

К. Г. КОРОТКОВ, Ю.А. ГАТЧИН, Б.А. КРЫОВ

*Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики
и оптики*

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ И ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМ ГРВ БИОЭЛЕКТРОГРАФИИ

Рассмотрены основные физические процессы, протекающие при газоразрядной визуализации (ГРВ) объектов различной природы. Приведены основные параметры систем формирования изображений, комплекса вычисляемых параметров изображений, а также серийно выпускаемых ГРВ приборов.

Введение

Свечение объектов различной природы в электромагнитных полях высокой напряженности было обнаружено более 200 лет назад и с тех пор постоянно привлекало внимание исследователей (обзор литературы можно найти в [1, 2]). Однако только с созданием программно-аппаратных комплексов газоразрядной визуализации (ГРВ) в 1995 году исследование этих свечений получило статус научного направления. С тех пор были детально исследованы физические механизмы формирования свечений [3], налажено серийное производство приборов, созданы комплексы программ для приложений в медицине, биологии, исследовании материалов [4]. Было показано, что характеристики свечения поверхности кожного покрова человека зависят, в первую очередь, от активности вегетативной нервной системы с учетом системы адаптационных уровней [5].

Программно-аппаратные ГРВ биоэлектрографические комплексы нашли практическое применение в следующих основных областях.

Медицина – для анализа состояния вегетативной нервной системы и мониторинга реакций организма в процессе проводимой терапии [6,7,8]. ГРВ комплекс сертифицирован Минздравом РФ в качестве прибора медицинской техники.

Спорт – для оценки уровня соревновательной готовности спортсменов [9,10]. ГРВ комплекс по приказу Государственного Агентства по физической культуре и спорту устанавливается в училищах Олимпийского резерва России.

Правоохранительные органы – для оценки уровня стресса личного состава и лиц, склонных к противоправным действиям [11].

Исследование жидкостей и материалов – для выявления отличия натуральных и синтетических масел [12], оценки качества косметических препаратов [13], волос человека [14] опасности аллергенов по параметрам ГРВ свечения образцов крови [15] и целого ряда других приложений.

Столь широкий спектр применений обусловлен высокой чувствительностью метода ГРВ к изменениям эмиссионных параметров исследуемого объекта, помещенного в электромагнитное поле высокой напряженности, и применяемых методов обработки информации на базе современных подходов теории и методов искусственного интеллекта.

Физические принципы формирования изображений при газоразрядной визуализации

Для понимания принципов работы приборов газоразрядной визуализации (ГРВ)

рассмотрим принципиальную схему устройства прибора (рис.1). Исследуемый объект 1 помещается на поверхности диэлектрической (в большинстве модификаций кварцевой) пластины 2, на которую подаются импульсы напряжения от импульсного генератора 4, для чего на обратную сторону пластины 2 нанесено прозрачное токопроводящее покрытие 3. При высокой напряженности поля в газовой среде пространства контакта объекта 1 и пластины 2 развивается разряд в газовой фазе 5, носящий название «скользящий газовый разряд» [16], параметры которого определяются свойствами объекта. Свечение разряда 6 с помощью оптической системы и ПЗС-камеры 7 преобразуется в видеосигналы, которые поступают в виде одиночных кадров или серии кадров в компьютер 8. Специализированный программный комплекс позволяет провести обработку изображений (ГРВ-грамм), представляющих собой пространственное распределение освещенности, зависящее от состояния исследуемого объекта. Для примера на рис.2 приведены изображения газоразрядного свечения пальцев рук человека, типичные для различных состояний здоровья. У практически здорового человека (рис. 2 А) свечение равномерное и яркое по всей окружности пальца. У больного (в данном примере кардиологического) свечение характеризуется меньшей яркостью и наличием провалов свечения (рис. 2 Б), в то время как у человека в состоянии физиологического стресса (рис. 2 В) это свечение имеет только ряд отдельных выбросов. На этом же рисунке приведено характерное свечения капли жидкости (рис. 2 Г), несущее информацию о ее физико-химических свойствах.

Анализ больших баз данных людей в различном состоянии позволил, на базе методов компьютерной обработки изображений, определить комплекс параметров, которые в ряде случаев позволяют формировать диагностические заключения. В специализированном программном ГРВ комплексе вычисляются следующие параметры: площадь изображения (количество пикселей изображения ненулевой яркости), распределение пикселей изображения по яркости, и ряд других, описываемых ниже.

При всем многообразии конкретных технических решений сущность процесса визуализации может быть сведена к некоторой теоретической схеме [3]. Первичным процессом является процесс взаимодействия электромагнитного поля (ЭМП) с объектом исследования, в результате которого при определенной напряженности ЭМП с поверхности объекта возникает эмиссия заряженных частиц и фотонов, участвующих в иницировании начальных фаз газового разряда. Газовый разряд, в свою очередь, может влиять на состояние объекта, вызывая вторичные эмиссионные и тепловые процессы. Неоднородность поверхности и объема исследуемого объекта, процессы эмиссии заряженных частиц или выделения газов оказывают влияние на параметры электромагнитного поля, за счет чего изменяются характеристики тока разряда и оптического излучения. При этом основная информация извлекается из характеристик свечения. Приемник излучения преобразует пространственное распределение освещенности в изображение, анализ которого приводит к формированию набора параметров. Из параметров строится симптомокомплекс [17, 18], необходимый для формирования заключения: анализа состояния пациента при конкретном заболевании, количественной оценки уровня психоэмоциональной реакции испытуемого на воздействующие стимулы, оценки уровня стресса и так далее. Дополнительная информация извлекается из анализа динамических рядов изображений, то есть временной динамики процессов [19].

