07977	492.99220
2500	-5.7701153	10.033307	497.46664	492.35332
3000	-5.3443856	10.463906	497.82642	491.68476
3500	-4.9180960	10.895971	498.15913	490.98600
4000	-4.4910772	11.329684	498.46477	490.25651
4500	-4.0631578	11.765227	498.74328	489.49566
5000	-3.6341640	12.202790	498.99456	488.70280
5500	-3.2039190	12.642566	499.21847	487.87722
6000	-2.7722428	13.084753	499.41484	487.01812
6500	-2.3389520	13.529556	499.58344	486.12468
7000	-1.9038583	13.977186	499.72399	485.19599
7500	-1.4667690	14.427861	499.83617	484.23106
8000	-1.0274859	14.881808	499.91960	483.22884

 $R=500 \text{ mm}$, $\sigma=1/600 \text{ mm}$, $m=+1$, $\lambda_0=4579.3 \text{ \AA}$.

Table III. Recording parameters of a coma-reduced HCG for the off-plane Eagle mounting.

$\lambda^*(\text{\AA})$	$\gamma(^{\circ})$	$\delta(^{\circ})$	$R_c(\text{mm})$	$R_d(\text{mm})$
5000	-5.9130047	9.888984	497.33973	492.57118
5500	-4.8865656	10.927965	498.18265	490.93315
6000	-4.0643432	11.764020	498.74254	489.49781
6500	-3.3336237	12.509889	499.15393	488.12932
7000	-2.6551900	13.204820	499.46321	486.77984
7500	-2.0101731	13.867717	499.69231	485.42584
8000	-1.3878823	14.509306	499.85332	484.05348

 $R=500 \text{ mm}$, $\sigma=1/600 \text{ mm}$, $m=\pm 1$, $\lambda_0=4579.3 \text{ \AA}$.

3. 残 留 収 差

3.1 残留非点収差及び残留コマ収差

HCG が作る像は λ^* で或る種の収差が完全に除去されたとしても、他の種類の収差は残っている。また波長が λ^* と異ると除去対象とした収差にも残留収差が現われてくる。この残留収差の大きさは波岡ら⁹⁾の式を多少変形して OPEM に対しては次のように与えられる：

残留非点収差は

$$\Delta z = L \cos \alpha \left| 2 \sin \alpha \tan \alpha + \frac{m\lambda}{\lambda_0} (\sin \gamma \tan \gamma - \sin \delta \tan \delta) \right|, \quad (3)$$

残留コマ収差は

$$r' \Delta \beta = \frac{1}{2R} \left(\frac{L}{2} \right)^2 \left| 2 \sin \alpha \tan^2 \alpha + \frac{m\lambda}{\lambda_0} (\sin \gamma \tan^2 \gamma - \sin \delta \tan^2 \delta) \right| \quad (4)$$

ここで L は回折格子の溝の長さである。

収差除去波長 λ^* を $1000\text{\AA}$ から $8000\text{\AA}$ までの $1000\text{\AA}$ 毎の波長にとった非点収差除去型 HCG (溝を刻んだ面積が $L \times W = 30\text{ mm} \times 50\text{ mm}$) が示す残留非点収差を Fig. 2 に与える[†]。この図から λ^* を $5890\text{\AA}$ にとった HCG は残留非点収差の大きさが 0.5 mm 以下で $7000\text{\AA}$ 以下の短波長側全領域で使用できることが解る。記録パラメータ以外の諸量を総て同じにとった非点収差除去型

Fig. 2. Residual astigmatism produced by an astigmatism-reduced HCG. A curve for a mechanically ruled grating (MRG) of the same dimensions is also given.

[†] 比較のために同じ曲率半径、格子定数及び刻線面積をもった通常の機械刻線格子 (MRG) による非点収差を同図中に鎖線で示した。

HCG, コマ収差除去型 HCG, 及び前記両者の記録パラメータを平均した条件で作られた平均型 HCG が示す残

Table IV. Residual aberrations given by the astigmatism-reduced HCG.

