

$$\Delta\mu(x,y) = c \sum_{i=1}^2 \exp[-((x-x'_i)^2 + y^2)/2d^2],$$

$$x'_1 = 0,2, \quad x'_2 = -0,2, \quad d = 0,15.$$

Параметр c изменялся от нуля до 2,5; тем самым варьировалась степень неоднородности ослабления. Качество восстановления оценивалось по локальной и интегральной погрешностям

$$\sigma_{\text{инт}} = \sqrt{\iint (\varepsilon_{\text{восст}}(x,y) - \varepsilon(x,y))^2 dx dy / \iint \varepsilon^2(x,y) dx dy} \cdot 100\%,$$

$$\sigma_{\text{лок}} = \max |\varepsilon_{\text{восст}}(x,y) - \varepsilon(x,y)| / \max |\varepsilon(x,y)| \cdot 100\%.$$

Библиографический список

1. Пикалов В.В., Преображенский Н.Г. Реконструктивная томография в газодинамике и физике плазмы. Новосибирск: Наука, Сиб. отд-ние, 1987. 232 с.

2. Кунянский Л.А. Итеративное обращение экспоненциального преобразования Радона по малому числу проекций с помощью сплайновых алгоритмов // Методы диагностики двухфазных и реагирующих потоков / Тез. докл. I Всесоюз. науч.-техн. конф. / Харьков, 1988.

УДК 616.07;535.853

П.И.Кулик, В.В.Иванов, А.А.Комиссаров,

Д.И.Поплевина, И.М.Токмулин

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ СПЕКТРАЛЬНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС

Описан автоматизированный томографический комплекс для исследования плазменного потока сложной конфигурации. В основе разработанного алгоритма лежит обращение двумерного преобразования Радона в схеме веерного пучка. Представлены результаты математического моделирования, качественные и количественные оценки вычислений при реализации данного алго-

Вычислительная томография. Куйбышев, 1990

ритма. Получены профили собственного излучения, температуры и энтальпии исследуемого плазменного потока по всей высоте.

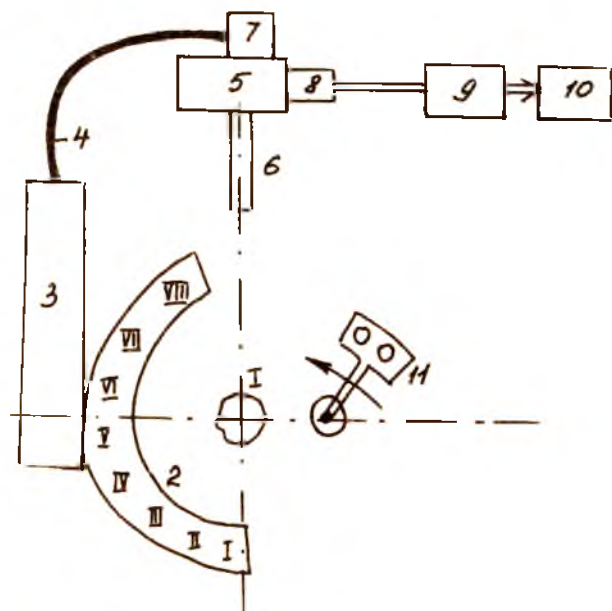
Применение оптической эмиссионной томографии в технологии микроэлектроники при разработке и оптимизации плазменных процессов очистки, травления и осаждения тонких пленок различных материалов является наиболее эффективным из известных методов диагностики плазмы. Использование данного способа диагностики позволяет без внесения известных возмущений получать богатую информацию о пространственном распределении параметров оптического излучения плазмы, например, в плоскости над обрабатываемой поверхностью, в удобном для технолога графическом или табличном виде. Необходимо отметить, что данный способ повышает воспроизводимость технологического процесса при использовании его в качестве контроля над параметрами плазмы, их пространственным распределением.

Создание и использование настоящего спектрально-томографического комплекса обусловлено разработкой нового метода динамической плазменной обработки (ДПО) [1] для различных технологических целей. Суть этого метода заключается в кратковременной обработке поверхности твердого тела в режиме нестационарной теплопроводности высокоэнтальпийным, существенно неоднородным в пространстве, потоком плазмы. Высокая скорость протекания процессов при ДПО диктует необходимость применения контроля пространственного распределения параметров плазмы с целью достижения высокой равномерности и воспроизводимости этого процесса.

