

Міністерство освіти і науки України
Запорізький національний університет
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні

Кафедра: Електроніки, інформаційних систем та програмного
забезпечення

Практичне заняття 1

з дисципліни Мікроелектронні системи відновлення
біноккулярного зору

Модель окорухового апарата зорового аналізатора

Студента (ки) _____ курсу, групи _____

(прізвище та ініціали)

Викладач _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Національна шкала _____

Кількість балів: _____ Оцінка: ECTS _____

м. Запоріжжя – 202_ рік

Модель сприйняття органом зору світлових імпульсів, при використанні диплоптичного розділення полів зору очей спеціально підібраними світлофільтрами, заснована на дослідженні частотно-тимчасових і частотно-контрастних показників зорового сприйняття. Зір людини чутливіший до сприйняття частоти світлових мерехтінь, що дискретно змінюються. При зменшенні частоти пред'явлення загального об'єкту фіксації, що перемикається червоним і зеленим кольором свічення і спостережуваного двома очима через червоно-зелені світлофільтри, зменшується здатність злиття зображення в єдиний зоровий образ. Тому режими відновлення бінокулярного зору мають бути оптимально підібрані в області близької до критичної частоти злиття мерехтінь (КЧЗМ), що полегшить прояв рефлексів двоїння і біфіксації при злитті різних зображень в єдине ціле.

При описі сприйняття частоти світлових мерехтінь необхідно ослабити вплив власних шумів фоторецепторів сітківки з більш високочастотним спектром, тому застосуємо модель у вигляді фільтру низьких частот (рис. 1).

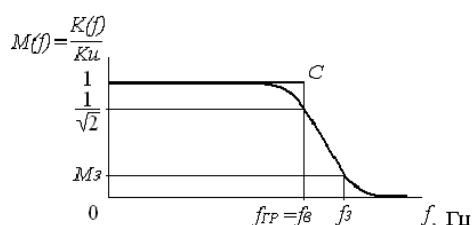


Рис. 1 Модель сприйняття світлових імпульсів у вигляді фільтру низьких частот

$f_{GP} = f_B$ – гранична частота, вище за яку визначається критична частота злиття мерехтінь; f_3 – частота загорода; M_3 – коефіцієнт частотних спотворень на частоті загорода; C – точка з ідеальною АЧХ (коефіцієнт прямокутності $K_{\Pi} = 1$).

Для представлення експериментальних даних, що отримуються в серії оцінок, зручно використовувати кусково-лінійну апроксимацію, при цьому значення КЧЗМ знаходяться усередині смуги переходу моделі від граничної

частоти $f_{ГР}$, що дорівнює $F_{КЧЗМ\ min}$ – мінімальному значенню КЧЗМ (рис. 2а), до граничної частоти f_3 смуги затримання, що дорівнює $F_{КЧЗМ\ max}$ – максимальному значенню КЧЗМ (рис. 2б).

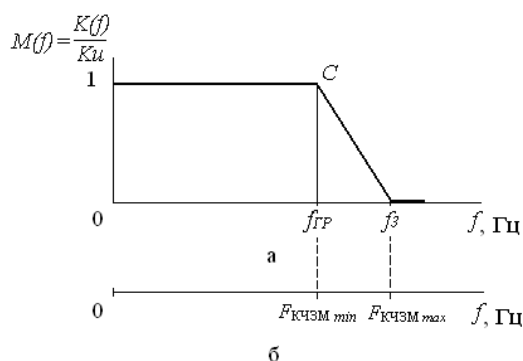


Рис. 2 Кусково-лінійна апроксимація моделі

Амплітудно-частотна характеристика при кусково-лінійній апроксимації виражається залежністю:

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

(1)

При апроксимації АЧХ поліномами Баттерворта і Чебишева індивідуальна варіабельність сприйняття частот світлових мерехтінь характеризується порядком фільтру n .

Апроксимація поліномом Баттерворта:

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

(2)

де $B_n^2 = f^n$ поліном Баттерворта, f - нормована частота; r – коефіцієнт нерівномірності, визначуваний через нерівномірність моделі.

Чим вище міра полінома, тим менше коефіцієнт прямокутності $K_{П}$, тим ближче модель до ідеальної. Процес апроксимації зводиться до визначення міри n , при якій $K_{П} \leq K_{П\ доп.}$:

$$n \approx -\frac{\ln(rM_3)}{\ln K_{II}},$$

(3)

а відповідний коефіцієнт прямокутності:

$$K_{II} \approx \frac{1}{\sqrt[n]{M_3}}.$$

(4)

Апроксимація поліномом Баттерворта забезпечує оптимальний синтез моделі сприйняття світлових імпульсів, гладкої в смузі пропускання. Ця модель при заданих параметрах перемикавання світлових імпульсів забезпечує найменший коефіцієнт прямокутності.