При исследовании объектов различной природы, как биологических (БО), так и неорганических, извлечение информации о состоянии объекта происходит за счет процессов нескольких уровней [3]:

- Объект включен в цепь протекания электрического тока в системе связанных LC контуров (рис.1), поэтому изменения комплексного сопротивления объекта за счет физических и/или физиологических процессов приводит к перераспределению токов в контурах и сказывается на параметрах свечения. В частности, биологический объект представляет собой систему с неоднородным распределением элементов различной проводимости вблизи поверхности, например, кости, кровеносные сосуды, соединительная ткань. Это приводит к формированию

неоднородного рельефа распределения ЭМП вблизи поверхности, что влияет на характер развития разряда.

- Наличие влажности, неоднородностей структуры поверхности приводят к модификации условий развития разряда.
- Выделение газов поверхностью объекта влияет на параметры формирования разряда.
- Подача на поверхность биологического объекта короткого импульса напряжения при аппаратном ограничении протекающего импульсного тока вызывает нервно-сосудистую реакцию как прилегающих участков, так, в определенных случаях, и всего организма. Характер этой реакции зависит от физиологического статуса отдельных органов и систем, что влияет на параметры изображения.

В большинстве случаев формируемое изображение является результатом совместного действия двух процессов. В начале развивается лавинный разряд в узком зазоре, ограниченном поверхностями объекта и диэлектрика (стекла). Этот процесс инициирует скользящий разряд по поверхности диэлектрика. Скользящим разрядом называется электрический разряд, развивающийся по поверхности раздела двух сред, одна из которых - газообразный диэлектрик (воздух), а другая - диэлектрик или полупроводник с конденсированной (твердой или жидкой) фазой [16]. В частности, скользящий разряд возникает при быстромеющемся напряжении на поверхности тонкослойного диэлектрика, когда другая его сторона покрыта токопроводящим слоем, при резко неравномерном электрическом поле. Примером такого типа разряда является разряд в системе электродов металлическое острие – плоский электрод, покрытый слоем диэлектрика, когда острие расположено перпендикулярно плоскости. Эта система служит хорошей моделью при исследовании пальцев рук человека.

Длина разрядных треков (стримеров) и импульсный ток зависят как от геометрии системы, так и от параметров окружающей среды и подаваемого напряжения. Знание этих зависимостей важно при конструировании ГРВ приборов. В большинстве случаев эти зависимости выражаются эмпирическими формулами [16, 20, 21], отражающими влияние различных параметров системы.

$$L = k C^2 U^5 V^{0,25} \quad (1)$$

где C {Ф/см²}- удельная поверхностная емкость; $2 < L < 10$ - длина скользящего разряда {мм}; U {кВ} - приложенное напряжение; V {Вс⁻¹} - скорость нарастания напряжения; k - коэффициент, равный $(13-21) \cdot 10^{13}$ в зависимости от полярности напряжения, материала диэлектрика и формы воздействующего напряжения (импульсного или синусоидального). Отметим, что при длительности импульса меньше 10^{-9} с разряд этого типа вообще не развивается.

Длина стримеров при подаче напряжения положительной полярности увеличивается с увеличением толщины диэлектрика, при отрицательной полярности напряжения длина стримеров уменьшается с увеличением толщины диэлектрика, что описывается эмпирической формулой (с учетом знака U) [21]:

$$L = -40 + 8,5U - 10 \ln d/d_0, \quad (2)$$

где L {мм}, $3 < U < 30$ кВ, $0,1 < d < 10$ мм, $d_0 = 1$ мм.

В ГРВ устройствах на электроды подают серию биполярных импульсов напряжения. При каждом из них возникает соответствующая фаза разряда, и окончательная картина представляет собой суперпозицию изображений от положительного и отрицательного разрядов (с учетом искажения электрического поля положительным поверхностным зарядом, оставшимся после предыдущих разрядов) [3]. Для ГРВ используется лишь слаботочная – лавинная фаза этого разряда, при которой интегральная величина тока в импульсе не превышает 50 мА.

По результатам проведенных автором исследований, совпадающих с данными [21, 22], наличие на поверхности шероховатостей, пыли или влаги, если с ними не связано изменение поверхностной проводимости, не сказывается на изображении. В случае электродной системы острие-плоскость поверхностный разряд всегда дает строго симметричные фигуры, между тем

при исследовании жидкостей и биологических объектов, наблюдаются фигуры сложной формы (см. рис.2).

Спектр излучения поверхностного разряда в воздухе состоит в основном из молекулярных полос второй положительной системы азота, а также содержит линии CO, CO₂ и O₂ [3] что обычно наблюдается в слаботочном разряде в воздушной среде. Основная область спектра излучения находится в диапазоне 280-800 нм. В электроположительных газах (воздух, азот, водород и др.) вид газоразрядных фигур качественно идентичен, в то время как введение электроотрицательных добавок (например, CCl₄) вызывает кардинальное изменение всей фигуры: резкое уменьшение размера и подавление "тонкой структуры" изображения. По данным [16, 22] это связано с тремя основными процессами: поглощением иницирующих медленных электронов, что препятствует развитию электронных лавин; поглощением вторичных электронов, рожденных в лавине; искажением электрического поля за счет отрицательных ионов.

