

УДК 691.385

Л.Л. Веревкин, Е.Я. Швец, канд. техн. наук, Н.В. Свитанько, канд. физ.-мат. наук

Математическое моделирование диплоптического разделения полей зрения для дальнейшего использования в автоматизированной координметрической установке

Предлагается новый метод развития зрения с использованием автоматизированной координметрической установки. Метод позволяет уменьшить время диагностики и восстановления функций глазодвигательного аппарата зрительного анализатора.

The new method development of sight with the use of the automated coordimetric setting is offered. The method allowing to decrease time of diagnostics and renewal functions of oculomotor vehicle of visual analyzer.

Введение

Под нормальным бинокулярным зрением понимают такую совместную работу сенсорных и моторных систем правого и левого глаза, которая обеспечивает одновременную ориентацию обеих зрительных осей на объект фиксации, формирует пару сходных монокулярных изображений этого объекта на сетчатке парных глаз, способствует слиянию их в единый зрительный образ, правильному определению положения стимула, в том числе его удаленности от глаз в видимом пространстве [1].

Содружественное косоглазие возникает обычно в раннем возрасте и выражается в отсутствии бинокулярного зрения и часто в более или менее значительном снижении центрального зрения косящего глаза. Вне зависимости от вида косоглазия при нем возникают осложнения, затрудняющие исправление косоглазия и трудно поддающиеся лечению. По существу эти осложнения можно рассматривать как своеобразное сенсорное приспособление для освобождения от двоения при зории двумя глазами. Скотома торможения основная и наиболее типичная форма приспособления бинокулярной зрительной системы к неправильному расположению глаз. Она выражается в подавлении изображения в одном из глаз и наблюдается лишь при зории обоими глазами.

Для восстановления бинокулярных функций зрительного анализатора используется, прежде всего, синаптофор. Он относится к так называемым гаплоскопическим приборам [1, 2]. В гаплоскопических приборах перед каждым глазом больному предъявляется отдельный объект. Включая механизм бинокулярного зрения, пациент должен слить изображения двух разных объ-

ектов в единое целое. Известно, что человек в естественных условиях видит каждым глазом разные изображения общего предмета. Отсутствие этого в гаплоскопических приборах препятствует качественному подавлению функциональной скотомы, быстрому восстановлению естественного бинокулярного зрения.

На смену гаплоскопическим способам лечения пришла диплоптика (от диплопии - двоение). При помощи призм или цветотестов добиваются того, что каждый орган зрения видит отдельное изображение общего объекта. На первом этапе добиваются двоения с целью включить в работу глаз, подверженный скотоме подавления. На втором этапе необходимо получить слияние отдельных изображений в единый образ [3, 4].

Использование метода хроматической диплоптики (разделение полей зрения светофильтрами) значительно упростило и ускорило процесс развития бинокулярных функций [3, 5]. Но как призматический, так и хроматический методы имеют, во-первых, двухэтапную основу, а во-вторых - требуют сознательного участия пациента в лечебном процессе.

Постановка задачи

В разработанной методике восстановления бинокулярных функций зрительного анализатора предлагается использовать диплоптическое разделение полей зрения глаз красным и зеленым, специально подобранными светофильтрами [6]. Центральная точка экрана координатора [7] переключается красно-зеленым цветом свечения с определенной частотой и является общей точкой фиксации для правого и левого глаза [8].

Основное внимание при разработке модели восприятия световых импульсов придается исследованиям частотно-временных и частотно-контрастных показателей зрительного восприятия.

При описании восприятия частот световых импульсов с низкочастотным спектром необходимо ослабить влияние шумов и помех с более высокочастотным спектром, поэтому применим модель в виде фильтра низких частот (рис. 1) [9].

