

подавались изображения, искаженные с известными параметрами. Эталонное изображение искажалось со всеми параметрами из заданного интервала. Искомому значению параметра соответствует минимальное значение функционала.

Для вычисления относительной погрешности используется формула:

$$\Delta = \left| \frac{|b^0| - |b|}{b^0} \right| \cdot 100\%, \quad (15)$$

где b^0 - значение параметра преобразования, идеально нормализующее искажение. Результаты исследования приведены в табл. 2

Таблица 2

Экспериментальные исследования определения параметра перспективы

Значение параметров перспективы	Вычисленные значения параметра перспективы	Относительные погрешности, %
0; 0.0012	0; 0.0013	0; 8,33
0; 0.0001	0; 0.000108	0; 8
0.0001; 0.0002	0.000113; 0.00019	13; 5
0.0001; 0.0004	0.000107; 0.0004	7; 0
0.0002; 0.0005	0.0002; 0.000512	0; 2,4
0.0003; 0.0006	0.000311; 0.000603	3,67; 0,5
0.0003; 0.0007	0.000304; 0.000721	1,33; 3
0.001; 0.0008	0.00108; 0.000802	8; 0,25
0.001; 0.0009	0.00103; 0.000913	3; 1,44
0.0005; 0.001	0.000545; 0.00104	9; 4

Выводы. Разработана математическая модель критерия идентификации проективной группы преобразований для систем технического зрения. Существует множество алгоритмов обработки изображения, в каждом случае используют разные методы. Критерий позволяет на начальном этапе определить, к какой группе преобразований относится изображение, что дает возможность автоматически выбрать алгоритм. В результате проведенных исследований экспериментально были установлены области возможных значений функционала и пороговое значение $\epsilon = 0,0001$ для изображений размера 500x500. Если величина функционала не превышает этого значения, значит, изображение относится к аффинной группе. Если превышает, то к проективной. Также предложен алгоритм нормализации для установления значения параметра перспективы, который позволяет свести проективные искажения изображения к аффинным, дальнейшую компенсацию которых можно произвести с помощью известных методов [1].

Список литературы: 1. Путьтин Е.П., Аверин С.И. Обработка изображений в робототехнике. М.: Машиностроение, 1990. – 320с.; 2. Любченко В.А., Путьтин Е.П. Математические модели зрительного восприятия и нормализации изображений // Проблемы бионики. – 2002. – №56. – С. 44-48; 3. Мышкис А.Д. Лекции по высшей математике. – М.: Наука, 1973. – 640 с. 4. Любченко В.А., Путьтин Е.П. Математические модели нормализации перспективы // Проблемы бионики. – 2000. – №53. – С. 22-27.

Поступила в редколлегию 06.06.08

УДК 621.375.826+636.082.4

А. В. ЛЕВКИН, канд. техн. наук ХНТУСХ им. П. Василенко,
С. Н. КОВАЛЕНКО, ст. преподаватель ХНТУСХ им. П. Василенко,
Д. А. ЛЕВКИН, студент механико-математического факультета ХНУ им. В.Н.Каразина

ОБОСНОВАНИЕ СТРУКТУРЫ И РАБОЧИХ ПАРАМЕТРОВ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ЛАЗЕРНОГО ДЕЛЕНИЯ ЭМБРИОНОВ В ЖИВОТНОВОДСТВЕ

На основі використання лазера на аргоні, що працює у видимій області спектру, запропонована апаратна реалізація методу лазерного ділення ранніх ембріонів у тваринництві. Обґрунтовано використання аргонного лазера безперервної дії з довжиною хвилі випромінювання 515 нм або 488 нм і регульованою потужністю в діапазоні 0–2 Вт з акустико-оптичним модулятором, який формує промінь лазера у вигляді імпульсів тривалістю 1 мс і менше; енергія імпульсів $\approx 0,002$ Дж.

На основе использования лазера на аргоне, работающего в видимой области спектра, предложена аппаратная реализация метода лазерного деления ранних эмбрионов в животноводстве. Обосновано применение аргонного лазера непрерывного действия с длиной волны излучения 515 нм или 488 нм и регулируемой мощностью в диапазоне 0–2 Вт с акустико-оптическим модулятором, пропускающим луч лазера в виде импульсов длительностью 1 мс и меньше; энергия импульсов $\approx 0,002$ Дж.

