

### МОДЕЛЬ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ШЛИФОВ КЕРАМИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ОЦЕНКИ ИХ ПОРИСТОСТИ

Никитаев В.Г., Проничев А.Н.  
Национальный исследовательский  
ядерный университет «МИФИ»,  
Москва, Россия

Описана модель цифровой обработки изображений шлифов керамических материалов для определения характеристик их пористости при использовании метода световой микроскопии.

Одной из характеристик качества керамических материалов является их пористость [1]. От этого параметра зависят такие свойства изделий из керамики как прочность, долговечность и др. Одним из применяемых на практике методов определения пористости является метод микроскопического исследования шлифов образцов изделий в отраженном свете.

Автоматизация измерений пористости может быть осуществлена за счет применения компьютерной системы автоматизированного анализа микроскопических изображений [2]. Система состоит из микроскопа с установленной на нем камерой, формирующей видеосигнал, компьютера с устройством преобразования видеосигнала в цифровой код, специализированного программного обеспечения. Путем программной обработки цифрового изображения шлифа исследуемого образца осуществляется определение координат границ пор в наблюдаемой в микроскоп области шлифа и определение площади и линейных размеров обнаруженных пор. Необходимость измерения пор с размерами от единиц до сотен микрон требует проводить микроскопический анализ с применением набора объективов разной кратности увеличения (от 5 до 100). При использовании объектива с 5-ти кратным увеличением с регистрацией одного кадра изображения можно измерить поры с линейным размером до 1,2 мм. Для измерения пор с большими размерами возможно применение метода панорамной съемки, когда изображение исследуемого объекта формируется за счет съемки серии кадров смежных областей, в совокупности включающих измеряемый объект.

Минимальный размер пор, который может быть измерен системой, зависит от разрешающей способности микроскопической системы. С увеличением кратности увеличения объектива, как правило, увеличивается и разрешающая способность, но уменьшается размер наблюдаемой через микроскоп части препарата. Разрешающая способность светового микроскопа ограничена проявлением дифракции света. Изображение испускающей монохроматический свет точки, даваемое

даже идеальным (не вносящим никаких искажений) объективом фактически является круглым светлым пятнышком конечного диаметра, размер которого, приведенный к масштабу плоскости объекта, можно определить по формуле:  $d = 1,22 L/A$ , где  $L$  — длина волны света,  $A$  — числовая апертура объектива, равная  $A = n \cdot \sin u_m$ ,  $n$  — показатель преломления среды, разделяющей светящуюся точку и объектив,  $u_m$  — половина угла раствора светового пучка, исходящего из точки и попадающего в объектив. При микроскопическом исследовании керамических материалов, как правило, используют объективы без иммерсии, у которых максимальное значение апертуры может достигать не более 0,95. Если принять, что различие двух точек возможно при расстоянии между ними большему  $d/2$ , то в рассматриваемом случае предельная разрешающая способность будет равна 0,35 мкм (для длины волны  $L=550$  нм). Это означает, что пора размером меньше 0,35 мкм останется незамеченной.

Для оценки погрешности измерений в вышеописанных условиях необходимо учитывать ряд факторов: условия освещения исследуемого образца и искажения оптической системы микроскопа (различные для объективов разной кратности), помехи и искажения сигнала, вносимые датчиком (камерой) и устройством преобразования видеосигнала в цифровой код, алгоритм обработки цифрового изображения, применяемый для измерения размеров пор.

Для оценки возможностей системы измерения пористости и формирования требований к техническим параметрам комплектующих элементов системы предлагается следующая модель изображения поры:  $I_r(x,y) = \int I(x-u, y-v) N(u,v) du dv + N(x,y)$ , где  $I_r(x,y)$  — функция яркости зарегистрированного в системе изображения,  $I(x,y)$  — идеальное изображение поры,  $N(u,v)$  — нормированная функция яркости изображения светящейся точки в системе регистрации, характеризующая реальные искажения изображения при его формировании в системе,  $N(x,y)$  — функция, описывающая шум электронной части системы регистрации изображения. Идеальное изображение поры может быть представлено функцией  $I(x,y) = I_p$ , если  $(x,y) \in P$ ,  $I(x,y) = I_f$ , если  $(x,y) \in \Phi$ , где  $P$  область поры,  $\Phi$  область фона, а  $I_p$  и  $I_f$  соответственно яркость изображения в области поры и в области фона.

