

ОПЫТ РАЗРАБОТКИ БИМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ ЦИФРОВОЙ МИКРОСКОПИИ

О. Г. АВРУНИН

Показана актуальность разработки биомедицинских систем цифровой микроскопии, методов медицинской визуализации. Приведена структурная схема современной биомедицинской системы цифровой микроскопии и подробно рассмотрены ее функционально-структурные компоненты. Описаны методы и алгоритмы цифровой обработки и анализа изображений микропрепаратов. Проведено обоснование основных медико-технических требований к современным биомедицинским системам цифровой микроскопии.

The urgency of developing biomedical systems of digital microscopy, methods of medical imaging is shown. The structural schematic of a present-day biomedical system of digital microscopy is given and its functional and structural components are considered in detail. Methods and algorithms of digital processing and analyzing images of slide mounts are described. The main medical technical requirements to modern biomedical systems of digital microscopy are substantiated.

ВВЕДЕНИЕ

На современном этапе основными функциями медицинских автоматизированных диагностических систем являются проведение вычислительных процедур, повышающих информативность методов исследования, и наглядная визуализация результатов обследования, способствующая продуктивному мышлению специалиста [1]. При этом совершенствование диагностической аппаратуры и соответствующих методов обработки и анализа изображений позволяет существенно повысить эффективность медицинского обследования.

Согласно стандартам доказательной медицины большинство методов диагностики и лечения основываются на гистологическом и/или цитологическом исследовании микропрепаратов. При этом основная роль отводится методам, направленным на получение точной количественной информации по диагностическому изображению микропрепарата [2-6].

1. АКТУАЛЬНОСТЬ ТЕМЫ

Процесс исследования гистологических микропрепаратов традиционно заключается в подсчете микрообъектов, различающихся по определенным признакам (яркостным, цветовым, геометрическим и т.д.). Данный процесс требует большой внимательности от оператора, приводит к быстрой утомляемости зрения при ограниченных возможностях получения количественной информации об исследуемых микрообъектах. Существенным фактором при этом так же являются субъективные и качественные оценки параметров микрообъектов, приводящих к низкой точности лабораторной диагностики и сложности обеспечения повторяемости результатов при выполнении научных исследований.

Интенсивное развитие вычислительной техники и практически повсеместное внедрение цифровых технологий за последние 10 лет привело к появлению автоматизированных систем для обработки биомедицинских изображений. При-

менительно к исследованию микропрепаратов такие системы позволяют автоматизировать процесс дифференцированного определения количества микрообъектов, выполнять специализированные расчеты и формировать предварительные диагностические заключения.

В настоящее время на рынке лабораторного оборудования представлено достаточное количество различных по составу и сложности аппаратно-программных систем и комплексов для автоматизации гистологических исследований (например, Гистоцитоскан [3]). Высокая стоимость готовых систем приводит к тому, что многие отечественные лаборатории вынуждены приобретать оборудование «по частям» или заниматься сопряжением цифровых видео-региструющей устройств с имеющейся микроскопической техникой. При этом выбор готового или проектирование нового оборудования требуют грамотного обоснования необходимых технических параметров. Поэтому в работе проводится подробное обоснование медико-технических требований для современных биомедицинских аппаратно-программных систем цифровой микроскопии на основе опыта разработки системы для автоматизированного анализа гистологических препаратов, проводимой в рамках сотрудничества кафедр биомедицинских электронных устройств и систем Харьковского национального университета радиоэлектроники и гистологии, цитологии и эмбриологии Харьковского национального медицинского университета.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Терминологически, под микрообъектами в работе понимаются объекты на специально приготовленных микропрепаратах. Размеры микрообъектов находятся в диапазоне 0,2 мкм ÷ 1 мм и могут быть определены с помощью средств оптической микроскопии. К медико-биологическим микрообъектам относятся многообразие клеточных и тканевых структур, встречающихся

в организме человека. Конкретными примерами микрообъектов в работе будут служить клетки нервной ткани (нейроны с размером порядка $6 \div 120$ нм и глиальные клетки: $7 \div 25$ мкм), а так же клетки эпителия слизистой оболочки ЛОР-органов – эпителиоциты размером порядка $40 \div 101$ нм [3, 5]. Принципы исследования данных микрообъектов могут быть легко адаптированы под большинство гистологических методов диагностики.