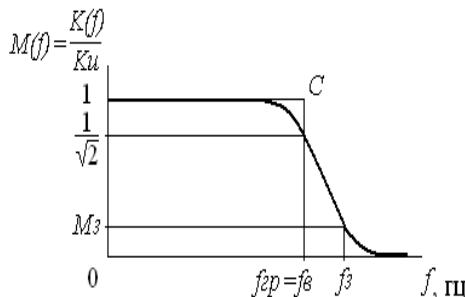


Рис. 1. Модель восприятия световых импульсов в виде фильтра низких частот: $f_{\Gamma P}$, f_3 – граничная частота, выше которой определяется критическая частота слияния мельканий (КЧСМ в норме составляет 41-45 Гц [10, 11]); f_3 - частота заграждения; С – точка идеальной АЧХ , с коэффициентом прямоугольности $K_{\Pi} = \frac{f_3}{f_{\Gamma P}} = 1$

КЧСМ – это минимальная частота мелькания прерывистого светового излучения в единицу времени, при которой глаз человека перестает различать мелькания, а источник света воспринимается им, как монотонное световое пятно. Для представления экспериментальных данных, получаемых в серии оценок, удобна кусочно-линейная аппроксимация, при этом значения КЧСМ находятся внутри полосы перехода модели от граничной частоты $f_{\Gamma P}$, равной $F_{\text{КЧСМ min}}$ – минимальному значению КЧСМ (рис. 2а), до граничной частоты f_3 полосы задерживания, равной $F_{\text{КЧСМ max}}$ – максимальному значению КЧСМ (рис. 2б).

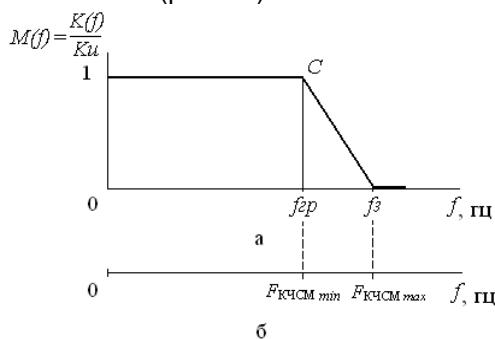


Рис. 2. Кусочно-линейная аппроксимация модели: $F_{\text{КЧСМ min}}$ – минимальная критическая частота слияния мельканий; $F_{\text{КЧСМ max}}$ - минимальная критическая частота слияния мельканий

Амплитудно-частотная характеристика при кусочно-линейной аппроксимации выражается зависимостью:

$$M(f) = \begin{cases} 1, & 0 \leq f \leq f_{\Gamma P}, \\ f_3 / (f_3 - f_{\Gamma P}) - f / (f_3 - f_{\Gamma P}), & f_{\Gamma P} < f < f_3; \\ 0, & f \geq f_3. \end{cases} \quad (1)$$

При аппроксимации АЧХ полиномами Баттерворта и Чебышева индивидуальная вариабельность восприятия частот световых мельканий характеризуется порядком фильтра.

$$Mn(v) = \frac{1}{\sqrt{1+r^2B_n^2(v)}}, \quad (2)$$

где $B_n^2 = v^n$ – полином Баттерворта, v – нормированная частота; r – коэффициент неравномерности, определяемый через неравномерность модели:

$$r = \sqrt{\frac{1}{(1-\varepsilon)^2} - 1}, \quad (3)$$

где ε – коэффициент неравномерности модели в полосе пропускания.

$$v = \frac{f}{f_{\Gamma P}}, \quad K_{\Pi} = v_3 = \frac{f_3}{f_{\Gamma P}} \quad (4)$$

$$M_3 = \frac{1}{\sqrt{1+r^2v_3^{2n}}} \quad (5)$$

$$\text{Отсюда: } K_{\Pi} = v_3 = 2\sqrt{\frac{1}{r^2}(\frac{1}{M_3^2} - 1)} = \frac{1}{2\sqrt{rM_3}} \quad (6)$$

Чем выше степень полинома, тем меньше коэффициент K_{Π} , тем ближе модель к идеальной. Процесс аппроксимации сводится к определению степени n , при которой $K_{\Pi} \leq K_{\Pi \text{ доп.}}$:

$$n \approx -\frac{\ln(rM_3)}{\ln K_{\Pi}}, \quad (7)$$

а соответствующий коэффициент прямоугольности:

$$K_{\Pi} \approx \frac{1}{\sqrt[n]{M_3}} \quad (8)$$

Аппроксимация полиномами Баттерворта обеспечивает оптимальный синтез модели восприятия световых импульсов, гладкой в полосе пропускания. Эта модель при заданных параметрах переключения световых импульсов обеспечивает наименьший коэффициент прямоугольности.