Основные информативные признаки объектов, проявляющиеся при Газоразрядной Визуализации.

При ГРВ информация об объекте передается на параметры изображения за счет его воздействия на характеристики разряда: интенсивность, длительность, частоту следования и пространственное распределение отдельных лавинных актов, а также спектральный состав излучения. В качестве основных информативных признаков биологических объектов можно выделить:

- факторы, вызывающие изменение электрического поля в разрядном зазоре (например, неоднородность структуры поверхности или объема), так как при одинаковой концентрации иницирующих частиц в областях с максимальной напряженностью электрического поля лавинные разряды возникают преимущественно и развиваются более интенсивно по сравнению с соседними областями;
- пространственная или временная неоднородность эмиссионных свойств поверхности объекта, так как от них зависят как величина тока разряда, так и частота следования разрядов;
- пространственная или временная неоднородность собственного газовыделения (или испарения) поверхности объекта, так как оно влияет на состав газовой среды в зазоре, а, следовательно, на интенсивность разряда и спектральный состав излучения;
- неоднородность поверхности объекта по электропроводности или ее изменения во времени, так как от нее зависят интенсивность отдельных актов разряда и их частота следования;
- общий импеданс электрической цепи, зависящий, при постоянстве прочих параметров, от электрических свойств исследуемого объекта, его поверхности и объема.

Аналитические модели, развитые в последние годы, в совокупности с экспериментальными данными позволили сделать следующие выводы, существенные для практической реализации метода ГРВ биоэлектрографии:

- Характер физических процессов в рамках единичного акта разряда практически не зависит от формы подаваемого напряжения (синусоидального или импульсного), а определяется перераспределением электрического поля в разрядном зазоре благодаря накоплению поверхностного заряда на ограничивающих электродах и исследуемом объекте.
- Оптимальным является использование последовательности коротких импульсов напряжения. Сопоставление ГРВ-грамм, полученных при различных длительностях импульсов T_U показало, что наилучшее качество выявления металлических включений в толще диэлектрика наблюдается при $5\text{ мкс} < T_U < 15\text{ мкс}$. В ГРВ приборах длительность импульсов выбрана 10 мкс, что представляется оптимальным с точки зрения выявляемости структурных неоднородностей.
- Математический анализ тепловых процессов на поверхности биообъекта в условиях получения ГРВ биоэлектрограмм показывает, что при характерном времени воздействия 10^{-5} с выделяемой в

разряде мощности оказывается недостаточно для сколь-нибудь заметного температурного воздействия на объект. Это свидетельствует о невозмущающем характере процесса измерения.

- Используемые в ГРВ исследованиях биологические жидкости: природная вода, кровь, моча – имеют естественные микровключения, которые поляризуются в приложенном электрическом поле и являются источниками микронеоднородностей. Анализ структуризации этих жидкостей в условиях ГРВ показывает, что в рассматриваемом объеме жидкости формируется стационарное неоднородное распределение микровключений [3]. Основная причина этого явления – возникновение поля давлений вблизи колеблющегося тела в покоящейся жидкости. В результате этого процесса жидкость из гомогенного состояния переходит в состояние объемно неоднородного диэлектрика и к ней применимы соображения об искажении электрического поля над поверхностью подобного диэлектрика.

Принципы построения программно-аппаратных ГРВ комплексов

Развитые на основании исследованных физических процессов принципы были реализованы в программно-аппаратных ГРВ комплексах. Высокопроизводительный RISC микроконтроллер позволяет проводить управление прибором и выбор рабочих параметров от ЭВМ, синхронизировать работу всех блоков, а также настраивать параметры прибора при проведении метрологических испытаний. Микроконтроллер управляет главным блоком питания и импульсным стабилизатором, напряжение от которого подается на блок формирования высоковольтных импульсов. Программируемая задержка записи телевизионного сигнала по отношению к поданному импульсу напряжения позволяет отслеживать динамику реакции биологического объекта на импульс возбуждения.

Стандартная модификация прибора имеет следующие параметры: амплитуда биполярных импульсов от 3 до 20 кВ с непрерывно/ступенчатой регулировкой; длительность импульсов 10 микросекунд; частота следования импульсов до 1000 Гц; установка времени экспозиции в диапазоне 0,1 с до 32 с; осуществление двухсторонней связи с компьютером по USB порту, что позволяет как передавать информацию (команды) в прибор, так и осуществлять диагностику режимов работы прибора; кварцевая стабилизация всех параметров с точностью не хуже 1%; габариты порядка 250x350x80 мм, масса порядка 3 кг. прибор работает как от источника постоянного тока напряжением 12 В, так и от сети переменного тока напряжением 110-220 В на базе импульсных схем стабилизации.

Параметры ГРВ-грамм, используемые для анализа

Существующие прикладные пакеты обработки изображений не могут быть использованы для обработки ГРВ-грамм в связи со спецификой возникающих задач, необходимостью учета диагностических гипотез и проведения обработки на уровне систем принятия решения. Поэтому была разработана программная среда обработки и анализа ГРВ-грамм, ориентированная на работу в различных предметных областях. Адаптация осуществляется за счет комбинации оптимальных для данной предметной области операций из библиотеки, выбора соответствующих процедур и (или) подбора оптимальных пороговых значений.