При разработке биомедицинских систем анализа микрообъектов необходимо провести оценку характеристик аппаратной части системы: оптического тракта, параметров цифровой камеры, вспомогательного оборудования и интерфейса сопряжения с ПЭВМ. При формировании медико-технических требований к программному обеспечению необходимо сделать акценты на модуль взаимодействие с камерой, а так же алгоритмы цифрового преобразования изображений и статистической обработки полученных данных.

Исходя из этого, целью работы является обособление структурной организации и основных медико-технических характеристик для биомедицинской системы цифровой микроскопии, а так же рассмотрение реализации отдельных программных модулей, связанных с автоматизированной обработкой и анализом изображений микрообъектов.

3. СТРУКТУРА БИМЕДИЦИНСКОЙ СИСТЕМЫ ЦИФРОВОЙ МИКРОСКОПИИ

Современные биомедицинские системы цифровой микроскопии позволяют вводить изображения медицинских микропрепаратов в ПЭВМ и выполнять их автоматизированную обработку. В соответствии с решаемыми задачами такая система (см. рис. 1) состоит из подготовленного [5, 6] исследуемого микропрепарата (окрашенный срез ткани, зафиксированный на предметном стекле), микроскопа, оптическая система которого позволяет получить увеличенное изображение микропрепарата, цифровой камеры, преобразующей изображение в цифровой код, блока сопряжения, выполняющего передачу полученного изображения в ПЭВМ, графического планшета, обеспечивающего вспомогательные функции интерфейса пользователя. Данные, поступающие в ПЭВМ через блок сопряжения и соответствующий программный интерфейсный модуль, преобразуются в модулях предварительной обработки, сегментации и описания изображений. Полученные результирующие численные характеристики микрообъектов могут быть проанализированы в модуле статистической обработки данных. Рассмотрим подробно структурные элементы системы.

Для исследования гистологических микропрепаратов в проходящем свете осветительная часть микроскопа должна располагаться за объектом под объективом и состоять из источника света (галогенной лампы мощностью 20 Вт с источником электропитания) и оптико-механической системы, включающей коллектор, конденсор с большой числовой апертурой $A_k > 0,75$ (перемещаемый в двух плоскостях), полевую и апертурную регулируемые диафрагмы. Осветительная часть предназначена для создания светового потока, который позволяет осветить объект таким образом, чтобы последующие части оптической системы микроскопа максимально точно выполняли свои функции, и должна обеспечивать настройку освещения по Келеру [3, 7]. Воспроизводящая часть микроскопа обеспечивает первую (наиболее важную) ступень увеличения и состоит из объектива (комплекта объективов) и промежуточной оптической системы. Следует учитывать, что современные микроскопы последнего поколения основаны на оптических системах объективов, скорректированных на бесконечность, что требует дополнительно применения специальных тубусных систем. Визуализирующая часть микроскопа предназначена для выполнения второй ступени увеличения и получения реального изображения объекта на сетчатке глаза и светочувствительной матрице цифровой камеры и включает насадку с окулярами и фотоадаптером. Выбор типа насадки (бинокулярной или тринокулярной) не имеет принципиального значения и определяется удобством наблюдения (моно/стереоскопическим) и экономическими соображениями. Вопросы выбора и маркировки объективов, конденсоров и окуляров подробно рассмотрены в литературе [3, 7] и отдельно рассматриваться не будут.

кой системы, включающей коллектор, конденсор с большой числовой апертурой $A_k > 0,75$ (перемещаемый в двух плоскостях), полевую и апертурную регулируемые диафрагмы. Осветительная часть предназначена для создания светового потока, который позволяет осветить объект таким образом, чтобы последующие части оптической системы микроскопа максимально точно выполняли свои функции, и должна обеспечивать настройку освещения по Келеру [3, 7]. Воспроизводящая часть микроскопа обеспечивает первую (наиболее важную) ступень увеличения и состоит из объектива (комплекта объективов) и промежуточной оптической системы. Следует учитывать, что современные микроскопы последнего поколения основаны на оптических системах объективов, скорректированных на бесконечность, что требует дополнительно применения специальных тубусных систем. Визуализирующая часть микроскопа предназначена для выполнения второй ступени увеличения и получения реального изображения объекта на сетчатке глаза и светочувствительной матрице цифровой камеры и включает насадку с окулярами и фотоадаптером. Выбор типа насадки (бинокулярной или тринокулярной) не имеет принципиального значения и определяется удобством наблюдения (моно/стереоскопическим) и экономическими соображениями. Вопросы выбора и маркировки объективов, конденсоров и окуляров подробно рассмотрены в литературе [3, 7] и отдельно рассматриваться не будут.