Wavelength (Å)	Astigmatism ($\times 10^{-1}\text{ mm}$)	Coma ($\times 10^{-4}\text{ mm}$)
1000	2.690	5.814
1200	3.098	6.912
1400	3.462	7.975
1600	3.782	8.997
1800	4.059	9.973
2000	4.291	10.895
2200	4.480	11.758
2400	4.625	12.556
2600	4.726	13.283
2800	4.782	13.932
3000	4.795	14.498
3200	4.763	14.974
3400	4.687	15.354
3600	4.567	15.631
3800	4.402	15.799
4000	4.192	15.851
4200	3.938	15.781
4400	3.640	15.581
4600	3.296	15.246
4800	2.908	14.767
5000	2.474	14.139
5200	1.996	13.353
5400	1.473	12.403
5600	0.905	11.280
5800	0.291	9.978
5890	0.000	9.331
6000	0.368	8.488
6200	1.072	6.804
6400	1.822	4.916
6600	2.617	2.816
6800	3.458	0.497
7000	4.344	2.051
7200	5.276	4.836
7400	6.254	7.867
7600	7.278	11.153
7800	8.348	14.704
8000	9.464	18.529

Grating: $R=500\text{ mm}$, $\sigma=1/600\text{ mm}$, $L \times W=30\text{ mm} \times 50\text{ mm}$, astigmatism free at $5890\text{\AA}$ ($m=+1$). Recording parameters: $\gamma=-2.867338246^\circ$, $\delta=12.98726003^\circ$, $R_c=499.3740179\text{ mm}$, $R_d=487.2100298\text{ mm}$, $\lambda_0=4579.3\text{\AA}$.

Table V. Residual aberrations given by the coma-reduced HCG.

Wavelength (Å)	Astigmatism ($\times 10^{-1}$ mm)	Coma ($\times 10^{-4}$ mm)
1000	1.800	4.229
1200	2.030	5.011
1400	2.216	5.757
1600	2.359	6.463
1800	2.458	7.121
2000	2.514	7.726
2200	2.525	8.273
2400	2.493	8.754
2600	2.418	9.164
2800	2.298	9.497
3000	2.135	9.746
3200	1.927	9.905
3400	1.676	9.968
3600	1.380	9.928
3800	1.040	9.779
4000	0.656	9.514
4200	0.228	9.127
4400	0.244	8.611
4600	0.761	7.958
4800	1.322	7.163
5000	1.927	6.218
5200	2.577	5.115
5400	3.272	3.848
5600	4.011	2.408
5800	4.795	0.789
5890	5.162	0.000
6000	5.623	1.017
6200	6.497	3.019
6400	7.415	5.224
6600	8.378	7.640
6800	9.386	10.276
7000	10.438	13.141
7200	11.536	16.242
7400	12.679	19.590
7600	13.867	23.193
7800	15.101	27.061
8000	16.379	31.203

Grating: $R=500$ mm, $\sigma=1/600$ mm, $L \times W=30$ mm $\times$ 50 mm, coma free at 5890 Å ($m=+1$). Recording parameters: $\gamma=-4.235302529^\circ$, $\delta=11.58990503^\circ$, $R_c=498.6345813$ mm, $R_d=489.8053312$ mm, $\lambda_0=4579.3$ Å. (This is equivalent to the astigmatism-reduced HCG at 4300 Å.)

Table VI. Residual aberrations given by the averaged HCG.

Wavelength (Å)	Astigmatism ($\times 10^{-1}$ mm)	Coma ($\times 10^{-4}$ mm)
1000	2.244	4.958
1200	2.563	5.885
1400	2.838	6.777
1600	3.069	7.628
1800	3.257	8.432
2000	3.401	9.183
2200	3.501	9.875
2400	3.557	10.502
2600	3.570	11.057
2800	3.538	11.535
3000	3.462	11.930
3200	3.342	12.235
3400	3.179	12.443
3600	2.970	12.549
3800	2.718	12.546
4000	2.421	12.427
4200	2.080	12.185
4400	1.694	11.815
4600	1.264	11.308
4800	0.789	10.658
5000	0.269	9.859
5200	0.295	8.902
5400	0.904	7.780
5600	1.558	6.486
5800	2.257	5.013
5890	2.586	4.289
6000	3.001	3.352
6200	3.790	1.496
6400	4.624	0.563
6600	5.503	2.834
6800	6.427	5.324
7000	7.397	8.043
7200	8.412	10.999
7400	9.473	14.201
7600	10.579	17.659
7800	11.731	21.381
8000	12.928	25.377

Grating: $R=500$ mm, $\sigma=1/600$ mm, $L \times W=30$ mm $\times$ 50 mm. Recording parameters: $\gamma=-3.551320388^\circ$, $\delta=12.28858253^\circ$, $R_c=499.0042996$ mm, $R_d=488.5076805$ mm, $\lambda_0=4579.3$ Å.

