

УДК 29

МЕТОД ГАЗОРАЗРЯДНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАТОЛОГИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

К.А. Миносьянц^а, Е.Н. Тумаев^а

^а Кубанский государственный университет, Краснодар, 350040, Российская Федерация

Адрес для переписки: minosyants2018@yandex.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 13.05.18, принята к печати 28.06.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-5-765-770

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Миносьянц К.А., Тумаев Е.Н. Метод газоразрядной визуализации для определения патологий биологических тканей // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2018. Т. 18. № 5. С. 765–770. doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-5-765-770

Аннотация

Предмет исследования. Исследованы методы распознавания патологий биологических тканей, основанные на использовании процесса газоразрядной визуализации. При этом выбор метода исследования определяет основные различия в характеристиках биологической ткани, а именно ее гипоксии, скорости деления клеток и свечении в высокочастотном электромагнитном поле. **Метод.** На шести пациентах проведена газоразрядная визуализация базально-клеточного рака кожи и аналогичного здорового участка на противоположной стороне лица. Получены снимки биоптатов в высокочастотном поле, наглядно представляющие различия свечений участков пораженной и здоровой ткани. Выдвинута гипотеза и установлена зависимость уровня гипоксии биологических объектов с их свечением в высокочастотном электромагнитном поле. Проведены расчеты площадей свечения здоровых и пораженных участков и скорость их размножения при анаэробном и аэробном распаде глюкозы. **Основные результаты.** Показано, что при фиксированной температуре деление раковых клеток идет существенно быстрее (в 4,6 раза), чем при нормальном метаболизме в здоровых тканях. При этом площади свечений, полученные из снимков в результате использования высокочастотного электромагнитного поля, в пораженных участках в 2 раза больше, чем в нормальных тканях. В связи с этим можно говорить о влиянии скорости процесса деления, а именно гипоксии, на состояние мембраны клетки, которое и фиксируется с помощью газоразрядной визуализации. **Практическая значимость.** Полученные результаты могут быть использованы для создания новых безопасных и доступных методов обнаружения патологий биологических тканей, и как следствие, внедрение использования этих процессов в медицинских учреждениях.

Ключевые слова

газоразрядная визуализация, биологические ткани, свечение в высокочастотном электрическом поле, рак кожи, уровень гипоксии в клетках

METHOD OF GAS-DISCHARGE VISUALIZATION FOR DETERMINATION OF PATHOLOGIES OF BIOLOGICAL TISSUES

К.А. Minosyants^а, E.N. Tumaev^а

^а Kuban State University, Krasnodar, 350040, Russian Federation

Corresponding author: minosyants2018@yandex.ru

Article info

Received 13.05.18, accepted 28.06.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-5-765-770

Article in Russian

For citation: Minosyants K.A., Tumaev E.N. Method of gas-discharge visualization for determination of pathologies of biological tissues. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2018, vol. 18, no. 5, pp. 765–770 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-5-765-770

Abstract

Subject of Research. The paper presents the study of methods for recognition of pathologies of biological tissues based on the use of gas-discharge visualization process. At the same time, the choice of research method determines the main differences in biological tissue characteristics, namely, its hypoxia, the rate of cell division and luminescence in a high-frequency electromagnetic field. **Method.** Six patients underwent gas-discharge visualization of basal cell carcinoma of the skin and a similar healthy site on the opposite side of the face. Photographs of bioplates in a high-frequency field were obtained, clearly representing the differences in the luminescence of affected and healthy tissue areas. A hypothesis was put forward and the dependence of the hypoxia level of biological objects with their luminescence in a high-frequency electromagnetic field was established. The luminescence areas of healthy and affected areas and the rate of their reproduction

during anaerobic and aerobic glucose decay were calculated. **Main Results.** It is shown that at fixed temperature the division of cancer cells is much faster (by 4.6 times) than with normal metabolism in healthy tissues. At the same time, the areas of luminescence obtained from the images as a result of using a high-frequency electromagnetic field in the affected areas are two times greater than in the normal tissues. In this regard, we can speak about the influence of the fission process rate, namely hypoxia, on the cell membrane state, which is fixed by gas-discharge visualization. **Practical Relevance.** The obtained results can be used to create new safe and accessible methods for detection of pathologies of biological tissues, and, as a consequence, the application of these processes in medical institutions.

