

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

В. М. Сокурєнко, Г. С. Тимчик, І. Г. Чиж

Око людини та офтальмологічні прилади

Навчальний посібник

*Рекомендовано Міністерством освіти і науки України
як навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів,
які навчаються за спеціальностями «Медичні прилади і системи»,
«Біомедична інженерія»*

Київ
НТУУ «КПІ»
2009

УДК 681.784(075.8)+612.84(075.8)
ББК 56.7с.я73
С59

*Гриф надано Міністерством освіти і науки України
(Лист № 1/11-4140 від 16.06.2009 р.)*

Рецензенти:

М. М. Сергієнко, д-р мед. наук, проф., чл.-кор. НАН і АМН України,
Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика

А. Г. Місюра, д-р біолог. наук, проф.,
Інститут прикладних проблем фізики і біофізики
Національної академії наук України

С. О. Воронов, д-р техн. наук, проф.,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Відповідальний редактор:

І. В. Максимчук, канд. техн. наук, доц.,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Сокурєнко В. М.

С59 Око людини та офтальмологічні прилади [Текст]: навч. посіб. /
В. М. Сокурєнко, Г. С. Тимчик, І. Г. Чиж. – К.: НТУУ «КПІ», 2009. –
264 с. – Бібліогр.: с. 257–260. – 300 пр.

ISBN 978-966-622-309-1

Розглянуто будову ока людини, особливості зорового сприйняття, а також основні параметри і характеристики оптичної та фотоприймальної систем ока, важливі для правильного проектування приладів. Викладено функціональні схеми та принцип дії оптичних та оптико-електронних офтальмологічних приладів різноманітного призначення.

Для студентів технічних вищих навчальних закладів за напрямками підготовки оптотехніка та медичне приладобудування. Може бути корисним розробникам офтальмологічної апаратури та інженерам, які забезпечують її експлуатацію.

**УДК 681.784(075.8)+612.84(075.8)
ББК 56.7с.я73**

ISBN 978-966-622-309-1

© В. М. Сокурєнко,
Г. С. Тимчик,
І. Г. Чиж, 2009

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. БУДОВА ОКА ЛЮДИНИ.....	10
1.1. Зорова система людини.....	10
1.2. Загальна будова ока людини.....	12
1.3. Елементи оптичної системи ока	15
1.3.1. Рогівка.....	16
1.3.2. Камерна волога.....	19
1.3.2. Райдужка.....	20
1.3.4. Кришталик	22
1.3.5. Скловидне тіло.....	27
1.3.6. Сітківка.....	29
1.4. Рухи ока.....	38
1.5. <i>Контрольні питання до розділу 1</i>	45
РОЗДІЛ 2. ПАРАМЕТРИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА	47
2.1. Еволюція даних про конструктивні параметри оптичної системи ока	47
2.2. Сучасні моделі схематичного ока.....	62
2.2.1. Модель Лотмара.....	64
2.2.2. Модель Коймана.....	65
2.2.3. Аризонська модель ока.....	67
2.2.4. Усереднені значення і діапазони величин параметрів оптичної системи ока.....	68
2.3. Осі оптичної системи ока.....	68
2.4. Акомодація ока	72
2.5. Аберації оптичної системи ока.....	78
2.5.1. Аберації нижчих степеневих порядків.....	86
2.5.2. Аберації вищих степеневих порядків.....	88

2.6. Поширені аберації ока	90
2.7. Якість зображення на сітківці	96
2.7.1. Дифракційна межа розділення	96
2.7.2. Гострота зору	97
2.7.3. Модуляційна передавальна функція оптичної системи ока.....	100
2.8. Поглинання і пропускання випромінювання середовищами ока.....	102
2.9. Освітленість сітківки	106
2.10. <i>Контрольні питання до розділу 2</i>	107
РОЗДІЛ 3. ПАРАМЕТРИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОКА ЯК	
ФОТОПРИЙМАЧА ЗОБРАЖЕНЬ.....	109
3.1. Адаптація ока	109
3.2. Спектральна чутливість ока	113
3.3. Колірний зір	116
3.4. Граничний контраст зображення на сітківці	121
3.5. Поле зору ока.....	124
3.6. Стереоскопічний зір.....	126
3.9. <i>Контрольні питання до розділу 3</i>	132
РОЗДІЛ 4. ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІЙ ЗОРУ	134
4.1. Прилади для суб'єктивного дослідження гостроти зору	134
4.1.1. Освітлювачі таблиць для дослідження гостроти зору	136
4.1.2. Транспарантні апарати	137
4.1.3. Прилади для проектування знаків	139
4.1.4. Коліматорні прилади.....	142
4.2. Лазерні аналізатори ретинальної гостроти зору	143
4.3. Прилади для об'єктивного дослідження гостроти зору	152
4.4. Прилади для дослідження поля зору	155
4.4.1. Кампіметри.....	156
4.4.2. Периметри.....	160
4.2.3. Автоматизовані прилади для дослідження поля зору	164
4.5. Прилади для дослідження світлової чутливості ока.....	165

4.6. Прилади для дослідження колірної чутливості ока.....	169
4.7. Прилади для дослідження акомодації та конвергенції.....	172
4.7.1. Суб'єктивне дослідження акомодації.....	174
4.7.2. Об'єктивне дослідження акомодації.....	177
4.8. Прилади для дослідження та відновлення біокулярного зору ...	181
4.8.1. Плеоптичні прилади.....	183
4.8.2. Ортоптичні прилади.....	185
4.8.3. Стереоптичні прилади.....	186
4.9. <i>Контрольні питання до розділу 4.....</i>	188
РОЗДІЛ 5. ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕДЬОГО	
ВІДДІЛУ, СЕРЕДОВИЩ ОКА ТА ОЧНОГО ДНА.....	190
5.1. Загальні відомості про біомікроскопію.....	190
5.2. Щільові лампи.....	190
5.3. Основні способи офтальмоскопії.....	197
5.4. Методи усунення рефлексів.....	200
5.4.1. Геометричний метод.....	200
5.4.2. Поляризаційний метод.....	204
5.4.3. Діасклеральне освітлення.....	204
5.5. Різновиди офтальмоскопів.....	205
5.5.1. Універсальний ручний офтальмоскоп з щільовою лампою і волоконними світловодами.....	205
5.5.2. Фотоофтальмоскопи.....	207
5.5.3. Освітлювальні системи офтальмоскопів (медичних камер).....	211
5.6. Гоніолінзи і гоніоскопи.....	213
5.7. Тонметри.....	218
5.8. <i>Контрольні питання до розділу 5.....</i>	222
РОЗДІЛ 6. ПРИЛАДИ ДЛЯ ОБ'ЄКТИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ	
РЕФРАКЦІЇ ТА АБЕРАЦІЙ ОКА.....	223
6.1. Загальні відомості про прилади для об'єктивного дослідження рефракції ока.....	223

6.2. Скіаскопічні лінійки.....	223
6.3. Офтальмометри.....	225
6.3.1. Офтальмометри з елементами подвоєння.....	228
6.3.2. Стереофотограмметричні камери.....	231
6.4. Кератометри.....	231
6.5. Класичні рефрактометри и авторефрактометри.....	235
6.5.1 Коїнцидентний рефрактометр Хартінгера	235
6.5.2. Авторефрактометри.....	239
6.6. Аберометри і рефрактометри з просторовим розділенням по зіниці.....	241
6.6.1. Об'єктивний абероскопічний метод.....	242
6.6.2. Метод з використанням датчика Гартмана-Шека.....	243
6.6.3. Метод адаптивної компенсації	246
6.6.4. Метод з використанням кутових нахилів пучка.....	249
6.6.5. Метод однопроменевої рефрактометрії.....	252
6.7. Контрольні питання до розділу 6.....	255
ЛІТЕРАТУРА.....	257
ПРЕДМЕТНИЙ ВКАЗІВНИК.....	261

ВСТУП

Зір надає людині понад 90 % обсягу інформації про навколишнє середовище. Цим пояснюється багатовіковий, постійно великий науковий інтерес до проблем зорового сприйняття, процесів утворення в мозку людини зорових образів, устрою та особливостей функціонування оптичної та нервової систем ока, вікових та патологічних змін в зоровому органі.

Інтерес до проблем зору зріс найбільше в двадцятому столітті, що викликано розвитком оптичного та оптико-електронного приладобудування, медичної оптики, світлотехніки, теплобачення, появою лазерів та електронно-обчислювальної техніки. Саме останнє, завдяки швидкодії та обчислювальної потужності комп'ютерів, створило умови для інтенсивного розвитку офтальмологічних приладів діагностичного та лікувального призначення.

Між тим ознайомитися з сучасними досягненнями в галузі оптики ока, устрою ока та знаннями про особливості його функціонування не є простою задачею для спеціалістів, які займаються створенням або експлуатацією офтальмологічних приладів. Зумовлено це тим, що відомості, корисні вказаним спеціалістам, розпорошені по монографіям, чисельним науковим журналам, вебсайтам. Книги з фізіології та оптики ока, якими тепер користуються студенти технічних вузів та інженери оптики, видані ще за часів існування Радянського Союзу і тому стали бібліографічною рідкістю (наприклад, книга Л. С. Урмахера та Л. І. Айзенштата «Офтальмологические приборы» була видана ще в 1988 році). Вказані джерела дуже корисні при поглибленому вивченні розділів фізіологічної оптики, але вони більше розраховані на медиків та біологів.

В них, нажаль, відсутні дані, які потрібні для проектування або ознайомлення з будовою та принципами дії сучасних оптичних офтальмологічних приладів.

Ці недоліки ми намагалися усунути в навчальному посібнику, який пропонується. Ми прагнули, щоб книга не була великою за обсягом, не була перевантажена інформацією, яка не завжди потрібна інженерам і студентам технічних спеціальностей, але при цьому містила сучасні дані, потрібні для розуміння особливостей функціонування зорового органу, властивостей оптичної системи ока, важливих для правильного проектування приладів. В посібнику приведені параметри та характеристик, які відображають око як оптичну та фотоприймальну системи. Такі дані потрібні для виконання габаритних, енергетичних та абераційних розрахунків оптичних систем офтальмологічних приладів та візуальних оптичних приладів.

Велика увага в посібнику присвячена офтальмологічній апаратурі, яка дозволяє вимірювати характеристики оптичних елементів та оптичної системи ока, а також діагностувати вади зорового органу. В цій частині також головною метою було відобразити сучасний стан в галузі офтальмологічного приладобудування.

Навчальний посібник складено згідно з навчальними програмами дисциплін «Медичні оптичні та оптико-електронні прилади» і «Офтальмологічні медичні прилади», що викладаються на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів, а також кафедрі виробництва приладів. Разом з тим він буде корисний для поглибленого вивчення окремих розділів таких дисциплін як «Теорія оптичних систем», «Прикладна оптика», «Проектування оптичних систем» тощо. В підручнику міститься інформація, необхідна для проектування візуальних

оптичних приладів, оптичних військових приладів, приладів та пристроїв для офтальмологічних кабінетів.

Кожний розділ підручника завершується переліком питань, які дозволяють читачеві здійснити самоконтроль засвоєння головних положень викладеного в розділі матеріалу.

Посібник призначено для студентів 3-5 курсів технічних університетів, які навчаються за спеціальностями оптичного та медичного профілю. Він також може бути корисним для інженерів, які проектують офтальмологічну апаратуру, або забезпечують експлуатацію цієї апаратури в офтальмологічних клініках та інших медичних закладах нашої країни.

РОЗДІЛ 1

БУДОВА ОКА ЛЮДИНИ

1.1. Зорова система людини

Зоровий орган людини є біологічною системою, призначеною для сприйняття світла і отримання через нього інформації про навколишнє середовище. Зоровий орган також називають **зоровим аналізатором**. Він має три ланки: периферичну, провідникову і центральну (рис.1.1) [1, 6].

Периферична ланка утворюється двома очима (очними яблуками). Кожне з очей представляє собою сукупність оптичної і світлочутливої систем. Оптична система ока утворюється оптичними середовищами. Їх головна функція полягає у формуванні якісного зображення об'єктів, що знаходяться в полі зору ока, в зоні світлочутливих елементів – на сітківці. Допоміжну функцію виконують системи внутрішніх і зовнішніх м'язів. Внутрішні знаходяться усередині очного яблука. Вони забезпечують фокусування зображення на сітківці об'єктів, які розташовані на різних відстанях від ока. До того ж, ці м'язи, змінюючи розмір отвору, через який в око потрапляє світло, регулюють освітленість зображення на сітківці. Система зовнішніх м'язів керує просторовим положенням очей в очницях для сходження візуальних осей на точці фіксації погляду.

Провідникова ланка – це зорові нерви, які з'єднують окремими волокнами світлочутливі елементи (фоторецептори) з проміжним зоровим центром (колінчатим тілом) – частиною мозку, куди передаються фотоелектричні сигнали від фоторецепторів для попередньої обробки зорової інформації. Характерним є перехрещення нервових волокон в зоні хіазми (рис. 1.1). Завдяки цьому сигнали від правої зони поля зору, що

генеруються фоторецепторами лівої сторони сітківки, надходять в ліву півкулю мозку, та аналогічно від лівої зони – в праву півкулю.

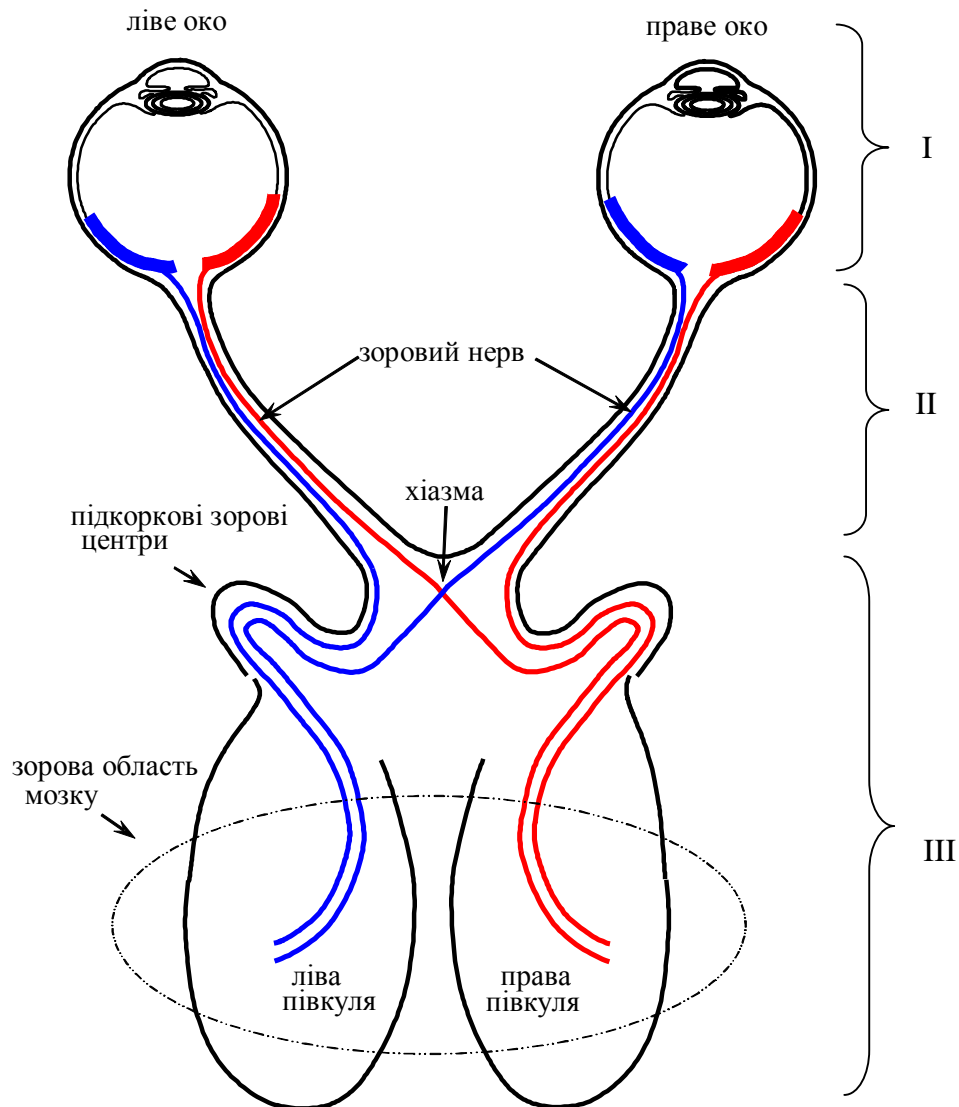


Рисунок 1.1 – Схема зорового органу людини: I – периферійна ланка;
II – провідникова ланка; III – центральна ланка

Далі фотоелектричні сигнали по так званим волокнам Граціоле потрапляють в кору головного мозку до кінцевих зорових центрів, розташованих в потиличній частині черепної коробки (**центральна ланка**). В них здійснюється кінцевий аналіз того, що бачить око.

Підкреслюючи тісний зв'язок ока з нервовою системою, його, а точніше систему фоторецепторів, називають «частиною мозку, винесеною на периферію».

1.2. Загальна будова ока людини

Око людини є результат тривалого, на протязі мільйонів років, процесу удосконалення світлового сенсору нервової системи живої істоти. На рис. 1.2 показано шлях еволюції світлового сенсору від простої сукупності фоторецепторів – нервових закінчень, які перетворюють енергію електромагнітних хвиль світлового діапазону в електричні сигнали, до системи фоторецепторів, забезпеченої оптичною системою для фокусування зображення в зоні фоторецепторів [11].

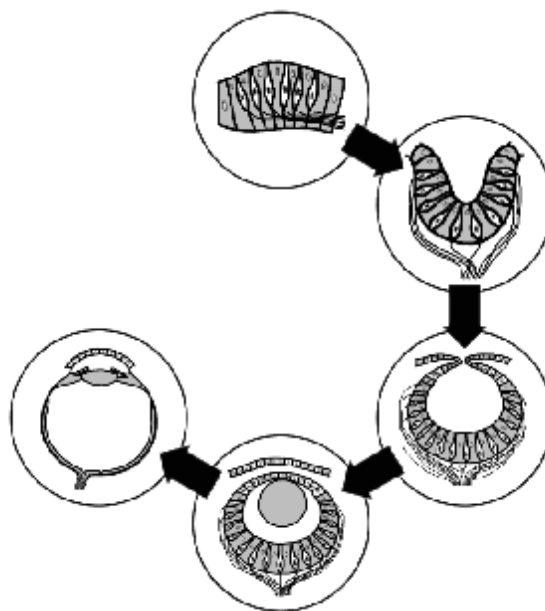


Рисунок 1.2 – Фази еволюції світлочутливого елемента зорового органу живої істоти

Проміжний стан будови ока нагадує камеру обскура, через отвір якої надходить світло і формує на фоторецепторах розподіл освітленості, ідентичний яскравості світлового поля навколишнього середовища. Відомо, що в камері обскура, для більш точного відображення розподілу світлового поля, потрібно зменшувати діаметр отвору. Однак, це призводить до зменшення освітленості фоторецепторів та до відповідного ослаблення світлочутливості зорового органу. Крім того, при зменшенні діаметру отвору збільшується негативний вплив дифракції світла. Дифракція світлових хвиль на краях отвору призводить до розмиття зображення та зменшення роздільної здатності зорової системи.

Відомо, що достатню освітленість при зменшеному впливі дифракції на якість зображення, можна отримати, якщо розширити отвір перед фоторецепторами, але вбудувати в отвір фокусуючий елемент – лінзу. Саме так, в результаті еволюції, і сформувалася оптична система ока людини.

Додатковою перевагою такої будови ока є також і те, що система фоторецепторів має захищеність від механічного або хімічного пошкодження. На рис. 1.3 показана схема, яка відображає сучасне наукове уявлення про будову ока людини [1, 9, 20].

Око має форму еліпсоїда, наближеного до сфери, тому часто око вважають сферичним. Діаметр сфери очного яблука залежить від віку та габаритів людини. У дорослої людини він в середньому має приблизно 25 мм. Форма очного яблука трохи відрізняється у людей, які належать до різних рас. У представників європеїдної раси вона більш сферична, у негроїдів – більш витягнута, еліпсоїдна. Форма очного яблука підтримується скловидним тілом – прозорою, щільною, желеподібною речовиною.

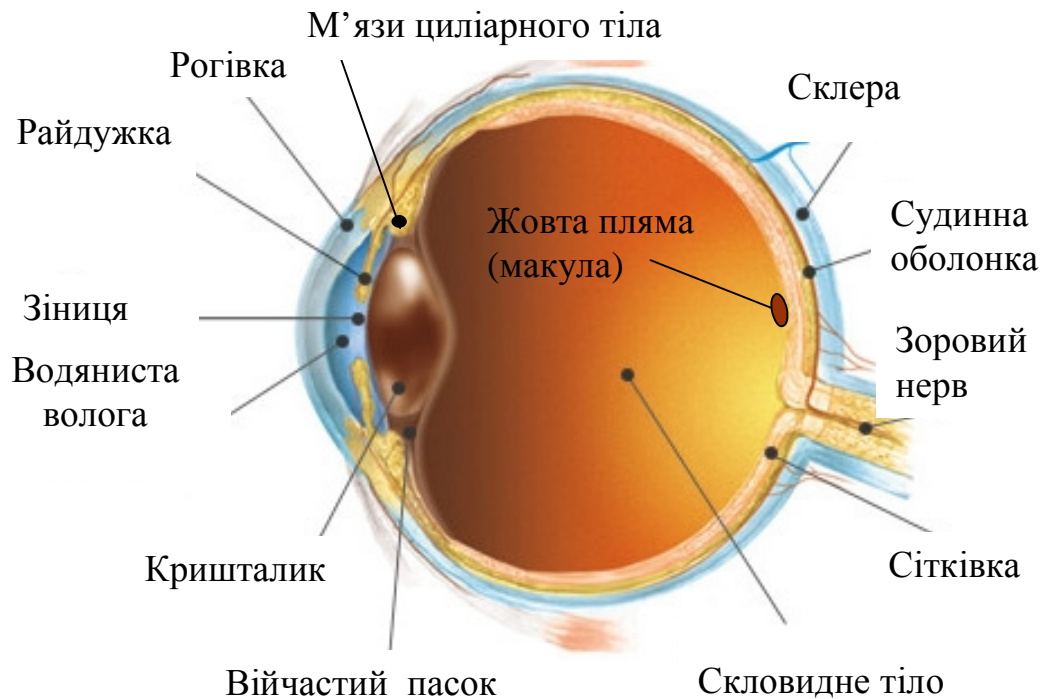


Рисунок 1.3 – Будова ока людини

Очне яблуко містить три оболонки. **Склера** – це зовнішня непрозора оболонка із фіброзною структурою і молочно-білим кольором має товщину приблизно 1 мм. Завдяки своїй міцності склера охороняє внутрішні частини ока від пошкоджень та деформації. В передній, більш опуклій частині склери розташована **рогівка** – прозоре тіло, яке нагадує лінзу-меніск, через яку світло надходить усередину ока.

Середня оболонка – судинна, або **хороїд**, названа так тому, що містить судини, які живлять очне яблуко. Вона також переходить у циліарне тіло і непрозору перегородку – **райдужку**. Циліарне тіло разом з війчастим пояском утримують **кришталик** – еластичну внутрішню лінзу ока. Еластичність кришталика потрібна для зміни форми його зовнішніх поверхонь. Завдяки цьому здійснюється регулювання оптичної сили

оптичної системи ока для фокусування зображення об'єктів на сітківці. Регулювання форми кришталика забезпечується м'язами цилиарного тіла.

В радужці є отвір – **зіниця**, яка має регульований діаметр. Регулюванням діаметра зіниці досягається потрібна освітленість сітківки, достатня для нормальної роботи зорового органу та захисту сітківки від зайвого світлового потоку.

Між рогівкою і кришталиком знаходиться передня камера з рідиною, яку називають **водянистою вологою**. Задня камера, що знаходиться за кришталиком, заповнена щільною желеподібною речовиною, яку називають **скловидним тілом**. Воно є прозорим та достатньо оптично однорідним. Завдяки своїм механічним властивостям скловидне тіло, підтримує форму очного яблука.

Внутрішня оболонка очного яблука вкрита **сітківкою** – системою світлочувливих рецепторів, які є розгалуженням зорового нерву. Її призначення – бути світлочувливим сенсором мозку. Цей сенсор надає мозку можливість здобувати оптичну інформацію про об'єкти та явища в просторі перед оком.

1.3. Елементи оптичної системи ока

Оптична система ока людини містить такі елементи: рогівку, вологу передньої камери, кришталик і скловидне тіло. Апертурною діафрагмою оптичної системи ока є райдужка, в середині якої знаходиться отвір – зіниця. Якщо оптичні елементи ока можна вважати симетричними та симетрично розташованими, то лінія осьової симетрії оптичної системи ока має назву **оптичної осі**.

1.3.1. Рогівка

Рогівка – це передня частина фіброзної оболонки очного яблука, яка виконує функцію прозорого вікна та лінзового елемента, що забезпечує зір. Будова рогівки показана на рис. 1.4 [1, 20]. Рогівка не має власних судин, вона живиться завдяки перикорнеальній судинній мережі, волозі передньої камери та тканинного дихання (кисень з повітря проникає через епітелій у напрямку до передньої камери, а вуглекислота – з передньої камери).

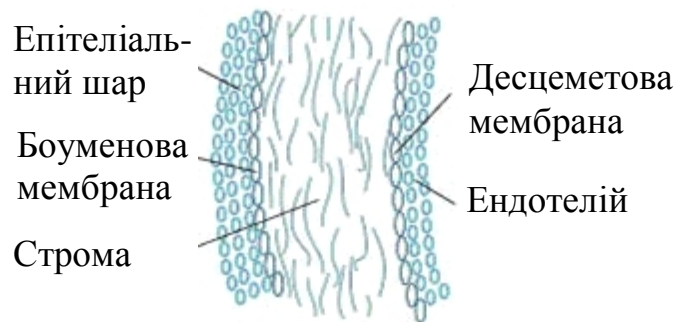


Рисунок 1.4 – Будова рогівки ока людини

Для підтримки прозорості рогівки необхідна цілісність епітелію і ендотелію. Нерви рогівкової оболонки зв'язані з циліарними нервами. Вони входять у рогівку в кількості 60-80 гілочок. Проходячи через лімб, вони втрачають мієлінову оболонку, зберігаючи прозорість рогівки. В середніх та поверхневих шарах стромі нервові волокна утворюють великопетелькові мережі. Від поверхневої мережі відходять гілочки, що проходять через боуменову оболонку та утворюють субепітеліальні та інтерепітеліальні сплетіння. В епітелії центральної частини рогівки нервових закінчень значно більше, ніж на її периферії. Цим пояснюється

те, що в нормальному стані чутливість рогівки є значно вищою в центрі, ніж на периферії.

Епітеліальний шар – це поверхневий захисний шар, який при ушкодженні відновлюється. Рогівка – безсудинний шар, тому за «доставку кисню» відповідає саме епітелій, який отримує його зі слізної плівки, що покриває поверхню ока. Епітелій також регулює надходження рідини усередину ока.

Боуменова мембрана – це мембрана, розташована відразу під епітелієм, відповідає за захист і бере участь у живленні рогівки. При ушкодженні ця мембрана не відновлюється.

Строма – це найбільш об'ємна частина рогівки. Головна її частина – колагенові волокна, розташовані горизонтальними шарами. Строма містить клітини, відповідальні за відновлення.

Десцеметова мембрана – це мембрана, що відокремлює строму від ендотелію. Вона має високу еластичність та є стійкою до ушкоджень.

Ендотелій – це внутрішній шар, що відповідає за прозорість рогівки й бере участь у її постачанні поживними речовинами. Він дуже погано відновлюється. Ендотелій виконує важливу функцію «активного насосу», відповідального за те, щоб зайва рідина не скраплювалася у рогівці (не допускає її набряку). Тим самим, ендотелій підтримує прозорість рогівки. Кількість ендотеліальних клітин протягом життя поступово знижується від 3500 на мм^2 при народженні до 1500...2000 клітин на мм^2 у літньому віці. Зниження щільності цих клітин може відбуватися через різні захворювання, травми, операції, занадто довге носіння контактних лінз тощо. При щільності нижче 800 клітин на мм^2 рогівка набрякає та втрачає свою прозорість. З цієї причини дуже небажано спати в контактних лінзах.

Ще одним шаром рогівки часто вважають слізну плівку на поверхні епітелію, яка також відіграє значну роль в оптичних властивостях ока.

Діаметр рогівки дорослої людини може бути від 10 до 12 мм. Рогівка є більш опуклою в порівнянні з іншою поверхнею очного яблука. Радіус кривизни передньої поверхні рогівки становить в середньому 7,6...7,8 мм, задньої поверхні – приблизно 6,8 мм. Форма передньої поверхні рогівки відрізняється від сфери. Зі сферою практично збігається лише центральна частина, діаметром приблизно 4 мм. При віддаленні від центра з'являється ряд нерівностей, помітно зменшується кривизна, що дало підставу вважати форму рогівки наближеною до еліпсоїда або іншої кривої другого порядку. Викривлення передньої поверхні рогівки – найбільш впливовий фактор появи в оці так званих аберацій. До питання про форму рогівки ми повернемося при розгляді моделей ока і його аберацій. Саме форма передньої поверхні рогівки, що граничить з повітрям, зумовлює появу астигматизму, коми, сферичної та інших аберацій ока.

Рогівка має форму опукло-вгнутої лінзи-меніска. Її краї товщі, ніж центральний відділ. Товщина центральної частини рогівки становить приблизно 0,4 мм, на периферії рогівки – 0,8...1,0 мм. Це означає, що ізольована рогівка працює як слабка негативна лінза. Проте це стосується тільки ізольованої рогівки, оточеної з обох боків повітрям. У живому оці рогівка знаходиться зовсім в інших умовах. З повітрям граничить тільки її передня поверхня, задня ж стикається з водянистою вологою передньої камери, показник заломлення якої мало відрізняється від показника заломлення рогівки ($n_{\text{рог}} = 1,376$, $n_{\text{вод.вол.}} = 1,336$). У цих умовах рогівка працює як сильна позитивна лінза, до того ж її передня і задня фокусні відстані відрізняються: $f = -23,22$ мм, а $f' = 31,03$ мм. При цьому оптична сила рогівки як складової оптичної системи ока дорівнює 43,03 дптр. Оскільки на частку рогівки припадає приблизно 70 % загальної заломлюючої оптичної сили ока, то її називають найбільш оптично-сильним елементом ока.

Середовища рогівки демонструють властивості **оптичного дихроїзму** – оптичної активності, що проявляється як обертання площини поляризації світла на деякий кут при проходженні світлової хвилі через окремі зони рогівки. Це пояснюється тим, що біля 90 % товщини рогівки належить стромі, складеної з майже 300 шарів волокон колагену діаметром 1,5...2,5 мкм. Осі волокон колагену в кожному шарі мають свою орієнтацію, тому це й призводить до повороту площини поляризації світлової хвилі.

1.3.2. Камерна волога

Камерна волога утворюється з плазми крові шляхом дифузії із судин циліарного тіла. За складом камерна волога помітно відрізняється від плазми крові. Склад камерної вологи постійно змінюється в міру просування камерної вологи від циліарного тіла до шлемового каналу. Дифузійні процеси між камерною вологою й судинами райдужки згладжують розходження в складі вологи й плазми.

У людини добре вивчено склад рідини передньої камери: ця рідина є більш кислою, ніж плазма, вона містить більше хлоридів, молочної та аскорбінової кислот. У камерній волозі в невеликій кількості містяться гіалуронова кислота (у плазмі крові її немає). З катіонів у водянистій волозі переважають Na і K. Основними неелектролітами є сечовина й глюкоза. Кількість білків не перевищує 0,02 %. Питома вага водянистої вологи 1,005 г/мл. Суха речовина становить 1,08 г на 100 мл. Показник заломлення на довжині хвилі 0,55 мкм майже не відрізняється від показника заломлення води або фізіологічного розчину ($n_{\text{вод.вол.}} = 1,336$).

Агрегатний стан водянистої вологи – рідинний, що забезпечує високу оптичну однорідність цього оптичного середовища ока людини.

1.3.2. Райдужка

Райдужка – передня частина судинної оболонки ока, що проглядається через прозору рогівку (рис. 1.5) [1, 20]. Вона має вигляд диску товщиною 0,4 мм, розміщеного фронтально до променів, що надходять в око. В центральній частині райдужки є отвір – зіниця. Зіниця звужується при збільшенні яскравості об'єктів, що спостерігає око, і навпаки розширюється, якщо яскравість зменшується та в око потрапляє менше світлового потоку [8]. Таким чином, цей орган виконує функцію апертурної діафрагми оптичної системи ока.

Зіниця обмежена зіничним краєм райдужки. Зовнішній війчастий край з'єднується з війчастим тілом і склерою за допомогою гребінчастої зв'язки. Ця зв'язка заповнює утворений рогівкою і райдужкою кут (поз. 3, рис. 1.5).

Передня поверхня райдужки звернута до рогівки, задня – до кришталика. В стромі райдужки знаходяться кровоносні судини. Клітини задньої частини стромы збагачені пігментом, що зумовлює колір райдужки («колір ока»). При великій кількості пігменту колір райдужки може бути коричневим, карим або, навіть, чорним. Якщо пігменту мало, райдужка буде мати світло-сірий або світло-блакитний колір. За відсутністю пігменту (у альбіносів) колір райдужки є червоним, оскільки через неї просвічуються кровоносні судини.

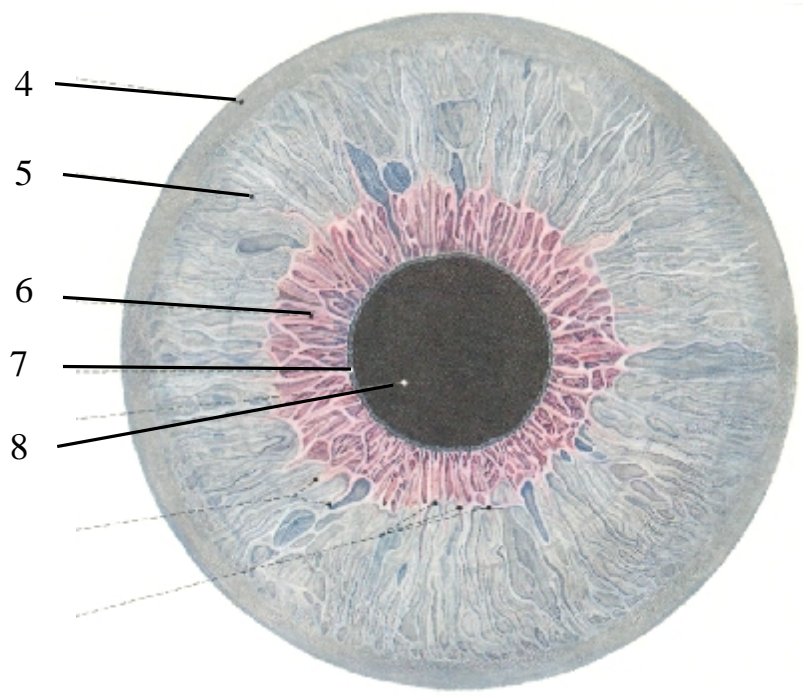
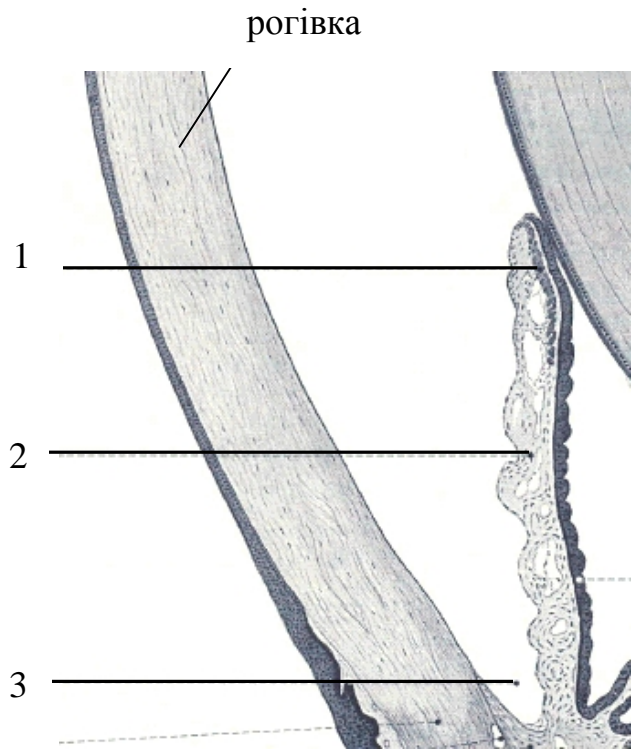


Рисунок 1.5 – Райдужка: 1 – м'язи сфінктера зіниці; 2 – строма зіниці; 3 – райдужко-рогівковий кут; 4 – зовнішній війчастий край 5 – велике кільце райдужки; 6 – мале кільце райдужки 7 – зіничний край; 8 – отвір зіниці

В тілі райдужки знаходяться два м'язи, за допомогою яких регулюється діаметр зіниці. Навколо зіниці циркулярно розташовані пучки гладких м'язових клітин – **сфінктер** зіниці, що стягує її отвір. Радіально від війчастого краю райдужки до її зіничного краю тягнуться тонкі пучки м'язів, що розширюють отвір зіниці.

1.3.4. Кришталік

Кришталік має вигляд двоопуклої лінзи з оптичною силою біля 20 діоптрій. У дорослої людини діаметр кришталіка становить 9...10 мм, товщина – від 3,6 до 5 мм, залежно від акомодациї (поняття акомодациї буде розглянуто нижче). У кришталіка розрізняють передню та задню поверхні, лінію переходу передньої поверхні від задньої називають **екватором кришталіка** (рис. 1.6) [1, 20].

В очному яблуці кришталік утримується волокнами **цинної зв'язки** (війчастого паска), що прикріплюється до нього циркулярно в області екватора з однієї сторони та до відростків циліарного тіла з іншої. Частково перехрещуючись між собою, волокна міцно вплітаються в капсулу кришталіка. Кришталік міцно зв'язаний зі склоподібним тілом за допомогою **зв'язки Вігера**, яка бере початок від заднього полюса кришталіка. З усіх боків кришталік омивається водянистою вологою, що виробляється відростками циліарного тіла.

Дослідження кришталіка під мікроскопом дозволили виділити такі структури: капсулу кришталіка, епітелій кришталіка та саме речовину кришталіка.

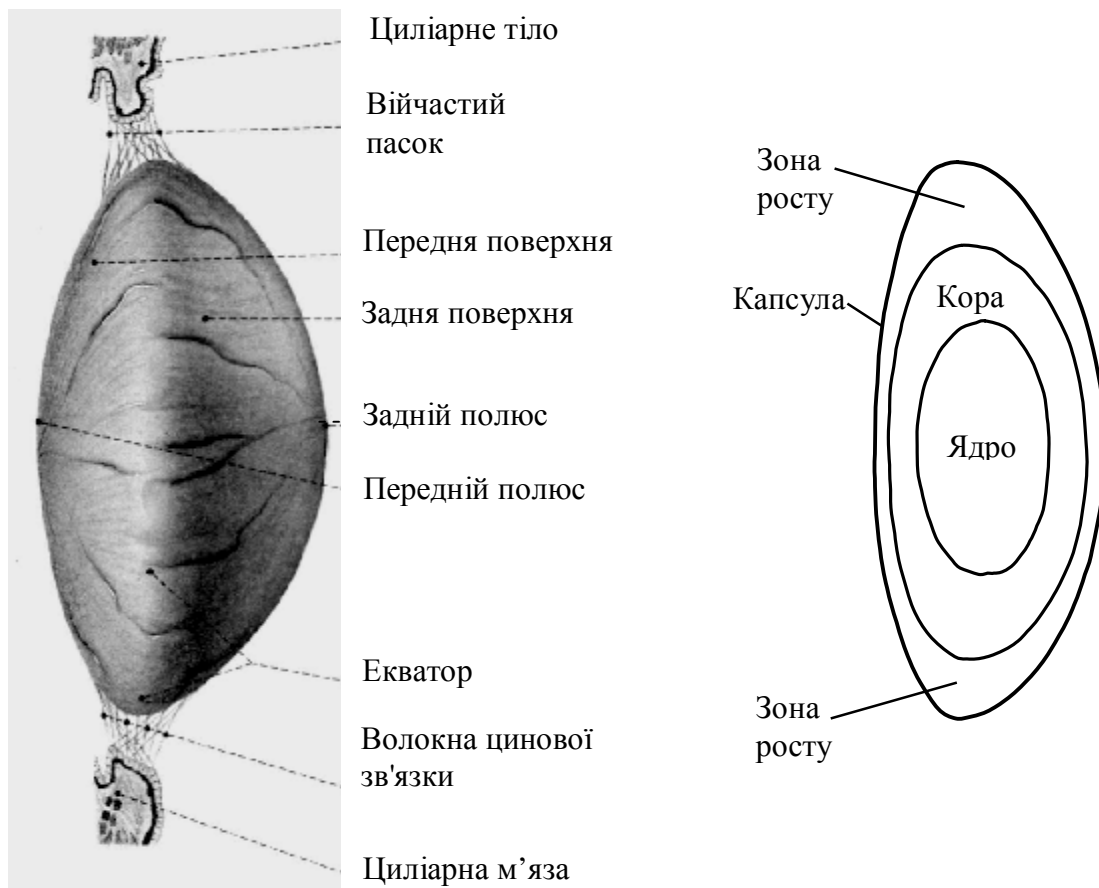


Рисунок 1.6 – Будова кришталика

Капсула кришталика – це тонка еластична оболонка кришталика. Частина капсули, що покриває передню поверхню кришталика, називається **передньою капсулою кришталика**; ділянка капсули, що покриває задню поверхню – **задньою капсулою кришталика**. Товщина передньої капсули становить 11...15 мкм, задньої – 4...5 мкм.

Під передньою капсулою кришталика розташований один шар клітин – **епітелій кришталика**, що заповнює простір до екватора, де клітини здобувають більш витягнуту форму. Екваторіальна зона передньої капсули є зоною росту (гермінативною зоною), оскільки протягом всього людського життя

життя з її епітеліальних клітин відбувається формування волокон кришталика.

Волокна кришталика, розташовані в одній площині, зв'язані між собою речовиною, що склеює, та формують пластинки, орієнтовані в радіальному напрямку. Спаяні кінці волокон сусідніх пластинок утворюють на передній та задній поверхні кришталика кришталикові шви, які при з'єднанні між собою подібно часточкам апельсину утворюють так звану кришталикову «зірку» (рис. 1.7). Шари волокон, що примикають до капсули, утворюють його кору, більш глибокі та щільні – ядро кришталика.

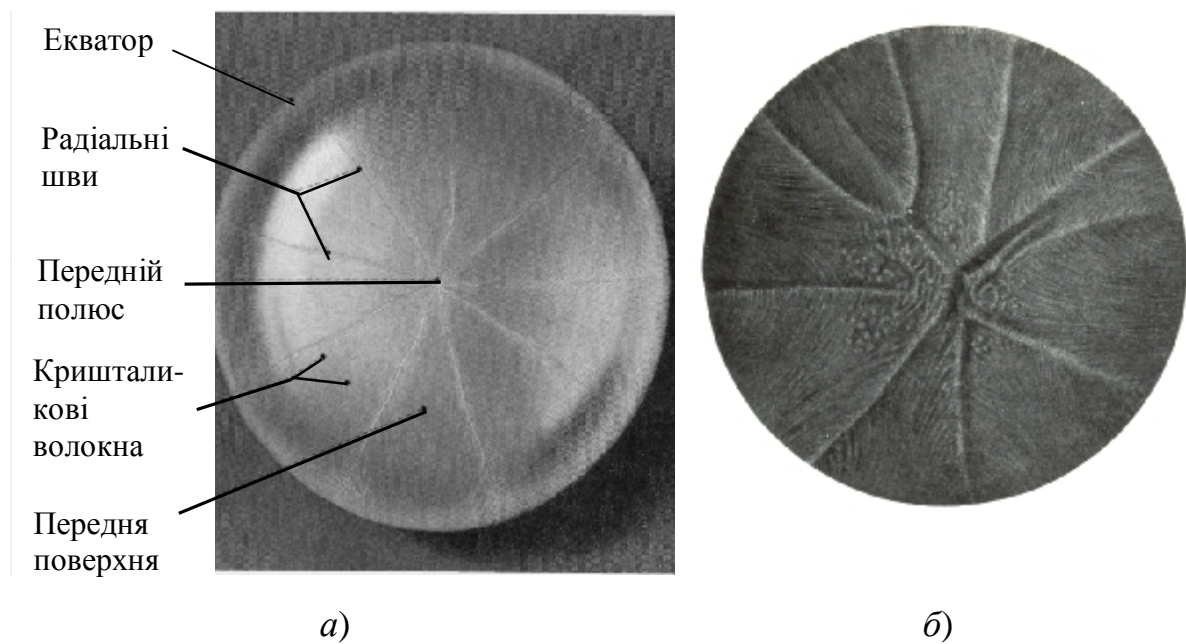


Рисунок 1.7 – Часточкова будова кришталика: *a* – передній вигляд компонування часток кришталика; *б* – вигляд компоновки часток навколо переднього полюса

Особливістю кришталика є відсутність у ньому кровоносних і лімфатичних судин, а також нервових волокон. Живлення кришталика здійснюється шляхом дифузії або активного проникнення через капсулу розчинених у очній рідині живильних речовин та кисню. Кришталик містить специфічні білки і воду (на частку останньої доводиться приблизно 65 % маси кришталика).

Стан прозорості кришталика визначається особливістю його структури та своєрідністю обміну речовин. Зберігання прозорості кришталика забезпечується збалансованим фізико-хімічним станом його білків і ліпідів мембран, змістом води та іонів, надходженням та виділенням продуктів метаболізму.

Під **акомодацією** розуміють здатність людського ока однаково чітко бачити предмети, розташовані як на близькій, так і на далекій відстані. Забезпечується це завдяки дії циліарного м'яза та еластичності кришталика. У стані спокою циліарний м'яз розслабляється, війчасте тіло віддаляється від екватора кришталика і тому волокна циліарної зв'язки натягуються. Сила натягу через капсулу передається кришталику, що при цьому здобуває більше плоску форму. Це дозволяє фокусувати на сітківці паралельні промені від предметів, що перебувають удалечині, забезпечуючи тим самим чіткий зір удалину. У той же час, промені, що надходять в око від близько розташованих предметів, не можуть бути сфокусованими на сітківці й збираються в точку за нею, тому в стані спокою акомодатії зображення близько розташованих предметів здаються розмитими (рис. 1.8, *a*).

При необхідності чітко розглянути близький предмет, відбувається скорочення циліарного м'яза. Він наближається до екватора кришталика. При цьому волокна цинової зв'язки розслаблюються, а кришталик, в наслідок своєї еластичності, розширюється уздовж своєї осі, тому він

здобуває більш опуклу форму. Збільшення кривизни передньої поверхні кришталика призводить до збільшення його оптичної сили (скорочення фокусної відстані). У такому стані промені, розбіжні від близьких об'єктів, можуть бути сфокусованими на сітківці, а зображення об'єктів, що перебувають удалечині, здаються розмитими (рис. 1.8, б), оскільки вони фокусуються перед сітківкою.



а)



б)

Рисунок 1.8 – Акомодація ока: а – на далекі об'єкти (спокій акомодації); б – на близькі до ока об'єкти (напруження акомодації)

Протягом всього життя відбувається зміна величини, форми, консистенції й прозорості кришталика. У немовлят він має практично кулясту форму, є м'яким, прозорим та безбарвним. З віком кришталик набуває форми двоопуклої лінзи, з більш плоскою передньою поверхнею та за кольором стає жовтуватим, повністю зберігаючи при цьому свою прозорість. Інтенсивність жовтого відтінку з віком збільшується.

Формування кришталикових волокон відбувається протягом всього життя, однак об'єм кришталика збільшується тільки до певного віку. Це пов'язано з ущільненням центральних відділів кришталика, що містять

більш старі волокна). У результаті щільність ядра увесь час збільшується: від невеликого та м'якого ембріонального ядра у немовляти, до ядра, яке чітко відрізняється від іншої маси кришталика у дорослого (до 25...30 років), а потім великого, пожовтілого та склерозованого у літньої людини.

Приблизно до 60-літнього віку здатність до акомодатції втрачається практично повністю. Це пов'язано з ущільненням та склерозом ядра кришталика – факосклерозом. У зв'язку із цим людині стає важко чітко бачити об'єкти, що перебувають на близькій відстані. Після 40 років настає так званий пресбіопічний вік (**пресбіопія** – втрата функції акомодатції). У цей період, у зв'язку з порушенням живлення кришталика та уповільненням у ньому обміну речовин, у різних його шарах можуть виникати початкові помутніння (**катаракта**).

1.3.5. Скловидне тіло

Великий (за мірками ока) простір між кришталиком і сітківкою заповнено желеподібною прозорою речовиною, з назвою **скловидне тіло**.

Склоподібне тіло являє собою прозору, безбарвну речовину, що становить біля 55 % внутрішнього вмісту очного яблука. Його вага в дорослої людини дорівнює 4 г, об'єм 3,5...4 мл (у новонародженого вага склоподібного тіла становить 1,4 г, а до 15 років воно досягає ваги дорослого). Склоподібне тіло має кулясту форму, трохи сплющену в сагітальному напрямку.

Скловидне тіло щільно притуляється до поверхні сітківки, а кришталик ніби вдавнений в передню частину скловидного тіла, яке має назву **скловидної ямки**.

Скловидне тіло займає приблизно 2/3 об'єму очного яблука і надає йому форму та нестисливість. На 99 % склоподібне тіло містить воду, особливо пов'язану зі спеціальними молекулами, що представляють собою довгі ланцюжки повторюваних ланок – молекул цукру. Ці ланцюжки як гілки дерева зв'язані одним своїм кінцем зі стовбуром, представленим молекулою білка.

За своєю хімічною природою склоподібне тіло представляє гідрофільний гель органічного походження. Він містить 98,8 % води та 1,12 % сухого залишку. Сухий залишок – це білки, амінокислоти, сечовина, креатинин, цукор, калій, магній, натрій, фосфати, хлориди, сульфати, холестерин тощо. Білки становлять 3,6 % сухого залишку.

На рис. 1.9 показано структуру скловидного тіла. Клокотів канал представляє собою трубку діаметром 1 мм, що йде від диска зорового нерва до задньої поверхні кришталика, не досягаючи його задньої кори. Під час ембріонального життя людини через цей канал проходить артерія скловидного тіла, яка на час народження зникає, а канал зберігається у вигляді зазначеної трубки. Він краще виражений у дітей. В скловидному тілі немає нервових судин.

Скловидне тіло виконує багато корисних функцій, найважливішою з яких є підтримка сітківки у своєму нормальному положенні. У немовлят склоподібне тіло являє собою однорідний гель. З віком (за не до кінця відомими причинами) відбувається переродження склоподібного тіла, що приводить до злипання окремих молекулярних ланцюжків у великі скупчення. Однорідне скловидне тіло з віком розділяється на дві складові – водяний розчин і скупчення молекул-ланцюжків. У склоподібному тілі можуть утворюватися водні порожнини й плаваючі, помітні самій людині у вигляді «мушок», скупчення молекулярних ланцюжків, але скловидне тіло нормального ока можна вважати оптично однорідною речовиною.

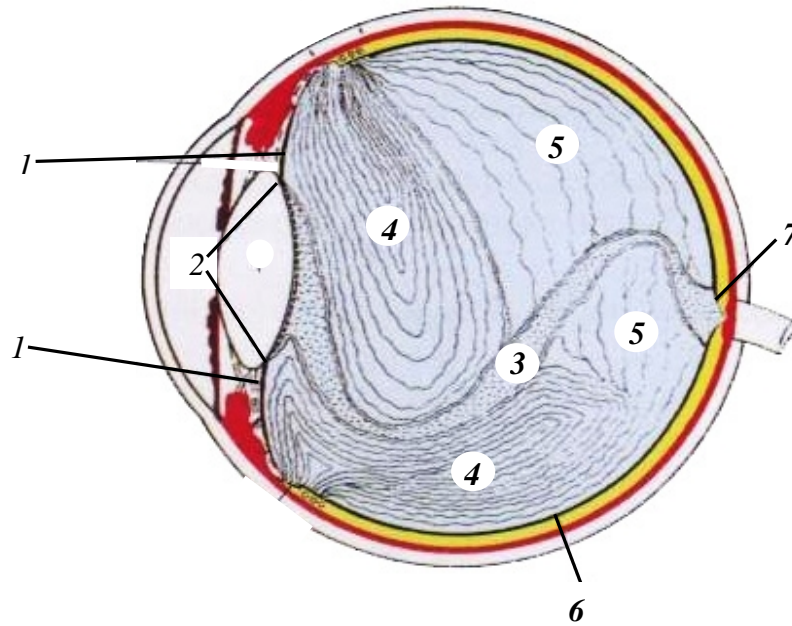


Рисунок 1.9 – Структура скловидного тіла: 1 – передня гіалоїдна мембрана; 2 – кільцевидна гіалоїдна капсулярна зв’язка Вігера; 3 – клокетів канал; 4 – передні фібрили; 5 – задні фібрили; 6 – задня гіалоїдна мембрана; 7 – диск зорового нерва

Оскільки головною хімічною компонентою скловидного тіла є вода, показник заломлення скловидного тіла є наближеним до показника заломлення водянистої вологи і дорівнює приблизно 1,336.

1.3.6. Сітківка

«Стягнута рибацька сітка, закинута на дно очного келиха, яка ловить сонячні промені». Так уявляв собі сітківку ока мудрий грек Герофіл ще в древні часи. Це поетичне порівняння виявилось на диво точним. Зараз впевнено можна стверджувати, що сітківка – саме «сітка» що здатна «ловити» навіть окремі кванти світла.

На рис. 1.10 показане очне дно у вигляді, в якому його мають можливість спостерігати офтальмологи за допомогою офтальмоскопа чи фундус-камери – приладів для спостереження і фотографування очного дна [1, 20]. На зображенні явно виділяються три характерні об'єкти – судинна система, жовта пляма і сліпа пляма.

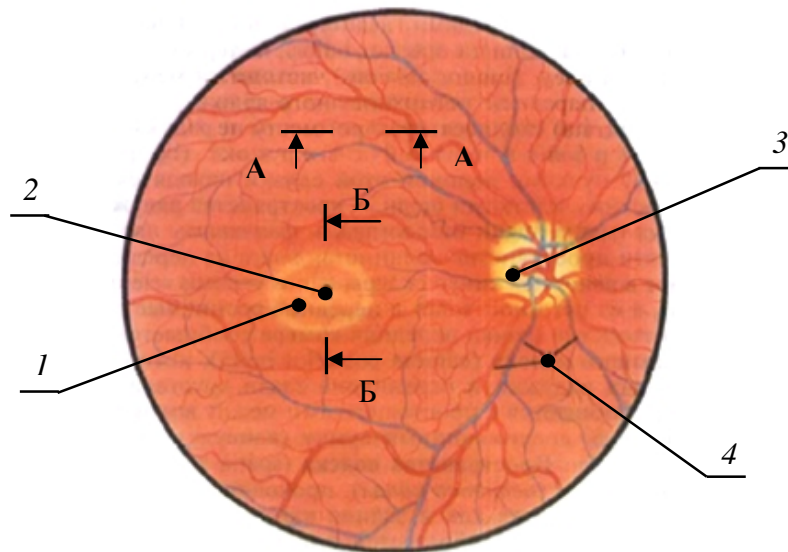
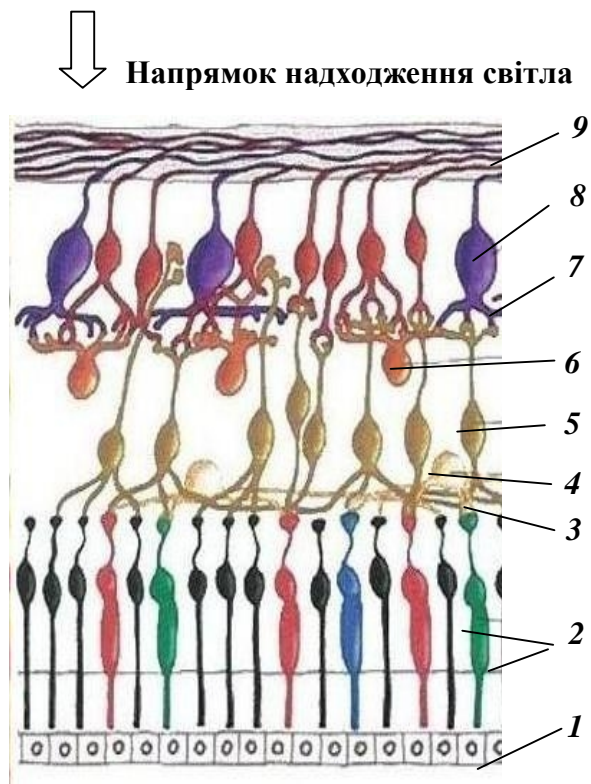
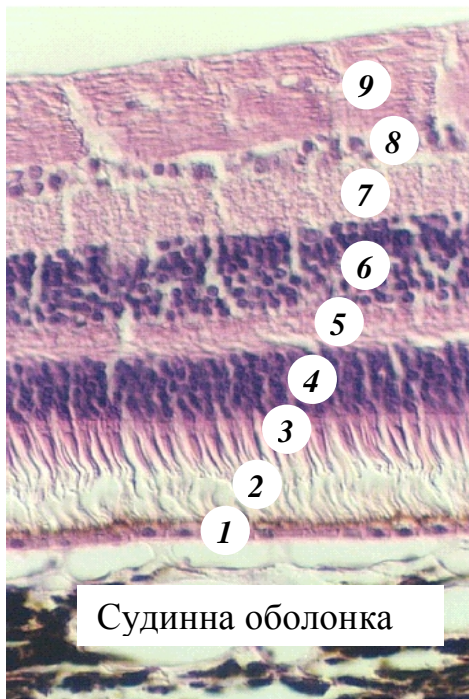


Рисунок 1.10 – Вигляд очного дна: 1 – жовта пляма (макула),
2 – центральна ямка жовтої плями, 3 – сліпа пляма (диск зорового нерва),
4 – кровоносні судини

Судинна система спостерігається крізь тонку прозору плівку сітківки, тому колір очного дна має колір крові, що знаходиться в судинах та капілярах, наповнених кров'ю для живлення сітківки. Проте між судинною оболонкою (хороїдом) та сітківкою розташований пігментний епітелій (рис. 1.11). В залежності від щільності пігментного епітелію колір сітківки може бути темно-червоним у брюнетів, більш світлим у блондинів, коричневим у осіб монголоїдної раси та темно-коричневим у осіб негроїдної раси.



Гістологічний зріз сітківки

Схема будови сітківки

Рисунок 1.11 – Перетин *A-A* (рис. 1.9) : 1 – пігментний епітелій;
 2 – палички та ковбочки; 3 – зовнішній переплетений шар;
 4 – горизонтальні клітини; 5 – біполярні клітини; 6 – амакринні клітини;
 7 – внутрішній переплетений шар; 8 – гангліозні клітини; 9 – нерве
 волокно (аксони)

Сітківка – це багатоелементний фотоприймач зображень, який за спрощеною структурою представляється як розгалуження зорового нерва з додатковими функціями попередньої просторової та часової обробки зображень. Фоточутливими елементами цього фотоприймача (див. рис. 1.11) є фоторецептори – **ковбочки** (6...7 мільйонів) та **палички** (100...120 мільйонів) [5, 11, 16].

Сітківка займає зону діаметром біля 22 мм і тому майже повністю (біля 72 % внутрішньої поверхні очного яблука) устигає фоторецепторами очне дно від в'їчастого тіла до **сліпої плями** – зони виходу із очного дна зорового нерва. Вихід зорового нерва при офтальмоскопії виглядає як світлий диск внаслідок більшого ніж у інших зонах сітківки коефіцієнта відбиття світла. В зоні виходу зорового нерва сітківка не має фоточутливих рецепторів, тому зображення об'єктів, які попадають в це місце, людина не бачить (через що її назвали сліпою плямою). Сліпа пляма має розмір приблизно 1,8...2 мм в діаметрі. Вона розташована в горизонтальній площині на відстані біля 4 мм від заднього полюсу очного яблука в напрямку до носу, трохи нижче полюсу.

Центральна зона сітківки, яку називають **жовтою плямою, макулою, або макулярною зоною**, виглядає як найбільш темна зона очного дна. У різних людей вона має колір від темно-жовтого до темно-коричневого та має трохи овальну форму витягнуту в горизонтальній площині. Розмір жовтої плями точно не визначений, але прийнято вважати, що в горизонтальній площині він становить від 1,5 до 3 мм.

Жовта пляма, як і сліпа пляма, розташована не в зоні полюса очного яблука. Її центр зміщений в горизонтальній площині в протилежному від сліпої плями напрямку на відстань біля 1 мм від осі симетрії оптичної системи ока.

Сітківка має різну товщину. В зоні сліпої плями вона є найбільш товстою (0,4... 0,5 мм). Найменшу товщину вона має в центральній зоні жовтої плями (0,07...0,1) мм, де утворюється так звана **центральна ямка, фовеа**, рис. 1.12. На краях сітківки (зубчата лінія) її товщина дорівнює приблизно 0,14 мм.

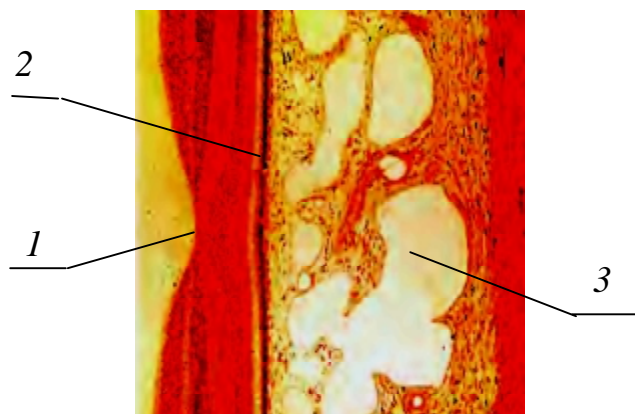


Рисунок 1.12 – Перетин *Б-Б* (рис. 9) сітківки в зоні жовтої плями (вигляд під мікроскопом): *1* – центральна ямка жовтої плями (зона фовеа);
2 – пігментний епітелій; *3* – судинна оболонка

Хоча сітківка і виглядає як тонка плівка, все ж вона має складну мікроструктуру, представлену на рис. 1.10 гістологічним зрізом та схематично. В напрямку променів, що надходять до сітківки через прозорі середовища ока та мембрану, яка відділяє скловидне тіло від сітківки, першим шаром сітківки є аксони гангліозних клітин – прозорі нервові волокна. Ці волокна є «провідниками», по яким в мозок передаються фотоелектричні сигнали, що несуть в собі інформацію про зорову картину об'єктів спостереження, зображення яких фокусується оптичною системою ока на очному дні.

Світло, щільність розподілу якого на поверхні сітківки пропорційна яскравості поля об'єктів, проникає через всі шари сітківки та попадає на світлочутливий шар, складений з ковбочок та паличок. В цьому шарі починається активне поглинання світла.

Ковбочки мають довжину 0,035 мм та діаметр від 2 мкм (в центральній зоні жовтої плями) до 6 мкм в периферійній зоні сітківки.

Поріг чутливості ковбочок становить приблизно 30 квантів світла, а порогова енергія – $1,2 \cdot 10^{-17}$ Дж.

Ковбочки є фоторецепторами денного «кольорового» зору. Найбільшою прийнятністю користується трьохкомпонентна теорія Г. Гельмгольца, згідно якої сприйняття оком кольору забезпечується трьома типами ковбочок з різною кольоровою чутливістю. Кожна ковбочка має в різній концентрації три типи пігменту – світлочутливої ковбочкової речовини (**іодопсін**). Перший тип пігменту (синьо-блакитний) поглинає світло в діапазоні довжин хвиль 435...450 нм, другий тип (зелений) – в діапазоні 525...540 нм, третій тип (червоний) – в діапазоні 565...570 нм. В залежності від пропорцій між концентраціями цих пігментів умовно виділяють три типи ковбочок – ковбочки, чутливі на блакитного, зеленого і червоного світла відповідно, тому на рис. 1.11 ковбочки представлено трьома різними кольорами. Такий розподіл спектральної чутливості ковбочок забезпечує зоровій системі можливість відрізнити об'єкти спостережень за їх кольором, що суттєво підвищує інформаційну потужність зорового органу людини.

Палички є рецепторами нічного, «чорно-білого» зору. Їх довжина 0,06 мм, діаметр приблизно 2 мкм. Вони мають порогову чутливість біля 12 квантів світла при довжині хвилі 419 нм або порогову енергію $4,8 \cdot 10^{-18}$ Дж. Отже, вони є набагато чутливішими до світлового потоку.

Палички містять пігмент **родопсін** – зоровий пурпур – різновид вітаміну А, який поглинає в широкому діапазоні з максимумом в синьо-зеленій зоні спектру (510 нм). Цим зоровий орган забезпечує людині можливість спостерігати об'єкти з малою яскравістю в умовах вечірніх сутінок або вночі. Проте, внаслідок слабкої спектральної чутливості паличок об'єкти спостереження вночі сприймаються людиною як сірі або чорно-білі.

Щільність розташування ковбочок і паличок по сітківці не є однаковою. Найбільша щільність спостерігається в зоні жовтої плями. При наближенні до периферії сітківки щільність зменшується. На рис. 1.13 показано умовний розподіл зон навколо жовтої плями за ознакою щільності і наявності паличок і ковбочок [29, 35].

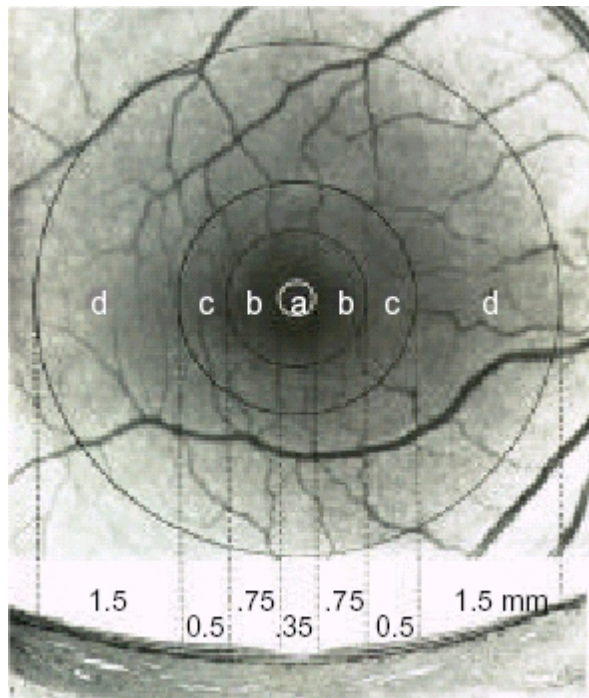


Рисунок 1.13 – Анатомічний вигляд макулярної області (зони жовтої плями): *a* – foveola, *b* – fovea, *c* – parafoveal, *d* – perifoveal

В центрі фовеа – **фовеолі** – знаходяться лише ковбочки. Їх діаметр в цьому місці є найменшим, вони дуже щільно гексагонально укладені (рис. 1.14). В зоні фовеа щільність ковбочок становить 147...238 тисяч на 1 мм^2 . Ця зона сітківки має найбільшу просторову роздільну здатність, в зв'язку з чим вона призначена для спостереження найбільш важливих фрагментів простору об'єктів, на яких людина фіксує свій погляд.