Fig. 3. Images of point sources on the mask plane for a tuning wavelength 5000 Å. Position of each point source, (Y, Z) , is indicated at the top of each diagram. Labels 1, 2 and 3 correspond to the images produced by an astigmatism-reduced, a coma-reduced and an averaged HCG, respectively.

Fig. 4. Images of point sources for 5890 Å.

Fig. 5. Images of point sources for 7000 Å.

留非点収差と残留コマ収差を Table IV, Table V, 及び Table VI に与える. 残留コマ収差はどの HCG に対してもほとんど同じ程度の大きさで約 3×10^{-3} mm 以下である. この大きさの残留コマ収差はコマ収差除去型 HCG でも波長が λ^* を外れると直ちに現れてくる. 一方非点収差の変動はコマ収差の場合より 2 ケタ大きく収差除去の効果は明白である. 平均型 HCG は前の二者の平均の非点収差を示すが, 次節に述べる別の問題が生ずる. 結局多重スリット・マスク設計のときの影響を考慮して HCG は非点収差除去型を使うことが望ましい.

3.2 出射マスク上の像

前節の残留収差は総て光源点がローランド面上にあり, しかも入射角が正確に α の方向にある場合の結果である. OPEM 多重スリット分光計では入射マスクがローランド面の上方に位置しており (off plane), それに対応して出射マスクもローランド面に対し入射マスクの反対側, すなわち下方に位置している. 入射マスクと出射マスクは同じ一つの面に含まれるから, この面に新しく Y, Z 座標を採る. Y 軸はローランド円の接線とし, Z 軸はローランド面に垂直の方向で, 原点 $Y=Z=0$ は Y 軸のローランド円との接点でありこの点から回折格子の頂点を結ぶ線は回折格子の頂点での法線と丁度入射角 α をなしている. 点光源の位置がマスク面上 $Y=Z=0$ の原点から外れると, その像は拡がり, 曲がり, 同時に傾いてくる. 機械刻み回折格子を使ったときの OPEM の理論は波岡¹⁰⁾により詳しく与えられている. 当然 HCG であっても像の評価に前節の結果をそのまま適用することは間違いである.

この様子を調べるため Fig. 2 を計算したと同じ非点収差除去型 HCG ($\lambda^*=5890\text{\AA}$, $m=+1$, $R=500$ mm, $\sigma=1/600$ mm, $L \times W=30$ mm $\times$ 50 mm), 同じ諸量のコマ収差除去型 HCG, 及び平均型 HCG によって作られる入射マスク上に仮定された光源点の出射マスク上の像を, 回折格子がそれぞれ 5000 $\text{\AA}$, 5890 $\text{\AA}$ 及び 7000 $\text{\AA}$ に同調している場合につき書き Fig. 3, Fig. 4 及び Fig. 5 に示す. これらの像は野田ら¹¹⁾の光線追跡法によって画かれたものである. 入射マスク上に仮定された点光源の位置は各像の上部に (Y, Z) の値で示されている通り, $Y=-5$ mm, 0 mm, +5 mm 及び $Z=2.5$ mm, 7.5 mm, 12.5 mm で与えられる 9 点である. 図では座標軸の原点は全て $(-Y, -Z)$ になっている. また像の性質を強調するため, 像の幅, Y スケールは Z スケールに比べ 6.5 倍拡大してある. 像は 1 が非点収差除去型 HCG によるもの, 2 がコマ収差除去型 HCG によるもの, 3 が平均型 HCG によるものである. ここで注目すべきこと

は平均型 HCG による像はいずれも他の 2 つの HCG のものよりその位置が大きくずれていることである. これは多重マスクの設計を困難にするので一つの大きな欠点である. 前に述べた残留収差の大きさと合せ考えて平均型 HCG を用いることは意味がないことが解る.