Більш круто спадаюча модель сприйняття світлових імпульсів в зоні КЧЗМ виходить при апроксимації поліномом Чебишева.

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

(5)

Поліном Чебишева n-го порядку:

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

(6)

Коефіцієнт прямокутності:

$$K_{II} = f_3 = ch \left[\frac{1}{n} \ln \left(\frac{2}{rM_3} \right) \right].$$

(7)

Порядок полінома:

$$n \approx \frac{\ln 2 - \ln(rM_3)}{\ln(K_{II} + \sqrt{K_{II}^2 + 1})}.$$

(8)

Для опису розрізнення частот світлових мерехтінь застосуємо модель у вигляді смугового фільтру (рис. 3).

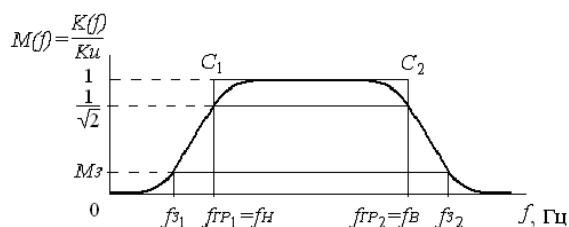


Рис. 3 Модель розрізнення частот світлових імпульсів у вигляді смугового фільтру

Кусково-лінійна апроксимація моделі представлена на рис. 4а. Значення частот світлових імпульсів, отримані в серії оцінок, знаходяться у середині смуг переходу моделі. Ширина смуги пропускання дорівнює мінімальному значенню частот світлових імпульсів в серії отриманих оцінок $\Delta F_{min} = F_{B min} - F_{H max}$. Ширина смуг переходу і смуги пропускання дорівнює максимальному значенню частот світлових імпульсів в цій серії оцінок $\Delta F_{max} = F_{B max} - F_{H min}$ (рис. 4б).

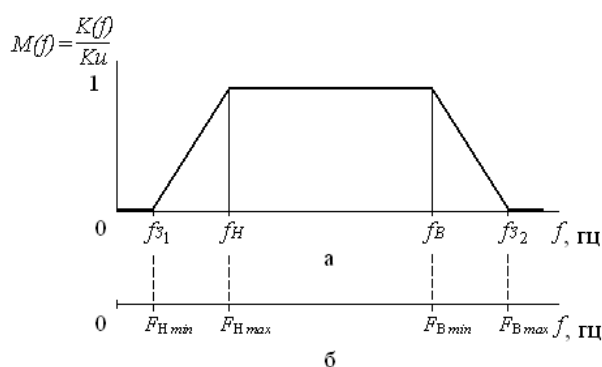


Рис. 4 Модель розрізнення частот світлових імпульсів

Модель розрізнення частот світлових імпульсів при кусково-лінійній апроксимації виражається залежністю:

$$M(f) = \begin{cases} 0, & 0 \leq f \leq f_{з1}; \\ f / (f_H - f_{з1}) - f_{з1} / (f_H - f_{з1}), & f_{з1} < f < f_H; \\ 1, & f_H \leq f \leq f_B; \\ f_{з2} / (f_{з2} - f_B) - f / (f_{з2} - f_B), & f_B < f < f_{з2}; \\ 0, & f \geq f_{з2}. \end{cases}$$

(9)

З метою дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів розроблена імітаційна модель, для чого на підставі аналізу структурної схеми

функціонування зорового аналізатора людини запропоновано структурно-функціональну модель у вигляді системи із зворотними зв'язками (рис. 6).