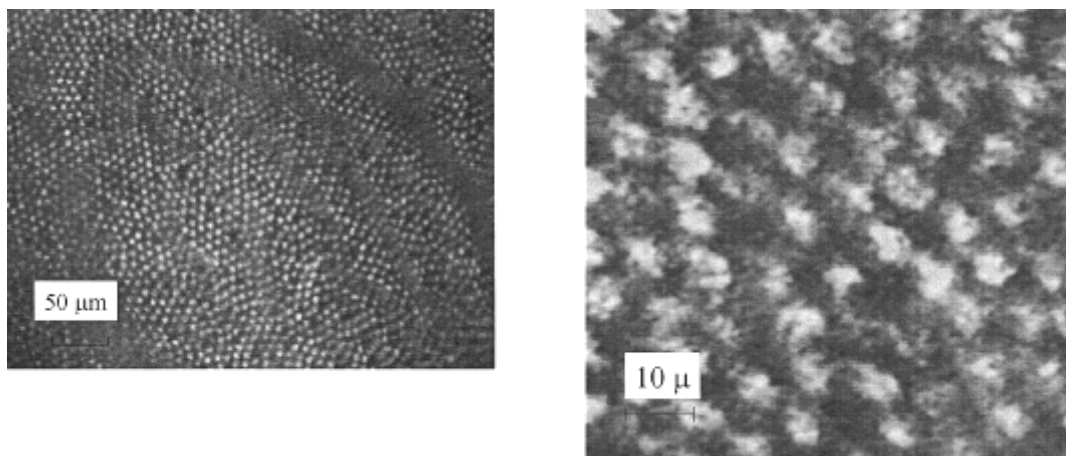


Рисунок 1.14 – Збільшене зображення сітківки ока людини в зоні фовеоли

Далі від центра щільність ковбочок зменшується до 95 тисяч на 1 мм^2 , а в парафовеа – до 10 тисяч на 1 мм^2 .

Щільність паличок найвища в парафовеолі – 150...160 тисяч на 1 мм^2 . Далі від центру їх щільність також зменшується і на периферії сітківки становить лише 60 тисяч на 1 мм^2 . Середня щільність паличок на сітківці 80...100 тисяч на 1 мм^2 .

Існує невідповідність між кількістю окремих фоторецепторів (7 мільйонів ковбочок та 120 мільйонів паличок) та 1,2 мільйона волокон зорового нерва. Ця невідповідність проявляється в тому, що кількість «фотоприймачів» більше ніж в 10 разів перевищує кількість «провідників», які з'єднують сітківку з відповідними центрами мозку. Це робить зрозумілою одну з функцій шарів сітківки, показаних на рис. 1.11. Вона полягає в здійсненні такої комутації між окремими фоторецепторами і ділянками зорового центру мозку, яка з одного боку не перевантажує мозок «дрібною», другорядною інформацією, а з іншого – не допускає втрати важливої складової зорової інформації про середовище, що спостерігає око [26]. Тому кожна ковбочка із фовеальної зони має свій персональний канал проходження нервових імпульсів до мозку. Проте, по

мірі віддалення від фовеоли, такі канали утворюється вже для груп фоторецепторів. Цьому слугують горизонтальні, біполярні, амакринні та гангліозні клітини, а також зовнішні та внутрішні переплетені шари (рис. 1.11).

Якщо кожна гангліозна клітина для передачі в мозок сигналів має лише своє персональне волокно (аксон), то це означає, що вона, завдяки комутаційній дії біполярних та горизонтальних клітин, повинна мати **синапсичний контакт**¹ або з одним (в зоні фовеоли), або з декількома (в периферійній зоні) фоторецепторами. Ясно, що для цього потрібно здійснювати відповідну горизонтальну комутацію фоторецепторів і біполярних клітин на нижчому рівні, а також біполярних та гангліозних клітин на вищому рівні. Така комутація забезпечується горизонтальними та амакриновими клітинами, через відростки яких розповсюджуються

¹ **Синапсичні контакти** – електрохімічні контакти (синапси) між клітинами здійснюються завдяки електрохімічним процесам за участю специфічних речовин нейромедіаторів. Ними забезпечується «передача речовини» по нервам – «провідникам». Тому зв'язки між різними дендритами* сітківки не тільки залежать від нервових імпульсів у сітківці, але й від процесів у всьому організмі. Ці процеси можуть поставляти нейромедіатори в зони синапсів у сітківці і в мозку як за участю нервових імпульсів, так і з током крові та інших рідин.

* **Дендрит** – це гіллястий відросток нервової клітини, що сприймає сигнали від інших нейронів, рецепторних клітин, та проводить нервові імпульси через синапсичні контакти до тіла нейронів. Сукупність дендритів утворює **дендритну гілку**. Сукупність дендритних гілок називають **дендритним деревом**.

зворотні сигнали від мозку, що регулюють синапсичну передачу сигналів від фоторецепторів до горизонтальних і потім біполярних клітин, а також від біполярних до гангліозних клітин. Амакринові клітини здійснюють «бокове гальмування» між сусідніми гангліозними клітинами. Цим зворотнім зв'язком забезпечується така комутація біполярних та гангліозних клітин, яка не тільки вирішує задачу підключення до мозку через обмежену кількість нервових волокон великої кількості фоторецепторів, але й здійснює попередню обробку інформації, що надходить від сітківки до мозку, тобто робить просторову і часову фільтрацію зорових сигналів.

1.4. Рухи ока

Кутові рухи ока в очниці – важлива умова нормального функціонування зорової системи. Кутові рухи ока призначені для:

- 1) зведення візуальних осей правого і лівого ока на об'єкті, що є точкою фіксації погляду;
- 2) огляду об'єктів, які мають великі кутові розміри, а також візуального супроводження рухомих об'єктів оточуючого простору без повороту голови або тулуба;
- 3) забезпечення умов функціонування сітківки.

Рухи ока забезпечуються способом кріплення ока в черепній коробці та дією під керуванням мозку групи очних м'язів.

Кожне очне яблуко розміщене в глибокому кістковому поглибленні – очній западині (**очниці**). Воно надає оку потрібну ступінь захисту від механічних пошкоджень і забезпечує надійне кріплення м'язів, за допомогою яких очне яблуко обертається в очниці. Площини двох

зовнішніх стінок кісткових поглиблень перпендикулярні одна до одної (рис. 1.15), тоді як дві внутрішні стінки паралельні одна одній. Таким чином, осі цих двох очних ямок формують кут 45° .

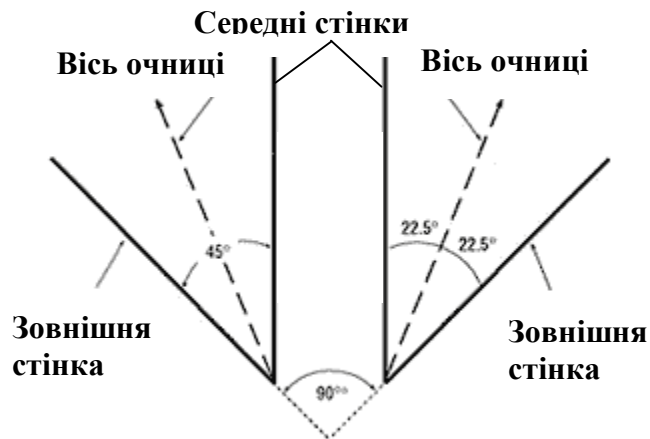


Рисунок 1.15 – Схема розташування стінок очних ямок лівого і правого ока в черепі людини

У середині очної западини очне яблуко оточене шаром волокнисто-еластичної сполучної тканини (тенонова капсула), внутрішня поверхня якої гладка до блиску, що дає можливість очному яблуку легко і безперешкодно обертатися в очниці в будь-якому напрямку. Очне яблуко підтримує **тенонова капсула** – волокниста мембрана, яка вирівнює очну западину.

Напрямок зору кожного очного яблука в будь-який момент визначається надзвичайно точним співвідношенням напруг обертальних м'язових тяг – шістьох м'язів кожного ока: чотирьох прямих м'язів (середній, бічний, верхній нижній) та двох косих (верхній і нижній) (див. рис. 1.16) [20].

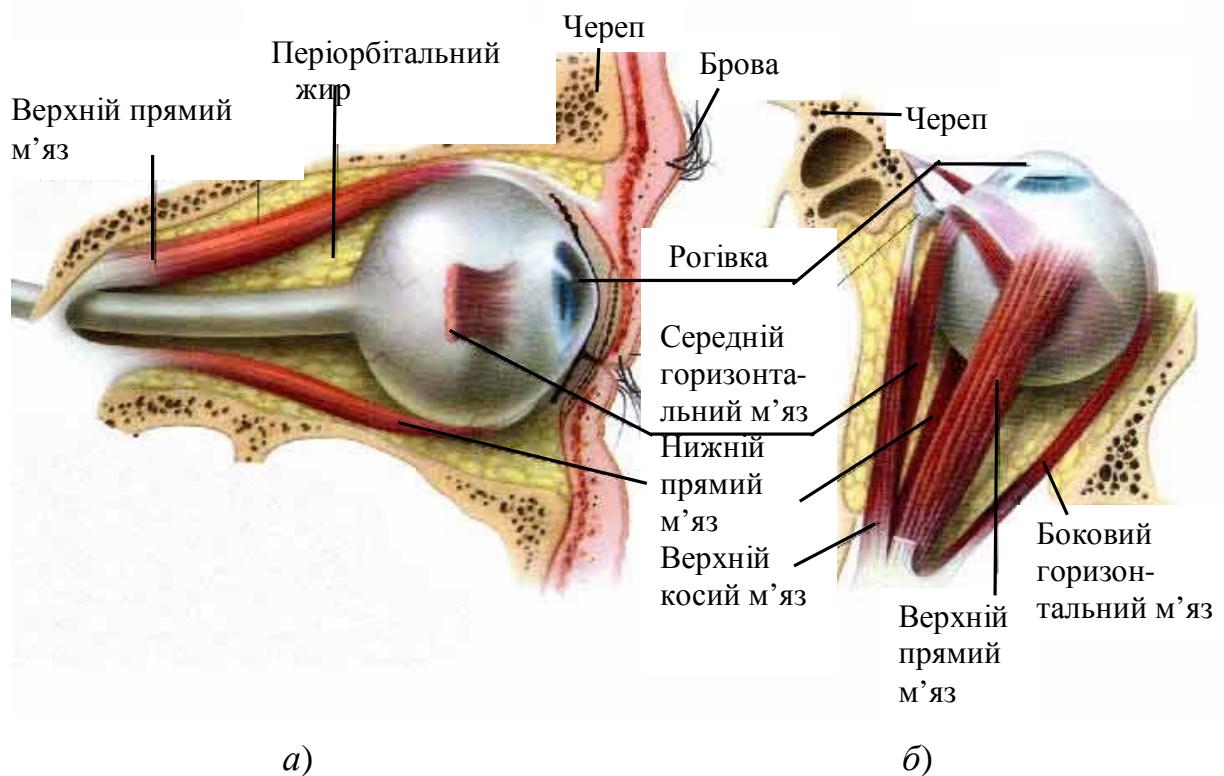


Рисунок 1.16 – Система м'язів, які рухають очне яблуко:

а – вигляд збоку; *б* – вигляд зверху

Очі не бувають нерухомими [28]. М'язи ока є постійно активними.

Ністагм – це мимовільні коливальні рухи очей високої частоти (до декількох сотень за хвилину). Походить від грецького *nystagmos* – «дрімота». Ністагм є ритмічними рухами очних яблук. Розрізняють фізіологічний і патологічний ністагм. До фізіологічного ністагму відносять такі рухи очей, як тремор і дрейф, а також маленькі і великі стрибки очей – мікросакади та макросакади відповідно.

Тремор ока – це мимовільні дрібні коливання очного яблука відносно напрямку зорової осі. Частота тремору – 20...150 Гц, амплітуда – 5...15 кутових сек. Тремор в значній мірі обумовлює саму можливість зорового сприйняття, приводячи до постійної зміни освітленості тих

фоторецепторів, які лежать на межах по-різному освітлених місць сітківки. Повна стабілізація зображення на сітківці через декілька секунд призводить до припинення сприйняття зображення зоровим органом людини. Експерименти з штучною повною стабілізацією світлового зображення на сітківці показали, що око взагалі перестає через декілька секунд бачити, якщо зображення стає нерухомим відносно сітківки. При цьому око бачить лише сіре або біле поле. Цей феномен свідчить про використання зоровими центрами мозку саме диференційованих за часом сигналів, які виникають внаслідок рухів ока. Якщо сигнали фоторецепторів від світлових подразників в часі не змінюються то часова похідна від таких сигналів стає рівною нулю. Тому око перестає сприймати фактичний нерівномірний розподіл освітленості сітківки, який є зображенням простору об'єктів.

Сакади – це швидкі рухи очей (ця назва походить від стародавнього французького слова, що перекладається як «плеск паруса»). Характер проходження сакад зумовлений діяльністю центральної нервової системи. Кожній людині властивий власний режим проходження сакад, який визначається трьома параметрами: інтервалом між сакадами, їх амплітудою і орієнтацією.

Сакади слідуєть в середньому через інтервал 0,2...0,6 секунди. Амплітуда сакад змінюється у великому діапазоні, в середньому від 2 кутових хвилин до 15 кутових градусів. Орієнтовані сакади практично на всіх напрямках (управо, вліво, вгору, вниз), але, зазвичай, їх число більше в горизонтальній площині. Залежно від зовнішніх і внутрішніх умов параметри сакад мають властивість до зміни.

Дрейф – це повільне переміщення очного яблука переважно в одному напрямку. Дрейф, як і тремор, перешкоджає появі білого поля, тобто втраті оком здатності бачити об'єкти внаслідок нерухомості ока.

Повільний дрейф відбувається з амплітудою від 2 до 5 кутових хвилин та середньою швидкістю від 1 до 6 кутових хвилин в секунду. Тривалість одного дрейфу від 0,2 до декількох секунд. Цей рух ока можна спостерігати, помістивши невелике джерело червоного світла в темній кімнаті. Фіксація погляду на цьому джерелі світла створює враження його руху по кімнаті.

Якщо людина фіксує погляд на будь-якому нерухомому об'єкті, це також супроводжується декількома безперервними, непомітними рухами очей. Вони є настільки непомітними, що виявити їх можна лише за допомогою спеціального обладнання. Без таких мікрорухів зоровий орган не сприймає зображення, сформоване на сітківці оптичною системою ока. Без таких рухів око перестає бачити оточуючі об'єкти.

Очні м'язи забезпечують оку як широкий кутовий діапазон рухів, так і дуже високу кутову швидкість руху – до 700 градусів за секунду. При тій масі, що має око людини, такі рухи можуть здійснюватися лише дуже потужною дією очних м'яз. Вражає уяву складність, точність та погодженість рухів обох очей, що забезпечує зоровому органу можливість швидкого і якісного виконання функцій, перелічених на початку цього підрозділу. Зрозуміло, що велику роль в цьому процесі відіграє робота мозку, який синхронно, дуже тонко та прецизійно керує всіма дванадцятьма м'язами правого і лівого ока.

Рухи очей класифікують за декількома ознаками. За ознакою швидкості: 1) швидкі – тремор, сакади (стрибки) і дрейф; 2) повільні – повільне відслідковування об'єктів та вергентні рухи очей. За ознакою узгодженості рухів правого і лівого ока: узгоджені – сакади (рис. 1.17) та неузгоджені – вергентні рухи очей – тремор і дрейф [28].

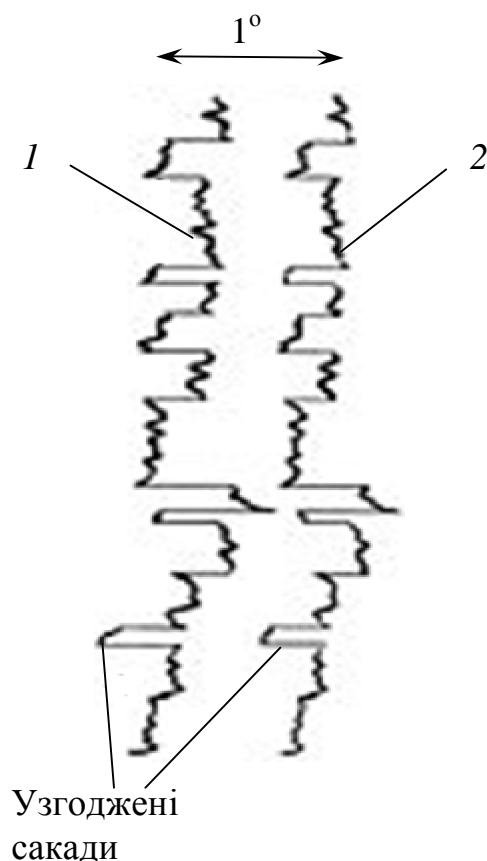


Рисунок 1.17 – Фрагмент запису узгодженого руху очей типу сакади при фіксації правим оком нерухомої точки. Графік 1 – праве око, графік 2 – ліве. Відхилення по горизонталі відповідає руху ока праворуч-ліворуч

Вергентні рухи (від латинського «*vergo*» – «схиляюся») – макрорухи очей, які призводять до зміни кута між зоровими осями лівого і правого ока. Вергентні рухи виступають чинником, що забезпечує бінокулярний зір. Вони розділяються на рухи конвергенції, зводять очі, дивергенцію, що розводять очі, та циклофузійні, або торсійні рухи, що змінюють орієнтації сітківки лівого і правого очей.

За ознакою типа рухів ока, які мають місце при пошуку точки фіксації погляду, при розгляданні об'єктів з великими кутовими розмірами та при супроводженні поглядом рухомих об'єктів, виділяють – рухи схоплення, рухи утримання та дрібні рухи.

Рухи схоплення направлені на пошук і фіксацію зорового стимулу. Основним рухом цього типу є швидкий стрибкоподібний – сакада. Чим більшою є амплітуда такого руху, тим з більшою швидкістю він здійснюється. Так, при кутах обертання ока до 5° і менше швидкість руху становить приблизно $200^\circ/\text{с}$, а крупніші сакади до 100° і більш можуть здійснюватися із швидкістю більше $700^\circ/\text{с}$. Разом з тим, 85 % рухів-сакад обмежені 15° . Тривалість кожного стрибка дорівнює сотим долям секунди. Унаслідок кожного стрибка зображення на сітківці зміщується з одних фоторецепторів на інші, знов викликаючи імпульсацію гангліозних клітин. Чим складніше даний об'єкт, тим складніше траєкторія руху очей. Вони мов би «простежують» контури зображення (рис. 1.18) затримуючись на найбільш інформативних його ділянках [28].



a)



б)

Рисунок 1.18 – Траєкторія рухів ока (*б*) при розгляданні зображення Нефертіті (*а*)

Швидка фаза оптокінетичного ністагму також відноситься до рухів схоплення. Коли людина стежить за смугастим барабаном, що обертається, або кружляється на каруселі, через певні інтервали відбувається різкий

стрибок очного яблука з фіксацією погляду на новому і, зазвичай, дещо зміщеному назад (щодо обертання) елементі барабана або візуальної сцени.

Тихе переслідування, стеження або повільна фаза ністагму — приклади **утримуючого руху**, при якому очі слідкують за рухомим зоровим стимулом. Якщо швидкість руху стимулу наростає дуже швидко, ініціюються сакади, що коректують, забезпечують повторне захоплення рухомого стимулу для продовження стеження за ним до тих пір, поки не буде досягнутий наступний критичний рівень коригування.

1.5. Контрольні питання до розділу 1

1. Перелічіть головні ланки зорового органу людини.
2. На які фази поділяють процес еволюції світлочутливого елемента зорового органу живої істоти?
3. Які переваги має зоровий орган, котрий містить оптичну систему?
4. Які основні елементи містить оптична система ока людини?
5. Який елемент оптичної системи ока має найбільшу оптичну силу?
6. Який елемент оптичної системи ока має змінну оптичну силу і для чого?
7. Що в оптичній системі ока виконує функцію апертурної діафрагми?
8. Що таке акомодация і пресбіюпія?
9. Яку функцію виконує сітківка?
10. Що таке жовта пляма, макула, фовеа, фовеола, сліпа пляма?
11. Які типи фоторецепторів містить сітківка?
12. Скільки шарів містить сітківка і в чому полягають їх функції?

13. Чим відрізняється комутаційні контакти зорового нерву і ковбочок в центрі фовеоли та за межами макули?
14. Для чого око має можливість здійснювати кутові рухи в очниці?
15. Що таке тремор, сакади та дрейф ока?
16. Які рухи ока називають вергентними, рухами утримування та схоплення?

РОЗДІЛ 2

ПАРАМЕТРИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ОКА

2.1. Еволюція даних про конструктивні параметри оптичної системи ока

Оптична система ока з давніх часів була предметом підвищеного інтересу вчених, які здійснювали розвиток оптики. Перші відомості про устрій ока датуються приблизно 200-м роком нашої ери. За хронологією наукові дані про оптичну систему ока з'явилися в результаті анатомічних досліджень Леонардо Да Вінчі. З цих досліджень було зроблено висновок, що кришталік – єдиний елемент, який формує зображення на сітківці. В 1604 р. Кеплер припускає існування перевернутого зображення на сітківці, що вже через 15 років підтверджується Шейнером. Більш точний опис оптичної системи ока зроблено Декартом у 1637 році в його науковій праці «Діоптрика» [5].

Перша фізична модель ока скоріш за все належить Гюйгенсу. Сміт (1738 р.) запропонував модель ока, складену з двох півкуль, простір між якими є заповненим водою. Перша півкуля представляє рогівку, друга – сітківку, причому перша півкуля (рогівка) має радіус кривизни в 3 рази менший, ніж півкуля сітківки.

Перші кількісні дані про конструктивні параметри оптичної системи ока, наближені до сучасних, надає Юнг (1801 р.) [29, 35]. Так за Юнгом радіус кривизни передньої поверхні рогівки дорівнює 7,9 мм, а радіуси кривизни передньої та задньої поверхонь кришталіка – 7,6 мм та 5,6 мм відповідно. Глибина передньої камери з водянистою вологою – 3 мм.

Показник заломлення скловидного тіла – 1,333, кришталіка – 1,44.

Мозер в 1844 році конструює перше схематичне око. Однак воно є гіперметропічним, тому що має занижену величину показника заломлення кришталіка.

Вперше «точно» схематичне око запропоновано Листінгом [29, 34]. В 1851 році він представляє опис триповерхневої системи схематичного ока з однією поверхнею рогівки і оптично однорідним кришталіком та з отвором апертурної діафрагми 0,5 мм, розташованої перед кришталіком (рис. 2.1).

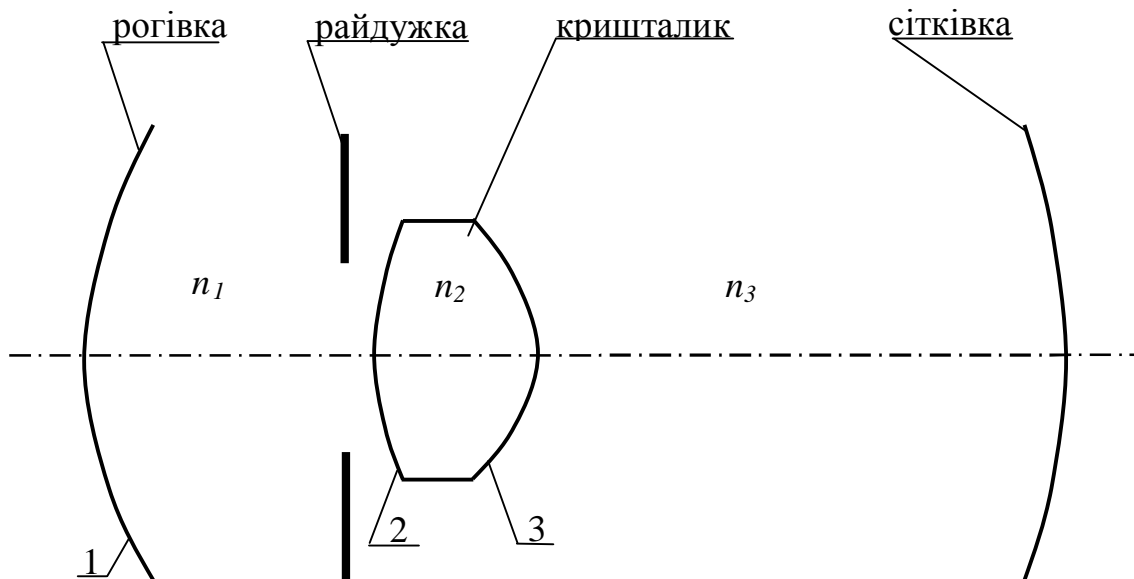


Рисунок 2.1 – Триповерхнє схематичне око

В 1900 р. Чернінг пропонує схематичне око з чотирма поверхнями, яке передбачає наявність задньої поверхні рогівки (рис. 2.2).

Гельмгольц (1909 р.) модифікує схематичне око Листінга, змінивши в ньому положення поверхонь двовипуклого кришталіка. Він знаходить конструктивні параметри схематичного ока, акомодованого на відстань 130,1 мм відносно передньої поверхні рогівки. Гельмгольц також дає опис

сконструйованого Листінгом спрощеного схематичного ока, яке має лише одну заломлюючу поверхню рогівки, і має назву **редукованого ока**.

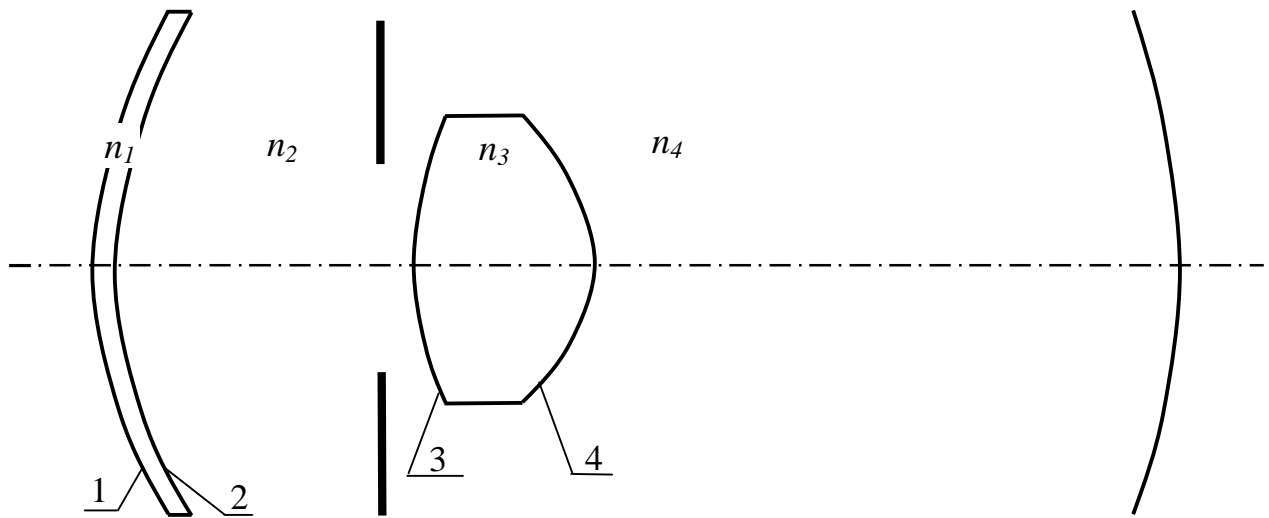


Рисунок 2.2 – Чотириповерхнє схематичне око

Гульстранд (1909 р.) пропонує схематичне око з шістьма оптичними поверхнями, в якому чотири поверхні належать кришталіку (рис. 2.3).

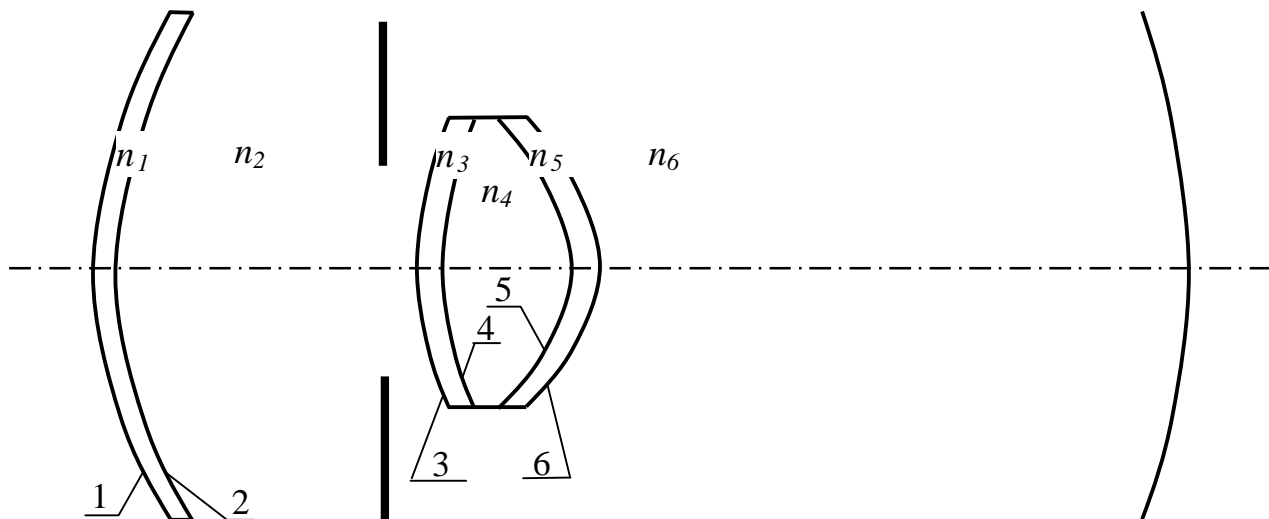


Рисунок 2.3 – Схематичне око №1 за Гульстрандом з шістьма оптичними поверхнями

Це око отримало назву **точного схематичного ока № 1 за Гульстрандом**, яке автор представив у двох варіантах. Перший варіант – релаксоване око (розслаблене, акомодоване на нескінченність). Другий варіант – акомодоване на кінцеву відстань. Аналогічними двома варіантами він представляє спрощену версію схематичного ока, яка отримала назву **спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом**. В цій версії рогівка має лише одну поверхню.

В табл. 2.1-2.6 наведено конструктивні та кардинальні параметри двох моделей ока за Гульстрандом для різних акомодацийних станів, а також оптичні сили окремих елементів моделей. В цих таблицях використано такі позначення: r – радіус сферичної поверхні; d – осьова відстань між оптичними поверхнями; n – показник заломлення середовища; Sd – відстань від першої поверхні; L – загальна товщина. Сутність кардинальних параметрів пояснена на рис. 2.4.

Головними точками передньою H та задньою H' називають точки на оптичній осі, які знаходяться в передній та задній головній площині оптичної системи відповідно.

Головним площинами оптичної системи називають дві оптично спряжені площини (друга є зображенням першої і навпаки), в яких $\beta = +1$, де β – лінійне чи поперечне збільшення (відношення розміру зображення об'єкта до розміру цього об'єкта).

Вузловими точками передньою N та задньою N' називають дві оптично спряжені точки на оптичній осі, відносно яких $\gamma = +1$, де γ – кутове збільшення системи, $\gamma = \text{tg } \sigma' / \text{tg } \sigma$, σ – кут нахилу до оптичної осі променя, що надходить в оптичну систему, σ' – кут нахилу до оптичної осі того ж самого променя, що виходить з оптичної системи).

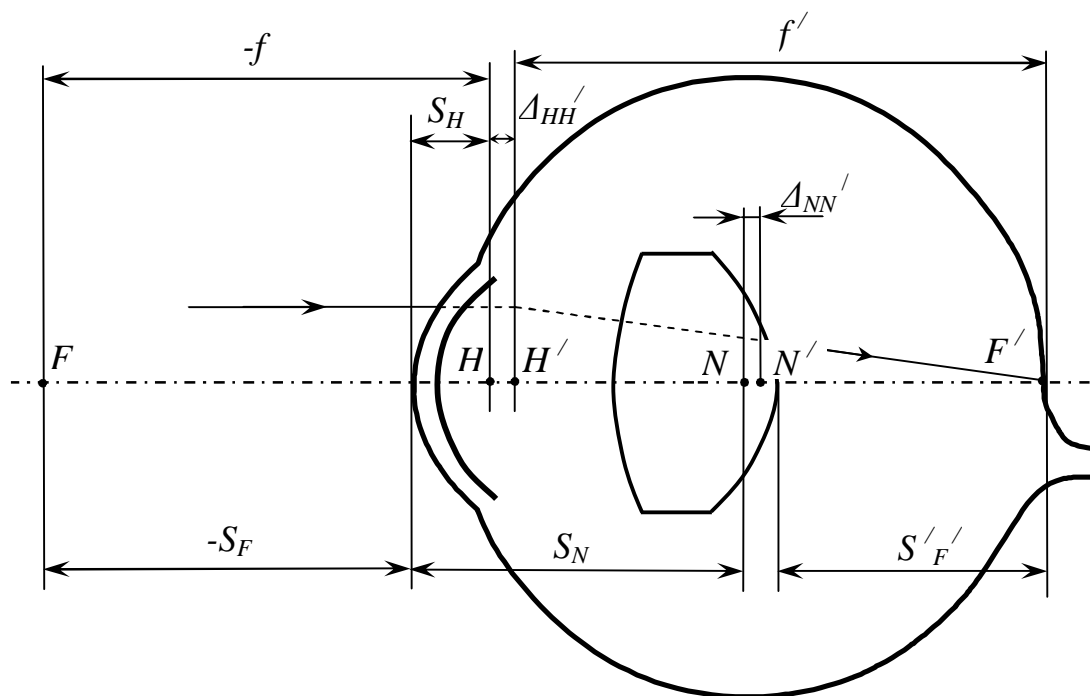


Рисунок 2.4 – Внутрішні та зовнішні параметри схематичних очей:
 F – передній фокус; F' – задній фокус; H – передня головна точка;
 H' – задня головна точка; N – передня вузлова точка; N' – задня вузлова
точка; f – передня фокусна відстань; f' – задня фокусна відстань;
 S_F – передній фокальний відрізок; $S'_{F'}$ – задній фокальний відрізок

З визначення вузлових точок зрозуміло, що промінь, який надходить в оптичну систему через передню вузлову точку під деяким кутом нахилу до оптичної осі виходить із системи вже через задню вузлову точку, але під тим самим кутом нахилу до оптичної осі.

Табл. 2.1. Конструктивні параметри схематичного ока №1
за Гульстрандом (акомодація на нескінченності)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,7				
		0,5	1,376	0,5	роговка
2	6,8				
		3,1	1,336	3,6	передня камера
3	10,0				
		0,546	1,386	4,146	кора кришталіка
4	7,911				
		2,419	1,406	6,565	ядро кришталіка
5	-5,76				
		0,635	1,386	7,2	кора кришталіка
6	-6,0				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.2. Кардинальні відрізки в [мм] схематичного ока №1 за
Гульстрандом (акомодація на нескінченності)

f'	f	S_F	$S'_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
22,78	-17,05	-15,707	17,185	1,348	7,078	0,253	24,39

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{ex} = 3,047$ мм, $t_{vix} = 3,665$ мм.

Табл. 2.3. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів схематичного ока №1 за Гультрандом (акомодація на нескінченності)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	48,831
Задня поверхня рогівки	-5,882
Рогівка в цілому	43,053
Передня поверхня кори кришталіка	5,000
Передня поверхня ядра кришталіка	2,528
Задня поверхня ядра кришталіка	3,472
Задня поверхня кори кришталіка	8,333
Кришталік в цілому	19,111
Око в цілому	58,636

Табл. 2.4. Конструктивні параметри схематичного ока №1 за Гультрандом (акомодація – на відстань 91,93 мм або 10,88 дптр)

поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,7				
		0,5	1,376	0,5	рогівка
2	6,8				
		2,7	1,336	3,2	передня камера
3	5,333				
		0,6725	1,386	3,8725	кора кришталіка
4	2,655				
		2,655	1,406	6,5275	ядро кришталіка
5	-2,655				
		0,6725	1,386	7,2	кора кришталіка
6	-5,333				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.5. Кардинальні відрізки в [мм] схематичного ока №1 за
Гульстрандом (акомодація – на відстань 91,93 мм або 10,88 дптр)

f'	f	S_F	$S'_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
18,93	-14,17	-12,40	13,82	1,77	6,53	0,314	21,02

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{ex} = 2,668$ мм, $t_{eux} = 3,212$ мм.

Табл. 2.6. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів
схематичного ока №1 за Гульстрандом
(акомодація – на відстань 91,93 мм або 10,88 дптр)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	48,831
Задня поверхня рогівки	-5,882
Рогівка в цілому	43,053
Передня поверхня кори кришталіка	9,376
Передня поверхня ядра кришталіка	7,533
Задня поверхня ядра кришталіка	7,533
Задня поверхня кори кришталіка	9,376
Кришталік в цілому	33,057
Око в цілому	70,576

В 1952 році Емслі пропонує модифіковану версію спрощеного ока Гульстранда. Емслі надає кришталіку таку ж товщину, що і у точного ока Гульстранда, але змінює показники заломлення водянистої вологи, скловидного тіла та кришталіка. Це модифіковане око іноді називають

оком за Гульстрандом-Емслі. Емслі також пропонує редуковане схематичне око (рис. 2.5).

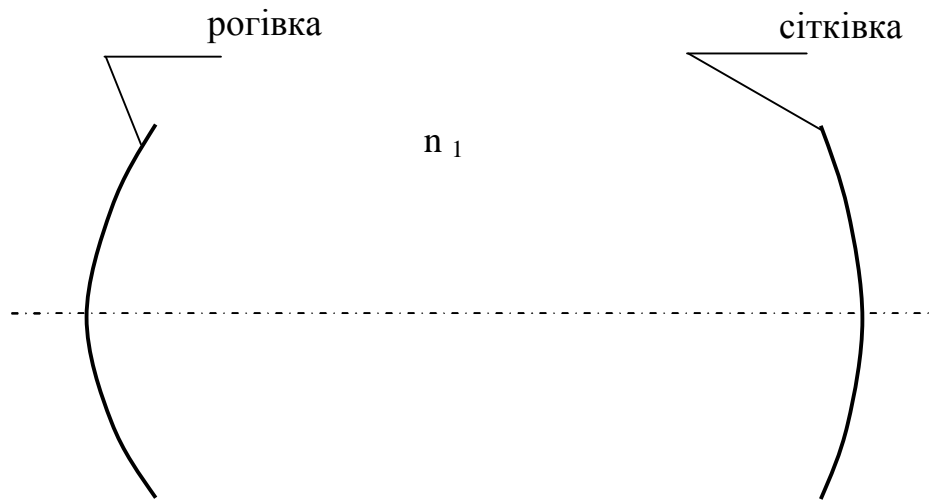


Рисунок 2.5 – Редуковане схематичне око

Разом з точним оком Гульстранда, оком Гульстранда-Емслі та редукованим оком Емслі широке розповсюдження набуває схематичне око Ле Гранда (1945 р.) з чотирма заломлюючими поверхнями, яке називають **повним теоретичним оком Ле Гранда** (Ле Гранд і Ель Хейдж, 1980 р.) [30]. В цьому оці представлено модифікацію схематичного ока Чернінга. Ле Гранд також представляє спрощену триповерхневу модель, яка має лише одну поверхню рогівки та кришталік з нульовою товщиною. Недостатня товщина кришталіка обмежує практичну придатність цієї моделі.

Нижче в табл. 2.7-2.26 наведені дані про внутрішні та зовнішні параметри схематичних очей за Ле Грандом, Гульстрандом №2 і Емслі. В цих таблицях використано такі ж позначення, що й табл. 2.1-2.6.

Табл. 2.7. Конструктивні параметри загальнотеоретичного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,8				
		0,55	1,3771	0,55	рогівка
2	6,5				
		3,05	1,3374	3,6	передня камера
3	10,2				
		4,0	1,42	7,6	кришталік
4	-6				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.8. Кардинальні відрізки в [мм] загальнотеоретичного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

f'	f	S_F	S'_F	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
22,29	-16,68	-15,09	16,60	1,59	7,20	0,313	24,2

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{ex} = 3,038$ мм, $t_{vix} = 3,682$ мм.

Табл. 2.9. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	48,346
Задня поверхня рогівки	-6,108
Рогівка в цілому	42,356
Передня поверхня кришталіка	8,098
Задня поверхня кришталіка	14,000
Кришталік в цілому	21,779
Око в цілому	59,940

Табл. 2.10. Конструктивні параметри схематичного ока за Ле Грандом
(акомодація – на відстань 141,8 мм або 7,05 дптр)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,8				
		0,55	1,3771	0,55	роговка
2	6,5				
		2,65	1,3374	3,2	передня камера
3	6,0				
		4,5	1,427	7,7	кришталік
4	-5,5				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.11. Кардинальні відрізки в [мм] схематичного ока Ле Гранда
(акомодація – на відстань 141,8 мм або 7,05 дптр)

f'	f	S_F	S'_F	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
19,74	-14,78	-12,96	14,23	1,82	6,78	0,373	21,93

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{вх} = 2,66$ мм, $t_{вих} = 3,255$ мм.

Табл. 2.12. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів схематичного ока за Ле Грандом
(акомодація – на відстань 141,8 мм або 7,05 дптр)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	48,346
Задня поверхня рогівки	-6,108
Рогівка в цілому	42,356
Передня поверхня кришталіка	14,933
Задня поверхня кришталіка	16,545
Кришталік в цілому	30,700
Око в цілому	67,677

Табл. 2.13. Конструктивні параметри спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	8,0				
		3,60	1,336	3,6	роговка
2	∞				
		2,77	1,336	6,37	передня камера
3	10,2				
		0,00	1,4208	6,37	кришталік
4	-6,0				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.14. Кардинальні відрізки в [мм] спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

f'	f	S_F	$S_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
22,28	-16,68	-14,90	17,82	1,785	7,385	0,122	24,19

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{ex} = 3,038$ мм, $t_{eux} = 3,465$ мм.

Табл. 2.15. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на нескінченність)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	42,000
Передня поверхня кришталіка	8,314
Задня поверхня кришталіка	14,133
Кришталік в цілому	22,447
Око в цілому	59,952

Табл. 2.16. Конструктивні параметри спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на відстань 142,17 мм або 7,03 дптр)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	8,0				
		3,20	1,336	3,2	рогівка
2	∞				
		2,58	1,336	5,78	передня камера
3	6,0				
		0,00	1,426	5,78	кришталік
4	-5,5				
			1,336		скловидне тіло

Табл. 2.17. Кардинальні відрізки в [мм] спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на відстань 142,17 мм або 7,03 дптр)

f'	f	S_F	$S_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
19,74	-14,78	-12,77	16,16	2,005	6,965	0,187	21,94

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №3: $t_{ex} = 2,663$ мм, $t_{vix} = 3,034$ мм.

Табл. 2.18. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів спрощеного схематичного ока за Ле Грандом (акомодація – на відстань 142,17 мм або 7,03 дптр)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	42,000
Передня поверхня кришталіка	15,000
Задня поверхня кришталіка	16,364
Кришталік в цілому	31,364
Око в цілому	67,665

Табл. 2.19. Конструктивні параметри спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на нескінченність)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,8				
		3,6	1,(3)	3,6	передня камера
2	10,0				
		3,6	1,416	7,2	кришталік
3	- 6,0				
		0,00	1,(3)		скловидне тіло

Табл. 2.20. Кардинальні відрізки в [мм] спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на нескінченність)

f'	f	S_F	$S_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
22,05	-16,53	-14,98	16,70	1,55	5,52	0,301	23,9

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №2: $t_{ex} = 3,052$ мм, $t_{вих} = 3,687$ мм.

Табл. 2.21. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на нескінченність)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	42,375
Передня поверхня кришталіка	8,267
Задня поверхня кришталіка	13,778
Кришталік в цілому	21,755
Око в цілому	60,483

Табл. 2.22. Конструктивні параметри спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на відстань 116,3 мм або 8,6 дптр)

№ поверхні	r [мм]	d [мм]	n	Sd [мм]	Оптичний елемент ока
			1		
1	7,8				
		3,2	1,(3)	3,2	передня камера
2	5,0				
		4,0	1,416	7,2	кришталік
3	- 5,0				
		0,00	1,(3)		скловидне тіло

Табл. 2.23. Кардинальні відрізки в [мм] спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на відстань 116,3 мм або 8,6 дптр)

f'	f	S_F	$S'_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
19,12	-14,34	-12,56	14,05	1,78	4,78	0,346	21,25

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №2: $t_{ex} = 2,674$ мм, $t_{вих} = 3,249$ мм.

Табл. 2.24. Оптична сила окремих елементів та сукупності елементів спрощеного схематичного ока №2 за Гульстрандом (акомодація – на відстань 116,3 мм або 8,6 дптр)

Поверхня або елемент	Оптична сила, дптр
Передня поверхня рогівки	42,375
Передня поверхня кришталіка	16,533
Задня поверхня кришталіка	16,533
Кришталік в цілому	32,295
Око в цілому	69,721

Табл. 2.25. Конструктивні параметри редукованого ока за Емслі
(акомодація – на відстань 116,3 мм або 8,6 дптр)

№ поверхні	r [мм]	n	Оптичний елемент ока
		1	
1	5,(5)	1,(3)	скловидне тіло

Табл. 2.26. Кардинальні відрізки в [мм] редукованого ока за Емслі
(акомодація – на відстань 116,3 мм або 8,6 дптр)

f'	f	S_F	$S_{F'}$	S_H	S_N	$\Delta_{HH'} = \Delta_{NN'}$	L
22,22	- 16,667	-16,667	22,222	0	5,553	0	22,22

Примітка: Положення вхідної та вихідної зіниць при розташуванні апертурної діафрагми на поверхні №1: $t_{вх} = 0$ мм, $t_{вих} = 0$ мм. Оптична сила такого ока в цілому дорівнює 60 дптр.

2.2. Сучасні моделі схематичного ока

В останні часи до практичного застосування запропоновано ще більш вдосконалені моделі ока. Вдосконалення стосуються створення таких модифікацій попередніх схематичних очей, які більш точно моделюють проходження пучків променів не лише в параксіальній зоні, але й в більш широкій зоні зіниці. До того ж, знайдені моделі, які достатньо точно моделюють проходження через око пучків променів з великим нахилом до оптичної осі. Такі модернізації супроводжується введенням в схематичне око асферичних поверхонь. Вони надають сферичній аберації, астигматизму та хроматизму положення схематичного ока більш реалістичних значень, які узгоджуються з результатами

клінічних досліджень аберацій живого ока. Так, з'явилися моделі Лотмара (1971 р.), Коймана (1983 р.), Наваро (1985 р) [35].

Лотмар (1971 р.) для забезпечення в моделі клінічних рівнів сферичної аберації конструює передню рогівку з поліноміальною формою передньої поверхні, яка визначається з клінічних вимірювань. Задня поверхня кришталіка має форму параболоїда.

Койман та Наваро пропонують моделі, в яких асферичними є всі чотири поверхні оптичної системи ока. **Модель Коймана** враховує розподіл освітленості в зображенні точки на сітківці. **Модель Наварро** враховує дисперсію оптичних середовищ ока, що є важливим для моделювання хроматичної аберації ока людини. Подібні моделі (як, наприклад, дві фізичні моделі запропоновані **Овчинніковим, Полонською і Поляковою** [13]) можуть адекватно моделювати роботу ока в широкому спектральному діапазоні, що потрібно для коректного тестування різних офтальмологічних приладів та установок.

З'являються моделі, в яких конструктивні параметри мають залежність від акомодаційного стану ока, а також від віку людини. Так, в 1980 р. Блейкер надає опис **адаптивного схематичного ока**. Воно представляє собою модифіковане параксіальне схематичне око Гульстранда № 1, в якому кришталік має дві поверхні, але показник заломлення кришталіка – градієнтний. При цьому градієнтний показник заломлення, радіуси поверхонь кришталіка, товщина передньої камери та кришталіка є лінійними функціями від величини акомодації. В 1991 р. Блейкер модифікує схематичне око, враховуючи в ньому вплив віку людини на радіуси поверхонь кришталіка та на осьові товщини передньої камери і кришталіка, а також враховує зменшення обсягу акомодації залежно від віку людини віку.

В останній час поширення набула так звана **аризонська модель ока**, розроблена з урахуванням клінічних аберацій як осьових, так і позаосьових (нахилених) пучків променів. Параметри даної моделі вибрано у відповідності до середніх даних людського ока. Кришталік в ній має однорідний показник заломлення i , відповідно, не моделює реальне градієнтне розподілення показника заломлення в кришталіку. Проте обраний показник заломлення кришталіка, дисперсія й остаточні константи добре підходять для моделювання клінічних аберацій.

Аризонська модель ока спроектована для моделювання поздовжньої хроматичної аберації ока по даним Атчісона і Сміта [29]. До того ж, ця модель ока моделює середню поздовжню сферичну аберацію ока, знайдену Портером та ін. для зіниці в 5,7 мм. Для акомодатії в 3 діоптрії поздовжня сферична аберація в моделі наближається до нуля. Для кутів поля зору, що не перевищують 40° , модель приблизно моделює запропонований Атчісоном і Смітом клінічний рівень астигматизму. Кривизна сітківки спроектована так, щоб розділяти точки фокусів меридіональних і сагітальних перетинів променів.

2.2.1. Модель Лотмара

Модель **схематичного ока Лотмара** заснована на використанні моделі Ле Гранда ока, акомодованого на нескінченність [35]. Передня поверхня рогівки (див. рис. 2.6) представлена поліномом

$$z(h) = \frac{h^2}{2r_1} \left[1 + \frac{5}{28} \left(\frac{h}{r_1} \right)^2 - \frac{1}{12} \left(\frac{h}{r_1} \right)^4 \right], \quad (2.1)$$

знайденим на основі результатів експериментальних досліджень форми

рогівки. Така поверхня дає можливість більш точно моделювати сферичну аберацію ока людини.

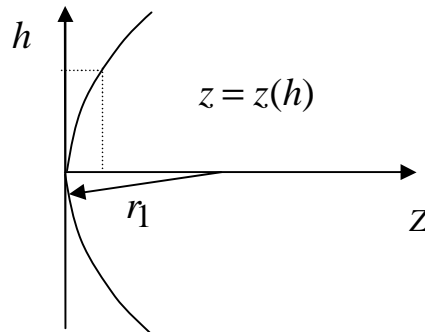


Рисунок 2.6 – Передня поверхня рогівки: h – відстань від оптичної осі передньої поверхні рогівки до точки на поверхні рогівки; r_1 – радіус кривизни поверхні на оптичній осі; z – координата вздовж оптичної осі

Задня поверхня кришталика в цій моделі – параболоїдна, рівняння якої має вигляд:

$$h = \sqrt{2r_4 z} \text{ або } z(h) = \frac{h^2}{2r_4}, \quad (2.2)$$

де r_4 – радіус кривизни задньої поверхні рогівки.

2.2.2. Модель Коймана

В моделі Коймана, як і в попередній, застосовані конструктивні параметри схематичного ока Ле Гранда [35], але всі чотири поверхні зроблено асферичними. Вони мають рівняння:

$$z_i(h) = \frac{1}{r_i} \frac{h^2}{1 + \sqrt{1 - (k_i + 1) \frac{h^2}{r_i^2}}}, \quad (2.3)$$

де k_i – конічний коефіцієнт асферичної поверхні з номером i , значення

якого визначає тип поверхні (табл. 2.27).

У вітчизняній математичній літературі та у працях, присвячених теорії та проектуванню оптичних систем, замість конічного коефіцієнту використовують так званий «квадрат ексцентриситету», який позначається e^2 і має зв'язок з конічним коефіцієнтом через рівняння $e^2 = -k$. Конструктивні параметри схематичного ока Коймана приведені в табл. 2.28.

Таблиця 2.27. Конічний коефіцієнт асферичної поверхні

Значення	Тип поверхні
$k < -1$	Гіперболоїд
$k = -1$	Параболоїд
$-1 < k < 0$	Еліпсоїд, витягнутий вздовж оптичної осі
$k = 0$	Сфера
$k > 0$	Еліпсоїд, сплюснутий вздовж оптичної осі

Таблиця 2.28. Конструктивні параметри схематичного ока Коймана

Поверхня			Передня рогівки	Задня рогівки	Передня кришталіка	Задня кришталіка
Радіус кривизни r_i [мм]			7,8	6,5	10,2	- 6,0
Конічний коефіцієнт k			- 0,25	- 0,25	- 3,06	- 1,0
Тип поверхні			витягнутий еліпсоїд	витягнутий еліпсоїд	гіперболоїд	параболоїд
Осьові відстані між поверхнями d [мм]			0,55	3,05	4,0	16,6
Показник заломлення $n(\lambda)$			рогівки	водянистої води	кришталіка	скловидного тіла
λ в [мкм]	$\lambda = 0,4861$	F	1,38070	1,34220	1,42625	1,34070
	$\lambda = 0,5876$	d	1,37710	1,33740	1,42000	1,33600
	$\lambda = 0,6563$	C	1,37405	1,33540	1,41750	1,33410

2.2.3. Аризонська модель ока

Конструктивні параметри схематичного ока згідно аризонської моделі приведені в табл. 2.29 [35].

Таблиця 2.29. Конструктивні параметри схематичного ока згідно аризонської моделі

Поверхня	Передня рогівки	Задня рогівки	Передня кришталіка	Задня кришталіка
Радіус кривизни r_i [мм]	7,8	6,5	r_3	r_4
Конічний коефіцієнт k	-0,25	-0,25	k_3	k_4
Тип поверхні	витагнутий еліпсоїд	витагнутий еліпсоїд	гіперболоїд	параболоїд
Осьові відстані між поверхнями d [мм]	0,55	d_2	d_3	16,6
Показник заломлення n	рогівки	водянистої вологи	кришталіка	скловидного тіла
	1,37710	1,33740	n_3	1,33600
Число Аббе (ν) (див. вираз (2.4))	57,1	61,3	51,9	61,1

$$r_3 = 12,0 - 0,4A$$

$$r_4 = -5,224557 + 0,2A$$

$$k_3 = -7,518749 + 1,28572A$$

$$k_4 = -1,353971 - 0,431762A$$

$$d_2 = 2,97 - 0,04A$$

$$d_3 = 3,767 + 0,04A$$

$$n_3 = 1,42 + 0,00256A - 0,00022A^2$$

де A – величина акомодатії ока в [дптр].

Число Аббе розраховується за формулою:

$$\nu = \frac{1 - n_d}{n_F - n_C}, \quad (2.4)$$

де індекси d , F , C означають, що показник заломлення визначено для довжини хвилі 0,5876 мкм, 0,4861 мкм і 0,6563 мкм відповідно.

2.2.4. Усереднені значення і діапазони величин параметрів оптичної системи ока

- Радіус кривизни передньої поверхні рогівки – 7,8 мм (діапазон 7,0...8,65 мм)
- Радіус кривизни задньої поверхні рогівки – 6,8 мм (діапазон 6,5...7,0 мм)
- Осьова товщина рогівки – 0,4 мм (діапазон 0,35...0,5 мм)
- Оптична сила рогівки – 42,4 дптр (діапазон 37,7...48,0 дптр)
- Осьова товщина передньої камери – 3,7 мм (діапазон 2,8...4,6 мм)
- Радіус кривизни передньої поверхні кришталіка – 10,2 мм (діапазон 8,8...11,9 мм)
- Радіус кривизни задньої поверхні кришталіка – 6,0 мм (діапазон 5,8...6,2 мм)
- Осьова товщина кришталіка – 4,0 мм (діапазон 3,6...5,0 мм)
- Оптична сила кришталіка – 20,4 дптр (діапазон 15,0...27,0 дптр)
- Осьова товщина ока – 24,0 мм (діапазон 20,0...29,5 мм)
- Оптична сила ока 59,6 дптр (діапазон 54,0...65,0 дптр)

2.3. Осі оптичної системи ока

В оптичній системі ока визначено декілька осей. Це обумовлено устроєм сітківки, формою рогівки та кришталіка, неточно центрованим

взаємним розташуванням рогівки, отвору райдужки і кришталика, відсутністю точної осьової симетрії оптичних поверхонь рогівки та кришталика.

Серед осей ока можна виділити оптичну вісь, зіничну вісь, лінію зору та візуальну вісь.

Оптична вісь – це лінія, яка проходить через центри кривизни оптичних поверхонь ока, що визначені в середньоквадратичному наближенні. В загальному випадку, цю вісь не можна визначити точно через складність форми та взаємного розташування вказаних оптичних поверхонь.

Зінична вісь – це лінія, що надходить в око нормально до поверхні рогівки і перетинає площину райдужки в центрі отвору зіниці. Ця лінія також не може бути чітко визначеною, оскільки передня поверхня рогівки в різних точках має нормалі, які не перетинаються в одній точці. До того ж, отвір зіниці в загальному випадку не є точно круглим і тому не має точки центральної симетрії. Точкою геометричного центру отвору зіниці в такому випадку може слугувати лише певна характерна точка, наприклад, точка «центру ваги» геометричної фігури, що утворюється краями отвору зіниці.

Лінія зору – це лінія, що поєднує точку фіксації погляду у просторі об'єктів з центром вхідної зіниці ока та центр вихідної зіниці ока з центром фовеоли.

Візуальна вісь (за визначенням окремих авторів) – лінія, яка проходить через точку фіксації погляду і передню вузлову точку оптичної системи ока, а також через задню вузлову точку та центр фовеоли. Ця лінія не збігається з оптичною віссю і нахилена до неї під кутом в діапазоні $4...8^{\circ}$.

Таке визначення візуальної осі має абстрактний характер і не дає

змоги на практиці знайти її розташування у реальному оці людини. Тому нами пропонується інше визначення цієї осі, а саме: **візуальна вісь** – лінія, яка надходить в око через дві різновіддалені від ока точки простору об'єктів, зображення яких оптичною системою ока, завдяки акомодатції, фокусуються в одній центральній точці фовеоли.

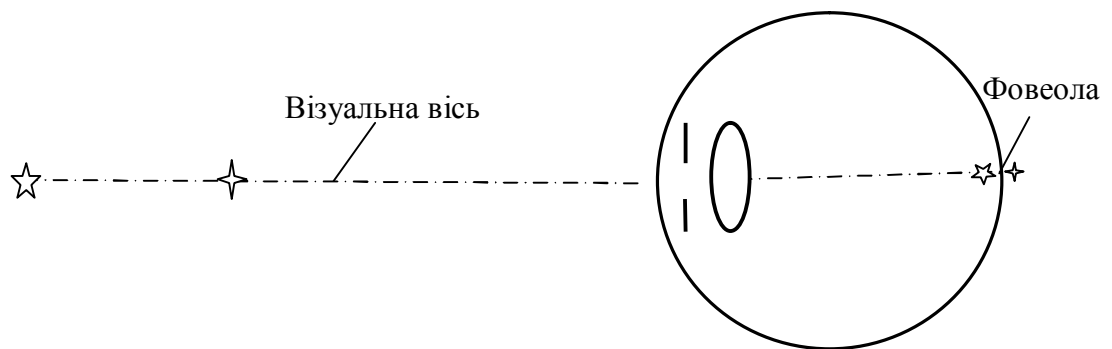


Рисунок 2.7 – До визначення візуальної осі ока

Якщо візуальна вісь перетинає площину зіниці в центрі отвору зіниці, то промінь, який збігається з візуальною віссю, згідно теорії штучних оптичних систем, є водночас головним променем пучка тих променів, що заповнюють отвір зіниці. Однак, проведені дослідження свідчать про інше, а саме – в загальному випадку, візуальна вісь не проходить через геометричний центр зіниці та навіть через центр симетрії (або нормально) до передньої поверхні рогівки – поверхні ока з найбільшою оптичною силою. Тому візуальна вісь, в загальному випадку, не збігається з головним променем пучка променів, що заповнюють отвір зіниці. Експериментально встановлено, що взаємне розташування в площині зіниці візуальної осі, геометричного центру зіниці та дзеркального (на френелівському відбитті від передньої поверхні рогівки) зображення світлових джерел, центрованих відносно візуальної осі ока, залежить від діаметра отвору зіниці. Кількісні параметри цих залежностей показано на гістограмах, рис. 2.8 і 2.9 [27].

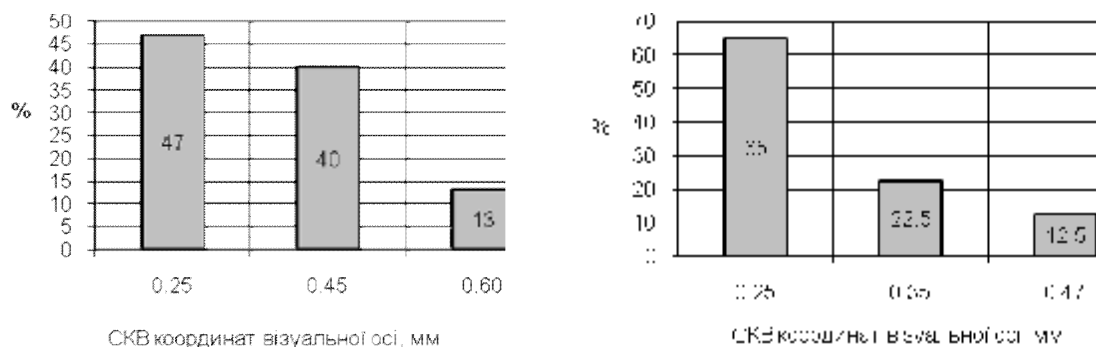


Рисунок 2.8 – Гістограми середньоквадратичного відхилення відстані між центром зіниці та точкою візуальної осі: ліві гістограми – для розширених зіниць (Ø4...5 мм), праві – для звужених (Ø2...3 мм)

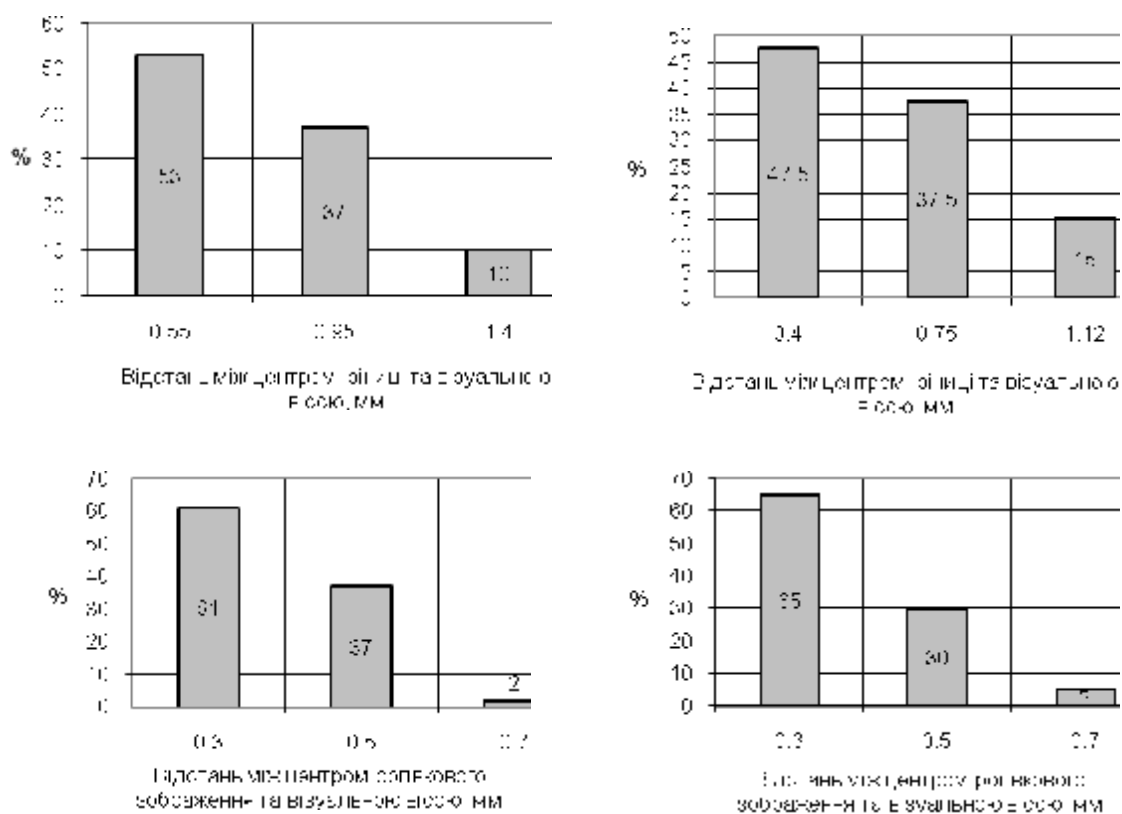


Рисунок 2.9 – Гістограми середніх значень відстаней між характерними точками: ліві гістограми для розширених зіниць, праві – для звужених

Таблиця 2.30. Відстані між характерними точками ока

Відстань в [мм]:	Випадок	При розширеній зіниці	При звуженій зіниці
Між центром зіниці і точкою візуальної осі	«кращий»	0,01	0,03
	«гірший»	1,37	1,12
Між центром рогівкового зображення світлодіодів і точкою візуальної осі	«кращий»	0,055	0,054
	«гірший»	0,71	0,72

2.4. Акомодація ока

Акомодація – це саморегулювання величини фокусної відстані оптичної системи ока, яке здійснюється без участі волі людини для забезпечення чіткого фокусування зображення об'єктів на поверхні макулярної зони сітківки при змінах відстані до цих об'єктів [19]. Необхідність регулювання величини фокусної відстані ока можна пояснити так.

У відповідності до формули Гауса, відстань a' від задньої головної точки H' оптичної системи ока до поверхні макули, відстань a від передньої головної точки H до об'єкта фіксації погляду та фокусні відстані (задня f' і передня f) оптичної системи ока пов'язані формулою Гауса

$$\frac{f'}{a'} + \frac{f}{a} = 1. \quad (2.5)$$

Якщо відстань a змінюється, а відрізок a' , внаслідок жорсткості скловидного тіла та сталості розмірів ока залишається практично незмінним, то математична рівність у формулі (2.5) зберігається лише при умові зміни величин фокусних відстаней ока. Передня фокусна відстань ока при цьому, з урахуванням того, що

$$f' / f = -n_{cm},$$

де n_{cm} – показник заломлення скловидного тіла, повинна мати величину

$$f(a) = \frac{a'a}{n_{cm}a - a'}, \quad (2.6)$$

а оптична сила ока

$$\Phi(a) = -\frac{1000}{f} = \frac{1000(a' - n_{cm}a)}{a'a} \text{ [дптр]}. \quad (2.7)$$

Формули (2.6) і (2.7) демонструють вплив величини a на фокусну відстань оптичної системи ока та його оптичну силу.

Згідно **теорії Гельмгольца**, висунутої ще в 19 столітті, регулювання величин f' , f , Φ здійснюються через зміну форми кришталіка.

Розглянемо сутність цієї теорії. Нехай око фіксує погляд на об'єкті, який на сітківці має неспокосоване зображення. Якщо зображення об'єкта опинилося за сітківкою, то нервовий імпульс по очнорухальному нерву доходить до циліарних м'язів, вони скручуються, натяг цинових зв'язок зменшується, вони перестають радіально розтягувати капсулу кришталіка. Тому кришталік стає більш товстим та опуклим зі сторони рогівки (рис. 2.10). Фокусна відстань кришталіка стає коротшою, задній фокус, а тому і зображення, переміщується до кришталіка. Процес припиняється, коли зображення об'єкта опиняється на сітківці.

В іншому випадку, коли зображення об'єкта знаходиться перед сітківкою, то напруга війкового м'яза через дію нервової системи зменшується. Натяг цинових зв'язок посилюється, вони розтягують капсулу кришталіка, він стає більш тонким та плоским. Радіус передньої поверхні збільшується, кришталік стає довгофокусним. Задній фокус наближується до сітківки. Зображення об'єкта також переміщується до сітківки до моменту повного суміщення з сітківкою.