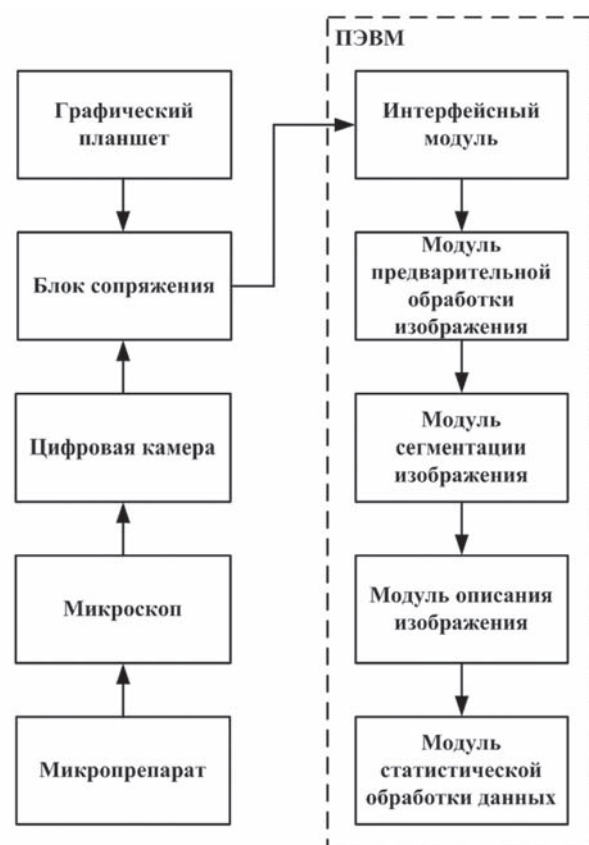


Рис. 1. Структурная схема биомедицинской системы цифровой микроскопии

Упрощенно настройка освещения по Келеру заключается в установке объектива среднего увеличения (10х), перемещении конденсора в крайнее верхнее положения, получения четкого изображения микропрепарата и контуров прикрытой полевой диафрагмы путем смещения конденсора, центрировки изображения диафрагмы и ее раскрытие до пределов видимого поля.

Рассмотрим наиболее важные для практической работы параметры микроскопа: линейное разрешение, разрешающая способность и полезное увеличение.

Линейное разрешение d определяет минимальное расстояние между различимыми объектами:

$$d = \frac{\lambda}{A_{об} + A_k},$$

где λ — длина волны света, $A_{об}$, A_k — числовые апертуры объектива и конденсора соответственно, являющиеся паспортными данными.

С учетом поправочного коэффициента, учитывающего числовую апертуру конденсора, расчетная формула для разрешения выглядит следующим образом:

$$d = \frac{1,22\lambda}{2A_{об}} = \frac{0,61\lambda}{A_{об}}. \quad (1)$$

Разрешающая способность R (измеряемая количеством пар линий на единицу длины) — определяет возможность оптической системы давать раздельные изображения мелких деталей рассматриваемого предмета:

$$R = \frac{1}{d} = \frac{A_{об}}{0,61\lambda}. \quad (2)$$

Полезное увеличение Γ , при превышении которого невозможно извлечь новых деталей на изображении:

$$\Gamma = \frac{z'}{d} = \frac{A_{об}z'}{0,61\lambda}, \quad (3)$$

где z' — размер увеличенного изображения.

Подставляя величины длины волны света $\lambda = 0,55$ мкм, числовой апертуры $A_{об} = 1,25$ (для объектива 100х с масляной иммерсией) и предела разрешения зрения $0,14 \text{ мм} < z' < 0,28 \text{ мм}$ в формулы (1-3), получаем следующие расчетные значения: $d = 0,27$ мкм, $R = 3700$ лин/мм, $700 < \Gamma < 1400$.