Keywords

gas-discharge visualization, biological tissues, glow in a high-frequency electric field, skin cancer, hypoxia level in cells

Введение

В настоящее время отмечается рост частоты раковых заболеваний, и перед нами стоит непростая задача не только суметь избавить человека от этого недуга, но и вовремя распознать поврежденные клетки организма, что в большинстве случаев и становится основным залогом успешного лечения. Важным аспектом в этом случае является то, что раковая опухоль имеет удивительную и ничем не контролируруемую способность уничтожать находящиеся рядом ткани, заполняя при этом все пространство, пагубно влияя на работу не только внутренних органов и всего организма в целом, но и клеток, перестраивая их естественные процессы жизнедеятельности [1]. Именно это является основной опасностью раковых опухолей. Онкология – это не одно заболевание, а много разных. Они одинаковы в том, что во всех случаях клетки начинают бесконтрольно размножаться, организуют собственную кровеносную систему и начинают жить внутри организма как квази-независимое образование, вплоть до летального исхода. Раковые клетки возникают в организме постоянно, и иммунная система их отслеживает и уничтожает [2]. Но если иммунная система оказывается не в состоянии это делать, начинает расти опухоль.

Как известно, рост злокачественной опухоли происходит исключительно путем размножения клеток первичного зачатка, чаще всего в результате размножения одной первичной опухолевой клетки. Поэтому в течение определенного времени рост опухоли остается местным процессом и находится в скрытом доклиническом состоянии. В этом периоде хирургическое и лучевое лечение ведет к полному излечению. Лишь достигнув определенного развития, преодолев местный тканевый барьер, опухоль углубляется в окружающие ткани, инфильтрируя и разрушая их [3]. В этой стадии роста иссечение опухоли не всегда гарантирует ее излечение, так как трудно установить границу опухоли. Из оставшихся даже одиночных опухолевых клеток может возобновиться злокачественный рост [4]. При дальнейшем росте не подвергшейся лечению опухоли у значительного числа больных появляются вторичные опухолевые узлы в других органах и тканях – метастазы. Скорость и возможность появления метастаз зависит от природы раковой опухоли. Так, например, базально-клеточных раков кожи метастаз практически не дает, в то время как рак молочной железы довольно часто метастазирует в кости и другие органы. Однако наличие или отсутствие метастаз не снимает проблему ранней диагностики рака. Стадию большинства злокачественных новообразований устанавливают, исходя из полученных при обследовании данных о распространенности опухолевого процесса, отражающих как размеры опухоли, так и распространение ее в пределах органа или за его границами. Их рост протекает практически бессимптомно и безболезненно, и как следствие, поражение зачастую удается обнаружить лишь на поздних стадиях, когда опухоль уже неоперабельна и пациенту сложно чем-то помочь [5]. На данную ситуацию влияет еще и то, что способы распознавания данного недуга довольно дорогостоящи и небезопасны.

В согласии со сказанным ранее, диагностика новообразований на той стадии, когда возможно их полное излечение путем лучевой терапии или хирургического вмешательства, является наиболее актуальной. В настоящее время процесс распознавания опухолей реализуется посредством гистологического анализа. Этот метод достаточно эффективен, но у него есть существенные недостатки. Во-первых, такое воздействие может спровоцировать нежелательный рост раковой опухоли, во-вторых, данный метод является очень дорогостоящим и болезненным для пациента. Альтернативой ему является метод эндоскопической диагностики раковой опухоли с помощью флуоресцентного исследования [6]. Данная процедура позволяет находить злокачественные новообразования очень маленьких размеров. Но и у этого способа определения рака есть значительный недостаток, который заключается в накоплении фотосенсибилизаторов в тканях организма, что оказывает очень неблагоприятное воздействие на них [7], кроме того, использование этого метода требует от пациента существенных финансовых вложений. Все это дает нам почву для разработки новых эффективных, безопасных и доступных способов обнаружения раковых клеток.

