В корпусі виносної каретки передбачається кріплення до штанги кімографа. Пишучий прилад виготовляється з фотоплівки. Його форма зображена на рис. 2. Широкою основою його приклеюють безпосередньо до рухомої нитки.

На осі ведучого блока випилюють чотирикутник для торцевого кріплення гнучкого троса. Можуть бути застосовані й інші надійні способи кріплення троса. Таким же способом трос з'єднують з віссю реверсивного електродвигуна. Для цього в лівій боковій стінці оксигемографа проти осі реохорда вирізають отвір і монтують втулку (в перших випусках оксигемографів тут були передбачені отвір і втулка для з'єднання за допомогою гнучкого валика з редуктором кисневого балона).

Як гнучкий валик або трос може бути використаний рукав зуболікарської бормашини. Його кожух закріплюють на втулках корпуса оксигемографа і виносної каретки, а трос закріплюють, як було вже показано вище, до рухомих осей. Важливо підібрати трос або гнучкий валик з найменшою амортизацією на скручування. При значній амортизації може бути деяке викривлення запису, особливо при невеликих змінах насичення. Осі виносної каретки мають бути легкими в русі, тобто не повинні чинити скільки-небудь значного опору.

Вміло зроблена виносна каретка і проточний датчик дають можливість використати оксигемограф 0-36 для реєстрації насичення крові киснем в дослідах на тваринах із застосуванням звичайного кімографа, на якому синхронно можна також реєструвати різні показники стану кровообігу і дихання. Зразок кімографічного запису одержаного таким способом, наведений на рис. 3.

При фотоелектричній реєстрації нема потреби застосовувати виносну каретку. Вона потрібна тільки для кімографічної реєстрації, яка незмінно застосовується в експериментальних лабораторіях. При цьому запис на закопченому папері завжди кращий і точніший, ніж запис чорнилом. При застосуванні чорнильного запису дуже збільшується вага пишучого приладу. Крім того, для кожного такого приладу треба виділити свій діапазон на папері, щоб запобігти їх зачіплюванню. Застосування для виносної каретки чорнильного приладу в зв'язку з цим мало доцільне. Осцилографи з чорнильною реєстрацією, працюючи на малому діапазоні паперу, зменшують масштаб запису. В зв'язку з цим під час досліду залишається найбільш демонстративною кімографічна реєстрація на закопченому папері. Доводиться користуватись цим, не вільним від деяких недоліків, але безсумнівно надійним способом реєстрації разом із застосуванням фотоелектричної реєстрації і високочастотних приладів.

ЛІТЕРАТУРА

Журавлев Е. Н., Сб. научных трудов Ленингр. ин-та усоверш. врачей 11, 1957, с. 207.

Крепс Е. М., Оксигемометрия, М., 1959.

Сочивко Л. Ф., Дерновская-Зеленцова Г. Л., Васадзе Г. Ш., Кочетыгов Н. И., Патол. физиол. и экспер. терап., 1, 1960, с. 71

Mattes K., Arch. f. d. exper. Pathol. u. Pharm., 1761, 1934, S. 683.

Nilson N. J., Physiol. Rev. 1, 1960, p. 1.

Надійшла до редакції
20. V 1960 р.

Прилад для вимірювання діаметра еритроцитів методом дифракції світла

С. А. Берштейн, І. Р. Євдокимов

Лабораторія тканинної дозиметрії Інституту фізіології
ім. О. О. Богомольця Академії наук УРСР, Київ

Діагностичне і прогностичне значення вимірювання діаметра еритроцитів при різних патологічних станах незаперечне.

У відомій нам літературі описано два принципово різних методи вимірювання діаметра еритроцитів:

1. Прямий, оснований на безпосередньому вимірюванні діаметра еритроцитів мікрометричним методом.

2. Непрямий, коли оптично, користуючись явищем дифракції світла, визначають середні розміри еритроцитів (статистично достовірні), шляхом одноразового вимірювання діаметра дифракційного кільця.

Мікрометричний метод не дістав широкого застосування через трудоємкість безпосереднього вимірювання сотень еритроцитів окуляр-мікрометром, що призводить до перенапруження і стомлення зору.

