

УДК 681.3.019

А.И. Рыбалка, Ю.Е. Мегель

## КОМПЬЮТЕРНАЯ МИКРОТЕЛЕФОТОМЕТРИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ МИКРОБИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Микроскопический визуальный анализ биоматериалов является основным инструментом при определении качества биологических объектов [1, 2, 3, 4]. До последнего времени он носил в основном качественный характер, что связано с трудностями распознавания и измерения изображений биологических объектов, имеющих различную форму. Создание современных оптико-электронных систем автоматизации морфометрии клеток с измерением формы, размеров, цветности, текстуры, топологии требует разработки как аппаратных, так и программных средств для их реализации [5, 6, 7]. В настоящее время практически полностью отсутствуют такие средства для оценки качества эмбрионов млекопитающих.

Целью работы является создание математической модели для разработки программного обеспечения оценки качества эмбрионов с использованием автоматизированной оптико-электронной системы.

Оценка геометрических характеристик объектов, находящихся в поле зрения системы, сводится к измерению координат, длины прямолинейных и криволинейных отрезков, площадей. В большинстве случаев эти измерения связаны с необходимостью фиксации уровней оптической плотности или яркости фрагментов исследуемого изображения.

Обобщенная модель исследуемого объекта в поле изображения представлена в виде зависимости яркости (коэффициента отражения, прозрачности или поглощения) как функции координат  $x$ ,  $y$  в поле изображения. Модель эмбриона, отражающая характер распределения освещенности, рассмотрена в работах [8, 9].

Измеряемыми параметрами изображения являются диаметр эмбриона  $d$ , площадь  $S$ , периметр  $P$  объекта и коэффициент сферичности  $K_{сф}$ , исследуемые в пределах видимого контура или на заданном уровне коэффициента поглощения.

Оценка перечисленных параметров фрагментов изображения основана на использовании функциональной связи между этими параметрами, временными и амплитудными характеристиками сигналов изображений и может осуществляться как на аппаратном, так и программном уровнях.

Координата  $x_i$  левой границы объекта в  $i$  строке связана с временным положением  $t_i$  фронта сигнала, соответствующего данной строке раstra, соотношением  $x_{li} = V_x t_{li}$ , (где  $V_x$  — скорость переме-

щения сканирующего элемента в плоскости изображения в направлении оси  $x$ ). Соответственно координата правой границы  $x_{2i} = V_x t_{2i}$ , а размер объекта в этой строке (размер хорды)

$$l_i = x_{2i} - x_{1i} = V_x (t_{2i} - t_{1i}) = V_x \tau_i,$$

где  $\tau_i$  — длительность импульса, сформированного в строке раstra.

Таким образом, измерение длительности временного интервала  $\tau_i$  приводит к определению длины отрезка  $l_i$  при заданных скорости развертки  $V_x$  и коэффициенте увеличения оптической системы. Нетрудно видеть, что часть площади  $S_i$  объекта в  $i$  строке сканирования составляет  $S_i = l_i \delta = V_x \delta \tau_i$ , где  $\delta$  — ширина строки (расстояние между смежными строками). Площадь всего объекта может быть определена как

$$S = V_x \delta \sum_{i=1}^n \tau_i, \quad (1)$$

где  $i = 1$  — строка, соответствующая первому пересечению сканирующим элементом исследуемого объекта;  $n$  — полное число строк раstra, перекрывающих этот объект.

Следовательно, измерение координат и длины прямолинейных отрезков в направлении сканирования, а также площадей объектов сводится к измерению длительности сигналов изображения в направлении сканирования. Измерение координат и длины прямолинейных отрезков в направлении вертикальной развертки (ось  $y$ ) сводится к определению числа строк раstra, перекрывающих соответствующий линейный отрезок.

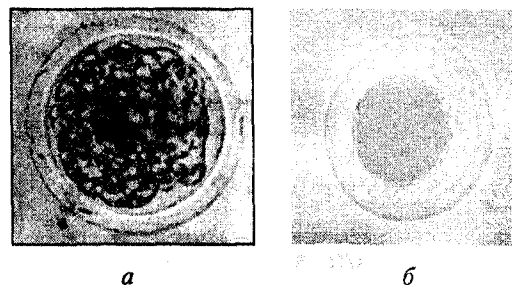


Рис. 1. Изображение эмбриона (а — круглой и б — отличной от круглой формы)

На рис. 1 показаны примеры оболочки эмбриона, геометрические характеристики которой являются одним из критериев, по которому возможно судить о его жизнеспособности (а — оболочка, ха-

рактерная для эмбриона отличного качества,  $b$  — неудовлетворительного качества).

На первом этапе программной обработки изображения при определении геометрических характеристик эмбриона необходимо выделить его границу.

Применительно к исследуемой задаче наиболее перспективным представляется подход к подобной предварительной обработке изображений, заключающийся в выделении границ областей, подлежащих анализу и тематической интерпретации.

С практической точки зрения наибольший интерес представляет ступенчатый перепад, который описывается четырехпараметрической моделью [9]:

$$Y(x, y) = \begin{cases} B^*, & x \cos \theta + y \sin \theta \leq \delta \\ B^* + b, & x \cos \theta + y \sin \theta > \delta \end{cases} \quad (1)$$

Параметры  $B^*$  и  $b$  определяют уровни яркости по обе стороны линии перепада границы оболочки. При этом применительно к исследуемой задаче нельзя пренебрегать и выделением контура при изменении знака производной [8].

Для цифровой обработки целесообразно использовать маску с размерами окна  $3 \times 3$ , что приводит к снижению чувствительности к аддитивному шуму за счет усреднения пикселей с соответствующими весами. В этом случае целесообразно применить наиболее известные операторы, такие как операторы Превитта, Собеля, Кирша [10].