В состав библиотеки включены следующие основные алгоритмы.

Подавление высокочастотной составляющей шума. Алгоритм основан на пороговом методе обработки изображений с учетом особенностей ГРВ-грамм [17].

Подавление низкочастотной составляющей шума (помехи). В работах [18, 19] предложен подход, в основе которого лежит эвристически определяемая мера зашумленности изображения, определяемая на основе анализа фрагментного спектра изображения с вычислением площади S_m и медианы k_0 этого спектра. Пороговое значение фона q вычисляется как функция от S_m и k_0 , т.е. $q=f(S_m, k_0)$. В простейшем случае это может быть часть общей площади спектра, т.е. $q=h_3*S_m$, где h_3 настраиваемый коэффициент, обычно $h_3<1$. Все компоненты размером меньше q удаляются из изображения.

Для оценки специфических изменений изображений, характерных для конкретных задач, разработан набор автоматизированных функций вычисления следующих количественных параметров ГРВ-грамм [17, 18, 19].

Общая площадь изображения (в пикселях): $S = \sum_x \sum_y p_{ij}$, где $p_{ij} = 1$, если $b(i,j) \geq t$ и $p_{ij} = 0$, если $b(i,j) < t$; $b(i,j)$ – значение яркости элемента изображения (пикселя), t – пороговое значение яркости, определяемое экспертным путем в зависимости от решаемой задачи.

Интегральная яркость изображения (в относительных единицах от 0 – абсолютно черное, до 250 – абсолютно белое):

где $d[i]$ – количество пикселей изображения, для которых $b(x,y)=i$, $i \in (0, 250)$;

$$PJ = \sum_{i=0}^n d[i]i / \sum_{i=0}^n d[i];$$

Коэффициент формы (безразмерная величина, равная 4π для окружности и растущая при усложнении формы фигуры): $q = L^2/S$, где L – длина периметра изображения свечения, S – общая площадь изображения свечения.

Широкое практическое применение нашел нормализованный коэффициент интегральной площади ГРВ изображения, вычисляемый по следующей формуле:

$$JS = a \ln\{(S/S^*)/(SO/SO^*)\},$$

где a – весовой коэффициент, S – значение площади оцениваемой ГРВ-граммы, S^* – значение площади ГРВ-граммы калибровочного металлического цилиндра, SO – значение площади внутреннего овала оцениваемой ГРВ-граммы, SO^* – значение площади внутреннего овала ГРВ-граммы калибровочного цилиндра [3].

Этот безразмерный коэффициент позволяет сравнивать ГРВ изображения, снятые в различные дни и в различных условиях, он стабилен для практически здорового человека и чувствителен к изменениям состояния при первых признаках заболевания. Медики активно используют этот параметр в прогностических целях [6-10,25].

Следующий комплекс расчетов основан на преобразовании исходного изображения из сферической системы координат в декартову систему одномерных кривых-векторов, что производится на основании уравнений Эйлера по яркостным и векторным эквиденситам. Изображение может быть представлено как безразмерная функция $F(x)$ некоторого аргумента x от угла в пределах $[0-2\pi]$. В качестве функции $F(x)$ может выступать максимальная длина радиуса изображения, длина медианы, яркость или средние величины по радиусу. Как правило, функция $F(x)$ неоднородна и меняется достаточно хаотически. Без больших погрешностей можно рассматривать ее как часть неограниченной переменной и применить аппарат описания статистических зависимостей, что позволяет вычислить ряд параметров. Наиболее важным из этих параметров является информационная энтропия ГРВ-грамм, алгоритм вычисления которой представлен в [23]. Это понятие широко используется в термодинамике для определения меры необходимого рассеяния энергии и в статистической физике в качестве меры вероятности пребывания системы в данном состоянии. В 1949 году энтропия была введена Шенноном в теорию информации как мера неопределенности исхода эксперимента. Оказалось, что понятие энтропии является одним из фундаментальных свойств любых систем с вероятностным поведением, обеспечивая новые уровни понимания в теории кодирования информации, лингвистике, обработке изображений, статистике, биологии [3, 25]. В соответствии с концепциями Нобелевского лауреата И.Пригожина в процессе роста и развития организма происходит уменьшение скорости продуцирования энтропии, отнесенной к единице массы объекта. При достижении стационарного состояния суммарное изменение энтропии можно считать равным нулю, что соответствует взаимной компенсации всех процессов, связанных с поступлением, удалением и превращением вещества, энергии и информации. И.Пригожин сформулировал основное свойство стационарного состояния открытых систем: при фиксированных внешних параметрах скорость продукции энтропии, обусловленная

протеканием необратимых процессов, постоянна во времени и минимальная по величине $dS/dt \rightarrow \min$. Таким образом, согласно теореме Пригожина, стационарное состояние характеризуется минимальным рассеянием энтропии, что для живых систем можно сформулировать следующим образом: поддержание гомеостаза требует минимального потребления энергии, т.е. организм стремится работать в самом экономном энергетическом режиме. Отклонение от стационарного состояния – заболевание – связано с дополнительными энергетическими затратами и ростом энтропии.