3.3 点光源のスペクトル像の幅

出射マスク上で点光源の像はその位置によって拡がり, 曲り, かつ傾いてくる. これらの像の典型的な形が 2 種類 Fig. 6 に与えてある. また前と同じ非点収差除

Fig. 6. Two typical image patterns for a point source on the mask plane. Image width (IW), full image width (FIW) and astigmatism (As) are defined in the figure.

去型 HCG によって与えられるデータを Table VII に示す. 像の長さについては (3) 式で計算されたものと点光源の像を実測した値は非常によい一致をみせる. この実測値を Table VII の第 2 列に As. として示す. 一方 Fig. 6 に示されるように定義した像の幅 (image width: IW) 及び全像幅 (full image width: FIW) はどちらも (4) 式で計算されたコマ収差の大きさとは全く一致しない. それらは当然点光源の位置によって異なる. Table VII の第 3 列, 第 4 列は光点が $Y=Z=0$ mm のときの IW と FIW であり, 第 5 列と第 6 列は $Y=5$ mm, $Z=12.5$ mm の光点に対する IW と FIW である. 収差除去波長 λ^* が 5890 $\text{\AA}$ 1 次である非点収差除去型 HCG によって作られる像の FIW は可視部以下極端紫外領域までほとんど大きな変化を示さない. これは大きな長所となる. 分光計を走査したとき 200 $\text{\AA}$ から 8000 $\text{\AA}$ の間で現れる FIW を Fig. 7 と Fig. 8 に示す. Fig. 7 は光点の位置が一定の高さ ($Z=12.5$ mm) で Y の値の異なる数点に対して求めた曲線で, Fig. 8 は Y を固定 ($Y=\pm 5$ mm) して Z を変えた数点に対する曲線である. これらの図は波長が 7000 $\text{\AA}$ を越えると急な変化がうかがわれるが, それより短波長側では FIW の変化が大きくないことを示している. このことは広い波長範囲にわたり 1 つの多重スリット・マスクを同じ効力で使用

Table VII. Residual aberrations estimated by tracing rays through astigmatism-reduced HCG.

$\lambda(\text{\AA})$	As. ($\times 10^{-1}$ mm)	Position of point source			
		Y=0 mm, Z=0 mm		Y=5 mm, Z=12.5 mm	
		IW ($\times 10^{-4}$ mm)	FIW ($\times 10^{-3}$ mm)	IW ($\times 10^{-2}$ mm)	FIW ($\times 10^{-2}$ mm)
1000	3.323	5.618	1.136	1.049	2.555
1200	3.732	6.471	1.302	1.055	2.558
1400	4.097	7.233	1.448	1.061	2.558
1600	4.419	7.904	1.576	1.065	2.557
1800	4.696	8.484	1.686	1.068	2.553
2000	4.930	8.974	1.778	1.070	2.548
2200	5.120	9.372	1.854	1.070	2.541
2400	5.265	9.679	1.914	1.070	2.533
2600	5.367	9.894	1.957	1.068	2.524
2800	5.424	10.020	1.986	1.066	2.514
3000	5.437	10.050	2.000	1.062	2.503
3200	5.406	9.988	2.000	1.057	2.492
3400	5.330	9.834	1.987	1.050	2.480
3600	5.210	9.587	1.962	1.043	2.469
3800	5.045	9.246	1.924	1.034	2.457
4000	4.836	8.812	1.874	1.025	2.446
4200	4.582	8.283	1.814	1.014	2.435
4400	4.283	7.660	1.743	1.001	2.424
4600	3.939	6.942	1.662	0.988	2.415
4800	3.551	6.128	1.572	0.973	2.407
5000	3.117	5.218	1.474	0.957	2.400
5200	2.639	4.212	1.367	0.940	2.395
5400	2.115	3.108	1.253	0.922	2.392
5600	1.546	1.907	1.132	0.902	2.390
5800	0.931	0.607	1.004	0.881	2.391
5890	0.640	0.009	0.945	0.871	2.392
6000	0.368	0.791	0.870	0.859	2.394
6200	1.074	2.289	0.731	0.835	2.400
6400	1.825	3.887	0.587	0.810	2.409
6600	2.621	5.586	0.745	0.784	2.422
6800	3.464	7.387	0.990	0.757	2.437
7000	4.352	9.290	1.248	0.728	2.457
7200	5.285	11.300	1.520	0.698	2.480
7400	6.265	13.410	1.806	0.666	2.507
7600	7.291	15.620	2.105	0.633	2.540
7800	8.362	17.940	2.419	0.598	2.576
8000	9.480	20.370	2.745	0.563	2.618