Методика эксперимента

Детально рассмотрев методы изучения биологических тканей и способы обнаружения их патологий, мы пришли к тому, что использование флуоресцентного исследования может стать основой для внедрения приборов нового поколения при диагностике рака [8]. В основе изучения здоровых и поврежденных тканей в ультрафиолетовой и видимой области спектра лежит явление люминесценции, которое может быть вызвано с помощью газоразрядной визуализации (ГРВ) [9], именно этот процесс был использо-

ван нами для нахождения и распознавания патологий ткани, связанных с наличием новообразований. Он прост, эффективен и достаточно доступен для применения. Для его применения с целью диагностики рака требуется изучение параметров визуализации раковой опухоли и проведение дифференциальной оценки с участками здоровой ткани [10]. Принцип ГРВ заключается в следующем: между исследуемым объектом 1 и диэлектрической пластиной 2, на которой размещается объект, подаются импульсы напряжения от генератора электромагнитного поля 5, для чего на оборотную сторону пластины нанесено прозрачное токопроводящее покрытие. Это и есть ГРВ-граммы, которые запоминаются в виде AVI-файлов блоком памяти, связанной с компьютерным процессором обработки. Процессор обработки представляет собой специализированный программный комплекс, который позволяет вычислять набор параметров и на их основе делать определенные диагностические заключения об особенностях наблюдаемой ГРВ-граммы и (или) их совокупности. Принцип ГРВ представлен на рис. 1.

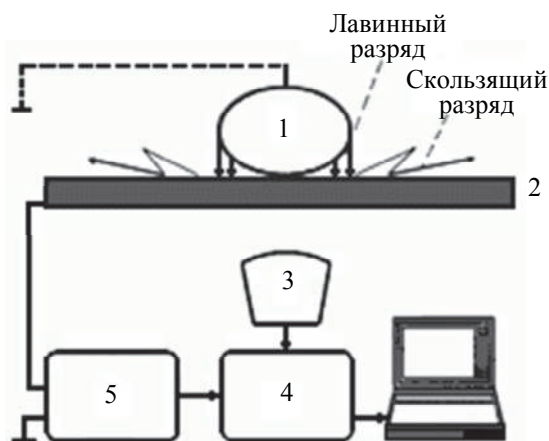


Рис. 1. Принцип газоразрядной визуализации: 1 – объект исследования; 2 – прозрачный электрод; 3 – оптическая система; 4 – видеопреобразователь; 5 – электронные блоки

Этот процесс является основой проведенного нами исследования. В нем были задействованы 60 пациентов, у которых по данным гистологического анализа, проведенного ранее, был обнаружен базально-клеточный рак кожи. У них в течение нескольких секунд накануне операции осуществлялась ГРВ участков поврежденной опухолью ткани и аналогичных участков здоровой кожи на противоположной стороне. ГРВ осуществляли сканером «КЭЛСИ» (г. Санкт-Петербург). Внешний вид сканера представлен на рис. 2.



Рис. 2. Внешний вид сканера «КЭЛСИ»

Полученное свечение сканировалось и увеличивалось встроенным микроскопом, после чего регистрировалось фотокамерой и направлялось в слот компьютера. Сканер с помощью специального программного обеспечения проводил анализ и рассчитывал площади свечения конкретных биоптатов. Для исследований нами были выбраны 6 пациентов из 60, у которых клиническая картина была типичной, а именно, новообразование локализовалось в области щеки. Проанализировав полученные снимки, мы заметили, что здоровый участок в высокочастотном электрическом поле (1024 Гц) имеет только краевое свечение рис. 3 (фрагмент 1), в то время как в пораженных тканях кожи, помимо краевого, присутствовало и еще и внутреннее свечение, яркость которого в два раза превышала по интенсивности свечение участка кожи без патологий, данное явление представлено на рис. 3 (фрагмент 2).

В связи с этим перед нами возникает вопрос: в чем отличие данных свечений и от чего зависит их интенсивность?

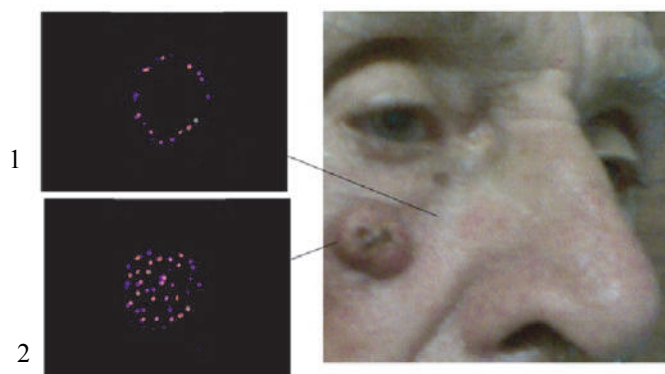


Рис. 3. Здоровый участок (фрагмент 1) и рак кожи щеки (фрагмент 2).
Размер фото 10×10 мм