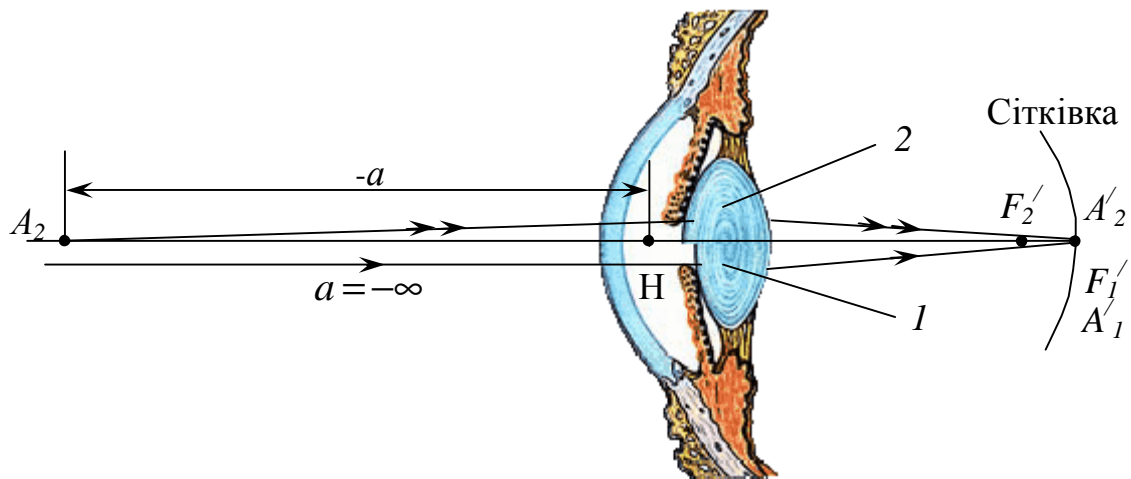


Рисунок 2.10 – До механізму акомодатії ока: 1 – форма кришталіка при розслабленні акомодатії (точка A_1 фіксації погляду знаходиться на нескінченності); 2 – форма кришталіка при напрузі акомодатії (точка A_2 фіксації погляду знаходиться на кінцевій відстані a від передньої головної точки H); F_1' і F_2' – точки заднього фокуса при розслабленні та напрузі акомодатії відповідно

Таким чином, згідно теорії Гельмгольца, механізм акомодатії містить дві складові: напругу акомодатії (активний процес) та розслаблення акомодатії (пасивний процес).

Значну роль у фокусуванні зображення грають мікрофлуктуації акомодатії, частота яких становить 0,5...1,0 Гц при амплітуді акомодатії 0,2...0,4 дптр.

В останній час з'явилися нові погляди на механізм акомодатії. Існує теорія, що розслаблення акомодатії теж є активним процесом. Припускається, що циліарні м'язи, разом із зовнішніми м'язами ока, підтягують сітківку до зображення, тобто скорочують осьову довжину очного яблука і навіть збільшують кривизну рогівки.

Акомодатійну здатність ока характеризують такі параметри [7]:

- відстань до подальшої точки ясного зору – a_R ,
- відстань до найближчої точки ясного зору – a_P ,
- область акомодациї – a_{PR} ,
- обсяг акомодациї – A_{PR} ,
- максимальна напруга акомодациї ока – $A_P = \frac{1000}{a_P}$ [дптр],
- напруга акомодациї ока – A_E .

Подальша точка ясного зору (R) – найбільш далека в просторі об'єктів точка, різке зображення якої на сітківці не супроводжується напруженням акомодациї. Відрізок a_R – відстань між передньою головною точкою ока H і точкою R .

Найближча точка ясного зору (P) – найбільш близька точка в просторі об'єктів, різке зображення якої на сітківці досягається при максимальній нарузі акомодациї ока. Відрізок a_P – відстань між передньою головною точкою ока H і точкою P .

Область акомодациї – це відстань a_{PR} між точками R і P .

Обсяг акомодациї – це величина, яка обчислюється за формулою

$$A_{PR}[\text{дптр}] = \frac{1000}{a_R} - \frac{1000}{a_P} \quad (2.8)$$

Відрізки a_R , a_P підставляються в формулу (2.8) в міліметрах згідно з правилом знаків, що діє в геометричній оптиці. Якщо точка R знаходиться ліворуч від точки H (перед оком), то відрізок a_R від'ємний.

Величина

$$A_R = \frac{1000}{a_R} \quad (2.9)$$

має назву **аметропії**. Тому існує ще одне визначення **обсягу акомодациї** –

це різниця між аметропією та максимальною напругою акомодациєю, тобто

$$A_{PR}[\text{дптр}] = A_R - A_P.$$

Напруга акомодациї – це величина

$$A_E = \frac{1000}{a}, \quad (2.10)$$

де a – відстань від точки H ока до точки фіксації погляду, яка знаходиться в межах області акомодациї ока.

З віком обсяг акомодациї зменшується, а відстань до найближчої точки ясного зору збільшується (рис. 2.11) [22]. Тому й виникає необхідність корекції зору при спостереженні близьких об'єктів, починаючи з 40...45 років. Причиною такого явища є вікове збільшення розмірів кришталика, що, внаслідок обмеженого обсягу капсули робить його більш жорсткішим та менш еластичним.

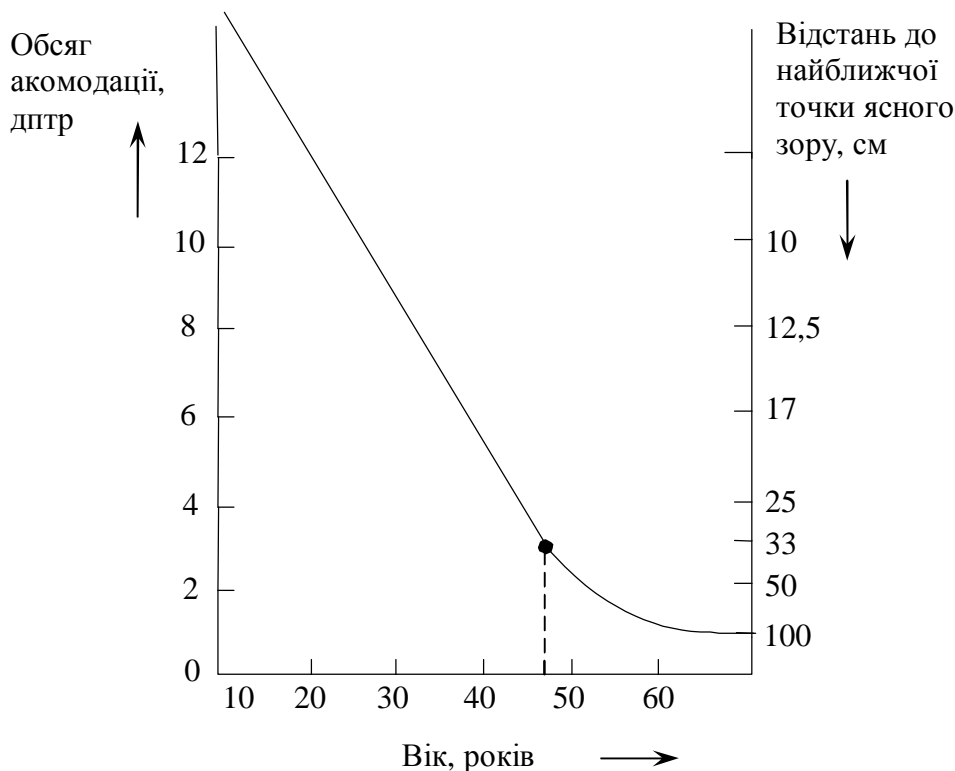


Рисунок 2.11 – Залежність обсягу акомодациї A_P і відстані до найближчої точки ясного зору P від віку

На рис. 2.11 кружком на кривій відзначена умовна межа, починаючи з якої око прийняте вважати **пресбіопічним**, тобто таким, що має зменшений (менше 3 діоптрій) обсяг акомодациї.

Акомодаційний м'яз управляється також окоорухійним нервом, тому зміни акомодациї ока, зазвичай, пов'язані зі зміною **конвергенції** – зведенням зорових осей. Певний стан акомодациї прагне викликати певний ступінь (кут) зведення, й, навпаки. При фіксуванні предмета, який віднесено на 1 м, око акомодує на 1 діоптрію та викликає конвергенцію на 1 метрокут (приблизно $1^{\circ}45'$).

Вимірювання зв'язку акомодациї з конвергенцією у великої кількості людей дали результати, наведені на рис. 2.12.

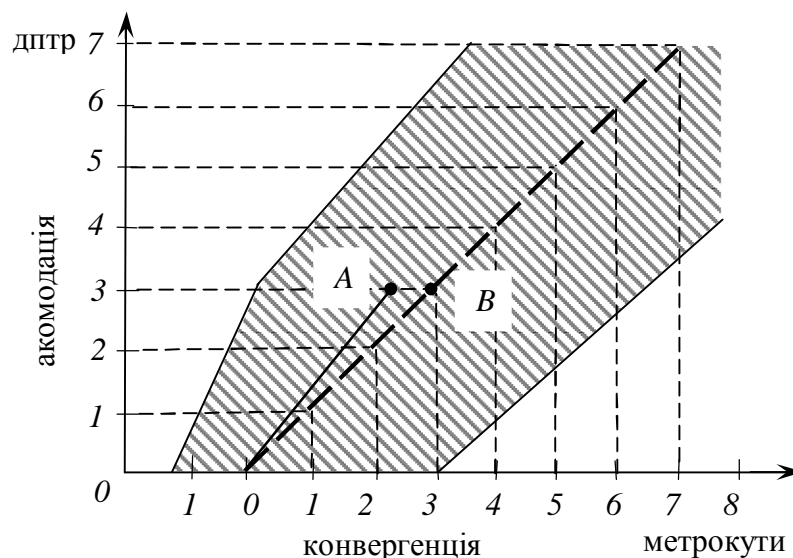


Рисунок 2.12 – Зв'язок акомодациї з конвергенцією

На цій діаграмі пряма *OB* проходить через крапки, що відповідають нормальним зв'язкам акомодациї з конвергенцією, за законом: «одній діоптрії акомодациї відповідає один метрокут конвергенції». Крапка *A* позначає природний м'язовий баланс очей більшості обстежених при

акомодації на 330 мм. Ця крапка відповідає дещо меншій конвергенції, ніж потрібно за вищезгаданим законом. Заштрихована частина діаграми є зоною комфорту.

2.5. Аберації оптичної системи ока

Аберації оптичної системи ока – це: 1) порушення гомоцентричності пучків променів після їх проходження через оптичні середовища ока, або іншими словами це деформація сферичного фронту світлової хвилі, яка формує на сітківці зображення предметної точки; 2) втрата геометричної подібності між дійсними обрисами об'єктів, які спостерігає око, та їх зображеннями на сітківці.

Реальна оптична система ока людини багато в чому відрізняється від оптичної системи схематичного, ідеалізованого ока. До цього призводять такі фактори:

- Найважливіша оптична поверхня оптичної системи ока – передня поверхня рогівки – не має осьової симетрії. Фактично, в «кращому» випадку, це тороїд (сплюснута сфера).
- На передній поверхні рогівки в зоні отвору зіниці трапляється додаткова опуклість діаметром в декілька (2...4) мм, яка несиметрично розташована відносно оптичної осі ока, частіш за все в нижній частині рогівки. Це так званий **кератоконус**.
- Поверхні кришталіка також не мають ідеальної осьової симетрії. Кришталік розміщується не завжди точно центровано відносно оптичних поверхонь рогівки і не буває ідеально оптично однорідним. Останнє є властивим і для скловидного тіла.

- Отвір зіниці не точно центрований відносно інших оптичних елементів ока.
- Візуальна вісь є нахиленою до оптичної осі. Це призводить до відсутності осьової симетрії оптичних поверхонь відносно вказаної осі.
- Трапляється неузгодженість між кардинальними відрізками ока і довжиною ока. Переважна кількість людей має вікові та придбані порушення функції акомодатії ока.
- Оптичні середовища ока мають залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі.

Все це разом призводить до погіршення функціонування зорового органу людини. Тому оптичні недоліки оптичної системи ока є у офтальмологів об'єктом постійної уваги, а штучне виправлення цих недоліків – перманентною задачею.

В табл. 2.31 приведена класифікація оптичних аберацій ока за ознаками їх походження, дії та наслідків дії різних факторів [6, 19, 29].

Табл. 2.31. Клінічна класифікація аберацій оптичної системи ока

Класифікаційні ознаки	Типи аберацій
1. Походження аберацій	1. Природна 2. Придбана внаслідок: а) патологічних змін в оптичному апараті ока, б) офтальмохірургічного втручання
2. Локалізація аберацій в оптичній системі ока	1. Рогівкова 2. Кришталикова 3. Вітреальна (в зоні скловидного тіла) 4. Ретинальна (в зоні сітківки)

Продовження табл. 2.31.

Класифікаційні ознаки	Типи аберацій
3.Фактор, що породжує аберацію	<p>Аберація від:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Спотворення правильної геометричної форми поверхонь рогівки і кришталика 2. Децентрування і нахилу до осі поверхонь рогівки і кришталика 3. Негомогенності (оптичної неоднорідності) оптичних середовищ ока (помутніння рогівки, кришталика, деструкція скловидного тіла)
4.Фізичний прояв аберацій	<ol style="list-style-type: none"> 1. Першого степеневого порядку (за знічними координатами променя або за довжиною світлової хвилі): <ol style="list-style-type: none"> а) нахил зображення (призматичний ефект), б) дефокусування – сферична аметропія (міопія гіперметропія), в) первинний астигматизм, г) хроматизм положення та хроматизм збільшення (в зображеннях позаосьових точок простору об'єктів). 2. Другого і вищих степеневих порядків: <ol style="list-style-type: none"> а) сферична аберация, б) кома, в) астигматизм у неосьових пучках променів, г) дисторсія, д) сфероастигматизм
5. Клінічний прояв аберацій	<p>Аберацій, що:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1.Знижують гостроту зору 2. Погіршують офтальмоергономічні показники 3. Викликають монокулярну дипло- і поліопію 4. Викликають анізейконію 5. Викликають метаморфопсію 6. Порушують бінокулярний зір
6. Вплив на зорову функцію	<ol style="list-style-type: none"> 1. Фізіологічний 2. Патологічний
7. Часові зміни	<ol style="list-style-type: none"> 1. Стабілізовані 2. Прогресуючі

Для зорової системи ока є властивим те, що хроматичні аберації людина не помічає, що, вочевидь, є результатом дії мозку і обробки зображення сітківкою під керуванням мозку. Через це офтальмологи не переймаються цією аберацією оптичної системи ока. Тому їх головна увага сконцентрована на так званих монохроматичних абераціях.

Універсальною характеристикою монохроматичних аберацій ока є **функція хвильової аберації** $W(\rho, \varphi, l, \theta)$, яка визначає спотворення сферичного або плоского хвильового фронту в точці з координатами (ρ, φ) на вихідній зіниці ока (вихідною зіницею ока є зображення країв отвору зіниці, сформоване кришталиком у променях, що йдуть в напрямку до сітківки).

Хвильовий фронт надходить в око від окремо взятої точки простору об'єктів з кутовими координатами (l, θ) (рис. 2.13).

Для певного променя величина W є оптичною довжиною відрізка l – відстані між сферою відліку деформації фронту та самим деформованим фронтом уздовж променя, який надходить у вхідну зіницю через точку з координатами (ρ, φ) від об'єктної точки з координатами (l, θ) . Сфера відліку має центр в точці безабераційного зображення B' точки B , рис. 2.13. Радіус R сфери відліку є відстанню між точкою B' та осьюовою точкою площини вихідної зіниці ока.

Оптична довжина W , як відомо, утворюється перемноженням геометричної довжини l на показник заломлення середовища n' , в якому відрізок l знаходиться. Цим середовищем є скловидне тіло, тому $n' = 1,336$.

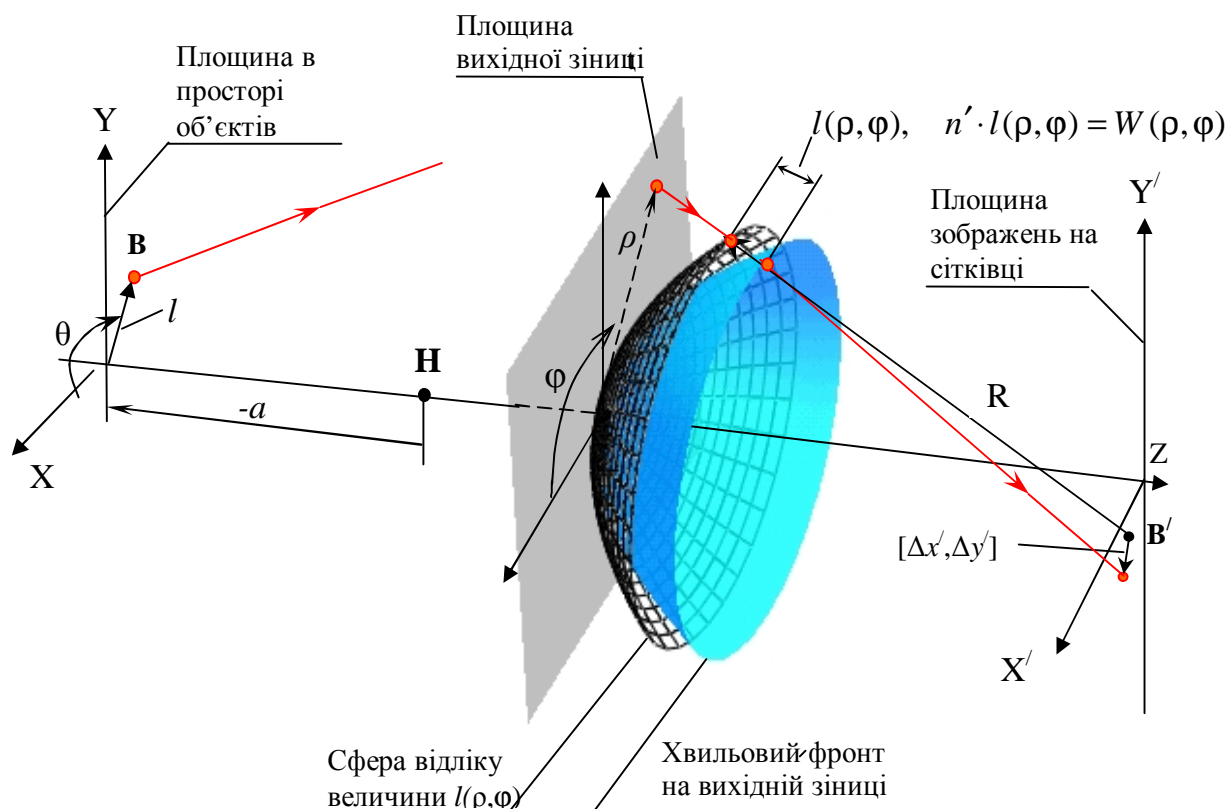


Рисунок 2.13 – До визначення функції хвильової аберації оптичної системи ока: B – точка простору об'єктів; H – передня головна точка; $l(\rho, \varphi)$ – відстань вздовж променя між деформованим хвильовим фронтом та сферою відліку; R – радіус сфери порівняння; B' – безабераційне зображення точки B ; $[\Delta x', \Delta y']$ – поперечні аберації променя в площині зображень

Функція $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ внаслідок дії факторів, що призводять до абераций, може мати складну форму, таку, що показана для прикладу на рис. 2.14. Величиною W на цьому рисунку є відстань між координатною площиною і поверхнею деформації хвильового фронту.

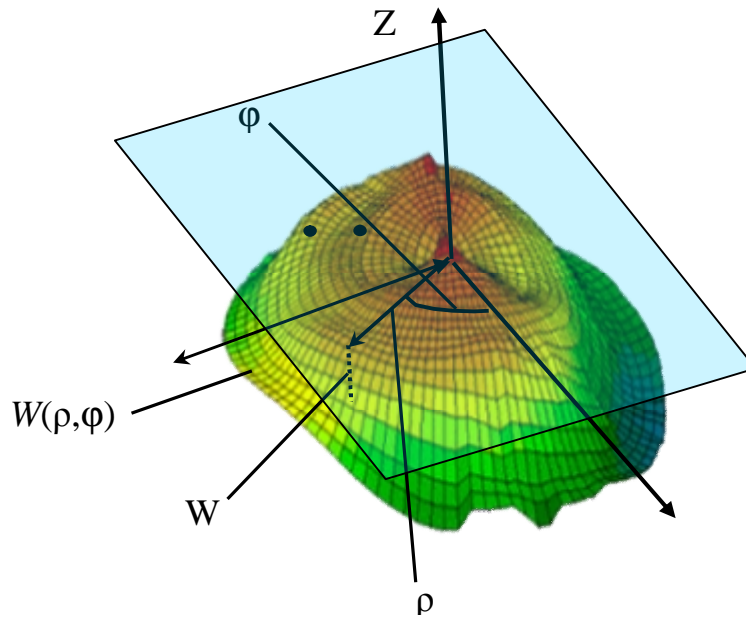


Рисунок 2.14 – Тримірний графік функції хвильової аберації в зіничних полярних координатах (ρ, φ)

Довільний характер функції $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ можна відобразити математично, якщо використовувати для цього розклад вказаної функції у степеневий ряд, ряд Фур'є або ряд поліномів Церніке (рис. 2.15) [27].

Степеневий розклад та розклад через поліноми Церніке виявилися більш зручними через те, що окремі складові розкладу відображають класичні типи аберацій оптичних систем (дефокусування, сферичну, астигматизм, кому тощо) [3, 4, 17, 35]. До того ж виявилось, що церніковська апроксимація функції $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ є більш точною, тому що її похибки менш залежать від похибок вимірювань величини W у окремих точках зіниці, на основі яких і здійснюється апроксимація функції хвильової аберації.

Ще однією перевагою поліномів Церніке є їх ортогональність в області одиничного круга. Це істотно зменшує математичну

трудомісткість процедури апроксимації функції $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ на круглих зіницях.

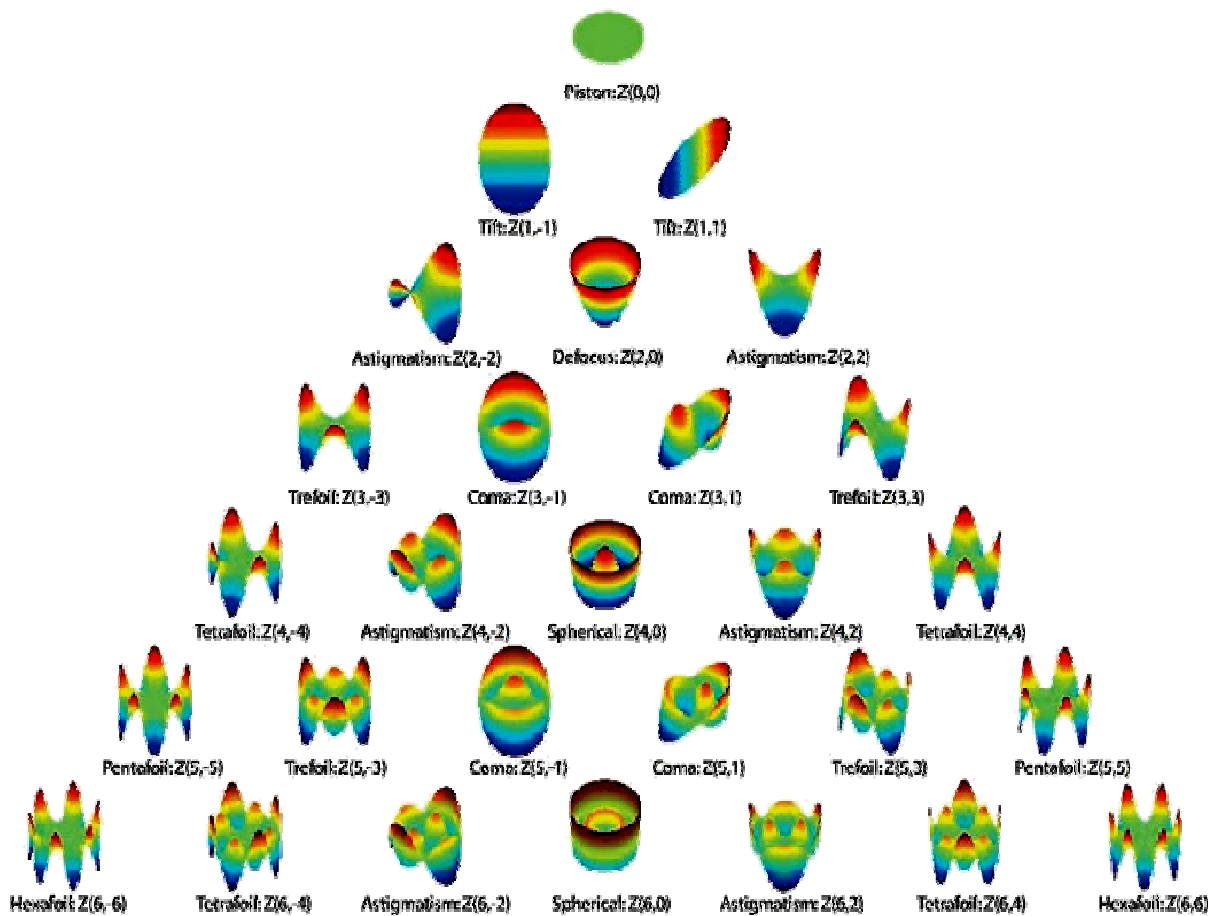


Рисунок 2.15 – Тримірне представлення функцій церніковських мод $Z(n, m)$, з яких алгебраїчно складається функція $W(\rho, \varphi)$

Функція хвильової аберації в поліномах Церніке має вигляд [27]:

$$W(\rho, \varphi, l, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^{\infty} [C_n^m(l, \theta) \cos(m\varphi) - C_n^{-m}(l, \theta) \sin(m\varphi)] N_n^m R_n^{|m|}(\rho), \quad (2.11)$$

де n, m – цілі числа, пов'язані умовами: $(n - m)$ – парне число і $n \geq m$;

$C_n^m(l, \theta), C_n^{-m}(l, \theta)$ – апроксимаційні коефіцієнти, які знаходять

математичним методом найменших квадратів. Для цього використовують дані фізичних вимірювань величин W в різних точках зіниці або дані про величини поперечних абераций $[\Delta y', \Delta x']$ окремих променів, які також перетинають зіницю в різних точках.

Вказані коефіцієнти залежать від координат точок простору об'єктів, тому вони є функціями аргументів $[l, \theta]$; $N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta(m)}}$ – нормувальний коефіцієнт, $\delta(m)$ – дельта функція Кронекера, яка має значення 1 при $m=0$, та значення 0 при $m \neq 0$; $R_n^{|m|}(\rho)$ – поліноми Церніке.

Згідно з формулою (2.11), функція $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ складається з так званих мод – складових $Z_n^m(\rho, \varphi) = R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\varphi)$ і $Z_n^{-m}(\rho, \varphi) = -R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\varphi)$. Характер та трьохмірні графіки цих складових визначається числами n і m . Вони представляють степеневі порядки (число n) та типи (число m) окремих класичних абераций.

Назву кожної моди приведено на рис. 2.15 поруч з відповідними графіками.

Апроксимаційні коефіцієнти $C_n^m(l, \theta)$, $C_n^{-m}(l, \theta)$ (множники при вказаних модах) по суті є масштабними коефіцієнтами – амплітудами, від значень яких залежить в якому напрямку – вверху чи вниз перевернуто і наскільки витягнуто або стиснуто в тому ж напрямку кожен з церніковських мод («капелюшок»).

Пошуком чисел $C_n^m(l, \theta)$, $C_n^{-m}(l, \theta)$ з наступним алгебраїчним складанням («нанизуванням» на оптичну вісь) мод, масштабованих цими коефіцієнтами, можна математично представити довільну та складну за геометричною формою функцію хвильової аберации для будь-якої точки

простору об'єктів з координатами (l, θ) . Частіш за все офтальмологи задовольняються однією точкою простору об'єктів. Вона знаходиться на візуальній осі та має координати $l = 0, \theta = 0$. Для таких значень координат розклад функції $W(\rho, \varphi, l, \theta)$ дає уяву лише про осьові аберації ока, для інших (ненульових) значень координат $[l, \theta]$ ця функція представляє польові аберації ока.

Для точної апроксимації функції хвильової аберації ока як осьового, так і нахилених до осі хвильових фронтів треба використовувати моди з цілими індексами $n = 2 \dots 6$ та $m = 1 \dots 6$. На рис. 2.15 показані графіки всіх мод, які належать вказаному інтервалу значень індексів. Цих мод цілком достатньо в офтальмологічній практиці для кількісного та якісного представлення як простих, так і складних аберацій ока людини. На практиці часто обмежуються розглядом мод лише до четвертого степеневому порядку включно, тобто в інтервалі індексів $n = 2 \dots 4$ і $m = 2 \dots 4$.

Залежно від степеневому порядку моди, якою представлена та чи інша аберація ока, їх відносять до нижчого або вищого порядку.

2.5.1. Аберації нижчих степеневих порядків

В першу чергу офтальмологи звертають увагу на **аберації нижчих степеневих порядків** через те, що: 1) вони найбільш поширені та є порівняльно великими за величинами; 2) ці аберації призводять до найбільш помітних вад зору. Вони викликають поперечні аберації променя на сітківці $[\Delta y', \Delta x']$, пропорційні першій степені полярної координати ρ променя на зіниці або першій степені полярної координати l точки простору об'єктів (рис. 2.13).

Відомо, що поперечні аберації променя в площині зображення пропорційні похідним від аргументів функції $W(\rho, \phi, l, \theta)$, а похідна від степеневі функції має степеневий порядок на одиницю менший, ніж порядок самої функції. Тому за іншим визначенням аберації нижчих степеневих порядків – це ті, які в розкладі функції хвильової аберації представлені степеневими одночленами до другої степені включно, або церніковськими модами з індексами $1 \leq n \leq 2, 1 \leq |m| \leq 2$. На рис. 2.15 в піраміді церніковських мод вони показані в рядках з другої по третю включно.

В табл. 2.32 показані моди та наведені назви окремих осьових аберацій нижчих степеневих порядків.

Польові аберацій нижчих степеневих порядків представляють залежність функції $W(\rho, \phi, l, \theta)$ від першої степені параметра l , тому вони не порушують гомоцентричності пучків променів, що проходять через оптичну систему ока і представляють первинну дисторсію. Первинна дисторсія проявляється як різнофокусність оптичних систем правого і лівого ока. Таку ваду називають **анізейконією**. До первинної дисторсії належить також поворот зображення в площині сітківки навколо оптичної осі.

Ще одним представником цих аберацій є нахил площини зображення до площини сітківки, при якому аберація дефокусу зростає пропорційно величинам $l \cos \theta$ та $l \sin \theta$.

Виявити разом осьові та польові аберації можна здійснивши багаторакурсну аберометрію оптичної системи ока [27].

Табл. 2.32. Осьові аберації нижчих степеневих порядків

№	Назва в оптиці	n	m	Церніковські моди $Z_{n,m}$	Наслідок дії аберації	Назва в офтальмологічній літературі
Осьові аберації						
1	Первинна дисторсія	1	1	$C_{1,1}\rho \cos \varphi$	Зсув в одному напрямку зображення точок на сітківці, що призводить при бінокулярному зорі до диплопії – двоїння зображень або порушення бінокулярного зору	Призматичний ефект
		1	-1	$-C_{1,-1}\rho \sin \varphi$		
2	Дефокус	2	0	$C_{2,0}(2\rho^2 - 1)$	Несфокусованість променів в зображенні точки на сітківці, величина якої є однаковою для всіх променів пучка, що заповнюють зіницю	Аметропія у вигляді міопії – короткозорості, або гіперметропії – далекозорості
3	Первинний астигматизм	2	2	$C_{2,2}\rho^2 \cos 2\varphi$	Несфокусованість променів в зображенні точки на сітківці, величина якої залежить від кута φ нахилу до осі ОХ перетину ока	Астигматизм
		2	-2	$-C_{2,-2}\rho^2 \sin 2\varphi$		

2.5.2. Аберації вищих степеневих порядків

Аберації вищих степеневих порядків представляються модами, в яких степеневий порядок або індекс $n \geq 3$. До цих аберацій відносять первинну кому, сферичну аберацію всіх степеневих порядків, трейфоїли всіх типів, астигматизм степеневих порядків від другого і вище та інші, що

займають четверту та нижчі рядки піраміди церніковських мод (див. рис. 2.15).

Загальною властивістю всіх аберацій вищих степеневих порядків, а також й первинного астигматизму, є те, що кожна з них не може бути компенсованою або зменшеною через акомодацию. Тому вони погіршують якість зображення на сітківці і тим самим знижують гостроту зору. На рис. 2.16 для прикладу показано вигляд зображення точки на сітківці при наявності в оптичній системі ока декількох аберацій вищих порядків.

З рис. 2.16 видно, що усунення аберації дефокус хоча трохи зменшило розмір абераційної плями, але не виправило спотворень в зображенні точки, які в даному прикладі спричинили разом астигматизм, кома та сферична аберація

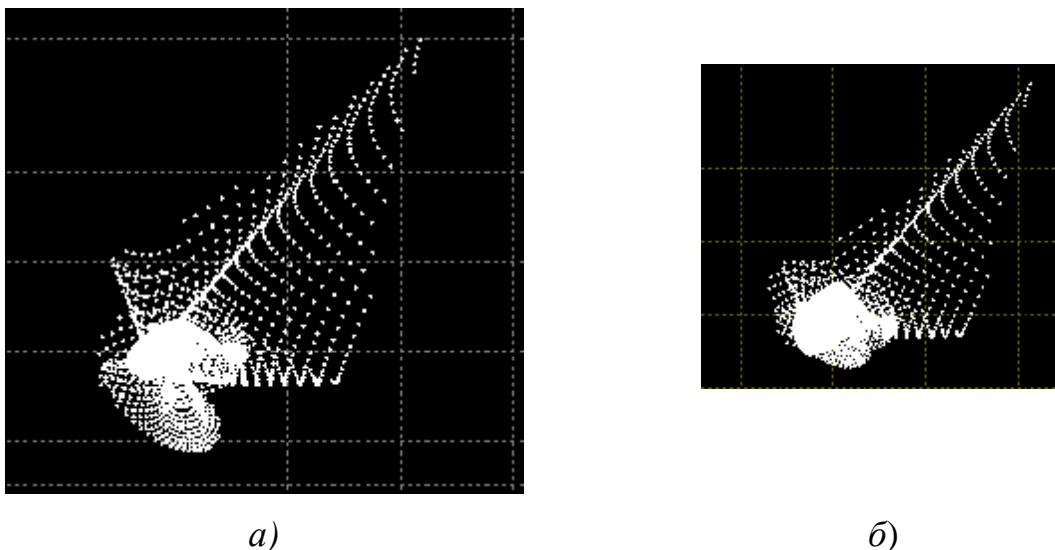


Рисунок 2.16 – Зображення точки, сформоване на сітківці абераційною оптичною системою ока: *a* – присутні аберації дефокус, астигматизм, сферична аберація і кома; *б* – присутні ті ж самі аберації, але дефокус є видаленим дією акомодации ока

Виправити аберації вищих степеневих порядків можна або хірургічною корекцією форми рогівки, або використанням абераційних контактних лінз, або імплантацією абераційних штучних кришталіків. Термін «абераційні» означає, що вони мають таку форму оптичних поверхонь або такий розподіл показника заломлення, які забезпечують корекцію хвильового фронту та виправлення хвильової аберації ока.

2.6. Поширені аберації ока

Поширеними та найбільш впливовими на якість зору абераціями ока є дефокус та первинний астигматизм [19].

Дефокус – це аберація, яка не порушує гомоцентричності пучків променів, що заповнюють отвір зіниці, але пересуває зображення точки вздовж візуальної осі. При цьому зображення не фокусується на поверхні сітківки. Дефокус – це наслідок неспроможності акомодативного механізму забезпечувати чітке фокусування зображення на сітківці різновіддалених об'єктів. Так, зображення об'єктів, які знаходяться за межами так званих найближчої та подальшої точок ясного зору, не можуть бути сфокусованими на сітківці.

Око, що має порушення функції акомодативної, називають **аметропічним**, а саме явище такого порушення – **аметропією**.

В офтальмології кількісною мірою дефокусу є **величина аметропії**. Вона розраховується за формулою (2.9). Величина a_R – від'ємна, якщо подальша точка ясного зору є дійсною та знаходиться перед оком. Цей випадок називають **міопією**, а око – **міопічним** або **короткозорим**. Термін виник з того, що міопічне (короткозоре) око здатне чітко фокусувати на

сітківці зображення лише тих об'єктних точок, які знаходяться перед оком на невеликій відстані – ближче ніж п'ять метрів.

Величина a_R – позитивна, якщо подальша точка ясного зору уявна та знаходиться за оком. Це випадок називають **гіперметропією**, а око – **гіперметропічним (далекозорим)**. Термін далекозорість означає, що око краще бачить більш віддалені об'єкти, хоча їх зображення все ж не мають чіткого фокусування на сітківці.

На рис. 2.17 показані аметропічні очі та хід променів, що пояснюють суть різновидів аметропії.

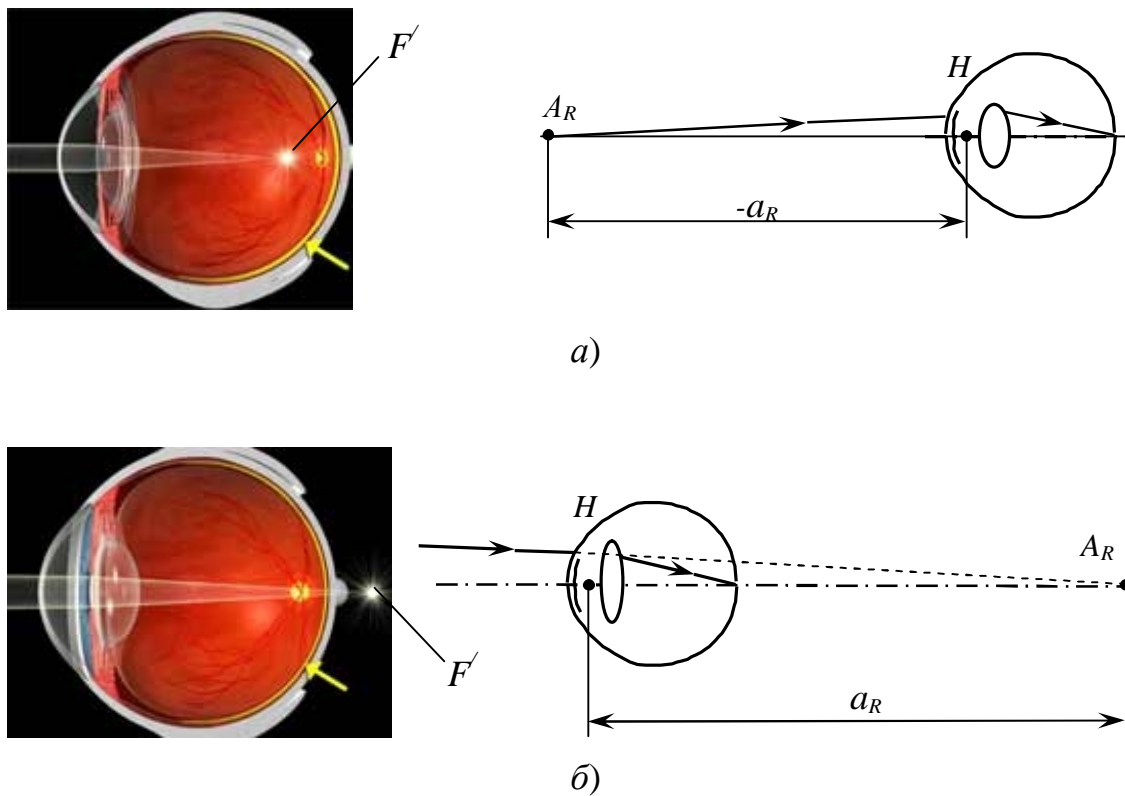


Рисунок 2.17 – Аметропія ока: a – міопія (короткозорість);
 b – гіперметропія (далекозорість); A_R – подальша точка ясного зору;
 H – передня головна точка оптичної системи ока; a_R – відстань до
 подальшої точки ясного зору

Око, подальша точка ясного зору якого знаходиться на відстані $|a_R| \geq 5000$ мм, називають **еметропичним**. Вважається, що аберация дефокус в такому оці клінічно відсутня.

Аметропію можна розрахувати через нормований коефіцієнт C_2^0 [27]:

$$A_R[\text{дптр}] = 4000N_2^0 C_2^0 r_{\max}^{-2},$$

де $N_2^0 = \sqrt{3}$; C_2^0 [мм] – церніковський коефіцієнт аберации дефокус; r_{\max} [мм] – радіус зони в площині вихідної зіниці ока, в межах якої здійснено апроксимацію функції хвильової аберации ока.

При аметропії зображення точки на сітківці має вигляд круглої плями з діаметром пропорційним величині аметропії і діаметру отвору зіниці.

Астигматизм оптичної системи ока – це аберация, яка на відміну від дефокусу порушує гомоцентричність пучків променів. На рис. 2.17 показано природу цього порушення. Внаслідок неоднакової рефракційної сили ока в різних перетинах, наприклад в меридіальному та сагітальному, фокусуються в точку лише ті промені, які належать тільки одному перетину.

Кожний перетин **астигматичного ока** має свій фокус (F'_s, F'_m) і свою фокусну відстань (рис. 2.18, *a*). Причинами появи астигматизму в оптичній системі ока є: 1) вроджена або придбана з віком тороїдальність (сфероциліндричність) передньої поверхні рогівки, 2) тороїдальність поверхонь кришталіка, 3) децентрування і нахил кришталіка відносно оптичної осі, 4) несуміщення візуальної і оптичної осей ока, через що оптичні поверхні ока не мають осьової симетрії відносно візуальної осі.

Пучок променів, що заповнюють отвір зіниці, при астигматизмі

утворює в зоні сітківки просторову фігуру у вигляді горловини глечика, яку називають **каустикою** (рис. 2.18, б). В перпендикулярних до осі перетинах каустики освітлена зона має в загальному випадку форму еліпса.

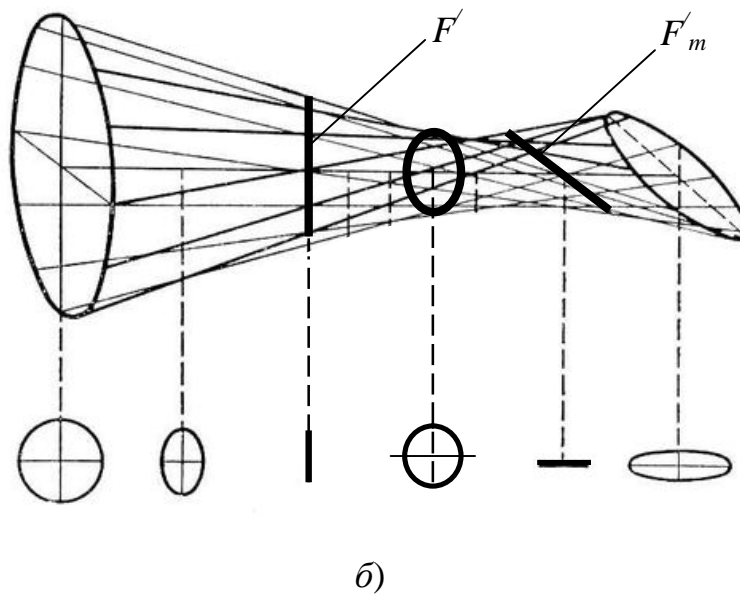
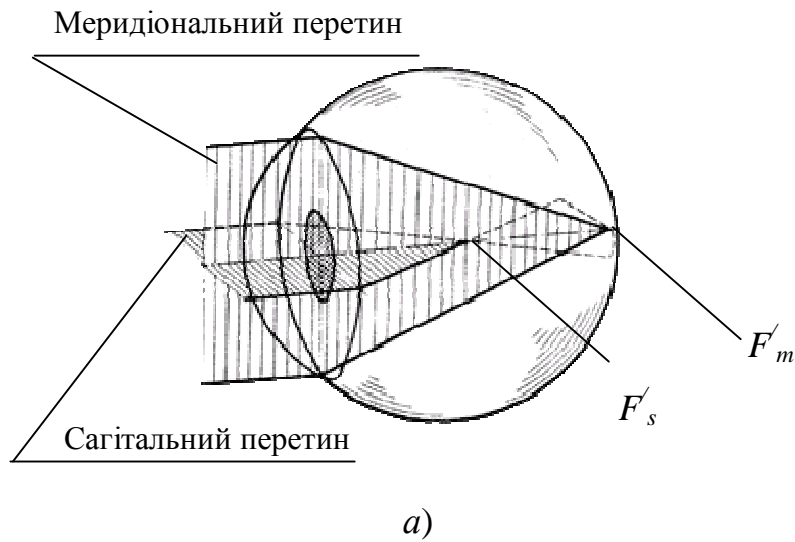


Рисунок 2.18 – Астигматизм в оптичній системі ока: а) F'_s – фокус променів сагітального (горизонтального) перетину, F'_m – фокус променів меридіонального (вертикального) перетину; б) вгорі – форма каустики, внизу – вигляд зображення точки у перетинах, перпендикулярних до осі

В точках F'_s , F'_m еліпс вироджується у відрізки – сагітальний та меридіональний фокуси відповідно, які ще називають **астигматичними відрізками**. Посередині між вказаними фокусами розташований перетин, в якому освітлена зона має форму круга (рис. 2.18, б). Цей перетин відповідає площині «найкращого зображення» точки при наявності астигматизму. Фігури в перетинах показують, що бачить око, коли сітківка перетинає пучок променів в тому або іншому місці.

Рис. 2.18, б демонструє порушення гомоцентричності пучка променів, а також той факт, що астигматизм навіть в площині «найкращого зображення» робить зображення точки «нерізким».

На рис. 2.19 показано формування зображення об'єкту в зоні сітківки при наявності астигматизму. Видно, що правий астигматичний фокус дає гіперметропічне зображення (за сітківкою), а лівий фокус – міопічне зображення (перед сітківкою). Це випадок **змішаного астигматизму**.

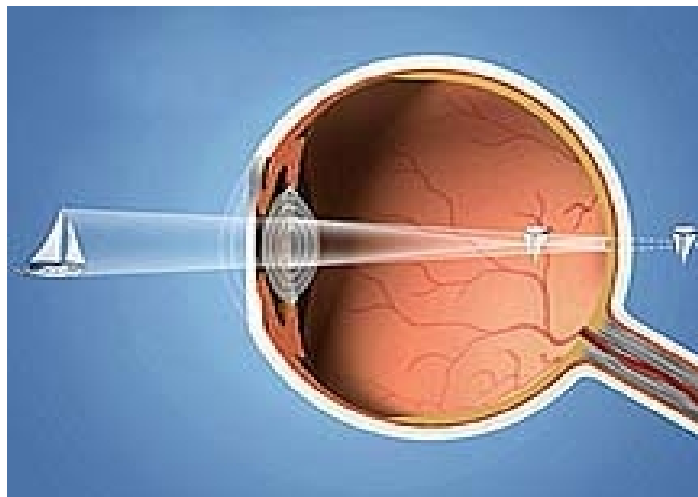


Рисунок 2.19 – Зображення об'єкту при наявності астигматизму оптичної системи ока: в лівому зображенні чітко сфокусовані горизонтальні лінії об'єкта, в правому – вертикальні (або навпаки)

Значно частіше спостерігається **міопічний астигматизм**, коли обидва зображення (обидва фокуси) знаходяться перед сітківкою на різних відстанях від неї, або **гіперметропічний астигматизм** – обидва фокуси знаходяться за сітківкою.

Чим більшою є відстань між фокусами, тим більшим за величиною вважається астигматизм. Ця відстань, яку в оптиці називають **астигматичною різницею**, на жаль, не може слугувати кількісною мірою астигматизму в офтальмології, тому що не можна фізично зробити вимірювання цієї відстані в живому оці. З цієї причини величину астигматизму в офтальмології визначають опосередковано, а саме, як різницю аметропії в так званих **головних перетинах** ока [18]. Ними називають ті перетини, в яких аметропія є найбільшою і найменшою відповідно:

$$A_s = A_{R \max} - A_{R \min}, \quad (2.12)$$

$$A_{R \max} [\text{дптр}] = \frac{1000}{a_{R \min}}, \quad A_{R \min} [\text{дптр}] = \frac{1000}{a_{R \max}},$$

де $a_{R \min}$, $a_{R \max}$ – відстані до подальшої точки ясного зору в променях однієї і другої головних перетинів ока відповідно, причому відстань $a_{R \min}$ визначається в перетині, в якому рефракційна (оптична) сила ока найбільша, а відстань $a_{R \max}$ – в перетині, в якому рефракційна сила ока є найменшою. Через коефіцієнт церніковського розкладу величина A_s розраховується за формулою:

$$A_s [\text{дптр}] = 4000 N_2^2 C_2^2 r_{\max}^{-2},$$

де $N_2^2 = \sqrt{6}$.

Головні перетини ока не завжди знаходяться точно у вертикальній і горизонтальних площинах. В зв'язку з цим, ще однією характеристикою

астигматизму є величина кута між горизонтальним перетином ока і тим головним перетином, в якому аметропія за величиною є максимальною (має величину $A_{R_{\max}}$). Кут відмірюється від горизонтального перетину проти ходу годинної стрілки.

2.7. Якість зображення на сітківці

Якість зображень, які формує оптична система ока, визначається дифракцією світлових хвиль на краях зіниці, аберациями оптичної системи ока та оптичними неоднорідностями оптичних середовищ ока. Для визначення якості зображення на сітківці використовують декілька різних за своєю фізичною суттю параметрів та характеристик, але серед них найбільше поширення отримали дифракційна межа розділення, гострота зору та модуляційна передавальна функція.

2.7.1. Дифракційна межа розділення

Відомо, що ніяка, навіть ідеальна, тобто безабераційна оптична система, не здатна формувати точне зображення об'єктів внаслідок дії дифракції світлових хвиль на краях апертурної діафрагми. Точка ніколи не зображується як точка. Її зображення при дифракції має вигляд світлової плями з центральним ядром, оточеним світлими та темними кільцями. Таке зображення називають **кружком Ейрі**.

Згідно з критерієм Релея, око вже не може роздільно бачити дифракційні зображення двох точок, якщо їх центри знаходяться на відстані δ меншій, ніж радіус центральної плями картини Ейрі:

$$\delta \leq 1,22 \frac{\lambda f}{D}, \quad (2.13)$$

де λ – довжина хвилі; f – передня фокусна відстань оптичної системи ока, акомодованого на нескінченність; D – діаметр зіниці ока.

В кутовій мірі межа просторового розділення оптичної системи ока

$$\varepsilon_{\min} = \frac{\delta}{f} = 1,22 \frac{\lambda}{D}. \quad (2.14)$$

З формул (2.13) і (2.14) видно, що величина δ або ε зменшується, а лінійна роздільна здатність ока $1/\delta$ або кутова $1/\varepsilon_{\min}$ збільшуються при збільшенні діаметра зіниці. Однак, при цьому водночас зростають аберації оптичної системи ока, які зменшують роздільну здатність. Експериментально визначено, що в цих умовах оптимальним для еметропічного ока є діаметр зіниці $D = 2...2,5$ мм. В цьому випадку, згідно приведеним формулам, при довжині хвилі $\lambda = 0,55 \cdot 10^{-3}$ мм маємо $\varepsilon_{\min} = (0,336...0,268) \cdot 10^{-3}$ радіан = 1,16...0,924 кут. хвил.

2.7.2. Гострота зору

Гострота зору – це характеристика якості зорової системи, її здатності роздільно та чітко бачити відносно малі за розміром деталі простору об'єктів.

На рис. 2.20 показано як виглядає зображення об'єктів при нормальній та при погіршеній гостроті зору.

Гостроту зору визначають через мінімальну кутову відстань між двома точками простору об'єктів, при якому око бачить ці точки як

роздільні, тобто як такі, що суб'єктивно не зливаються в одну. Цю кутову відстань ϵ_{\min} називають **кутовою межею розділення**.

У людини з нормальним зором кут ϵ_{\min} в середньому дорівнює 1 кутовій хвилині, що збігається з дифракційною межею розділення. При вказаній величині кута ϵ_{\min} зображення двох точок на сітківці збуджують дві ковбочки сітківки, між якими знаходиться ще одна, незбуджена.



Рисунок 2.20 – Зображення, яке бачить око при нормальній (ліворуч) та погіршеній (праворуч) гостроті зору

Гострота зору визначається числом θ , зворотнім величині ϵ_{\min} , яка визначена у кутових хвилинах:

$$\theta = \frac{1}{\epsilon_{\min} [\text{кут. хвил.}]}. \quad (2.15)$$

При $\epsilon_{\min} = 1$ кут.хвил. гострота зору $\theta = 1$. Ця величина означає **нормальну гостроту зору людини**.

Гострота зору обумовлена дією двох груп факторів – ендогенних, що характеризують зоровий апарат людини, та екзогенних, пов'язаних з умовами, в яких визначається гострота зору. До ендогенних відносять абераційну складову рефракції, обсяг акомодатції, розмір зіниці. Вони дуже суттєво впливають на гостроту зору. Так, найвища гострота зору спостерігається лише в межах акомодатції, вона швидко зменшується за її межами внаслідок аметропії та пресбіопії. До того ж, гострота зору є найвищою в центральній зоні сітківки – фовеальній зоні, що в просторі об'єктів відповідає куту в декілька (4...6) градусів. По мірі віддалення від центру фовеа гострота зору помітно зменшується. На відстані 20° від неї вона становить приблизно лише 10 % від максимального значення.

Екзогенні фактори – яскравість фону, на якому спостерігається об'єкт та контраст об'єкту і фону. Зі збільшенням яскравості фону та контрасту об'єкту гострота зору також збільшується.

Гострота зору істотно залежить від віку людини та її фізичного та психічного стану. У людей молодого віку досить часто кут $\epsilon_{\min} = 0,67...0,5$ кут. хвил., при якому гострота зору, згідно формулі (2.15), становить 1,5...2,0 відповідно, тобто є більшою за одиницю. Це випадки **підвищеної гостроти зору.**

Факт підвищеної гостроти зору, що перевищує дифракційну межу, свідчить про істотний вплив на величину цього параметру механізму обробки зображень на сітківці, яку здійснює мозок.

З віком через погіршення стану оптичної системи ока гострота зору зменшується і стає **зниженою**, тобто меншою за одиницю, що означає перехід стану ока до патологічного.

2.7.3. Модуляційна передавальна функція оптичної системи ока

Більш інформативною характеристикою якості зображення на сітківці є **модуляційна передавальна функція**. Вона демонструє особливість оптичної системи ока зменшувати (внаслідок дії аберацій) контраст зображень об'єктів на сітківці. Як тест-об'єкти використовують штрихові міри, які мають вигляд ґратки з синусним розподілом яскравості та змінною просторовою частотою цього розподілу – $\nu_{x\theta}$:

$$\text{МПФ}(\nu_{x\theta}) = \frac{K_z(\nu_{x\theta})}{K_o(\nu_{x\theta})}, \quad (2.16)$$

де $K_o(\nu_{x\theta}) = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}}$ – контраст яскравості міри з просторовою

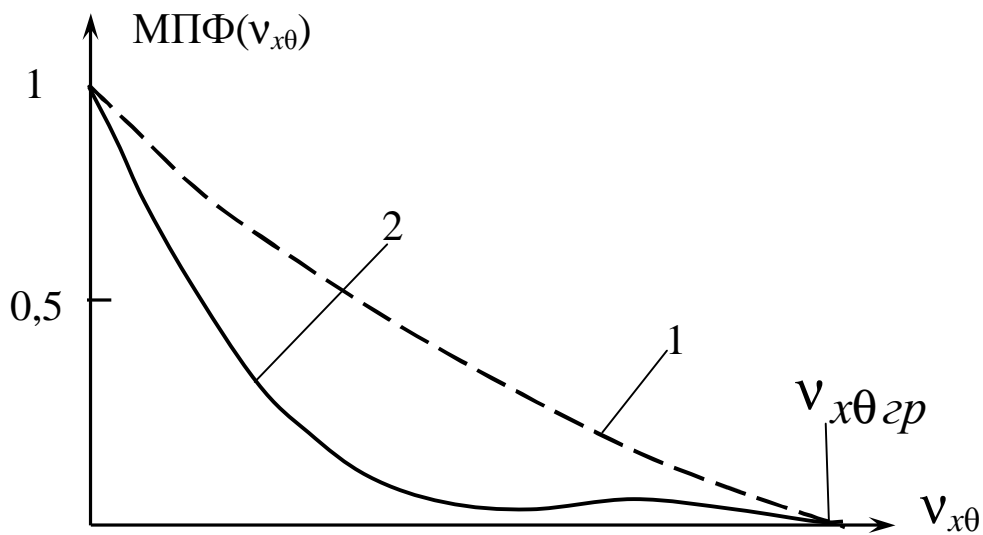
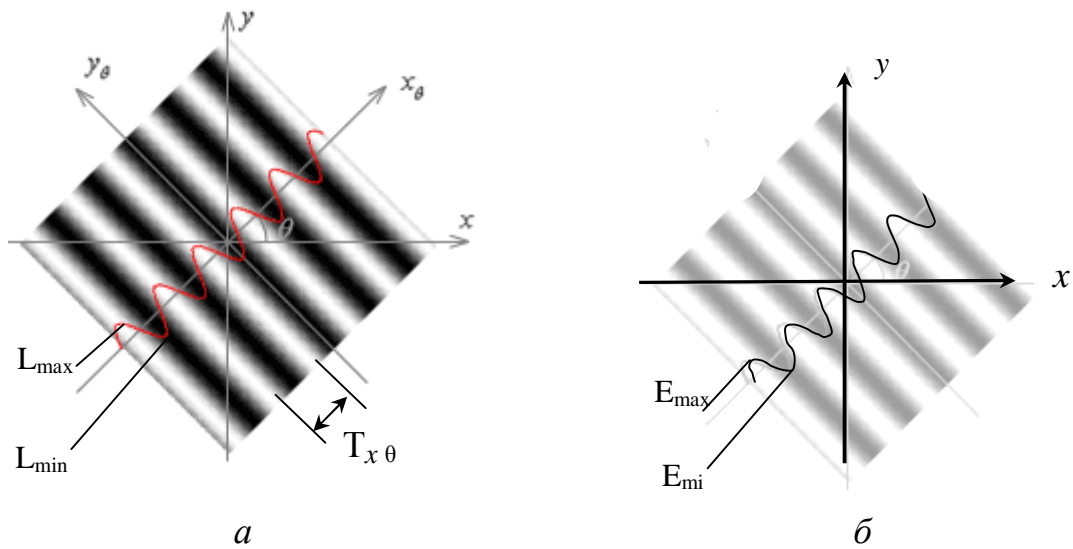
частотою $\nu_{x\theta} = \frac{1}{T_{x\theta}}$; $T_{x\theta}$ – період міри у просторі об'єктів вздовж

координатної осі Ox_θ ; $K_z(\nu_{x\theta}) = \frac{E_{\max} - E_{\min}}{E_{\max} + E_{\min}}$ – контраст зображення міри

на сітківці; L_{\max} , L_{\min} – максимальна та мінімальна величина яскравості міри відповідно; E_{\max} , E_{\min} – максимальна та мінімальна величина освітленості зображення міри на сітківці.

На рис. 2.21 показано графіки модуляційної передавальної функції безабераційної і абераційної оптичної системи ока, визначені відносно довільно розташованої координатної осі Ox_θ .

З графіків видно, що аберації оптичної системи ока майже не впливають на величину граничної просторової частоти $\nu_{x\theta gr}$, на якій зображення ґратки зникає внаслідок повної втрати контрасту її зображення на сітківці.



в

Рисунок 2.21 – Модуляційна передавальна функція оптичної системи ока:
a – міра в просторі об'єктів; *б* – зображення міри на сітківці ока;
в – графіки функції: *1* – безабераційної, дифракційно обмеженої;
2 – абераційної

Проте величина контрасту суттєво зменшується на середніх просторових частотах. До цього призводить наявність у ока аберацій, що

розглянуті у попередньому розділі. Чим ближче наближається графік модуляційної передавальної функції на середніх просторових частотах до горизонтальної осі, тим гіршим є зображення об'єктів на сітківці. Це дає змогу оцінювати якість зображень на сітківці і через вигляд модуляційної передавальної функції досліджувати вплив тих чи інших аберацій на якість цих зображень.

2.8. Поглинання і пропускання випромінювання середовищами ока

Для вибору оптимального та безпечного для ока світлового випромінювання, яке використовується в офтальмологічних приладах, а також для вибору лазерного випромінювання для лікування очних захворювань, необхідно знати характеристики поглинання очних середовищ.

Середовища ока по-різному поглинають світло в залежності від довжини хвилі випромінювання. Тканини рогівки поглинають випромінювання з довжиною хвилі, меншою за 0,35 мкм і більшою за 1,5 мкм. Кришталік інтенсивно поглинає випромінювання в найближчій ультрафіолетовій області спектра та у діапазоні від 0,9 до 1,4 мкм. Склоподібне тіло прозоре у видимій області спектра, але поглинає, в основному, в інфрачервоній області від 0,86 до 1,35 мкм. Сумарна крива поглинання прозорими оптичними середовищами ока представлена на рис. 2.22.

Криву поглинання зображено з розривом у видимій області спектра, оскільки поглинання оптичними середовищами ока в цій області є малим. З рис. 2.22 видно, що оптичні середовища ока, поглинаючи частину

падаючого світла у відповідності зі своїми спектральними характеристиками, значно послаблюють падаюче випромінювання. Тому сітківки досягають, переважно, промені видимої та ближньої інфрачервоної області спектра.

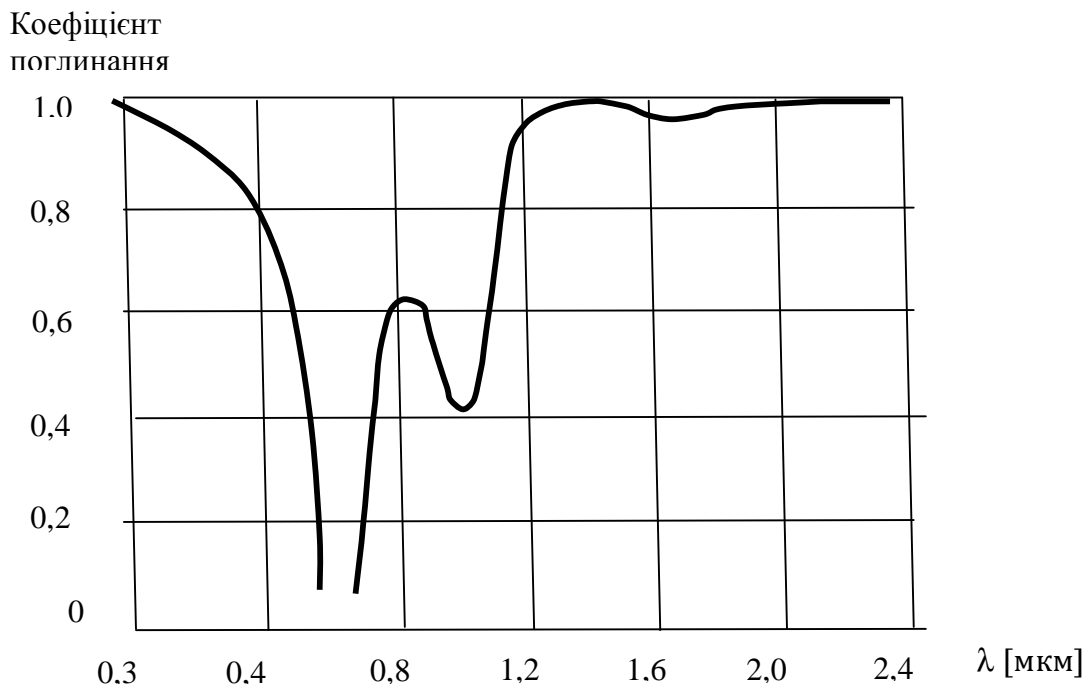


Рисунок 2.22 – Сумарне поглинання прозорими оптичними середовищами ока

У видимій області спектра середовища ока є досить прозорими. До сітківки надходить близько 80 % видимого випромінювання. На рис. 2.23 показані графіки світлопропускання рогівки і всієї системи ока.

Оболонки і структурні елементи сітківки також по-різному взаємодіють з променями різних довжин хвиль. Так, судини сітківки, що містять гемоглобін, найбільше поглинають промені жовто-зеленої частини спектра з довжиною хвилі 0,50...0,58 мкм та майже цілком відбивають

червоне випромінювання. Нервові закінчення в макулярній області інтенсивно поглинають промені синьо-зеленого випромінювання.

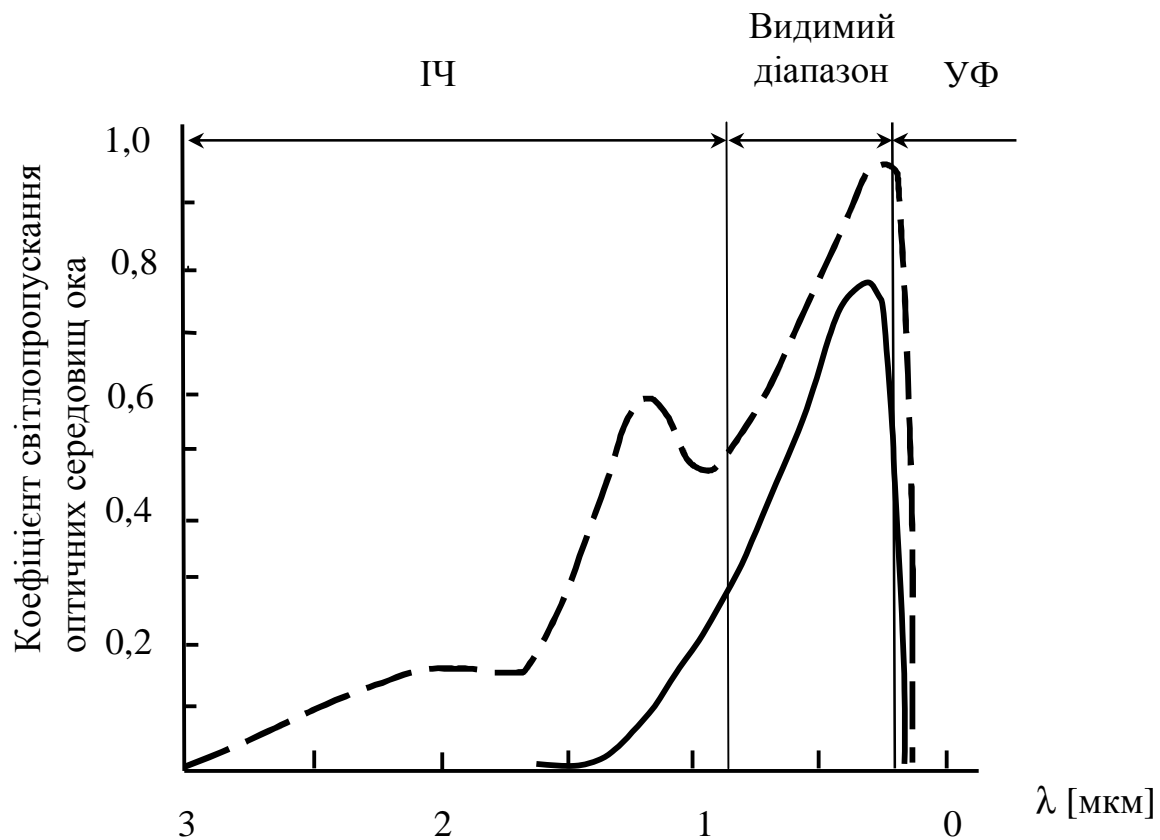


Рисунок 2.23 – Пропускання світла оптичними середовищами ока: сутільна лінія – світлопропускання всіх середовищ ока від рогівки до сітківки, штрихова лінія – світлопропускання рогівки

Пігментний епітелій та судинна оболонка поглинають більше 70 % синьо-зеленого випромінювання та досить ефективно червоне (близько 50 %), рис. 2.24. Зі збільшенням довжини хвилі коефіцієнт відбиття сітківки зростає (рис. 2.25), внаслідок чого очне дно виглядає червоним.



