

2. Медведев, Г.М. Технология и оборудование макаронного производства / Г.М.Медведев – М.: «Колос», 1984. - 280 с.

3. Чернов, М.Е. Оборудование предприятий макаронной промышленности / М.Е. Чернов – М.: «Пищевая промышленность», 1978. - 382 с.

УДК 615.849.19

## ВОЗМОЖНОСТИ СНИЖЕНИЯ ЭНЕРГОЗАТРАТ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛАЗЕРОФОРЕЗА

Рыжевич А.А., канд. физ.-мат. наук, Солоневич С.В., Железнякова Т.А.

УО «Белорусский государственный аграрный технический университет»  
Институт физики им. Б.И. Степанова НАН Беларуси  
УО «Белорусский государственный университет»  
г. Минск, Республика Беларусь

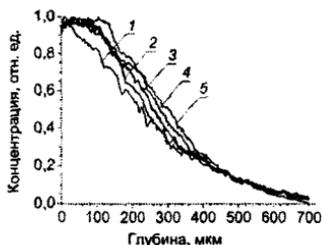


Рисунок 1 – Проникновение водного раствора роданида бромидов в мышечную ткань без облучения (1) и при облучении лазерным светом постоянной интенсивности с длинами волн 660 (2), 690 (3), 785 (4) и 830 нм (5)

организме животного и, как следствие, содержание препарата в конечной продукции. В работе предложены пути уменьшения энергозатрат при проведении лазерофореза. На рисунке 1 представлены графики распределения препарата-метки роданида бромидов по глубине при введении его водного раствора в мышечную ткань без облучения и при облучении непрерывным излучением постоянной интенсивности для четырех длин волн. По этим графикам нами определены значения площади под кривой зависимости концентрации препарата от глубины и глубина проникновения препарата (по уровню половинной концентрации) при различных условиях. Для использованных образцов биоткани наилучшие результаты получены при длине волны излучения 785 нм. Оптимальной длиной волны для осуществления лазерофореза является та, которая обеспечивает наибольшую глубину проникновения лазерного излучения внутрь биоткани. Применение излучения с оптимальной длиной волны может повысить эффективность лазерофореза при тех же энергозатратах в 1,2-1,3 раза. В зависимости от различных условий и местонахождения участка биоткани даже для одного и того же организма значение оптимальной длины волны может варьироваться в пределах диапазона 700-900 нм. Для увеличения эффективности лазерофореза в каждом конкретном случае целесообразно определять значение оптимальной длины волны с точностью хотя бы 30-50 нм. Для этого может применяться устройство, схема которого представлена на рис. 2. Цилиндрическая компоновка светоприемника 5 и установленных вокруг него по линии окружности лазерных диодов (ЛД) 4 внутри измерительной головки устройства дает возможность обеспечить одинаковое расстояние от каждого ЛД до светоприемника. В зависимости от мощности используемых ЛД расстояние может изменяться от 2 до 5 мм. Количество ЛД, излучающих с различными длинами волн в диапазоне 700-900 нм, может варьироваться от 3 до 8 в зависимости от необходимой точности определения оптимальной для лазерофореза длины волны.

Окошки 8 в корпусе 1 устройства пылевлагопроницаемо закрыты стеклами 3.