Обсуждение результатов

Так как клетка не является плоской, ее свечение, видимое нами в высокочастотном поле, может являться кирлиановским свечением оболочки клетки, но это не отменяет существенную разницу в интенсивности свечения здоровой и пораженной ткани [11]. На основании полученных с помощью газоразрядной визуализации снимков биоптатов, взятых на гистологический анализ, при подозрении на злокачественные опухоли, которое впоследствии этим анализом было подтверждено, нами было выдвинуто предположение, что уровень интенсивности и площади свечения здоровых и раковых клеток напрямую зависят от уровня гипоксии [12], т.е. скорости процесса протекания в них метаболизма и, как следствие, быстроты их размножения.

В нормальных клетках сотни генов регулируют их деление. Обычный рост требует баланса между генной активностью, четкого контролирования жизнедеятельности клеток и сигналов, поступающих от поврежденных элементов. Раковые же клетки существенно отличаются от здоровых по организации физиологических процессов. Они более устойчивы к управлению и не поддаются четким механизмам воспроизведения и запрограммированной гибели. Гены злокачественных клеток также обладают механизмами уклонения от апоптоза (запрограммированная гибель клетки), который в первую очередь нацелен на уничтожение пораженных элементов.

Как известно, протекание метаболизма в нормальной и пораженной клетке значительно отличается, так как здоровым присущ аэробный распад глюкозы, в то время как в раковой глюкоза расщепляется в отсутствие кислорода, т.е. происходит анаэробный гликолиз [13]. Скорость реакций в клетке пропорциональна энергии, выделяемой при этих реакциях. Для раковых клеток пониженная скорость метаболизма компенсируется более высоким темпом размножения в организме, в противном случае эти клетки просто не выжили бы в данных условиях.

Проведя детальное исследование механизма биохимических реакций анаэробного и аэробного распада глюкозы в клетках [14], мы пришли к заключению, что в реакции при участии кислорода в процессе разрыва связей между углеродами эти связи начинают резонировать больше всех остальных, а следовательно, во время ГРВ фиксируется свечение этого разрыва. Что касается процесса, происходящего в отсутствие кислорода в пораженных клетках, то скорость их деления больше, вследствие этого свечение, фиксируемое нами в высокочастотном поле, более интенсивно [15].

Для подтверждения данной гипотезы были сделаны расчеты площадей свечения здоровых и пораженных участков (табл. 1) и скорость их размножения при анаэробном и аэробном распаде глюкозы. Нами были взяты площади свечения раковой опухоли и здорового участка каждого из шести пациентов, автоматически вычисленные соответствующей программой в приборе для ГРВ. Статистическая обработка результатов исследования была проведена с использованием пакета программ «STATISTIKA 6,0». Вначале определяли нормальность распределения, а затем использовали параметрические параметры. Вычисляли M – среднее арифметическое, SD – среднеквадратическое отклонение, $\pm m$ – стандартную ошибку среднего арифметического, P – показатель достоверности различий. Проводили корреляционный анализ. За достоверные различия в сравнении средних величин в парных сравнениях брали t -критерий Стьюдента при $p < 0,05$, n – количество испытуемых.

Площадь	Участок раковой опухоли ($n=6$)	Здоровый участок ($n=6$)
Участок кожи, охваченный краевым свечением, мм ²	60,8±1,6	62,4±1,8
Очаг внутреннего свечения, мм ²	37,5±1,2	–

Таблица 1. Площади свечения раковой опухоли и здорового участка кожи

Площадь свечения раковой опухоли (S_p) складывается из площади краевого (S_1) и внутреннего свечения (S_2) биоптата:

$$S_p = S_1 + S_2 = 60,8 + 37,5 = 98,3.$$

Что касается площади свечения здорового биоптата (S_3), то оно состоит исключительно из площади, охваченной краевым сечением, так как внутреннего на полученных снимках не наблюдалось, отсюда

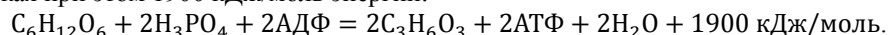
$$S_3 = 62,4.$$

Найдем отношение этих площадей:

$$\frac{S_p}{S_3} = \frac{98,3}{62,5} = 1,57 \sim 2.$$

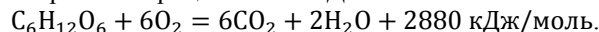
По полученным значениям видно, что площадь свечения раковой опухоли в 2 раза больше, чем площадь свечения здорового участка.