Более круто спадающая модель восприятия световых импульсов в зоне КЧСМ получается при аппроксимации полиномами Чебышева:

$$Mn(v) = \frac{1}{\sqrt{1+r^2C_n(v)}}, \quad (9)$$

Полином Чебышева n -го порядка:

$$C_n(v) = 0,5 \left[\left(v + \sqrt{v^2 - 1} \right)^n + \left(v - \sqrt{v^2 - 1} \right)^n \right] \quad (10)$$

Коэффициент прямоугольности:

$$K_{\Pi} = v_3 = ch \left[\frac{1}{n} \ln \left(\frac{2}{rM_3} \right) \right] \quad (11)$$

Порядок полинома:

$$n \approx \frac{\ln 2 - \ln(rM_3)}{\ln(K_P + \sqrt{K_P^2 + 1})} \quad (12)$$

Для описания различия частот световых мельканий предложена модель в виде полосового фильтра (рис. 3).

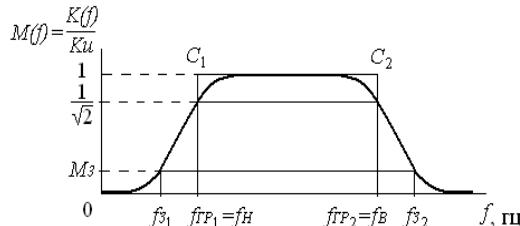


Рис. 3. Модель различения частот световых импульсов в виде полосового фильтра

Кусочно-линейная аппроксимация модели представлена на рис. 4а.

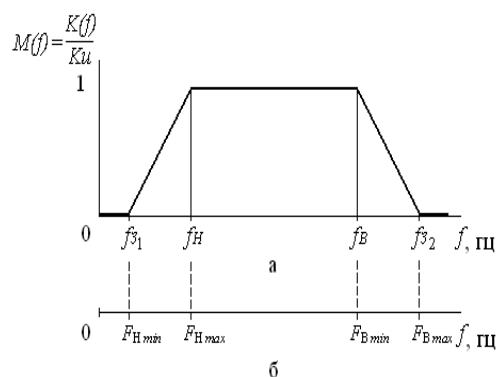


Рис. 4. Модель различения частот световых импульсов

Значения частот световых импульсов, полученные в серии оценок, находятся внутри полос перехода модели. Ширина полосы пропускания равна минимальному значению частот световых импульсов в серии полученных оценок $\Delta F_{min} = F_{B\ min} - F_{H\ max}$. Ширина полос перехода и полосы пропускания равна максимальному значению частот световых импульсов в этой серии оценок $\Delta F_{max} = F_{B\ max} - F_{H\ min}$ (рис. 4б).

Модель различения частот световых импульсов при кусочно-линейной аппроксимации выражается зависимостью:

$$M(f) = \begin{cases} 0 & 0 \leq f \leq f_{31}, \\ f / (f_H - f_{31}) - f_{31} / (f_H - f_{31}), & f_{31} < f < f_H \\ 1 & f_H \leq f \leq f_B, \\ f_{32} / (f_{32} - f_B) - f / (f_{32} - f_B), & f_B < f < f_{32} \\ 0 & f \geq f_{32} \end{cases} \quad (13)$$

За количественную оценку вариационного размаха значений частот световых импульсов принят порядок модели, который для фильтров Баттервортса и Чебышева вычисляется по фор-

мулам (7) и (12). Нормированная частота v_3 полосового фильтра определяется по формуле:

$$v_3 = \frac{(f_{32} - f_{31})}{f_B - f_H} \quad (14)$$

Зрительное восприятие представляет собой сложный многоуровневый и многоканальный процесс, который начинается с проекции изображения на сетчатке и заканчивается в высших отделах зрительной коры головного мозга. Под влиянием поглощенного света начинается фотохимическая реакция зрительного пигмента сетчатки, которая запускает цепь быстрых биоэлектрических реакций во всем зрительном анализаторе. Нарушение в одном или нескольких звеньях сложной цепи зрительной системы ведет к расстройству функции зрения.