Снаружи корпуса окошки окружены кольцевыми бордюрами 9 со скругленным профилем, предохраняющими стекла 3 от непосредственного контакта с биотканью и препятствующими попаданию света от ЛД в светоприемник 5 в результате многократных переотражений от поверхностей устройства и кожи. ЛД попеременно испускают импульсы лазерного излучения. Детектор-светоприемник 5 для каждого из ЛД 4 регистрирует значения мощности излучения, дошедшего до него в результате рассеяния внутри биоткани. Значения записываются процессором устройства, после чего все стекла 3 закрываются светонепроницаемой крышкой, поднимаются светонепроницаемые экраны 2 перед отверстиями 7 в центральной трубчатой перегородке 6 корпуса, и производится калибровочная серия поочередных импульсов всех ЛД. Отверстия 6 расположены на радиальных линиях, соединяющих каждый из ЛД со светоприемником, благодаря чему светоприемник регистрирует калибровочные значения мощности лазерного излучения для каждого из ЛД. Поскольку коэффициенты рассеяния биоткани для всех длин волн в диапазоне 700+900 нм примерно одинаковы, по величине рассчитанных процессором устройства отношений калибровочных мощностей излучения ЛД к мощностям излучения тех же ЛД, дошедшего до приемника через биоткань в результате рассеяния, можно судить о том, излучение какого из ЛД проходит сквозь биоткань лучше. Для повышения достоверности при определении оптимальной длины волны желательно производить несколько измерений, изменяя ориентацию измерительной головки путем ее вращения вокруг оси симметрии измерительной головки светоприемника.

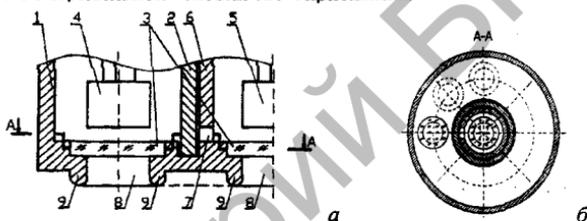


Рисунок 2 – Схема устройства для определения длины волны, оптимальной для проведения лазерофореза: а – разрез, б – сечение

При облучении клеток биоткани когерентным лазерным излучением на содержащиеся в них органеллы действуют градиентные силы, суммарное воздействие которых тем больше, чем больше глубина проникновения излучения. Перемещение органелл под влиянием градиентных сил активизирует транспорт веществ и тем самым делает лазерофорез более эффективным. По этой причине также следует использовать лазерное излучение на оптимальной длине волны.

Еще одна возможность для уменьшения энергозатрат при лазерофорезе появляется при применении импульсных режимов облучения. С помощью численного моделирования обнаружено, что при непрерывном облучении биоклетки в течение времени  $t$  излучением с длиной волны  $\lambda$  и постоянной интенсивностью  $I(z)$  при наличии оттока тепла из нагретой клетки, предельно возможное изменение температуры  $\Delta T_{\text{lim}}(z) = bI(z)\tau$ , где  $b = \Delta\alpha(\lambda) / (\rho c)$ ,  $\Delta\alpha(\lambda) = \alpha_1(\lambda) - \alpha_2(\lambda)$ ,  $\alpha_1(\lambda)$ ,  $\alpha_2(\lambda)$  – коэффициенты поглощения среды для областей 1 (клетки) и 2 (жидкости, окружающей клетку) соответственно,  $\rho$ ,  $c$  – плотность и удельная теплоемкость среды в клетке;  $\tau = L^2 / \chi$  – характерное время температурной релаксации клетки,  $L$  – линейный размер клетки,  $\chi$  – коэффициент температуропроводности биоткани,  $\chi = k / (\rho c)$ ,  $k$  – коэффициент теплопроводности биоткани. Для случая облучения биоткани в течение достаточно длительного промежутка времени ( $t/\tau \gg 1$ ) получаем, что изменение температуры структурного элемента при облучении его лазерным излучением постоянной интенсивности в течение конечного времени  $t_{\text{всп}}$  составит  $\Delta T_1(t_{\text{всп}}, z) = bI(z)\tau(1 - e^{-t_{\text{всп}}/\tau})$ , при этом, если  $t_{\text{всп}} \geq 4\tau$ , то величина изменения температуры отличается от максимально возможной  $\Delta T_{\text{lim}}(z)$  менее чем на 1,83%, т. е. за время порядка 4  $\tau$  практически достигается максимально возможное изменение температуры внутри биоклетки, а следовательно, и изменение объема клетки. После прекращения облучения во время  $t_{\text{пауз}}$  паузы между