Далее необходимо оценить возможность подключения цифровой камеры к оптической системе микроскопа. Механически камера должна присоединяться к окулярному или фото-входу с помощью специального фотоадаптера, содержащего, помимо переходного кольца, как правило, дополнительную оптическую насадку. При этом необходимо учитывать, что физический размер светочувствительных элементов матрицы по теореме Найквиста [7] должен быть в два раза меньше предела разрешения, получаемого при помощи используемого объектива. Данные о физическом размере матрицы и количестве светочувствитель-

ных элементов (мегапикселей) являются паспортными для любой камеры. Физические размеры распространенных матриц: 2/3 дюйма (8.8 мм x 6.6 мм), 1/2 дюйма (6.4 мм. x 4.8.мм), 1/3 дюйма (4.8мм x 3.6мм). Чрезмерное количество мегапикселей приводит к нежелательному повышению уровня шумов и должно так же определяться разрешающей способностью выводимых изображений (только на экран монитора, на твердый носитель определенного размера и т.д.). В настоящее время количество светочувствительных элементов подсоединяемой к микроскопу камеры находится в пределах $1,3 \div 3,2$ мегапиксела. Существенную роль так же играет частота кадров при выводе изображения на экран, которая существенно зависит от размера формируемого изображения. При скорости вывода менее 15 кадров в секунду из-за заметной инерционности при формировании изображения существенно ограничиваются возможности фокусировки. Возможными решениями при этом являются уменьшение разрешающей способности выходного изображения во время наведения на резкость, или наведение на резкость при помощи дополнительного окуляра (монокулярная насадка при этом приводит к ограничениям). Выбор технологии светочувствительного сенсора (ПЗС или КМОП) не является в данном приложении существенным и определяется конкретными характеристиками камеры.

Основными критериями при выборе интерфейса сопряжения цифровой камеры и ПЭВМ должны быть обеспечение требуемой скорости передачи данных и простота подключения. В настоящее время наиболее оптимальным вариантом такого сопряжения является интерфейс USB 2.0, позволяющий выполнять горячее подключение устройств при скорости передачи данных порядка нескольких десятков Мбайт/с.

Взаимодействие с цифровой камерой на программном уровне на платформе Windows целесообразно проводить с помощью интерфейса прикладного программирования API DirectX, обеспечивающего непосредственный доступ к аппаратному обеспечению из мультимедиа-приложений. Работа с цифровой камерой в интерфейсном модуле осуществляется непосредственно с помощью компонента DirectShow.

Цветное изображение гистологического среза представляет собой набор из 3-х дискретных функций $F_R(i, j)$, $F_G(i, j)$, $F_B(i, j)$ интенсивностей цветовых составляющих в системе RGB (красной, зеленой и синей соответственно), заданных на растре размером $I \times J$ элементов. В дальнейшем однотипная обработка цветовых каналов будет рассматриваться для канала интенсивности $F(i, j) = 0,31F_R(i, j) + 0,59F_G(i, j) + 0,1F_B(i, j)$.

Далее проводится обработка и анализ изображений микропрепаратов. Первым этапом обработки изображений является коррекция интенсивности, яркости и контраста изображения. Не вдаваясь в подробности линейной и нелинейной

гистограммной коррекции, а так же фильтрации изображений, подробно описанных в литературе [7-13], рассмотрим наиболее специфичные для гистологических изображений этапы обработки, одним из которых является этап устранения неоднородности фона. Данный эффект может быть вызван неправильной настройкой освещения или дефектом при изготовлении препарата. Пример изображения гистологического среза с неравномерной освещенностью по краям и в нижней половине кадра приведен на рис. 2. Устранение неоднородности освещения целесообразно выполнить согласно формуле.

$$F'(i, j) = F(i, j) - \bar{F}(i, j) + 128, \quad (4)$$

где $\bar{F}(i, j)$ – усредненное изображение, обработанное двумерным гауссовым фильтром:

$$\bar{F}(i, j) = \sum_m \sum_n F(i+m, j+n)w(m, n),$$

где $w(i, j)$ – коэффициенты маски, вычисляемые согласно двумерному распределению Гаусса:

$$w(m, n) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{m^2+n^2}{2\sigma^2}},$$

с учетом нормирования коэффициентов маски:

$$\sum_m \sum_n w(m, n) = 1.$$

Изображение $\bar{F}(i, j)$ для микропрепарата (см. рис. 2) приведено на рис. 3 и иллюстрирует неоднородность фона, связанную с несовершенством осветительной системы микроскопа.