Рассчитаем скорость размножения клеток в здоровых и пораженных участках кожи. Для этого нам необходимо иметь представление об энергии, выделяющейся в клетках при анаэробном и аэробном распаде глюкозы [16]. С отсутствием кислорода в раковой клетке глюкоза превращается в молочную кислоту, испуская при этом 1900 кДж/моль энергии:



Это составляет 65% от всей энергии при аэробном распаде.

В клетке с нормально протекающим метаболизмом глюкоза расщепляется при участии кислорода, выделяя при этом процессе 2880 кДж/моль тепла:



Используя уравнение Аррениуса, можно рассчитать скорость размножения клеток в двух данных процессах:

$$V \sim e^{\frac{-\Delta E}{2,3RT}},$$

где V – скорость деления клеток; ΔE – энергия, выделяющаяся при анаэробном и аэробном распаде глюкозы; R – универсальная газовая постоянная; T – температура.

$\Delta E_n = 2880$ кДж/моль – энергия, полученная при аэробном распаде, т.е. в здоровой клетке, $\Delta E_p = 1900$ кДж/моль – энергия, полученная при анаэробном распаде в клетке раковой. Найдем отношение скорости деления клеток в нормальном (V_n) и раковом (V_p) участках:

$$V_n = e^{\frac{-\Delta E_n}{2,3RT}},$$

$$V_p = e^{\frac{-\Delta E_p}{2,3RT}}.$$

Отсюда следует:

$$\frac{V_p}{V_n} = \frac{e^{\frac{-\Delta E_p}{2,3RT}}}{e^{\frac{-\Delta E_n}{2,3RT}}} = e^{\frac{-\Delta E_p - (-\Delta E_n)}{2,3RT}} = e^{\frac{-\Delta E_p + \Delta E_n}{2,3RT}}.$$

При фиксированной температуре $T=311$ К – температура протекания химических реакций в клетке, получим:

$$\frac{V_p}{V_n} = e^{\frac{-\Delta E_p + \Delta E_n}{2,3RT}} = e^{\frac{(-1900 + 2880) \times 10^3}{2,3 \times 8,3 \times 311}} = e^{165} = 4,6.$$

Заключение

Таким образом, при определенной температуре деление раковых клеток идет в 4,6 раза быстрее, чем при нормальном метаболизме в здоровых тканях. При этом площади свечений, полученные из снимков в результате использования высокочастотного электромагнитного поля, в пораженных участках в 2 раза больше. В связи с этим можно говорить о влиянии скорости процесса деления, а именно гипоксии, на состояние мембраны клетки, которое и фиксируется нами с помощью газоразрядной визуализации с целью обнаружения патологий [17]. Было отмечено, что на ГРВ-грамме проявляется комплекс параметров и особенностей организма, связанных как с процессами гомеостаза всего организма, так и с локальными электрохимическими явлениями, протекающими на ограниченном участке кожного покрова [18]. Об этом влиянии и говорит качественное совпадение результатов расчетов с данными эксперимента. Это, в свою очередь, дает нам почву для дальнейшего исследования этого процесса и нахождения способов внедрения данной методики в медицинские учреждения, что существенно упростит обнаружение новообразований и, как следствие, их лечение [19].

Литература

1. Мяделец О.Д. Основы цитологии, эмбриологии и общей гистологии. М.: Медицинская книга, Н. Новгород: НГМА, 2002. 151 с.
2. Иванова С.В., Кирпиченок Л.Н. Использование флуоресцентных методов в медицине // Медицинские

References

1. Myadelets O.D. *Basics of Cytology, Embryology and General Histology*. Moscow, Medical book Publ., N. Novgorod, NSMA Publ., 2002, 151 p. (in Russian)
2. Ivanova S.V., Kirpichenok L.N. Application of fluorescent methods in medicine. *Meditinskije Novosti*, 2008, no. 12,