Grating: $R=500$ mm, $\sigma=1/600$ mm, $L \times W=30$ mm $\times$ 50 mm, astigmatism free at 5890 $\text{\AA}$ ($m=+1$).
Recording parameters: $\gamma=-2.867338246^\circ$, $\delta=12.98726003^\circ$, $R_c=499.3740179$ mm, $R_d=487.2100298$ mm, $\lambda_0=4579.3$ $\text{\AA}$.

Fig. 7. FIW of point source images plotted against tuning wavelength for different source points with a fixed Z (12.5 mm).

Fig. 8. FIW vs. tuning wavelength for different source points with a fixed Y (± 5 mm).

Table VIII. Image width and full image width for different grating widths.

Wavelength (Å)		1000	2000	3000	4000	5000	6000	7000	8000
$W=50$ mm	IW ($\times 10^{-2}$ mm)	1.049	1.070	1.062	1.025	0.957	0.859	0.728	0.563
	FIW ($\times 10^{-2}$ mm)	2.555	2.548	2.503	2.446	2.400	2.394	2.457	2.618
$W=30$ mm	IW ($\times 10^{-2}$ mm)	0.608	0.607	0.598	0.581	0.554	0.518	0.472	0.415
	FIW ($\times 10^{-2}$ mm)	2.105	2.071	2.024	1.987	1.988	2.053	2.213	2.498
IW (30 mm)/IW (50 mm)		0.58	0.57	0.56	0.57	0.58	0.60	0.65	0.74
FIW (30 mm)/FIW (50 mm)		0.82	0.81	0.81	0.81	0.83	0.86	0.90	0.95

Grating: $R=500$ mm, $\sigma=1/600$ mm, astigmatism free at 5890 Å ($m=+1$), $L=30$ mm. Source point: $Y=5$ mm, $Z=12.5$ mm.

できることを示し意味深い。

Table VIII は HCG 使用幅 W を絞ったときの効果をみるためのもので $W=50$ mm と $W=30$ mm の場合の比較である。幅をこのように 60% に絞ったとき IW はそれに比例して狭くなるが、重要な FIW は期待するほどの改良を示さない。このように HCG の幅を絞ってもスペクトル精度の向上の効果は期待できず、むしろこの分光法の最大の目的である明るさを減少させるという逆効果が大きい。従ってこの分光法では HCG はその幅をできるだけ広く用いて明るさを稼ぐ方がよい。

4. スペクトル精度

4.1 出射スロットの t-factor

多重スリット・マスクの設計には入射マスクの各スロットの 4 隅及びその両側のエッジ上の数点光源を仮定し、それからの主光線によって出射マスク面上に作られる点像をプロットすることにより対応する出射スロット

を画く方法がとられる⁷⁾。主光線による点像の位置は拡がった像の中央にある。入射マスクのスロットのエッジ上に点光源の連続を仮定すれば、その像は出射マスクの対応したスロットのエッジを中央に、幅が FIW の帯状のものになる (Fig. 6 参照)。多重スリット・マスク全体の面積に比較して各スロットの面積は極めて小さく、その両側のエッジに対する FIW の変化が無視できるとし、それぞれのスロットはその FIW をもっと考える。従って 1 つのスロットに対してその両側のエッジで合計丁度 FIW の幅に相当する輻射が通過すべきところを通過せず、逆にブロックされるべきところではその両側から湧出してくることになる。この FIW は前節の議論により出射マスク上 (入射マスク上の位置に対応して) の位置によって与えられる。よって、任意の出射スロットに対して次のように t-factor が与えられる、

$$\text{t-factor} = \frac{\text{Slot Width}}{\text{Slot Width} + \text{FIW}} \quad (5)$$