Рисунок 2.24 – Графік поглинання світла в пігментному епітелії сітківки і судинній оболонці ока людини

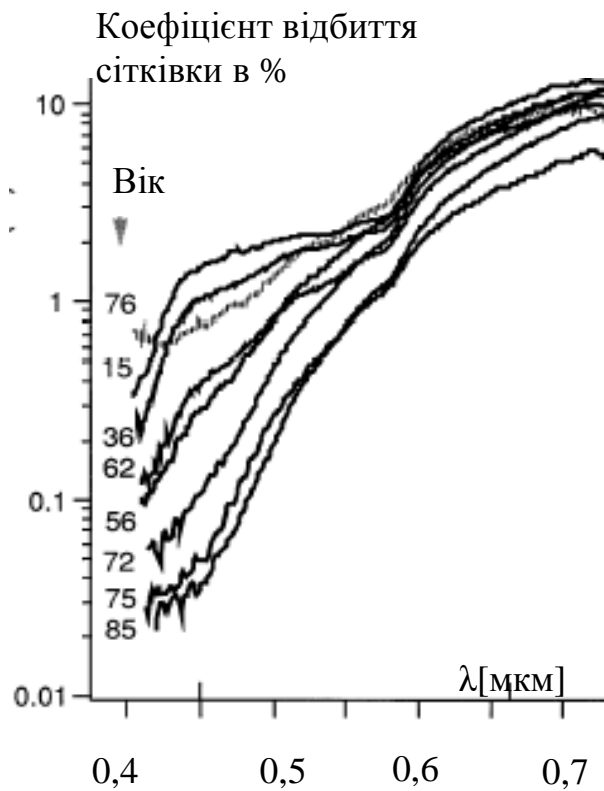


Рисунок 2.25 – Графіки відбиття світла від сітківки як залежності від довжини хвилі та віку людини

2.9. Освітленість сітківки

Важливою характеристикою зображення на сітківці є його **освітленість**, яку оцінюють при світлотехнічних розрахунках та при проектуванні офтальмологічних оптичних приладів. Освітленість на сітківці ока можна розрахувати за допомогою формули:

$$E = \pi L \tau n^2 \sin^2 \sigma'_a, \quad (2.17)$$

де L – яскравість простору об'єктів; τ – коефіцієнт світлопропускання оптичної системи ока; n – показник заломлення скловидного тіла, $n = 1,337$; $2\sigma'_a$ – задній апертурний кут ока, $\sin \sigma'_a \cong \frac{D}{2f'}$, D – діаметр вхідної зіниці ока, f' – задня фокусна відстань оптичної системи ока.

Відомо, що $\frac{f'}{n} = -f$ – передня фокусна відстань оптичної системи ока, тому вираз (2.17) можна представити у вигляді

$$E = \frac{\pi}{4} \tau L \left(\frac{D}{f} \right)^2. \quad (2.18)$$

При значеннях $\tau=0,8$, $f = -17,05$ (за Гульєстрандом, див. табл. 2.1), вираз (2.18) спрощується до вигляду:

$$E = 0,00216 LD^2 \text{ лк}, \quad (2.19)$$

де параметр L має розмірність [ніт]=[лм/м²·стер], а D має розмірність [мм].

За нормами освітлення для читання та письмової роботи, освітлений аркуш білого паперу як вторинного випромінювача повинен мати яскравість не меншу, ніж 10 кд/м². Приймавши діаметр зіниці ока $D = 2,5$ мм, з формули (2.19) отримаємо величину освітленості на сітківці $E_{\text{норм}} \sim 0,14$ лк.

Денне небо, яскравість якого коливається в межах $5 \cdot 10^3 \dots 1,5 \cdot 10^4$ кд/м², створює при $D = 2,0$ мм на сітківці освітленість 43...130 лк. При погляді на Сонце (його яскравість $L \sim 10^9$ кд/м²) освітленість на сітківці становить приблизно 10^7 лк. Така освітленість навіть при дуже короткочасній дії може привести до незворотних змін у тканинах сітківки (до фотокоагуляції тканин сітківки).

2.10. Контрольні питання до розділу 2

1. Що таке схематичне око і на які типи за кількістю оптичних поверхонь воно розділяється?
2. Яке схематичне око називають редукованим?
3. Перелічіть найвідоміших авторів схематичних очей.
4. Які моделі оптичної системи ока використовують в сучасній офтальмології та сучасному оптичному приладобудуванні і чим вони відрізняються від класичних моделей?
5. Що таке оптична, зінична, візуальна вісь та лінія зору?
6. В чому полягає суть теорії акомодатії Гельмгольца?
7. Якими параметрами характеризують функцію акомодатії ока?
8. Що таке аберації оптичної системи ока?
9. Які фактори призводять до появи аберацій ока?
10. Де можуть локалізуватися аберації ока?
11. Як фізично проявляються аберації оптичної системи ока?
12. Як клінічно проявляються аберації оптичної системи ока?
13. Що є універсальною характеристикою монохроматичних аберацій ока?

14. Які поліноми найшли найбільше поширення в оптиці та в офтальмології для апроксимації функції хвильової аберації оптичної системи ока?
15. Що означають індекси n та m в поліномах Церніке та в апроксимаційних коефіцієнтах при них?
16. Які аберації ока відносять до нижчих, а які до вищих степеневих порядків?
17. Які аберації ока є найбільш поширеними?
18. Що таке еметропічне око, аметропічне око?
19. Якими параметрами характеризують аметропію та астигматизм ока?
20. Від чого залежить якість зображення на сітківці ока і просторова роздільна здатність ока?
21. Що таке дифракційна просторова роздільна здатність ока?
22. Що таке гострота зору і як вона визначається?
23. Що таке модуляційна передавальна функція?
24. В якому спектральному діапазоні оптичні середовища ока є прозорими для світла?
25. Яку долю світлового потоку, відбиває та розсіює сітківка у видимій області спектра?
26. Яку освітленість сітківки вважають нормальною?

РОЗДІЛ 3

ПАРАМЕТРИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОКА ЯК ФОТОПРИЙМАЧА ЗОБРАЖЕНЬ

3.1. Адаптація ока

Око має надзвичайно важливу біологічну здатність пристосовуватися (адаптуватися) до спостереження об'єктів, яскравість яких змінюється в діапазоні $10^{-6} \dots 10^5$ кд/м² (в 10^{11} разів) [6, 16, 24, 26]. При постійному рівні яскравості простору об'єктів око приймає стан відповідної адаптації до такої яскравості. При різкій зміні яскравості виникає розрив між яскравістю і станом зорової системи, що слугує сигналом для включення механізмів адаптації. До таких механізмів відносяться:

- 1) перехід сітківки від ковбочкового зору до паличкового і навпаки;
- 2) зміна діаметру отвору зіниці;
- 3) зміна поглинаючих властивостей пігментного шару сітківки, який розсіює світло, і тим самим запобігає надлишковому освітленню паличок і ковбочок;
- 4) зміна площі ділянки на сітківці, на якій інтегрується світловий потік;
- 5) зміна часу інтегрування світлового потоку;
- 6) зміна концентрації світлочутливої речовини в зорових рецепторах;
- 7) зміна чутливості мозкових центрів зору

Найбільш помітною адаптивною реакцією ока є зміна діаметра зіниці в діапазоні від 2 мм до 8 мм (в 4 рази), завдяки чому освітленість сітківки може змінюватися в 16 разів. Проте цього абсолютно недостатньо для перекриття діапазону 10^{11} . Тому око має найбільш радикальний механізм

адаптації – зміну чутливості сітківки. Коли око починає пристосовуватися до темноти, то в ковбочках чутливість збільшується в декілька десятків разів по відношенню до чутливості денного зору.

При настанні темряви чутливість паличок змінюється більш повільно, але в повній темряві вона є більшою в сотні тисяч разів.

В залежності від зміни яскравості простору, що оточує людину, відрізняють два типи адаптації:

- 1) **темнову адаптацію**, яка виникає при зменшенні яскравості фона від значення попередньої адаптації до значення 10^{-6} кд/м², тобто практично до темряви;
- 2) **світлову адаптацію**, що виникає при збільшенні яскравості від її найменшого значення 10^{-6} кд/м² до деякого вищого рівня.

На рис. 3.1 показана типова крива, яка показує хід темної адаптації ока в часі. Хід темної адаптації залежить від попереднього стану зорового органу [6, 25].

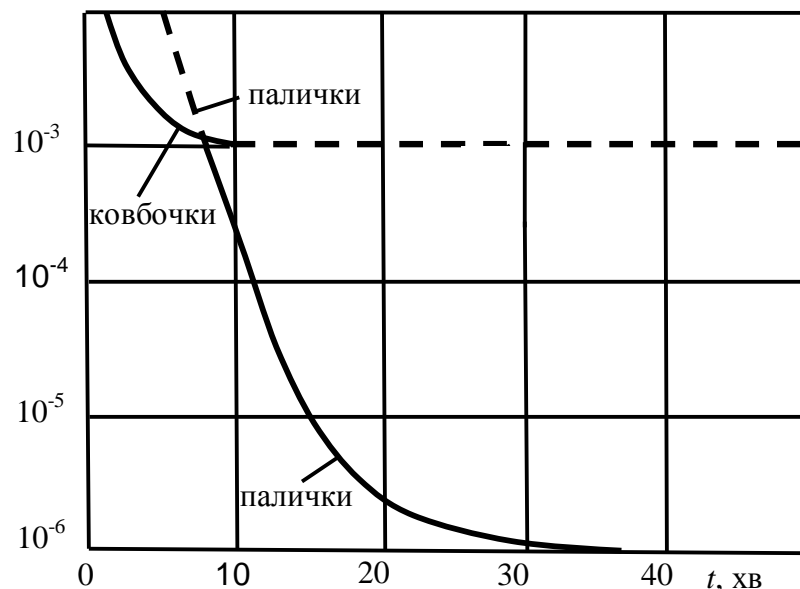


Рисунок 3.1 – Процес темної адаптації при високому рівні яскравості фону (по осі ординат – чутливість)

Якщо око адаптовано до високого рівня яскравості фону, то паличковий апарат є повністю відключеним. Перегин графіка відповідає стану найбільшої чутливості ковбочок та початку відновлення чутливості паличок.

Зміна адаптації у часі залежить від рівня попереднього яскравості та стану попередньої адаптації. Чим вище рівень попередньої яскравості фону, тим пізніше (до 15 хвилин) виникає перехід від ковбочкової ділянки графіку до паличкової. На рис. 3.2 показані графіки, що демонструють залежність ходу адаптації від рівня яскравості фону попередньої адаптації [6, 25].

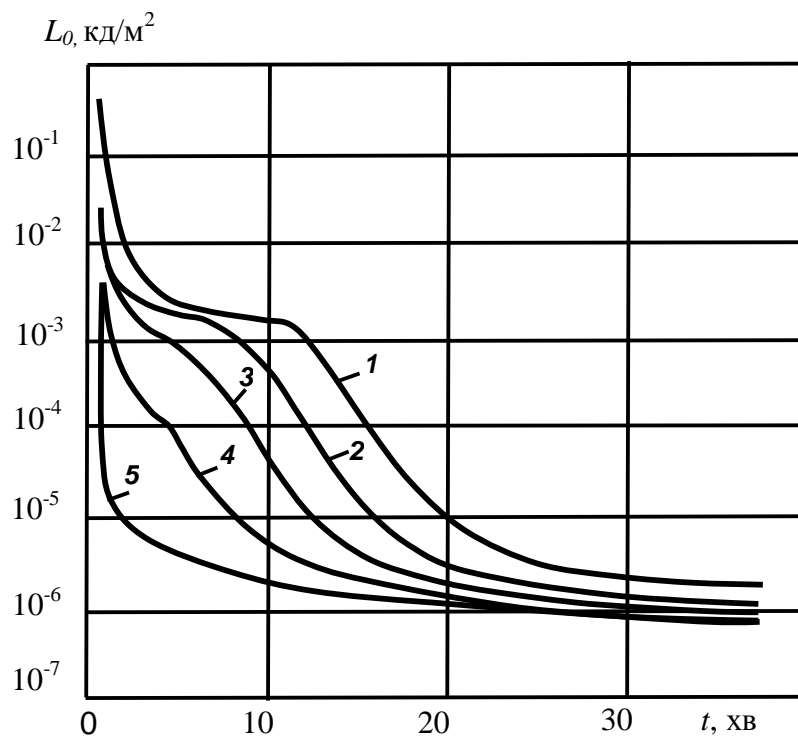


Рисунок 3.2 – Процес темної адаптації при різних рівнях попередньої адаптації до яскравостей фону L_0 : 1 – 40000 кд/м²; 2 – 4000 кд/м²; 3 – 2000 кд/м²; 4 – 400 кд/м²; 5 – 30 кд/м²

Зі зменшенням попереднього рівня яскравості перегин на графіку адаптації зникає, а крива монотонно спадає.

Світлова адаптація характеризується зміною світлової чутливості зору в процесі пристосування ока до заданої яскравості фону після довгочасового перебування очей в темряві. На рис. 3.3 приведені графіки, що демонструють хід світлової адаптації. Практично світлова адаптація настає за 5...8 хвилин [25]. Для повної світлової адаптації потрібно 20...30 хвилин.

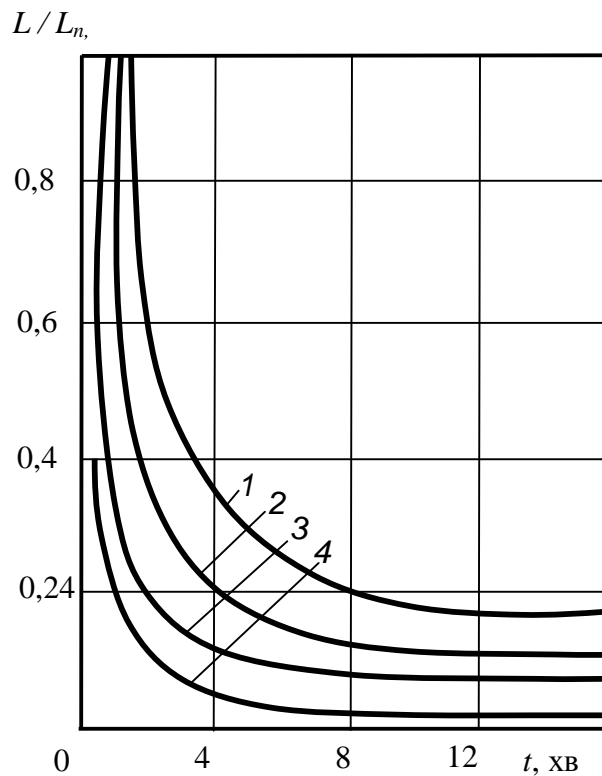


Рисунок 3.3 – Залежність світлової чутливості від часу та яскравості попередньої адаптації L_n : 1 – 1,5 кд/м²; 2 – 7,5 кд/м²; 3 – 17,5 кд/м²; 4 – 500 кд/м²

3.2. Спектральна чутливість ока

У порівнянні з штучними фотоприймачами зображень око людини, завдяки властивостям сітківки та особливостям роботи мозку, є селективним і надзвичайно чутливим фотоприймачем. Селективність проявляється в тому, що око людини чутливе до світла в діапазоні довжини хвиль від 0,38 мкм до 0,76 мкм [6, 25].

Максимум світлової чутливості зміщується по спектру в залежності від стану адаптації ковбчкового та паличкового зору, тобто він залежить від рівня освітленості сітківки. При денному (фотопічному) зорі, коли функціонують лише ковбочки, максимум чутливості припадає на довжину хвилі $\lambda=0,555$ мкм. При нічному (скотопічному) зорі, коли функціонують лише палички, максимум чутливості зміщується в короткохвильову область і знаходиться на довжині хвилі $\lambda=0,507$ мкм [35]. Чутливість ока до випромінювання різних довжин хвиль характеризується **функцією видимості** $V(\lambda)$ – відносною спектральною чутливістю ока. Функція $V(\lambda)$ для денного і нічного зору приведена нижче в графічному (рис. 3.4) та в числовому (табл. 3.1) вигляді.

У довгохвильовій частині спектра палички мають меншу відносну чутливість, ніж ковбочки. Цим пояснюється **явище Пуркін'є**: при сутінковому освітленні сині та зелені предмети здаються більш світлими, ніж червоні та жовті, а білий сніг здається трохи блакитним.

Для денного зору графік функції $V(\lambda)$ визначено при яскравості фону близько 100 кд/м^2 , для нічного – при яскравості фону меншій за 10^{-4} кд/м^2 . Наведені значення відносної спектральної світлової ефективності випромінювання стандартизовані Міжнародною комісією з освітлення.

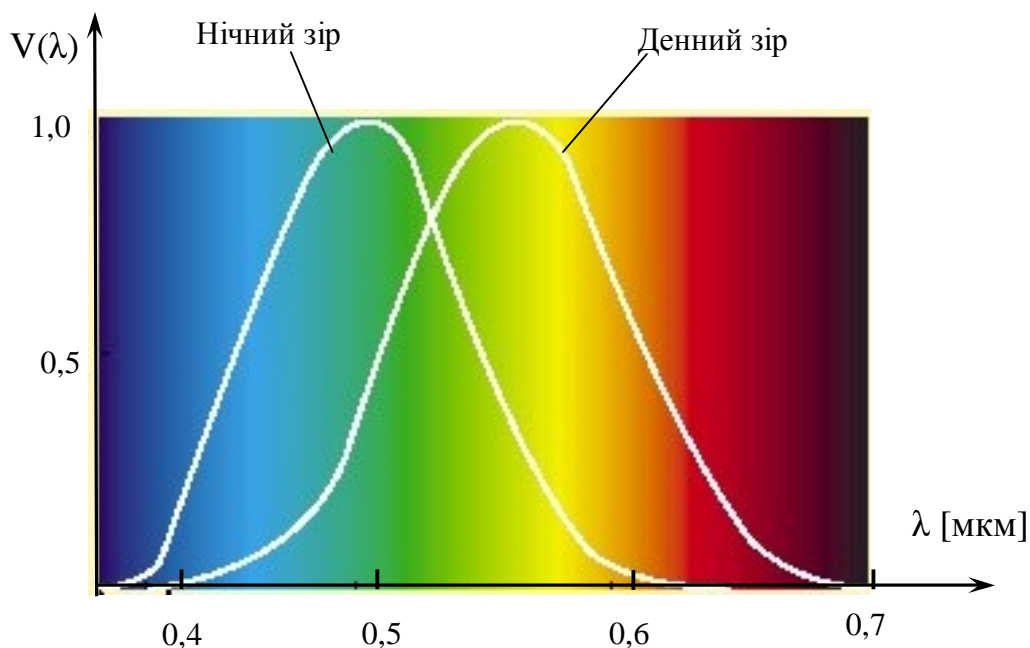


Рисунок 3.4 – Графіки функції відності ока $V(\lambda)$ – відносної спектральної чутливості ока

Чому око має саме таку спектральну чутливість до світла пояснюється тим, що через фільтруючу дію озонового шару земної атмосфери до поверхні землі доходять лише промені з довжинами хвилі більшими, ніж 0,29 мкм, тому біологічне пристосування до хвиль більш коротких ніж 0,29 мкм не мало б сенсу. До того ж, промені, коротші за 0,29 мкм, руйнують органічні речовини та можуть вбивати живі клітини організму людини, в тому числі й клітини сітківки.

Сітківка людського ока, як це доведено, має досить велику чутливість до випромінювання з довжинами хвиль меншими за 400 нм, але, виявляється, це випромінювання майже не доходить до сітківки внаслідок того, що кришталік ока надзвичайно сильно їх поглинає. Кришталік не тільки формує зображення на сітківці, але й слугує запобіжним світлофільтром для неї від короткохвильового

випромінювання. Помітно затримуючи сині та фіолетові промені, кришталік разом з тим сприяє й зменшенню хроматичної аберації в оці. Приведені «біологічні» причини цілком пояснюють практичне припинення видимості випромінювання з довжинами хвиль, меншими за 0,4 мкм.

Таблиця 3.1. Функція видності $V(\lambda)$ – відносна спектральна чутливість ока

λ [мкм]	Денний зір $V_d(\lambda)$	Нічний зір $V_n(\lambda)$	λ [мкм]	Денний зір $V_d(\lambda)$	Нічний зір $V_n(\lambda)$
0,38	$4 \cdot 10^{-5}$	$5,9 \cdot 10^{-4}$	0,58	0,870	0,1212
0,39	$1,2 \cdot 10^{-4}$	$2,21 \cdot 10^{-3}$	0,59	0,757	0,0685
0,40	$4,0 \cdot 10^{-4}$	$9,29 \cdot 10^{-3}$	0,60	0,6310	0,03315
0,41	0,0012	0,03489	0,61	0,503	0,0159
0,42	0,004	0,0966	0,62	0,381	0,00737
0,43	0,0116	0,1998	0,63	0,265	$3,335 \cdot 10^{-3}$
0,44	0,023	0,328	0,64	0,175	$1,497 \cdot 10^{-3}$
0,45	0,038	0,455	0,65	0,107	$6,77 \cdot 10^{-4}$
0,46	0,06	0,567	0,66	0,061	$3,13 \cdot 10^{-4}$
0,47	0,091	0,676	0,67	0,032	$1,48 \cdot 10^{-4}$
0,48	0,139	0,793	0,68	0,017	$7,2 \cdot 10^{-6}$
0,49	0,208	0,904	0,69	$8,2 \cdot 10^{-3}$	$3,5 \cdot 10^{-6}$
0,50	0,323	0,982	0,70	$4,1 \cdot 10^{-3}$	$1,78 \cdot 10^{-5}$
0,51	0,503	0,997	0,71	$2,1 \cdot 10^{-3}$	$9 \cdot 10^{-6}$
0,52	0,710	0,935	0,72	$1,5 \cdot 10^{-3}$	$5,1 \cdot 10^{-6}$
0,53	0,862	0,811	0,73	$5,2 \cdot 10^{-4}$	$2,5 \cdot 10^{-6}$
0,54	0,954	0,650	0,74	$2,5 \cdot 10^{-4}$	$1,4 \cdot 10^{-6}$
0,55	0,995	0,481	0,75	$1,2 \cdot 10^{-4}$	$7,6 \cdot 10^{-7}$
0,555	1,000	0,4015	0,76	$6,0 \cdot 10^{-5}$	$4,3 \cdot 10^{-7}$
0,56	0,995	0,3288	0,77	$3 \cdot 10^{-5}$	$2,4 \cdot 10^{-7}$
0,57	0,952	0,2076	0,78	$1,5 \cdot 10^{-5}$	$1,4 \cdot 10^{-7}$

Зникнення чутливості ока до світла інфрачервоного спектру також має своє пояснення. Якщо б око бачило випромінювання інфрачервоного діапазону, то воно б реагувало на власне випромінювання, тому що нагріте

тіло є джерелом інфрачервоного світла. Всередині ока інфрачервоне випромінювання, що відповідає температурі тіла $36,6^{\circ}$, є настільки великим та дає таку опроміненість сітківки, що при наявності реакції сітківки на це випромінювання око не спроможне було б добре бачити інші предмети. Людина реагувала би лише на світло свого ока, що рівнозначно сліпоті.

Розрахунки показують, що енергія видимого випромінювання абсолютно чорних тіл з температурами 2000, 4000, 6000, 8000 і 12000 $^{\circ}K$ становить відповідну частину від повної енергії випромінювання: 0,017; 0,318; 0,497; 0,477; 0,186 відповідно. Як видно з цього ряду, найвигіднішою температурою буде 6000 $^{\circ}K$, при якій майже половина всієї енергії приходить на видиме випромінювання. Однак, температура 6000 $^{\circ}K$ – це температура поверхні Сонця. Ця обставина свідчить про те, що спектральна чутливість ока сучасної людини в процесі еволюції сформувалася під впливом сонячного випромінювання.

3.3. Колірний зір

Сітківка містить свого роду мозаїку з рецепторів чотирьох типів: паличок і трьох типів ковбочок. Кожен тип рецепторів містить свій особливий пігмент. Різні пігменти відрізняються один від одного в хімічному відношенні, а в зв'язку з цим й здатністю поглинати світло з різною довжиною хвилі. Палички відповідальні за здатність людини бачити при малій освітленості сітківки без сприйняття кольору об'єктів. Паличковий пігмент (**родопсин**) має найбільшу чутливість в області близько 510 нм, у зеленій частині спектра. До речі, цей пігмент, маючи максимум поглинання в зеленій області, відбиває сині та червоні промені,

а тому сам він виглядає пурпурним. Оскільки в сітківці він присутній у кількостях, достатніх для того, щоб хімічно змогли його виділити і спостерігати, він одержав назву **зорового пурпуру**.

Сприйняття кольору здійснюється ковбчковим апаратом сітківки. Пігменти ковбочок трьох типів мають максимуми поглинання в області 560, 530 і 430 нм; тому різні ковбочки умовно називають «червоними» (R, red, rot), «зеленими» (G, green, grün) і «блакитними» (B, blue, blau). Криві спектральної чутливості трьох типів ковбочок представлені на рис. 3.5 [24].

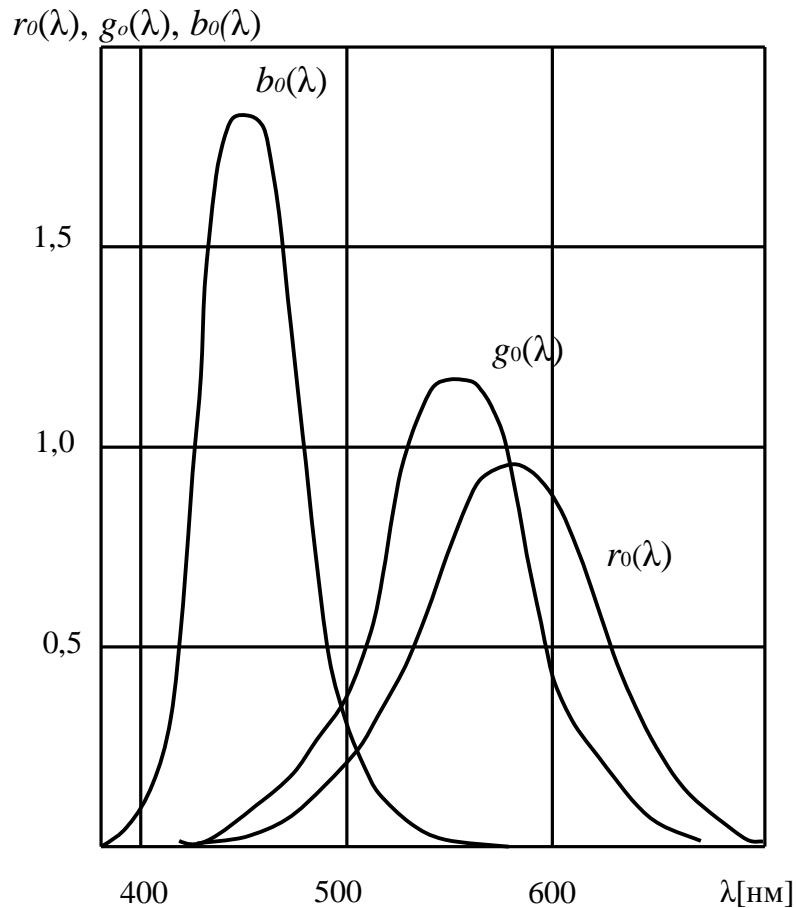


Рисунок 3.5 – Графіки спектральної чутливості трьох типів ковбочок

Кожен тип ковбочок має широкі зони чутливості зі значним перекиванням, особливо для червоних і зелених ковбочок. Світло з довжиною хвилі, наприклад, 600 нм викликає найбільшу реакцію червоних ковбочок, пік чутливості яких розташований при 560 нм, він же викликає також деяку (хоча й більш слабку) реакцію ковбочок двох інших типів. Таким чином, «червона» ковбочка реагує не тільки на довгохвильове світло, вона лише реагує на нього краще інших ковбочок. Теж саме відноситься й до ковбочок інших типів.

Трьохсотрічна історія розвитку уявлення про кольоровий зір заснована на дослідженнях, розпочатих І. Ньютоном у 1704 році. Вони тривають дотепер. Винахідливість, яку виявив Ньютон у своїх експериментах, важко переоцінити. У роботі, присвяченій кольору, він за допомогою призми розщеплюючи біле світло, з'єднавав його компоненти другою призмою та знову отримав біле світло. Вчений виготовив дзигу з кольорними секторами, при обертанні якого також виходив білий колір. Ці відкриття призвели до усвідомлення того, що сонячне світло складається з безперервного ряду променів з різними довжинами хвиль [5].

У XVIII сторіччі поступово з'ясовувалося, що будь-який колір можна одержати шляхом змішування трьох кольорних компонентів у належних пропорціях за умови, що довжини їхніх хвиль досить відрізняються одна від одної. У цьому полягає **трихроматичність** кольору. М. Ломоносов у 1756 р. висловив думку про наявність в оці світлочутливих апаратів трьох видів.

У 1802 р. Томас Юнг висунув чітку та просту теорію, що пояснює зорову трихроматичність. Він припустив, що в кожній точці сітківки повинні існувати щонайменше три «частки» – малі структури, чуттєві відповідно до червоного, зеленого і фіолетового кольору. Вирішальні експерименти, які прямо та недвозначно підтверджували ідею Юнга, були

проведені лише в шістдесяті роки ХХ сторіччя, коли під мікроскопом була вивчена здатність окремих ковбочок поглинати світло з різною довжиною хвилі та були виявлені три (і тільки три) типи ковбочок.

Герман Гельмгольц прийняв та відстоював теорію Юнга, яка набула популярності як **теорія Юнга-Гельмгольца**. Саме Гельмгольц пояснив, нарешті, феномен, який довгий час був каменем спотикання триколірної теорії зору і полягає в тому, що суміш жовтої та синьої фарб дає зелену, а змішування жовтого і синього світла дає біле світло. Однак, навіть йому не вдалося пояснити коричневий колір.

Паралельно теорії кольору Юнга-Гельмгольца виникла інша наукова школа. Німецький фізіолог Евальд Геринг (1834-1918) припустив, що в оці і/або в мозку існують три опонентних процеси. Один для відчуття червоного і зеленого, другий – для жовтого і синього та третій – якісно відмінний від двох перших – для чорного і білого. Геринга вразила відсутність кольорів, які можна було описати як жовтувато-синій або червонясто-зелений, а також «взаємне знищення» синього і жовтого або червоного і зеленого при їхньому змішуванні в належних пропорціях – колір при цьому цілком зникає, тобто виникає відчуття білого кольору.

За Герингом жовтий, синій, червоний і зелений можуть вважатися основними кольорами. Третій опонентний процес по Герингу реєструє співвідношення чорного і білого. Відчуття чорною і сірого породжується не просто відсутністю світла, що надходить від деякого об'єкта або поверхні, а виникає тоді й тільки тоді, коли від об'єкта приходить менше світла, ніж у середньому від навколишнього фону. Відчуття білого виникає тільки в тому випадку, якщо фон темніший, а колір відсутній. Відповідно до теорії Геринга, чорно-білий процес припускає просторове порівняння або віднімання здатності відбиття, у той час як жовто-синій і червоно-

зелений процеси відбуваються в одній визначеній ділянці поля зору та не зв'язані з оточенням.

Теорія Геринга дозволила пояснити не тільки всі спектральні кольори та рівні насиченості (чистоти), але й такі кольори як коричневий і оливко-зелений, які відсутні в спектрі та не можуть бути відтворені шляхом змішування будь-яких кольорів. Коричневий колір виходить лише в тому випадку, якщо жовта або жовтогаряча світлова пляма буде оточена в середньому більш яскравим світлом. Коричневий колір можна вважати сумішшю чорного, одержаного в умовах просторового контрасту, з жовтогарячим або жовтим. По теорії Геринга при цьому працюють щонайменше дві системи – чорно-біла і жовто-синя.

Теорію Геринга про три опонентних системи – червоно-зеленої, жовто-синьої і чорно-білої – у його час та ще півстоліття вчені розглядали як альтернативну відносно трикомпонентної («червоний, зелений, синій») теорії Юнга-Гельмгольца. Сучасні дослідження в області нейрофізіології зорового сприйняття призвели до усвідомлення того, що теорії, які протягом десятиліть вважалися несумісними, обидві виявилися вірними: теорія Юнга-Гельмгольца справедлива для рецепторного рівня, а теорія Геринга про опонентні процеси – для наступних рівнів зорової системи. Детально ця проблема викладена в чудовій книзі лауреата Нобелівської премії за роботи в області нейрофізіології зору Д. Хьюбела.

Аномалії колірного зору. Існує категорія людей, у яких один або два з трьох типів ковбочок мають патологічно малу чутливість, тому і кольори, що сприймаються такими людьми, відчуються ними інакше, ніж у нормі. Таких людей називають **кольороаномалами**. Один із приймачів може зовсім не працювати. Людина, що сприймає кольори тільки двома приймачами, називається **дихроматом**. У залежності від того, який приймач не працює, дихромати поділяються на три групи: ті хто не

сприймає червоного кольору, **протано́пи**, ті, хто не сприймає зеленого, – **дейтерано́пи** і ті, хто не сприймає синього, – **трита́нопи** (трита́нопія зустрічається дуже рідко).

Нарешті, є люди в яких сприйняття кольору цілком відсутнє. Їх називають **монохроматами**. Монохромати сприймають світ як чорно-білу фотографію. Очевидно, у монохромата ковбочки зовсім не функціонують. Зберігається робота лише паличок. Аномалії в колірному зорі зустрічаються порівняно часто: ними страждають 8 % чоловіків та 0,5 % жінок.

3.4. Граничний контраст зображення на сітківці

Параметри і характеристики візуальної функції зорового органу використовують контрастну чутливість ока або чутливість ока до контрасту об'єкта. У фізіологічній оптиці контрастом об'єкта або просто контрастом називають відношення різниці яскравостей об'єкта на світлому полі (фоні) до яскравості поля. Мінімальний контраст, який ще сприймає зоровий орган, називають **граничним контрастом**. Для прикладу, роздільна кутова здатність ока та гострота зору, знаходять через найменшу кутову відстань між зображеннями точок, які згідно критерію Релея визначаються на основі та з урахуванням граничного контрасту ока людини.

Контраст об'єкта визначають за формулою:

$$K = \frac{\Delta L}{L_\phi} = \frac{L_\phi - L}{L_\phi}, \quad (3.1)$$

де L_ϕ – яскравість фону; L – яскравість об'єкта.

Граничне значення контрасту позначимо K_2 . Значення K_2 залежить від кутового розміру об'єкта, яскравості фону і часу спостереження. На рис. 3.6 приведені графіки, що демонструють залежність граничного контрасту K_2 об'єкта у вигляді диску від яскравості фону для різних кутових діаметрах об'єкта при імовірності виявлення об'єкта $P = 0,5$ [6, 25].

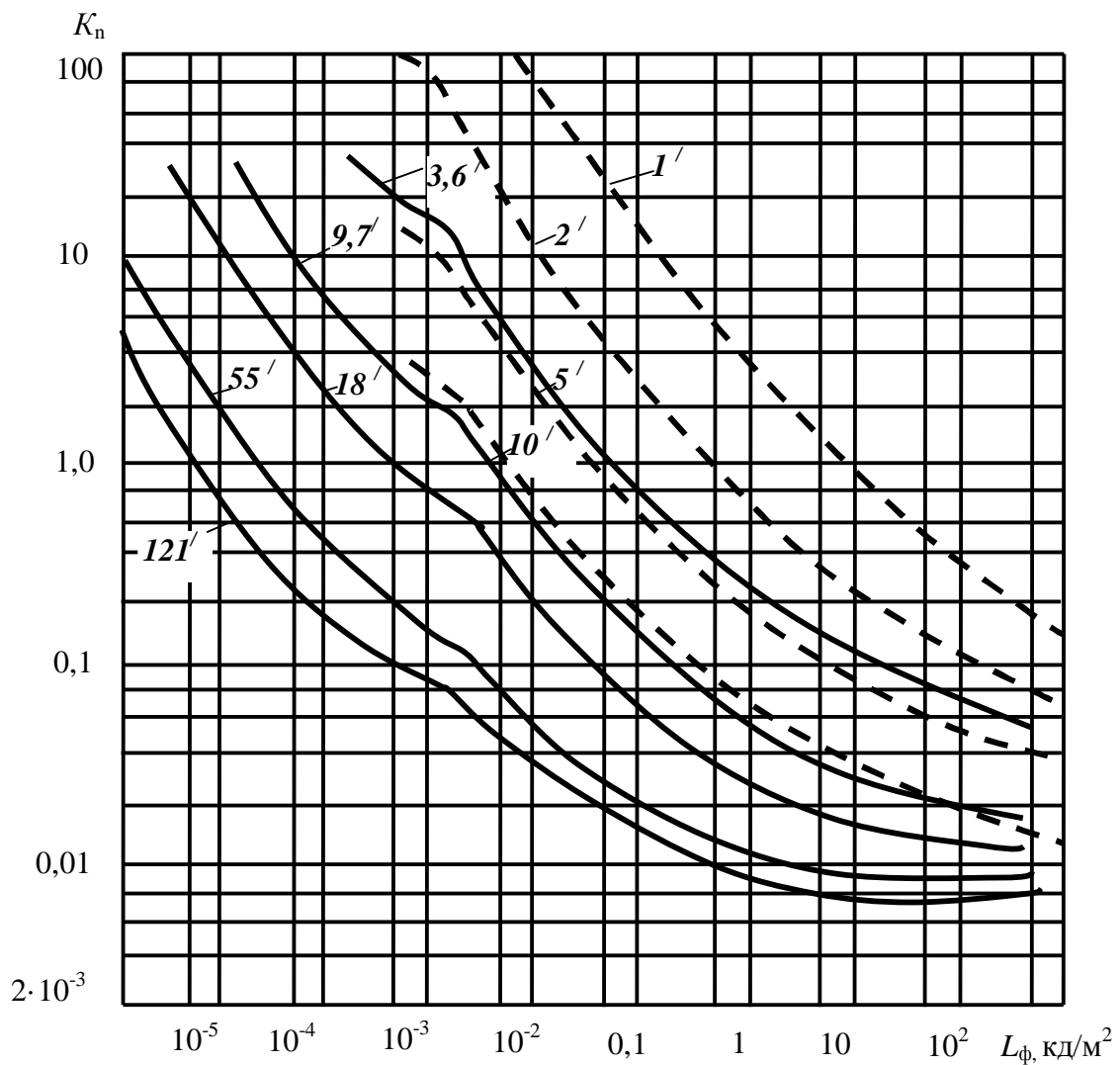


Рисунок 3.6 – Залежність порогового контрасту K_p від яскравості фону L_ϕ та кутового розміру об'єктів, які мають вигляд дисків з кутовими діаметрами, вказаними на полі рисунка

З сімейства приведених графіків видно, що зі збільшенням кутового розміру об'єкта граничний контраст зменшується, а для об'єктів великих кутових розмірів (більше 60') граничний контраст залишається постійним у межах зміни яскравості фона від декількох одиниць до 500 кд/м².

Відзначимо, що, якщо відомий поріг при імовірності $P = 0,5$ та потрібно визначити значення порогу при імовірності, наприклад, $P = 0,8$ або $P = 0,99$, то значення порогу при $P = 0,5$ необхідно помножити на 1,4 для $P = 0,8$ і на 2,12 для $P = 0,99$.

Об'єкти, темніші за фон, видно краще, ніж об'єкти, світліші фона. Розходження в значеннях контрастів становить при цьому 20 %. Це співвідношення справедливе як для фовеального, так й периферичного зору.

За мінімальний граничний контраст для об'єктів з діаметрами більшими ніж 60' при необмеженому часі спостереження та при імовірності $P = 1$ приймають величину $K_{\text{п}} = 0,02$. Для виявлення об'єктів на місцевості людині потрібен більш високий контраст: $K_{\text{п}} = 0,035 \dots 0,04$. Це значення відповідає випадкам, коли місце розташування об'єкта вже відоме спостерігачеві, тобто коли око точно спрямоване на об'єкт. Якщо ж місце розташування об'єкта спостерігачу є невідомим, то значення граничного контрасту буде залежати від кутових розмірів поля, у межах якого потрібно його шукати, від часу, відпущеного на його виявлення, та від імовірності виявлення.

Величина, зворотна мініальному граничному контрасту, називається **контрастною чутливістю**:

$$S = 1 / K_{\text{п}} \quad (3.2)$$

Максимальне значення контрастної чутливості визначається гранично можливим граничним контрастом з необмеженим кутовим розміром об'єкта в умовах оптимальної яскравості $L \geq 350$ кд/м².

Контрастна чутливість з віком підвищується, досягає максимального значення в 25 років, після чого йде на зниження.

Обмеження часу спостерігача менше 3 с викликає збільшення порогів. Бінокулярна контрастна чутливість вища за монокулярну на 10 % при центральному зорі і на 50 % – при периферичному зорі.

Розрізняють два граничних контрасти: **поріг зникнення** $K_{\text{пор.зник.}}$ – мінімальний контраст об'єкта на порозі його зникнення і **поріг появи** $K_{\text{пор.появ.}}$ – мінімальний контраст об'єкта на порозі його появи. При цьому приблизно $K_{\text{пор.появ.}} = 2K_{\text{пор.зник.}}$. Часто за граничний контраст приймають середнє значення $K_{\text{п}} = (K_{\text{пор.появ.}} + K_{\text{пор.зник.}})/2$.

Межа розділу між об'єктом і фоном також впливає на контрастну чутливість: чим ближче один до одного порівнювані об'єкти, тим менший граничний контраст.

3.5. Поле зору ока

Габарити площі, що займає сітківка на очному дні, зумовлюють розміри поля зору ока. Розрізняють: поле зору нерухомого ока, бінокулярне поле зору і поле зору з урахуванням можливості обертання ока.

Поле зору нерухомого ока називають простір об'єктів, які одночасно бачить око (або обидва ока), фіксуючи визначену точку нерухомим поглядом при нерухомому положенні голови.

На рис. 3.7 суцільною лінією, що переходить у штрихову, зображено

поле зору кожного з очей: праворуч – правого, ліворуч – лівого. Біле поле, обмежене штриховою лінією, поле, яке людина бачить обома очима одночасно, тобто це **бінокулярне поле зору**. Форма його близька до кола, з радіальним кутовим радіусом 70° . Кожна заштрихована ділянка поля видна тільки одним оком [6, 25].

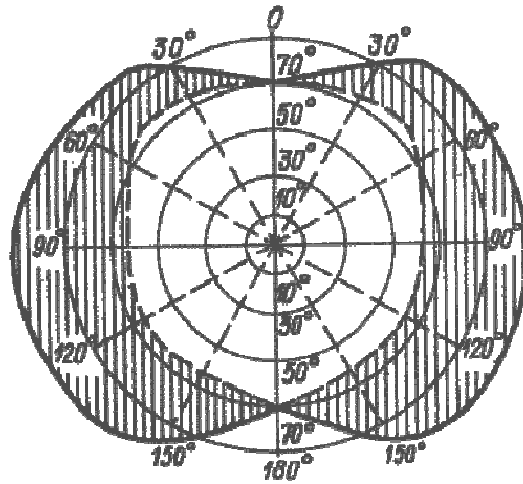


Рисунок 3.7 – Поле зору ока: суцільна лінія, яка переходить у штрихову – поле зору правого і лівого ока відповідно; суцільна лінія – сумарне поле зору обох очей; штрихова лінія – бінокулярне поле зору (те, що спостерігають обидва ока одночасно)

Суцільна лінія окреслює простір, який одночасно охоплюється обома очима – усе поле зору обох очей. Межі поля зору залежать від індивідуальних особливостей спостерігача. Цим можна пояснити те, що в літературі приводяться різні значення розмірів поля зору очей.

Нормальні межі поля зору одного ока такі: по горизонталі: до скроні – $90\dots100^\circ$, до носу – $50\dots60^\circ$ (всього $140\dots160^\circ$); по вертикалі: вгору – $50\dots60^\circ$, вниз $60 - 75^\circ$ (всього $110\dots135^\circ$).

Поле, що одночасно охоплюється двома очима, по горизонталі трохи більше за 180° та по вертикалі близько 120° . При обертанні очей найбільше відхилення зорових осей становить $\pm 45 \dots 50^\circ$.

Розмір поля зору залежить від багатьох факторів, зокрема таких, як аметропія (при високій короткозорості поле звужується), анатомічна будівля обличчя (високе перенісся, глибоке розташування очей в очниці), фізіологічні коливання розміру зіниці (широка зіниця сприяє розширенню поля зору); яскравість, контраст, розмір і колір тестової марки, час її пред'явлення; зорове стомлення (при стомленні поле зору зменшується); вік (максимальне поле зору характерно для людей у віці 20...24 років, а потім з віком поле зменшується).

Судити про стан поля зору тільки по зовнішніх його межах недостатньо: усередині поля бувають ділянки зі зниженою або відсутньою світловою чутливістю (скотоми), що може негативно позначитися на зоровій функції. Аналіз дефектів поля зору використовується при діагностиці ряду захворювань.

3.6. Стереоскопічний зір

Зображення предметів на сітківці ока двовимірні, але людина бачить світ як тривимірний. Зоровий орган має здатність до сприйняття глибини простору.

Існує декілька механізмів сприйняття глибини простору об'єктів [25]. Їх можна розділити на дві групи: монокулярні, що використовують логіку, та бінокулярні, що використовують різницю в зображеннях будь-якого об'єкту на сітківці правого та лівого ока.

При монокулярному зорі за допомогою логіки легко виявити віддаленість об'єктів. Якщо один з об'єктів затуляє собою другий, то зрозуміло, що другий знаходиться на більшій відстані від ока. Знаючи фактичні лінійні розміри об'єктів, наприклад, дерев, тварин, споруд, людина здатна оцінювати відстань до них через кутові розміри цих об'єктів. Оцінювати віддаленість предметів можна також по величині акомодатції ока, тобто по напрузі циліарного тіла і циннових зв'язок, що керують кришталиком.

До бінокулярних механізмів можна віднести **конвергенцію** очей. Чим більше очі повертаються до носу при розгляданні об'єкта, тим ближче до очей розташований об'єкт.

Найбільш важливий механізм сприйняття глибини простору – **стереопсис** – обумовлений наявністю у зорового органа двох очей. При розгляданні людиною будь-якої тривимірної сцени кожне око формує своє зображення об'єктів на сітківці. Ці зображення не зовсім однакові через те, що праве та ліве око розглядає об'єкти з різних ракурсів завдяки відстані між очима. Ця відстань має назву **міжцентрової** (між геометричними центрами зіниць) і становить у різних людей залежно від віку та габаритів тіла 42...76 мм. У порівнянні з відстанню до об'єктів міжцентрова відстань є дуже малою, але й її достатньо для того, щоб на сітківці правого та лівого очей зображення об'єктів спостереження дещо відрізнялися якщо не виглядом, то хоча б взаємним розташуванням.

У процесі стереопсиса мозок порівнює зображення однієї і тієї ж сцени на двох сітківках і з виявлених розбіжностей з великою точністю оцінює відносну глибину сцени спостереження. Злиття двох монокулярних зображень, сформованих роздільно правим і лівим оком при розгляданні предметів одночасно двома очима, називають **фузією**.

Припустимо, що спостерігач фіксує погляд на об'єкті – деякій точці B , рис. 3.8 *a*. Тоді зображення точки B' опиняться в центральних ямках (фовеа) обох очей. Нехай A – інша точка простору, що розташована на тій самій відстані від обох очей, що і точка B . При цьому A' – зображення точки A на сітківках лівого і правого очей. Дуги $A'B'$ мають на обох сітківках однаковий розмір і розташування, зоровий орган сприймає точки A і B як рівновіддалені.

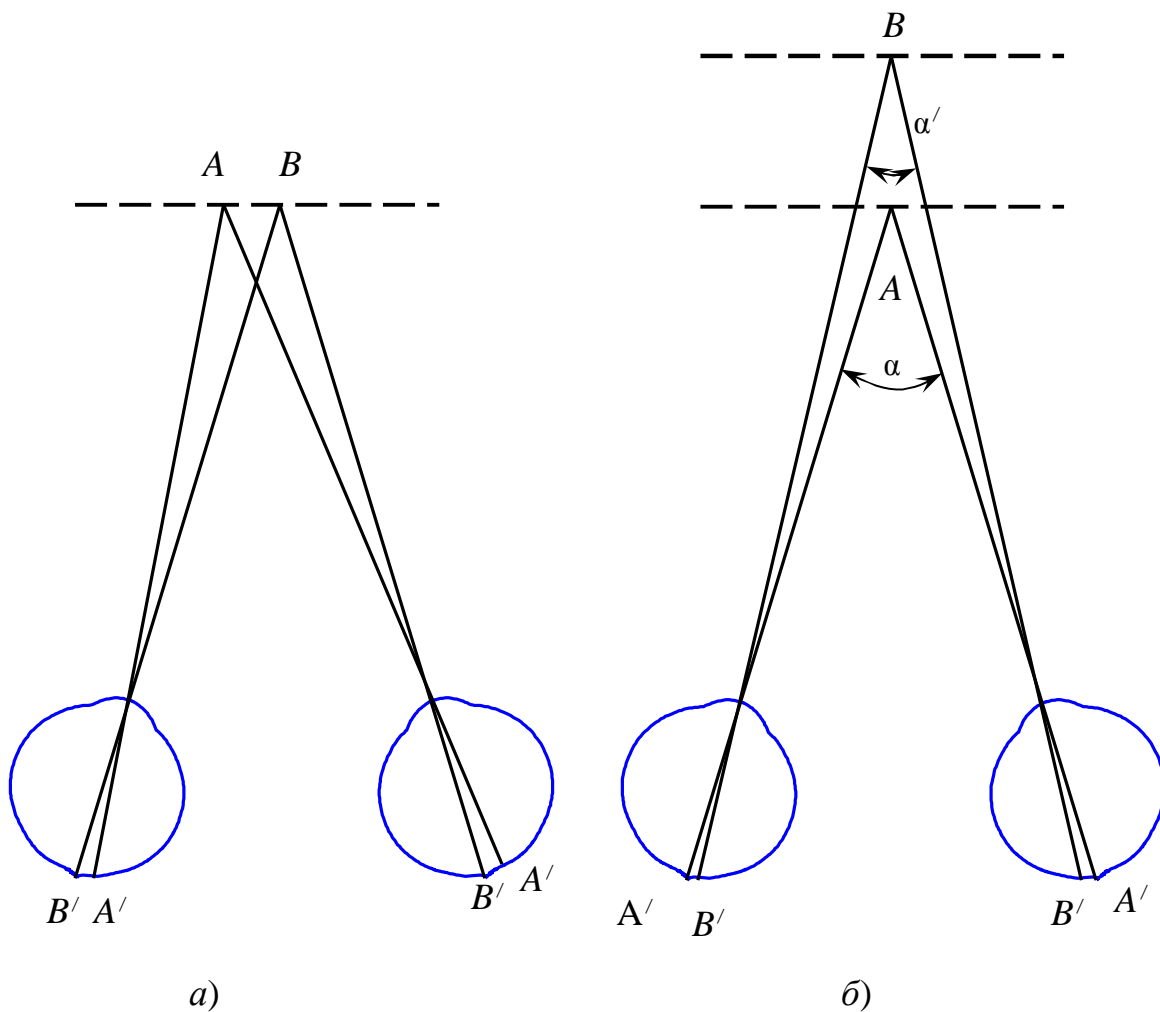


Рисунок 3.8 – До пояснення стереоефекту: *a* – об'єктні точки A, B розташовані на однаковій відстані від правого та лівого ока; *б* – об'єктні точки A, B розташовані на різних відстанях від обох очей

Інша картина виникає на обох сітківках, якщо кожна з точок A і B знаходяться на однакових відстанях від очей (рис. 3.8, б), але точка A є більш віддаленою. При фіксуванні погляду на точці B зображення точки A – A' опиняються на сітківках лівого та правого очей по різні сторони від зображення B' точки B . Тому мозок сприймає точки A і B як різновіддалені. Це дає відчуття глибини простору, його тривимірності та складає основу стереоскопічного зору.

Наявність у себе стереопсису можна перевірити, використовуючи рис. 3.9. Розташуйте між площиною цього рисунку та вашими очима лист паперу або інший плоский предмет так, щоби праве око бачило лише праву піраміду, а ліве око – тільки ліву піраміду, що зображені на рис. 3.9. Спробуйте дивитися так, як ви дивитесь у даличину, коли конвергенція візуальних осей зникає і візуальні осі правого та лівого ока стають паралельними. При цьому зображення обох пірамід зіллються в одне і ви відчуєте, що піраміда стала об'ємною, а вершина середнього кута основи піраміди є ближчою до вас ніж вершини інших кутів.

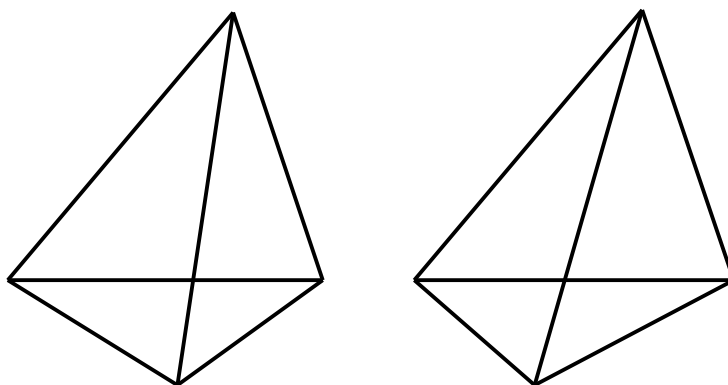


Рисунок 3.9 – Стереопара для демонстрації ефекту стереопсису

Ефект сприйняття глибини простору завдяки стереопсису був відкритий та описаний Ч. Уїтстоном у 1838 р. Цей ефект покладено в

основу функціонування серії стереоскопічних приладів, від стереоскопа Уїтстона до стереодалекомірів і стереотелебачення.

Встановлено, що нормальний стереоскопічний зір людини є можливим, якщо виконуються такі умови: нормально функціонує окорухальна система очей; достатньою є гострота зору, немає дуже великої різниці в гостроті правого і лівого очей; міцним є зв'язок між акомодацією, конвергенцією і фузією, малим є розходження в масштабах зображень у лівому і правому очах.

Нерівність різних масштабів зображень, що формуються на сітківках правого і лівого очей при розгляданні одного і того ж об'єкта, називається **анізейконією**. Цей недолік має місце, коли оптична сила або рефракція правого і лівого очей відрізняються. Якщо анізейконія не перевищує 2...2,5 %, то її можна скорегувати звичайними стигматичними лінзами, у іншому випадку використовуються анізейконічні окуляри.

Порушенням зв'язку між акомодацією і конвергенцією – одна з причин появи різних видів косоокості. Явна косоокість крім того, що є косметичним недоліком, як правило, призводить до зниження гостроти зору ока, що косить, аж до його виключення з процесу зору. Схована косоокість, або **гетерофорія**, не створює косметичного дефекту, але може перешкоджати стереопсису. Так, особи з гетерофорією більшою за 3° не можуть працювати з бінокулярними приладами.

Кути α і α' (див. рис. 3.8 б), у стереоскопії називають **паралактичними кутами**. Величина їх змінюється від нуля, коли точка фіксації лежить у нескінченності, і до 15°, коли точка фіксації знаходиться на відстані 250 мм.

Мінімальна різниця паралактичних кутів $\Delta\alpha_{\min} = \alpha - \alpha'$, яка ще відчувається мозком людини, називають **порогом стереоскопічного зору**.

Поріг стереоскопічного зору залежить від різних факторів, а саме: від яскравості фону (найбільша гострота спостерігається при яскравості фону близько 300 кд/м^2), контрасту об'єктів (зі збільшенням контрасту поріг глибинного зору зменшується), тривалості спостереження (рис. 3.10).

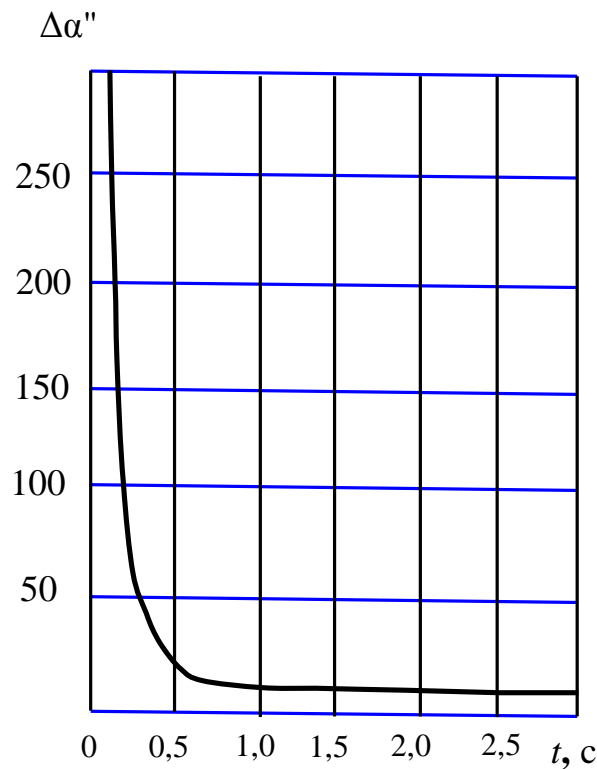


Рисунок 3.10 – Залежність порогу стереоскопічного зору від тривалості спостереження

Зв'язок між $\Delta\alpha_{\min}$ (у кутових секундах) і дистанцією до об'єктів, що знаходяться на межі втрати відчуття людиною глибини простору, визначаються формулою (3.3):

$$\Delta\alpha_{\min}'' = \frac{b}{l_{\max}} 206264'', \quad (3.3)$$

де b – відстань між центрами зіниць очей спостерігача; l_{max} – відстань від ока до межі об'єктів, за якими простір сприймається зоровим органом людини як двовимірний, що вже не дає відчуття глибини.

Поріг сприйняття глибини при оптимальних умовах спостереження коливається в межах від 10 до 5" (в окремих спостерігачів досягає 2...5").

Прийнявши за поріг стереоскопічного зору значення $\Delta\alpha=10''$, можна, використовуючи попередній вираз, розрахувати максимальну відстань l_{max} , на якій око ще сприймає глибину простору об'єктів. Так, згідно співвідношення (3.3) при $b = 68$ мм відстань

$$l_{max} = \frac{b}{\Delta\alpha_{min}} 206264'' = \frac{0.068 \text{ м}}{10''} 206264'' = 1402,6 \text{ м.}$$

Ця відстань носить назву **радіуса стереоскопічного зору**.

3.9. Контрольні питання до розділу 3

1. Що називають світловою та темною адаптацією ока, які існують механізми адаптації?
2. Що таке спектральна чутливість ока і крива видимості, в якому діапазоні спектру око має світлову чутливість?
3. Що таке колірний зір і чим пояснюється його існування?
4. На які типи поділяють ковбочки?
5. Чим відрізняються теорії колірного зору Юнга-Гельмгольца та теорія колірного зору Геринга?
6. Що таке дальтонізм і які існують аномалії колірного зору?
7. Що таке граничний контраст і від чого він залежить?
8. Поясніть поняття контрастної чутливості ока.

9. Що таке поріг зникнення і поріг появи?
10. Що називають полем зору нерухомого ока, що таке бінокулярне поле зору?
11. Що таке стереоскопічний зір і які існують механізми сприйняття глибини простору об'єктів?
12. Що таке стереопсис?
13. Що називають пором стереоскопічного зору і яким він є?
14. Що таке радіус стереоскопічного зору?

РОЗДІЛ 4

ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІЙ ЗОРУ

В розділах 2 і 3 зазначалося, що зір людини, у своїй основі, характеризується гостротою зору, світловою та контрастною чутливістю. Зворотними величинами відповідно є граничний кут розділення, гранична яскравість і граничний контраст. Ці величини є взаємозалежними, проте в офтальмологічній практиці для досліджень зору прийнято виділяти шість основних функцій зору (рис. 4.1) [22].



Рисунок 4.1 – Основні функції зору

4.1. Прилади для суб'єктивного дослідження гостроти зору

В підрозділі 2.7 зазначалося, що **гострота зору** θ – це величина, зворотна кутовій межі розділення ϵ_{\min} . За норму прийнята гострота зору $V=1$, тобто $\epsilon_{\min}=1'$. Виходячи з цього, розраховують розміри знаків спеціальних таблиць для виміру гостроти зору. Такі розміри визначають для відстані l , на якій вони повинні перебувати від ока пацієнта. Так, для дослідження гостроти зору вдалину – на відстані 5 м (за кордоном 6 м), що являє собою практичну нескінченність, а для дослідження гостроти зору поблизу – на відстані 0,33 м [10].

Розмір інформативного елементу знака (товщини темного штриха, ширини світлого розриву) h визначається за формулою:

$$h = l \operatorname{tg} \varepsilon_{\min} . \quad (4.1)$$

Увесь знак по своїй висоті та ширині в 5 разів більше розміру інформативної елементу знака.

Знаки в таблиці згруповані в окремі ряди. У кожному ряді містяться по-різному орієнтовані (через 90°) знаки для того самого значення гостроти зору. Ряди зі знаками для дослідження гостроти зору, кожний з яких відповідає певній гостроті зору, зводять у таблиці. Найбільшого поширення отримали десяткові таблиці, запропоновані Монуає, у яких розміри знаків змінюються через кожну 0,1 гостроти зору від 0,1 до 1. У сучасних таблицях діапазон виміру гостроти зору знаходиться в межах від 0,1 до 2.

Знаки, що застосовуються для вимірювання гостроти зору, є досить різноманітними. До найпоширеніших з них належать:

- знак Ландольта (кільце з розривом);
- знак Снеллена (Ш-подібний);
- літери алфавіту та цифри.

При вимірюванні гостроти зору необхідно забезпечити:

- а) достатній рівень освітленості таблиці (достатню яскравість фону),
- б) достатню контрастність знаків (якість чорно-білого фарбування).

Залежність гостроти зору від інтенсивності освітлення практично припиняється при яскравості фону таблиці більше 300 кд/м^2 , тому освітленість таблиць більше, ніж 1500 лк не має сенсу. Аналіз залежності величини гостроти зору від яскравості фону показує, що ділянка яскравості фону від 30 до 300 кд/м^2 сприяє незначному підвищенню гостроти зору,

тобто при зміні яскравості в 10 разів гострота зору змінюється лише на 20 %.

Контрастність знаків повинна наближатися до 1 (100 %). В якісних таблицях темні знаки на світлому фоні практично забезпечують контрастність не менше 0,9.

Існують прилади як для суб'єктивного (рис. 4.2), так і об'єктивного дослідження гостроти зору.



Рисунок 4.2 – Різновиди приладів для суб'єктивного дослідження гостроти зору за методом пред'явлення знаків

4.4.1. Освітлювачі таблиць для дослідження гостроти зору

Такі таблиці призначені для рівномірного освітлення таблиць, що застосовуються при суб'єктивному дослідженні гостроти зору.

Освітлювач (рис. 4.3) містить коробчастий корпус, на внутрішніх сторонах чотирьох стінок якого закріплені дзеркала. Чотири дзеркала і центральне положення рефлектора з освітлювальною лампою біля 40 Вт забезпечують достатнє по інтенсивності рівномірне освітлення таблиць.

На основній стінці корпусу закріплюють тести Головіна-Сівцева – дві таблиці зі знаками. Одна з таблиць містить ряди з друкованими літерами російського алфавіту, а інша – з кільцями Ландольта. Проти

кожного ряду в таблицях зазначена гострота зору (0,1-1,0; 1,5 і 2,0), що відповідає відстані до досліджуваного у 5 м.

Освітлювачі друкованих таблиць є найбільш простими та дешевими апаратами. Їх певними недоліками можуть бути недостатні яскравість фону та контрастність через неякісний друк або неприйнятне освітлення знаків.

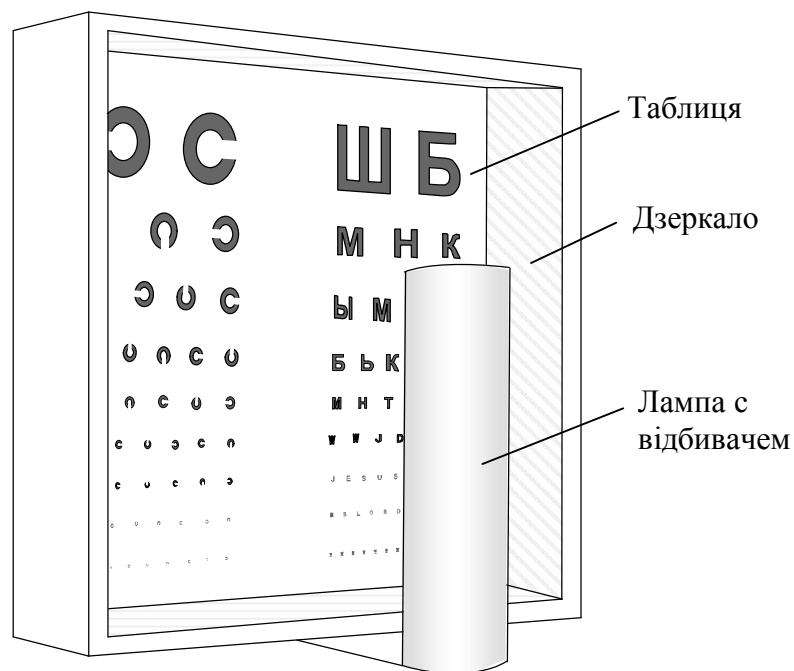


Рисунок 4.3 – Освітлювач таблиць для дослідження гостроти зору

4.1.2. Транспарантні апарати

Такі апарати призначені для дослідження гостроти зору та ряду інших зорових функцій. Їх виготовляють у вигляді корпусу, усередині якого розміщений освітлювач. Одна з стінок корпусу, що обернена до пацієнта, представляє собою напівпрозору матову пластинку з нанесеними

на неї знаками у вигляді таблиць. Освітлювач забезпечує рівномірне висвітлення таблиць (рис. 4.4). Зазвичай, яскравість фонові поверхні становить не менше 90 кд/м^2 .

Перевагами транспарантних приладів (у порівнянні з освітлювачами таблиць) є те, що:

- дослідження ведеться по нанесених на прозору пластинку тестах, які освітлюються зсередини. Це сприяє рівномірності освітленості та виключає утворення відблисків;
- конструкція приладу дозволяє легко та швидко проводити зміну тестів, що пред'являються пацієнтові;
- малі розміри та невелика вага забезпечують можливість користування приладом не тільки в стаціонарних умовах, але й у виїзній практиці;
- апарат може закріплюватися на стіні або встановлюватися на столі.

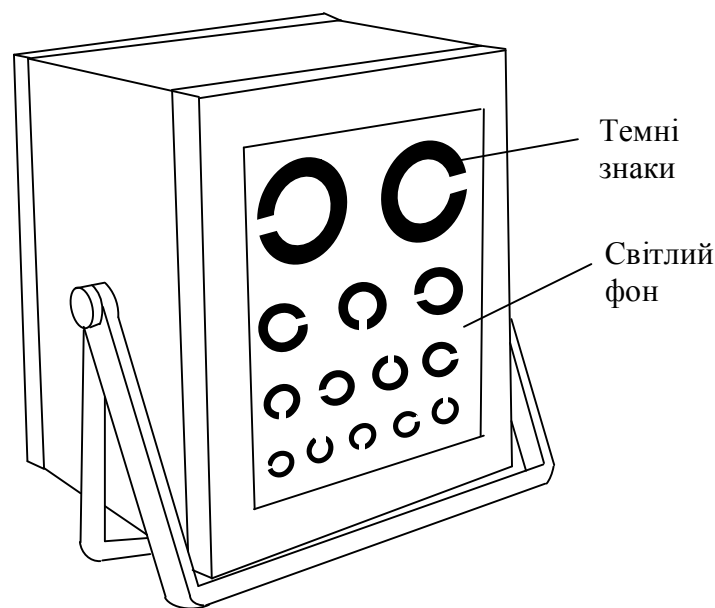


Рисунок 4.4 – Переносний транспарантний апарат для дослідження гостроти зору

Існують також автоматизовані транспарантні прилади з дистанційним керуванням. Вони дозволяють забезпечити високий ступінь автоматизації дослідження та реєстрації його результатів, високу надійність і зручність в експлуатації.