- новости. 2008. № 12. С. 56–61.
3. Бойченко А.П., Шустов М.А. Основы газоразрядной фотографии. Томск: СТТ, 2004. 316 с.
 4. Коротков К.Т. Основы ГРВ биоэлектрографии. СПб.: СПбГИТМО (ТУ), 2001. 360 с.
 5. Vander Heiden M.G., Cantley L.C., Thompson C.B. Understanding the Warburg effect: the metabolic requirements of cell proliferation // *Science*. 2009. V. 324. P. 1029–1033. doi: 10.1126/science.1160809
 6. Николаев А.Я. Биологическая химия. М.: Медицинское информационное агентство, 2007. 56 с.
 7. Северин Е.С., Алейникова Т.Л., Осипов Е.В., Силаева С.А. Биологическая химия. М.: Медицинское информационное агентство, 2008. 257 с.
 8. Мартинович Г.Г., Черенкевич С.Н. Окислительно-восстановительные процессы в клетках. Мн.: БГУ, 2008. 159 с.
 9. Ащеулов А.Ю., Пашков А.Н., Никитин А.В. Количественные характеристики ГРВ изображений у здоровых лиц и больных острой пневмонией // *Мат. III международного конгресса «Наука. Информация. Сознание»*. СПб., 1999.
 10. Вепкхадзе Р.Я., Геденешвили Э.Г., Капанадзе А.Б., Хвелидзе Э.Ш. Исследование сосудистых реакций при ГРВ и перспективы развития метода // *Мат. IV международного конгресса по биоэлектрографии «Энергия земли и человека»*. СПб., 2000.
 11. Гурвиц Б.Я., Крылов Б.А., Коротков К.Г. Новый концептуальный подход к ранней диагностике рака // *Сб. труд. «От эффекта Кирлиан к биоэлектрографии»*. СПб., 1998.
 12. Крамарский В.А., Фисюк Ю.А., Потапов А.Е. Особенности газоразрядной визуализации при некоторых видах акушерской патологии // *Мат. V международного конгресса Наука. Информация. Сознание*. СПб., 2001. С. 22–23.
 13. Тюрин М.В., Поздняков А.В. Диагностические возможности поверхностной ГРВ у пациентов с хирургической патологией // *Сб. труд. «От эффекта Кирлиан к биоэлектрографии»*. СПб., 1998. 333 с.
 14. Филиппова Н.А. ГРВ-грамма и другие биоэлектрические характеристики организма // *Вестник Северо-западного отделения Академии медико-технических наук РФ*. 2001. Выпуск 4. С. 47–59.
 15. Бойченко А.П. Об использовании полимерных ионообменных мембран в качестве моделей биообъектов при их газоразрядном фотографировании // *Краснодар: КубГУ*, 2005. С. 82–97.
 16. Бойченко А.П. Исследование топографии скрытого газоразрядного изображения // *Журнал научной и прикладной фото- и кинематографии*. 2002. Т. 47. № 3. С. 53–56.
 17. Бойченко А.П. Яковенко Н.А. Методика регистрации интегрального спектра излучения лавинного разряда с диэлектриком на электроде // *Автометрия*. 2002. Т. 38. № 5. С. 113–118.
 18. Акелян Н.С., Онищук С.А., Девичев А.А., Каракашев Д.В., Бойченко А.П. К вопросу о разрешающей способности оптических систем для газоразрядной микровизуализации объектов // *Конф. Краснодар*. 2003. С. 69–73.
 19. Бойченко А.П. Получение объемных газоразрядных изображений рептилий на примере ящерицы обыкновенной (*Lacerta agilis*). Теория и практика газоразрядной фотографии // *Сб. науч. тр. Кубанский гос. университет*. 2003. Т. 33. С. 74–76.
 - pp. 56–61. (in Russian)
 3. Boichenko A.P., Shustov M.A. *Basics of Gas-Discharge Photography*. Tomsk, STT, 2004, 316 p. (in Russian)
 4. Korotkov K.T. *Basis of GDV Bioelectrography*. St. Petersburg, SPbSIFMO (TU), 2001, 360 p. (in Russian)
 5. Vander Heiden M.G., Cantley L.C., Thompson C.B. Understanding the Warburg effect: the metabolic requirements of cell proliferation. *Science*, 2009, vol. 324, pp. 1029–1033. doi: 10.1126/science.1160809
 6. Nikolaev A.Ya. *Biological Chemistry*. Moscow, Medical Information Agency Publ., 2007, 56 p. (in Russian)