С целью исследования зрительного восприятия световых импульсов разработана имитационная модель, для чего на основании анализа структурной схемы функционирования зрительного анализатора человека [12] предложена структурно-функциональная модель в виде системы с обратными связями (рис. 5). Световые стимулы действуют на орган зрения с нормальной освещенностью, следовательно, влияние палочкового аппарата, работающего при низком уровне освещенности (0,1 - 0,3 лк) [12], не учитывается.

Системы передачи и обработки информации, в частности работу зрительного аппарата, принято характеризовать передаточными функциями, которые для фоторецепторных, биполярных и горизонтальных клеток известны.

Слой нейронов на передней стороне сетчатки содержит ганглиозные клетки, сигналы на выходе которых I_{3p} импульсные (рис. 6).

$$I_b = \begin{cases} 1, & I_{3p} > I_{ГKпор} \\ 0, & I_{3p} \leq I_{ГKпор} \end{cases} \quad (15)$$

Процесс формирования сигналов в ЗА происходит при наличии внешних и внутренних шумов. Примем внутренний шум, обусловленный флюктуациями квантов света, поглощенных сетчаткой как стационарную флюктуационную помеху, распределенную в соответствии с нормальным законом. Тогда текущее значение порогового уровня возбуждения ганглиозной клетки можно представить в виде аддитивной смеси постоянной составляющей и случайного колебательного процесса с распределенными в соответствии с нормальным законом амплитудой и частотой:

$$I_{ГKпор}(t) = I_{ГKпор} + I_\phi(t) \cos[\omega(t)] \quad (16)$$

$$p(U_\phi) = \frac{1}{\sigma_\phi \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(U_\phi - \mu_\phi)^2}{2\sigma_\phi^2}\right) \quad (17)$$

$$p(\omega) = \frac{1}{\sigma_\omega \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(\omega - \mu_\omega)^2}{2\sigma_\omega^2}\right) \quad (18)$$

где $I_{ГKпор}$ – постоянная составляющая порогового уровня возбуждения ганглиозной клетки; I_ϕ – амплитуда случайного колебательного процесса; ω - угловая частота случайного колебательного процесса; p – плотность вероятности распределения; σ_ϕ и μ_ϕ – дисперсия и математическое ожидание амплитуды случайного колебательного процесса; σ_ω и μ_ω – дисперсия и математическое ожидание угловой частоты случайного колебательного процесса.