Прилади з дистанційним керуванням містять, принаймні, такі блоки як табло знаків (тест-об'єктів), пульт особи, яку перевіряють (пацієнта), пульт дослідника (лікаря) і блок електронної обробки.

За встановленою жорсткою програмою або за бажанням дослідника (в результаті дотику до відповідних сенсорних клавіш) на табло, розташованому в 5 м від пацієнта, висвітлюються ті або інші знаки (як правило, у вигляді кільця Ландольта). Пацієнт повинен переміщенням пальця по сенсорному хрестоподібному пристрою вказати напрямок розриву у видимому ним кільці. Істинність відповідей оцінюється автоматично. Результати обстеження демонструються на пульті дослідника або можуть бути введені в ЕОМ та виведені на друкувальний пристрій.

4.1.3. Прилади для проектування знаків

Проекційні прилади – це діапроектори², за допомогою яких тестові знаки, виконані у вигляді діапозитивів, проектуються на екран, розташований на відстані 5 (або 6 м) від проєктора.

Проектор знаків для дослідження гостроти зору містить джерело світла, освітлювальну систему, кадрове вікно і проекційний об'єктив.

² **Діапроектори** – проекційні прилади з прозорими об'єктами (предметами). **Епіпроектори** – проекційні прилади з непрозорими об'єктами (предметами).

Можливі два варіанти побудови освітлювальної частини діапроектора (рис. 4.5 і 4.6) [2].

Внаслідок того, що в другому варіанті на екрані проектується діапозитив і нитка тіла розжарення лампи, то бажано застосувати джерела світла з суцільним рівномірним випромінювачем (стрічкові лампи, вугільні дуги тощо). У діапроекторах частіше використовується перший варіант.

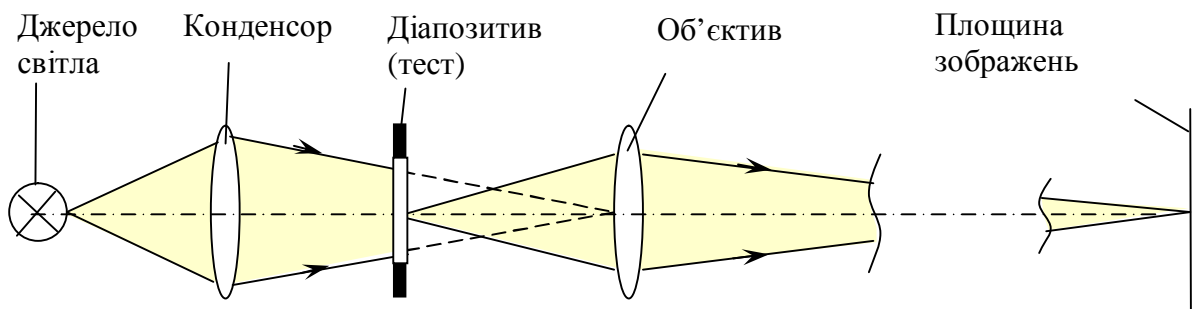


Рисунок 4.5 – Схема освітлювальної системи з проекцією джерела світла у вхідну зіницю об'єктива;

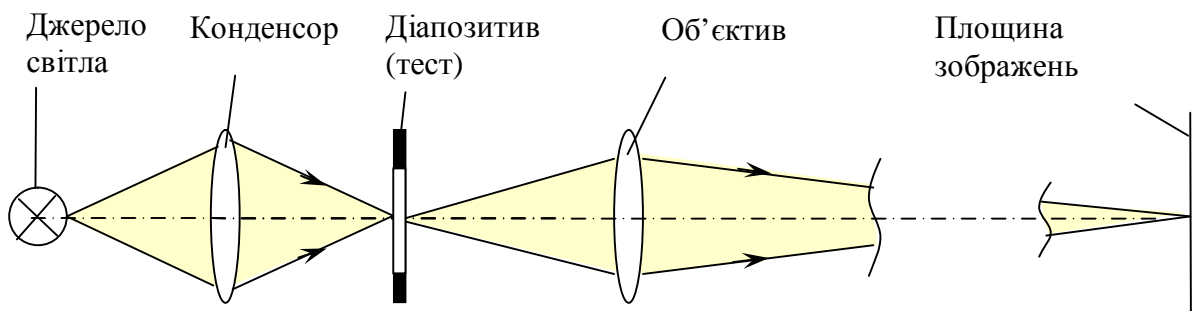


Рисунок 4.6 – Схема освітлювальної системи з проекцією джерела світла в кадрове вікно (на діапозитив)

Схема проєктора передбачає блок освітлення, що містить джерело світла, дзеркальний відбивач і конденсор. Діапозитиви зі знаками, розміщені в диску, розміщуються у площині кадрового вікна. Призмий

блок при обертанні забезпечує необхідний поворот знаків на екрані. Джерело світла проектується дзеркалом освітлювальної системи у вхідну зіницю телеоб'єктива. Об'єктив створює зображення діапозитива на екрані. Настроювання на різкість здійснюються переміщенням позитивного компонента телеоб'єктива.

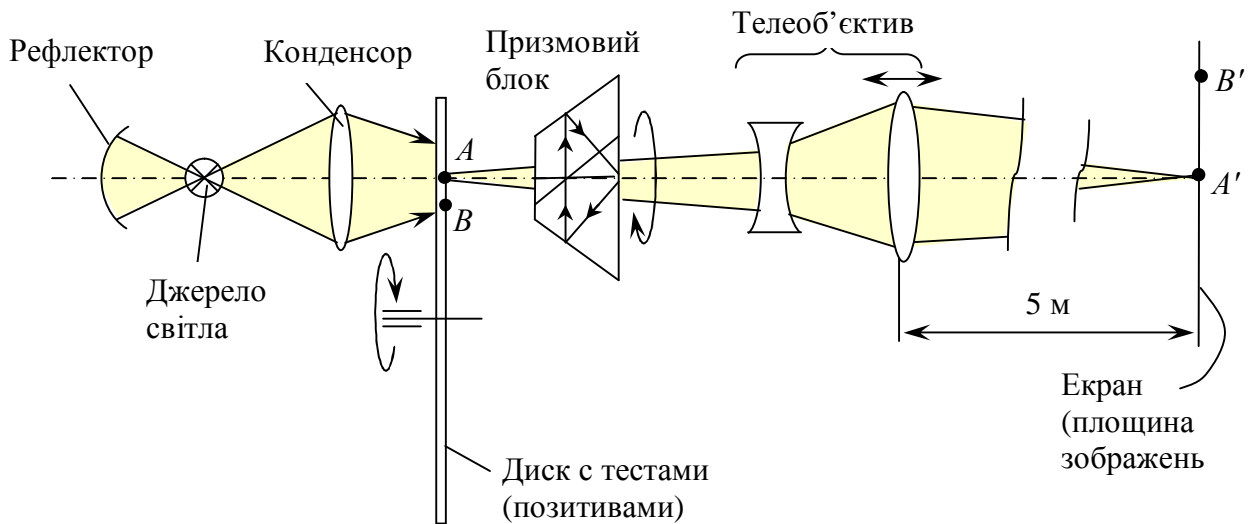


Рисунок 4.7 – Схема проєктора знаків для дослідження гостроти зору

Фокусна відстань об'єктива визначається із заданого збільшення β і відстані до екрана a' [2]:

$$f' = -\frac{z'}{\beta},$$

де z' - відстань від задньої фокальної площини об'єктива до екрана, але $z' = a' - f'$. Тоді

$$f' = \frac{a'}{1 - \beta}. \quad (4.2)$$

Наприклад, для відстані від проекційного об'єктива до екрана $a' = 5$ м і збільшенні $|\beta| = 25^{\times}$ маємо $f' \approx 200$ мм.

Особливостями сучасних проекторів є автоматичне пред'явлення необхідного знака після натискання відповідної кнопки пульта керування; автоматичний поворот зображення знака; зміна освітленості фону введенням нейтральних світлофільтрів та великий набір високо контрастних знаків (цифр, кілець Ландольта, дитячих картинок, тестів для визначення астигматизму, колірних тестів, стереоскопічних тестів) тощо.

4.1.4. Коліаторні прилади

Коліаторні прилади базуються на застосуванні простої оптичної системи (окуляра), у фокальній площині якої встановлюються тестові знаки, нанесені на пластинки, які легко можна змінити. Таким чином, знаки, розташовані на близькій відстані, зображуються немов би в нескінченності.

Принципова схема коліаторного приладу показана на рис. 4.8. При зміні лінз окулярів 5 досягається одержання зображення знаків на близькій відстані (330 мм). Тестові знаки 3 в вигляді діапозитивів пред'являються для кожного ока 6 окремо (механічний поділ поля зору), що дозволяє досліджувати також бінокулярний зір.

Коліаторні прилади мають невеликі розміри, розташовуються на звичайному столі. Кількість тестових знаків практично необмежена. Вони прості та компактні. Дослідження можливо проводити в будь-якому приміщенні, незалежно від його розмірів і загальної освітленості.

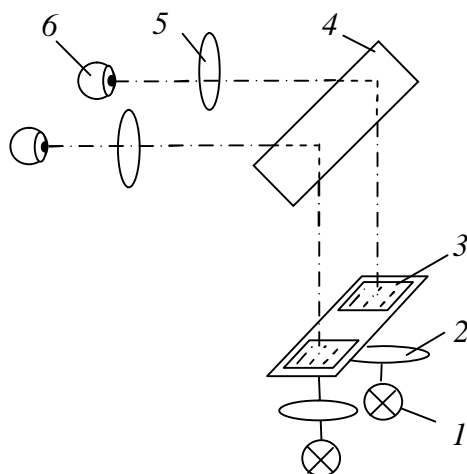


Рисунок 4.8 – Схема коліматорного приладу: 1 – джерело світла; 2 – конденсор; 3 – тестові знаки; 4 – дзеркало; 5 – окуляр; 6 – око спостерігача

Проте застосування оптичної системи, коли спостереження тестових знаків проводиться через окуляри приладу, викликає у пацієнта імпульс до акомодатії, який стимулює появу «приладової міопії», що впливає на результати дослідження.

4.2. Лазерні аналізатори ретинальної гостроти зору

Гострота зору, визначена розглянутими вище приладами, значною мірою залежить від різних факторів (виду та якості пропонованих тестів, можливості запам'ятовування тестових знаків або їхнього впізнавання по яких-небудь другорядних ознаках, умов виміру, інтелекту пацієнта тощо).

До того ж, показник гостроти зору є інтегральною характеристикою функцій всієї зорової системи. Він залежить від дефектів оптичного апарату ока (помутніння, аномалії рефракції, аберації тощо) та різних порушень в сенсорному відділі зорової системи. Виходячи з цього, перед

офтальмологами нерідко виникає необхідність виявлення ступеня впливу на зір «оптичних» і «нервових» факторів зорової системи. Однак за допомогою традиційних методів вирішити це завдання практично неможливо.

Лише поява лазерів, випромінювання яких має високий ступінь когерентності й монохроматичності, сприяла створенню принципово нового ефективного методу діагностики функціональної здатності органа зору. За допомогою лазерних пристроїв для визначення ретинальної гостроти зору стала можлива кількісна оцінка функціональної здатності сенсорного відділу зорової системи з виключенням впливів оптичного апарата ока на результат дослідження.

Сутність лазерного методу визначення **ретинальної гостроти зору** полягає у формуванні на сітківці ока інтерференційної картини з регульованою шириною смуг. Ретинальна гострота зору оцінюється по мінімальній ширині смуг, які ще розрізняються пацієнтом. Поворот смуг на 180° дозволяє визначати гостроту зору у різних меридіанах сітківки.

Формування ретинального зображення при **лазерній ретинометрії** здійснюється в такий спосіб. Два збіжні пучки когерентного випромінювання, які поширюються під невеликим кутом один до одного, фокусуються на рогівці досліджуваного ока. Від утворених на рогівці крапкових джерел випромінювання розходяться два конуси променів, які, повністю перекриваючись на сітківці, утворюють інтерференційну тест-картину. Кутова ширина інтерференційної смуги φ залежить від відстані між крапковими джерелами d :

$$\varphi \sim \frac{\lambda}{d},$$

де λ - довжина хвилі випромінювання.

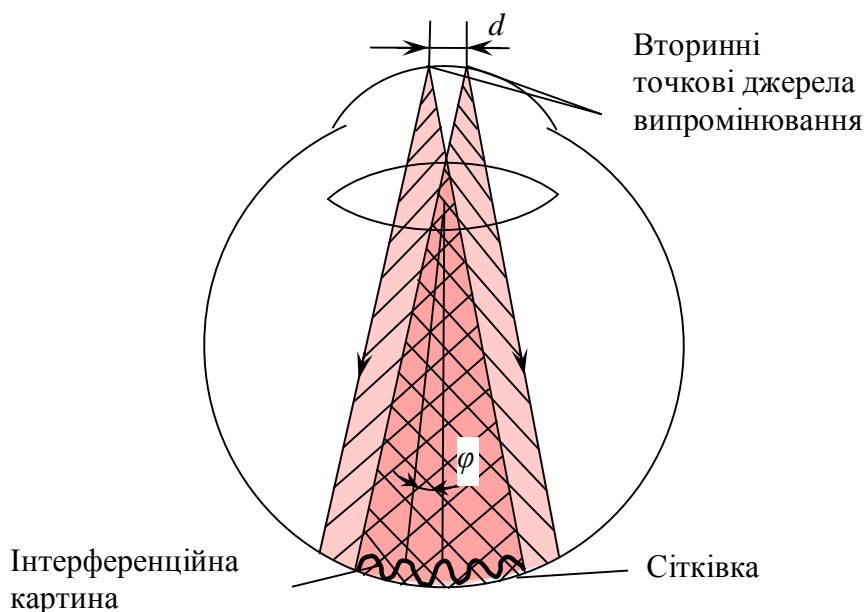


Рисунок 4.9 – Схема формування інтерференційної картини

Зміна відстані між точковими джерелами дозволяє варіювати величину періоду в досить широких межах, що забезпечує можливість проведення вимірювань гостроти зору в повному обсязі.

У відомих на цей час ретинометрах використовують лазерне випромінювання з довжиною хвилі, що лежить у червоній області спектра (гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі випромінювання $\lambda=632,8$ нм). Воно має менше розсіювання в мутних середовищах у порівнянні з короткохвильовим випромінюванням видимого спектрального діапазону.

Конструктивно **лазерний аналізатор** виконаний у вигляді єдиного блоку, який розміщується на робочому столі (рис. 4.10) [22]. Оптичні елементи аналізатора розташовані на плиті, закріпленій на корпусі джерела живлення лазера, що виконує роль підставки. Для точного наведення та фіксації точкових джерел у необхідній області досліджуваного ока в конструкції аналізатора передбачений фіксатор голови пацієнта з упорами

для чола та підборіддя, а оптична частина разом з джерелом живлення лазера встановлені на рухливому столику.

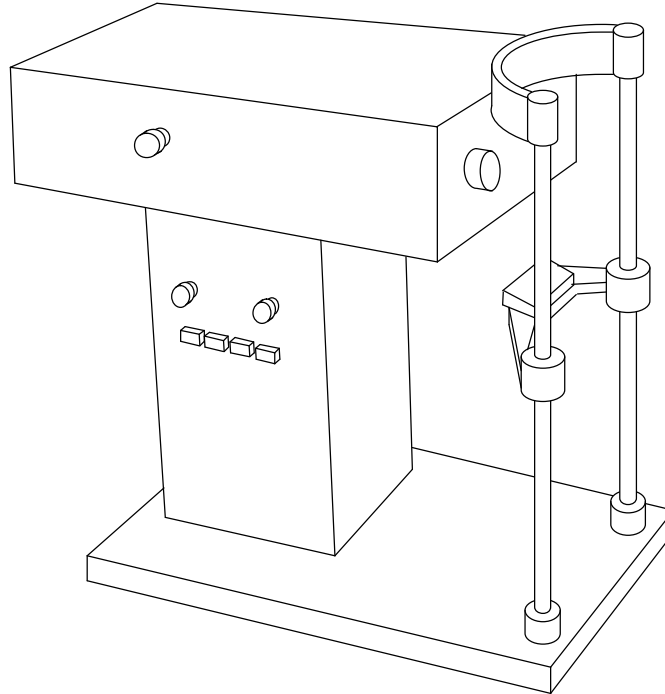


Рисунок 4.10 – Компонування лазерного аналізатора сітківки

Оптична схема лазерного аналізатора зображена на рис. 4.11 [22]. Як джерело випромінювання в аналізаторі використаний гелій-неоновий лазер з вихідною потужністю близько 2 мВт на довжині хвилі 632,8 нм. Такий рівень вихідної потужності є достатнім для проведення дослідження зорової функції ока з прозорими оптичними середовищами, а також при їхньому помутнінні.

Пучок випромінювання лазера 1 поворотним дзеркалом 2 направляється в телескоп 3, що містить негативний і позитивний оптичні компоненти (лінзи). Телескоп розширює пучок до 5...6 мм і наближає фронт хвилі випромінювання до плоского, забезпечуючи тим самим мінімальне його викривлення в наступних елементах оптичної схеми.

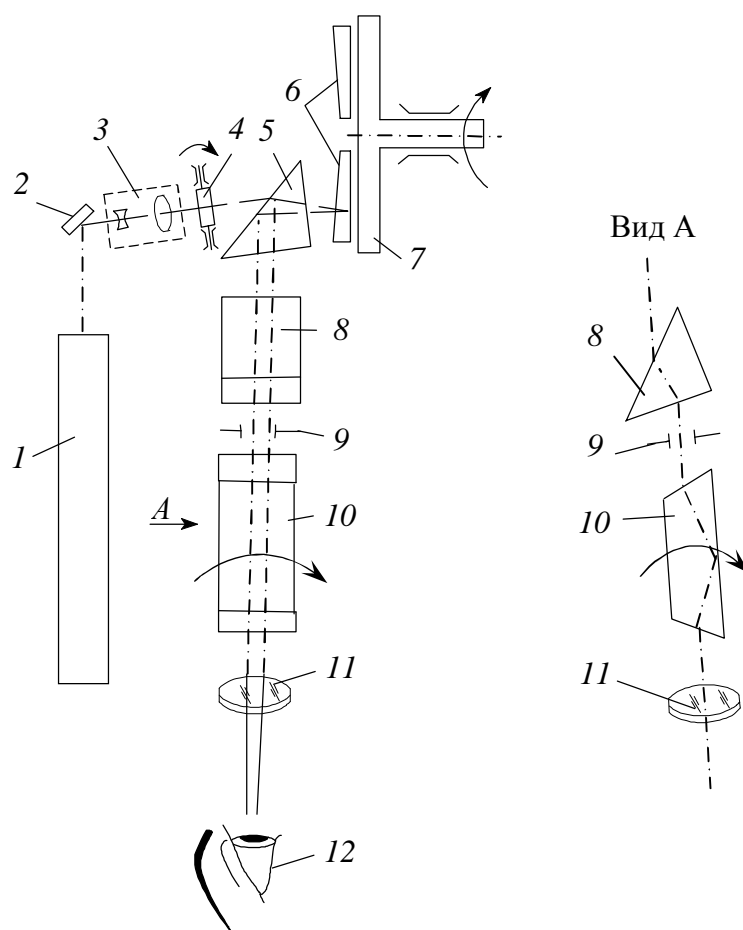


Рисунок 4.11 – Оптична схема лазерного аналізатора сітківки

Як регулятор потужності застосована пластина 4 з діелектричним покриттям, пропускання якої залежить від кута падіння на нього пучка випромінювання. Регулювання потужності здійснюється поворотом пластини навколо осі, що лежить у площині схеми.

Далі пучок випромінювання потрапляє на гіпотенузну грань тригранної призми 5. Ця призма розширює пучок у площині рисунка, забезпечуючи більш рівномірний розподіл інтенсивності випромінювання в робочій (центральної) частини пучка. Далі пучок променів направляється на одну з чотирьох змінних клиноподібних пластин 6. У результаті відбиття від кожної з граней клиноподібної пластини утворюються два

пучки променів, які розповсюджуються під невеликим кутом один до одного.

Кути між поверхнями кожної із чотирьох клиноподібних пластин визначають кути між відбитими від них пучками. Вони обрані з умови забезпечення початкових значень ретинальної гостроти зору для кожного з чотирьох піддіапазонів (1,2; 0,5; 0,2; 0,008 одиниць).

Два пучки променів, що утворилися при відбитті від граней клина, направляються гіпотенузною гранню призми 5 на тригранну призму 8. Призма розширює падаючі на неї пучки променів та одночасно зменшує кут між ними в площині, перпендикулярній площині рисунка. Поворотом диску 7, на якому закріплені клиноподібні пластини 6, регулюється кут між двома пучками променів після проходження їх через призму 8 від максимального (коли кут клина пластини 6 орієнтований у площині рисунка) до мінімального (коли кут клина перпендикулярний до площини рисунка). Так здійснюється безперервна плавна зміна кута між пучками променів, а отже, й ширини інтерференційних смуг на сітківці ока 12.

Для забезпечення дискретної зміни розміру картини на сітківці після тригранної призми 8 встановлена револьверна діафрагма 9 з чотирма отворами різних діаметрів. За діафрагмою в схему введена призма Дове 10. Поворот цієї призми навколо своєї поздовжньої осі забезпечує можливість зміни кутового положення інтерференційних смуг у площині, перпендикулярній до оптичної осі пристрою, що необхідно для визначення гостроти зору в різних меридіанах сітківки. Далі обидва пучки потрапляють на об'єктив 11, який фокусує їх у два точкових джерела.

Обстеження починають при мінімальній потужності лазерного випромінювання на виході аналізатора і максимальній ширині інтерференційних смуг. Зменшуючи ширину смуг, визначають максимальне значення гостроти зору, при якому пацієнт ще розрізняє

смуги та правильно вказує їхній напрямок (рис. 4.12). Це значення й характеризує гостроту зору сітківки ока.

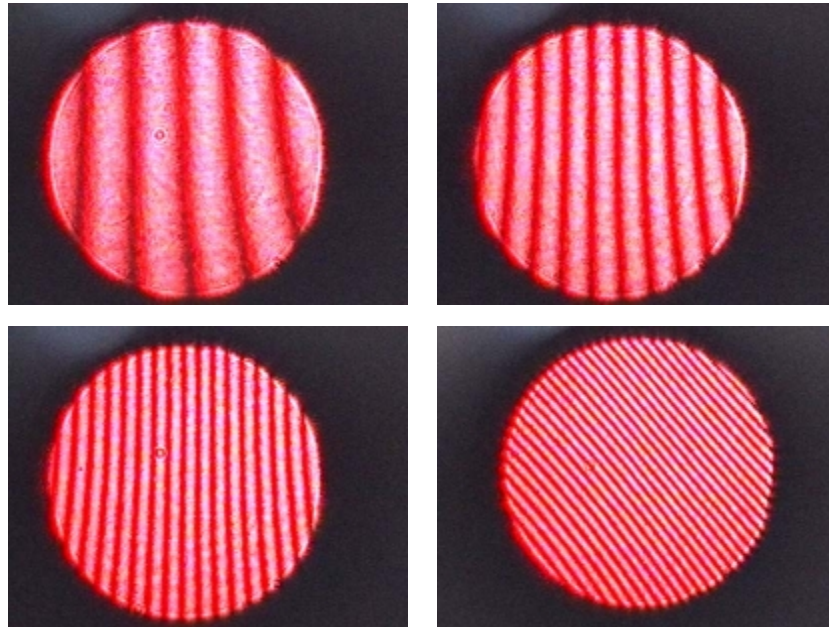


Рисунок 4.12 – Зображення інтерференційних смуг з різним просторовим періодом

Інший варіант аналізатора ретинальної гостроти зору розроблений у вигляді приставки до щільової лампи. Його оптична схема представлена на рис. 4.13 [22]. Він містить оптичний блок і джерела живлення лазерного випромінювача. Оптичний блок аналізатора призначений для формування інтерференційної картини зі змінюваною шириною смуг і спрямування її в зіницю ока пацієнта.

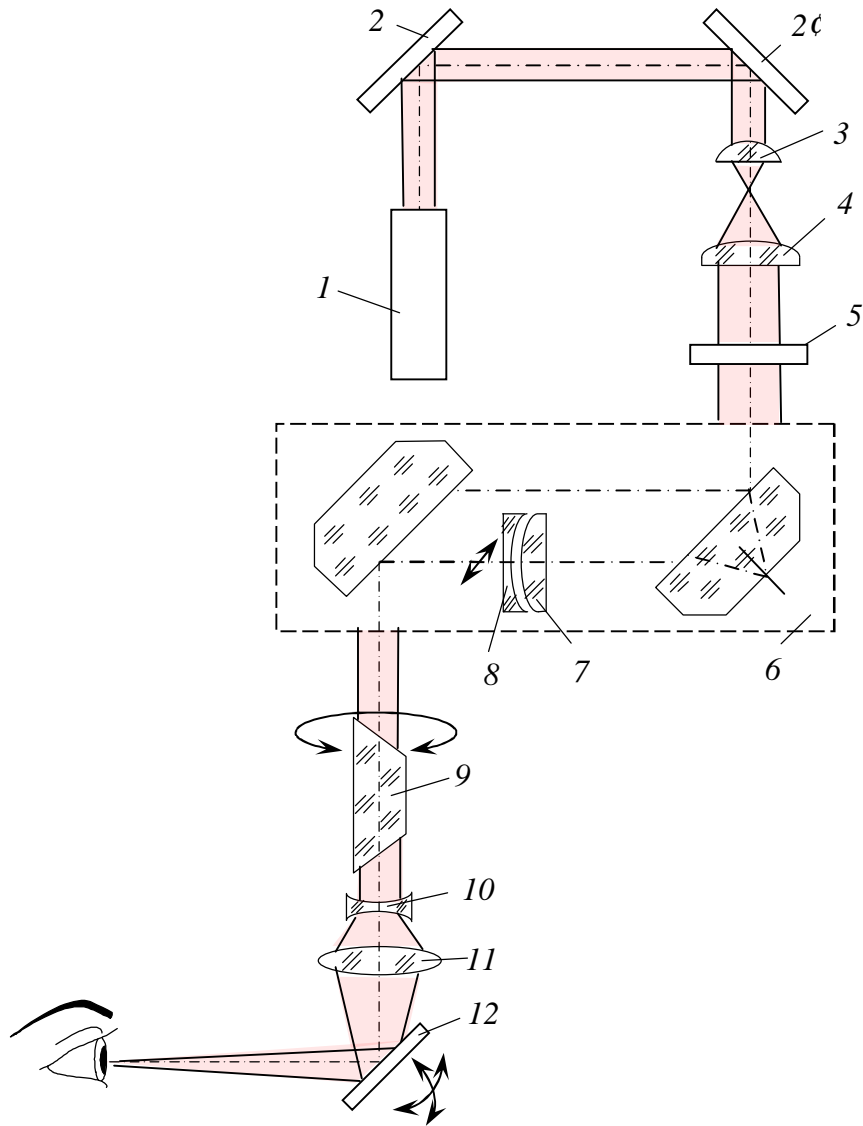


Рисунок 4.13 – Оптична схема аналізатора ретинальної гостроти зору, виконаного як приставка до щільової лампи

На оптичній осі аналізатора послідовно розташовані: випромінювач *1*, поворотні дзеркала *2*, *2c*, телескоп, утворений лінзами *3* і *4*, поляризаційний фільтр *5*, інтерферометр *6*. В одному з каналів інтерферометра встановлений оптичний клин зі змінним заломлюючим кутом. Він утворений двома лінзами (плоско-випуклою *7* і плоско-увігнутою *8*), які разом складають плоскопаралельну пластину. Лінза *8*

може переміщатися уздовж осі, перпендикулярній площині рисунка. Далі уздовж оптичної осі розташовані: призма Дове 9, призначена для зміни напрямку інтерференційних смуг, телеоб'єктив, утворений лінзами 10 і 11, дзеркало 12, обладнане маніпулятором.

Суміщення оптичних осей випромінювача 1 і об'єктива здійснюється юстуванням дзеркал гвинтами і переміщенням корпусу ексцентриками. Мікрометричний гвинт, що переміщує лінзу, має шкалу, проградуйовану в одиницях гостроти зору.

Інтенсивність лазерного випромінювання змінюється за допомогою включення поляризаційного фільтра за допомогою рукоятки. Всунуте до упору положення рукоятки відповідає максимальній інтенсивності, висунуте до упору – мінімальній.

Сканування променем по поверхні роговиці виконується дзеркалом 12 за допомогою ручки маніпулятора.

Під час дослідження спочатку потрібно зафіксувати голову пацієнта на лобово-підборідному упорі. Після появи плями випромінювання на виході аналізатора, на шкалі мікрометричного гвинта встановлюють гостроту зору 0,03. Потім, спостерігаючи в мікроскоп щільової лампи та перемінюючи прилад, одержують різке зображення лазерних плям на рогівці пацієнта і маніпулятором направляють їх в зіницю ока. При розрізненні пацієнтом смуг інтерференційної картини та їхнього напрямку на шкалі встановлюють більш високу гостроту зору до настання моменту нерозрізнення смуг. Тоді й знімають показання гостроти зору, що відповідає попередньому стану.

4.3. Прилади для об'єктивного дослідження гостроти зору

Вищеописані методи і прилади для дослідження гостроти зору ґрунтуються на словесних відповідях досліджуваного та не можуть досить повно гарантувати достовірність отриманих результатів. Тому важливим є пошук і розробка методів дослідження гостроти зору, що ґрунтуються на об'єктивних показниках, доступних для спостереження та реєстрації.

До таких показників відноситься **оптокінетичний ністагм** – мимовільні ритмічні рухи очних яблук, зумовлені збудженням оптичного апарату ока (див. підрозділ 1.4). Ністагм виникає при спостереженні ряду однорідних об'єктів, що переміщуються в полі зору. Його основою є прагнення до сполучення місця найбільш ясного бачення з джерелом роздратування та до постійної підтримки цього сполучення. Оптокінетичний ністагм може бути викликаний практично у всіх людей, за винятком тих випадків, коли гострота зору є дуже малою або поле зору значно звужене, а також при деяких ураженнях центральної нервової системи.

Практичне застосування знайшли два простих апарати (прилади названі апаратами за традицією): апарат Гольдмана та апарат Николаї-Шибінської. Ці апарати викликають ністагм під час переміщення в освітленому прорізі чорно-білих тестів [22, 10].

В **апараті Гольдмана** як тест для викликання ністагму використовується смуга із чорно-білих шахових кліток шириною 1,15 мм на однорідному фоні з більш дрібних шахових кліток шириною 0,36 мм (рис. 4.14). Розмір кліток підбирається так, щоб смуга, а отже, і її рухи були помітними тільки в тому випадку, якщо око розрізняє окремі шахові клітки. У протилежному випадку смуга зливається з фоном. Освітленість

картини становить біля 1800 лк. Поле зору досліджуваному штучно не обмежується.

Під час дослідження з апаратом Гольдмана пацієнта спочатку розміщують на невеликій відстані від тесту (порядку 300 мм). Після появи ритмічних коливань ока поступово збільшують цю відстань, доки не припиняються ритмічні коливання. Відстань змінюють декілька разів і беруть середнє значення показників. Знаючи розміри шахових кліток і відстань, на якому припиняється ністагм, обчислюють гостроту зору досліджуваного.

Рух очей спостерігають по переміщенню судин за допомогою електричного ручного офтальмоскопа (див. підрозділ 5.5) з офтальмоскопічною лінзою +20 дптр.

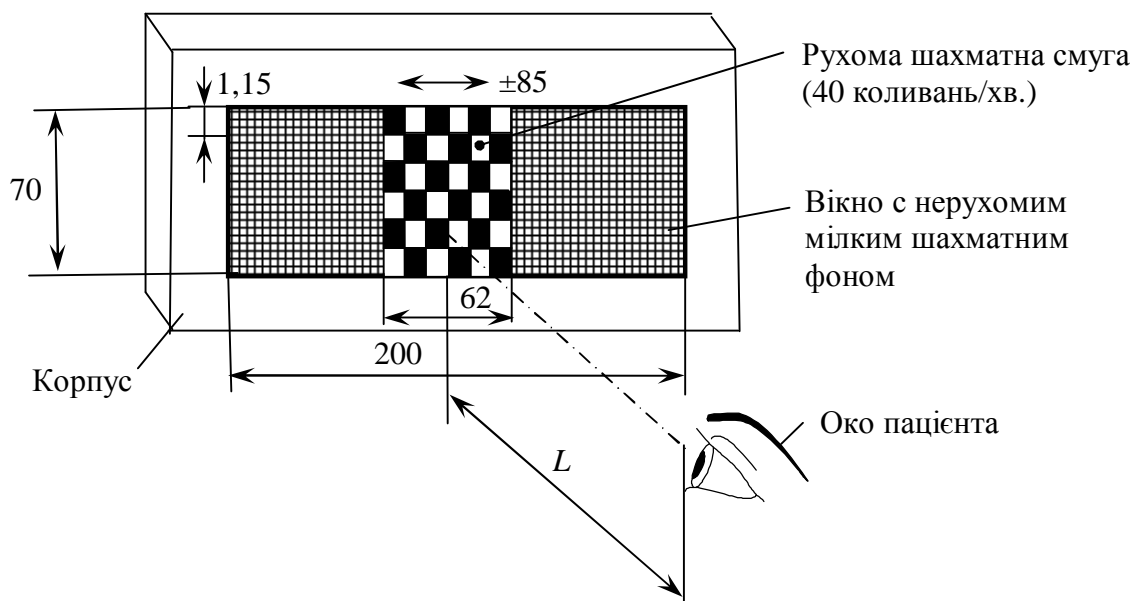


Рисунок 4.14 – Апарат Гольдмана для об'єктивного дослідження гостроти зору

Апарат Ніколаї-Шибінської являє собою обертовий барабан, на якому нанесені (наклеєні) тести (рис. 4.15). Спостереження роблять з

відстані 3,2 м через спеціальне віконце, розташоване безпосередньо перед барабаном. Встановлено [22], що швидкість обертання барабана повинна бути постійною для всіх тестів (6 об/хв.), а їхній кутовий розмір таким же, як і при суб'єктивному дослідженні з нерухомих тестів, тобто при гостроті зору 1 кутова величина кліток дорівнює 1'. Спостереження роблять у темній кімнаті після 5...10-хвилинної адаптації. Освітленість вікна біля 200 лк. Реєстрацію ністагму роблять шляхом спостереження за переміщенням лімба через рогівковий мікроскоп.

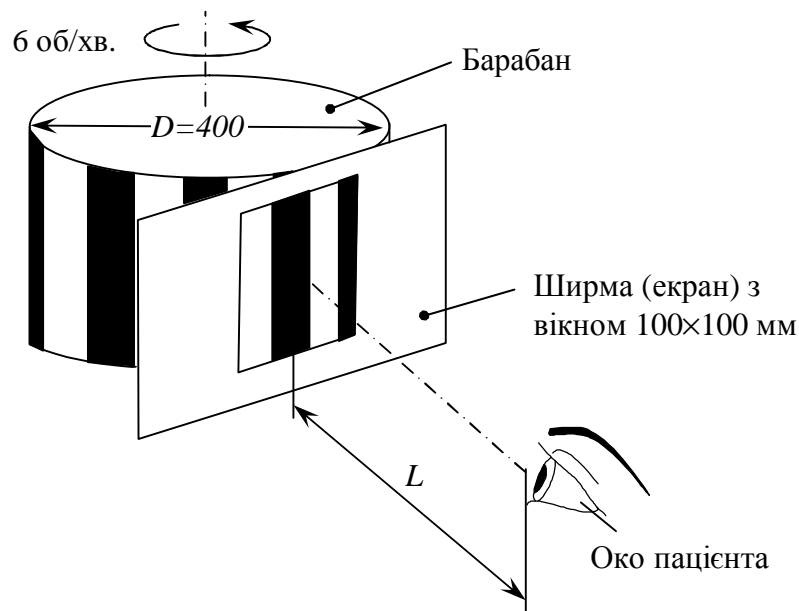


Рисунок 4.15 – Апарат Ніколаї-Шибінської для об'єктивного дослідження гостроти зору

Недоліками розглянутих апаратів є необхідність залучення уваги досліджуваного та підтримки певного стану акомодатії ока, вплив сторонніх предметів, які відволікають увагу та ускладнення спостереження руху ока при малих розмірах стимулюючого поля (відбувається зменшення амплітуди коливань).

4.4. Прилади для дослідження поля зору

Вивчення фізіологічних закономірностей периферичного зору важливо тому, що дані дослідження поля зору відіграють значну роль у діагностиці різних патологічних процесів у зоровому аналізаторі. Зміни, які виявляють у полі зору, часто є єдиним раннім симптомом, що дозволяє встановити діагноз захворювання.

Принцип дослідження поля зору полягає в пред'явленні досліджуваному будь-якого тесту, що переміщується в полі зору, та визначенні положення, у якому цей тест перестає бути видимим.

Відомі два основних методи дослідження поля зору (рис. 4.16) та відповідно типи приладів, що їх реалізують (рис. 4.17) :

- 1) кінетичний (тест-об'єкт переміщується вздовж досліджуваного меридіана з постійною швидкістю від периферії поля до його центру до початку сприйняття);
- 2) статичний (послідовно висвітлюються об'єкти, розташовані в різних точках меридіана поверхні приладу).

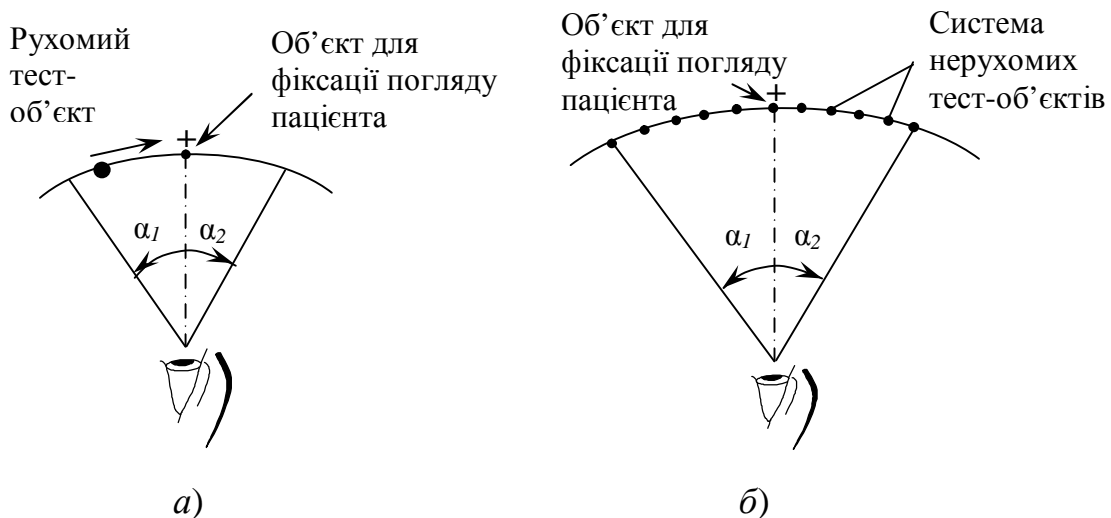


Рисунок 4.16 – Схема дослідження поля зору:

а – кінетичним методом; б – статичним методом

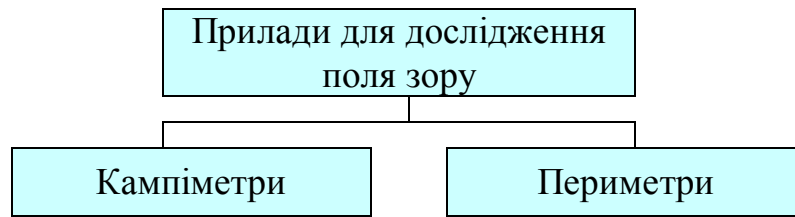


Рисунок 4.17 – Класифікація приладів для дослідження поля зору

4.4.1. Кампіметри

Кампіметри – це прилади, призначені для дослідження поля зору на площині. При цьому забезпечується детальне дослідження ділянок поля зору практично не більш, ніж на $40...50^\circ$ від центру (рис. 4.18).

Величина досліджуваного поля зору за допомогою кампіметра залежить від відстані, на якому здійснюється дослідження. Так, при відстані, рівній 2 метрам, буде досліджуватися поле зору не більш, ніж на 20° від центру.

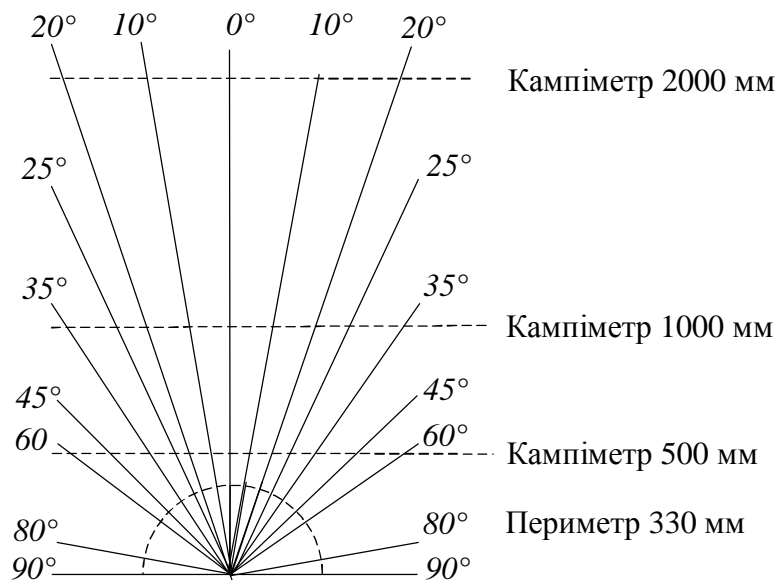


Рисунок 4.18 – Проекція поля зору на поле кампіметра (площина) і периметра (сфера)

Зазвичай, для кампіметрії застосовують темний екран з коефіцієнтом відбиття до 0,05, розташований на відстані 1...2 м від пацієнта.

Освітлення екрану кампіметра, яке повинне бути досить рівномірним, роблять за допомогою освітлювачів. При кампіметрії використовують як пігментні тест-об'єкти на довгих тримачах, так і проєкційні у вигляді світлової плями.

На поверхню екрану чорною або темно-сірою фарбою нанесена градусна сітка.

Кампіметричний спосіб дослідження поля зору має ряд недоліків, зумовлених тим, що сферична поверхня сітківки проєктується на площині. При цьому не всі ділянки сітківки можуть проєктуватися без суттєвих викривлень на площину. Так, ділянки, що мають на сітківці однакові розміри, але по-різному віднесені від центра, зображуються на екрані як ділянки різного розміру. Крім того, через різну віддаленість окремих точок екрана від сітківки відбувається зміна їх видимих кутових розмірів.

Тестер центрального поля зору – прилад, призначений для визначення поля зору методом статичної кампіметрії.

Тестер складається з таких основних вузлів (рис 4.19) [22]: екрану 1, підставки 2, лобово-підборідної опори 3 і блоку керування 4. Блок керування 4 містить блок живлення, логічні плати, плату дублера екрана. На одній з плат розташований цифровий індикатор для висвітлення номера потрібної комбінації, на іншій – цифровий індикатор, що відображає кількість джерел. Плата вводу має клавіатуру попередньої установки номера комбінації висвітлених джерел та оперативного керування тестером.

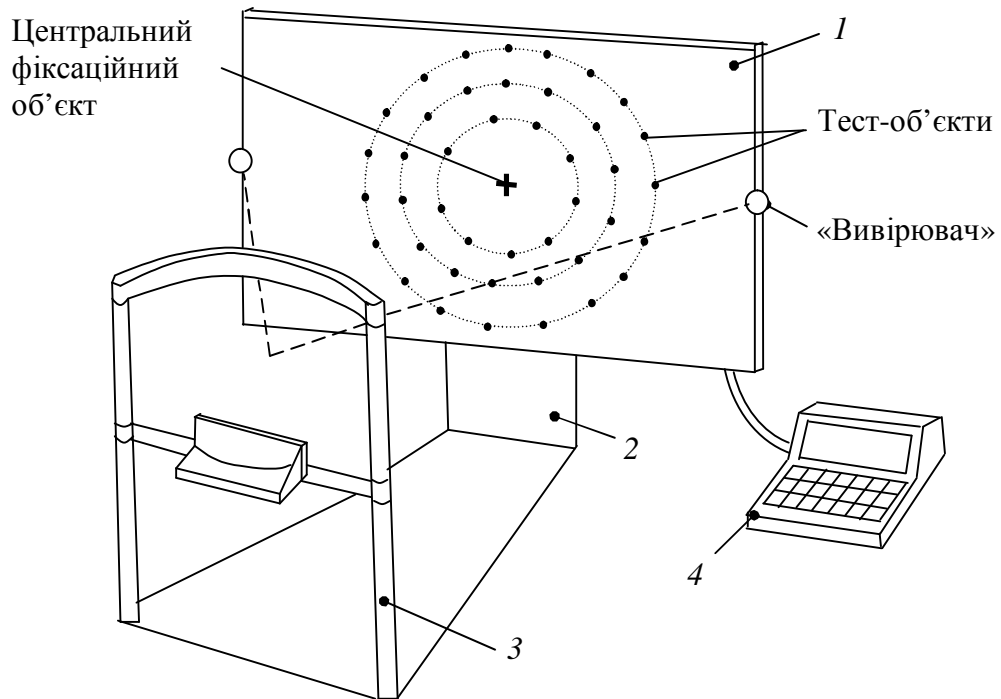


Рисунок 4.19 – Тестер центрального поля зору

Екран *1*, обернений до досліджуваного, має до 200 отворів діаметром близько 3 мм, а в центрі – червоний фіксаційний об'єкт. За панеллю перед кожним отвором встановлені лампи накаливання. Поверхня екрану пофарбована сірою матовою емаллю.

На початку досліджень необхідно зручно посадити досліджуваного перед приладом. Далі вмикають перемикач двох оптичних систем з боків екрану («вивірювачів»). Кожна оптична система створює в районі обличчя пацієнта зображення світлового кільця діаметром близько 10 мм (рис 4.20). Зміщуючи екран, розташований на відстані 330 мм від обличчя досліджуваного, досягають злиття зображень двох кілець на райдужній оболонці ока пацієнта в одне. По закінченню наведення екран фіксують у цьому положенні та вимикають систему наведення.

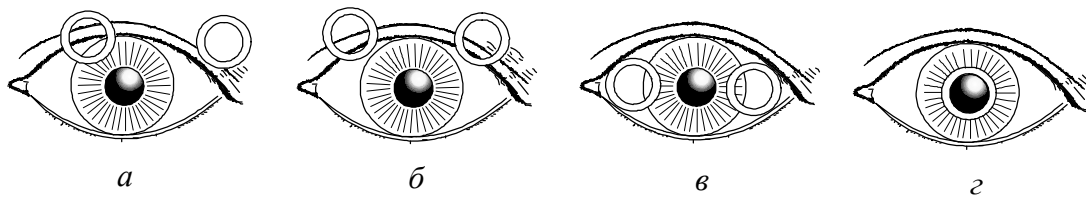


Рисунок 4.20 – Розташування світлових кілець відносно ока

При груповому пред'явленні об'єктів за стандартною програмою спочатку на цифрових індикаторах на панелі режимів і панелі керування висвітлюються нулі. При натисканні пускової кнопки одночасно на екрані та дублері екрану висвічуються декілька (зазвичай, 3 або 4) світлових тестів та лунає звуковий сигнал. Тривалість висвітлення пов'язана з тривалістю звукового сигналу. Досліджуваний повинен назвати кількість побачених тестів. Якщо відповідь досліджуваного вірна, то оператор знову натискає кнопку для пред'явлення наступної комбінації світлових тестів. Якщо ж досліджуваний назвав меншу кількість пред'явлених тестів, то оператор має занести координати непобаченого тесту в пам'ять приладу. Продовження дослідження при більших яскравостях здійснюють пред'явленням тільки тих комбінацій світлових тестів, у яких присутні тести не побачені при меншій яскравості.

У приладі передбачена можливість дослідження за стандартною програмою з послідовним пред'явленням світлових тестів. Час пред'явлення світлових тестів (час експозиції), що становить 0,25; 0,5 або 1 с, може бути змінений в будь-який момент обстеження. Рекомендується проводити дослідження тривалістю 0,25 с, що практично виключає внесення помилок, викликаних зсувом напрямку погляду з фіксаційного тесту.

Після закінчення дослідження з останньою яскравістю на індикаторі висвітлюється число тестів, занесених в пам'ять приладу при першій

яскравості та загальне кількість тестів, непомічених досліджуваним при всіх трьох яскравостях. Для документування результатів дослідження спеціальний бланк накладають на дублер екрана таким чином, щоб фіксаційні штирі прокололи відповідні ділянки бланка. На дублері можуть висвітлюватися тести, непомічені досліджуваним при другій і третій яскравості. Їх відзначають на бланку. По закінченню реєстрації на бланках буде нанесений контур сліпих ділянок на сітківці ока в центральному полі зору пацієнта.

4.4.2. Периметри

Периметри – прилади, призначені для визначення меж поля зору, дефектів усередині нього та функцій периферичного зору.

Найпростіші периметри представляють собою дугу певного радіусу, у центрі якої повинно перебувати досліджуване око. Зорова вісь ока збігається з віссю обертання. Тест-об'єкт переміщується вздовж дуги, за допомогою якої визначають межі поля зору, повертаючи її навколо горизонтальної осі.

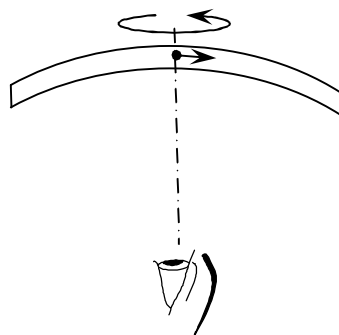


Рисунок 4.21 – Схема найпростішого периметра

У сучасних проекційних периметрах замість дуги як фонову поверхню використовують напівсфери. Це скорочує час дослідження, спрощує конструкцію та дозволяє розширити ряд можливостей цих приладів при масовому обстеженні населення та для поглибленого обстеження зору.

Типи тест-об'єктів, які застосовуються при периметрії:

- пігментні об'єкти, що відбивають світло
(Їх виготовляють білими або кольоровими. Зазвичай, вони встановлюються на каретках, що переміщуються вздовж дуги по спеціальним лавам вручну або за допомогою механізму. Незважаючи на те, що пігментні об'єкти швидко забруднюються та згодом вицвітають, через свою простоту і дешевину вони набули значного поширення).
- самосвітні об'єкти
(Встановлюються у вигляді ламп або світлодіодів в корпус з отворами. Вони можуть закриватися кольоровими або нейтральними світлофільтрами й діафрагмами. Зазвичай, такі об'єкти є досить громіздкими. Зміна їхнього розміру, яскравості та кольорів є дещо ускладненою та не завжди може бути виконана непомітно для досліджуваного. Іноді такі об'єкти закріплюються на дузі периметра нерухомо через певні інтервали та вмикаються по черзі. Завдяки великій яскравості та контрастності з фоном такі об'єкти зручно використовувати при дослідженні осіб зі зниженим зором).
- об'єкти у вигляді світлової плями
(Їх отримують за допомогою оптичного проектора. Зміна розміру, яскравості та кольору такого об'єкта здійснюється шляхом введення у світловий пучок відповідних світлофільтрів або діафрагм

непомітно для досліджуваного. Переміщення світлової плями відбувається безшумно).

Проекційний периметр призначений для визначення меж чутливості сітківки в умовах світлової та колірної адаптації для денного, сутінкового та нічного зору. За допомогою приладу можна визначати межі поля зору та виявляти наявність випадіння поля зору (рис. 4.22) [22].

Промені світла від лампи 1 через конденсор 2 освітлюють одну з круглих діафрагм 3. Її зображення через об'єктив 8 і систему плоских дзеркал 10 і 11 проектується на дугу периметра 12. Встановлюючи діафрагми різного діаметру, можна отримувати на дузі іспитовий об'єкт з розмірами 1, 3, 5 і 10 мм.

Крім іспитового об'єкту, лампа 1 через конденсор 13, круговий нейтральний клин 14 і дзеркало 15 освітлює нерухому фіксаційний тест, розташований на осі поворотної дуги, а через діафрагму 16, дзеркало 17 – реєстраційний графік.

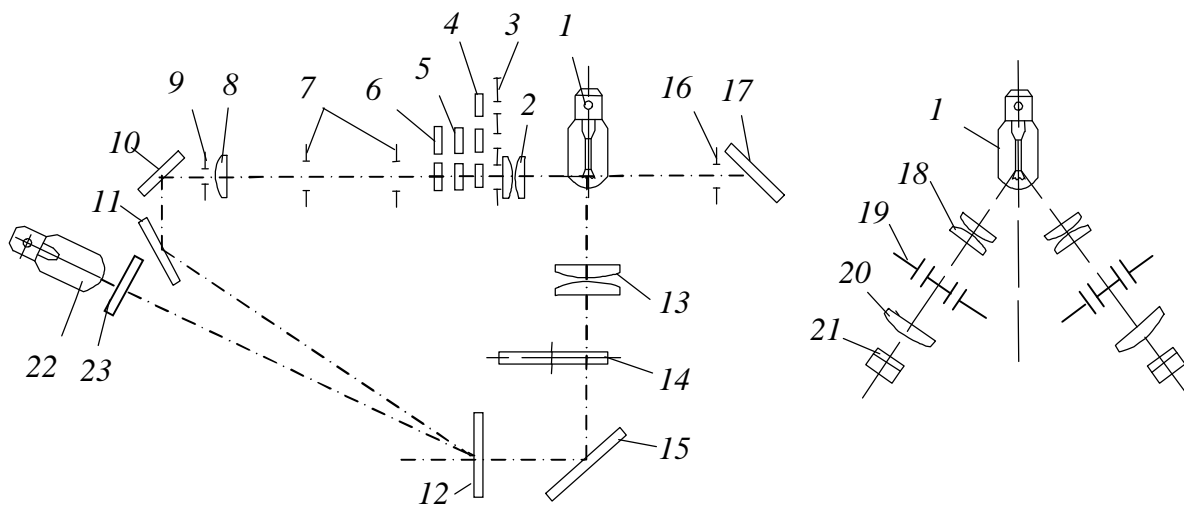


Рисунок 4.22 – Оптична схема проекційного периметра

Одночасно ця ж лампа за допомогою конденсорів 18, кільцевих діафрагм 19, проєкційних об'єктивів 20 і дзеркал 21 створює зображення двох кілець, що призначені для правильної установки ока пацієнта в центрі дуги приладу. При суміщенні обох зображень кілець на зіниці досліджуваного ока забезпечується точна установка його в центрі дуги на відстані 333 мм від нерухомого фіксаційного тесту.

Світлофільтри 4, 5, 6, змонтовані в дисках, призначені для зміни кольорів та яскравості іспитових об'єктів. Круговий нейтральний клин 14 знижує яскравість нерухомого фіксаційного тесту до повного гасіння. Для деяких видів дослідження застосовують рухливий фіксаційний тест як насадку, що підсвітлюється мініатюрною лампою.

Лампа 22 і світлофільтр денного світла 23 призначені для створення певної освітленості дуги 12. На зовнішній поверхні дуги 12 ліворуч та праворуч від нерухомої фіксаційної точки нанесені розподіли від 10 до 65°. Переміщуючи рухливий фіксаційний тест, можна фіксувати погляд ока пацієнта через кожні 5°.

Поворот дуги здійснюється вручну. Результати дослідження на приладі реєструються на спеціальному бланку-графіку за допомогою наколювання голкою або нанесення відміток кольоровими олівцями.

Крім відліків, що представляють собою запис на реєстраційному графіку, на приладі можна робити відліки безпосередньо за допомогою двох шкал: для визначення кутового положення іспитового об'єкта на дузі та для визначення положення дуги.

Дослідження проводять у темному приміщенні. Спочатку за допомогою «вивірювачів» (див. вище) здійснюють точну установку ока. Для цього регулюють підборідник і налобник. Потім об'єкт переводять на край периметричної дуги і повільно рухають його в напрямку центра дуги. Пацієнтові пропонується зафіксувати момент, коли він помітить об'єкт.

Після цього роблять оцінку на схемі-бланку [10]. При цьому досліджуваний повинен нерухомо дивитися на фіксаційний тест у центрі дуги периметра. Далі іспитовий об'єкт переводять на інший край дуги та повторюють дослідження.

Спочатку дослідження проводять при горизонтальному положенні дуги. Потім дугу повертають на різні кути (зазвичай, через кожні 30°) і дослідження проводять у меридіанах до вертикального положення дуги. З'єднавши відмітки на схемі, одержують периферичні одиниці поля зору.

При дослідженні поля зору з кольоровими об'єктами дослідник може встановити один з кольорових світлофільтрів. Для кожного кольору дослідження проводять так само, як і з білим іспитовим об'єктом.

4.2.3. Автоматизовані прилади для дослідження поля зору

Перевагами автоматизованих тестерів поля зору (у порівнянні з ручними) є те, що вони дозволяють стандартизувати умови тестування, скорочують час обстеження та надають результати досліджень у зручному вигляді.

Більшість автоматизованих приладів призначена для **скрінінга** – масових обстежень. Під час обстеження пацієнтові пропонується фіксувати послідовно до 100 точкових тестів, що висвітлюються. При масових оглядах можливо використовувати програми з тестуванням вибіркового області поля зору.

Пред'явлення сигналу може здійснюватися кінетичним, статичним або комбінованим способом. Відомі й інші варіанти пред'явлення сигналів: нечутний (сигнал видний, але не чутний), аритмічний (пацієнт не може вгадати моменту появи наступного сигналу), що переривається (тестування

може бути зупинене та потім продовжене без повернення до початку), кількісна і локалізована стимуляція (пред'являється певна кількість точкових тестів), контрольна (зі зміною тривалості сигналів і тимчасового інтервалу).

Джерелами світла найчастіше слугують світлові діоди, галогенні або вольфрамові лампи.

В автоматичних приладах може бути передбачене використання однієї або декількох тестових програм для оцінки тільки центральних або периферичних областей (в інтересах діагностики певних захворювань, наприклад глаукоми). В найбільш довершених приладах дослідник може застосовувати свої власні програми. Для тестування приладів на правильність їхнього функціонування використовуються мікропроцесори і ЕОМ.

4.5. Прилади для дослідження світлової чутливості ока

В підрозділі 3.1 зазначалося, що оку людини доводиться працювати при яскравостях, що змінюються в надзвичайно широкому діапазоні – від 10^{-6} до 10^4 кд/м²=ніт (іноді вказують 10^{-7} до 10^5 кд/м²). Перебудова зорової системи для найкращого пристосування до даного рівня яскравості називається **адаптацією**.

При різкій зміні яскравості відбувається розрив між яскравістю та станом зорової системи, який і слугує сигналом для включення адаптаційного механізму. Залежно від знаку зміни яскравості розрізняють світлову адаптацію (перебудову на вищу яскравість) і темнову адаптацію (перебудову на нижчу яскравість).

Адаптометр - прилад, призначений для визначення стану нічного зору (світлової чутливості та гостроти зору при ослабленій освітленості). Це має велике значення для діагностики ряду захворювань, професійного відбору (наприклад, на транспорті) тощо.

Значний інтерес представляє визначення швидкості наростання чутливості зору до малих яскравостей безпосередньо після впливу яскравого джерела світла, а також визначення чутливості центрального зору (гостроти зору) під час і після впливу на око світла.

Більшість існуючих типів адаптометрів визначає стан нічного зору після тривалого (близько 60 хвилин) перебування в темряві.

Оптична схема адаптометра проказана на рис. 4.23 [22, 10]. Промені світла від лампи 1 із прямою спіраллю проходять через конденсор 2, світлофільтр денного світла 3, молочну пластинку 4 і потрапляють на квадратну вимірювальну діафрагму 5. Її площа змінюється при обертанні барабану 6.

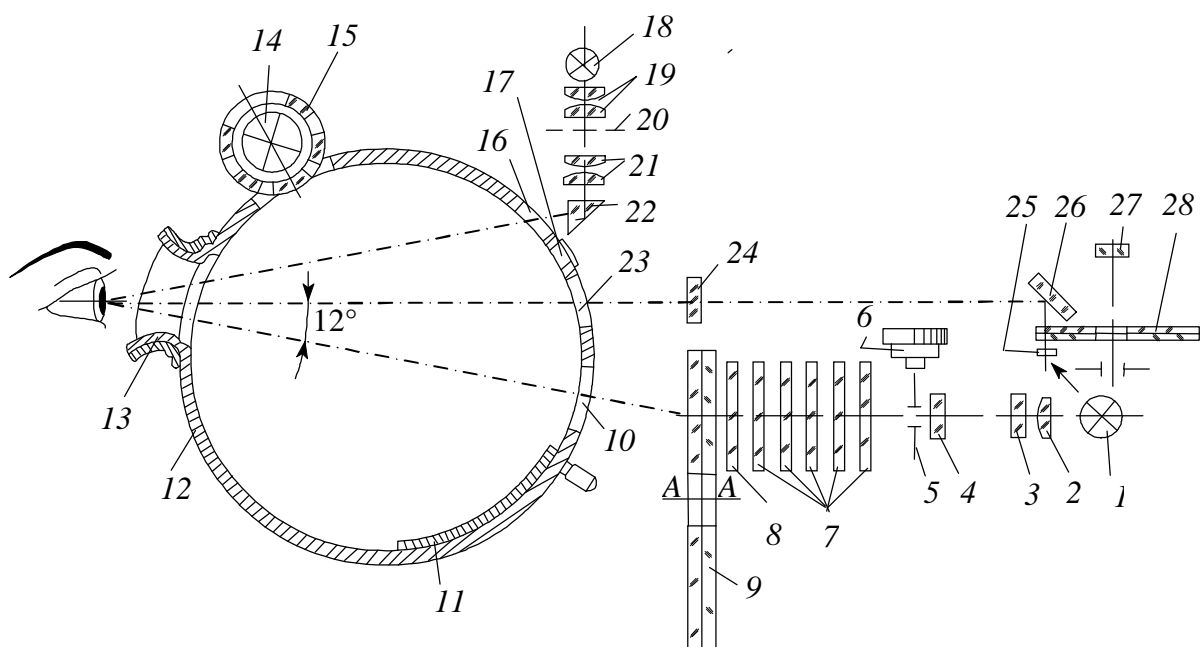


Рисунок 4.23 – Оптична схема адаптометра

Далі світловий потік через додаткові світлофільтри 7 потрапляє на диск 8 з молочного скла, яке є фоном іспитового об'єкту. На темному фоні великого диску 9 нанесені три прозорі фігури (круг діаметром 29,25 мм, квадрат зі сторонами 25,9 мм і хрест) та три різні за розташуванням знаків таблиці для перевірки гостроти зору. Розміри знаків розраховані для відстані від таблиці до ока досліджуваного 250 мм. Куткові розміри іспитових об'єктів рівні 10° , а площа кожного – близько 670 мм^2 . Повертаючи диск 9 та встановлюючи перед молочним склом 8 ту або іншу фігуру, можна пред'являти випробуваному іспитові об'єкти різної форми або таблицю.

Через вікно 13 в кулі 12 пацієнт бачить рівномірно освітлений іспитовий об'єкт. Освітленість ця плавно змінюється за допомогою вимірювальної діафрагми 5. Крім чотирьох світлофільтрів-затемнювачів ($1/20$), в оптичну схему може бути включений ще й п'ятий світлофільтр-затемнювач, що має оптичну щільність 2 (світлопропускання 1%). Таким чином, якщо при винесених з ходу променів світлофільтрах-затемнювачах 7 і повністю відкритій вимірювальній діафрагмі 5 світловий потік, що попадає на іспитовий об'єкт, прийняти за одиницю, то при встановлених світлофільтрах і мінімальному розкритті вимірювальної діафрагми світловий потік зменшиться в 400 млн. раз.

Трохи вище іспитового об'єкта розташована фіксаційна крапка 24, підсвічування якої здійснюється лампою 1 через пластинку 25 і дзеркало 26. Фіксаційний точка розташовується під кутом 12° до лінії візування ока досліджуваного на центр іспитового об'єкта. Яскравість фіксаційної точки може змінюватися практично від нуля до максимуму при обертанні нейтрального кругового клина 28.

Установку лампи *1* роблять за допомогою матової пластинки *27*, що є екраном, на якому проектується зображення нитки лампи. Дивлячись на матову пластинку *27*, орієнтують нитку лампи *1* у такому положенні щодо конденсора *2* (отже, зображення іспитового об'єкта на молочному склі *8*), щоб освітленість була однаковою у всіх ділянках.

Пристрій для попередньої світлової адаптації являє собою кулю *12* діаметром 200 мм, вкриту усередині декількома шарами оксиду барію, що забезпечує сталість коефіцієнта відбиття стінок кулі. Його джерелом світла є лампа *14* (6 В, 25 Вт). Завдяки багаторазовому відбиттю променів світла від стінок кулі освітленість останньої стає рівномірною. Яскравість кулі може зменшуватися в 2, 4, 8 і 40 разів за допомогою нейтральних фільтрів різної щільності, які встановлюють поперемінно перед лампою *14*.

У задній стінці кулі є отвір *10*, через який пред'являються іспитові об'єкти. Під час попередньої світлової адаптації цей отвір закривається заслінкою *11*, покритою тією же барієвою фарбою, що й внутрішня поверхня кулі. У передній частині кулі є отвір для спостереження іспитових об'єктів, навколо цього отвору закріплена м'яка гумова напівмаска *13*.

У кулі є отвори: *23* – для фіксаційної точки, *17* – для спостереження за очами досліджуваного під час попередньої світлової адаптації (цей отвір може закриватися заслінкою) і *16* – для проходження променів від осліплюючого пристрою.

Джерелом світла осліплюючого пристрою слугує лампа *18*, світло з якої, проходячи через конденсор *19*, висвітлює дві круглі діафрагми *20*. Ці діафрагми через систему лінз *21* і призму *22* проектуються в площині розташування зіниць пацієнта в два яскравих круга так, що при вмиканні осліплюючого пристрою в обидва ока досліджуваного потрапляють яскраві пучки світла.

4.6. Прилади для дослідження колірної чутливості ока

Крім кількісних характеристик світла, око сприймає і розрізняє його якісні характеристики, тому що апарат денного зору (ковбочковий) має три приймачі світла з різною спектральною чутливістю. Умовно їх називають червоними, зеленими і синіми. Завдяки наявності цих селективних приймачів око здатне відчувати не тільки яскравість, але й кольоровість предмета (більш детально див. підрозділ 3.3).

Аномалоскоп – це оптичний прилад, призначений для дослідження дихроматизму і монохроматизму колірного зору. Він дозволяє одержувати кількісну оцінку кольороослабкості, виявляти й знаходити аномальні форми колірного зору.

Факторами, що впливають на колірний зір, є: рівень яскравості, попередня колірна адаптація, вплив тренування у розрізнюванні кольорів, вплив медикаментозних засобів тощо.

Оптична схема аномалоскопа представлена на рис. 4.24 [10, 22]. Лампа 1 у побіленому зсередини циліндричному корпусі 2 створює яскраве освітлення його стінок. Фактичним джерелом світла є поверхня пробки 3. Світло, відбите пробкою, виходить з корпусу через два отвори 4 і 4с та потрапляє на два об'єктиви 5 і 5с які розташовані на фокусній відстані від пробки 2. Завдяки цьому створюється паралельний хід променів у просторі між цими об'єктивами та іншими подібними об'єктивами 9 і 9с відповідно. В паралельних пучках променів розташовуються рухливі диски 6 і 6с зі світлофільтрами 7 і 7с, а також діафрагми 8 і 8с з квадратними отворами. Кожна пара об'єктивів створює зображення поверхні пробки 2 на білих дифузно відбиваючих екранах, 10 і 10с які також розташовані на фокусній відстані від об'єктивів 9 і 9с.