理想的な場合、コーディングの数、すなわち多重スリット・マスクのスロット数を増殖させるに従ってスロット幅の単位である単一スリットが狭くなり、分光計の分解能が上昇する。実際の場合にはここに t -factor の低

下という問題が入ってくる。

多重スリット・マスクを Golay の “complementary series” を3回増殖させたもの (S-3) とする^{4,7,12}。我々のマスクは、全体の幅が 11.2 mm, 高さが 13 mm の

Fig. 9. FIW vs. Y for $Z=2.00$ mm.

Fig. 10. FIW vs. Y for $Z=5.00$ mm.

範囲に4行のスロット配列をもつ入射マスクと同じ大きさの出射マスクからなっている。入射マスクのスロット配列のZ座標は、各スロットの長さの中心でそれぞれ2.00 mm, 5.00 mm, 8.66 mm 及び 11.66 mm になっ

ている。Fig. 13 の上部にマスクが示されている。図のマスクは縦方向が約 1/10 に縮めてある。

Fig. 9, Fig. 10, Fig. 11 及び Fig. 12 はそれぞれ Z 座標を 2.00 mm, 5.00 mm, 8.66 mm 及び 11.66 mm

Fig. 11. FIW vs. Y for $Z=8.66$ mm.

Fig. 12. FIW vs. Y for $Z=11.66$ mm.

にしたときに Y 座標が -7.5 mm から $+7.5\text{ mm}$ の範囲で FIW をプロットしたもので、曲線は1つの図に対して 1000Å , 2500Å , 4000Å , 5500Å , 及び 7000Å の5波長について与えられている。各図とも5本の曲線がほぼ一致している。ただ 7000Å に対する曲線に $Y=0$ 近くで多少の乱れがあるが FIW の値そのものは小さい。これら4図形から FIW は光点の座標、従って出射マスク面上の位置によって決まり、波長にはほとんど影響されないことが解る。これは出射マスクの各出射スロットがそれぞれその位置によって固有の t -factor を持っていることを意味する。これは3.3節で述べた長所を再確認したものである。分光計は広い波長範囲にわたり使用可能で、しかも総ての波長において同じ程度の精度のスペクトルを与える。

4.2 スペクトルの中心強度

多重スリット・マスクは入射マスクが A, B の2部分に分れ、それに対応して出射マスクも A', B' の2部分に分れている。いま分光計が走査され、HCG が丁度波長 λ (次数も含めて) に同調するような入射角 (回折角) になっていたとする。同調波長 λ については A の像は A' の上に、B の像は B' の上にできる。非同調波長による A, B の像はそれぞれ A', B' からずれて生ずる。マスクは A と A' が透明スロット—透明スロット対応に、B と B' が透明スロット—不透明スロット対応になっている。一般に出射マスクの A' 部分を通過する輻射量 (波長 λ の) を $\phi_{A'}(\lambda)$, B' を通過するそれを $\phi_{B'}(\lambda)$ とすると

$$\left. \begin{aligned} \phi_{A'}(\lambda) &= \sum_{i \in A} \sum_{j \in A'} \phi_{ij}(\lambda), \\ \phi_{B'}(\lambda) &= \sum_{i \in B} \sum_{j \in B'} \phi_{ij}(\lambda) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

である。ここで $\phi_{ij}(\lambda)$ は i 番目の入射スロットを通過し、回折格子で回折され、 j 番目の出射スロットを通過した輻射量である。我々が知る波長 λ のスペクトルの強度 $\phi(\lambda)$ は

$$\phi(\lambda) = \phi_{A'}(\lambda) - \phi_{B'}(\lambda) \quad (7)$$

である。理想の場合、同調波長に関して A, B の像は完全に A' (=A), B' (=−B) に重なるから $\phi_{A'}$ は最大値をとり、 $\phi_{B'}$ は0となる。また同調波長以外の総ての輻射に対しては $\phi_{A'} = \phi_{B'}$ になっているので (7) 式で与えられる出力は0になる^{6,7)}。入射マスク A (=出射マスク A') に含まれる全スロット開口を単位単一スリットで数えた数を N , その単位単一スリットを通過する輻射量を I_{sliit} とすると、 $\phi_{A'}(\lambda)$ の最大値は