On the basis of the use of laser on an argon, working in a visible area spectrum, apparatus realization of method of laser division of early embryos is offered in a stock-raising. It is grounded, that in-use argon laser of continuous action with a wave-length radiation of 515 nm or 488 nm and managed power in a range 0–2 W with a acoustic-optical grid, allowing the ray of laser as impulses by duration 1 ms and less than, energy of impulses $\approx 0,002$ Dzh.

Введение. В настоящее время для повышения эффективности проведения микрохирургических манипуляций с различными микробиологическими объектами, к которым относятся и эмбрионы крупного рогатого скота, все большее внимание уделяется применению технических средств на основе лазерного воздействия на эти биообъекты.

Анализ публикаций. В работах [1 – 2] рассматривались вопросы анализа и синтеза систем, содержащих подвижные локальные источники физического поля. Задача моделирования лазерно-теплового воздействия на эмбрион решалась в работе [4]. Вопросам синтеза лазерных систем посвящены работы [5 – 7].

Цель настоящего исследования. Основной задачей является создание общего подхода к разработке специализированных лазерных систем, которые бы давали возможность повысить эффективность (по затратам времени, стерильности проведения деления и точности) решения соответствующих задач с ограничениями.

Концепция аппаратной реализации лазерно-теплового воздействия на эмбрион. Количественная оценка основных физических параметров, характеризующих тепловое взаимодействие лазерного излучения с микробиологическими объектами, позволили определить структуру биотехнической системы лазерного деления эмбрионов в животноводстве [1 – 3]. Системе необходимо иметь в своем составе: источник лазерного излучения, коллимирующую оптику, поворотное зеркало, фокусирующую оптическую систему, инвертированный микроскоп, а также устройства, позволяющие улучшить качество деления (рис. 1).

Основным компонентом системы, в наибольшей степени влияющим на преимущества именно лазерного деления эмбрионов, является лазер. Проведенные оценки позволили выделить требования к используемым лазерам в технологическом процессе деления эмбрионов с точки зрения получения минимального количества поврежденных blastomeres [4]. К ним относятся: мощность, достаточная для деления эмбриона, работа в видимом спектре, возможность чрезвычайно тонкой фокусировки лазерного луча и точного дозирования энергии, максимально большое время работы до замены активного элемента, простота обслуживания и надежность работы, низкая стоимость.

Задача синтеза параметров лазерно-теплового воздействия состоит в определении допустимых значений основных параметров, которые возможно изменять при применении технических средств, обеспечивающих этот участок технологического процесса. К таким параметрам в первую очередь относятся: мощность лазерного воздействия и геометрические параметры лазерного источника [5].

Поскольку основным критерием качества лазерного деления эмбрионов является обеспечение жизнеспособности частей эмбрионов, то первостепенное значение имеет задача синтеза параметров технических средств по точности температурного режима. Содержательный смысл ее постановки состоит в следующем.

Необходимо из множества допустимых рабочих параметров технических средств найти такие, которые бы обеспечили технологический процесс

деления эмбриона и при этом создаваемое температурное поле в ближайших к месту деления точках не превышало бы наперед заданные значения, обеспечивая тем самым жизнеспособность частей эмбриона.

В качестве основных рабочих параметров возьмем мощность лазерного воздействия и геометрические параметры источника.

В общем случае температурное поле T зависит от этих параметров и представляется в виде:

$$T = T(x, y, z, t, P(x, y, z, t), x_1, y_1, z_1), \quad (1)$$

где x, y, z – пространственные координаты;

t – время;

P – мощность лазерного воздействия;

x_1, y_1, z_1 – наиболее характерные геометрические параметры источника, например, ширина, длина и глубина лазерного воздействия на эмбрион для случая технологии деления лазерным отрезком.