После предварительной обработки изображения и выделения границы объекта оценка сферичности эмбриона определяется путем нахождения коэффициента сферичности  $K_{сф}$ , который вычисляется по формуле

$$K_{сф} = K_{\phi} / K_{\phi}^*, \quad (2)$$

где  $K_{\phi}$  — коэффициент формы круга;  $K_{\phi}^*$  — коэффициент формы изображения эмбриона.

Значение коэффициента формы круга определяется как

$$K_{\phi} = P^2 / S, \quad (3)$$

где  $P$  и  $S$  — периметр и площадь круга, близкого к идеальному.

В случае, если форма эмбриона близка к окружности, коэффициент формы равняется  $K_{\phi} = 12,56$ .

В варианте, когда форма эмбриона отличается от окружности, коэффициент формы находится следующим образом.

По данным параметрам двумерного изображения эмбриона (рис. 1) берётся отношение  $|r_{\max}|$  между максимально удаленными двумя точками по контуру эмбриона  $G$  к сумме расстояний  $\sum |r_{\min}|$  данного изображения в направлении, перпендикулярном линии, соединяющей точки контура  $G$ ,

максимально удаленные друг от друга, умноженное на число  $N(l)$  дискретного разбиения:

$$K_{\phi}^* = \frac{|r_{\max}|}{\sum_{k=1}^{N(l)} |r_{\min}|_k} \quad (4)$$

При шаге дискретизации  $l$ , стремящемся к нулю, получаем

$$K_{\phi}^* = \frac{|r_{\max}|}{\int_0^{r_{\max}} |r_{\min}|_k dl} = \frac{|r_{\max}|^2}{\int_0^{r_{\max}} |r_{\min}|_k dl} \quad (5)$$

Обозначение параметров для определения геометрических характеристик эмбриона, имеющего отличную от окружности форму, при определении  $K_{\phi}^*$  показано на рис. 2.

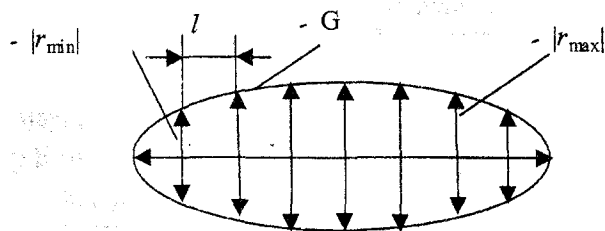


Рис. 2. Обозначение параметров эмбриона

С учетом того, что  $\int_0^{r_{\max}} |r_{\min}|_k dl = S$ , имеем

$$K_{\phi}^* = |r_{\max}|^2 / S. \quad (6)$$

Таким образом, физически коэффициент сферичности характеризует степень отклонения формы эмбриона от круглой. Отсюда периметр эмбриона, имеющего форму, отличную от окружности, определяется как

$$P = \sqrt{K_{\phi}^* S}. \quad (7)$$

Для оценки значения коэффициента сферичности эмбрионов за «идеальную» принято значение коэффициента формы, близкой к окружности.

### Выводы

Полученные значения формализации задачи оценки геометрических характеристик эмбрионов, а также других микробиологических объектов, форма которых описывается уравнениями второго порядка, могут служить основой для создания аппаратных и программных средств автоматизированного контроля оценки жизнеспособности живых

микроорганизмов. При этом разумный компромисс между выбором программных и аппаратных средств позволяет уменьшать стоимость системы и время на обработку изображения.

**Список литературы:** 1. Антандилов Г.Г. Компьютерная микротелефотометрия в диагностической гистопатологии. М.: Медицина, 1996. 168 с. 2. Генетика, селекция и биотехнология в скотоводстве /М.В.Зубец, В.П.Буркат, Ю.Ф.Мельник и др. / Под ред. М.В.Зубец, В.П.Буркат. К.: БМТ, 1997. 722 с. 3. Кузнецов В.С. Биотехнологія у тваринництві // Генетика і селекція в Україні на межі тисячоліть / Ред. В.В.Моргун. К., Логос 2001. Том 4. С. 31-57. 4. Луста К.А., Фихте В.А. Методы определения жизнеспособности микроорганизмов. Пушчино: Изд-во НИИ теоретической и экспериментальной биофизики, 1990. 182 с. 5. Мегель Ю.Е. Аппаратно-программный комплекс для автоматизации биотехно-

логического процесса в животноводстве // Доклады Рос. академии сельскохозяйств. наук. М.: 2001. С. 46-50. 6. Медовый В.С. Системы компьютерного микроскопического анализа и проточные анализаторы. Состояние и перспективы // Медицинский алфавит. 2003. № 2. С. 12-20. 7. Micheli-Tzanakou E. Supervised and unsupervised pattern recognition. Feature extraction and computational intelligence. Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag, 2000. 391 p. 8. Маушталир С.В., Мегель Ю.Е., Пулятин Е.П. Анализ изображений биологических объектов по бинарным сечениям // Радиоэлектроника и информатика. 2004. № 2. С. 116-121. 9. Мегель Ю.Е. Методы, модели и средства автоматизации биотехнологических процессов в животноводстве. Дис. ... д-ра техн. наук: Харьков 2004. 321 с. 10. Ahn S.J., Rauh W., and Warncke H.J. Least-squares orthogonal distances fitting of circle, sphere, ellipse, hyperbola, and parabola // Pattern Recognition. 2001. Vol. 34. P. 2283-2303.

Поступила в редколлегию 01.06.2005