Суть явища дифракції світла полягає в тому, що завдяки хвильовій природі світло, зустрічаючи на своєму шляху перешкоду, змінює напрямок по краях цієї перешкоди, немов би обгинаючи її. Якщо перешкод багато, вони правильно чергуються і сумірні за величиною, то за законами інтерференції світла це призводить до взаємопосилення світла під одними кутами та взаємоослаблення під іншими. При цьому на екрані видно чергування ясних і темних смуг або кілець.

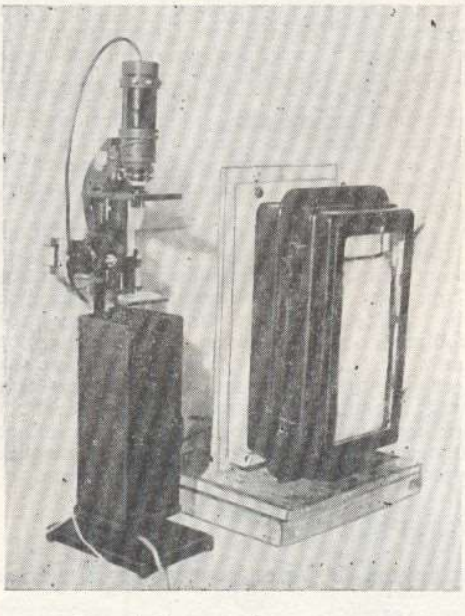

Рис. 1. Загальний вигляд приладу.

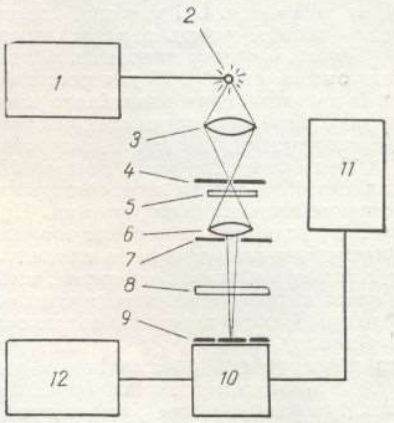

Рис. 2. Схема приладу:

1 — стабілізатор; *2* — джерело світла; *3* — конденсор; *4* — крапкова діафрагма; *5* — фільтр; *6*, *7* — об'єктив; *8* — предметний столик; *9* — кільцева діафрагма; *10* — фотоелектронний помножувач; *11* — самописний гальванометр; *12* — джерело живлення фотоелектронного помножувача.

Чітка дифракційна картина відзначається при пропусканні вузького пучка світла крізь тонкий шар крові. В цьому випадку еритроцити відіграють роль перешкод, що правильно чергуються і сумірні за величиною.

Отже, для вимірювання діаметра еритроцитів методом дифракції світла потрібна нескладна оптична система, що складається з джерела струму, конденсора, крапкової діафрагми для одержання досить вузького пучка світла й об'єктива, що фокусує пучок світла на екран. Між об'єктивом і екраном поміщають препарат крові, в якому еритроцити мають бути розташовані в один шар, на відстані один від одного, що не перевищує половини діаметра еритроцита.

При цьому на екрані спостерігають чітку дифракційну картину. Залежність діаметра дифракційного кільця від розміру дифрагуючих елементів дає можливість за діаметром кільця визначити середній діаметр еритроцитів.

На цьому принципі побудовано багато приладів, які відрізняються один від одного способами реєстрації дифракційної картини і вимірювання діаметра дифракційних кілець.

Замість візуального визначення діаметра дифракційного кільця, коли вимірювання на око (за яскравістю) не можна точно визначити діаметр, Лемажихін і Франк (1955) запропонували фотографічний метод реєстрації дифракційної картини. При цьому вимірювання діаметра дифракційних кілець провадили на самореєструючому мікрофотометрі. Проте автори зазначають, що фотографічний метод надзвичайно трудоємкий, а одержати кількісні дані про інтенсивність світлорозсіяння — досить складне завдання. Отже, Лемажихін і Франк для визначення інтенсивності розсіяного світла в дифракційній картині під різними кутами пропонують застосувати фотоелемент, до якого підключено прилад для вимірювання фотострумів.