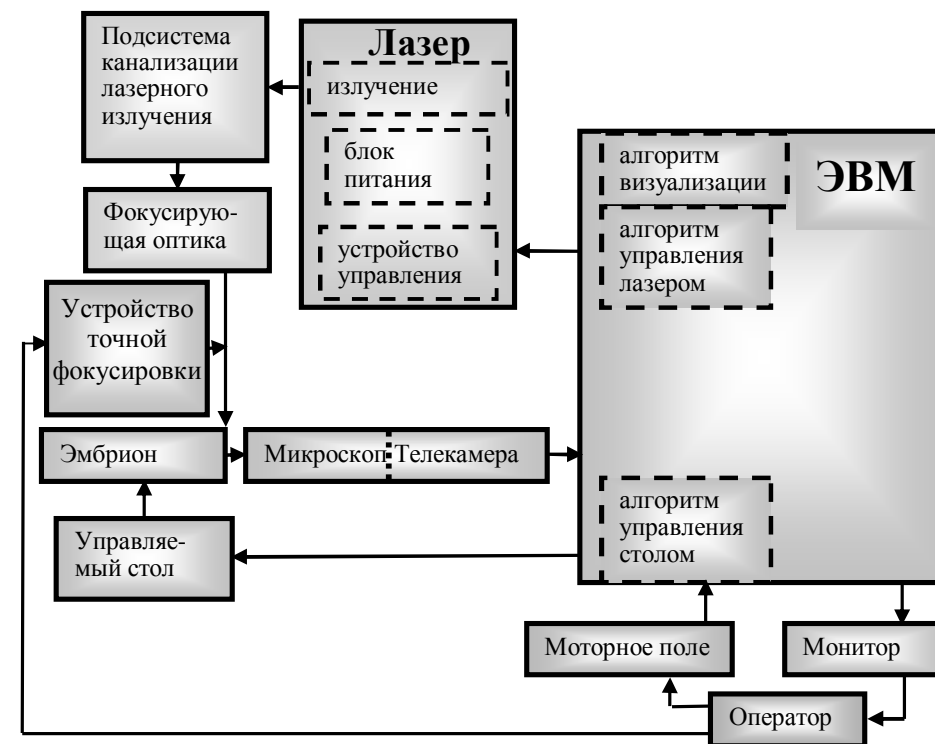


Рис. 1. Структурная схема биотехнической системы лазерного деления эмбрионов в животноводстве

В силу содержательной постановки задачи синтеза рабочих параметров, отмеченной выше, приходим к следующей системе нелинейных неравенств:

$$T[P(x, y, z, t), x_1, y_1, z_1, t] \leq T_j (j = \overline{1, m}; x = x^j; y = y^j; z = z^j; t = t^j), \quad (2)$$

$$P_{\min} \leq P(x, y, z, t) \leq P_{\max}, \quad (3)$$

$$x^* \leq x_1 \leq x^{**}, \quad (4)$$

$$y^* \leq y_1 \leq y^{**}, \quad (5)$$

$$z^* \leq z_1 \leq z^{**}, \quad (6)$$

где $T_j (j = \overline{1, m})$ – заданные допустимые значения температурного поля в точках $(x^j, y^j, z^j) (j = \overline{1, m})$ контроля температурного поля;

P_{\min}, P_{\max} – допустимая минимальная и максимальная мощность лазерного излучения, обусловленная применяемыми техническими средствами;

* ** – звездочкой обозначены соответственно минимальные и максимальные значения геометрических параметров носителя источника.

Ограничения (4) – (6) очень простые, и поиск рациональных параметров можно осуществить, например, методом дихотомии или золотого сечения. Кроме того, обеспечение локальности действия источника требует устремления этих параметров к минимально возможным значениям. Что же касается ограничений (2) – (3), то для их исследования необходимо предварительно найти в аналитическом виде решение соответствующей краевой задачи.

Рассмотрим в качестве примера определение мощности лазерного источника для технологии деления эмбриона лазерным пятном. Аналитическое выражение для определения температурного поля сферического тела радиуса R с импульсным источником радиуса r_0 , мощность которого равномерно распределена по носителю источника, можно представить в виде:

$$T(r, t) = \frac{2}{\pi r_0} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n} \sin\left(\frac{n\pi r}{R}\right) \left[\frac{R}{\pi n} \sin\left(\frac{n\pi r_0}{R}\right) - r_0 \cos\left(\frac{n\pi r_0}{R}\right) \right] \times \times \frac{g_0}{A_n} e^{-A_n(t-t_1)} (1 - e^{-A_n t_1}), \quad (7)$$

$$\text{где } A_n = \frac{a \cdot n^2 \cdot \pi^2}{R^2}.$$

Для значений теплопроводности $\alpha \approx 0,25 \frac{\text{Вт}}{\text{м} \cdot \text{К}}$, удельной теплоемкости

$c \approx 1,55 \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \cdot \text{К}}$, радиуса источника $r_0 \approx 4 \text{ мкм}$, радиуса эмбриона $R \approx 150 \text{ мкм}$,

числа членов ряда $n=500$, точки контроля температурного поля $r_1^* = r_0 + 0,1 r_0^*$ (где r_0^* – усредненный радиус бластомера), числа бластомеров $m=16$ проведены численные расчеты по определению мощности источника с учетом допустимой температуры $T_1^* = 49 \pm 0,3^\circ \text{C}$.