ГРВ энтропия является безразмерной величиной, характеризующей степень регулярности контура изображения, вычисленного при определенной яркости.

В таблице 1 приведены параметры, вычисленные для газоразрядных изображений рис. 2. Как видно из приведенных данных, наибольшая площадь наблюдается у ГРВ-граммы пальца руки здорового человека (рис. 2А), при этом у этого изображения наименьшая энтропия. У пальца руки больного человека (рис. 2Б) площадь существенно меньше, энтропия выше. У человека в стрессе (рис. 2В) максимальное значение энтропии из трех приведенных изображений.

Таблица 1. Параметры изображений, приведенных на рис.2.

	Площадь	Коэф. Формы	Энтропия	Яркость
рис 2А	27590	17,7616	1,70836	90,2818
рис 2Б	7491	7,59297	1,84758	93,5127
рис 2В	17425	19,2952	2,14139	90,8165
рис 2Г	15212	7,27383	2,08194	91,0102

Отмеченные параметры послужили основой для типизации ГРВ изображений на три основные группы по степени «ухудшения» изображений: I, II, III [2,3]. Внутри каждой группы вводится более мелкое подразделение, обозначаемое буквами: Ia, Ib, Ic ; IIa, IIb, IIc ; IIIa, IIIb

Рисунки 2А,Б,В иллюстрируют основные отмеченные типы ГРВ изображений. Как показали многочисленные исследования [2,3,5-10] каждый тип связан с определенным психологическим и физическим типом человека. Например, тип I может наблюдаться у физически здорового, психически стабильного, эмоционально устойчивого человека с высоким уровнем иммунитета. II тип характерен для людей с более серьезными проблемами на физическом или психологическом уровне. III тип характерен для состояния хронической психоэмоциональной напряженности и стресса, приводящей к развитию психовегетативных расстройств (вегетозов) [26].

Псевдоокрашивание. Для визуальной оценки изображения в системе предусмотрено три алгоритма псевдоокрашивания, ориентированные на выделение различных участков ГРВ-грамм. В первом алгоритме яркостной спектр изображения разбивается на K_i частей равной площади и каждому участку присваивается определенный цвет $S_i(b)=const$. Во втором алгоритме участок спектра, занимаемый изображением, разбивается на K_i равных частей. И в третьем алгоритме весь спектр разбивается на K_i равных частей.

Структура программного ГРВ комплекса

Все вышеперечисленные процедуры объединены в программный комплекс “ГРВ” работающий в среде Windows [18, 19, 24]. Обобщенная структура программного комплекса представлена на рис. 3. Она состоит из нескольких подсистем.

Информационная подсистема предназначена для автоматизированного ведения базы данных (БД) исследуемых объектов и испытуемых, а также организации взаимосвязей между всеми программными блоками. Посредством ее интерфейса оператор получает доступ к архивам тестирований, осуществляет активизацию тестирующей или аналитической компонент. Информационная подсистема должна реализовывать функции:

- регистрация нового объекта или испытуемого в БД-тестирований;
- поиск и вывод информации по ранее проведенным тестированиям;
- объявление и ввод дополнительных характеристик для идентификации состояния испытуемого или свойств объекта и автоматическое внесение новых параметров в структуру базы данных;
- автоматическое формирование отчетных документов с выводом на экран, принтер, в файл;
- организация информационного обмена с другими подсистемами.

Подсистема ГРВ-тестирования предназначена для автоматизированной регистрации статических или динамических ГРВ-грамм путем программной реализации модулей видеозахвата и управления прибором «ГРВ камера», основанных на разработанных протоколах программно-аппаратного взаимодействия. Основными функциями этой подсистемы являются:

- обеспечение взаимодействия с контроллером прибора «ГРВ камера», установка и контроль параметров напряжения;
- управление модулем видеозахвата для обеспечения оптимальных характеристик изображений ГРВ-грамм;
- сохранение графических и видео файлов ГРВ-грамм в БД;

Подсистема расчета динамических ГРВ-параметров предназначена для автоматизированного расчета временных рядов числовых характеристик динамических ГРВ-грамм. Программные модули подсистемы расчета параметров выполняют следующие функции:

- фильтрация шумового фона ГРВ-граммы и отображение изображений в различных цветовых палитрах для визуального анализа;
- расчет значимых топологических характеристик изображения, таких как центр свечения разряда, внутренний и внешний контур;
- расчет числовых параметров по отдельным кадрам видеоизображения динамической ГРВ-граммы и формирование временного ряда параметров;
- вычисление характеристик временных рядов на базе методов статистического и спектрального анализа;

Экспертно-аналитическая подсистема предназначена для автоматического формирования решения о состоянии испытуемого или свойствах объекта на основании базы знаний (БЗ) и данных, полученных путем анализа ГРВ-грамм. Подсистема основана на концепции интеллектуальных экспертных систем. Основные функции подсистемы:

- обеспечение формирования правил и логического вывода в БЗ;
- формирование новых аналитических параметров;
- загрузка данных тестирований из БД;
- формирование описания состояния испытуемого или характеристик объекта на языке аналитических параметров исходя из значений ГРВ-параметров и БЗ;
- построение рейтинга группы испытуемых на основании одного из аналитических параметров или их суперпозиции.