$$[\phi_{A'}(\lambda)]_{\text{ideal}} = N \times I_{\text{sliit}} \quad (8)$$

で与えられる。

実際の場合、同調波長 λ に関し $\phi_{A'}(\lambda)$ を求めるときに t -factor が導入され、 $\phi_{B'}(\lambda)$ を求めるとき FIW が影響してくる。すなわち

$$\left. \begin{aligned} [\phi_{A'}(\lambda)]_{\text{practice}} &= \sum_{i \in A} \sum_{j \in A'} t_j [\phi_{ij}(\lambda)]_{\text{ideal}}, \\ [\phi_{B'}(\lambda)]_{\text{practice}} &= \sum_{j \in B'} (\text{FIW})_j, \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

ここで、 t_j は出射マスク A' 部分の中の j 番目のスロットに与えられる t -factor で、 $(\text{FIW})_j$ は出射マスク B' 部分の j 番目のスロットから浸出してくる輻射量である。常に $0 < t_j < 1$ であるから $[\phi(\lambda)]_{\text{practice}} < [\phi(\lambda)]_{\text{ideal}}$ である。測定時のノイズ・レベルが同じであれば同調波長の出力が低くなるのでそれだけスペクトルの S/N が下ることになる。

Fig. 13 に示されている多重スリット・マスクは Na-D₂ 線 5890Å 1次に対して設計された S-3 マスクである。また Fig. 13 の FIW の曲線は 5500Å 1次について画かれたもので、これで全波長のものの代表となり得ると考えられる。上部の入射マスク A 部に関して、例えば入射スロット a_{11} の同調波長 λ による像は出射マスク A' 部の出射スロット a'_{11} の上にできる。図を参考にして a'_{11} スロットに対する FIW は下の $Z=11.66\text{ mm}$ の曲線から 0.0295 mm と読まれる (FIW は平均としてスロット a_{11} の中心の Y での値である)。このスロットは幅が丁度 0.14 mm の単位単一スリットで、その t -factor は $t(a'_{11}) = 0.14 / (0.14 + 0.0295) = 0.826$ である。入射マスクの上から2段目のスロット配列に対しては出射スロット配列は下から2番目で、 $Z=8.66\text{ mm}$ の曲線が使われる。たとえば、 a_{24} の像は a'_{24} にできる。 a_{24} の幅は単位単一スリット6つ分で $0.14 \times 6 = 0.84\text{ mm}$ である。 a_{24} の中心の Y での FIW は曲線から 0.0140 mm でこのスロットの t -factor は $t(a'_{24}) = 0.84 / (0.84 + 0.0140) = 0.984$ である。従って a'_{24} を通過する輻射量は $0.984 \times 6 = 5.904$ (I_{sliit} 単位) と計算される。

入射マスク B 部に対しては $Z=5.00\text{ mm}$ と $Z=2.00\text{ mm}$ の曲線が対応している。例えば B 部の b_{21} スロットの像は b'_{21} にできるのでブロックされる。ここでは隣接するスロットのところへ FIW の $1/2$ に相当する輻射が浸出してゆく。すなわち $(0.0185/2) / 0.14 = 0.066$ (I_{sliit} 単位) だけがスロットからもれる。もう一つ、例えば b_{13} スロットではその像は b'_{13} でブロックされ、その両側のスロットへ丁度 FIW 相当量の輻射 $0.0080 / 0.14 = 0.057$ (I_{sliit} 単位) がもれてゆく。このようにして各出射スロットからの輻射量を求め全部を加え合わせると $[\phi_{A'}(\lambda)]_{\text{practice}}$ と $[\phi_{B'}(\lambda)]_{\text{practice}}$ が求められる。我々

Fig. 13. FIW plotted against Y for $Z=2.00, 5.00, 8.66, 11.66$ mm of the $5500 \text{ \AA}$ spectrum. At the top of the figure, the coding pattern of our multislit mask (S-3) is given. Flux transmitted through the exit mask is estimated with the aid of the figure.