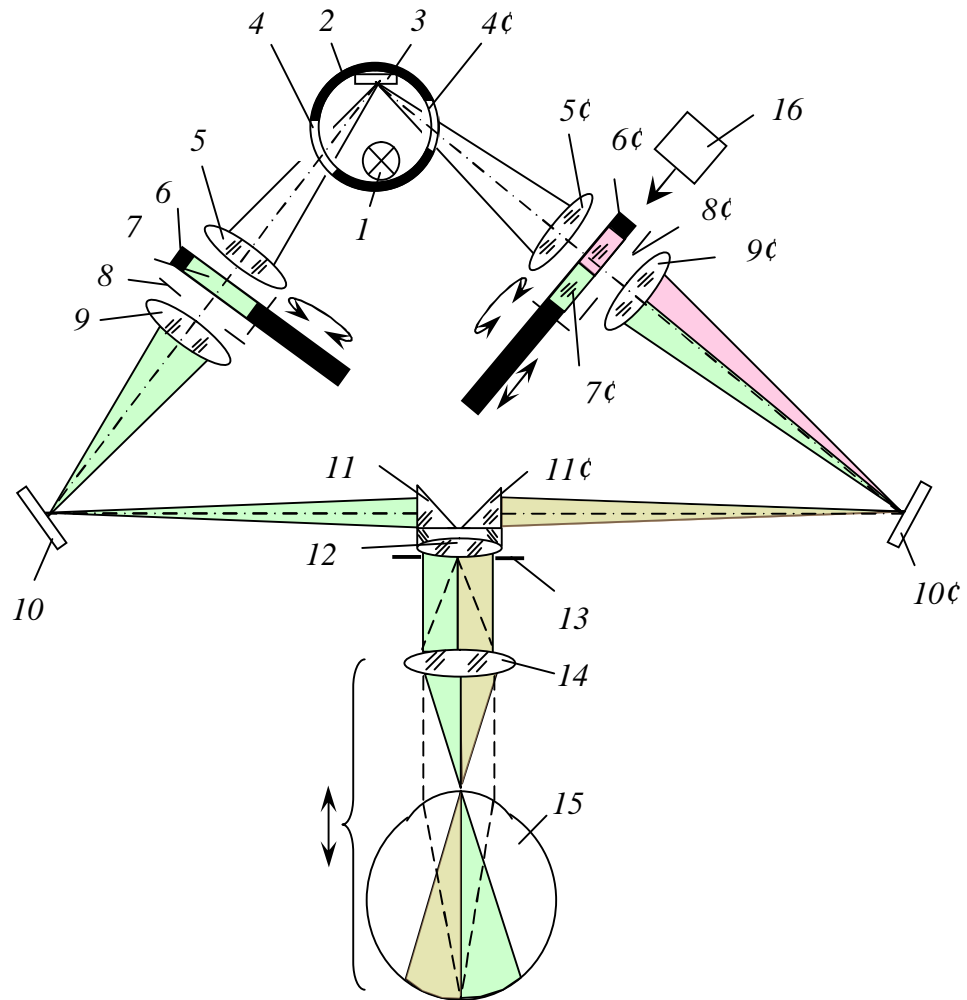


Рисунок 4.24 – Оптична схема аномалоскопа

Частина світла, дифузно відбитого екранами *10* і *10c* потрапляє на катетні поверхні двох прямокутних призм *11* і *11c* і плосковипуклу лінзу *12*, фокусна відстань якої дорівнює відстані від неї до екранів *10* і *10c*

Діафрагма *13* визначає поле зору приладу, що ділиться навпіл темною вертикальною смужкою, утвореною зближеними ребрами призм *11* і *11c*. Отвір діафрагми *13* спостерігається оком через окулярну лінзу *14*. Паралельний хід променів між лінзами *13* і *14* дозволяє здійснювати

фокусування окуляра по оку спостерігача, не порушуючи умови: вихідна зіниця повинна перебувати точно у фокусі окулярної лінзи 14. У результаті спостерігач бачить усе поле зору, залите світлом, що пройшло через світлофільтри 7 і 7с у пучках променів, що виходять від екранів 10 і 10с. При цьому окулярна лінза 14 повинна бути встановлена на чітке спостереження темної смужки між напівполями.

У поворотному диску б встановлені чотири світлофільтри-тести 7, кожний з яких вводиться в пучок, що проходить, для проведення досліджень із червоним, зеленим, синім і жовтим кольорами. У другому диску бс встановлені вісім світлофільтрів (чотири пари), з яких три світлофільтри ідентичні першими трьома у диску б.

Диск бс може при обертанні вимірювального барабана 16 зміщуватися перпендикулярно світловому пучку. Цим самим зі світлового пучка можна поступово виводити світлофільтр, встановлений у ньому на початку вимірювання, та відповідно вводити інший світлофільтр, що примикає безпосередньо до нього з пари 7с. У результаті плавно змінюється відтінок світлової плями на екрані 10с і в правому напівполі. Так виникає розходження кольорів між незмінним лівим і змінним правим напівполями.

Методика дослідження полягає в таких діях. Спочатку обидва диски б і бс повертаються так, щоб проти нерухомої риси покажчика були встановлені однакові світлофільтри (наприклад, червоного кольору). Досліджуваний, дивлячись в окуляр, на питання дослідника підтверджує однаковість для нього обох видимих напівполів по кольорах. Потім барабан 16 повільно обертають, поки випробуваний не подасть словесно сигнал, що ним помічене граничне розрізнення в кольорі правого напівполя щодо лівого. У цей момент беруть відлік по шкалі барабану 16 і

швидко відводять барабан у початкове нульове положення, при цьому досліджуваний повинен помітити відповідну зміну напівполя. Таке випробування виконується до 5 разів.

Аналогічні дослідження повторюють з зеленим, а потім червоним кольорами. Крім того, є можливість проводити виміри з жовтим кольором та різними яскравостями напівполів.

Чим більше широта установок на рівність напівполів, тим сильніше виявлена кольорослабкість пацієнта.

4.7. Прилади для дослідження акомодатії та конвергенції

Акомодатія – пристосування ока до чіткого бачення предметів, які знаходяться на різних відстанях від ока. Акомодатія характеризує фокусувальні властивості ока.

В підрозділі 2.4 зазначалося, що у людини акомодатія, в основному, здійснюється внаслідок зміни заломлюючої сили кришталика, що відбувається шляхом зміни радіусів кривизни його поверхонь. При спостереженні близьких предметів радіуси кривизни поверхонь кришталика зменшуються, зменшується тим самим його задня фокусна відстань, а передній фокус наближається до рогівки. На сітківці виявляються різкими зображення більш близьких предметів. Кожній напрузі акомодатії відповідає різке зображення на сітківці предметів, що перебувають на певній відстані від ока (рис. 4.25).

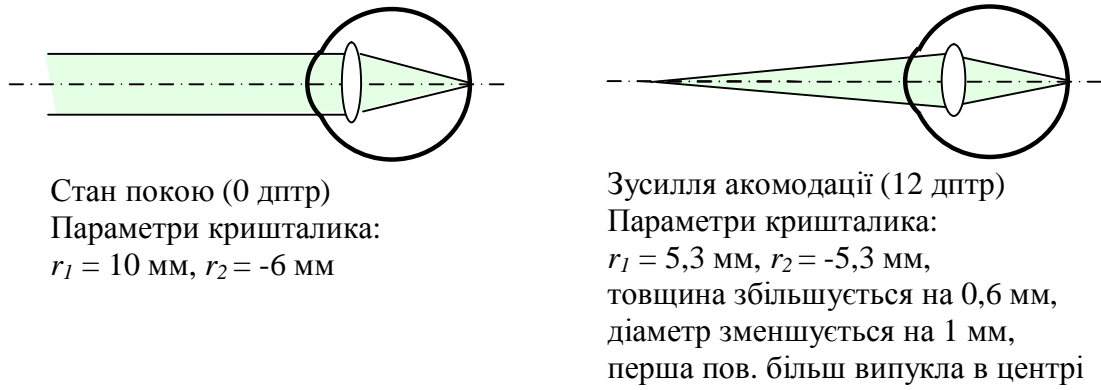


Рис. 4.25 – Хід променів при зміні стану акомодациі

Межі можливостей (ширина) акомодациі визначаються тим, на яких відстанях від ока перебувають точка, різко видима при повністю розслабленій акомодациі (найбільш дальня точка ясного зору), і точка, видима різко при максимальному посиленні акомодациі (найближча точка ясного зору) (див. рис. 4.26).

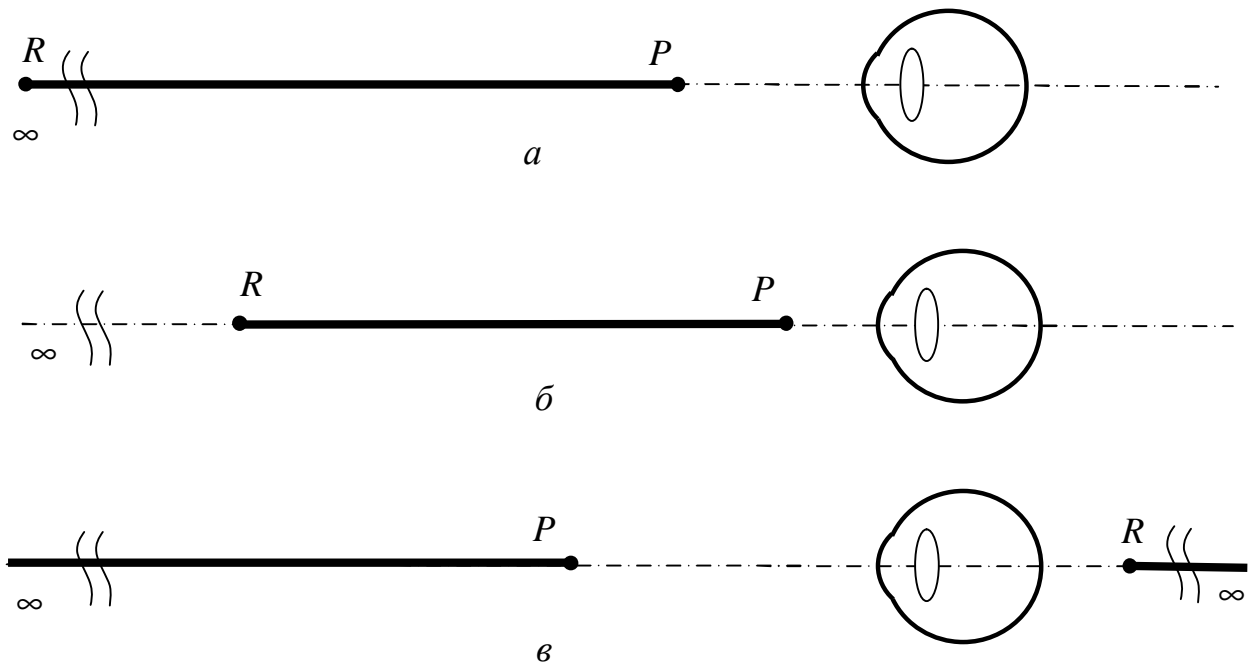


Рис. 4.26 – Положення подальшої (R) і найближчої (P) точок ясного зору для ока: a – емітропічного; b – міопічного; v – гіперметропічного

Мінімальна сила акомодатції визначається оптичною силою такої лінзи, яка змінює хід променів, що йдуть від найбільш дальньої точки ясного зору R . Максимальна сила акомодатції визначається оптичною силою такої лінзи, яка змінює хід променів, що йдуть від найближчої точки ясного зору P , так, як би вони виходили від найбільш дальньої точки ясного зору R .

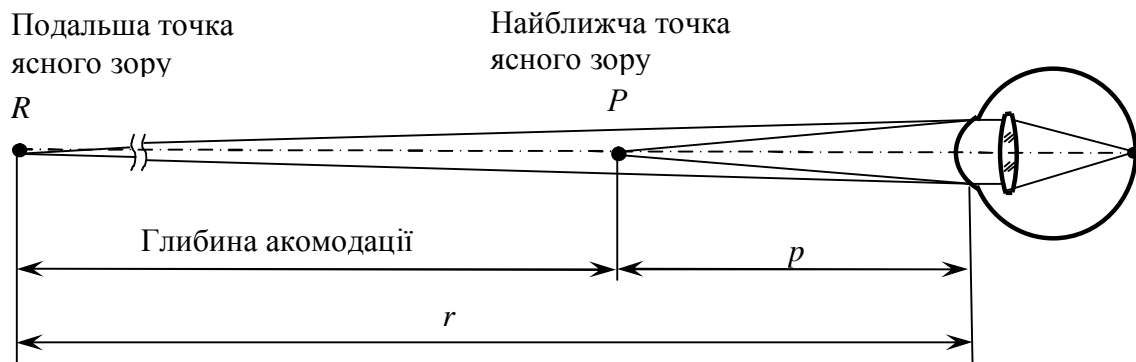


Рисунок 4.27 – Схема визначення сили акомодатції

Для обчислення обсягу акомодатції необхідно знати величину аметропії ($\frac{1}{r}$) та положення найближчої точки ясного зору. Положення найближчої точки ясного зору визначається як приладами для суб'єктивного і об'єктивного дослідження акомодатції.

4.7.1. Суб'єктивне дослідження акомодатції

Різновиди приладів для суб'єктивного дослідження акомодатції:

- 1) з рейкою, по якій переміщуються пропоновані досліджуваному тест-об'єкти. Положення тест-об'єктів визначається за шкалою, нанесеною на рейці.

2) з нерухомим тест-об'єктом і набором лінз, які приставляють до досліджуваного ока. Обсяг акомодациї визначається різницею між силою лінзи, за допомогою якої досліджуваний чітко бачив тест без напруги акомодациї, і силою лінзи, за допомогою якої тест був видний різко при максимальній напрузі акомодациї.

Суб'єктивний акомодометр – це прилад, призначений для суб'єктивного визначення обсягу акомодациї, а також дослідження і відновлення конвергентних рухів очей.

Принцип дії приладу заснований на пред'явленні досліджуваному світлових тестів на відстані, що змінюється від ока. Залежно від сприйняття відповідного тесту на різній відстані від ока досліджуваного, а також зміни самого тесту і фону, на якому пред'являється тест, досліджувач оцінює характер і ступінь порушень акомодациї функції зору.

Прилад містить такі основні елементи (рис. 4.28) [22]: підставку 1, стійка 2, напрямну 3, каретку 4 і касету 5. Збоку на рейці 3 закріплена лінійка довжиною 500 мм із ціною поділу 1 мм. По цій лінійці за допомогою індексу, закріпленого на каретці 4, здійснюється вимір відстані від ока до тесту.

На каретці 4 встановлено касету 5, яку можна переміщувати в горизонтальному напрямку (перпендикулярно напрямній 3), а також по висоті. Касета 5 являє собою зйомний блок, що містить лампу 6, змінні світлофільтри 7 і тести 8.

Для визначення найближчої точки ясного зору P необхідно встановити тест на відстань 20...30 мм від ока й поступово його відсувати до моменту, коли пацієнт розрізнить тест. Відстань p від тесту до передньої поверхні рогівки відповідає положенню найближчої точки

ясного зору P . Наприклад, найближча точки перебуває на відстані 80 мм, у діоптрійному вираженні це буде $P = 1000/80 = 12,5$ дптр.

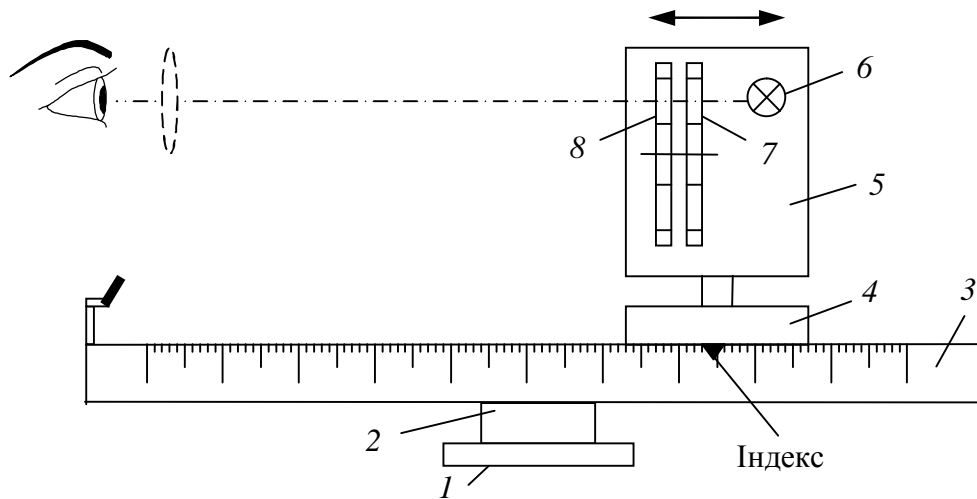


Рисунок 4.28 – Пристрій суб'єктивного акодметра

Для визначення подальшої точки ясного зору необхідно провести позитивною лінзою редукцію клінічної рефракції, щоб створити штучну короткозорість в 2...3 дптр, тобто наблизити найбільш дальню точку ясного зору на відстань 300...500 мм від ока. Для осіб з короткозорістю в 3 дптр і більше редукцію здійснювати не потрібно; при короткозорості менше 2 дптр та еметропії в пробну окулярну оправу вставляють лінзу з оптичною силою $\Phi_{\text{л}} = +3$ дптр, при гіперметропії сила лінзи повинна бути більше виявленої аметропії на +3 дптр.

Тест встановлюють на відстанях 500 мм від ока та наближають його до ока до моменту, коли досліджуваний розрізнить його. Відстань від передньої поверхні рогівки до тесту r_1 визначає положення редукованої подальшої точки ясного зору (в діоптріях):

$$R_1 = 1000 / r_1. \quad (4.3)$$

Дійсне значення найбільш віддаленої точки ясного зору R_2 виходить

після віднімання з R_1 оптичної сили $\Phi_{\text{л}}$ приставленої пробної окулярної лінзи:

$$R_2 = R_1 - \Phi_{\text{л}}. \quad (4.4)$$

Наприклад, у досліджуваного статична рефракція – гіперметропія в 0,75 дптр. У цьому випадку в пробну оправу вставляється лінза з набору пробних окулярних лінз +3,75 дптр. Визначають, що редукована найбільш віддалена точка ясного зору перебуває на відстані, наприклад, 30,8 см, тобто в діоптрійному вираженні

$$R_1 = 1000 / 308 = 3,25 \text{ дптр.}$$

Дійсне значення подальшої точки ($R_2 = 3,25 - 3,75 = -0,5$ дптр) є в цьому випадку від'ємним, тобто в природних умовах у пацієнта є гіперметропія 0,5 дптр.

Знайдені значення найближчої і найбільш віддаленої точок ясного зору дають можливість визначити обсяг акомодативної A . Наприклад, $R_1 = 4$ дптр, $R_2 = -0,5$ дптр, тоді $A = 4 - (-0,5) = 4,5$ дптр.

При наявності астигматизму ока тест по своїй осі або напрямку розриву в кільцях Ландольта ставиться перпендикулярно до напрямку досліджуваного меридіана ока.

Початкове дослідження абсолютної акомодативної проводять з тестами на безбарвному фоні, а потім – у червоному, зеленому та синьому світлі.

4.7.2. Об'єктивне дослідження акомодативної

Розглянуті вище методики дослідження акомодативної через суб'єктивність показань пацієнта не дозволяють одержувати стабільні та досить точні результати. Тому більшого поширення починають знаходити

прилади, що реалізують об'єктивні методи дослідження акомодатції (рис. 4.29).

Метод фотоелектричної реєстрації оптичного зрізу кришталіка базується на реєстрації зміни кривизни передньої поверхні кришталіка). Недоліком методу є те, що він не враховує зміну кривизни другої поверхні кришталіка та деформацію очного яблука.

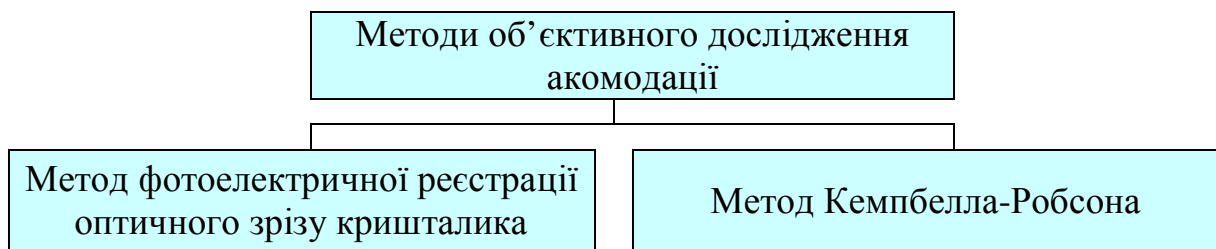


Рисунок 4.29 – Різновиди методів об'єктивного дослідження акомодатції

Метод Кемпбелла-Робсона базується на принципі оптичного спряження сітківки з площиною щілини. Розглянемо одну з модифікацій приладу, що реалізує цей метод.

На схемі, представлений на рис. 4.30, одиночна лінза відповідає оптичній системі ока. Зображення щілини виходить у центрі сітківці тільки в тому випадку, якщо вони оптично спряжені.

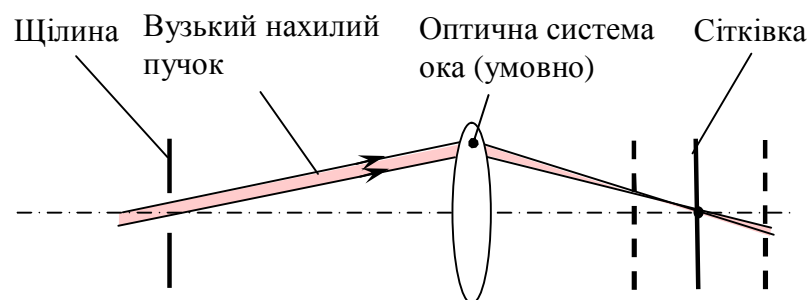


Рисунок 4.30 – Прямий хід променів в об'єктивному акомодометрі

Тоді світло, відбите від сітківки, знову повертається через оптичну систему ока в площину щілини. Таким чином, при спряженні зображення щілини з сітківкою відбите від сітківки світло не потрапляє на фотоприймачі, встановлені на краях щілини (рис. 4.31, *a*). При ослабленні або посиленні акомодатції, коли змінюється заломлююча сила ока, спряженість щілини і сітківки порушується. Тому зображення щілини утвориться не в площині сітківці. Промені, що вийшли з ока, не перетинаються в площині щілини (рис. 4.31, *б, в*), а через зсув освітлюють її нижню або верхню частину.

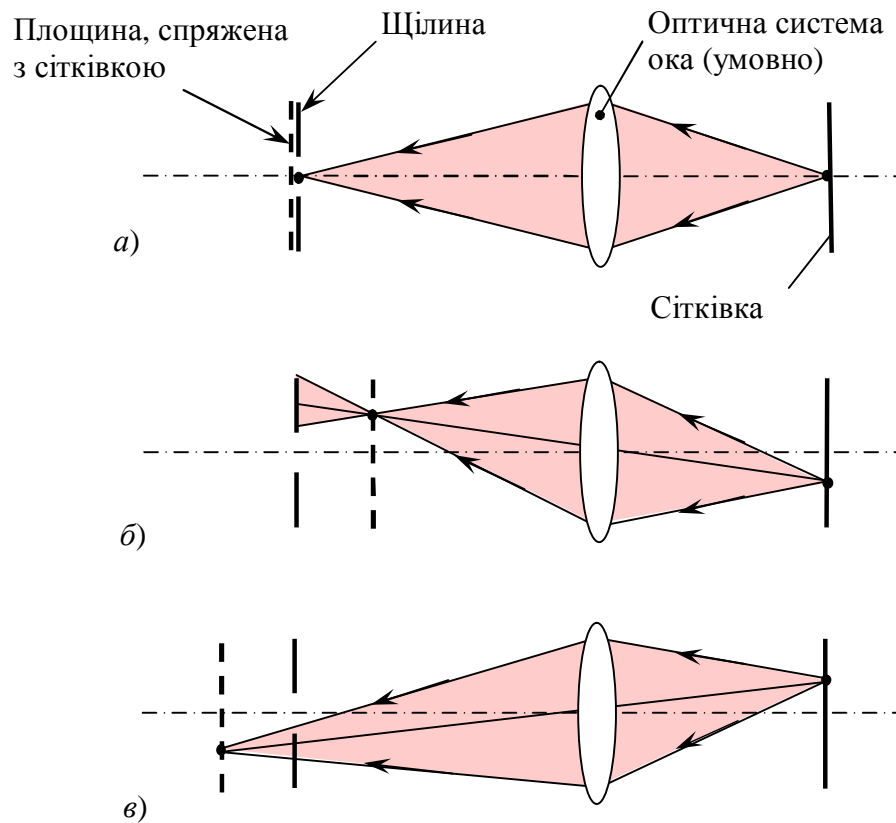


Рисунок 4.31 – Зворотний хід променів в об'єктивному акомодометрі:

a – еметропічне око; *б* – міопічне око; *в* – гіперметропічне око

Посилені з фотоприймачів електричні сигнали надходять на двигун, що приводить щілину в положення, спряжене з сітківкою. Вимір роблять у невидимій інфрачервоній області спектру для виключення акомодатії на навколишні предмети і на елементи самого приладу.

На рис. 4.32 зображена оптична схема приладу [22]. Джерелом світла 1 слугує лампа розжарювання. Пучки променів, пройшовши конденсор 2, освітлюють подвійну діафрагму 3. Ця діафрагма розташовується у фокальній площині коліматорної лінзи 6. Тому промені, що вийшли з лінзи 6, будуть паралельними. Після подвійної діафрагми встановлений диск 4, який перекриває по черзі її щілини та модулює світловий потік. При цьому напрямок паралельного пучка залежить від тієї щілини, яка не перекрита в цей момент.

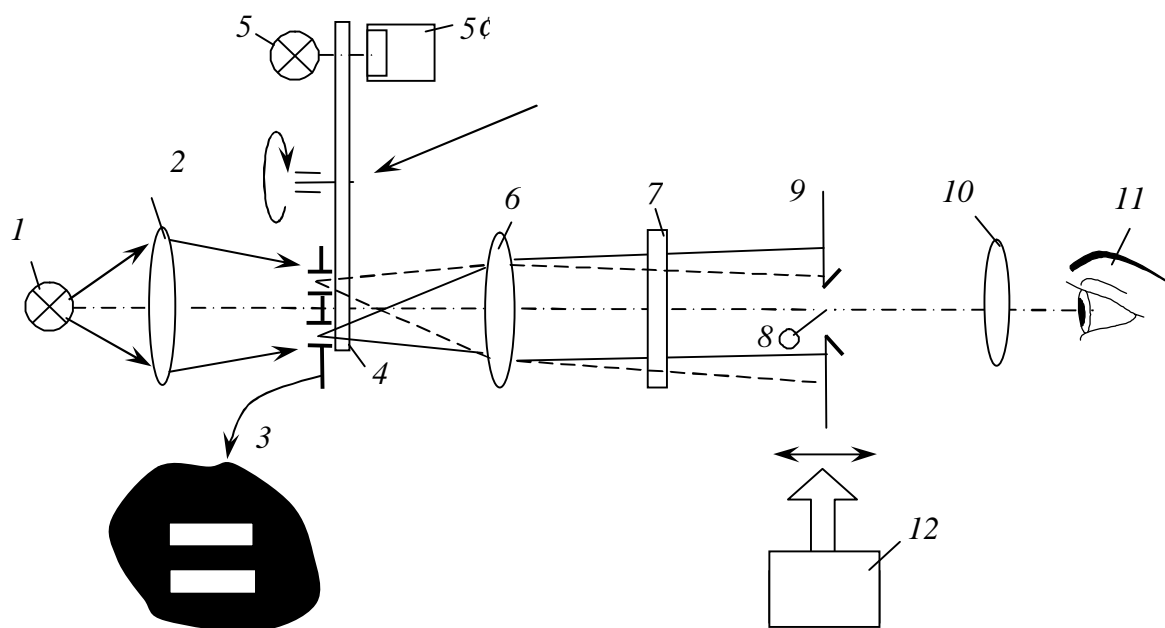


Рисунок 4.32 – Оптична схема об'єктивного акомодометра

Щоб відрізнити світлові пучки, є еталонний світловий потік, який перекривається тим же диском і приймається фотоелементом 5. Один з

пучків перебуває у фазі з еталонним, інший – у протифазі (це й забезпечує безпосереднє розрізнення пучків). Вийшовши з коліматорної лінзи, пучки променів проходять інфрачервоний світлофільтр 7, щілину 9, проєкційну лінзу 10 і потрапляють у досліджуване око 11. Щілина 9 утворює два ножових краї, по обидві сторони від яких на похилих поверхнях змонтовані два інфрачервоних фотоприймачі. Лінза 10 слугує для редукції оптичної сили ока (щоб наблизити площину, спряжену з сітківкою, до ока). На відстані 3 мм від краю вхідної щілини розташовується марка 8, що пред'являється пацієнту. Щілина 9 і фотоприймачі встановлені на каретці, що переміщується за допомогою двигуна 12.

Існує тільки єдине спряження для кожного акомодативного стану, причому чутливість до змін оптичної спряженості характеризує точність вимірів. Під час досліджень здійснюється автоматичний запис безперервної зміни рефракції досліджуваного ока при фіксації заданих об'єктів (рис. 4.33).

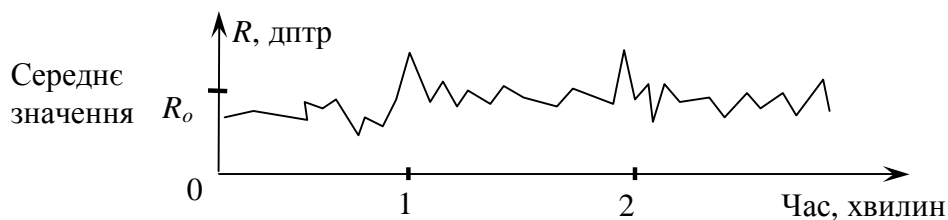


Рисунок 4.33 – Результат досліджень на об'єктивному акомодометрі

4.8. Прилади для дослідження та відновлення бінокулярного зору

Здатність до бінокулярного бачення навколишнього простору належить до вищих зорових функцій. Незважаючи на те що зображення на

сітківці ока є плоским, людина в нормі точно вирішує задачу орієнтації в просторі.

В підрозділі 3.6 зазначалося, що головною об'єктивною передумовою формування тривимірного просторового сприйняття є наявність відстані між центрами зіниць, тобто **бінокулярного базису**. Праве і ліве око одночасно розглядають предмет з різних точок, внаслідок чого зображення на сітчатках правого і лівого очей є дещо різними. На основі аналізу неоднакового характеру двох таких зображень в зорових частках кори головного мозку виникає тривимірне зображення спостережуваної картини.

Розлад бінокулярного зору залежно від його характеру може слугувати раннім сигналом порушення функціонування як периферичного відділу зорового аналізатора, так і центральної нервової системи.

Перелік поширених типів приладів для дослідження, лікування і відновлення бінокулярного зору представлено на рис. 4.34.

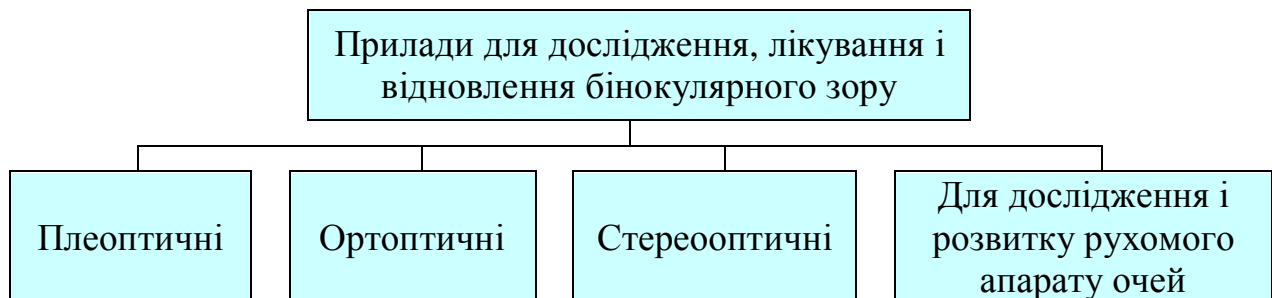


Рисунок 4.34 – Різновиди приладів для дослідження, лікування та відновлення бінокулярного зору

4.8.1. Плеоптичні прилади

Плеоптичні прилади – це прилади, що забезпечують спрямований вплив світла різної інтенсивності на певні ділянки сітківки. Завдяки цьому досягається гальмування внутрішніх ділянок фіксації, відновлення діяльності центральної ямки й переміщення головного зорового напрямку з хибної макули на центральну ямку, тобто відновлення монокулярного центрального зору (рис. 4.35).

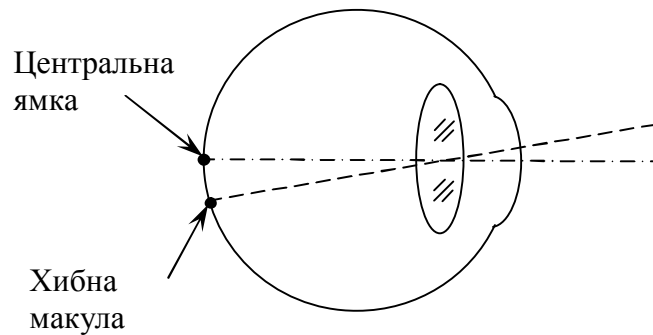


Рисунок 4.35 – Розбіжність помилкової макули та центральної ямки

Макулотестер – прилад, призначений для дослідження функції жовтої плями та лікування амбліопії. Принцип дії приладу базується на здатності людського ока аналізувати падаюче на нього поляризоване світло. Ця властивість жовтої плями ока сприяє виникненню явища, названого **феноменом або «щітками» Гайдингера**. Суть явища полягає в тому, що при розгляданні рівномірно освітленої поверхні через поляризаційний фільтр око помічає світлову фігуру, що має форму двох розмитих трикутників, гострі кути яких сходяться в точці. Цю точку і фіксує око.

Оптична схема приладу (див. рис. 4.36) [22] містить джерело світла 1 (лампу розжарювання СЦ-70), конденсор 2 (з фокусною відстанню 25 мм), матове скло 3, змінний світлофільтр 4, поляроїд 5, що обертається, тест 6 і окуляр 7. Відстань від джерела світла до поляроїда становить біля 100 мм. Кут поля зору окуляра 40°. Для спостереження освітленого поля використовується окуляр 8 крат. У комплект приладу входять такі світлофільтри: СС-5, СС-4, ЖС-2 і ЖС-8.

На початку дослідження пацієнт дивиться в окуляр приладу на рівномірно освітлене поле синього кольору, фіксуючи його центральну ділянку. Після адаптації ока вмикають електродвигун, що обертає поляроїд. Швидкість обертання – 1 об/с. Досліджуваний повинен дати опис спостережуваної картини й визначити напрямок обертання «щіток» Гайдингера (який можна змінювати). При ураженнях області жовтої плями феномен Гайдингера не виникає.

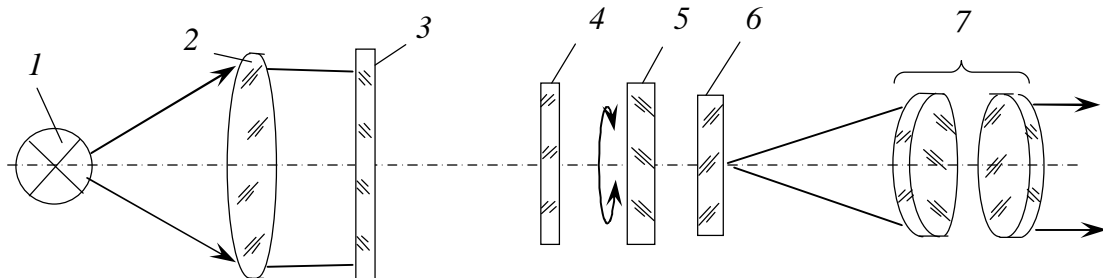


Рисунок 4.36 – Оптична схема макулотестера

Під час лікування пацієнтові пропонують сумістити фігуру «щіток» з центром фіксаційного перехрестя та «утримувати» її в зазначеному положенні протягом 10 хвилин. Усього проводять 10...20 таких вправ щодня або через день.

4.8.2. Ортоптичні прилади

Ортоптичні прилади - це прилади, що дозволяють виявляти характер і ступінь участі кожного ока в бінокулярному зорі, а також проводити тренувальні вправи для відновлення та закріплення нормального бінокулярного зору.

У цих приладах поле зору розділяють на дві частини та одночасно пред'являють фізіологічно рівноцінні тести для кожного ока. При цьому існують такі типи поділу полів зору: механічне (у тому числі дзеркальне), колірне і поляроїдне.

Синоптофор - прилад, призначений для діагностики і лікування косоокості. За допомогою синоптофора можна визначати «об'єктивний» і «суб'єктивний» кути косоокості, здатність до бінокулярного злиття зображень об'єктів тощо.

Принцип дії синоптофора базується на механічному поділі полів зору. Прилад містить два ідентичних канали (рис. 4.37), у кожному з яких є джерело світла 1, конденсор 2, світлофільтр 3, тест 4, дзеркало 5 та окуляр 6 [22].

Кожному оку роздільно пред'являють половину того самого малюнка. При паралельному положенні оптичних осей обох спостерігальних систем приладу малюнки зливаються, що свідчить про відсутність косоокості. При косоокості малюнки, запропоновані кожному оку, видні роздільно та зливаються тільки при повороті осі однієї з спостерігальних систем приладу на певний кут, величина якого й характеризує ступінь косоокості.

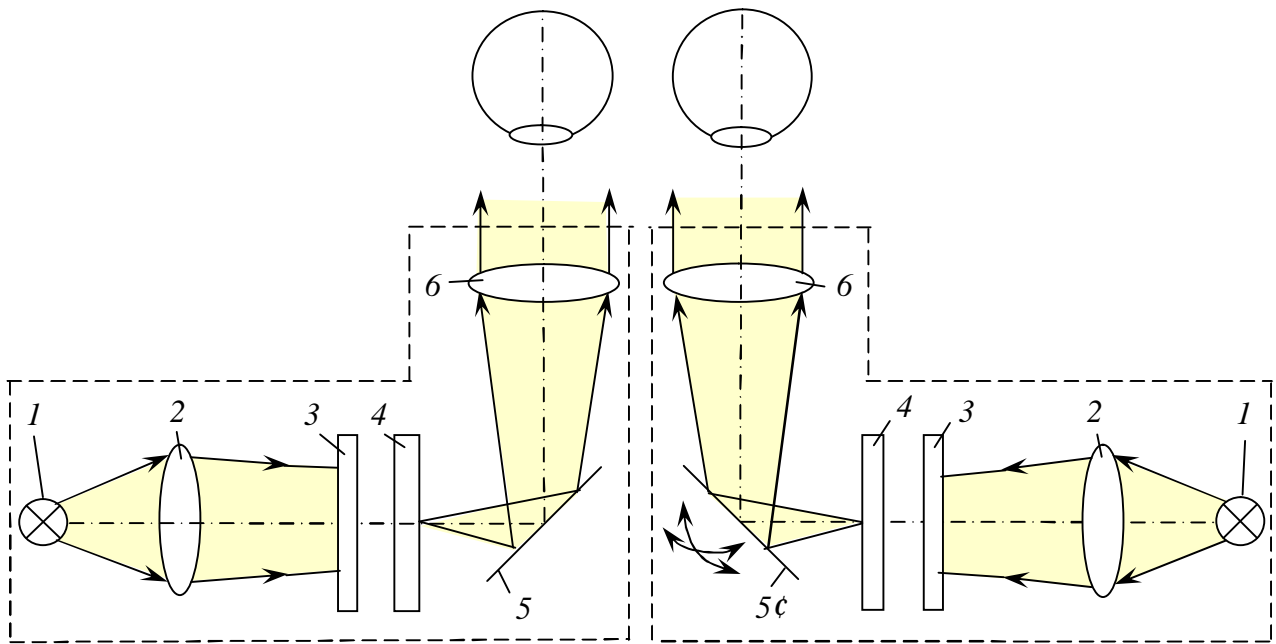


Рисунок 4.37 – Оптична схема синоптофора

4.8.3. Стереоптичні прилади

Проекційний прилад для дослідження бінокулярного зору – прилад, призначений для дослідження стану бінокулярного зору, тренування роздільного бачення та проведення ортоптичних вправ. Прилад дозволяє досліджувати характер зору (бінокулярне або монокулярне), визначити «ведуче» око, досліджувати «феномен складності роздільного бачення» при амбліопії³, що супроводжує косоокість, та проводити тренувальні вправи.

Принцип дії такого приладу зводиться до того, що на матовий екран, який пропускає світло, за допомогою оптичної системи проєктують різні типи тест-об'єктів, які й розглядаються досліджуваним. Залежно від

³ **Амбліопія** – це погіршення (послаблення) зору, зумовлене функціональними розладами зорового аналізатора.

сприйняття пацієнтом спостережуваної картини лікар визначає ступінь порушення досліджуваної функції зору. За допомогою відповідної групи тестів можуть бути проведені й тренувальні вправи.

Конструктивно прилад виконаний у вигляді настільного проектора з матовим екраном, що просвічується. Оптична схема приладу, показана на рис. 4.38 [22], містить лампу розжарювання 1, конденсор 2, змінні тест-об'єкти (діапозитиви), вмонтовані в поворотний диск 3, проєкційний об'єктив 4 (наприклад, типу «Індустар-50»), систему дзеркал 5 і матовий екран 6.

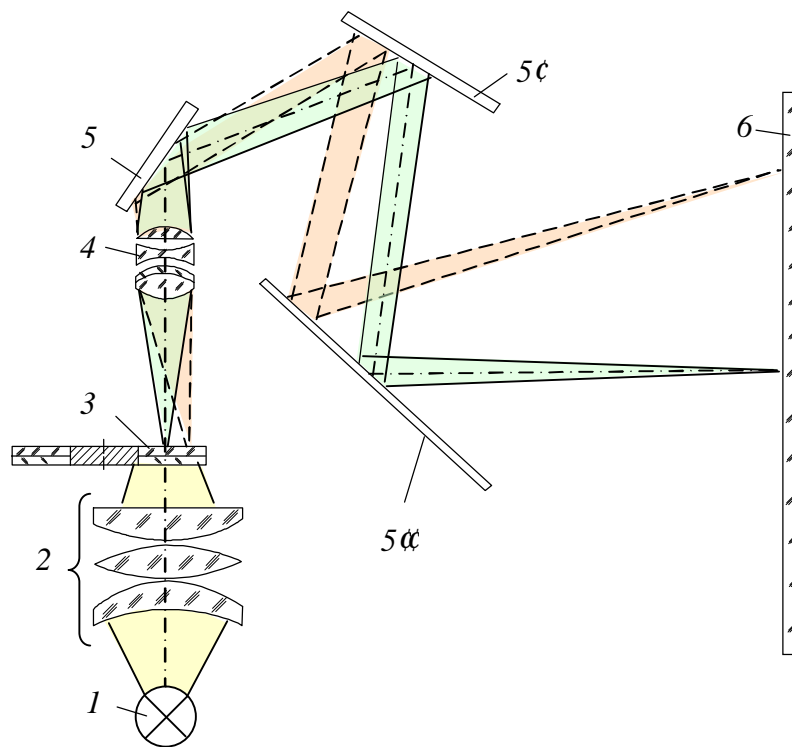


Рисунок 4.38 – Оптична схема проєкційного приладу для дослідження бінокулярного зору

Під час досліджень функції бінокулярного зору використовують принцип поляроїдного або колірного поділу полів зору обох очей. У першому випадку встановлюють поляроїдні тести (у яких знаки

орієнтовані в різних площинах поляризації), а пацієнт розглядає їх за допомогою поляроїдних окулярів. У другому – використовують колірний тест (наприклад, червоне, два зелених і два білих кола), який пацієнт розглядає через червоно-зелені окуляри.

Для дослідження стереоскопічного зору також застосовують тест-об'єкти у вигляді стереопар з декількох фігур, які пацієнт розглядає, визначаючи глибину розташування цих фігур.

4.9. Контрольні питання до розділу 4

1. Які найпоширеніші знаки застосовуються для вимірювання гостроти зору? Як розраховуються розміри цих знаків?
2. Що необхідно забезпечити в освітлювачі друкованих таблиць для якісного вимірювання гостроти зору?
1. Чим відрізняються прилади для суб'єктивного та об'єктивного дослідження гостроти зору?
2. Перелічіть та охарактеризуйте основні прилади для суб'єктивного та об'єктивного дослідження гостроти зору.
3. В чому полягає принцип дії лазерного аналізатора сітківки?
4. Яке призначення має призма Дове в офтальмологічних приладах?
5. На якій особливості ока базується принцип дії апаратів для об'єктивного вимірювання гостроти зору?
6. Які є два основні методи дослідження поля зору?
7. Які переваги має периметрія в порівнянні з кампіметрією?
8. Як називаються прилади для дослідження світлової чутливості? Перелічіть їх основні складові елементи?
9. Яке призначення та будову має аномалоскоп?

10. Як апаратно можна досягти великої кількості відтінків оптичних приладах для дослідження колірної чутливості?
11. Перелічіть основні складові суб'єктивного акадометра. Що таке редукція клінічної рефракції і для чого вона здійснюється?
12. В чому полягає феномен Гайдингера?
13. Як призначення мають макулотестер і синоптофор?

РОЗДІЛ 5

ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕДНЬОГО ВІДДІЛУ, СЕРЕДОВИЩ ОКА ТА ОЧНОГО ДНА

5.1. Загальні відомості про біомікроскопію

Одним з основних методів дослідження органа зору є візуальний огляд. В основі сучасної біомікроскопії ока лежить явище, яке полягає розсіюванні світла середовищами з чітко вираженими оптичними неоднорідностями. Це явище дозволяє отримувати високу контрастність в освітленому полі, виявляти найменші зміни в оці та визначати їх пошарову локалізацію в тканинах.

Найпоширеніші типи приладів для дослідження переднього відділу, середовищ ока та очного дна представлені на рис. 5.1.

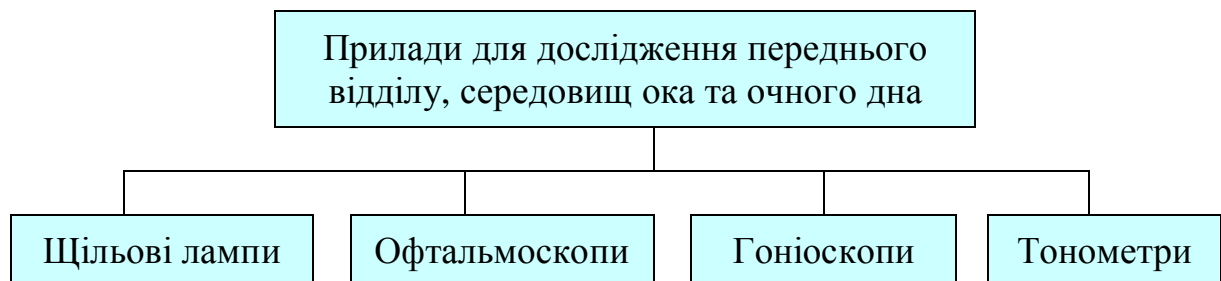


Рисунок 5.1 – Різновиди приладів для дослідження переднього відділу, середовищ ока та сітківки

5.2. Щільові лампи

Щільова лампа - це оптичний прилад, який містить інтенсивне джерело світла (освітлювач) і бінокулярний стереоскопічний мікроскоп з

внутрішнім пристроєм для зміни збільшення.

Робота з приладом зводиться до отримання світлового пучка визначеної форми, який направляється на досліджувану ділянку ока, та до спостереження цієї ділянки за допомогою мікроскопа. Форма світлового пучка задається діафрагмою, яка входить в оптичну схему освітлювача (рис. 5.2) [22].

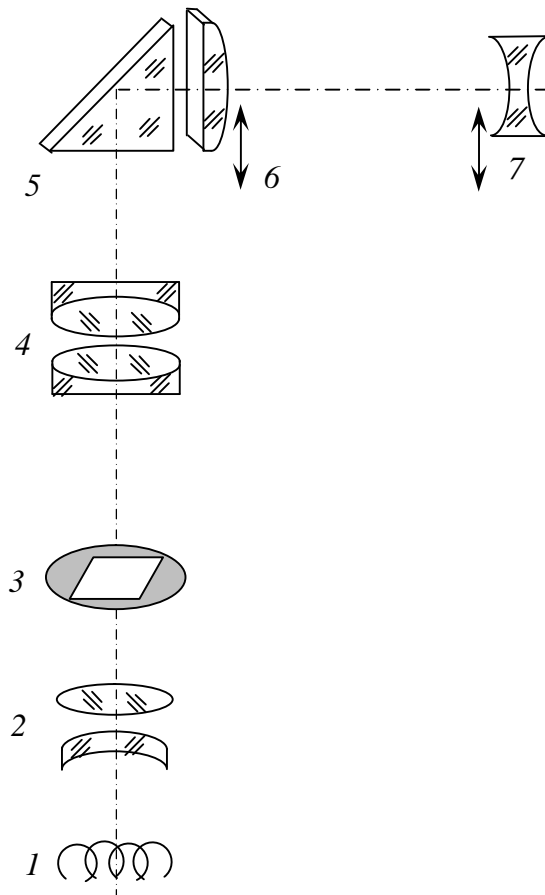


Рисунок 5.2 – Принцип дії освітлювача щільової лампи: 1 – нитка лампи розжарювання; 2 – конденсор; 3 – діафрагма; 4 – об’єктив; 5 – призма; 6 – циліндрична лінза; 7 – офтальмоскопічна лінза

Оптична схема освітлювача формує зображення діафрагми 3 на визначеній відстані від вихідної грані призми 5. Досліджувана ділянка ока повинна бути суміщена з цим зображенням. Конструкція діафрагми

дозволяє отримати різні форми зображення: від квадрата з розмірами 8×8 мм до вузьких смуг по ширині та висоті та може мати вигляд точки. В подальшому викладенні діафрагма 3 та її зображення називаються щілиною. Вертикальний розмір зображення може бути збільшений до 16 мм за допомогою циліндричної лінзи 6.

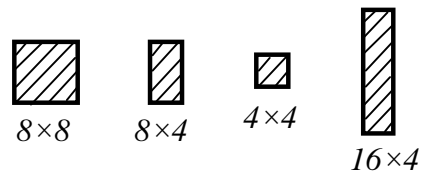


Рисунок 5.3 – Варіанти зображення щілини

Нитка розжарювання лампи *I* розташована так, щоб забезпечити найбільшу освітленість зображення щілини по вертикалі. Якщо зображення щілини зробити вузьким, то отримаємо дуже яскраву світлову площину, яка може бути направлена на будь-яку частину ока. Світлова площина «вирізає» в досліджуваній частині ока ділянку, яка обмежена з двох сторін паралельними площинами, а дві інші поверхні цієї ділянки визначаються формою досліджуваної частини ока. Проходячи через прозорі середовища ока, світлова площина ніби «розрізає» їх, утворюючи «**оптичний зріз**». Такий зріз є головним об'єктом дослідження за допомогою бінокулярного мікроскопа.

Досліджувати можна будь-яку частину зрізу, для чого необхідно переміщувати мікроскоп та наводити його на різні ділянки зрізу. Якщо в рогівці, кришталику або скловидному тілі є помутніння, то вони відносно добре виявляються в цьому вузькому пучку світла під час спостереження через бінокулярний мікроскоп.

Для спостереження заднього відділу ока та очного дна використовують **офтальмоскопічну лінзу 7**. Це є від'ємна лінза, яка нейтралізує дію оптичних елементів ока та дозволяє спостерігати ділянку очного дна як через плоскопаралельну пластинку.

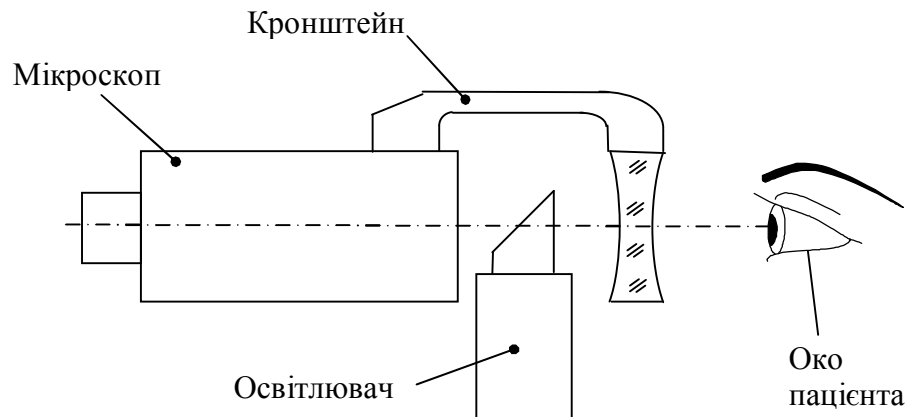


Рисунок 5.4 – Схема розташування елементів щільової лампи

Практично будь-яка щільова лампа (рис. 5.5) містить такі вузли: стереомікроскоп 1, освітлювач 2, координатний столик 3, блок живлення 4, лобно-підборідну опору 5 з фіксаційною точкою 6 і офтальмологічний столик 7. Окрім того, в комплект приладу можуть входити змінні частини: кронштейн з від'ємною лінзою 10, вимірювальний окуляр тощо.

Координатний столик 3 забезпечує переміщення щільової лампи в двох взаємно перпендикулярних напрямках горизонтальної площини (нахилами руків'я 8), а також по висоті (поворотом кільця 9).

Освітлювач 2 і бінокулярний мікроскоп 1 зміщуються відносно основи й один одного в горизонтальній площині у межах $\pm 60^\circ$. В освітлювачі, як правило, розміщуються: галогенна лампа; конденсор; механізм щілини і диск з набором круглих діафрагм, що забезпечують

отримання світлового пучка визначеного перетину, диск зі світлофільтрами; об'єктив і призма.

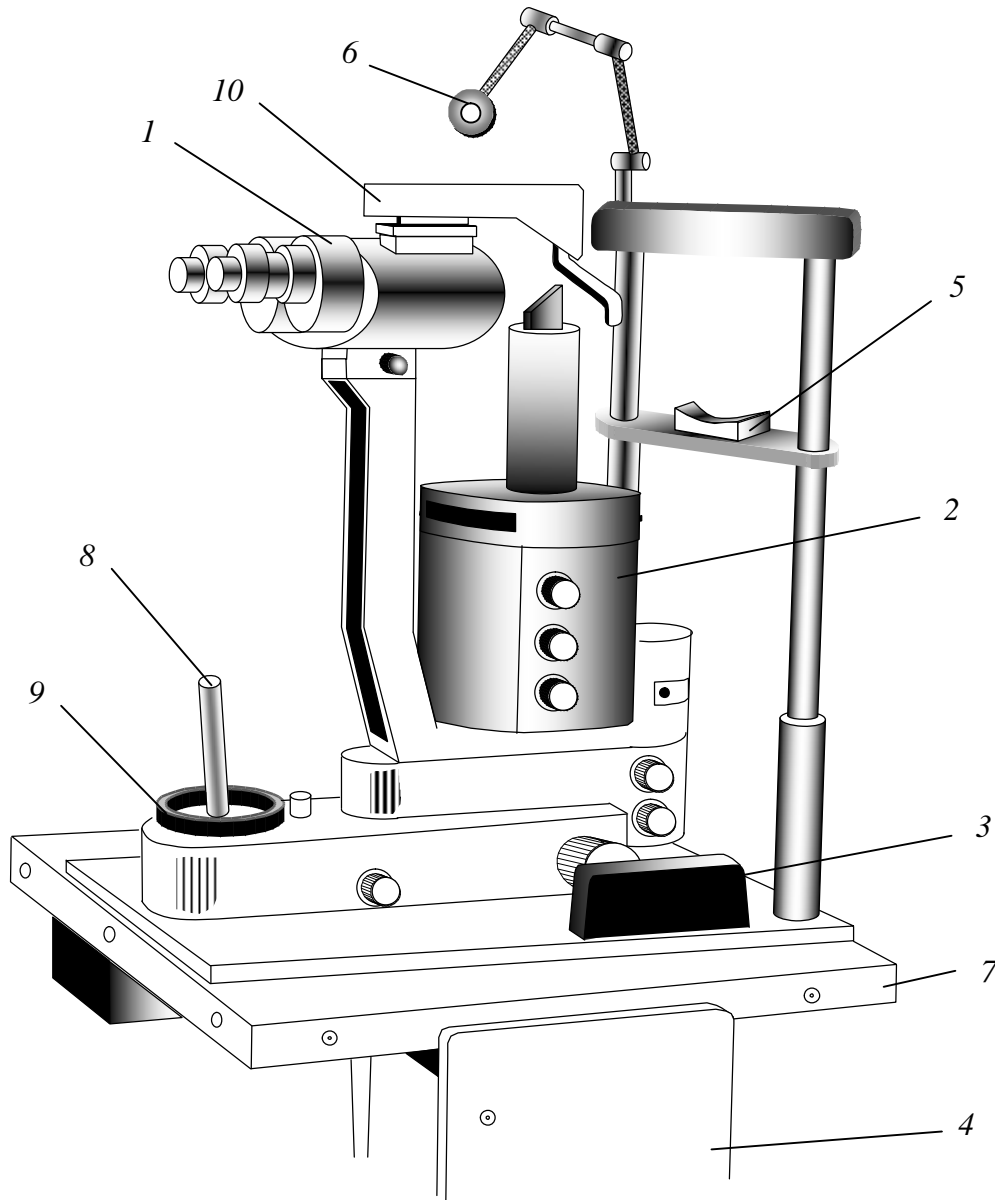


Рисунок 5.5 – Будова щільової лампи

Основна головка з призмою, що встановлена на освітлювачі, має можливість повороту на кут $\pm 6^\circ$. В головці з призмою встановлена

апертурна діафрагма, яка дозволяє зменшити апертуру об'єктива, з метою підвищення якості оптичних зрізів.

Відстань між окулярами можна змінювати розвертанням корпусів призм. Окуляри мають можливість діоптрійного наведення у межах ± 8 дптр. В кожному з окулярів встановлена сітка з перехрестям для підстроювання різкості.

Фіксаційна точка *б* (у вигляді світловода червоного кольору) встановлена в верхній частині налобника. Завдяки шарнірному пристрою вона дозволяє фіксувати погляд пацієнта в необхідному для дослідження напрямку ока.

Для огляду очного дна застосовують кронштейн *10* з офтальмоскопічною від'ємною лінзою з оптичною силою біля -57 дптр, що встановлюється на верхній частині біноклярного мікроскопа *1*. У неробочому положенні лінза відводиться у бік.

Для вимірювання товщини рогівки, елементів переднього відділу ока використовують **кератопахометричну приставку**, яка також встановлюється на корпусі біноклярного мікроскопа. При її встановленні в правий канал вводяться дві плоскопаралельні пластинки, накладені одна на одну і розташовані перпендикулярно до оптичної осі правого каналу. Лінія розділу пластинок суміщена з оптичною віссю. Нижня пластинка нерухома і дає зображення без зміщення оптичного перетину рогівки, а верхня – повертається навколо вертикальної осі та дає зображення, що зміщується і яке можна сумістити з нерухомим. За величиною зміщення можна дізнатися про товщину рогівки.

Комплект приставок для фотографування, як правило, містить (рис. 5.6, *а*): фотокамеру; фотонасадки для моно- і стереофотографування з оптичним дільником з коефіцієнтом відбиття 50 %; фотонасадку для

монофотографування; оптичний дільник з коефіцієнтом відбиття 70 %; фотоспалах тощо.

У комплект приставок для спільної роботи з другою особою входять містить (рис. 5.6, б): монокулярна трубка, бінокулярна трубка, оптичний дільник з коефіцієнтом відбиття 50 %. Монокулярна трубка містить призму Дове, два об'єктиви, призму обертаючої системи та окуляр з діоптрійним наведенням ± 8 дптр. Для огляду другою особою або фотореєстрації переднього відділу ока в бінокулярний мікроскоп вводяться оптичні дільники з коефіцієнтами відбиття 50 і 70 %.

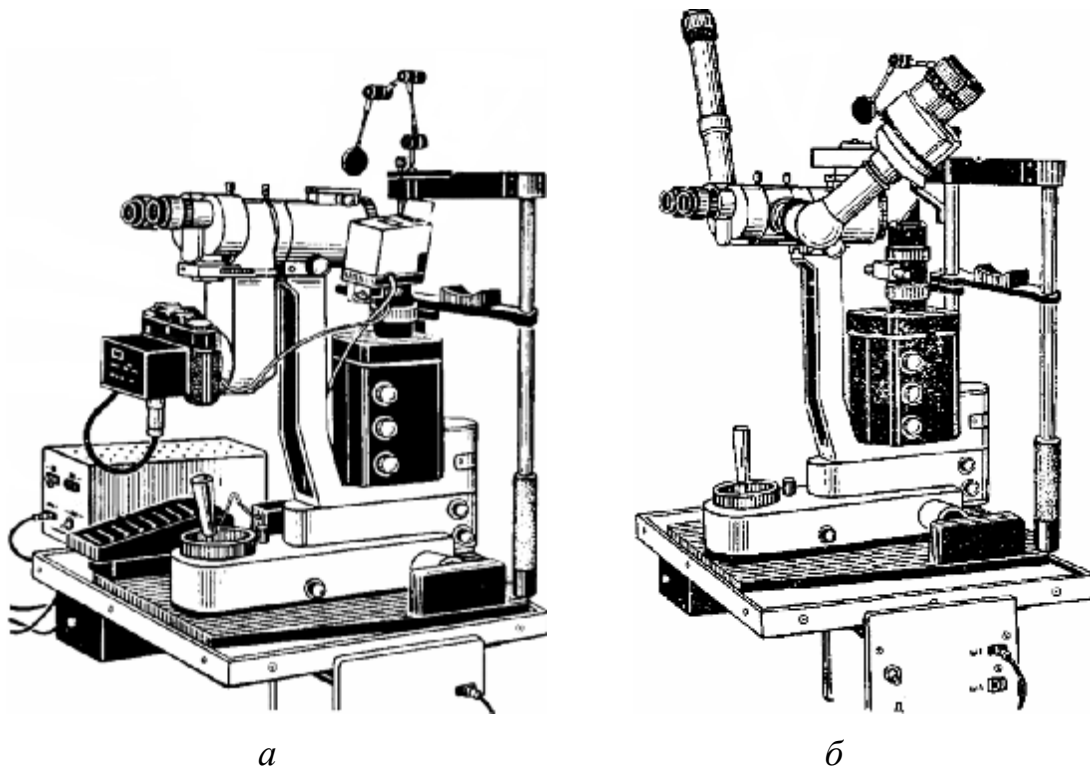


Рисунок 5.6 – Щільова лампа з комплектом приставок:

a – для фотографування; *б* – з монокулярною і бінокулярною трубками

На рис. 5.7 показано зовнішній вигляд сучасних щільових ламп різних виробників.

Типові технічні параметри щільових ламп:

- Збільшення мікроскопу змінне Від 8 до 40 крат
- Поле зору мікроскопа Від 25 до 5 мм
- Зміна величини зображення щілини:
 - по ширині плавно Від 0,04 до 10 мм
 - по висоті дискретно 1, 3 і 10 мм.



a



б

Рисунок 5.7 – Зовнішній вигляд сучасних щільових ламп:

a – FS-3V фірми «Nikon», *б* – SL-45DX фірми «Shin Nippon»

5.3. Основні способи офтальмоскопії

Офтальмоскопи – це прилади, які призначені для дослідження очного дна. Вони побудовані за принципом спряженості, тобто на тому, що для кожної точки предмету є відповідна точка у просторі зображень.

В офтальмологічній практиці використовуються два способи офтальмоскопії [10, 22]: у прямому або зворотному вигляді.

При офтальмоскопії емітропічного ока у **прямому вигляді** (рис. 5.8) промені світла після відбиття від досліджуваного очного дна потрапляють в око спостерігача паралельним пучком, і на сітківці останнього отримується пряме зображення досліджуваного очного дна. Оскільки око спостерігача безпосередньо дивиться на досліджуване очне дно через оптичну систему досліджуваного ока, ця система еквівалентна лупі значного збільшення. При емітропічному оці (коли його фокусна відстань приймається рівною 17 мм) збільшення, при якому можливо бачити очне дно, буде рівним $250:17=14,7$ крат, що є позитивною стороною.

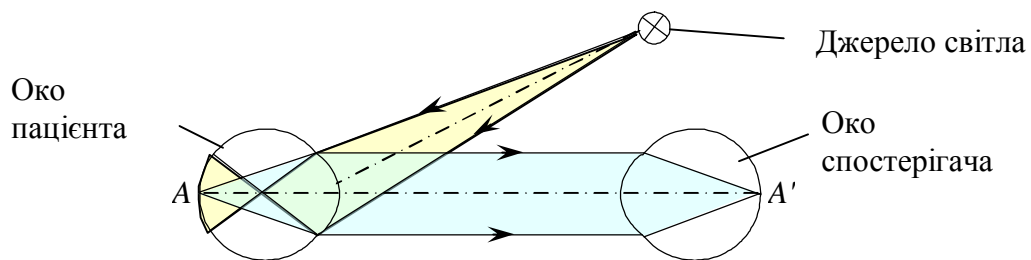


Рисунок 5.8 – Схема офтальмоскопії в прямому вигляді

Проте застосування цього способу не є завжди зручним, тому що потребує максимального наближення ока спостерігача до ока, що досліджується. Тільки на дуже невеликій відстані між очима видиме поле зору буде достатнім, оскільки зіниця досліджуваного ока є діафрагмою, що обмежує поле зору. У зв'язку з малою відстанню спостерігач не може користуватися одним оком для дослідження обох очей досліджуваного, а змушений дивитись правим оком в праве око досліджуваного й навпаки. Тому частіше використовується офтальмоскопія у зворотному вигляді.

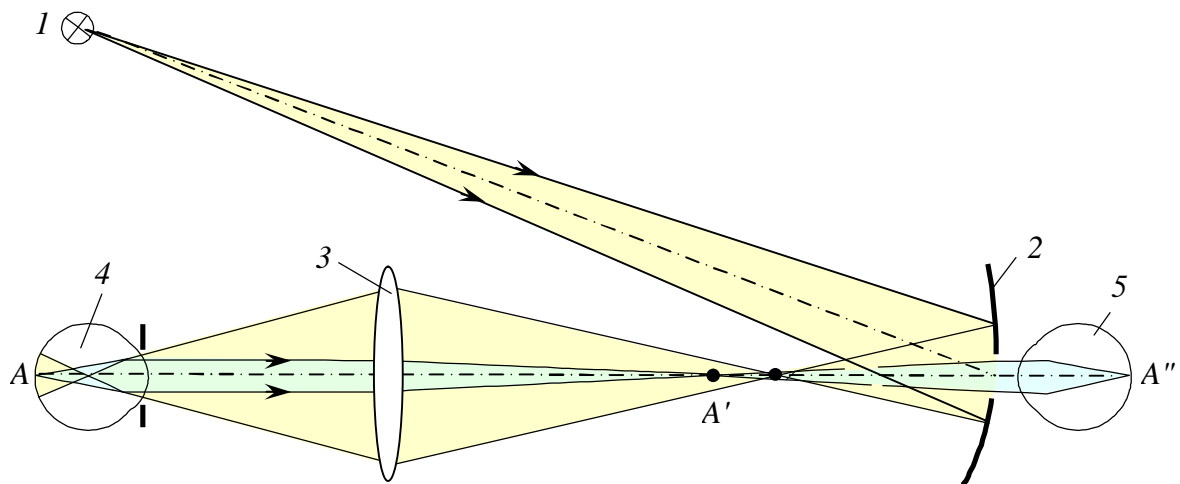


Рисунок 5.9 – Схема офтальмоскопії в зворотному вигляді

Схема **офтальмоскопії у зворотному вигляді** застосовується в ручних дзеркальних офтальмоскопах. Світло від джерела (рис 5.9) потрапляє на увігнуте дзеркало 2 з отвором B , яке направляє його на лінзу 3. Пройшовши лінзу, промені світла за допомогою оптичної системи досліджуваного ока 4 освітлюють очне дно. Відбиті від очного дна промені (у випадку емітропічного ока) виходять паралельним пучком і потрапляють на лінзу 3, у фокальній площині якої отримується обернене зображення очного дна. Воно спостерігається через отвір B у дзеркалі 2 оком спостерігача 5.