На основе этого комплекса разработан ряд модификаций для исследования параметров газоразрядного свечения объектов различной природы. На рис.4 приведены примеры программных экранов.

Заключение

Разработанный в СПбГУ ИТМО программно-аппаратный ГРВ комплекс представляет собой систему, использующую последние достижения электроники, современные методы обработки изображений и формирования заключений на основе больших массивов данных. С каждым годом расширяется сфера применения методов ГРВ биоэлектрографии в биологии, медицине, спорте, исследовании материалов. В связи со сложностью используемых технических и программных решений метод ГРВ не имеет мировых аналогов и получает все большее международное признание. Метод ГРВ биоэлектрографии – это пример Российских

инновационных технологий, основанных на серьезной научной базе и доведенных до уровня практического внедрения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Коротков К.Г. Эффект Кирлиан. СПб., 1995, 218 с.
2. От эффекта Кирлиан к биоэлектрографии. Под ред. К.Г. Короткова СПб., 1998, 340 с.
3. Коротков К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии. – СПб, Издво СПбГИТМО, 2001. 360с.
4. Коротков К.Г., Крылов Б.А. Работа с прибором ГРВ Камера. Обработка результатов измерений в программах комплекса ГРВ Электрографии. Часть 2. Программное обеспечение комплекса.// Методические указания к лаб.раб./ СПбГИТМО. СПб. 2003. 20с.
5. Дроздов Д.А., Шацилло О.И. анализ ГРВ - биоэлектрографических изображений с позиций вегетологии. Труды международной конференции «Наука, Информация, Сознание», СПб, 2005, СС. 99-104.
6. Полушин Ю.С., Струков Е.Ю., Широков Д.М., Коротков К.Г. Возможности метода газоразрядной визуализации в оценке операционного стресса у больных с абдоминальной хирургической патологией // Вестн. Хирургии. 2002. Т.161, №5. С.118.
7. Струков Е.Ю. Возможности метода газоразрядной визуализации в оценке функционального состояния организма в периоперационном периоде. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата медицинских наук. С-Петербург, ВМедА, 2003
8. Александрова Р.А., Шульга А.Ф, Петровский ИД, Галкина ОВ, Нутфуллина ГМ, Зайцев С.В., Магидов М.Ю. Пягай ЕИ. Результаты лечения больных с мультиморбидной патологией с помощью малых воздействий. Ученые Записки СПб государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова. т.IX, № 4, 2002, сс. 75-78
9. Макаренко А.И. Результаты и перспективы использования технологии квантовой биофизики в подготовке высококвалифицированных спортсменов. Теория и практика физической культуры. 2003, 3:26-43
10. Бундзен П.В, Коротков К.Г., Короткова А.К., Мухин В.А., Прияткин Н.С.. Психофизиологические корреляты успешности соревновательной деятельности спортсменов Олимпийского резерва. Физиология человека. 2005, т. 31, № 3, сс. 1-9.
11. Коротков К.Г., Крыжановский Э.В., Филатов С.И., Филиппосьянц Ю.Р. Метод выявления лиц, склонных к совершению противоправных действий. М.: ГУ НПО «Специальная техника и связь» МВД России, 2005. 32 с.
12. Korotkov K., Krizhanovsky E., Borisova M., Hayes M., Matravers P., Momoh K.S., Peterson P., Shiozawa K., and Vainshelboim A. The Research of the Time Dynamics of the Gas Discharge Around Drops of Liquids. J of Applied Physics. 2004, v. 95, N 7, pp. 3334-3338.
13. Vainshelboim A.L., Hayes M.T., Korotkov K., Momoh K.S. *GDV Technology Applications for Cosmetic Sciences* IEEE 18th Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS 2005). Dublin, Ireland. June 2005.
14. Vainshelboim A.L., Hayes M.T., Korotkov K., Momoh K.S. *Observing the Behavioral Response of Human Hair to a Specific External Stimulus Using Dynamic Gas Discharge Visualization* Journal of Cosmetic Science. Proceedings of the First International Conference on Applied Hair Science. Full Manuscript. Princeton, New Jersey. June 9-10, 2004. pp. S91-S104.
15. Диагностика этиологии аллергии с применением газоразрядной визуализации (ГРВ). / Метод. пособие// ВМедА, СПб. – 2005. – 39 с.
16. Даишук П.Н. Скользящий разряд в устройствах газоразрядной визуализации. Тезисы докл. межд. научн. конгр. «Наука, Информация, Сознание», СПб 1999; С.70.
17. Крылов Б.А. Автоматизированное проектирование предметно-ориентированных процедур обработки и анализа двумерных ахроматических изображений. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. С-Петербург, СПбГИТМО, 2002.