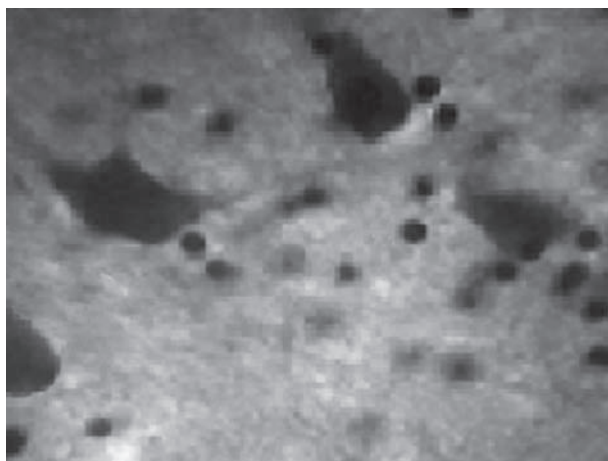


Рис. 2. Изображение гистологического препарата головного мозга человека с неоднородным фоном

Результатирующее изображение, полученное с помощью операции компенсации фона согласно формуле (4), приведено на рис. 4.

Следующим этапом преобразования изображений является процесс автоматизированной сегментации. Данный процесс осуществляется в два этапа – грубой сегментации – отделения областей микрообъектов от фона, и разметки областей, принадлежащих отдельным микрообъектам (микрообъекты не должны пересекаться)[13]. Для

большинства гистологических изображений применим метод пороговой сегментации, который может достаточно точно работать по глобальному пороговому значению T после устранения неоднородностей фона. Построение бинарной характеристической функции $H(i, j)$ микрообъектов на изображении, обладающих меньшей интенсивностью, по сравнению с фоном, при этом определяется согласно выражению:

$$H(i, j) = \begin{cases} 1, & \text{при } F'(i, j) < T; \\ 0, & \text{при } F'(i, j) \geq T. \end{cases} \quad (5)$$



Рис. 3. Изображение предыдущего препарата, после обработки гауссовым фильтром

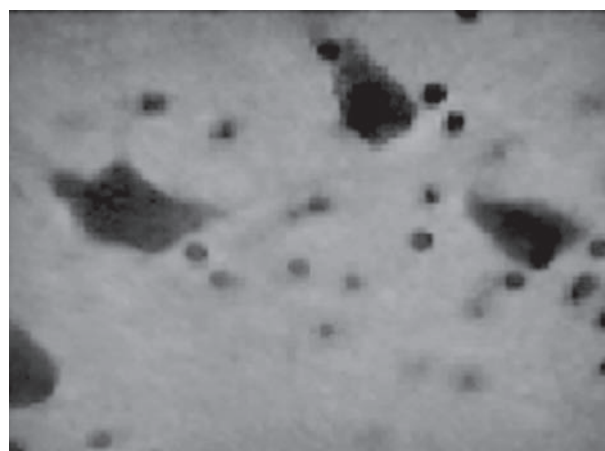


Рис. 4. Изображение, полученное в результате компенсации неоднородности фона

Выбор глобального порога в общем случае является сложной задачей технического зрения и существенно зависит от контрастных свойств микрообъектов и фона. Наиболее общим подходом при этом является определение двух наиболее значимых максимумов интенсивности по гистограмме изображения, соответствующих интенсивностям микрообъектов и фона, и минимального – порогового значения интенсивности между ними. Однако, если выбор наибольшего максимума не представляет трудностей, то определение наиболее значимого второго (локального) максимума является нетривиальной задачей. Наиболее оп-

тимальным методом при этом является расчет коэффициентов для всех локальных максимумов α_k согласно формуле:

$$\alpha_k = \frac{M_k}{m_k + 1},$$

где M_k — значение k -го локального максимума, а m_k — значение глобального минимума в диапазоне между глобальным максимумом и рассматриваемым локальным. В качестве второго локального максимума выбирается тот, для которого значение α_k окажется наибольшим, после чего порог бинаризации может соответствовать уровню интенсивности, при котором достигается значение m_k . Количество анализируемых локальных экстремумов можно уменьшить путем усредняющей фильтрации гистограммы. Дальнейшей стадией сегментации является разметка областей микрообъектов и определение их количества. Данная процедура осуществляется рекурсивно путем последовательного просмотра элементов раstra и проверки соответствия их характеристических функций для просмотренных и неразмеченных областей.

