БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Полищук А.* Вопросы выбора мощных светодиодных ламп для светотехнических применений //Современная электроника – М. – 2006. – №1, – С. 20
2. *Стороженко А.И.* Пересчет координат цветности из системы цветов колориметра в истему XYZ //Научно-технический вестник. – СПб: – 2006. – Вып. 26. Исследования в области приборостроения. – С. 196–200.
3. *Якушенко Ю.Г.* Оптические системы фотоэлектрических устройств. – М.: Машиностроение, 1966, – 160 с.
4. www.azimut.spb.ru
5. http://www.cree.com/products/xlamp_portable_app.asp
6. http://www.fraensrl.com/images/Fraen_Microscope_tuberculosis.pdf
7. http://www.walamp.com/lpd/index.tpl

УДК 615.471

Д.С. Алексеев

О ТЕРМОСТАТИРОВАНИИ ПРИ ВИДЕОМИКРОСКОПИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЦИЛИАРНОГО АППАРАТА

При видеомикроскопическом исследовании двигательной активности цилиарного аппарата измеряемой характеристикой обычно является частота биений ресничек мерцательного эпителия, вычисляемая при обсчёте видеоданных при помощи преобразования Фурье. Программно-аппаратный комплекс, реализующий метод компьютерной видеомикроскопии, включает в себя лабораторный микроскоп, компьютер с платой видеозахвата и программным обеспечением, реализующим процедуру спектрального анализа изменения яркости рабочей области биопробы, и устанавливаемую на микроскопе видеокамеру.

Первые работы по измерению параметров двигательной активности цилиарного аппарата [1, 2] не принимали во внимание необходимости термостатирования. Однако впоследствии значительная зависимость частоты биений реснитчатого эпителия от температуры была замечена, чему были посвящены специальные исследования [напр, 3], в которых для чистоты эксперимента использовали термостатированную камеру, в которую полностью помещается микроскоп. По-видимому, данное громоздкое и дорогое решение может быть обосновано при исследованиях, требующих точности поддержания температуры порядка сотых долей градуса и жестче, когда становится невозможным пренебречь конвекцией. Несмотря на полученные результаты, те же авторы в рекомендациях для типового комплекса исследований двигательной активности цилиарного аппарата в основную комплектацию не включают никаких устройств термостатирования [4], другие авторы считают необходимым включать блок термостатирования [5].

В итоге сошлись на мнении, что в рутинных исследованиях достаточно точности поддержания температуры около 1 К [6]. Такое сравнительно мягкое требование приводит авторов к мысли использования простого решения – термостатированного столика микроскопа, или термостолика. В процессе данного исследования на этапе перехода к наибольшему увеличению используется иммерсионный объектив, погружаемый в каплю иммерсионного масла, но даже авторы, специально подчеркивающие важность контроля температуры [7], не используют термостатирования объектива, а только указывают, что температуру контролировали.

Оценим степень влияния иммерсионного объектива на точность поддержания температуры.

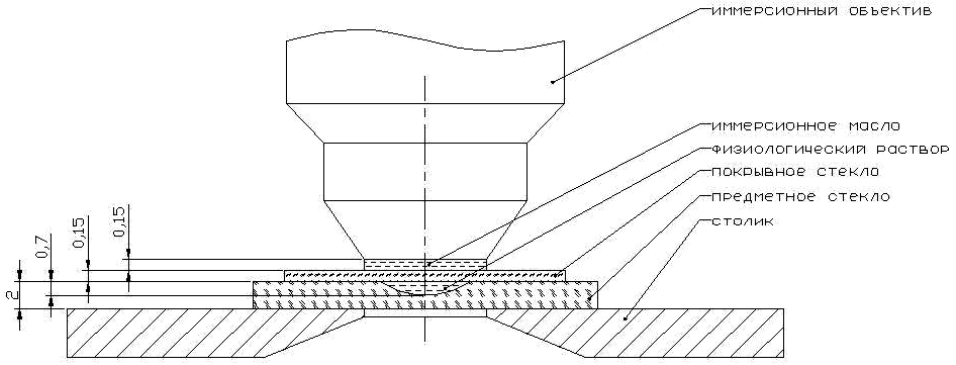


Рис. 1. Схема иммерсионного исследования

Промежуток между иммерсионным объективом и столиком состоит из четырех слоев: слоя иммерсионного масла толщиной 0,15 мм; покрывного стекла толщиной также 0,15 мм; слоя физиологического раствора (точнее, раствора Рингера – Лока, но все равно в нашем тепловом расчете данная субстанция не отличается по свойствам от воды) в лунке глубиной 0,7 мм и наконец слоя предметного стекла толщиной 1,3 мм.