18. *Муромцев Д.И.* Автоматизированная система обработки и анализа динамических ГРВ-грамм биологических объектов. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. С-Петербург, СПбГИТМО, 2003.
19. *Бабицкий М.А.* Автоматизированное проектирование систем анализа динамических газоразрядных изображений. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. С-Петербург, СПбГИТМО, 2003.
20. *Toepler M.* Uber die physikalischen Grundgesetze der in der Isolatorentechnik auftretenden elektrischen Gleiterscheinungen // Arch. Fur Elektr. – 1921. – В. 10. – № 5/6. – S. 157-185.
21. *Грановский В.Л.* Электрический ток в газе. Установившийся ток. Наука, М. 1971;560с.
22. *Merill F.H., Hippel A.* // J. Appl. Phys. – 1939. – V. 10. – № 12. – P. 873.
23. *Korotkov K., Korotkin D.* Concentration dependence of gas discharge around drops of inorganic electrolytes. J of Applied Physics, 2001, 89, 9, 4732-4737.
24. *Крыжановский Э.В.* Метод контроля жидкофазных объектов на основе газоразрядной визуализации. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук. С-Петербург, СПбГИТМО, 2003.
25. Measuring Energy Fields: State of the Art. GDV Bioelectrography series. Vol. I. Korotkov K. (Ed.). Backbone Publishing Co. Fair Lawn, USA, 2004. 270 p.
26. *Парцерняк С. А.* Стресс. Вегетозы. Психосоматика. Изд. А.В.К. С-Петербург, 2005

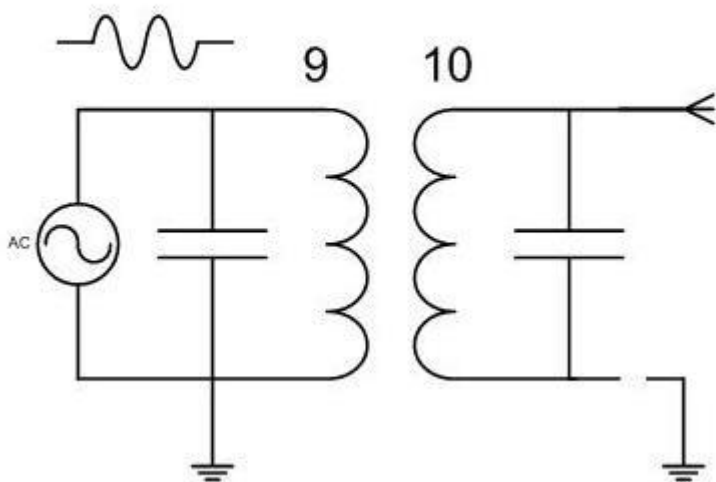
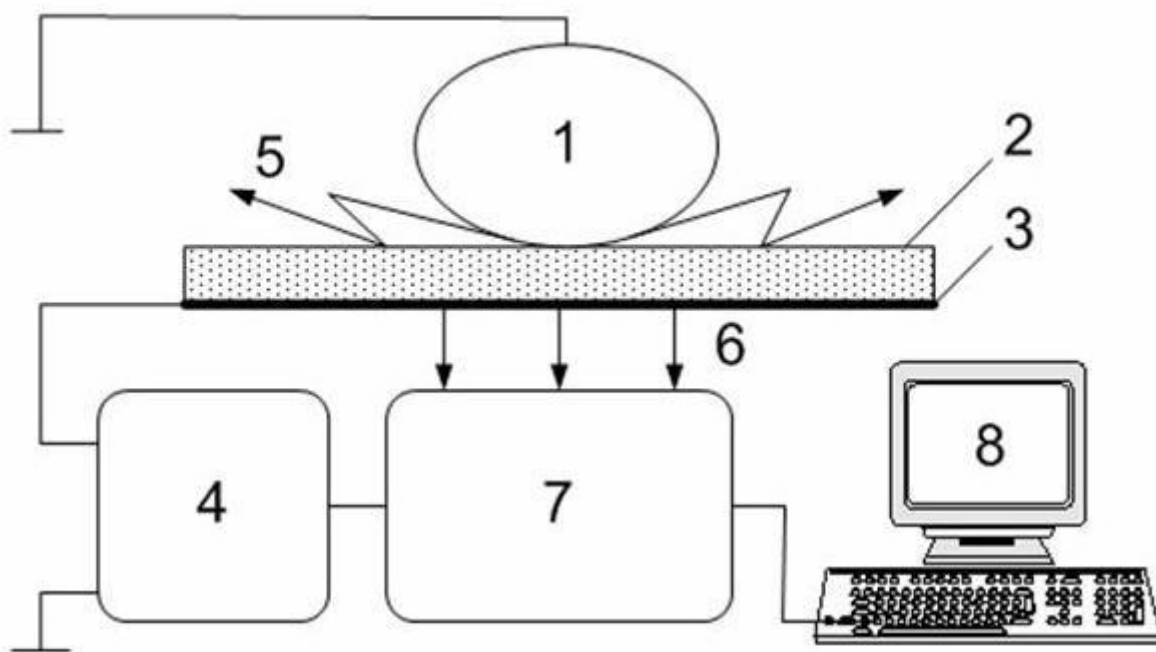
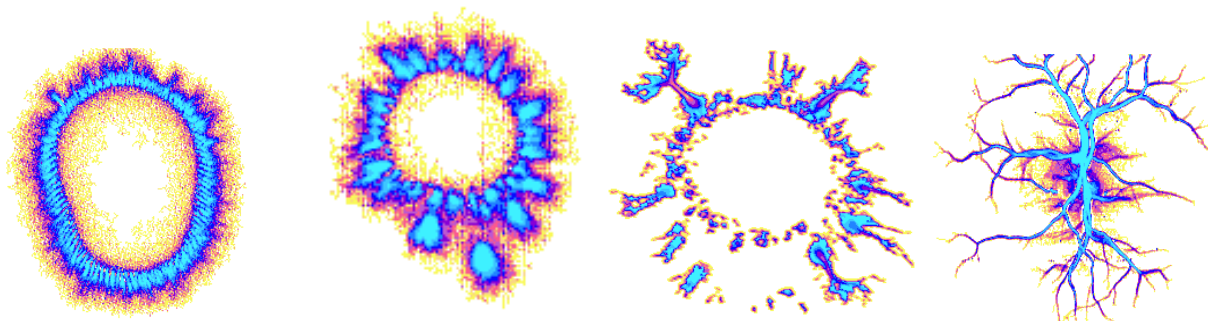