Общая схема системы диагностики представлена на рисунке. Данная автоматизированная система построена на базе микроЭВМ МРР-102, которая через интерфейс связана с видеоконсом. Видикон смонтирован на спектрографе ДФС-452. Оптическая система регистрации спектров установлена на линейке спектрографа. Линейка и входная щель спектрографа ориентированы на центр подложкодержателя непосредственно в его плоскости. Такая геометрия системы позволяет регистрировать эмиссионные спектры плазменного потока в том сечении плазмы, в котором производится обработка [2].

В плоскости подложкодержателя установлена также система томографических измерений. Оптический центр томографической системы совмещен с центром подложкодержателя. Томографическая информация через вспомогательные устройства, световод и оптический переключатель проек-

тируется на матрицу видеикона. Считанная с матрицы видеикона информация с восьми проекциях поступает на обработку в микроЭВМ.



Р и с. Схема автоматизированного спектрально-томографического эмиссионного комплекса: I - область существования плазмы; 2 - система томографических измерений; 3 - вспомогательные устройства системы; 4 - ориентированный световод; 5 - спектрограф ДФС-452; 6 - оптическая линейка спектрографа; 7 - оптический переключатель; 8 - видеикон; 9 - интерфейс; 10 - микроЭВМ; II - подложкодержатель

Как отмечалось выше, в качестве приемника томографической информации использовался видеикон S T-500 (ФРГ) спектроанализатора MFR-102, который представляет собой матричное фотоприемное устройство. На кремниевой мишени видеикона изготовлена матрица фотодиодов. Диаметр матрицы 16 мм. Размер фотодиодов $25 \times 25 \text{ мкм}^2$. Квант излучения, попадающий на мишень, генерирует пару носителей электрон-дырка. Электроны за счет поданного на мишень положительного потенциала стекают с мишени, а дырки накапливаются в своеобразной потенциальной яме. При считывании информации с мишени электронным лучом происходит рекомби-

нация дырок с поступающими электронами. Ток считываемого луча характеризует степень засветки матрицы видикона. Время хранения информации на мишени ограничивается темновым током видикона, т.е. тепловой рекомбинацией дырок в потенциальной яме [3]. Контроллер видикона выполнен таким образом, что позволяет дискретизировать матрицу на 256 строк и 500 столбцов. Каждая ячейка в матрице содержит в среднем 4 фотодиода. Чувствительность видикона $N_{\phi} = 2400$ фотонов с длиной волны $\lambda = 650$ нм, попадающих на матрицу за $\Delta t = 64$ мс. Каждая проекция при томографировании занимает 1 строку видикона. Время считывания 1 строки составляет $T = 64$ мкс.

Геометрическая схема томографирования устроена так, что фокусы приемников располагаются на полуокружности радиуса $R1$, при этом генератор плазменного потока перемещают по вертикальной оси таким образом, чтобы плазменный поток, пересекающий плоскость приемников излучения, всегда был сосредоточен в круге радиуса $R < R1$; при этом систему измерения реализуют по схеме "веерного пучка": центральные лучи образуют веер с равномерным шагом по углу, исходящий из оптического центра, а детекторы каждого приемника принимают лучи, образующие веер с центром в фокусе приемника с переменным шагом по углу. Такая схема измерения позволила реализовать при максимально возможном приближении 8 приемников излучения к плазменному потоку необходимый радиус $R = 30$ мм видения для томографической диагностики.

Разработан специальный "выпрямляющий" алгоритм для данной томографической системы. Алгоритм основан на интегральной формуле обращения преобразования Радона в плоскость, которая с помощью соответствующей замены переменных приведена к такому виду, что значения функции $g(x, y)$, от которой образовано подынтегральное выражение, известны на прямоугольной сетке значений переменных интегрирования:

$$f(x_1, x_2) = -\frac{1}{2\pi^2} \iint_D \frac{\frac{\partial g(x, y)}{\partial x} - \frac{\partial g(x, y)}{\partial y}}{x - \rho \cos(\varphi + \arccos(-x/R_1)) - y} \frac{1}{\sqrt{R_1^2 - x^2}} dx dy,$$

где ρ, φ - полярные координаты точки (x_1, x_2) ;

$$x_1 = \rho \cos \varphi, \quad x_2 = \rho \sin \varphi;$$

$$g(x, y) = \overset{\vee}{f}(x, y + \arccos(-x/R_1));$$

$\overset{\vee}{f}(\rho, \theta)$ - значение интеграла от функции $f(x_1, x_2)$ вдоль прямой, определяемой параметрами ρ и θ :

$$\begin{aligned}
 \overset{\vee}{f}(p, \theta) &= \int f(x_1, x_2) dt = \\
 & \quad x_1 \cos \theta + x_2 \sin \theta - p = 0 \\
 &= \int_{-\sqrt{R^2 - p^2}}^{\sqrt{R^2 - p^2}} f(p \cos \theta + t \sin \theta, p \sin \theta - t \cos \theta) dt
 \end{aligned}$$