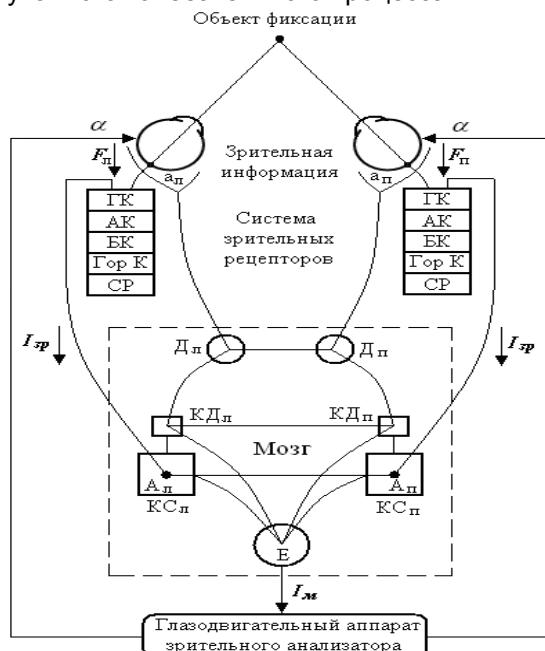


Рис. 5. Структурно-функциональная модель зрительного анализатора: a_L и a_P – центральные ямки левого и правого глаза; F_L и F_P – входная зрительная информация левого и правого глаза; СР – светочувствительные рецепторы; Гор К – горизонтальные клетки; БК – биполярные клетки; АК – амакриновые клетки; ГК – ганглиозные клетки; I_3P – импульсы передаваемые в зрительную часть головного мозга; D_L и D_P – левый и правый подкорковые глазодвигательные ядра; KD_L и KD_P – левый и правый корковые центры движений глаз; KC_L и KC_P – левый и правый корковые зрительные центры; A_L и A_P – левое и правое фовальные корковые представительства; I_m – выходные импульсы зрительного анализатора; Е – ассоциативный центр; α – угол поворота глазного яблока в направлении общей точки фиксации

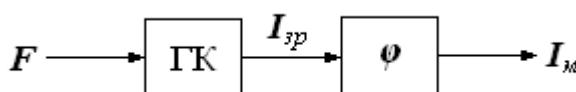


Рис. 6. Модель ганглиозной клетки: F - входная зрительная информация; I_3P - импульсы передаваемые в зрительную часть головного мозга; φ – функция активации «жесткая» ступенька; I_m - выходные импульсы зрительного анализатора

Условие возбуждения нейрона имеет вид:

$$I_b = \begin{cases} 1, & I_m > I_{пор} \\ 0, & I_{зр} \leq I_{пор} \end{cases}, \quad (19)$$

где $I_m = I_{m нач} + I_{\Sigma вых}$ – мембранный импульс; $I_{m нач}$ – начальное значение мембранныго импульса при отсутствии входных сигналов; $I_{\Sigma вых}$ – величина импульса, вызванная воздействием входных сигналов; $I_{пор}$ – пороговый уровень возбуждения нейрона, определяемый по формулам (2-4).

Пороговый уровень возбуждения нейрона при воздействии входных сигналов:

$$I_{пор}(t+1) = \begin{cases} I_{пор}(t) - \Delta I_{пор}, & I(t) = 0, \\ I_{пор}(t) + \Delta I_{пор}, & I(t) = 1, \end{cases} \quad (20)$$

где $\Delta I_{пор}$ – величина изменения уровня возбуждения нейрона.

Тогда условие возбуждения нейрона имеет вид:

$$I_{пор}(t+1) = \begin{cases} I_{m нач} + I_{\Sigma вых}(t+1) > I_{пор}(t) - \Delta I_{пор}, \\ I(t) = 0; \\ I_{m нач} + I_{\Sigma вых}(t+1) \leq I_{пор}(t) + \Delta I_{пор}, \\ I(t) = 1 \end{cases} \quad (21)$$

В результате имитационного моделирования определена возможность оценки времени восстановления и времени ощущения, их вариабельность, зависимость порогового межимпульсного интервала и времени зрительного восприятия от длительности импульсов.

Для уменьшения погрешности при проведении тренировки органа зрения необходима фиксация головы пациента специальной подставкой таким образом, чтобы ось зрения находилась на одной линии с центральной точкой экрана координметрической установки (рис. 7).

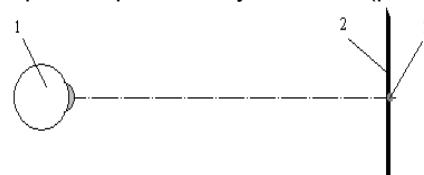


Рис. 7. Расположение светового излучателя относительно глаза пациента: 1 – глаз пациента; 2 – экран координметрической установки; 3 – центральный светодиод

В процессе тренировки попеременно раздражается то правый, то левый орган зрения. Быстрое переключение зрительных анализаторов за счет свечения светодиодов, порождает два очень полезных явления, способствующих развитию нормального бинокулярного зрения. Во-первых, применение дополнительных цветофильтров позволяет надежно разделяя поля зрения, включить в работу оба глаза. Причем, разделение полей проходит в более естественных условиях чем, например, в синаптофоре, так как светящаяся точка в экране является

объектом общей фиксации для правого и левого глаза.