Рис.1. Принципиальная схема метода газоразрядной визуализации (ГРВ). 1 - исследуемый объект; 2 - диэлектрическая пластина (кварц); 3 - прозрачное токопроводящее покрытие; 4 - генератор импульсов; 5 - скользящий газовый разряд; 6 - свечение разряда; 7 - оптическая система и ПЗС-камера; 8 – компьютер; 9, 10 – система связанных LC контуров, образованных элементами схемы прибора и эквивалентной емкостью исследуемого объекта.



А.

Б.

В.

Г.

Рис. 2. Примеры ГРВ-грамм. А – палец руки практически здорового человека; Б – палец руки кардиологического больного; В – палец руки человека в стрессе; Г – капля жидкости.



Рис.3. Структура программно-аппаратного ГРВ комплекса.

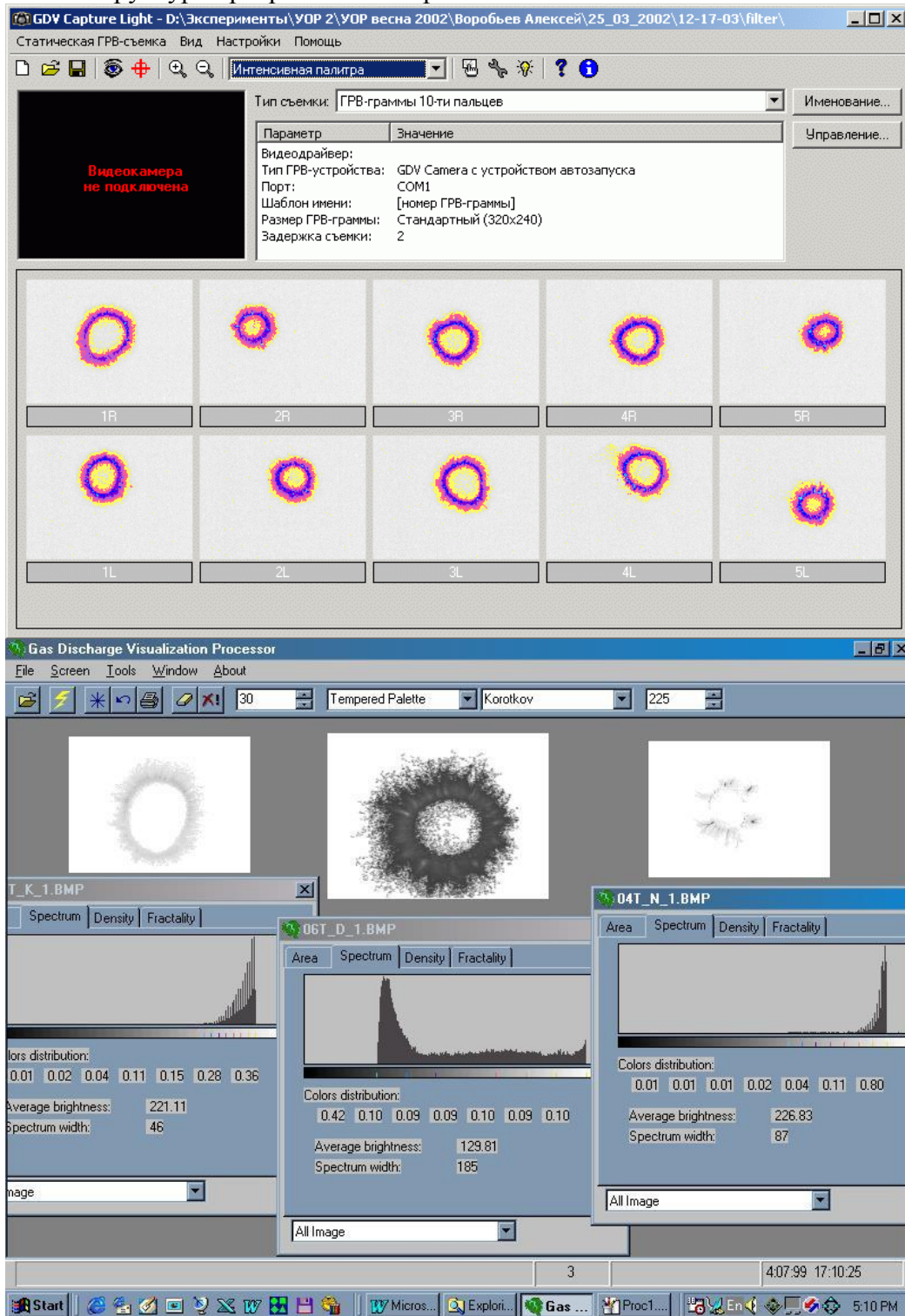


Рис. 4. Примеры экранов ГРВ программ.