При отсутствии шума ( $N(x,y)=0$ ) границы поры на реальном изображении в этом случае могут быть определены как множество точек, в которых функция яркости принимает значение равное  $(I_p + I_f)/2$ . Для пор с размером, значительно превышающим размер пятна рассеяния светящейся точки в системе регистрации, эта модель обеспечивает построение границ поры, соответствующих

идеальному изображению поры. Для пор размер, которых сопоставим с размером пятна рассеяния, границы пор, выделенные по указанному критерию, будут смещены относительно границ поры в идеальном изображении. Ключевым фактором, влияющим на вид функции  $H(u,v)$  является оптическая система микроскопа и свойства камеры, регистрирующей оптическое изображение, сформированное микроскопом. В микроскопе определяющим для функции  $H(u,v)$  являются свойства объектива, главным из которых является его апертура. В первом приближении можно рассматривать функцию  $H(u,v)=1/S(\mathbf{R})$ , для  $(u,v) \in \mathbf{R}$  и  $H(u,v)=0$ , в прочих случаях, где  $\mathbf{R}$  область соответствующая пятну рассеяния светящейся точки, а  $S(\mathbf{R})$  площадь этой области. Тогда минимальный размер поры, границы которой будут выделены без смещения относительно идеального изображения (без учета ограничений, определяемых камерой) могут быть определены по формуле  $d = 1,22 \lambda/A$ . Т.е. для лучших объективов (с апертурой  $A=0,95$ ) это составит 0,7 мкм (для длины волны света  $\lambda=550$  нм). Выбор объектива с меньшим значением апертуры, соответственно увеличит минимальный размер пор, границы которых будут выделяться без смещения относительно идеального изображения. Так, например, для объектива 10 кратного увеличения с апертурой  $A=0,25$  рассматриваемый размер составит 2,7 мкм.

Таким образом, представленная модель позволяет производить оценку минимальных размеров измеряемых пор в системе в зависимости от используемых технических средств, и устанавливать требования к таким средствам в зависимости от необходимого диапазона размеров измеряемых пор.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. ГОСТ 24409-80. Материалы керамические электротехнические – методы испытаний.
2. Проничев А.Н. Автоматизация измерения параметров микроструктуры материалов при промышленном контроле качества продукции // Автоматизация в промышленности - 2005. - №9- с.11-13.

#### **ЗНАЧЕНИЕ АПОПТОЗА ПРИ АЛЛЕРГИЧЕСКИХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ, ВОЗМОЖНОСТИ ЕГО МЕДИКАМЕНТОЗНОЙ КОРРЕКЦИИ**

Парахонский А.П., Боровиков О.В.  
*Медицинский институт  
высшего сестринского образования,  
Кубанский медицинский университет,  
Краснодар, Россия*

В реализации аллергического ответа участвуют как реактивные реакции, так и нарушения в

клеточно-опосредованном звене иммунитета, приводящие к повреждению клеток и тканей организма. Цель исследования: изучение вовлеченности апоптоза в патогенез аллергической патологии, обусловленной различными факторами, и его динамики в процессе разных режимов терапии. Обследовано 65 больных хронической крапивницей (ХК), 27 больных острой крапивницей (ОК), группу контроля составили 20 практически здоровых лиц. Клинические группы составили: I гр. – 25 больных ХК в сочетании с гастроуденопатией, ассоциированной с *H. pylori*; II гр. – 20 больных ХК в сочетании с патологией гепатобилиарной системы, III гр. – 20 больных идиопатической ХК. Обследование включало определение моноклональных антител к CD4,8,16,19 лимфоцитам, иммуноглобулинов (IgM, G и E), ЦИК, цитокинов (ФНО $\alpha$ , ИЛ-2,4), Fas-лиганд и активности супероксиддисмутазы (СОД) в сыворотке крови. В результате комплексной терапии у больных ХК установлены признаки активации Th2-клеток, повышение активности ИЛ-4, ФНО $\alpha$  и СОД, а также снижение количества CD4-, CD16-лимфоцитов, уровня IgG, нарушения фагоцитоза (уменьшение ФЧ, НСТ-теста), снижение активности Fas-лиганда. Обнаружены признаки замедления апоптоза Th2- и усиления апоптоза Th1-лимфоцитов в группах больных ХК в сочетании с гастропатией, ассоциированной с *H. pylori* и при патологии гепатобилиарной системы. Эрадикация *H. pylori* и улучшение реологических свойств желчи в динамике терапии способствовали нормализации показателей иммунограммы, процесса апоптоза Th1- и Th2-клеток, содержания ФНО $\alpha$ , Fas-лиганда и активности СОД.

Оценивали клинико-диагностическую, патогенетическую и прогностическую значимость CD95 маркера апоптоза у больных с бронхиальной астмой (БА) и изучали его взаимосвязь с уровнем общего IgE. Иммунофенотипирование мембранных антигенов лимфоцитов CD95 определялось в периферической крови с использованием моноклональных антител. Окрашенные клетки просматривали на люминесцентном микроскопе. Концентрацию общего IgE определяли иммуноферментным методом. В группе пациентов с БА наблюдается снижение уровня CD95 маркера апоптоза в сыворотке крови ( $46,0 \pm 21,8$ ;  $p < 0,01$ ) по сравнению с группой здоровых лиц ( $59,8 \pm 9,6$ ). Достаточной корреляции между уровнем CD95 маркера и IgE не было обнаружено. Для изучения их взаимосвязи было дополнительно проведено разделение больных с БА на две подгруппы: I – подгруппа с уровнем IgE, не превышающим 100 МЕ/мл (среднее – 84,6 МЕ/мл;  $n=16$ ); II – подгруппа с содержанием общего IgE выше 100 МЕ/мл (среднее – 503,5 МЕ/мл;  $n=28$ ). Установлено, что при повышении концентрации общего IgE происходит уменьшение количества