Для допустимой температуры $T_1^* = 49 \pm 0,3^\circ \text{C}$ соответствующее значение $P_0 = 2 \text{ Вт}$.

Расчеты рассеяния теплоты для $P_0 = 2 \text{ Вт}$ основаны на допущении, что теплопроводность эмбриона близка к теплопроводности воды. Так как эмбрион состоит на 80% из воды, то такое допущение является вполне приемлемым. В действительности такое допущение делается с запасом, т.к. наличие в составе эмбриона белков уменьшает теплопроводность. Следовательно, результирующие распределения температуры будут немного меньше рассчитанных. Пределы температур были экспериментально измерены в воде, основываясь на приведенных выше рассуждениях. При этом зона превышения допустимой температуры 49°C (зона повреждения) составляет $\approx 10 \text{ мкм}$. Это является допустимым значением для полноценного развития оставшихся частей эмбриона.

Отметим, что для обоснования возможных областей применения определенного лазера в медицине, биологии и ветеринарии, помимо теоретических и экспериментальных исследований важной предпосылкой является, по возможности более широкое знание спектральных характеристик поглощения различных биообъектов [6 – 8]. На этом основании можно подтвердить теоретические исследования для определенного типа биообъекта относительную эффективность существующих лазерных систем, а также до сих пор не применявшихся длин волн. Для этого используются методы оптической спектроскопии, с помощью которой регистрируются и исследуются спектры вращения, колебания и электронного возбуждения. С помощью одного фотометра, как правило, можно зарегистрировать спектры только в пределах одного или двух граничных диапазонов. Изображение зависимости интенсивности поглощения от частоты или длины волны определяется как спектр. Спектры поглощения (рис. 2) оболочек, перивителлированного пространства, бластомеров, входящие в состав эмбриона, регистрировались универсальным спектральным фотометром с микроскопом UMSP80 (фирма Zeiss). При изображении спектров по оси абсцисс откладывается, обычно, длина волны, по оси ординат при исследовании поглощения откладывают отношение ослабленного образца потока излучения к падающему потоку излучения.

Анализируя спектры (рис. 2), можно сделать вывод о применении лазеров с длинами волн излучения порядка 480-520 нм, которым соответствует аргон-ионные лазеры.

Выводы. Предложена аппаратная реализация метода лазерного деления ранних эмбрионов в животноводстве на основе использования лазера на аргоне, работающего в видимой области спектра. Обосновано использование лазера непрерывного действия, с длиной волны излучения 515 нм или 488 нм, с акустико-оптическим модулятором, формирующий луч лазера в виде импульсов длительностью 1 мс и меньше, с энергией импульсов $\approx 0,002$ Дж, расходом мощностью 0,9 мВт.

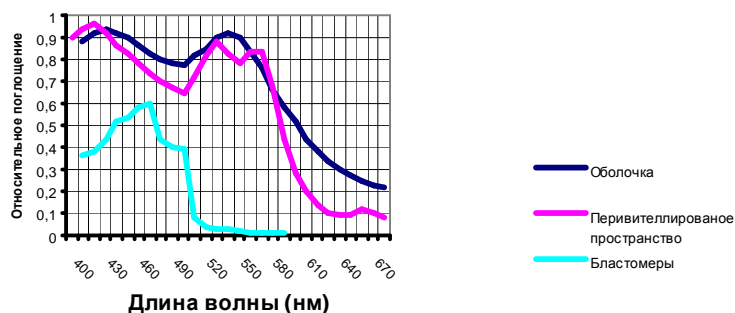


Рис. 2. Спектры поглощения оболочки, перивителлированного пространства, бластомеров, входящие в состав эмбриона