(преобразование Радона функции $f(x_1, x_2)$);

$$\mathcal{Q} = \{(x, y) : -R \leq x \leq R,$$

$$\left. \frac{\pi}{2} - \delta_0 - \arccos \left(-\frac{x}{R_1} \right) \leq y \leq \frac{3}{2} \pi - \delta_0 - \arccos \left(-\frac{x}{R_1} \right) \right\}.$$

При этом интеграл надо понимать как предел при ε , стремящемся к нулю ($\varepsilon > 0$), интегралов (I_ε) от того же выражения по областям \mathcal{Q}_ε , полученным из \mathcal{Q} удалением особой полосы, характеризуемой параметром ε ("шириной"), и содержащей кривую, в точках которой знаменатель подынтегрального выражения равен нулю.

Значения функции $\overset{\vee}{f}(p, \theta)$ известны в наборе точек (p_{kj}, θ_{kj}) , связанных соотношением:

$$\theta_{kj} = \arccos \left(-\frac{p_{kj}}{R_1} \right) + \Delta_0 + (j-1)\Delta; \quad p_{kj} = R_1 \frac{\tilde{\theta}_k}{\sqrt{R_2^2 + \tilde{\theta}_k^2}}.$$

Параметры p_{kj}, θ_{kj} определяют луч, принимаемый k -м детектором в j -м приемнике

$$(j = 1, \dots, M; \quad k = -M, \dots, -1, 0, +1, \dots, M);$$

$\tilde{\theta}_k$ - линейная координата в приемнике, геометрически представляющим отрезок длины R_3 k -го детектора;

$\tilde{\theta}_0 = 0$ - координата центрального детектора, расположенного в середине отрезка-приемника

$$\tilde{\theta}_{-N} = -R_3/2, \quad \tilde{\theta}_N = R_3/2;$$

R_1 - расстояние между фокусами и оптическим центром;

R_2 - расстояние от центральных детекторов до соответствующих фокусов (в данной геометрической схеме длины приемников R_3 опре-

деляются через R, R_1, R_2 по формулам

$$\delta_0 = \frac{\pi}{2} - \theta_{(N_1)}, \quad R_3 = R_2 \frac{2R}{\sqrt{R_1^2 - R^2}};$$

Δ_0 - характеризует положение центрального луча, принимаемого I -м приемником;

Δ - угол между двумя центральными лучами соседних приемников.

При вычислении приближенного значения интеграла $I = f(x_1, x_2)$, тот заменяется на интеграл I_ε , который, в свою очередь, приближенно вычисляется по квадратурной формуле вида

$$I_\varepsilon \approx \sum_{kj} \alpha_{kj} (x_1, x_2, \varepsilon) f(p_{kj}, \theta_{kj})$$

(коэффициенты не зависят от функции $f(x_1, x_2)$ и могут быть рассчитаны с наперед заданной точностью).

Между параметрами алгоритма ε, N, M принято следующее экспериментально (проверка на модельных функциях) и теоретически обоснованное согласование:

$$N \approx M, \quad \varepsilon \approx M^{-1/3},$$

например $M \approx 8, N \approx 10 \dots 20, \varepsilon = 0,1 \dots 0,5$.

Устойчивость алгоритма к случайным погрешностям анализировалась на модельных функциях, к которым прибавлялись случайные ошибки, равномерно распределенные в интервале $[A - \delta A, A + \delta A]$, где A - истинное значение преобразования Радона, вычисленное в точке (ρ, θ) , δA - процент относительной зашумленности. Из проведенных расчетов видно, что алгоритм достаточно устойчив, когда относительная зашумленность не превосходит 15%.

Технические параметры комплекса: оптический диапазон 350 1100 нм; время считывания томографической информации 50...500 мс; количество проекций - 8; пространственное разрешение 0,5х0,5 мм.

Библиографический список

1. Агриков Ю.М., Антропов А.М., Кулик П.П. и др. //Плазмохимия-87. Ч.2.1987. С. 58-96.

2. Антропов А.М., Кулик П.П., Поплевина Л.И., Снягин О.В. и др. Депомир.статья ВИНТИ, Москва, 1987, № 5110-587.