В даному випадку точка A очного дна спряжена з точкою зображення A' , що знаходиться в повітрі. Для її розгляду спостерігач повинен акомодувати так, щоб точка A' була спряженою з точкою A'' . Для того, щоб зіниця B' не обмежувала поле зору, лінза повинна створювати зображення отвору в зіниці B' досліджуваного ока. Тоді зіниця B' зображується лінзою в отворі B дзеркала, за яким знаходиться око спостерігача.

5.4. Методи усунення рефлексів

Офтальмоскопії суттєво перешкоджають рефлекси від рогівки та оптичних елементів.

Поширеними є три методи усунення рефлексів від рогівки:

1. геометричний,
2. поляризаційний,
3. діасклеральне освітлення.

5.4.1. Геометричний метод

Геометричний метод усунення рефлексів зводиться до розділення освітлювального і оптичного каналів. Згідно з ним, вхідна зіниця оптичної системи і вихідна зіниця освітлювальної системи, роль якої виконує зображення джерела, повинні розташовуватися поряд на рогівці досліджуваного ока, не перекриваючи одна одну. Зображення джерела світла в цьому випадку повинне бути нерозмитим і точно відповідати заданому розміру і формі. Усунення ореола при зображенні джерела світла досягається ретельним коригуванням аберацій освітлювальної системи, просвітленням поверхонь лінз, нанесенням на металеві деталі усередині приладу чорного матового покриття.

Залежно від вимог до величини поля зору, збільшення та якості зображення очного дна оптичні системи приладів, які базуються на геометричному методі усунення рефлексів, підрозділяють на дві групи.

Системи з повністю розділеними оптичним і освітлювальним каналами застосовуються в ручних офтальмоскопічних приладах, в яких

освітлювальний і оптичний канали не мають спільних оптичних елементів (рис. 5.10).

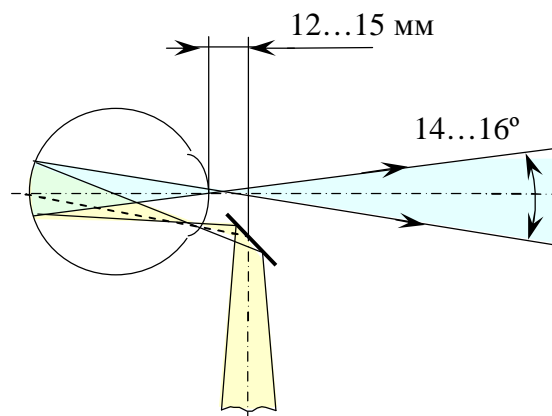


Рисунок 5.10 – Схема розділення оптичного і освітлювального каналів офтальмоскопа

Щоб відбивач (дзеркало або призма) не потрапляв у хід променів оптичного каналу та не зрізав пучків, що формують зображення очного дна, він повинен бути розташований достатньо близько від досліджуваного ока. Це вносить певні незручності при дослідженні та вважається недоліком системи.

Система зі спільним оптичним компонентом. Освітлювальний і оптичний канали не повністю розділені між собою, а мають спільну (офтальмоскопічну) лінзу. Відбивач встановлюють усередині приладу поряд з апертурною діафрагмою, майже в одній площині з нею. Така побудова оптичної схеми дозволяє, не обмежуючи розмірів поля на очному дні, віддалити прилад від досліджуваного ока на відстань, достатню для створення певної зручності в роботі. Вказана система застосовується в стаціонарних офтальмоскопах та приладах для фотографування очного дна. Проте при користуванні такою системою виникає інша перешкода – додатковий рефлекс від поверхонь самої офтальмоскопічної лінзи (рис. 5.11). Ця лінза знаходиться одночасно в

ході променів, що йдуть від освітлювача, і в ході променів, що формують зображення очного дна. При цьому кожна її поверхня відбиває частину світлового потоку, утворюючи рефлекс, який накладається на зображення очного дна. Розмір і місцезположення цих рефлексів залежать від радіусів кривизни відбиваючих поверхонь, а яскравість – від частки відбитого ними потоку.

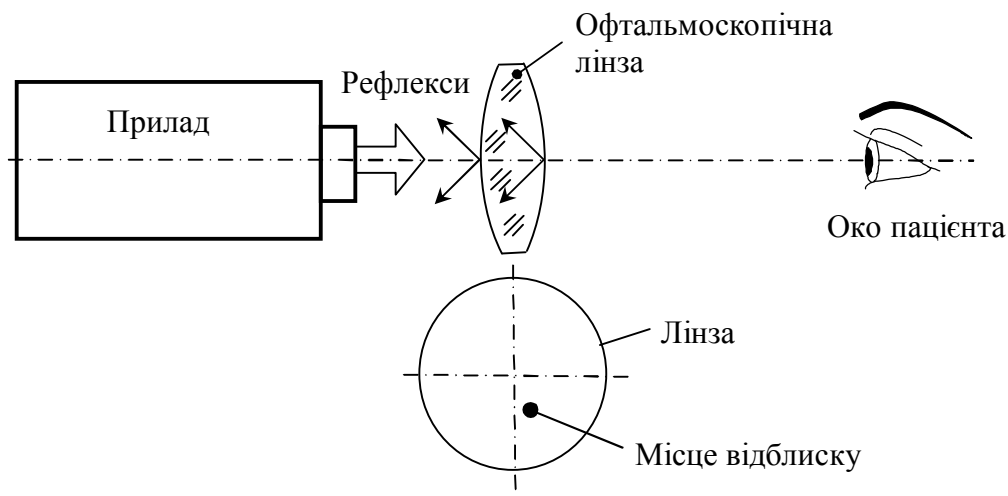


Рисунок 5.11 – Прояв відблисків в системі зі спільним оптичним компонентом

Навіть при багат шаровому просвітленні рефлекси від великого числа склесних поверхонь об'єктива зазвичай перевищують по яскравості зображення очного дна. Тому застосування багатолінзових об'єктивів, які забезпечують високу якість зображення, практично виключається. Виходом в цьому випадку є застосування асферичних поверхонь, які забезпечують зменшення аберацій. Одна така поверхня замінює, щонайменше, дві сферичні поверхні. Зазвичай, профіль асферичної поверхні утворюється кривими другого порядку (парабола, еліпс або гіпербола).

Застосування асферичної поверхні дозволяє без зміни фокусної відстані офтальмоскопічної лінзи та ходу параксіальних променів додати крайовим променям необхідний напрям. Це забезпечує усунення сферичної аберації та покращує якість зображення без зміни місцеположення зображення і збільшення. Проте асферична поверхня не позбавляє від інших видів аберацій, тому для усунення хроматизму асферичну лінзу виконують склеєною з двох сортів скла. Оскільки різниця в показниках заломлення сортів скла є порівняно невеликою, то рефлекс від поверхні склеювання практично відсутній. Застосування асферичної склеєної лінзи зменшує кількість рефлексів до двох. Усунення цих двох рефлексів, що залишилися, досягається такими прийомами.

Оптичну систему розраховують так, щоб зображення поверхні лінзи з темним екраном знаходилося достатньо далеко від площини зображення очного дна. Таке рішення дозволяє також виключити проекцію дефектів поверхні лінзи і осідаючого на неї пилу на зображення очного дна. Вибір товщини лінзи повинен забезпечити концентрацію на її другій поверхні, рефлексу від першої поверхні. Ділянку концентрації рефлексу екранують, наносячи на цій ділянці поверхні чорний кружок або іншу фігуру, що повністю закриває рефлекс. Як правило, розміри рефлексу не перевищують долі міліметра.

Радіус другої (зазвичай, сферичної) поверхні вибирають таким, щоб центр сфери сумістився з центром апертурної діафрагми оптичної системи. Пучки променів концентруються на маленькій ділянці, розташованій поряд з апертурною діафрагмою, але в неї не потрапляють, а відводяться у бік (отже, не доходять до зображення очного дна).

Вказані прийоми практично повністю усувають рефлекси, хоча вони є достатньо складними та трудомісткими.

5.4.2. Поляризаційний метод

Поляризаційний метод усунення рефлексів базується на деполаризуючій властивості тканин очного дна. Ця властивість дає можливість за допомогою аналізатора ніби «сортувати» світло, що розповсюджується від очного дна, та світло, відбите поверхнями лінз і рогівки. Аналізатор орієнтується так, що повністю «гасить» поляризоване світло, відбите лінзами і рогівкою очей, але пропускає частину деполаризованого (природного) світла, відбитого від очного дна. Такий метод пов'язаний з великими втратами світлової енергії (до 90 %), тому використання лише високо інтенсивних джерел світла дозволяє застосовувати його на практиці.

5.4.3. Діасклеральне освітлення

Діасклеральне освітлення при офтальмоскопії – це освітлення очного дна через склеру. Воно здійснюється контактним способом за допомогою склероконуса, що застосовується при **діафаноскопії**⁴.

Використовуючи сучасні інтенсивні джерела світла та волоконні світловоди, можна забезпечити освітленість, достатню для обстеження очного дна і навіть для його фотографування. Проте контактне дослідження ускладнює процес офтальмоскопії: метод важкий для пацієнта та трудомісткий для лікаря, тому він не знайшов дуже широкого практичного застосування.

⁴ Діафаноскопія – це просвічування вузьким пучком світла очного яблука або носових пазух з метою виявлення пухлин.

Оптимальна освітленість очного дна пацієнта рівна 2000 лк, що дозволяє досить добре розглядати деталі сітківки навіть при введенні спектральних світлофільтрів і поляроїдів. У різних моделях офтальмоскопів освітленість очного дна знаходиться в межах від 1000 до 4000 лк.

5.5. Різновиди офтальмоскопів

5.5.1. Універсальний ручний офтальмоскоп з щільовою лампою і волоконними світловодами.

Ручні офтальмоскопи набули широкого поширення в офтальмологічній практиці. Вони призначені для прямої та зворотної офтальмоскопії в положенні сидячи або лежачи. Випускаються ручні офтальмоскопи:

- електричні (з живленням від мережі змінного струму);
- автономні (з живленням від батарей або акумуляторів);

Часто такі офтальмоскопи містять волоконний світловод, а джерело світла винесене в окремий пульт-освітлювач.

Універсальний ручний офтальмоскоп призначений для дослідження очного дна в прямому вигляді, але можлива офтальмоскопія і в зворотному вигляді за допомогою лупи ± 13 дптр, що входить в комплект приладу. Прилад дозволяє проводити флуоресцентну ангіографію (з використанням синього світлофільтра); поляризаційні дослідження в безчервоному і помаранчевому світлі та вимірювання на очному дні.

Оптична схема офтальмоскопа представлена на рис. 5.12 [22, 10].

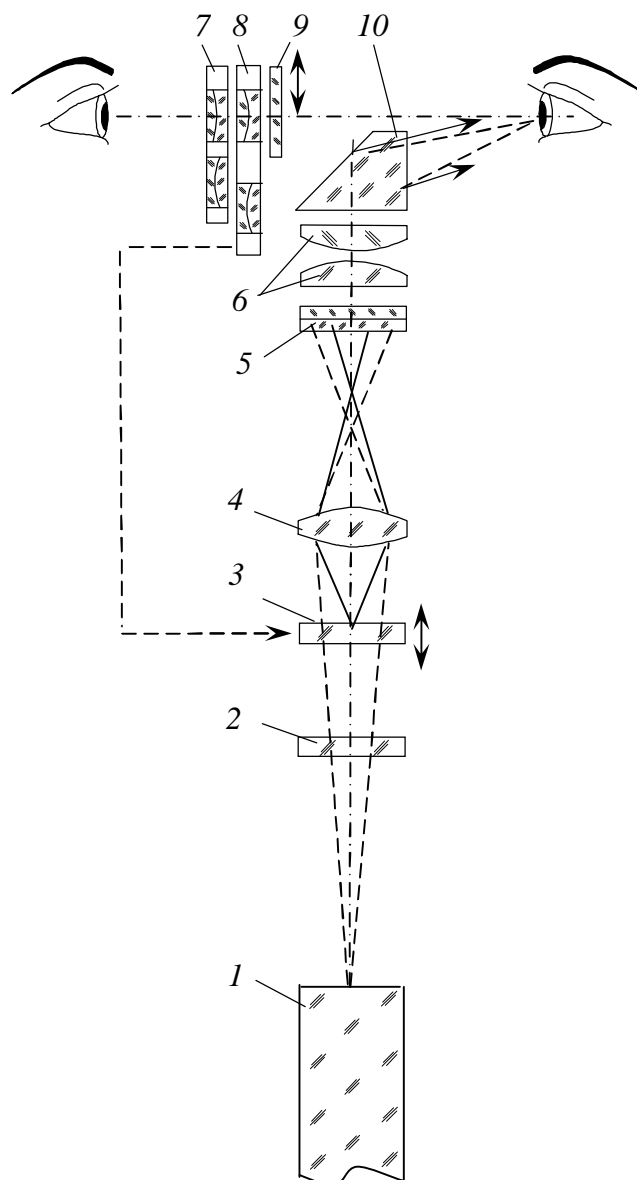


Рисунок 5.12 – Оптична схема універсального ручного офтальмоскопа

Універсальний ручний офтальмоскоп працює в комплексі з освітлювачем, в якому джерелом світла є галогенна лампа. Через волоконний світловод 1 «холодне» світло передається в прилад і, проходячи через диск з світлофільтрами 2, диск (повзун) з сіткою і діафрагмою 3, конденсор 4, поляризатор 5, об'єктив 6 і призму 10, формує зображення торця , що світиться, світловода 1 на рогівці досліджуваного

ока. Очне дно спостерігається через додатковий диск з коригувальними лінзами 7, основний диск з коригувальними лінзами 8 і аналізатор 9.

Конструктивно прилад містить оптичну насадку і рукоятку з вбудованим волоконним світловодом, приєднаним до освітлювача. У оптичній насадці розміщуються всі оптичні елементи та механічні вузли для їх переміщення. Аналізатор 9 може виводиться з оглядової системи, що дає можливість бачити очне дно в природному світлі (в цьому випадку поляризатор діє як нейтральний світлофільтр). Два вертикальні револьверні диски з коригувальними лінзами забезпечують корекцію аметропії в межах до ± 39 дптр.

Кольоровість світлового потоку змінюється завдяки обертанню горизонтального диску 2 зі світлофільтрами: «безчервоним» (СЗС22), помаранчевим (ОС13), синім (СС8). Інший горизонтальний диск 3, розташований поряд з першим, містить круглу діафрагму, щілину та вимірювальну сітку.

Для детальнішого дослідження очного дна та оцінки розмірів його елементів офтальмоскоп забезпечений пристроєм, який дозволяє за допомогою кулачкового механізму, що пересуває весь пристрій уздовж оптичної осі приладу при повороті основного вертикального диска 8 з коригувальними лінзами, автоматично фокусувати сітку на очне дно. Така конструкція забезпечує постійність масштабу зображення сітки на очному дні при різних значеннях рефракції очей.

5.5.2. Фотоофтальмоскопи

Фотоофтальмоскопи – це спеціальні фотокамери, призначені для реєстрації офтальмоскопічної картини на фотоплівці.

Випускаються як стаціонарні, так і ручні фотоофтальмоскопи. Проте, більшість з них – стаціонарні камери з координатним столиком і лобно-підборідною опорою для пацієнта, встановленими на офтальмологічному столику. Камера дозволяє проводити фотографування на стандартну 35-міліметрову плівку або здійснювати цифрову реєстрацію зображення.

Оптична схема **поляризаційного фотоофтальмоскопа** представлена на рис. 5.13 [22]. Його основною частиною є фотокамера, встановлена на координатному столику.

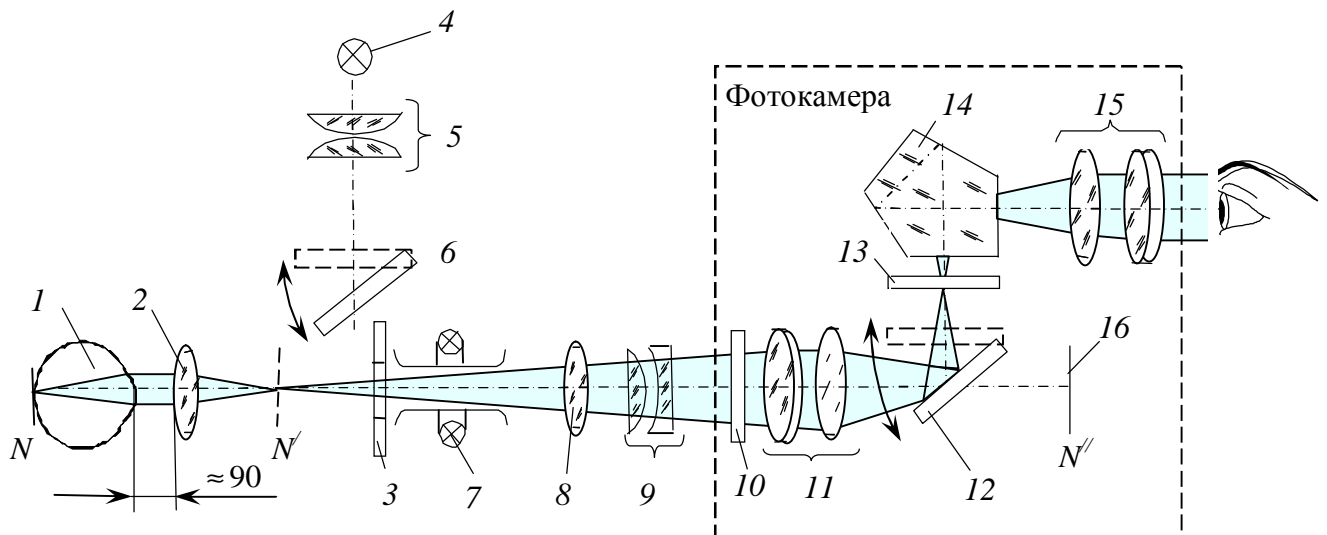


Рисунок 5.13 – Оптична схема поляризаційного фотоофтальмоскопа

Джерелом світла при фотографуванні слугує імпульсна лампа 7. Наприклад, лампа ИСК-25 – це кварцова трубка з електродами з напругою на живлячому конденсаторі 300 В. Час спалаху експозиції 6 мс, інтервал між спалахами 20 с. Залежно від інтенсивності забарвлення очного дна енергія спалаху імпульсної лампи може бути встановлена в 150 або 300 Дж.

Перед імпульсною лампою 7 встановлений кільцевий поляроїд 3. Офтальмоскопічна лінза 2 утворює зображення джерела світла на відстані

близько 90 мм від своєї передньої поверхні. Це зображення слід сумістити з рогівкою ока пацієнта. Для наведення на різкість та візуального спостереження очного дна слугує лампа розжарювання 4 (наприклад, СЦ-80, 8 В, 9 Вт). Конденсор 5 проектує зображення нитки розжарення лампи на відкидне дзеркало 6, що направляє світло на око пацієнта 1. Перед імпульсною лампою 7 встановлене дзеркало, яке при зйомці (у момент спалаху імпульсної лампи 7) відкидається та пропускає світловий потік до ока 1. Спостереження і фотографування очного дна відбувається через центральну частину зіниці ока.

Утворення зображення очного дна і усунення рефлексів в камері відбувається так. Світло, відбите від очного дна, пройшовши через вихідну зіницю, потрапляє на офтальмоскопічну лінзу 2. Оптична система ока разом з офтальмоскопічною лінзою 2 формують перше проміжне зображення очного дна в площині $N\zeta$. Його положення змінюється залежно від аметропії ока пацієнта 1. Для грубого спряження зображення очного дна з площиною плівки 16 при будь-якій аметропії пацієнта вводиться одна з восьми лінз 8, встановлених в револьверному диску. Точне спряження остаточного зображення N'' з площиною плівки 16, тобто остаточне наведення на різкість, проводиться фокусуванням об'єктива фотоапарату. Для компенсації астигматизму призначений **астигмокоректор 9** [23]. Він містить позитивну і негативну циліндричні лінзи однакової оптичної сили. При фотографуванні стигматичного ока осі циліндричних лінз встановлюються паралельно і астигмокоректор стає еквівалентним плоскопаралельній пластинці. При фотографуванні астигматичного ока осі лінз астигмокоректора повинні бути повернуті на певний кут. При цьому оптична сила астигмокоректора змінюється.

Перед об'єктивом 11 встановлений другий поляроїд 10, орієнтований таким чином, що «гасить» поляризоване світло, відбите поверхнями лінзи

2 і рогівкою ока пацієнта 1. Частину світла від очного дна поляроїд 9 все-ж попускає, оскільки тканини очного дна, що є дифузними відбивачами, деполаризують падаюче на них світло. Іншими словами, поляроїд ніби «сортує» світло, відбите від очного дна, і світло, відбите поверхнями лінз і рогівкою ока. Цим й досягається безрефлексність зображення очного дна.

В процесі наведення на різкість дзеркало 12 видошукача опущене і зображення N'' отримується в площині перехрестя 13. Окуляр 15 забезпечений системою, що забезпечує діоптрійне наведення по оку дослідника (від -5 до +5 дптр).

Телецентричний хід променів дозволяє зберегти однаковий кутовий масштаб знімків для очей з різними рефракціями. Елементи очного дна, що мають кутову величину 1° , незалежно від рефракції ока, зображуються на плівці відрізком в 0,75 мм. Це дозволяє порівнювати між собою абсолютні розміри судин і інших елементів сітківки очей з різними рефракціями.

Типові технічні параметри стаціонарних офтальмоскопів:

- Збільшення фотографічної системи 2-3 крат
- Збільшення візуальної системи 10-15 крат
- Те ж саме з телескопічною насадкою 20-30 крат
- Кут поля, що фотографується 30°
- Роздільна здатність в центрі поля, що фотографується 50 штр/мм
- Роздільна здатність оглядової системи в центрі поля зору 100 штр/мм
- Освітленість 150 лк
- Діапазон рефракцій ока ± 25 дптр.

5.5.3. Освітлювальні системи офтальмоскопів (медичних камер)

Освітлювальна частина медичної камери повинна забезпечувати рівномірне і достатнє освітлення ділянки очного дна, що фотографується. Таким вимогам відповідає оптична схема приладу, представлена на рис. 5.14 [2].

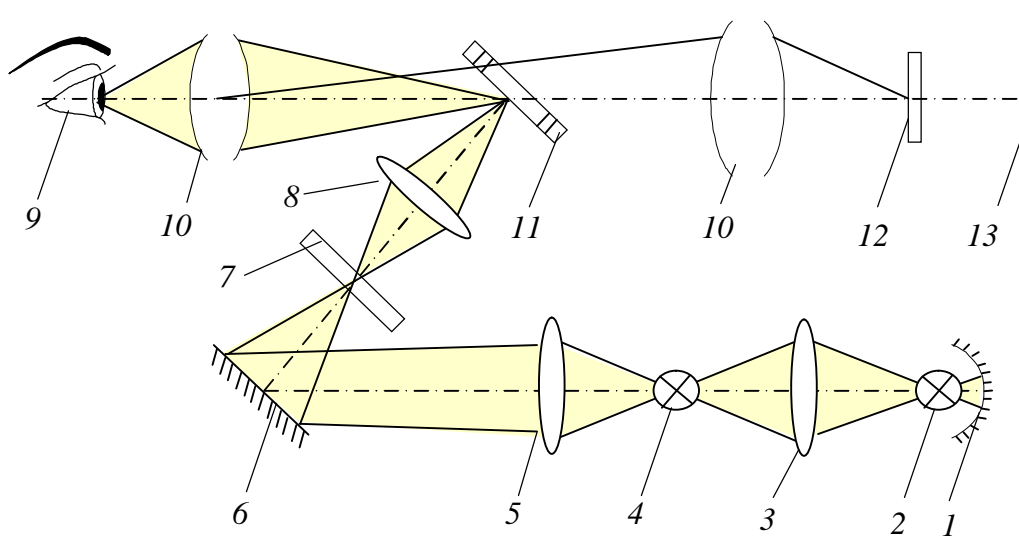


Рисунок 5.14 – Схема медичної камери для фотографування очного дна

Промені світла, що йдуть від лампи 2, після відбиття від сферичного дзеркала 1 і проходження конденсора 3 проєктують нитку лампи 2 на нитку лампи підсвічування 4. Після проходження конденсора 5 і відбиття від дзеркала 6 промені сходяться в площині діафрагми 7. Конденсор 8 проєктує зображення цієї діафрагми на центральну дзеркальну частину діафрагми 11. Після цього промені, пройшовши перший компонент фотооб'єктива 10, збираються у вхідній зіниці ока 9 і освітлюють очне дно. Промені освітлення займають на рогівці центральну частину, тоді як промені формування зображення, відображені від очного дна, проходять

через кільцеподібну неосвітлену зону рогівки навколо її освітленої центральної частини. Далі промені проходять через прозору зону діафрагми 11 завдяки дії першого компонента фотооб'єктива і направляються другим компонентом 10 через прозору частину діафрагми 12 в площину фотоплівки 13.

На діафрагмі 12 є невелика темна пляма для усунення рефлексів, які утворюються при падінні освітлювальних променів на поверхнях першого компонента об'єктива. Оскільки освітлювальний канал суміщений з фотографічним, то зіниця ока використовується повністю. Схема об'єктива є компактною, але дещо ускладнена через необхідність усунення рефлексів як від рогівки ока, так і від всіх поверхонь першого компонента об'єктива. Для усунення рефлексів в освітлювальному каналі передбачені екранувальні діафрагми.

Оптична схема медичної камери, в якій освітлення очного дна здійснюється за допомогою незалежного освітлювального каналу (рис. 5.15) [2]. Вона містить компоненти 1...6, раніше вже розглянуті на рис. 5.13, призму 7, око 8, об'єктив 9 і фотоплівку 10, що розміщується в площині зображення. Ця камера є простішою за оптичною схемою та конструкцією, проте, якість фотознімків є гіршою, ніж у медичної камери з освітленням очного дна через фотооб'єктив (див. рис. 5.14).

Освітленість ділянки очного дна, що підлягає фотографуванню, оцінюється за формулою:

$$E = \frac{1}{4} \pi \tau L \left(\frac{n'}{n} \right)^2 \left(\frac{D}{f'} \right)^2, \quad (5.1)$$

де τ – коефіцієнт пропускання оптичної системи і оптичних середовищ ока; L – яскравість джерела; n' – усереднений показник заломлення

оптичних середовищ ока ($n'=1,34$); $n=1$; $f'=23$ мм – задня фокусна відстань оптичної системи ока.

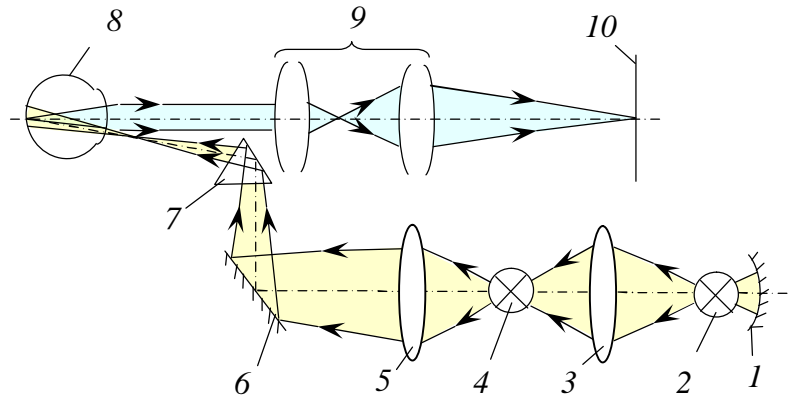


Рисунок 5.15 – Медична камера з незалежним освітлювальним каналом

Для нормального спостереження і фотографування очного дна рекомендується інтервал освітленостей 1000...4000 лк.

5.6. Гоніолінзи і гоніоскопи

Гоніолінзи і гоніоскопи – це пристрої, призначені для дослідження кута передньої камери ока. Подібні дослідження ґрунтуються на одному з двох принципів: один з них полягає у використанні заломлюючих оптичних середовищ, а інший – відбиваючих. Пристрої, засновані на першому принципі, прийнято називати гоніолінзами, на другому – гоніоскопами.

Гоніолінза – це контактна лінза, що прикладається до рогівки досліджуваного ока для спостереження кута передньої камери (рис. 5.16) [22].

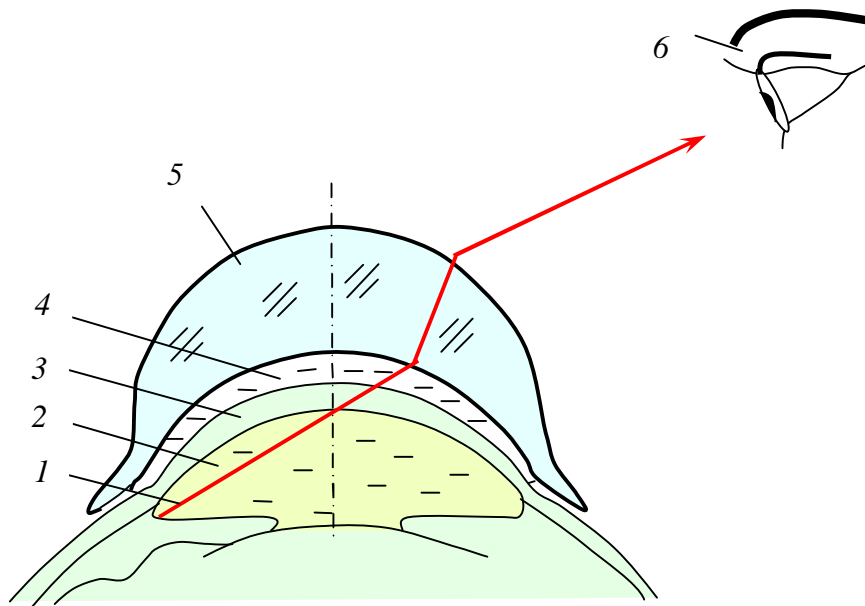


Рисунок 5.16 – Схема роботи гоніолінзи

Між рогівкою і лінзою вводиться розчин хлориду натрію, показник заломлення якого приблизно рівний рогівковому. Промені, відбиті від ділянки кута передньої камери 1, що вивчається, проходячи вологу передньої камери 2, рогівку 3, рідину між лінзою і рогівкою 4, заломлюються на поверхні розділу рідини і лінзи та проходять через лінзу 5. Пройшовши лінзу, пучки заломлених променів потрапляють в око спостерігача 6.

Гоніоскоп Гольдмана побудований на принципі відбиття, що значно зручніше і дозволяє використовувати щільову лампу (рис. 5.17). У цьому гоніоскопі контактна основа 1 прикладається до ока так само, як гоніолінза. Простір між рогівкою і контактною частиною гоніоскопа заповнюється рідиною. Усередині пристрою розміщується дзеркало 2, що відбиває промені, які виходять від досліджуваної ділянки кута передньої камери, і направляє їх в око спостерігача. Лінія візування не залежить від положення досліджуваної ділянки. Недоліком такого приладу є

необхідність його повороту навколо повздовжньої осі для огляду всіх ділянок передньої камери, що може викликати травму епітелію рогівки.

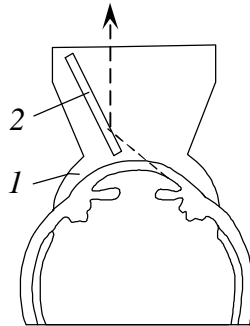


Рисунок 5.17 – Гоніоскоп Гольдмана

У гоніоскопі **Ван-Бойнінгена** цей недолік усунений. Пристрій є чотиригранною пірамідальною призмою, вершина якої усічена, а в ній вирізана сфера з радіусом кривизни біля 8 мм, що відповідає середньому значенню радіусу кривизни рогівки (рис. 5.18) [22]. Ця поверхня призми прикладається до рогівки. Поверхня прилягання є малою, а простір між рогівкою і контактною частиною гоніоскопа заповнюється сльозиною рідиною. Тому використовувати контактний розчин вже немає потреби. Грані прилеглої поверхні добре закруглені, що оберігає рогівку від ерозії.

Бічні поверхні призми дзеркальні, їх нахил до основи становить $62,5^\circ$. При огляданні кута передньої камери напрям погляду спостерігача паралельний осі піраміди, при цьому можна побачити широку ділянку протилежної області передньої камери. На похилих гранях призми промені зазнають повного внутрішнього відбиття та виходять через основу призми, яка наближена до ока спостерігача.

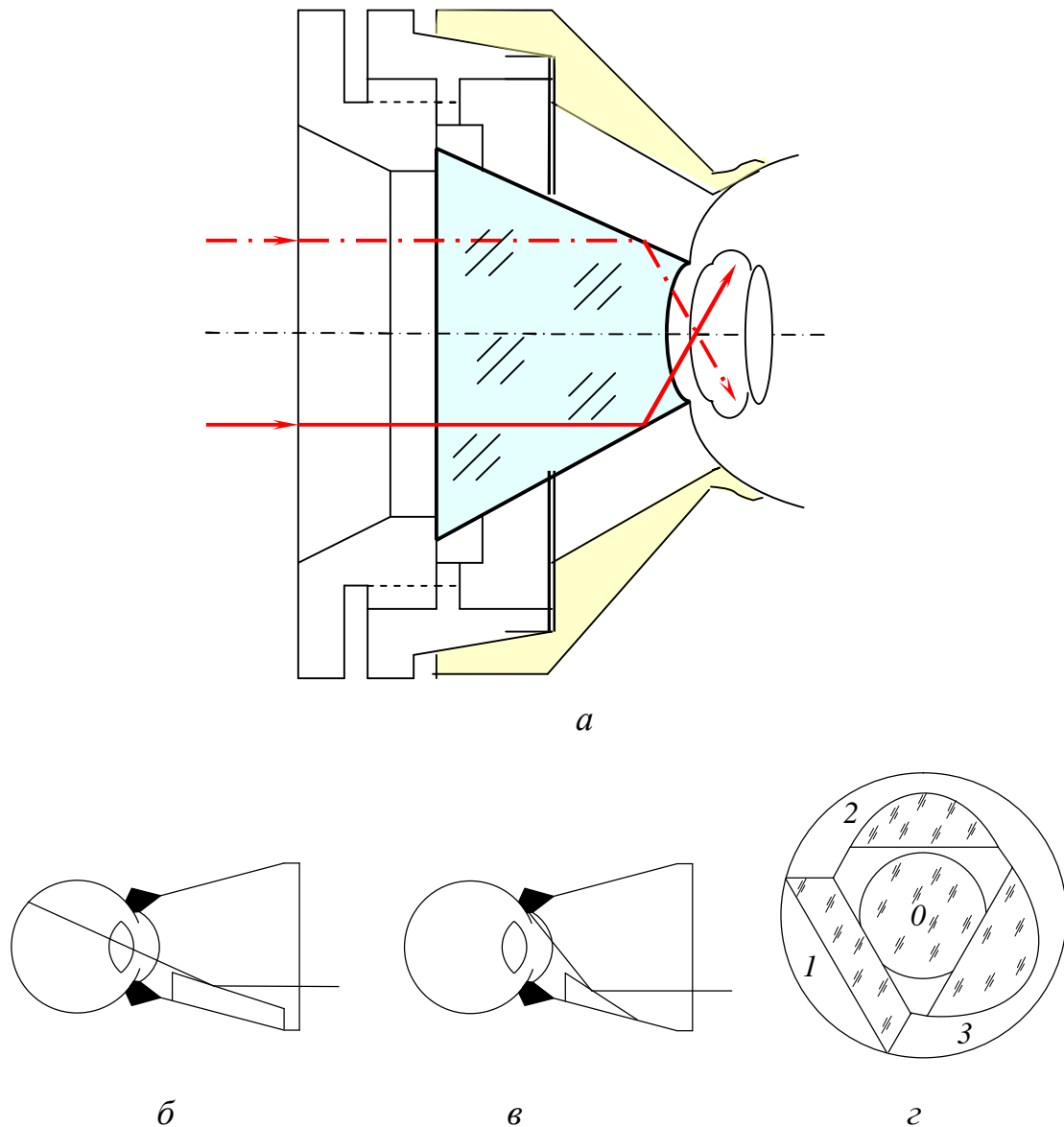


Рисунок 5.18 – Гоніоскоп Ван-Бойнінгена:

a – конструкція; *б, в* – хід променів; *г* – вид зі сторони спостерігача

Пірамідальна призма вставляється в оправу, яку можна переміщувати в кільці за допомогою різьбового з'єднання. Це дозволяє отримувати кращий контакт з рогівкою при різних її радіусах. На кільці закріплена гаптична частина, що забезпечує хороше прилягання гоніоскопа до очного яблука. Всі деталі приладу, окрім призми, виготовлені з легких полімерних матеріалів.

Спочатку рекомендується закріпити гоніоскоп в оправі і потім в її отвір вкласти дзеркальну призму до зіткнення з рогівкою. В процесі огляду гоніоскоп утримується великим і вказівним пальцями лівої руки.

Освітлювач щільової лампи при огляді нижніх і верхніх відділів кута передньої камери розміщується праворуч від пацієнта під кутом біомікроскопії, рівним $15...30^\circ$. При дослідженні бокових відділів кута передньої камери освітлювач встановлюється з боку, протилежного по відношенню до дзеркального зображення камерного кута. Кут біомікроскопії повинен бути меншим (в межах $5...10^\circ$). При цьому слід використовувати горизонтальну щілину освітлювача.

До недоліків гоніоскопа Ван-Бойнінгена слід віднести значну масу (біля 18 г) та розміри. Це викликає незручності як для дослідника, так і для пацієнта (особливо при тривалому спостереженні).

Гоніоскоп М. М. Краснова має невеликі розміри і масу (близько 6 г) [22]. Основою приладу (рис. 5.19, а) слугує похила чотиригранна призма, кут при основі якої дорівнює 62° . На одній з граней призми є сферичне поглиблення з радіусом кривизни 8,5 мм. Призма поміщена в пластмасовий корпус. Передня частина корпусу зроблена за типом сферичної контактної лінзи з радіусом внутрішньої поверхні 14 мм. Коли гоніоскоп накладається на око, в області контакту призми і рогівки утворюється капілярний простір, який заповнюється сльозиною рідиною. Внаслідок цього промені, що йдуть з області кута передньої камери, входять в призму і, відбившись від однієї з бічних внутрішніх граней, виходять через основу призми, повернуту до ока спостерігача. Недоліком цього гоніоскопа є необхідність обертання його при огляді різних ділянок кута передньої камери.

М. М. Красновим була запропонована модифікована модель гоніоскопа (рис. 5.19, б), за допомогою якого в одному полі зору можна одночасно розглядати дві протилежні ділянки передньої камери.

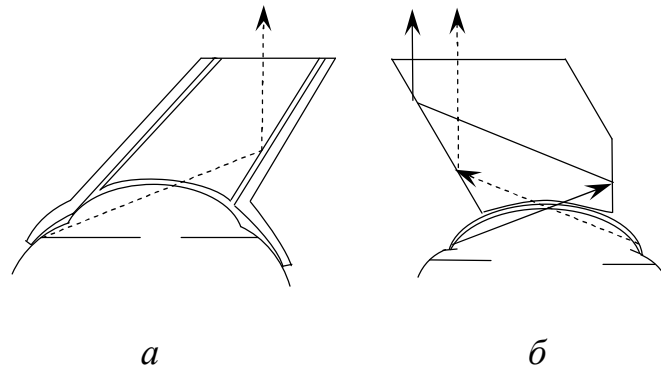


Рисунок 5.19 – Гоніоскопи М. М. Краснова:
а – з гаптичною частиною; *б* – дводзеркальний

5.7. Тонметри

Нормальна діяльність ока в значній мірі залежить від внутрішньоочного тиску. Підвищення внутрішньоочного тиску відносно норми в результаті порушення його регуляції з боку центральної нервової системи і у зв'язку з певними місцевими змінами в шляхах відтоку камерної вологи приводить до глаукоми.

Принцип вимірювання внутрішньоочного тиску базується на залежності між наявним внутрішньоочним тиском, зусиллям, що діє на плунжер датчика, і вимірним тонометричним тиском. Якщо на плунжер, встановлений на рогівці ока, збільшувати навантаження, то під її дією торець плунжера деформуватиме рогівку. В момент, коли площа апланації (сплющення рогівки) стає рівною площі торця плунжера, зовнішня сила, що діє на плунжер, і його вага будуть урівноважені силою

внутрішньоочного тиску. Через незначну деформацію рогівки і невеликі зміни об'єму передньої камери ока цей тиск береться за дійсний внутрішньоочний тиск.

У ряді апланаційних тонометричних приладів плунжером слугує скляний циліндр, склеєний з двох оптичних клинів, що дає можливість безпосередньо в процесі дослідження спостерігати кружки апланації. Як правило, точність показань таких тонометра становить до 1,5 %.

Розглянемо будову та принцип дії **апланаційного тонометра до щільової лампи**. Вимірювальна частина приладу, що безпосередньо контактує з рогівкою ока, виконана у вигляді оптичного призматичного пристрою. Цей пристрій забезпечує огляд ділянки сплющення рогівки (апланації) через бінокулярний мікроскоп щільової лампи з 10-кратним збільшенням.

Призматичний пристрій виготовляється з двох склесних призм, які відхиляють зображення в різні боки. Через бінокулярний мікроскоп щільової лампи спостерігається не цілий кружок сплющення, а два півкола, зміщені один відносно одного.

Діаметр ділянки апланації (в процесі вимірювання дійсного внутрішньоочного тиску) постійний та дорівнює 3,06 мм. Відповідно оптичний клин забезпечує величину роздвоєння зображення ділянки сплющення того ж діаметру. Вибір ділянки апланації в 3,06 мм пояснюється тим, що при такому діаметрі зовнішній тиск на рогівку в 1 г відповідає внутрішньоочному тиску в 10 мм рт. ст. Принципова схема приладу представлена на рис. 5.20 [22].

На важельній системі 7, що має центр обертання в точці O_1 , закріплений оптичний призматичний пристрій. Створення необхідного натиску на око досягається внаслідок зміни положення вантажу b щодо точки O_1 . У крайньому правому положенні вантаж повністю урівноважує

систему з оптичним клином (призматичним пристроєм) 8. У цьому положенні вантажу оптичний клин не чинить ніякого тиску на око. З переміщенням вантажу ліворуч збільшується тиск клину на око. Вимірювальне зусилля змінюється в межах від 0 до 12 г, що відповідає внутрішньоочному тиску від 0 до 120 мм рт. ст.

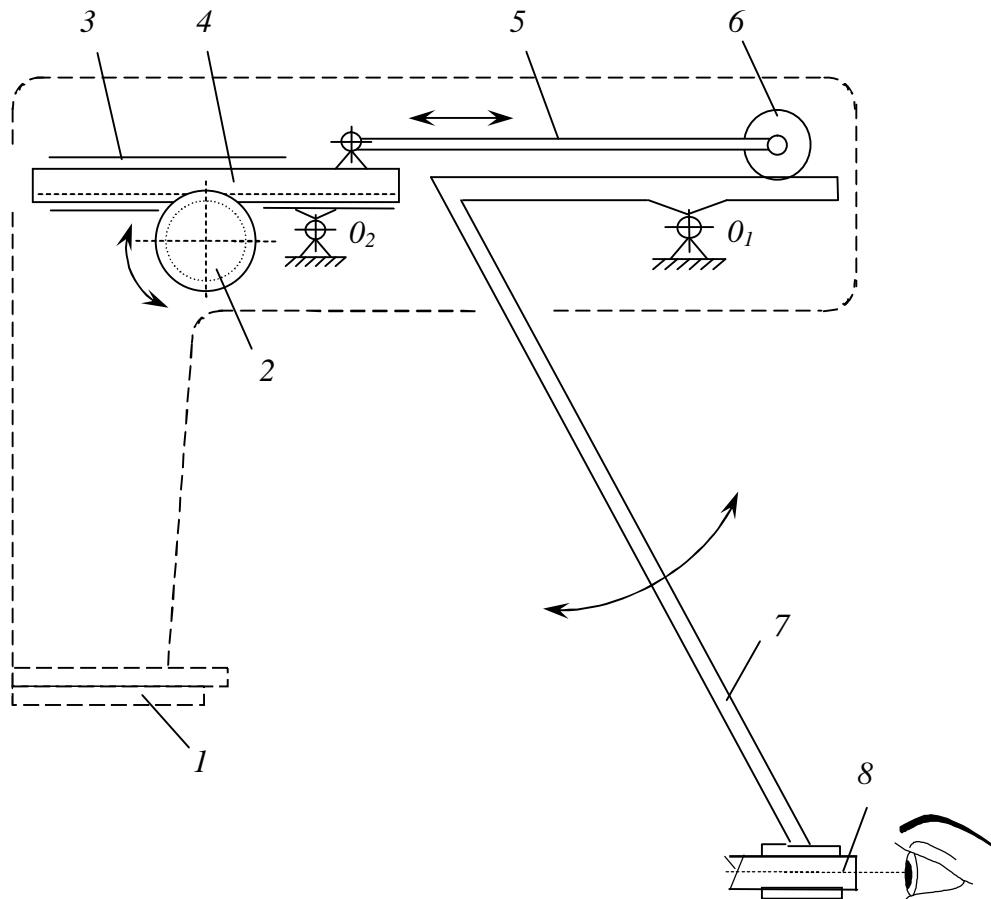


Рисунок 5.20 – Принципова схема апланаційного тонометра

Переміщення вантажу здійснюється рейкою 4, з якою вантаж 6 шарнірно зв'язаний за допомогою тяги 5. Рейка 4 переміщується при обертанні шестерні 2. Таким чином, кут повороту шестерні визначає силу натиску оптичного клину на рогівку або величину внутрішньоочного тиску. Рейка переміщується у втулці 3, шарнірно пов'язаній з корпусом

приладу (точка O_2). Шарнір дозволяє рейці під дією власної ваги притискатися до шестерні та «вибирати» радіальний зазор в зубцях. Тим самим практично усувається люфт при прямому та зворотному ході рейки, що підвищує точність вимірювання на приладі.

Основою I апланаційний тонометр встановлюється на верхню частину корпусу бінокулярного мікроскопа щільової лампи. На верхній площині корпусу тонометра закріплюється сферичний рівень. Після закріплення тонометра на корпусі бінокулярного мікроскопа необхідно вивірити прилад по рівню.

У полі зору спостерігають збільшене зображення двох напівкіл. На рис. 5.21, а можна бачити поверхню сплюснення рогівки та кільце, утворене сльозиною рідиною.

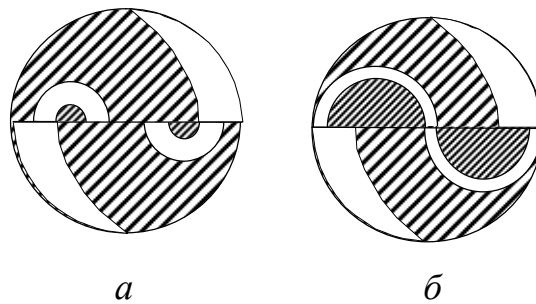


Рисунок 5.21 – Поле зору бінокулярного мікроскопа щілинної лампи при вимірюванні внутрішньоочного тиску

Сила натиску на око збільшується до тих пір, поки темно-сині півкола, що визначають сплюснення рогівки, не стануть дотичними одне до одного. У момент дотику напівкіл (рис. 5.21, б), коли їх контури утворюють фігуру, за конфігурацією близьку до синусоїди, припиняють обертання ручки шкали та за шкалою з чорними відмітками визначають величину дійсного внутрішньоочного тиску.

У разі астигматичних очей поверхня сплюснення має форму еліпса і через бінокулярний мікроскоп спостерігатимуться два півкола неправильної форми (витягнуті або сплюснуті по висоті). Для виправлення цього слід повернути оптичний клин навколо своєї осі так, щоб лінія, що розділяє оптичний клин на дві частини у полі зору бінокулярного мікроскопа, знаходилася до головної осі еліпса приблизно під кутом 45° .

5.8. Контрольні питання до розділу 5

1. Які основні різновиди приладів використовуються для дослідження переднього відділу, середовищ ока та очного дна?
2. Що називають щільовою лампою? Яке її основне призначення?
3. Що таке “оптичний зріз” і де він використовується?
4. Які є два способи офтальмоскопії? Охарактеризуйте їх переваги і недоліки.
5. Перелічіть основні методи усунення рефлексів в офтальмоскопічних приладах та поясніть їхню сутність.
6. Перелічіть різновиди офтальмоскопів? Які основні складові вони мають?
7. Яке призначення та устрій має астигмокоректор?
8. За допомогою яких пристроїв досліджують кут передньої камери ока?
9. Чим відрізняються гоніоскопи Ван-Бойнінгена і М. М. Краснова?
10. Що таке апланаційний тонометр? Яку будову він має?

РОЗДІЛ 6

ПРИЛАДИ ДЛЯ ОБ'ЄКТИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ РЕФРАКЦІЇ ТА АБЕРАЦІЙ ОКА

6.1. Загальні відомості про прилади для об'єктивного дослідження рефракції ока

Об'єктивні дослідження рефракції ока та інших величин, необхідних при підборі окулярів, полягають у визначенні досліджуваних параметрів лікарем або оптометристом за допомогою приладів без опитування пацієнта.

Розповсюджені типи приладів для об'єктивного дослідження рефракції ока представлені на рис. 6.1.

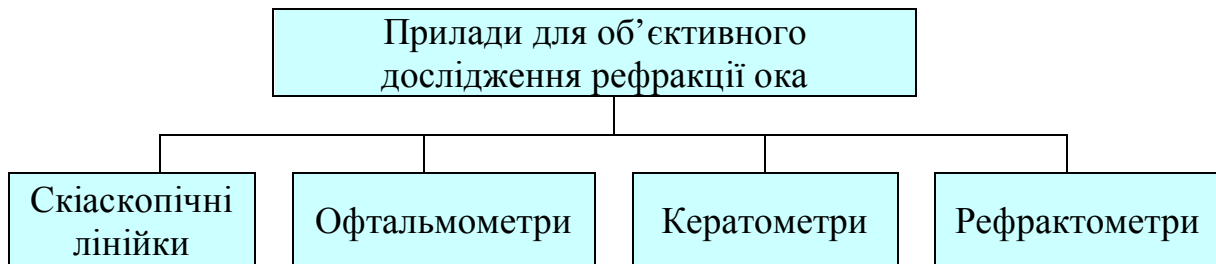


Рисунок 6.1 – Різновиди приладів для об'єктивного дослідження рефракції ока

6.2. Скіаскопічні лінійки

Скіаскопічні лінійки призначені для об'єктивного визначення рефракції ока методом тіньової проби (скіаскопії). Назву «скіаскопія» (буквально «спостереження тіні») не можна визнати вдалою. Не краще і

термін «ретіноскопія», укорінений у ряді країн. Насправді дослідження зводиться до спостереження за рухом світлової плями в області зіниці.

Напрямок і швидкість руху світлової плями залежать від взаємного розташування чотирьох елементів: джерела світла, подальшої точки ясного бачення досліджуваного ока, зіниці досліджуваного ока і скіаскопа (рис. 6.2) [23].

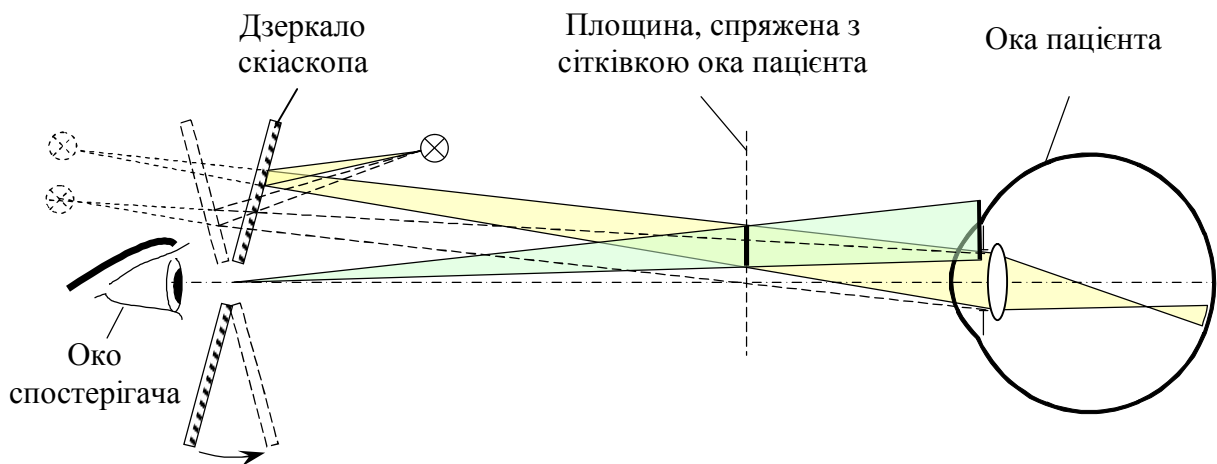


Рисунок 6.2 – Схема скіаскопії

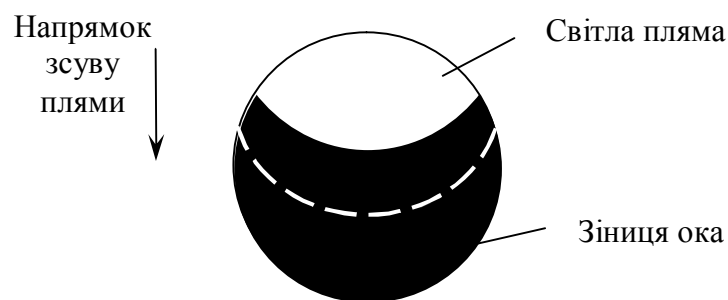


Рисунок 6.3 – Зсув світлової плями під час скіаскопії

У випадку, розглянутому на схемі рис. 6.2, досліджуване око має міопічну рефракцію і подальша точка лежить між скіаскопом та оком. Як видно з рис. 6.2, дзеркало зумовлює зсув пучків світла у напрямку до оптичної осі (рис. 6.3), а зсув плями в зіниці – протилежно зсуву дзеркала.

Аналогічно може бути знайдена залежність рефракції досліджуваного ока від руху плями для решти випадків аметропії.

Скіаскопічні лінійки бувають двох типів – з круглими (рис. 6.4) і квадратними лінзами. У гніздах лінійки закріплені лінзи від 1 до 9 дптр. Найближче до рукоятки гніздо без лінзи. Кожен комплект лінійок містить дві лінійки: одну з позитивними, іншу – з негативними лінзами. На кожній лінійці знаходиться рухома рамка з лінзами 0,5 і 10 дптр. Встановлюючи рухомию рамку в тому або іншому положенні напроти гнізда, можна отримати рефракції від 0,5 до 19 дптр (з градацією через 0,5 дптр до 9,5 дптр і через 1 дптр понад 10 дптр).

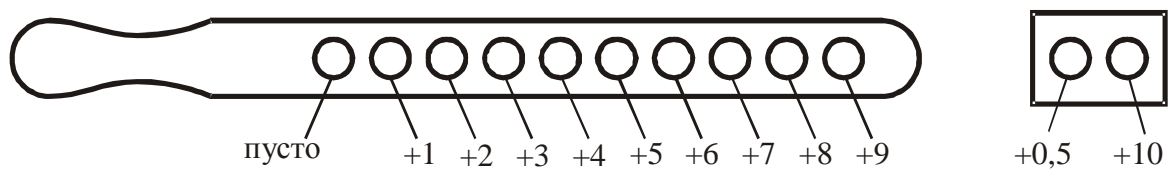


Рисунок 6.4 – Скіаскопічна лінійка з круглими лінзами

6.3. Офтальмометри

Офтальмометр – це прилад, призначений для визначення радіусу кривизни і рефракції передньої поверхні рогівки очей, величини та виду астигматизму рогівки, а також напряму головних перетинів астигматичної рогівки.

У основу методики офтальмометрії покладено припущення, що радіус кривизни, вимірюваний в тому або іншому головному перетині, має постійне значення на всій ділянці від центру рогівки до її периферії, тобто вся поверхня рогівки є сферичною. Насправді, це може бути справедливо

лише для центральної зони рогівки діаметром 4 мм, так званої **оптичної зони рогівки**, яку і вимірюють офтальмометром.

Оптична схема офтальмометрії показана на рис. 6.5 [22]. Відрізок $M'N' = 2l'$ є зображенням об'єкта $MN = 2l$, отриманого в результаті віддзеркалення від рогівки досліджуваного ока 1 . Об'єкт 2 утворює спряжене з $M'N'$ зображення $M''N'' = 2l''$, яке і розглядається за допомогою окуляра 4 .

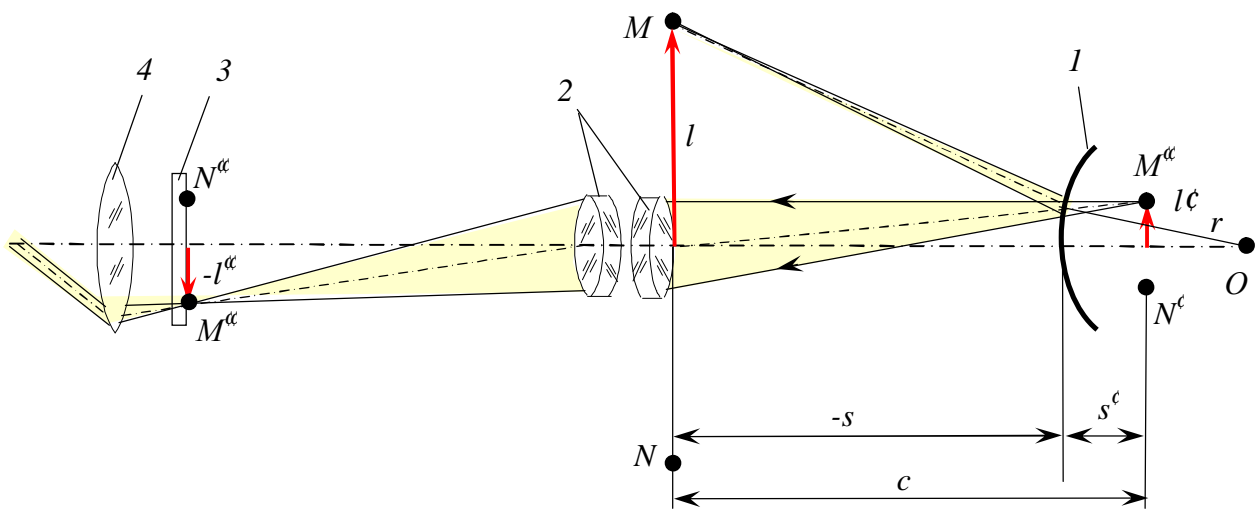


Рисунок 6.5 – Оптична схема офтальмометрії

Дія офтальмометра ґрунтується на тому, що об'єкт l , встановлений перед рогівкою, зображення цього об'єкта l' , отримане в результаті віддзеркалення від рогівки, і радіус кривизни r рогівки пов'язані

залежністю⁵:

$$r = \frac{2 s l'}{l' - l}, \quad (6.1)$$

де s – відстань від поверхні роги́вки до об'єкта.

Щоб виключити необхідність визначення величини s , оптична система офтальмометра побудована так, щоб зображення об'єкта $l\zeta$ яке для оптичної системи приладу є предметом, знаходилося завжди на одній і тій же відстані від об'єктива. Для цього вся оптична система встановлюється по відношенню до ока спостерігача так, щоб зображення $M''N''$ опинилося в площині нерухомо встановленої сітки, забезпечуючи постійність відстані від об'єктива 2 до зображення $M\zeta N\zeta$ позначеної на рис. 6.5 через c . Це значення заздалегідь відоме для даного офтальмометра та пов'язане з s і $s\zeta$ співвідношенням: $c = s\zeta s$.

Оскільки $\beta = \frac{l'}{l} = -\frac{s'}{s} = -\frac{c+s}{s}$, то

$$s = -\frac{cl}{l+l'}. \quad (6.2)$$

Підставляючи формулу (6.1) у вираз (6.1) для r , отримуємо квадратне рівняння виду: $rl'^2 + 2ll'c - rl^2 = 0$. Його розв'язок для випуклої поверхні має вигляд:

⁵ Згідно з формулою відрізків параксіального променя [2]:

$$\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n' - n}{r},$$

де n , $n\zeta$ – показники заломлення середовищ до і після роги́вки, для дзеркальної поверхні роги́вки ($n\zeta = -1$) маємо:

$$r = \frac{2ss'}{s+s'} = |s' = -\beta s| = \frac{-2s\beta s}{s-\beta s} = -\frac{2\beta s}{1-\beta} = \left| \beta = \frac{l'}{l} \right| = \frac{2l's}{l\left(1-\frac{l'}{l}\right)} = \frac{2l's}{l'-l}.$$

$$l' = \frac{r l}{c + \sqrt{c^2 + r^2}}. \quad (6.3)$$

Оскільки збільшення об'єктива β є величиною сталою для певного приладу та заздалегідь відомою, то визначення радіусу кривизни рогівки r за допомогою формули (6.3) зводиться до:

- а) вимірювання $l\zeta$ за відомим l або
- б) вимірювання l за відомим $l\zeta$

У першому випадку величина об'єкта l є сталою, а $l\zeta$ – змінною. Вимірюючи $l\zeta$ визначають значення радіусу кривизни рогівки r . Така схема використовується в **офтальмометрах з нерухомими марками**.

У другому випадку $l\zeta$ постійна, а l змінна і підлягає вимірюванню. Друга схема визначення r використовується в **офтальмометрах з рухомими марками**.

6.3.1. Офтальмометри з елементами подвоєння

Особливістю оптичних схем всіх офтальмометрів, що мають виносні світлові марки, є наявність в них елементів подвоєння. Вони потрібні для фіксації зображень світлових марок, що підлягають вимірюванню, але постійно переміщуються (через рухи ока). При введенні елемента подвоєння (рис. 6.6) замість одного зображення у полі зору приладу видно два зображення $M_1''N_1''$ і $M_2''N_2''$. Якщо точки M_2'' і N_1'' збігаються, то величина лінійного подвоєння, яку завжди можна пов'язати з кутовим подвоєнням 2ϵ , дорівнює величині зображення $M''N''$.

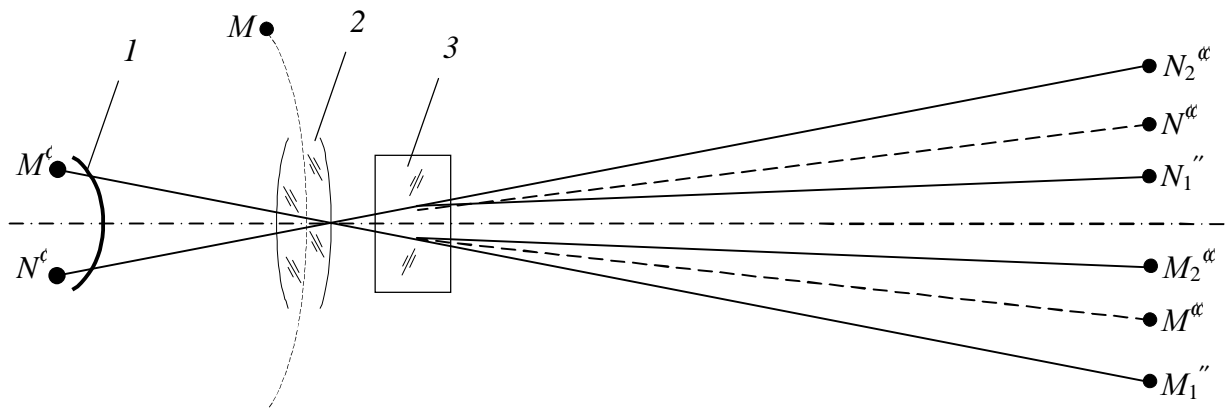


Рисунок 6.6 – Схема зображення елементу подвоєння в офтальмометрі

Таким чином, знаючи величину подвоєння, визначають й величину зображення. Момент суміщення точок M_2'' і N_2'' добре видно у полі зору офтальмометра, не дивлячись на те, що зображення об'єкта знаходиться в постійному русі. У приладах точки об'єкта M і N належать спеціальним симетрично розташованим світловим маркам.

На рис. 6.7 показана оптична схема офтальмометра ОФ-3 [22, 23].

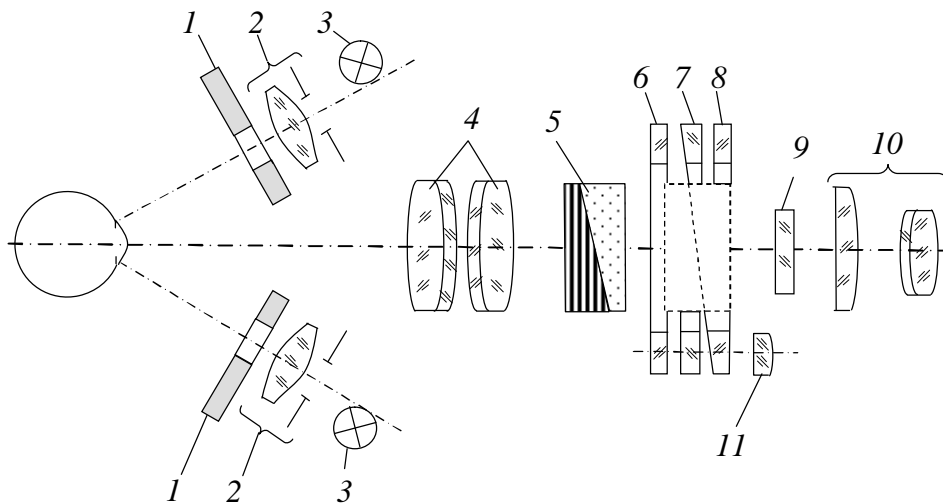


Рисунок 6.7 – Оптична схема офтальмометра ОФ-3

Прилад містить дві марки *1* з системами підсвічування (які містять джерело світла *3* і проєкційний пристрій *2*), а також системи спостереження і відліку.

В систему спостереження входить об'єктив *4*, елемент подвоєння *5* (призма Воластона), сітка *9* і окуляр *10*. Значення рефракції і астигматизму відлічуються по шкалах *6...8* за допомогою лупи *11*. Особливістю даної оптичної системи є використання як елемента подвоєння призми Воластона, що розміщується в пучку, що сходиться, і переміщується уздовж оптичної осі.

На рис. 6.8. представлено зовнішній вигляд сучасних офтальмометрів різних виробників.



a



б

Рисунок 6.8 – Зовнішній вигляд сучасних офтальмометрів:
a – KM-1 фірми «Takagi»; *б* – SO-21 фірми «Shin Nippon»

6.3.2. Стереофотограмметричні камери

Стереофотограмметричний метод є одним з найбільш точних методів дослідження рогівки ока [2]. Він дозволяє визначати розміри, форму і положення елементів ока за його стереофотознімками. Дві фотографічні камери *I*, *II* (рис. 6.9) обладнані об'єктивами *2*, призмами *5*, прикладними рамками *4* і касетами *3*. Промені від ока *I* падають на відбивні поверхні призми і, відбившись від них, потрапляють в об'єктиви, після дії яких дають зображення ока в площинах світлочутливого шару (прикладних рамок).

Стереофотограмметричний офтальмометр – це поєднання описаної вище стереофотограмметричної камери і щільового освітлювального пристрою.