Формула Фурье [8] имеет вид

$$q = -\lambda \ \mathrm{grad}\, T$$

где q – поток тепла, Вт/м^2, λ – коэффициент теплопроводности, Вт/м·К, T – температура, К. Эта формула для одномерного линейного случая может быть переписана как

$$q = -\frac{\lambda}{h} \ \Delta T,$$

где h – толщина одномерного теплопроводящего слоя, м. В нашем случае последовательно включены четыре слоя; их тепловые сопротивления складываются, а поскольку тепловые проводимости по отношению к сопротивлениям являются обратными величинами, то для четырех слоев имеем

$$q = -\frac{\Delta T}{\frac{h_1}{\lambda_1} + \frac{h_2}{\lambda_2} + \frac{h_3}{\lambda_3} + \frac{h_4}{\lambda_4}}$$

где нижние индексы относятся к соответствующим слоям. Принимая коэффициенты теплопроводности иммерсионного масла равным 0,14 Вт/м·К [9], физиологического раствора 0,56 Вт/м·К [10], покрывного и предметного стекол 1,4 Вт/м·К [11] и перепад температуры 17 К между 37 °С у термостолика и 20 °С у погружаемого в иммерсионное масло объектива, получаем оценку величины теплового потока:

$$q = 5 \cdot 10^3 \text{ Вт/м}^2.$$

Теперь, используя обратную формулу Фурье:

$$\Delta \mathrm{T} = -\frac{h}{\lambda} \ \mathrm{q}$$

и подставляя приведенные численные значения теплопроводности и толщины каждого слоя, получаем для каждого из них оценку перепада температуры в установившемся режиме: в слое иммерсионного масла 5,5 К, в покрывном стекле 0,6 К, в физиологическом растворе 6,3 К, в предметном стекле 4,6 К. Температура на границе физиологический раствор / покрывное стекло в установившемся режиме составит по этой оценке 37 – 4,6 – 6,3 =

около 26 °С. Таким образом, влияние температуры объектива оказывается примерно вдвое сильнее, чем влияние температуры столика.

Теперь чтобы оценить скорость изменения температуры, возьмем формулу теплоемкости:

$$\Delta Q = m\,C\,\Delta T,$$

где Q – теплота, Дж; m – масса, кг; C – коэффициент теплоемкости, Дж/кг·К, и перепишем для нашего одномерного приближения:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{1}{mC}\frac{dQ}{dt} = \frac{S \cdot q}{m \cdot C} = \frac{q}{\rho h C},$$

где t – время, с, S – поперечная площадь, м^2, ρ – плотность, кг/м^3. Подставляя сюда полученную оценку теплового потока, приведенные значения для толщины слоя физиологического раствора и его теплоемкости, а также плотности физиологического раствора $1 \cdot 10^3$ кг/м^3, получаем верхнюю оценку скорости изменения температуры порядка 2 К в секунду.

Эта оценка соответствует моменту, когда весь тепловой поток направлен на изменение температуры слоя физраствора, он соответствует критическому моменту всплеска скорости изменения температуры, когда до верхней границы слоя физраствора уже дошла волна охлаждения, а нижняя граница всё ещё пребывает в первоначальном состоянии. Затем скорость изменения температуры снижается по закону, подобному экспоненциальному, до нуля в установившемся режиме; показатель экспоненты в таком грубом расчете не стоит искать. Однако и из уже полученной оценки стоит ожидать, что уже в первые секунды микроскопического исследования температура образца меняется на единицы градусов, если не термостатировать объектив.

Выводы. При видеомикроскопическом исследовании двигательной активности цилиарного аппарата термостатирование объектива необходимо, и с не меньшей точностью, а может быть и с большей, чем термостатирование столика.

Точные требования по термостатированию иммерсионного объектива получим из трехмерного численного теплового расчета.