Список литературы: 1. А. с. Устройство для регулирования температурного поля: А. с. № 323872 СССР / Е. П. Чубаров, А. М. Суворов, Г. П. Катис (СССР). – Оpubл. в бюл. "Открытия. Изобретения. Пром. образцы. Товарные знаки", 1972. № 1. – с. 212. 2. А. с. Устройство для управления процессом электронно-лучевого нагрева: А. с. СССР / Е. П. Чубаров, А. Г. Бутковский, С. А. Важнов (СССР). – А. с. Оpubл. в бюл. "Открытия. Изобретения. Пром. образцы. Товарные знаки", 1975. № 31. – с. 170. 3. Левкин А. В. Біотехнологічні методи підвищення ефективності тваринництва в період реструктуризації // Проблеми енергозабезпечення та енергозбереження в АПК України. Вісник Харківського державного технічного університету сільського господарства. – Вип. 10, – Харків, 2002. – С. 240 – 242. 4. Левкин А. В. Модель и метод решения задачи оптимизации лазерного деления эмбриона // Системы обработки информации. – Вип. 5 (45), – Харків: Харківський університет повітряних сил, 2005. – С. 85 – 92. 5. Левкин А. В. Система лазерного деления ранних эмбрионов в животноводстве // Материалы XX юбилейной Международной научно – практической конференции "Применение лазеров в медицине и биологии". – Ялта, 2003. – С. 136 – 137. 6. Левкин А. В. Физиологическое действие лазера // Материалы XXII Международной научно – практической конференции "Применение лазеров в медицине и биологии". – Ялта, 2004. – С. 156 – 157. 7. Левкин А. В. Подсистема управления мощностью лазера в процессе деления ранних эмбрионов крупного рогатого скота // Материалы XXV Международной научно – практической конференции "Применение лазеров в медицине и биологии". – Луцк, 2006. – С. 135 – 136.

8. Левкин А. В., Мегель Ю. Е. Моделирование процессов взаимодействия лазерного излучения с микробиологическими объектами // Материалы III Международной научно – технической конференции "Методы представления и обработки случайных сигналов и полей". – Харьков: ХГТУРЭ. 1993. – С. 21 – 22.

Поступила в редколлегию 12.05.08

УДК 519.174.7

В. Ф. ПРОКОПЕНКОВ, Ю. Н. КОЖИН, О. Н. МАЛЫХ, канд. техн. наук

НОВЫЙ ЭВРИСТИЧЕСКИЙ АЛГОРИТМ РАСКРАСКИ ГРАФА

У дискретній математиці відомі різні алгоритми розкрашення графів: точні, перебірні, евристичні. Недоліком точних та перебірних алгоритмів є те, що вони характеризуються неполіноміальною складністю від кількості вершин у графі. Евристичні потребують менших затрат часу, але не гарантують отримання оптимального рішення. В запропонованій статті надається новий евристичний алгоритм розкрашення графу, який має лінійну складність. Якість розкрашення досягається порядком обробки вершин, що вибирається.

В дискретной математике известны разные алгоритмы раскраски графов: точные, переборные, эвристические. Недостатком точных и переборных алгоритмов является то, что они характеризуются неполиномиальной сложностью от количества вершин в графе. Эвристические требуют меньших затрат времени, но не гарантируют получения оптимального решения. В предлагаемой статье описывается новый эвристический алгоритм раскраски графа, обладающий линейной сложностью. Качество окраски достигается выбираемым порядком обработки вершин.

The exact, searching and heuristic algorithms are known in discrete mathematics. Non polynomial computational complexity in relation to graph nodes quantity is the imperfection of exact and searching algorithms. The heuristic algorithms are need smallest time, but optimal solution isn't guaranteed. This article presents new graph paint heuristic algorithm with linear computational complexity. The paint quality is achieved by selected nodes processing order.

Введение. Многие вопросы логического проектирования сводятся к задаче о нахождении минимальной раскраски вершин графа или ее модификациям. Обычно они формулируются как задачи о разбиении данного множества на минимальное число совместимых в том или ином смысле подмножеств.

Задачи, где условие попарной совместимости элементов подмножества необходимо и достаточно для их совместимости в совокупности, сводятся к нахождению минимальной раскраски графа, вершины которого соответствуют элементам данного множества, а ребра — парам несовместимых элементов этого множества.

Для нахождения решения задачи раскраски графа большой размерности можно применять точные или приближенные методы ее решения. Точные методы гарантируют получение оптимального решения. Приближенные