の HCG と多重スリット・マスクでは

$$[\phi(\lambda)]_{\text{practice}} = [\phi_A(\lambda)]_{\text{practice}} - [\phi_B(\lambda)]_{\text{practice}} \\ = 76.970 - 1.791 = 75.179 \text{ (} I_{\text{slit}} \text{ 単位)}$$

となる。 $[\phi(\lambda)]_{\text{ideal}} = 80$ (I_{slit} 単位) であるから、スペクトルの S/N は $75.179/80 = 0.9397$ すなわち理想の場合の約94%に低下する。

5. ま と め

OPEM 型分光計のスリットを多重スリット・マスクに代えた場合、入射マスクの像が常に正確に出射マスクの上に重なるという理想的場合は決して生じない。使用回折格子がある種の収差を除去したホログラフィック・グレーティングでも状況は同じである。多重スリット分光の場合、1) 非点収差除去型の格子を用いて多重スリットマスクのスリット長を保つべきである。2) 非点収差完全除去波長 λ^* は分光計の使用波長範囲の中心よりむしろ長波長側に設定する方がよい。3) Na-D₂ 線 $5890 \text{ \AA}$ 1 次スペクトルで非点収差を除去した HCG は残留非点収差 0.5 mm 以下で $7000 \text{ \AA}$ より短波長の全領

域に使用可能である。4) コマ収差除去型 HCG 及び平均型 HCG は目下の分光法にとって利益はない。5) 出射マスク上に作られる点光源のスペクトル像は拡がって幅をもっと同時に曲ったり傾いたりしてくる。このときこれらを考慮に入れた全像幅 (FIW) は点光源の位置 (従って出射マスク内の出射スロット) に対して決まり、分光計を走査したとき波長による変化が少ない。6) 故に出射スロットは固有の t -factor を持つと考えてよい。7) HCG の使用幅を絞っても FIW はあまり改善されないから HCG は幅を十分とって明るさを稼ぐ方がよい。8) 多重スリット・マスクが幅 11.2 mm で Golay の complementary series を 3 回増殖した S-3 マスクを使った我々の分光計ではスペクトルの中心強度は理想の場合に比較して約 6% 低下する。従ってスペクトルの S/N がその程度低下する。9) 一方分光計の明るさは単一スリットに対するマスクの面積比だけ増大し、多重スリット分光の分解能は単位単一スリットの幅のスリットをもつ普通の分光計のそれと同じである。

以上の結果をまとめて、考えている多重スリット分光計は可視部だけではなく極めて波長の短い紫外線領域ま

での広い波長範囲で明るい分光計として使用可能であることが解った。

この報告の一部の仕事は文部省の科学研究費の援助を受けてなされている。ここに感謝の意を表する。

文 献

- 1) M. J. E. Golay: J. Opt. Soc. Am. **39**, 437 (1949).
- 2) M. J. E. Golay: J. Opt. Soc. Am. **41**, 468 (1951).
- 3) C. Milan: Nouv. Rev. Optique **7**, 45 (1976).
- 4) M. Koike, M. Seya, and T. Namioka: Optica Acta **24**, 1147 (1977).
- 5) N. J. A. Sloane, M. Harwit, and M. H. Tai: Appl. Optics **17**, 2991 (1978).
- 6) K. Kamiya and K. Okada: Optics Commu. **16**, 182 (1976).
- 7) K. Kamiya and N. Ohchi: Science of Light **26**, 61 (1977).
- 8) H. W. Moos, K. I. Chen, J. L. Terry, and W. G. Fastie: Appl. Optics **18**, 1209 (1979).
- 9) T. Namioka, H. Noda, and M. Seya: Science of Light **22**, 77 (1973).
- 10) T. Namioka: J. Opt. Soc. Am. **49**, 460 (1959).
- 11) H. Noda, T. Namioka, and M. Seya: J. Opt. Soc. Am. **64**, 1037 (1974).
- 12) M. Harwit and N. J. A. Sloane: *Hadamard Transform Optics* (Academic Press, New York, 1979) pp. 33-37.