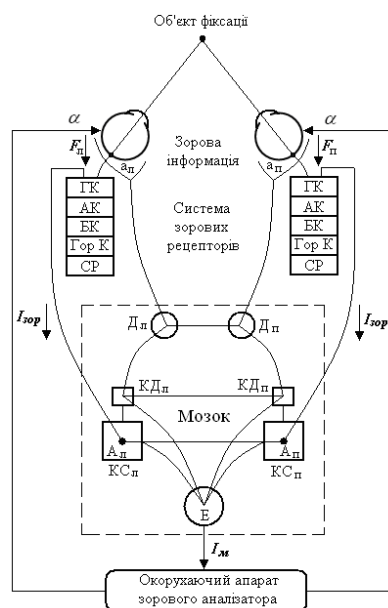


Рис. 6 Структурно-функціональна модель зорового аналізатора

a_l и a_p – центральні ямки лівого і правого ока; F_l и F_p – вхідна зорова інформація лівого і правого ока; СР – світлочутливі рецептори; Гор К – горизонтальні клітини; БК – біполярні клітини; АК – амакрінові клітини; ГК – гангліозні клітини; $I_{зор}$ – імпульси, що передаються у зорову частину головного мозку; D_l и D_p – лівий і правий підкіркові окорухові ядра; KD_l і KD_p – лівий і правий кіркові центри рухів очей; KC_l і KC_p – лівий і правий кіркові зорові центри; A_l і A_p – ліве і праве фовеальні кіркові представництва; I_m – вихідні імпульси зорового аналізатора; Е – асоціативний центр; α – кут повороту очного яблука у напрямі загальної точки фіксації.

У результаті імітаційного моделювання визначена можливість оцінки часу відновлення і часу відчуття, їх варіабельність, залежність порогового міжімпульсного інтервалу і часу зорового сприйняття від тривалості імпульсів. Розроблені моделі дозволяють якісно і кількісно ідентифікувати частотно-часові режими впливу на орган зору імпульсним світлом загального об'єкту фіксації, що перемикається червоно-зеленим кольором свічення.

Найбільш ефективним при лікування амбліопії являються методи, у яких пацієнт свідомо намагається ідентифікувати послідовний образ. При цьому включаються резервні механізми в корі і підкірці головного мозку, які знімають процеси гальмування в амбліопічному оці.

Завданням розробленого автоматизованого методу є підвищення гостроти зору амбліопічного ока до рівня 0,3 - 0,4 Visus, що необхідно для проведення заходів щодо діагностики і лікування косоокості. Здатність злити зоровим аналізатором проміжні фрагменти тест-об'єкта, видимі через отвори в непрозорому диску, що обертається, в безперервне зображення, близька до здатності зберігати послідовний образ, оскільки в основі обох феноменів знаходиться ефект інертності зорового сприйняття. Інертність зорового сприйняття є його здатністю якийсь час зберігати результат світлової дії на око і, таким чином, накопичувати результати таких дій за деякий час T . Інерція сприяє стійкості зорового відчуття і забезпечує саму можливість осмислення зорових образів. Часом інерції T можна вважати деякий умовний проміжок часу, протягом якого тривало б зорове враження, якби воно якийсь час зберігало своє максимальне значення, а потім зникало б миттєво. Визначення часу інерції ускладнюється тим, що зорове відчуття загасає поступово, як деяка функція часу $F(t)$, де t – час, що пройшов з моменту припинення дії світла.

Моменту $t = 0$ відповідає $F(t) = 1$, а $t = \infty$ відповідає $F(t) = 0$. Звідси:

$$T = \int_0^{\infty} F(t) dt .$$

(10)

Час інерції $T(c)$, залежить в основному від яскравості фону L (кд/м²) і може бути визначений за наближеною формулою:

$$T = 0,13 - 0,08th(\lg L + 1) .$$

(11)

Отримання повного зображення оптоотипа, в результаті підсвідомого злиття його фрагментів в єдине ціле, для дітей молодшого віку набагато легше, ніж утримання послідовного образу.

Дослідження властивостей і характеристик роботи рухового апарату зорового аналізатора вимагає аналізу внутрішніх процесів. Для цього необхідна побудова математичної моделі ОРА, що дозволяє відстежувати зміни його стану.

Математична модель ОРА представляється системою рівнянь:

$$\begin{cases} NP' + P = MI_m; \\ l = f(P). \end{cases}$$

(12)

де I_m – імпульси керування ОРА; $P = \{P_x, P_y\} = \mu(\ell)$ – горизонтальне і вертикальне переміщення проекції напрямку погляду в площині екрану координатної установки; μ – функція перетворення; N – діагональна матриця сталих часу t_i диференціальних рівнянь, що описують роботу однієї з трьох пар окорухаючих м'язів ($i=1-3$); M – вектор-стовбець вільних членів; ℓ – довжини м'язів, що рухають оком, визначувані функцією f по значеннях проекцій P ; f – функція перетворення поточного значення кута α залежно від довжини ℓ .

Завдання визначення статичних характеристик лінійної частини ОРА розбивається на наступні етапи:

- визначення координат точок кріплення м'язів до сфери в стані спокою;
- визначення декартових координат тих же точок при зміні напрямку взору, для фіксації контрольних точок екрану координатної установки;
- визначення довжин тягових м'язів при зміні напрямку взору;
- порівняння фактичних і номінальних довжин м'язів і видача відомостей про розузгодження.