В модуле описания изображения проводится нахождение геометрических характеристик микрообъектов: площади, периметра, коэффициента формы, координат центра симметрии, направления главной оси и др. По полученным описаниям возможна автоматическая классификация объектов по заданному признаку или группе признаков. Пример выделения на гистологическом препарате, отображенном на рис. 4, областей, принадлежащих крупным клеткам - нейронам, приводится на рис. 5 (в данном случае в качестве критерия выбран такой параметр микрообъектов, как площадь, определяемая количеством принадлежащих им элементов раstra).



Рис. 5. Результат сегментации областей нейронов

При анализе цветных изображений и сегментации микрообъектов, имеющих различную окраску, пороговую сегментацию можно выполнить в соответствующих цветовых каналах $F_R(i, j)$, $F_G(i, j)$, $F_B(i, j)$, или использовать пороговые значения, основанные на анализе разностных цве-

товых сигналов микрообъектов. Иллюстрация процедуры сегментации клеток эпителия слизистой оболочки носоглотки: на рис. 6 приводится исходное изображение микропрепарата, на рис. 7 — бинарная характеристическая функция (5) областей, принадлежащих эпителиоцитам. При этом для устранения разрывов и неоднородностей микрообъектов применяется постобработка сегментированного изображения на основе бинарных морфологических операций [1].

Для обеспечения максимального комфорта при интерактивной работе с изображениями микропрепаратов целесообразно использовать графический планшет, облегчающий рутинные процедуры указания микрообъектов. Основными требованиями к нему являются: активная область не менее 127.6×92.8 (формат А6), соответствие пропорций рабочей области и изображения, максимальная линейная погрешность указания — не более 0,1 мм, число уровней чувствительности к нажатию кончика пера не менее 256; наличие дополнительных функциональных кнопок на указателе.

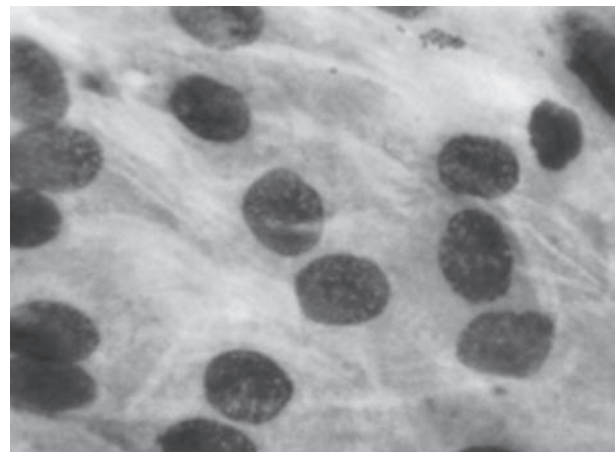


Рис. 6. Изображение микропрепарата эпителия слизистой оболочки носоглотки



Рис. 7. Результат сегментации эпителиоцитов

После завершения описательной части анализа изображений микропрепаратов в большинстве исследовательских и диагностических задач специалисту требуется быстро оценить основные

статистические параметры полученных данных. Существующие универсальные программные пакеты для статистических исследований достаточно сложны в освоении, обладают громоздким интерфейсом и избыточными функциональными возможностями для анализа данных в условиях гистологической лаборатории. Поэтому в программное обеспечение системы цифровой микроскопии целесообразно включить модуль статистической обработки данных, позволяющий специалисту в короткое время провести необходимый статистический анализ результатов исследований. Данный модуль может включать в себя программы для проведения дисперсионного анализа, позволяющего анализировать влияние различных факторов на исследуемую величину. Основой при этом является проверка значимости различия между средними с помощью сравнения факториальной и случайной дисперсиями. Так же необходимо программное обеспечение для проведения корреляционно-регрессионного анализа, позволяющего установить наличие статистических зависимостей между фактором и откликом. Пример рабочего окна программы корреляционно-регрессионного анализа данных приведен на рис. 8.



Рис. 8. Рабочее окно программы корреляционно-регрессионного анализа данных

ВЫВОДЫ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАБОТЫ

Повышения диагностической значимости и информативности методов гистологических исследований можно достичь путем разработки высокоточных систем цифровой микроскопии, включающих прецизионную аппаратуру и специализированное программное обеспечение. Использование таких систем позволяет в значительной степени автоматизировать трудоемкий процесс анализа гистологических изображений и получить количественные данные при снижении влияния субъективного человеческого фактора на процессе постановки диагноза. Сложность получения качественных гистологических препаратов существенно снижает эффективность компьютерного анализа.