импульсами происходит довольно быстрое охлаждение структурного элемента  $\Delta T_2(t, z) = b(z)\tau(e^{-t/\tau} - 1)e^{-z/\delta}$ . При  $t_{\text{плав}} \geq 4\tau$  величина отклонения температуры  $\Delta T_2(t_{\text{плав}}, z)$  отличается от 0 К менее чем на 1,83 % максимального значения  $\Delta T^{\text{lim}}(z)$ . Таким образом, замена непрерывного режима облучения на импульсный вместо однократного изменения приводит к циклическим изменениям объема клетки, прямо пропорциональным изменениям ее температуры. Поскольку при изменении объема клетки происходит выдвигание наружу подвижных элементов (липидов) в ее оболочке, и это выдвигание многократное, проницаемость клеточных мембран для молекул препарата при импульсном облучении получается большей, чем при непрерывном облучении. Можно модулировать интенсивность излучения импульсами различной формы, но прямоугольные импульсы являются самыми эффективными, т.к. диапазон изменения температуры клетки при их применении оказывается наибольшим (рисунок 3 а). Из рисунка 3 б следует, что глубина проникновения препарата по уровню  $1/2$  при лазерофорезе импульсным излучением увеличилась в 1,16 раза, а общее количество введенного в ткань препарата – в 1,13 раза по сравнению с лазерофорезом непрерывным излучением, интенсивность которого в два раза превышала среднюю интенсивность импульсного.

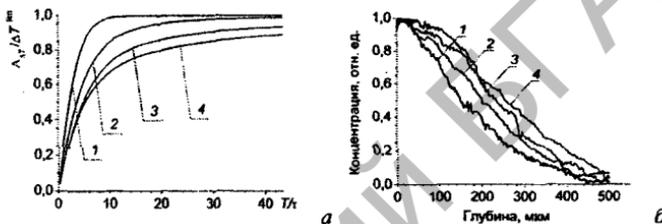


Рисунок 3 – Зависимость диапазона изменения температуры внутри клетки от длительности периода импульсов интенсивности излучения для прямоугольных (1), синусоидальных (2), симметричных (3) и несимметричных с коэффициентом асимметрии 1 (4) треугольных импульсов – а; усредненная экспериментальная зависимость концентрации введенного в биоткань препарата от глубины для образцов необлученных (1), облученных непрерывным излучением мощностью 10 мВт (2), облученных импульсным излучением со средней мощностью 5 мВт (3) и 10 мВт (4) – б

Численный расчет показал, что при реальных значениях параметров и микропараметров биоткани оптимальная частота следования прямоугольных импульсов интенсивности лазерного излучения находится в диапазоне 36÷350 Гц.

Таким образом, модуляция интенсивности лазерного излучения, имеющего оптимальную длину волны, в виде прямоугольных импульсов оптимальной длины и скважности, дает возможность увеличить эффективность лазерофореза более чем в 1,3 раза. При этом расход электроэнергии снижается в два раза, поскольку мощность накачки и затраты энергии на охлаждение лазерного диода, излучающего с постоянной интенсивностью, в два раза больше, чем аналогичные параметры для диода, работающего в импульсном режиме с пиковой интенсивностью, равной интенсивности непрерывного излучения. Работа частично поддержана БРФФИ (проект Ф08М-059).

УДК 631.333

### РАБОЧИЙ ОРГАН ДЛЯ ГРЕБНЕОБРАЗОВАНИЯ

Зыкун А.С., Лахмаков В.С. к.т.н. доцент

УО «Белорусский государственный аграрный технический университет»

г. Минск, Республика Беларусь

За рубежом активно используется гребневая технология возделывания картофеля, которая позволяет проводить почвозащитные и энергосберегающие мероприятия. При проведении предпосевного формирования гребней зарубежные специалисты считают, что это способствует повышению точности при использовании скоростных картофелесажалок,