Автор благодарен профессору Е.П. Попечителеву за дельное обсуждение и поддержку этой работы.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Dalhamn T., Rylander R.* Frequency of ciliary beat measured with photosensitive cell. // Nature, 1963, v. 196, p. 592-593.
2. *Yager J., Tzeng-Ming Chen, Dulfano M.J.* Measurement of Frequency of Ciliary Beats of Human Respiratory Epithelium. // Chest, 1978, v. 73, p. 627-633.
3. *Sisson J.H., Stoner J.A., Ammons B.A., Wyatt T.A.* All-digital image capture and whole-field analysis of ciliary beat frequency. Journal of Microscopy, 2003, v. 211, pt. 2, August, p. 103–111.
4. *Sisson J.H., Ammons B.A.* Sisson-Ammons Video Analysis of Cilia Beat frequencies. (2002) http://www.ammonsengineering.com/SAVA/SAVA_System.pdf
5. *Алексеев Д.С.* Комплекс для исследования двигательной активности цилиарного аппарата. Докл. на 62-й научно-технической конференции, посвящённой Дню радио, апрель 2007 г.
6. *Nakagawa N.K., Franchini M.L., Driusso P., Rabello de Oliveira L., Nascimento Saldiva P.H., Lorenzi-Filho G.* Mucociliary Clearance Is Impaired in Acutely Ill Patients. // Chest 2005 v. 128, p. 2772-2777.
7. *Salathe M., Bookman R.J.* Coupling of $[Ca^{2+}]_i$ and ciliary beating in cultured tracheal epithelial cells. // Journal of Cell Science, 1995, v. 108, p. 431-440.
8. *Fourier, J.B.J.* Théorie Analytique de la Chaleur. – P.: Firmin-Didot, 1822.
9. *Варгафтик Н.Б.* Справочник по теплофизическим свойствам газов и жидкостей. – 2е изд. М.: Наука, 1972

10. Таблицы физических величин: Справочник. / Под ред. *И.К.Кикоина*. – М.: Атомиздат, 1976.
11. *Сергеев О.А., Шашков А.Г., Уманский А.С.* // Инженерно-физический журнал. – 1982. – Т. 43. – №6, – С. 960–970

УДК: 616.832-004.2-073.97

Н.Г. Короткиева, В.П. Омельченко, З.А. Гончарова

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ЭЭГ И ВП У БОЛЬНЫХ РАССЕЯННЫМ СКЛЕРОЗОМ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ

Рассеянный склероз – хроническое заболевание нервной системы, развивающееся, в основном, в молодом возрасте. Одной из основных причин возникновения РС является мультифакторная гипотеза. Допускается, что комбинация внешних факторов действует на генетически предрасположенных лиц, вызывая хроническое воспаление, аутоиммунные реакции и демиелинизацию нервных волокон. Одним из клинических проявлений демиелинизирующего процесса при рассеянном склерозе является нарушение высших корковых функций, чему в отличие от других симптомов РС до недавнего времени уделялось недостаточное внимание при установлении неврологического статуса. Проблема ранней диагностики РС по-прежнему является актуальной в связи с отсутствием единых диагностических критериев и системного подхода к оценке нарушений функций мозга. В связи с чем актуальным является использование таких методов, как электроэнцефалография (ЭЭГ) и регистрация вызванных потенциалов у данной группы пациентов.

Целью нашего исследования являлось установление эффективности применения методов ЭЭГ и когнитивных вызванных потенциалов (ВП) в диагностике рассеянного склероза.

Была проведена запись электроэнцефалограммы (ЭЭГ) и когнитивных ВП у 33 пациентов с рассеянным склерозом. Контрольную группу составили практически здоровые люди в возрасте18–29 лет, у которых на момент исследования отсутствовали психические, неврологические и соматические заболевания. Исследование проводилось на базе электроэнцефалографа «Энцефалан-131-03» фирмы «Медиком МТД», г. Таганрог. По ЭЭГ были рассчитаны спектры мощности по 24 частотам в 16 отведениях для каждого обследуемого. При обработке данных ЭЭГ в системе Statistica 6.0 методом пошагового дискриминантного анализа были выявлены наиболее значимые величины НСМ по различным частотам и отведениям и составлены соответствующие дискриминантные функции. Используя модуль General Discriminant Analysis (GDA), был получен интегральный вектор, отражающий распределение наиболее значимых частот по всем областям головного мозга для больных рассеянным склерозом и практически здоровых испытуемых. В состав интегральной классификационной функции вошли частотные составляющие практически всех ритмов ЭЭГ, однако наиболее широко были представлены высокочастотные составляющие бета-ритма 23-24 Гц и составляющие альфа-ритма 11-12 Гц.

Для расчета параметров эффективности выявления больных РС с помощью дискриминантных моделей была создана матрица, представленная в табл.1. Используемые показатели общеприняты в доказательной медицине при оценке эффективности диагностических тестов.

Диагностическая чувствительность (Se) модели или процент больных рассеянным склерозом среди общего количества обследуемых, верно отнесенных после использования