Для здобуття геометричного опису точок кріплення м'язів до очного яблука необхідно представити їх у системі координат, прив'язаної до центру

обертання сфери (точка O). Для цього розглядається проекція сфери очного яблука на горизонтальну площину XOY (рис. 7).

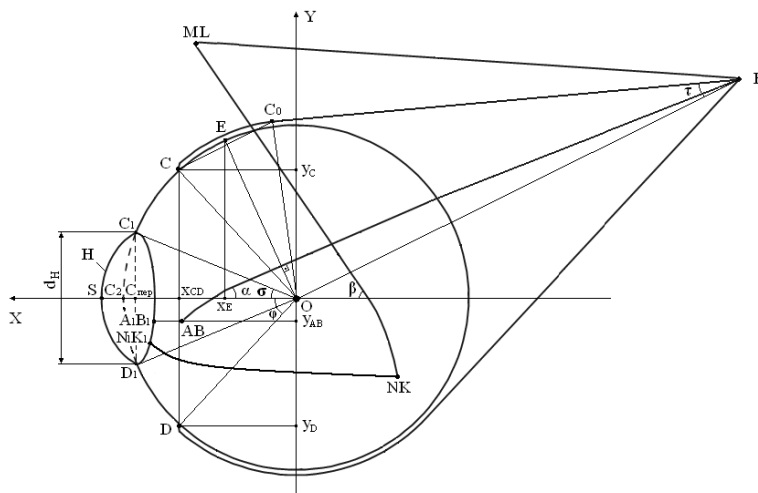


Рис. 7 Проекція сфери очного яблука на площину XOY

Оскільки м'язи діють попарно, то завдання визначення координат точок кріплення м'язів до сфери зводиться до знаходження координат пар точок A і B , C і D , N і K . Довжини м'язів, що рухають оком $\ell = \{ \ell_{AF}, \ell_{BF}, \ell_{CF}, \ell_{DF}, \ell_{NMF}, \ell_{KL} \}$ залежать від координат точок кріплення м'язів до очного яблука, які у довільний момент часу обчислювали таким чином:

$$\begin{cases} x = r \cos(\Delta\gamma + \gamma) \cos(\Delta\omega + \omega) \\ y = r \cos(\Delta\gamma + \gamma) \sin(\Delta\omega + \omega) , \\ z = r \sin(\Delta\gamma + \gamma) \end{cases}$$

(13)

де γ, ω – відповідні кути при ОРА, що знаходиться в стані спокою; $\Delta\gamma, \Delta\omega$ – прирости кутів в довільний момент часу.

Довжини м'язів AF, BF, CF і DF в довільний момент часу обчислюються таким чином:

$$\ell = 2r \arcsin\left(\frac{\sqrt{(x_G' - x_{G0}')^2 + (y_G' - y_{G0}')^2 + (z_G' - z_{G0}')^2}}{2r}\right) + \sqrt{x_F'^2 + y_F'^2 + z_F'^2 - r^2} ,$$

(14)

де ℓ – довжина відповідного м'яза; x_G', y_G', z_G' – координати кріплення відповідного м'яза; $x_{G0}', y_{G0}', z_{G0}'$ – координати його торкання.

Для м'яза NMF довжина визначається сумою складових NM і MF :

$$\begin{aligned} \ell_{NMF} = & 2r \arcsin\left(\frac{\sqrt{(x_N' - x_{N0}')^2 + (y_N' - y_{N0}')^2 + (z_N' - z_{N0}')^2}}{2r}\right) + \\ & + \sqrt{x_M^2 + y_M^2 + z_M^2 - r^2} + \sqrt{(x_M - x_F)^2 + (y_M - y_F)^2 + (z_M - z_F)^2} . \end{aligned} \quad (15)$$

Довжина м'яза KL обчислюється таким чином:

$$\begin{aligned} \ell_{KL} = & 2r \arcsin\left(\frac{\sqrt{(x_K' - x_{K0}')^2 + (y_K' - y_{K0}')^2 + (z_K' - z_{K0}')^2}}{2r}\right) + \\ & + \sqrt{x_L^2 + y_L^2 + z_L^2 - r^2} . \end{aligned} \quad (16)$$

Розроблені моделі дозволяють реалізувати апаратні методи розвитку і діагностики бінокулярного зору максимально наближено до дійсних і з високою точністю.