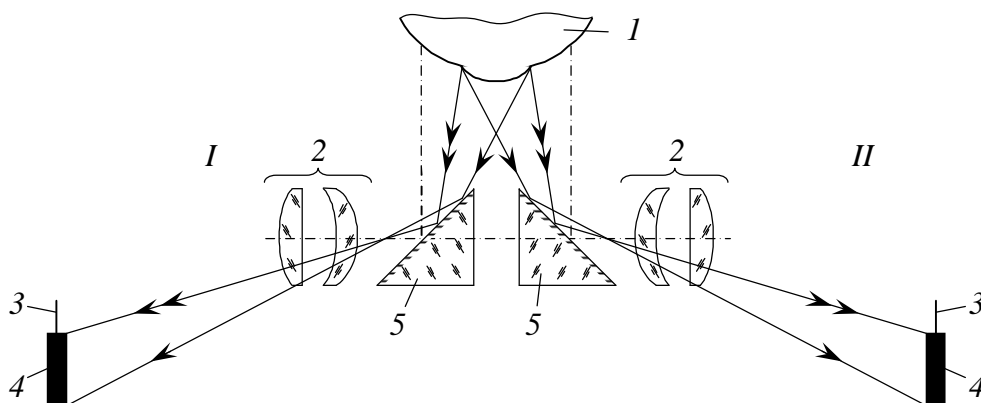


Рисунок 6.9 – Оптична схема стереофотограмметричної камери

6.4. Кератометри

Метод дослідження, що забезпечує фотокератометрію, заснований на оцінці фотозображення, отриманого в результаті віддзеркалення тест-об'єкта у вигляді концентричних кілець відомих діаметрів (інколи й

радіальної сітки) від досліджуваної поверхні. Результатом оцінки фотозображення концентричних кілець є топографія рогівки ока.

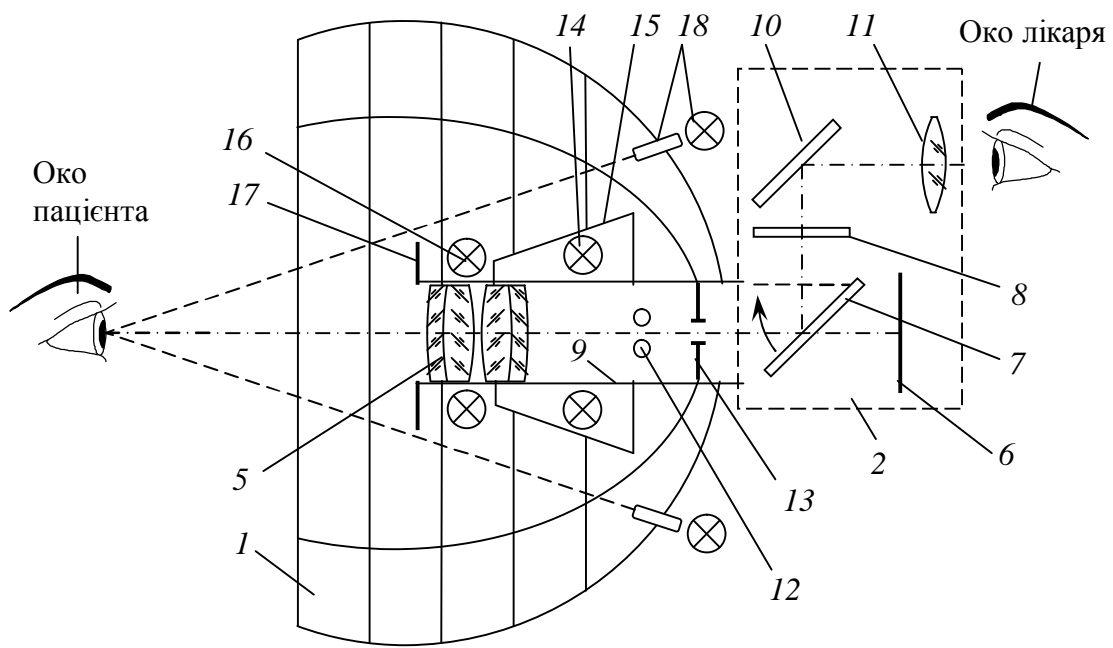
Конструктивно фотокератометр (рис. 6.10) – це напівкульовий корпус 1 з вбудованою в нього фотокамерою 2, укріпленою на стійці, що пов'язана з координатно-рухомим столиком [22]. До приладу додається лобно-підборідна опора.

Усередині корпусу (рис. 6.10) нанесені елементи вимірювальної марки: кільця 3 і радіальні лінії 4. На корпусі також змонтовані марки наведення 18. Для створення рівномірного фонового освітлення усередині корпусу 1 навколо тубуса 8 встановлений дифузний розсіювач 15. Підсвічування здійснюється лампами розжарення 14 і 16.

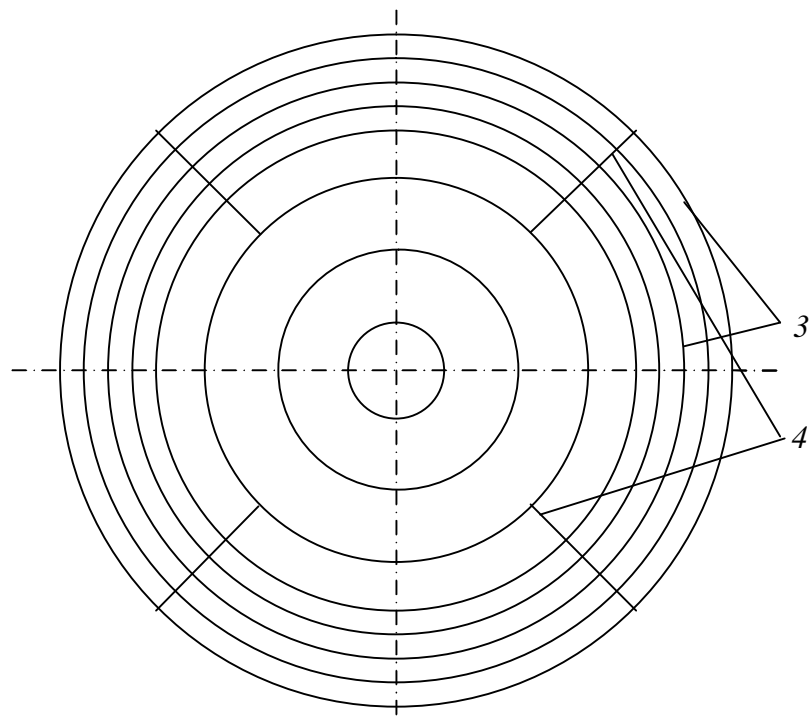
На торці тубуса 9 встановлюють екран 17 для оберігання від засліплення у момент спалаху імпульсних ламп 16. Усередині фотокамери 2 розміщуються: фотооб'єктив 5, фіксаційні точки 12, діафрагма 13, відкидне дзеркало 7, фотоплівка 6, пластина з перехрестям 8, дзеркало 10 і окуляр 11.

На фотокератограмі виходить зображення близько 15-20 концентричних кілець, відстань між якими можуть бути різними залежно від ступеня асферичності рогівки. Вимірюючи діаметр кілець в головних перетинах рогівки і координатах радіальної сітки, за спеціальними формулами розраховують коаксіальні радіуси кривизни рогівки (довжини нормалей від вимірюваних точок на поверхні рогівки до осі симетрії).

Зовнішній вигляд сучасних відеокератометрів різних виробників показано на рис. 6.11.



a



б

Рисунок 6.10 – Схема фотокератометра:

a – конструкція; *б* – система кілець



a



б



в

Рисунок 6.11 – Зовнішній вигляд сучасних рогівкових топограферів:
a – Eyesys-2000 фірми Eyesys; *б* – ручний топографер «Vista» фірми
Eyesys; *в* – Magellan Mapper MM-1 фірми NIDEK

6.5. Класичні рефрактометри і авторефрактометри

Рефрактометр – це прилад, призначений для об'єктивного визначення рефракції ока, його астигматизму і положень головних перетинів при астигматизмі.

6.5.1 Коінцидентний рефрактометр Хартінгера

Коінцидентний рефрактометр Хартінгера побудований на **принципі Шейнера** – принципі поєднання зображень (коінциденції). Якщо перед оком встановити дві діафрагми (рис. 6.12), то різке зображення крапки O вийде тільки тоді, коли площина зображення знаходитиметься на сітківці. При суміщенні цієї площини з сітківкою виходять два кружки розсіяння.

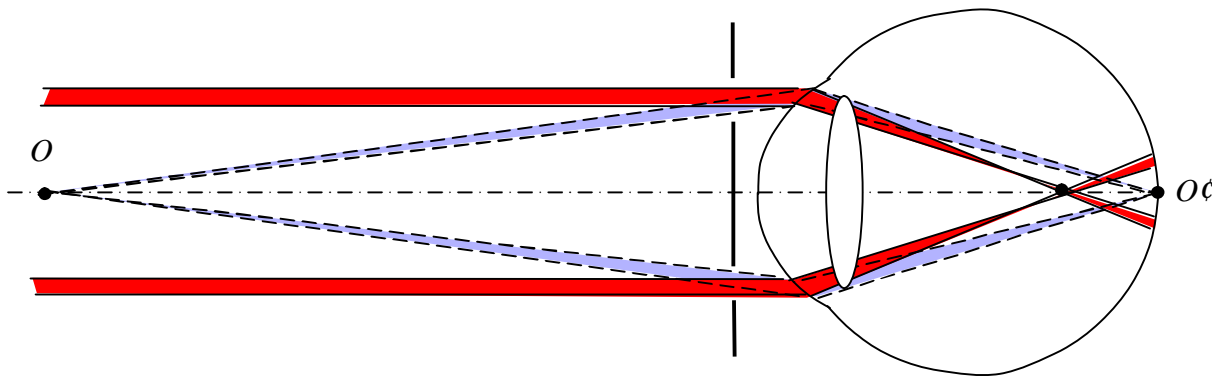


Рисунок 6.12 – Принцип рефрактометрії Шейнера

Як тест-марки у приладах застосовуються не світлові точки, а групи штрихів, нанесених на посріблену пластинку (міру). За допомогою оптичних клинів світло від верхньої половини міри проходитиме через

одну діафрагму, а від нижньої – через іншу. Так досягається роздільне проектування двох половин зображення міри на очне дно.

На рис. 6.13 показана оптична схема рефрактометра, яка містить підсистеми освітлення, спостереження і відліку [23].

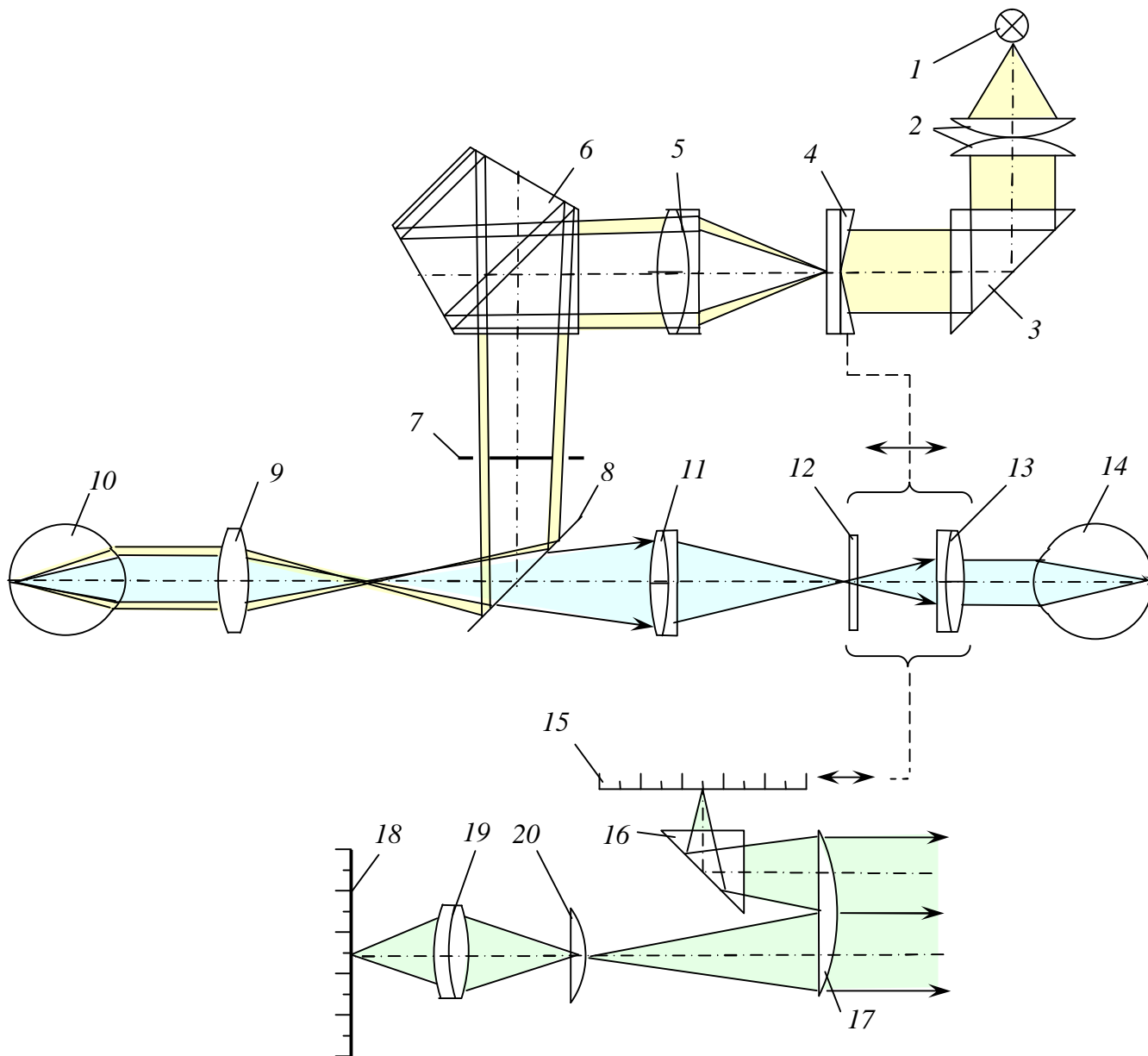


Рисунок 6.13 – Оптична схема рефрактометра Хартінгера

Освітлювальна і оглядова підсистеми мають загальну офтальмоскопічну лінзу 9. Промені від джерела світла 1, пройшовши конденсор 2 і призму 3, падають на тест-марку 4, яка являє собою три вертикальні і дві горизонтальні щілини. На вертикальних гранях призми є дві щілини, що розділяють промені, які прямують від тест-марки, на два пучки. Далі ці пучки проходять об'єktiv 5, пентапризму 6, діафрагму 7 з двома щілинами, відхиляються дзеркалом і за допомогою офтальмоскопічної лінзи 9 потрапляють в досліджуване око 10. Пучки променів, відбиті від очного дна, збираються офтальмоскопічною лінзою в її фокальній площині. Об'єktivом 11 зображення з фокальної площини лінзи переноситься через отвір в дзеркалі в площину сітки 12, а потім розглядається через окуляр 13 оком спостерігача 14.

Для визначення рефракції спостерігач суміщає зображення тест-марки з сітківкою досліджуваного ока та проводить відлік. Відлікова підсистема містить діоптрійну шкалу 15, по якій за допомогою призми 16 і лупи 17 визначаються переміщення тест-марки. Відлік повороту приладу навколо горизонтальної осі проводиться по шкалі 18 за допомогою об'єктива 19, колективу 20 і лупи 17.

Аметропія ока спостерігача компенсується регулюванням окуляра. При несуміщенні вертикальних штрихів (рис. 6.14, а), які призначені для вимірювання осьової рефракції, спостерігач обертає тубус, добиваючись їх поєднання (рис. 6.14, б).

Потім на освітленій шкалі (рис. 6.15) визначається значення наявної аметропії. При цьому цифри чорного кольору вказують величину клінічної рефракції досліджуваного ока, а цифри червоного кольору – задню вершинну рефракцію окулярної лінзи, необхідної для корекції. Діапазон вимірювань для клінічної рефракції ока знаходиться в межах від -26 до +20 дптр, для вершинної рефракції лінзи від -28 до +15,5 дптр.

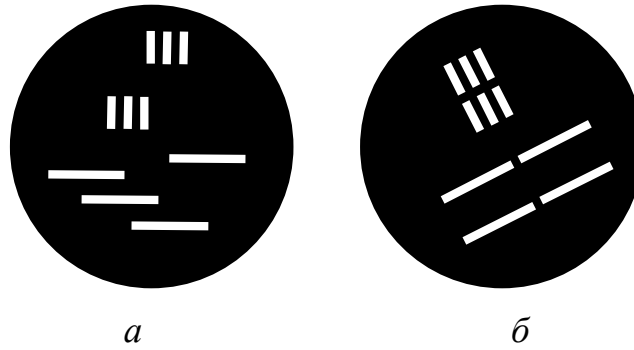


Рисунок 6.14 – Зображення марок рефрактометра Хартінгера

Повертаючи прилад навколо горизонтальної осі та спостерігаючи в окуляр за розташуванням горизонтальних штрихів, дослідник має визначити момент їх поєднання. Збереження поєднання горизонтальних штрихів після повороту свідчить про відсутність астигматизму, а зсув штрихів – про його наявність.

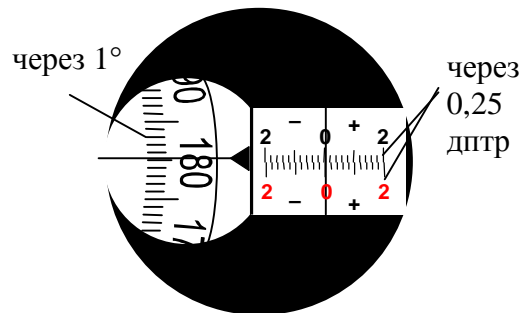


Рисунок 6.15 – Шкала рефрактометра Хартінгера

При незбіганні горизонтальних штрихів на початку дослідження прилад повертають навколо горизонтальної осі до моменту їх суміщення. По завершенню цієї процедури визначають положення одного з головних перетинів астигматичного ока. Інший головний перетин розташовується під кутом 90° по відношенню до першого. Відлік кутів здійснюють за шкалою. При цих двох положеннях осей шляхом поєднання вертикальних штрихів визначають рефракцію в двох головних перетинах, різниця яких і

характеризує величину астигматизму.

Дослідження пацієнтів за допомогою класичного рефрактометра рекомендується проводити при медикаментозно розширеній зіниці для виключення акомодації.

6.5.2. Авторефрактометри

Розширення застосування інфрачервоних (ІЧ) променів в оптиці та сучасні досягнення електроніки дозволили ряду зарубіжних фірм Японії, США і Німеччини створити ряд складних і дорогих моделей **автоматичних рефрактометрів** (рис. 6.16). Ці прилади значно скорочують етап об'єктивного визначення рефракції ока та мають засоби автоматичного документування результатів вимірювання.

Наведення приладу по зіниці ока змінилося від візирного оптичного пристрою до використання телевізійного монітора, вбудованого в прилад.

Значно покращилося й управління автоматичним рефрактометром: від численних кнопок і рукояток переміщення та фіксації приладу до мінімальної кількості кнопок управління і введення в рукоятку переміщення частини управляючих команд.

В автоматичному рефрактометрі марка в ближчій області ІЧ-спектра проектується на дно досліджуваного ока. Зображення цієї марки, відображене від очного дна, потрапляє на фотодатчики аналізуючої системи через вузьку щілину, яка орієнтується в кожен даний момент на один з меридіанів досліджуваного ока, і спеціальну рухоми оптичну систему.



а



б



в



г

Рисунок 6.16 – Загальний вигляд сучасних авторефрактометрів:
а – ARK-730 фірми «NIDEK»; *б* – ARK-900 фірми «NIDEK»;
в – RM-A6000 фірми «Торсон»; *г* – ACUTUS фірми «Zeiss Humphrey»

Аналізатор налаштований на пошук положення найбільшого контрасту зображення (максимальної яскравості). Цей пошук здійснюється переміщенням лінзи рухомої оптичної підсистеми. Положення лінзи, при якому отримується найбільший контраст, вказує рефракцію ока в даному меридіані. В процесі вимірювання щілина, обертаючись, проходить всі меридіани досліджуваного ока.

Дані, отримані в меридіанах з мінімальною і максимальною рефракцією, за допомогою ЕОМ висвічуються та роздруковуються в звичній для офтальмологів формі: «сфера – циліндр – вісь».

6.6. Аберометри і рефрактометри з просторовим розділенням по зіниці

В останні роки все більшого розповсюдження набувають прилади для дослідження просторового розподілу рефракції та абераций оптичної системи ока (рис. 6.17). Вони надають значно більше корисної інформації в порівнянні з авторефрактометрами.

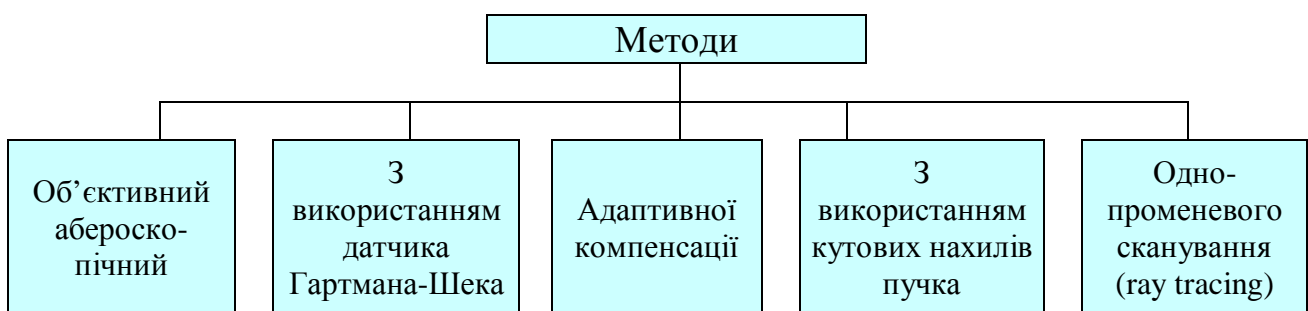


Рисунок 6.17 – Різновиди методів дослідження просторового розподілу заломлюючих властивостей ока

6.6.1. Об'єктивний абероскопічний метод

Цей метод був вперше запропонований Р. Уолшом, В. Чарманом і Х. Хоулендом в 1984 році [36]. Функціонування методу зрозуміле з рис. 6.18.

Головним елементом схеми є **крос-циліндричний абероскоп**. Він являє собою квадратну сітку, розташовану між двома плоскими поверхнями плоскоциліндричних лінз з оптичними силами ± 5 діоптрій. Осі циліндрів взаємно перпендикулярні та орієнтовані під кутом 45° до вертикалі.

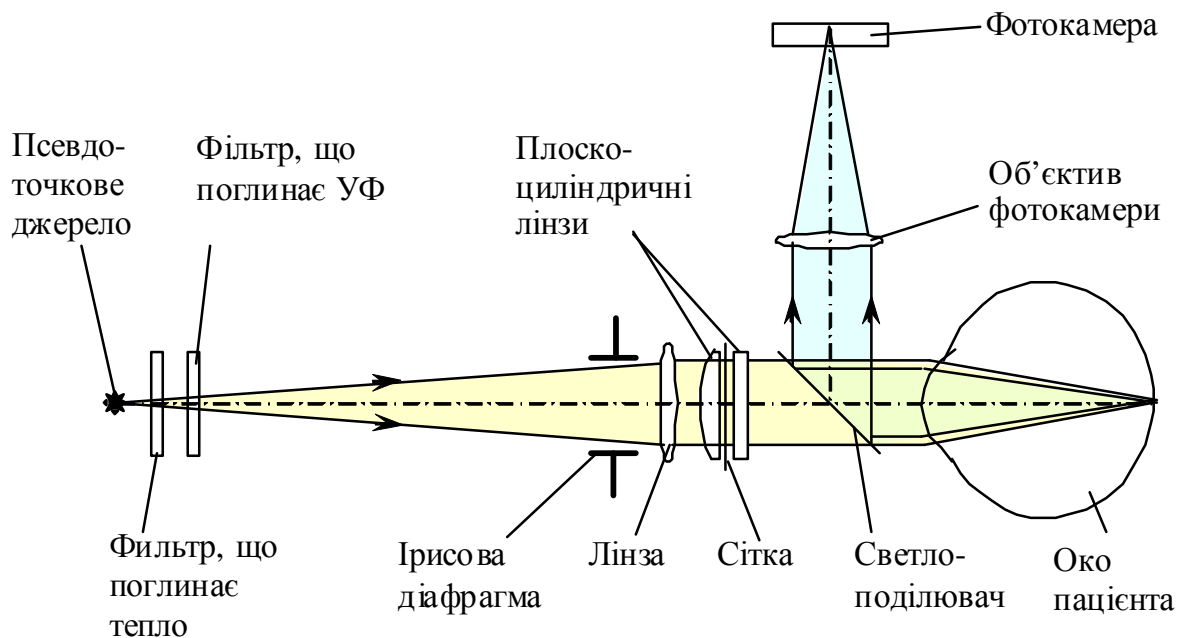


Рисунок 6.18 – Функціональна схема вимірювача, побудованого на базі абероскопічного методу

Кількість і розташування вузлів, в яких вимірюється аберація ока, повністю визначається абероскопічною сіткою (у авторів приладу така кількість вузлів становила 7×7) (рис. 6.19). Видно, що абероскопічний

метод може бути реалізований досить просто і компактно. Проте, його недоліком є спосіб реєстрації інформації. Модернізація методу завдяки застосуванню багатоелементних ФП (телевізійних камер) дозволяє усунути цей недолік.

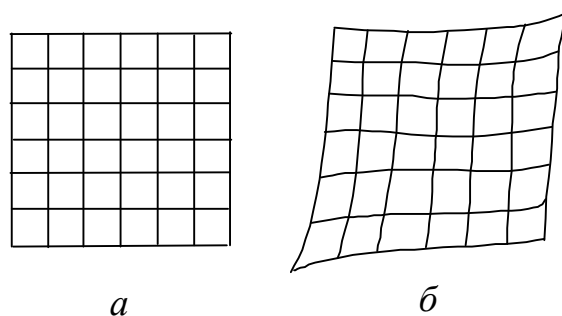


Рисунок 6.19 – Вигляд абероскопічної сітки (*a*) та її зображення на сітківці ока (*б*)

6.6.2. Метод з використанням датчика Гартмана-Шека

Для розв'язання задачі просторово роздільної рефрактометрії в 1994 році Дж. Ліанг, Б. Грімм, Б. Гоелз і Дж. Біл використали **датчик хвильового фронту Гартмана-Шека** – двомірний масив мікролінз з однаковою апертурою і задньою фокусною відстанню [35].

Конструктивно лінзовий растр датчика може бути виконаний з двох ідентичних прозорих пластин з рядом циліндрових лінз, розташованих під кутом 90° одна к одній (рис. 6.20). Така конфігурація датчика приводить до того, що вимірюваний хвильовий фронт розбивається растром на ряд субапертур [31]. Світло, що проходить через субапертури, фокусується в загальній задній фокальній площині масиву лінз. Очевидно, що ідеальний плоский хвильовий фронт створить у вказаній площині прямокутний масив світлових плям, причому кожна пляма буде розташована на оптичній осі

відповідної мікролінзи. Така картина від плоского хвильового фронту використовується при подальших вимірюваннях як відлікова.

Якщо хвильовий фронт, падаючий на датчик, є деформованим, то кожна світлова пляма в зображенні буде зміщена пропорційно локальному нахилу хвильового фронту. Отже, вимірюючи зсуви світлових плям у фокальній площині датчика, можна визначити локальні нахили (часткові похідні) хвильового фронту.

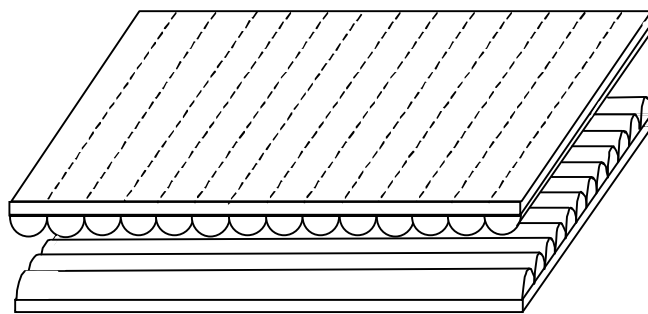


Рисунок 6.20 – Конструктивне виконання лінзового растру датчика Гартмана-Шека

На рис. 6.21 показана функціональна схема вимірювача, побудованого з використанням датчика хвильового фронту Гартмана-Шека [32].

Лінійно поляризоване світло від He-Ne лазера проходить через акустооптичний модулятор, який задає час експозиції сітківки пацієнта. Далі пучок світла проходить через нейтральний світлофільтр і просторовий фільтр. В даному методі просторовий фільтр – це мікрооб’єктив середнього збільшення ($30...50\times$), який фокусує пучок на малий (близько $20...30$ мкм) отвір. Світло, що виходить з отвору, колімується лінзою L_1 і відбивається дзеркалом, а потім поляризаційним

світлоподільвачем у напрямку ока пацієнта. Лінза L_2 формує зображення вказаного отвору в площині, спряженій з сітківкою.

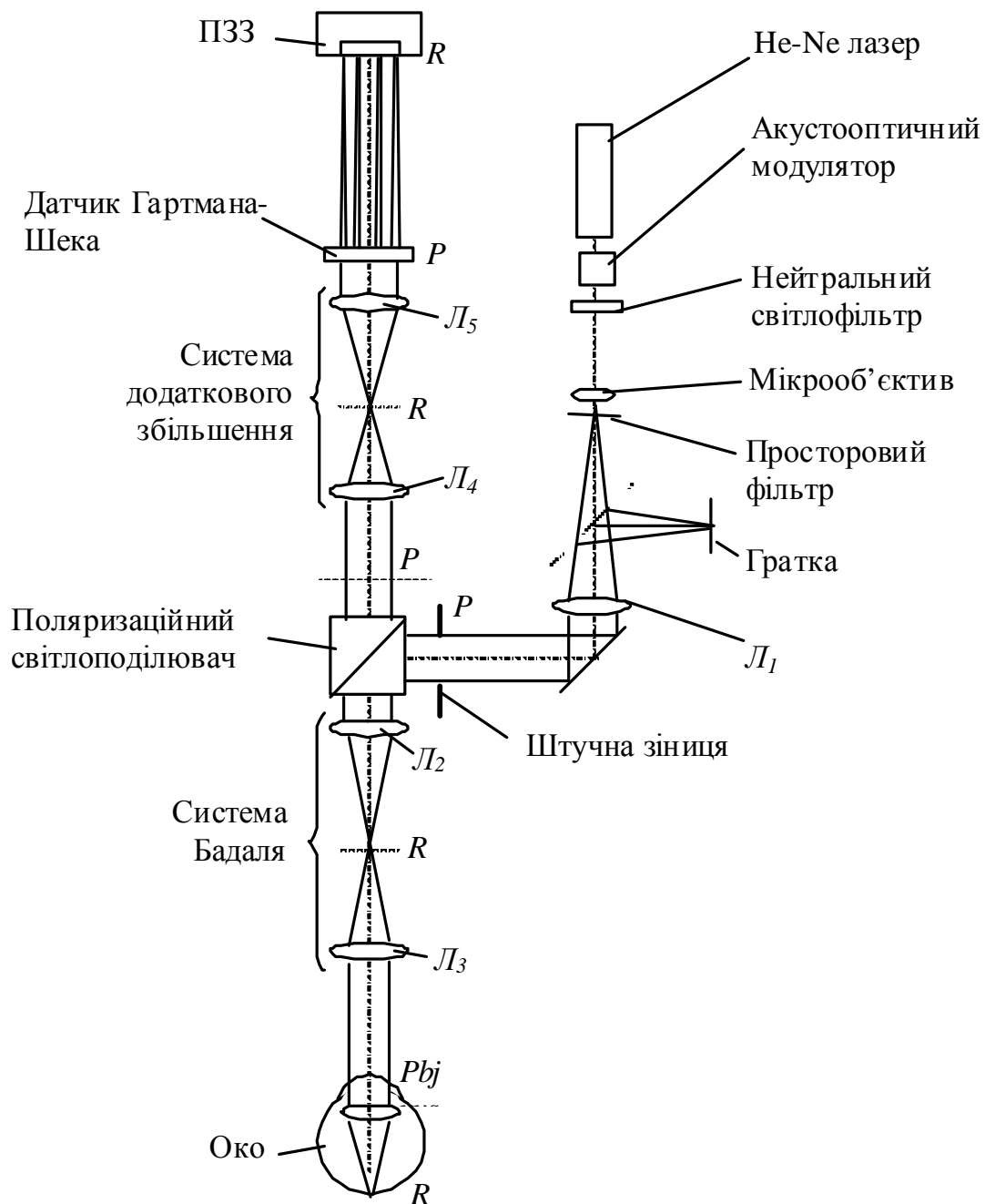


Рисунок 6.21 – Функціональна схема вимірювача, побудованого по методу з використанням датчика Гартмана-Шека

На рис. 6.21 площини, оптично спряжені з сітківкою, позначені літерою 'R', а площини, спряжені з зіницею ока пацієнта – літерою 'P'. Особливе значення в схемі набуває поляризаційний світлоподільник. Оскільки він не пропускає поляризоване світло, відбите лінзами L_2 і L_3 , а також світлові відблиски від рогівки, то на зворотному шляху через світлоподільник пройде лише деполаризоване випромінювання від сітківки.

Лінзи L_2 , L_3 , L_4 і L_5 формують зображення зіниці пацієнта в площині масиву мікролінз. Кожна з мікролінз фокусує зображення ретинального точкового джерела світла в площині світлочувливих елементів ПЗЗ-камери. Таким чином, в даній схемі датчик хвильового фронту вимірює відхилення хвильового фронту, викривленого аберациєю ока, щодо плоскої хвилі в площині вхідної зіниці ока. Це еквівалентно вимірюванню відхилення хвильового фронту від ідеальної сфери на вихідній зіниці.

6.6.3. Метод адаптивної компенсації

Датчик хвильового фронту Гартмана-Шека знайшов застосування також і в так званому **методі адаптивної компенсації**. У 1997 році Дж. Ліанг, Д. Уільямс і Д. Міллер об'єднали датчик хвильового фронту Гартмана-Шека з дзеркалом, яке може деформуватися, щоб виправити аберациї ока та застосувати свій прилад для вивчення характеристик зору і ретинальних зображень. Функціональна схема такого приладу показана на рис. 6.22 [33].

Прилад містить декілька підсистем: освітлювальну підсистему, підсистему адаптивної оптики, а також підсистему для вивчення

контрастної чутливості ока і ретинального зображення. Остання підсистема є допоміжною і слугує для розширення функціональних можливостей приладу.

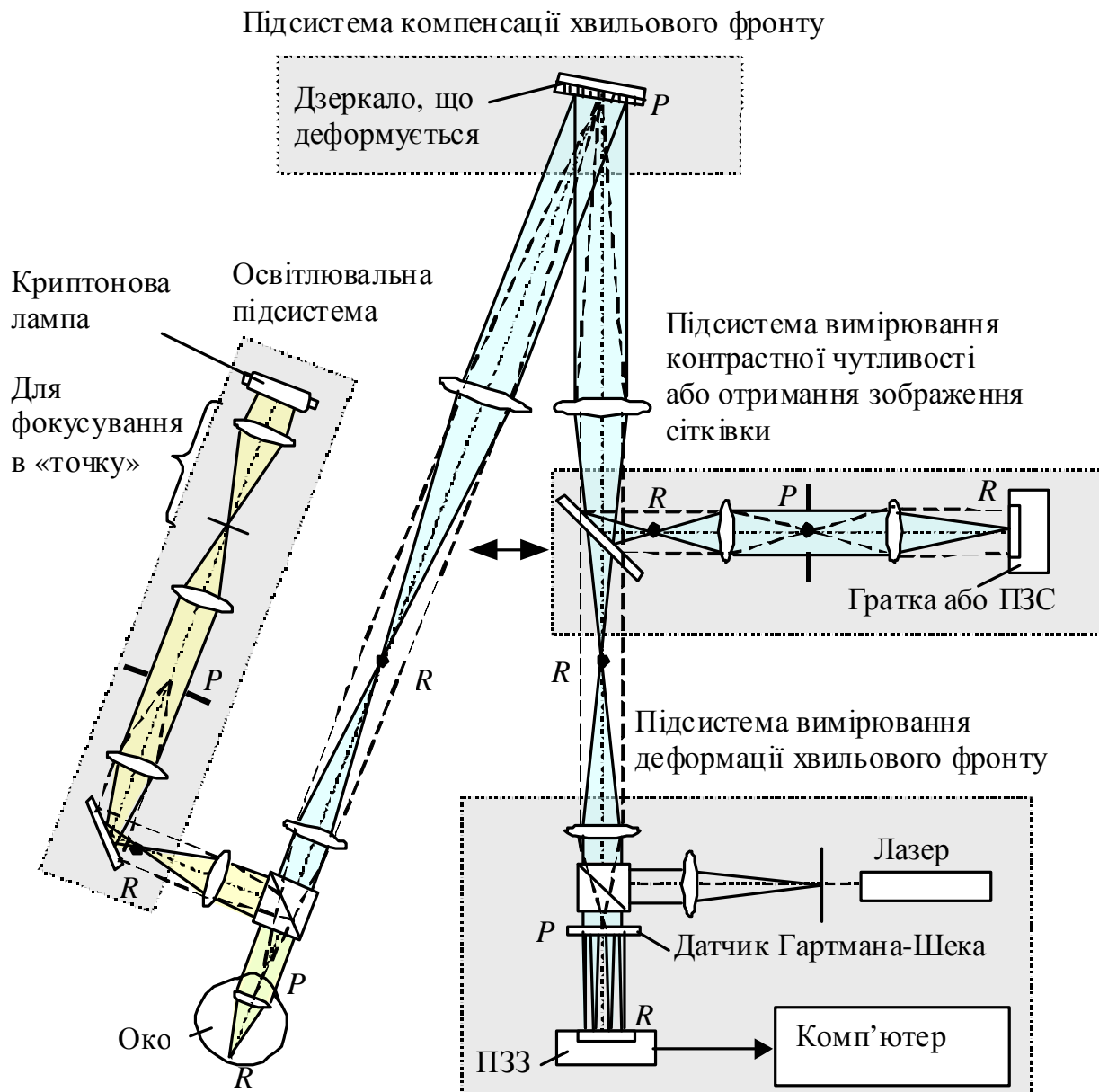


Рисунок 6.22 – Функціональна схема вимірювача, побудованого за методом адаптивної компенсації

Найбільш важливою в приладі є підсистема адаптивної оптики. Головними елементами в ній виступають дзеркало, форма якого може бути деформована для корекції хвильової аберації ока, і датчик хвильового фронту Гартмана-Шека. Дзеркало, що деформується, являє собою пластинку з рядом штирів, розміщених на ній у певному порядку. У дзеркала фірми Xenetics, Inc., наприклад, кількість штирів дорівнює 37, а переміщення окремого елемента цього дзеркала становить ± 2 мкм, що дозволяє компенсувати зсув хвильового фронту в 8 мкм. При цьому загальний діапазон переміщень штирів розбитий на 4096 кроків (використовується 12-бітовий пристрій переміщення штирями).

Система компенсації хвильовій аберації ока реалізована у вигляді замкнутої системи із зворотним зв'язком. Згідно з методикою вимірювань, на кожному циклі проводиться по 6 вимірювань хвильового фронту, причому тривалість експозиції сітківки при кожному вимірюванні становить 0,3 секунди, а інтервал між ними – 0,4 секунди. Далі по цим вимірюванням обчислюється хвильова аберація системи «око+дзеркало» і визначається нове положення штирів. На кожному циклі штирі коректують 10 % помилок хвильового фронту (величина 10 % вибрана авторами емпірично, оскільки вона призводить до хорошої збіжності методу за критерієм мінімізації середньоквадратичного відхилення хвильової аберації).

Цикли повторюються до тих пір, поки вказане відхилення вже не зменшується. Типовий сеанс вимірювань вимагає 10...20 циклів. Таким чином, час повного сеансу може становити десятки секунд.

Істотною перевагою методів, в яких застосовується датчик Гартмана-Шека (в порівнянні з попередніми методами) є значне підвищення просторової роздільної здатності. Проте, їх недолік полягає у

звуженні діапазону вимірювань рефракції при збільшенні кількості елементів лінзового растру.

Для розширення діапазону вимірювань рефракції потрібно зменшувати задню фокусну відстань мікролінз і додаткове збільшення зіниці. Проте, при цьому відповідно зменшується величина поперечного збільшення поверхні сітківки, а значить, зростають похибки вимірювань поперечної аберації, оскільки вони обернено пропорційні вказаному збільшенню. Подолати цю суперечність в даному методі можна компромісним шляхом, обмежуючи величину діапазону так, щоб досягалася необхідна точність вимірювань поперечних аберацій.

Загальним недоліком вказаних методів є незмінність сітки вузлів в площини зіниці, в яких вимірюється аберация. Це робить неможливою гнучку перебудову сітки вузлів для більш детальних вимірювань в окремих зонах зіниці залежно від їх аберацийних властивостей.

6.6.4. Метод з використанням кутових нахилів пучка

Інший просторово роздільний об'єктивний авторефрактометр, що базується на вимірюванні кутових нахилів пучка, був запатентований в 1990 році К. Пенні, Р. Уеббом, Дж. Тіманном і К. Томсоном [14]. Вимірювання в ньому здійснюється за допомогою замкнутого вимірювального ланцюга (див. рис. 6.23), елементами якого є оптична система, що формує лазерний пучок з відповідними геометричними параметрами і просторовим положенням, і координатно-чутливий фотоелектричний приймач (ФП), оптично спряжений з сітківкою ока пацієнта. Відмітимо, що ФП виконує роль нуль-датчика (при цьому

початок координат приймача співпадає з центром зображення жовтої плями).

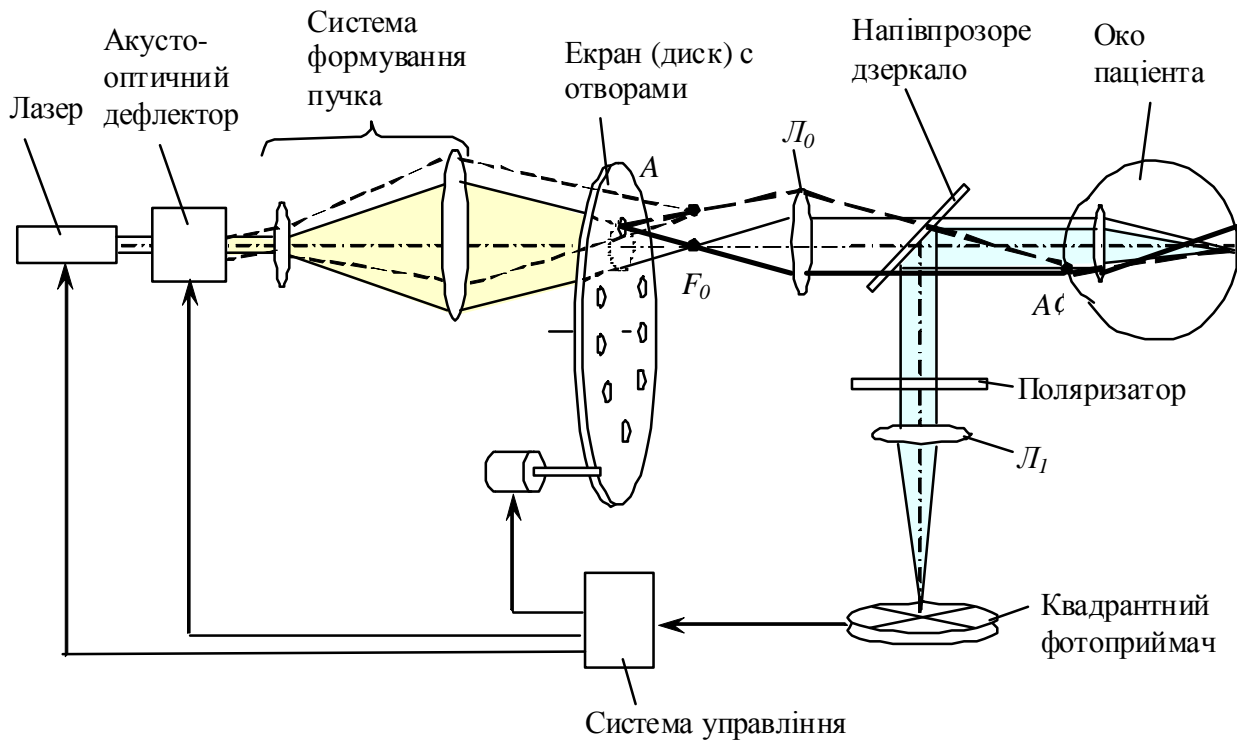


Рисунок 6.23 – Функціональна схема вимірювача, побудованого за методом К. Пенні та ін.

У методі К. Пенні та ін. для зміни координат лазерного пучка в площині зіниці використовується екран з отворами, оптично спряжений з зіницею. Пучок потрапляє в око лише через один отвір екрану, тобто впорядковане механічне переміщення екрану призводить до зміни положення отворів, які у свою чергу змінюють положення місця перетину лазерним пучком площини зіниці. Якщо внаслідок аномальної рефракції лазерний пучок не освітлюватиме центральну зону жовтої плями, то ФП генерує відповідні електричні сигнали розбіжності. Останні

використовуються для управління роботою акустооптичного дефлектора так, щоб дефлектор змінював кутове положення пучка до суміщення точки його перетину сітківки з центральною ямкою ока. Величини кутових нахилів пучка несуть повну інформацію про властивості ока щодо заломлення пучка в конкретній зоні зіниці.

Метод, що базується на вимірюванні кутових нахилів пучка, забезпечує великий діапазон вимірювань рефракції. Розташування точок на зіниці в нім може бути детермінованим і випадковим. Проте, оскільки швидкодія цього методу невисока, то досить яскраве лазерне випромінювання може дратувати сітківку, так що око рефлекторно звужуватиме зіницю. Тому перед виконанням процедури центрування ока ці методи можуть вимагати застосування медикаментозних засобів для розширення зіниці. Такі засоби неминуче паралізують м'язи циліарного тіла та змінюють властивості рефракцій ока в порівнянні з його природним станом.

На жаль, в схемі, показаній на рис. 6.23, розташування на зіниці вимірювальних крапок жорстко пов'язане з конструкцією диска. У альтернативному варіанті [14] цей недолік усувається завдяки ускладненню системи, а саме – заміною диска з отворами другим двохкоординатним акустооптичним дефлектором. До недоліків методу К. Пенні та ін. можна також віднести і те, що лінза L_1 (див. рис. 6.23) оптично спрягає поверхню сітківки і світлочутливу поверхню ФП лише у разі емітропічного ока.

6.6.5. Метод однопроменевої рефрактометрії

Був запропонований В. Молебним, І. Чижом і В. Сокуреном в 1996 році. Метод базується на скануванні ока тонким світловим пучком [12, 15, 21]. Особливістю цього методу є те, що головний промінь світлового пучка при будь-якому його положенні на зіниці завжди виходить з точки, на якій фіксований погляд пацієнта. При цьому поперечні зсуви світлового пучка на сітківці вимірюються у всіх вимірювальних точках і використовуються як поперечні аберації цього пучка для відновлення функції хвильової аберації, властивої даному стану акомодатії. За допомогою цієї функції потім відновлюється карта рефракції та необхідні офтальмологічні параметри і характеристики ока.

На рис. 6.24 показана функціональна схема рефрактометра, яка реалізує цей метод. У приладі створюється тонкий (діаметром 0,3...0,5 мм) пучок світла з малою кутовою розбіжністю, який завжди проходить через точку переднього фокусу F_8 лінзи 8, що забезпечує завдяки цьому телецентричний хід світлового пучка в просторі перед оком пацієнта.

Формувач світлового пучка обладнано двокоординатним дефлектором 5, який здатний швидко змінювати кутове положення світлового пучка. Тим самим забезпечується переміщення пучка в будь-яку задану точку зіниці, що вимірюється. Робота дефлектора керується за допомогою комп'ютера 17. Пройшовши через оптичну систему ока тонкий пучок, в результаті дії аберації, зміщується в точку A (див. рис. 6.24) сітківки, утворюючи на ній малу світлову пляму діаметром 0,3...0,4 мм.

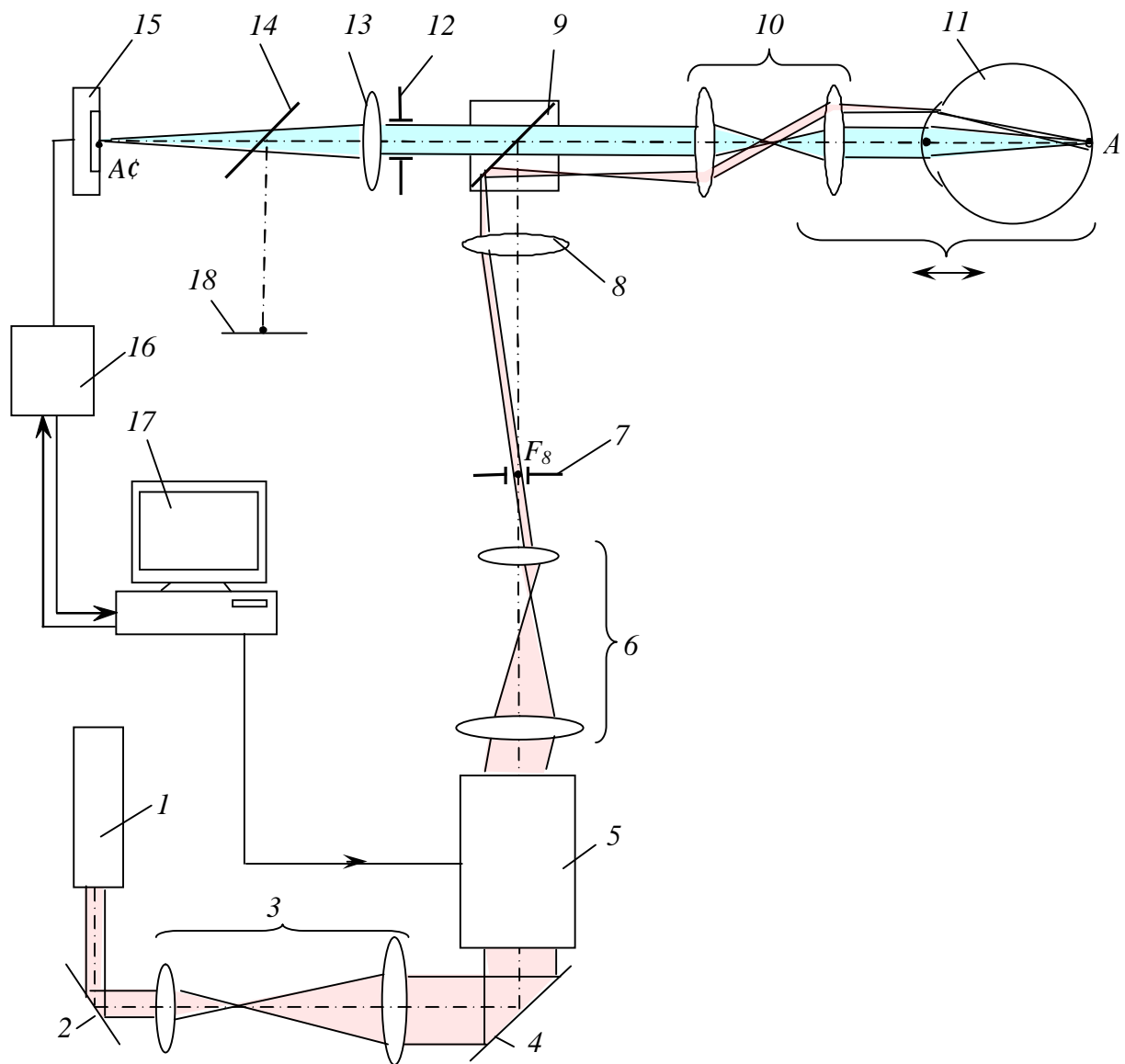


Рисунок 6.24 – Функціональна схема вимірювача за методом однопроменевої рефрактометрії: 1 – лазер; 2 – дзеркало; 3 – розширювач пучка; 4 – дзеркало; 5 – двохкоординатний акустооптичний дефлектор; 6 – телескопічна система; 7 – діафрагма; 8 – колімуюча лінза; 9 – інтерференційно-поляризаційний світлоділювач; 10 – система Бадаля; 11 – око пацієнта; 12 – діафрагма фотоприймального каналу; 13 – об’єктив фотоприймального пристрою; 14 – світлоділювач; 15 – ПЗЗ-камера; 16 – аналого-цифровий перетворювач; 17 – комп’ютер; 18 – маркер для фіксації погляду

Зображення плями (A') формується об'єктивом 13 на світлочутливій поверхні багатоелементного фотоприймача 15. Діафрагма 12 пропускає світло лише від малої осьової (центральної) зони зіниці.

Об'єктив 13 спільно з телескопічною системою 10 забезпечують оптичне спряження поверхні сітківки й світлочутливої поверхні фотоприймального пристрою. Оцифровані за допомогою АЦП 16 електричні сигнали фотоприймального пристрою прямують в комп'ютер для обробки і відновлення функції хвильової аберації, з подальшим обчисленням всіх необхідних параметрів та характеристик оптичної системи ока.

Для суміщення оптичної осі приладу з візуальною віссю ока погляд пацієнта фіксується на зображенні центрального елемента марки 18, який знаходиться на оптичній осі приладу і є оптично спряженим з світлочутливою поверхнею фотоприймача.

Як друга точка ока, через яку повинна проходити оптична вісь приладу, використовується центр кривизни центральної частини передньої поверхні рогівки, як найбільш оптично сильного елемента системи ока. Для контролю центрування ока по вказаній точці використовується додаткові ІЧ джерела світла і телевізійний канал, що працює в ІЧ діапазоні. Центрування проводиться при спостереженні на екрані монітора комп'ютера зіниці ока і рефлексних зображень ІЧ джерел шляхом поєднання вказаних зображень з елементами спеціальної нерухомої центрувальної сітки, синтезованої на екрані.

Проведення центрування ока в темноті, завдяки використанню для цього ІЧ випромінювання, а також забезпечення малої тривалості сеансу вимірювань дозволяють не використовувати медикаментозні засоби для розширення зіниці.

Такий рефрактометр (рис. 6.25) здатний забезпечити в зоні зіниці $\varnothing 6$ мм просторове розділення 0,5 мм, діапазон вимірювань змінної рефракції до ± 10 дптр з середньоквадратичним відхиленням $\pm 0,15$ дптр у 256 вимірювальних точках зіниці при проведенні п'яти вимірювань поперечної аберації в кожній такій точці для усереднення результатів вимірювань. При цьому тривалість сеансу вимірювань у всіх вимірювальних точках не перевищує 400 мс.



Рисунок 6.25 – Зовнішній вигляд однопроменевого вимірювача іTracey фірми «Tracey Technologies»

6.7. Контрольні питання до розділу 6

1. Які основні різновиди приладів використовуються об'єктивного дослідження рефракції ока?
2. Що таке скіаскопія?
3. Яке призначення та будову мають офтальмометри з рухомими та нерухомими марками?

4. В яких офтальмологічних приладах і навіщо використовуються елементи подвосення?
5. Чим відрізняються рогівкові топографи від офтальмометрів?
6. Які прилади називають рефрактометрами?
7. В чому полягає принцип Шейнера? В яких офтальмологічних приладах він використовується?
8. Чому класичний рефрактометр Хартінгера називають коінцидентним?
9. Які переваги мають сучасні автоматичні рефрактометри?
10. Навіщо потрібні аберометри і рефрактометри з просторовим розділенням по зіниці?
11. Перелічіть відомі методи дослідження просторового розподілу заломлюючих властивостей ока.
12. Що таке крос-циліндричний абероскоп? Де він використовується?
13. Яке призначення та устрій має датчик хвильового фронту Гартмана-Шека?
14. Як функціонує вимірювач, побудований за методом адаптивної компенсації?
15. В чому полягає сутність методу однопроменевої рефрактометрії?

ЛІТЕРАТУРА

1. Анатомия человека в 2 томах. Под редакцией Сапина М. Р., т. II. – М.: Медицина, 2001. – 635 с.
2. Бебчук Л. Г., Богачев Ю. В., Заказнов Н. П. Прикладная оптика. – М.: Машиностроение, 1987. – 312 с.
3. Бездидько С. Н. Определение коэффициентов разложения волновой аберрации по полиномам Цернике // Оптико-механическая промышленность. – 1975. – № 7. – С. 75-76.
4. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. – М.: Наука, 1970. – 856 с.
5. Вавилов С. И. Глаз и Солнце. – СПб.: Амфора. ТИД Амфора, 2006. – 334 с.
6. Волков В. В., Луизов В. А., Овчинников Б. В., Травникова Н. М. Эргономика зрительной деятельности человека. – Л.: Машиностроение, 1989. – 112 с.
7. ГОСТ 14934-88. Офтальмологическая оптика. Термины и определения. – М.: Издательство стандартов, 1989.
8. Итигин А. М., Хацевич Т. Н. Влияние яркости экрана ЭОП на диаметр зрачка глаза наблюдателя // ОМП, 1979. – №5. – с. 8-10.
9. Ковалевский Е.И. Офтальмология: Учебник. – М.: Медицина, 1995. – 480 с.
10. Курчинская Л. Н. Медицинские оптические приборы. Учебное пособие. Л.: ЛИТМО. – 1988. – 90 с.
11. Луизов А. В. Глаз и свет. – Л.: Энергия, 1983. – 140 с.
12. Молебний В. В., Чиж І. Г., Сокурєнко В. М. Однопроменевий метод вимірювання локального розподілу аберцій ока // Вимірювальна та

- обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 4. – С. 130-135.
13. *Овчинников Б. В., Полонская А. А., Полякова И. П.* Оптическая модель глаза человека // *Оптический журнал.* – 1995. – с. 74-77.
 14. Патент США №5258791. Spatially resolved objective autorefractometer / *Penney C. M., Webb R. H., Tiemann J. J., Thompson K. P.* (США). – № 557263, Заявл. 24.07.90; Оpubл. 02.10.93.
 15. Патент України №46833, МПК А61В3/00, А61В3/10, А61В3/14. Вимірювач абераційної рефракції ока. / *Молебний В. В., Чиж І. Г., Сокурєнко В. М., Наумідіс Л., Палікаріс І.* (Україна), – Заявл. 07.10.1998; Оpubл. 17.06.2002; Бюл. №6.
 16. *Пинегин Н. И.* Кванты света и зрения // *Труды ГОИ.* т. XXXII. – Вып. 161. – 1963. – 90 с.
 17. *Родионов С. А.* Автоматизация проектирования оптических систем. – Л.: Машиностроение, 1982. – 270 с.
 18. *Роземблум Ю. З.* Оптометрия (Подбор очков). – М.: Медицина, 1991. – 192 с.
 19. *Сергиенко Н. М.* Офтальмологическая оптика. – М.: Медицина, 1991. – 144 с.
 20. *Синельников Р. Д., Синельников Я. Р.* Атлас анатомии человека. – М.: Медицина, т. 4. – 1996. – 319 с.
 21. *Сокурєнко В. М.* Об'єктивна однопроменева рефрактометрія ока. Дисертація на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук. – НТУУ «КПІ», 2001. – 181 с.
 22. *Урмахер Л. С., Айзеништат Л. И.* Офтальмологические приборы. – М.: Медицина, 1988. – 288 с.

23. Урмахер Л. С., Айзенштат Л. И. Очковая оптика. – М.: Медицина, 1982. – 192 с.
24. Физиология сенсорных систем: ч.1. Физиология зрения. – Л.: Наука, 1971. – 416 с.
25. Хацевич Т. Н. Медицинские оптические приборы: ч. 1. Физиологическая оптика: Учеб. пособие. – Новосибирск: СГГА, 1997. – 98 с.
26. Хьюбел Д. Глаз, мозг, зрение / Пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 239 с.
27. Чиж І. Г. Аберометрія оптичної системи ока методом рейтресінга. Дисертація на здобуття наукового ступеня докт. техн. наук. – НТУУ «КПІ», 2006. – 399 с.
28. Ярбус А. Л. Роль движения глаз в процессе зрения. – М.: Наука, 1965. – 166 с.
29. Atchison D. A., Smith G. Optics of the Human Eye . – Oxford, 2000.
30. Le Grand Y. S., El Hage G. Physiological Optics, Springer. Verlag. – Berlin, 1980.
31. Liang J., Grimm B., Goelz S., and Bille J. F. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor // J. Opt. Soc. Am. A. – 1994. – Vol. 11. – P. 1949-1957.
32. Liang J. Williams D. R. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye // J. Opt. Soc. Am. A. – 1997. – Vol. 14. – P. 2873-2883.
33. Liang J., Williams D. R., and Miller D. T. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics // J. Opt. Soc. Am. A. – 1997. – Vol. 14. – P. 2884-2892.
34. Rabbetts R. B., Bennett A. G. Clinical Visual Optics. – Butterworth-Heinemann. – Oxford, 1990.

35. *Schwiegerling J.* Field Guide to Visual and Ophthalmic Optics. – SPIE. Bellingham, Washington USA. – 2004.
36. *Walsh G., Charman W. N., and Howland H. C.* Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye // J. Opt. Soc. Am. A. – 1984. – Vol. 1. – P. 987-992.

ПРЕДМЕТНИЙ ВКАЗІВНИК

A

Аберації.....	78
вищих степеневих порядків	88
нижчих степеневих порядків.....	86
Абероскоп крос-циліндричний	242
Адаптація	109
світлова	110
темнова	110
Адаптометр.....	166
Акодометр	
об'єктивний.....	180
суб'єктивний	175
Акомодації	
напруга	76
область	75
обсяг	75
Акомодація	25, 72
Амбліопія	186
Аметропії величина	90
Аметропія.....	75, 90
Аналізатор зоровий	10
Аналізатор лазерний	145, 149
Анізейконія	87, 130
Аномалії колірніого зору	120
Аномалоскоп	169
Апарат	
Гольдмана.....	152
Николаї-Шибінської	153
Астигматизм.....	92
гіперметропічний.....	95
змішаний.....	94
міопічний	95
Астигматичні відрізки	94
Астигмокоректор	209

B

Відстань міжцентрова	127
Вісь	

візуальна.....	69, 70
зінична	69
оптична	15, 69
Волога водяниста	15
Волога камерна	19

Г

Гетерофорія.....	130
Гіперметропія	91
Гоніолінза	213
Гоніоскоп	
Ван-Бойнінгена.....	215
Гольдмана	214
Краснова	217, 218
Гострота зору.....	97
знижена	99
нормальна	98
підвищена.....	99
ретинальна	144

Д

Датчик Гартмана-Шека	243, 256
Дефокус	90
Диплопія.....	88
Дихромат	120
Діафаноскопія	204
Дрейф	41

З

Зв'язка	
Вігера	22
Зв'язка цинова.....	22
Зіниця	15
Зір	
кольоровий.....	116
стереоскопічний	126
стереоскопічний, поріг	130
стереоскопічний, радіус.....	132

Знак	
Ландольта	135
Снеллена	135
Зона рогівки оптична	226
Зріз оптичний	192

К

Кампіметр	156
Капсула кришталіка	23
задня	23
передня	23
Капсула тенонова	39
Катаракта	27
Каустика	93
Кератоконус	78
Кератометр	231
Ковбочки	33
Кольороаномал	120
Конвергенція	77
Контраст граничний	121
Кришталік	14, 22
Кружок Ейрі	96
Кут	
паралактичний	130

Л

Лампа щільова	190
Ланка аналізатора зорового	
периферична	10
провідникова	10
центральна	11
Лінза офтальмоскопічна	193
Лінійка скіаскопічна	223
Лінія зору	69

М

Макула	32
Макулотестер	183, 189
Межа розділення кутова	98
Мембрана	
боуменова	17
десцеметова	17

Метод рефрактометрії	
адаптивної компенсації	246
з використанням датчика Гартмана-	
Шека	244
однопроменевої	252
Пенні	249

Метод усунення рефлексів	
геометричний	200
діасклеральне освітлення	204
поляризаційний	204

Міопія	90
--------------	----

Модель ока

аризонська	64, 67
Коймана	63, 65
Лотмара	63, 64
Наварро	63
Овчиннікова, Полонської і Полякової	
.....	63

Монохромат	121
------------------	-----

Н

Ністагм оптокінетичний	40, 152
------------------------------	---------

О

Око

аметропічне	90
астигматичне	92
гіперметропічне	91
далекозоре	91
еметропічне	92
короткозоре	90
міопічне	90
пресбіопічне	77

Око схематичне

адаптивне Блейкера	63
Гельмгольца	48
Гульстранда-Емслі	54
повне теоретичне Ле Гранда	55
редуковане Емслі	55
спрощене Гульстранда №2	50
триповерхнєве Листінга	48
чоририповерхнєве Чернінга	48
шестиповерхнєве Гульстранда №1	49

Освітленість сітківки	106
Освітлювачі таблиць	136
Офтальмометр	225
з елементами подвоєння	228
з нерухомими марками	228
з рухомими марками	228
стереофотограметричний	231
Офтальмоскоп	197
поляризаційний фото-	208
універсальний ручний	205
Офтальмоскопія	
в прямому вигляді	198
у зворотньому вигляді	199
Очниця	38

П

Палички	34
Перетини ока головні	95
Периметр	160
Площини головні	50
Пляма	
жовта	32
сліпа	32
Поле зору	
бінокulare	125
нерухомого ока	124
Поліноми Церніке	83
Пресбіопія	27
Прилад	
коліматорний для дослідження	
гостроти зору	142
ортоптичний	185
плеоптичний	183
проекційний для дослідження	
бінокulare зору	186
проекційний для дослідження	
гостроти зору	139
стереоптичний	186
Принцип Шейнера	235
Пристава кератопахометрична	195
Проектор знаків	139

Р

Радужка	14
Райдужка	20
Ретинометрія лазерна	144
Рефрактометр	235, 256
автоматичний	239
коїнцидентний Хартінгера	235
Різниця астигматична	95
Рогівка	14, 16
Родопсин	116
Родопсін	34
Рухи вергентні	43
схоплення	44
утримуючі	45

С

Сакади	41
Синоптофор	185
Сітківка	15, 31
Склера	14
Скрінінг	164
Стереопсис	127
Строма	17
Сфінктер зіниці	22

Т

Теорія	
акомодації Гельмгольца	73
опонентних процесів Геринга	119
сприйняття кольору Юнга-	
Гельмгольца	119
трихроматичності Юнга	118
Тестер поля зору	
автоматизований	164
центрального	157
Тіло скловидне	15, 27
Тонометр апланацийний	219
Точки	
вузлові	50
головні	50
ясного зору, найближча	75
ясного зору, подальша	75

Транспарантні апарати	137
автоматизовані	139
Тремор	40
Трихроматичність	118

Ф

Фовеа	32
Фовеола	35
Фузія	127
Функція	
видності.....	113
зору	134
модуляційна передавальна	100
поглинання.....	102
світлопропускання	103
хвильової аберації	81

Х

Хороїд	14
--------------	----

Ч

Чутливість	
контрастна	123
спектральна	113

Ш

Шар	
ендотеліальний.....	17
епітеліальний.....	17

Я

Явище Пуркін'є	113
Ямка центральна	32

Навчальне видання

Сокурєнко Вячеслав Михайлович
Тимчик Григорій Семенович
Чиж Ігор Генріхович

Око людини та офтальмологічні прилади

Навчальний посібник

*В авторській редакції
Надруковано з оригінал-макета замовника*

Темплан 2009 р., поз. 1-2-002

Підп. до друку 04.03.2009. Формат 60×84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура Times.
Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 15,34. Обл.-вид. арк. 25,52. Наклад 300 пр. Зам. № 9-199 .

НТУУ «КПІ» ВПІ ВПК «Політехніка»
Свідоцтво ДК № 1665 від 28.01.2004 р.
03056, Київ, віл. Політехнічна, 14, корп. 15
тел./факс (044) 241-68-78