Во-вторых, быстрое переключение фиксации объекта правым и левым зрительным анализатором вынуждает механизм бификсации к слиянию разных изображений в единое целое.

Выводы

Разработанные модели позволяют качественно и количественно идентифицировать результаты оценки восприятия световых импульсов и различия частот световых импульсов, использовать на этапе обучения оценке принцип поведенческой обратной связи.

Разработанное устройство компенсирует недостатки, характерные для хроматической и призматической диплоптике. Методика проста, что позволяет ее использовать у детей различных возрастных групп. Сокращается количество сеансов, без ущерба качеству результатов лечения. Отсутствует двухэтапность, сводится до минимума участие врача в проведении сеанса, что значительно экономит рабочее время. Методика и установка пригодны для исследования пространственно–временных показателей зрительного восприятия, к которым относится критическая частота слияния мельканий импульсного света.

Литература

1. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие. - М.: Медицина, 1977. – С. 255-263.
2. Коломиец В.А., Бруцкая Л.А., Гордиенко В.И. и др. Новый комплекс устройств для диагностики нарушений зрительных функций, плеоптического и плеоптоортоптического лечения больных содружественным косоглазием // Офтальмологический журнал.- 2000.- №2.- С. 4-8.
3. Аветисов Э.С., Кащенко Т.П., Тарасцова М.М. Метод восстановления бинокулярного зрения цветными светофильтрами / Вестник офтальмологии.- 1984.- №5.- С.46-49.
4. Аветисов Э.С., Кащенко Т.П. Нарушение бинокулярного зрения и методы его восстановления: Сборник научных трудов по материалам международного симпозиума. - М., 1980. - С. 124-160.
5. Аветисов Э.С., Вакурина А.Е., Кащенко Т.П. Новый способ цветового разделения полей зрения в диплоптическом лечении косоглазия / Вестник офтальмологии.- 1998.-№1.- С.34-36.
6. Швец Е.Я., Веревкин Л.Л., Свитанько Н.В., Киселев Е.Н., Посунько А.П. Оптимизация спектральных характеристик диплоптических приборов для диагностики и восстановления бинокулярного зрения // Электроника и связь. - №3-4. - 2008. - С.99-101.
7. Веревкин Л.Л., Швец Е.Я., Посунько А.П., Багаев Р.А., Червоный И.Ф. Компьютерный комплекс для диагностики косоглазия // Электроника и связь. – 2004. - №23. - С.112–113.
8. Пат. 10699 України, МПК A61F9/00. Апарат для розвитку бінокулярного зору / О.М. Поправка, Л.Л. Версьовкін, Є.Я. Швець, І.Ф. Червоний, М.Г. Сидоренко, О.П. Посунько, Р.А. Багаєв, А.В. Юдачов № u200505443; Заявл. 07.06.2005; Опубл. 15.11.2005; Бюл. №11.– 6с.
9. Агаханян Т.М., Никитаев В.Г. Электронные устройства в медицинских приборах / Учебное пособие.- М.: БИНОМ. Лаборатория знаний. – 2005. - С. 113-119.
10. Рогатина Е.В., Голубцов К.В. Критическая частота слияния мельканий в дифференциальной диагностике патологии зрительного анализатора / Вестник офтальмологии. - т. 113. - № 6. – 1997. - С. 20-21.
11. Рогатина Е.В., Яковлев А.А., Егорова Т.С., Хватова А.В., Голубцов К.В. Критическая частота слияния мельканий на цветные стимулы в диагностике заболеваний сетчатки и зрительного нерва у детей / Пособие для врачей. М.: 2001, 16 с.
12. Хьюбел Д. Глаз, мозг, зрение / Пер. с англ. - М.: Мир, 1990. – С. 44-47.