Основными медико-техническими требованиями, предъявляемыми к данным системам, являются: обеспечение необходимого увеличения и разрешающей способности микроскопа, согласование цифровой видеокамеры с оптическим трактом микроскопа, сопряжение и управление камерой с ПЭВМ без промежуточных интерфейсных устройств, применение алгоритмов автоматизированной обработки и анализа параметров микрообъектов. Использование методов и алгоритмов цифровой обработки изображений дает возможность ускорить процесс анализа гистологических препаратов и повысить точность результатов исследований.

По результатам работы была разработана биомедицинская система цифровой микроскопии на основе микроскопа Zeiss PrimoStar, цифровой камеры Granum DC 1300 и графического планшета Wacom (см. рис. 9), которая используется для проведения медико-биологических исследований и лабораторных анализов специалистами Харьковской областной клинической больницы.



Рис. 9. Внешний вид биомедицинской системы цифровой микроскопии

Перспективой работы является разработка полностью автоматизированной аппаратной части системы цифровой микроскопии, совершенствование алгоритмов анализа данных и их адаптация для выполнения разнообразных видов медицинских исследований с высокой степенью автоматизации.

Литература.

- [1] Мегель Ю.Е., Мустецов Т.Н., Мустецов Н.П. Возможности компьютерных технологий при формировании медицинских диагнозов // Сб. научн. трудов. МРФ-2005. – Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЕ, 2005. – Т.1. – С. 85-88.
- [2] Прудис І.Н., Шклярський В.І., Педан А.Д. Сканоучий оптичний мікроскоп для клінічної лабораторної діагностики Сб. наукових праць МРФ. – Т. 4. 2008. – С. 127-131.
- [3] Автандилов Г.Г. Компьютерная микротелефотометрия в диагностической гистопатологии. – М.: РМАПО, 1996. – 256 с.

- [4] *Автандилов Г.Г.* Современные требования к системе автоматизированного цитологического и гистологического исследования // Автоматизация цитологических исследований. Сб. научн. трудов АН УССР. — К.: Наукова думка, 1990. — С. 6-9.
- [5] *Якимова Т.П.* Цитологическая диагностика опухолей ЛОР-органов. — Харьков.: «Техно-АРТ», 2000. — 207 с.
- [6] *Мацко Д. Е., Коршунов А. Г.* Атлас опухолей центральной нервной системы (гистологическое строение). — СПб: Издательство РНХИ им. проф. А. Л. Поленова. — 1998. — С. 64-66. [7] *Пантелеев В.Г., Егорова О.В., Клыкова Е.И.* Компьютерная микроскопия. — М.: Техносфера, 2005 г. — 305 с.
- [8] *Шудло М.М., Шудло Н.А.* Возможности количественного анализа цифровых полноцветных изображений микропрепаратов // Научный вестник Ханты-Мансийского ГМИ. — 2006. — №2. — С. 118-119.
- [9] *Туманский В.А., Тertyшный С.И.* Применение компьютерной морфометрии в изучении ядерных образований ствола мозга при посттравматической энцефалопатии // Вісник проблем біології і медицини. — 2003. — №2. — С. 57-59.
- [10] *Костиленко Ю.П., Старченко И.И.* Принцип оптимальности методов решения задач микроскопической анатомии. // Вісник проблем біології і медицини. — 2003. — № 2. — С. 41-43.
- [11] *Кочин О.В.* Алгоритм автоматизации морфометрических исследований гистологических препаратов // Доповіді 3-й науково-практичної конференції «Актуальні проблеми експериментальної медицини». — Київ.— 1999.— С. 55-56.
- [12] *Гарячевська І.В.* Фильтрация локальных помех и шума на этапе, предшествующем процессу сегментации // Радиоэлектроника и информатика. — 2003. — № 4. — С. 108-112.
- [13] *Путятин Е.П., Аверин С.И.* “Обработка изображений в робототехнике”. — М.: Машиностроение, 1990. — 320 с.

Поступила в редколлегию 10.02.2009



Аврунин Олег Григорьевич, кандидат технических наук, доцент кафедры БМЭ Харьковского национального университета радиоэлектроники. Область научных интересов: медицинское приборостроение — разработка методов и средств для хирургического планирования.