 7. Severin E.S., Aleinikova T.L., Osipov E.V., Silaeva S.A. *Biological Chemistry*. Moscow, Medical Information Agency Publ., 2008, 257 p. (in Russian)
 8. Martinovich G.G., Cherenkevich S.N. *Oxidation-Reduction Processes in Cells*. Minsk, BSU Publ., 2008, 159 p. (in Russian)
 9. Ashcheulov A.Yu., Pashkov A.N., Nikitin A.V. Quantitative characteristics of GDV images in healthy individuals and patients with acute pneumonia. *Proc. 3rd Int. Congress on Science, Information, Consciousness*. St. Petersburg, 1999. (in Russian)
 10. Vepkhvadze R.Ya., Gedeneshvili E.G., Kapanadze A.B., Khvelidze E.Sh. Investigation of vascular reactions with GDV and method development prospects. *Proc. 4th Int. Conf. on Bioelectrography: Energy of the Earth and Human*. St. Petersburg, 2000. (in Russian)
 11. Gurvits B.Ya., Krylov B.A., Korotkov K.G. New conceptual approach to early diagnosis of cancer. *Proc. From the Kirlian Effect to Bioelectrography*. St. Petersburg, 1998. (in Russian)
 12. Kramarskii V.A., Fisyuk Yu.A., Potapov A.E. Features of gas-discharge imaging for some types of obstetric pathology. *Proc. 4th Int. Congress on Science, Information, Consciousness*. St. Petersburg, 2001, pp. 22–23. (in Russian)
 13. Tyurin M.V., Pozdnyakov A.V. Diagnostic capabilities of surface GDV in patients with surgical pathology. *Proc. From the Kirlian Effect to Bioelectrography*. St. Petersburg, 1998, 333 p. (in Russian)
 14. Filippova N.A. GDV-gram and other bioelectrical characteristics of the organism. *Bulletin of the North-West Branch of Russian Academy of Medical and Technical Sciences*, 2001, no. 4, pp. 47–59. (in Russian)
 15. Boichenko A.P. *On the use of polymer ion-exchange membranes as models of bioobjects in gas-discharge photography*. Krasnodar, Russia, Kuban State University, 2005, pp. 82–97. (in Russian)
 16. Boichenko A.P. Investigation of the latent gas-discharge image topography. *Zhurnal Nauchnoi i Prikladnoi Foto- i Kinematografii*, 2002, vol. 47, no. 3, pp. 53–56. (in Russian)
 17. Boichenko A.P. Yakovenko N.A. Method for recording the integrated emission spectrum of an avalanche discharge with a dielectric at the electrode. *Avtometriya*, 2002, vol. 38, no. 5, pp. 113–118. (in Russian)
 18. Akelyan N.S., Onishchuk S.A., Devichev A.A., Karakashev D.V., Boichenko A.P. On the resolving power of optical systems for gas-discharge microimaging of objects. *Proc. Conf., Krasnodar, Russia*, 2003, pp. 69–73. (in Russian)
 19. Boichenko A.P. Obtaining volumetric gas-discharge images of reptiles using the example of a lizard ordinary (*Lacerta agilis*). Theory and practice of gas-discharge photography. *Proc. Kuban State University*, 2003, vol. 33, pp. 74–76. (in Russian)

Авторы

Миносянц Карина Аликовна – аспирант, Кубанский государственный университет, Краснодар, 350040, Российская Федерация, ORCID ID: 0000 0003 3270 8436, minosyants2018@yandex.ru

Тумаев Евгений Николаевич – доктор физико-математических наук, профессор, профессор, Кубанский государственный университет, Краснодар, 350040, Российская Федерация, Scopus ID: 6504666357, ORCID ID: 0000 0002 2258 089X, tumayev@phys.kubsu.ru

Authors

Karina A. Minosyants – postgraduate, Kuban State University, Krasnodar, 350040, Russian Federation, ORCID ID: 0000 0003 3270 8436, minosyants2018@yandex.ru

Evgeniy N. Tumaev – D.Sc., Full Professor, Kuban State University, Krasnodar, 350040, Russian Federation, Scopus ID: 6504666357, ORCID ID: 0000 0002 2258 089X, tumayev@phys.kubsu.ru