Конструкція запропонованого ними приладу досить проста в роботі, проте вона не зовсім зручна. Так, відсутність монохроматичного джерела струму не дає можливості обчислити середній діаметр еритроцитів, що примушує авторів приладу опери-

вати відносними величинами. Застосування фільтрів виключене через недостатню чутливість фотоелемента. В зв'язку з тим, що при пересуванні препарату крові елек трос игнал подається через кожні 5 *мм* шляху, помилка при визначенні відстані від препарату крові до фотоелемента становитиме ±5 *мм*, що різко позначиться на обчислюваній величині середнього діаметра еритроцитів. Об'єктивна реєстрація змін інтенсивності розсіяного світла в дифракційній картині відсутня.

Ми сконструювали прилад, який досить простий в роботі і одночасно позбавлений вказаних недоліків. При цьому однією з основних перешкод була низька чутливість (порядку десятків *мка* на люмен) існуючих типів фотоелементів. Застосування ж підсилювачів постійного струму в зв'язку з необхідністю стабілізації як анодного, так і нажарювального ланцюгів пов'язано із значними труднощами.

Отже, ми вважали доцільним застосувати для вимірювання інтенсивності дифракційної картини фотоелектронний помножувач, чутливість якого в 10^6 разів вища, ніж у фотоелементів. Живлення фотоелектронних помножувачів здійснюється просто, за допомогою стабілізованих джерел живлення типу ВСФ, ІВН-1, які випускає вітчизняна промисловість.

Водночас досить інтенсивний струм на виході фотоелектронних помножувачів (порядку кількох сотень мка) сприяє застосуванню самописних приладів для об'єктивної реєстрації інтенсивності розсіяного світла в дифракційній картині.

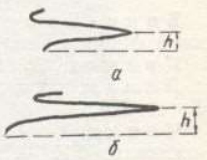

Рис. 3. Фотометричні криві.

а — кров людини; *б* — кров собаки; *h* — відстань від початку кривої до її максимуму.

Як було зазначено вище, для вимірювання абсолютних значень середнього діаметра еритроцитів необхідно застосувати монохроматичне джерело світла. Звичайно для цього застосовують різні типи ртутних ламп. Проте, в зв'язку з високою чутливістю фотоелектронних помножувачів, особливо важливо забезпечити постійність випромінюваного світлового потоку. Можливість стабілізації світлового потоку ртутних ламп обмежена флуктуаційним характером процесів, що відбуваються в ній. Висока температура і непостійний температурний режим роботи ртутних ламп ще більше обмежують можливість їх використання. Отже, ми застосували звичайну електричну лампу нажарювання, а для виділення певної частини спектра, що відповідає ділянці спектральної чутливості фотоелектронного помножувача ввели світлофільтр, що також було здійснене завдяки високій чутливості фотоелектронного помножувача.

Схема і загальний вигляд приладу зображені на рис. 1, 2.

Як джерело світла застосована електрична лампа (8 *в*, 30 *вт*), живлення якої стабілізовано. Пучок світла відбивається за допомогою конденсора на крапкову діафрагму (діаметр отвору 0,2 *мм*), видаток якої фокусується об'єктивом на фотоелектронний помножувач (ФЕУ-19 *м*). На катоді фотоелектронного помножувача кільцева діафрагма з діаметром кільця 9 *мм* і шириною — 0,5 *мм*. Перед об'єктивом встановлено світлофільтр М-43 з ефективною довжиною хвилі — 432 *ммк*.

Препарат крові в кюветі глибиною 0,1 *мм* встановлюють на предметний столик, який пересувається моторчиком в напрямку від об'єктива до фотоелектронного помножувача синхронно з рухом стрічки на самописному гальванометрі. Переміщення препарату крові приводить до зміни діаметра дифракційних кілець і послідовного суміщення всіх частин дифракційної картини з кільцевим отвором діафрагми

Оптична частина приладу і фотоелектронний помножувач розташовані у світло непроникному ящику. На виході фотоелектронного помножувача підключено самописний гальванометр типу СГ.

Практичне застосування приладу надзвичайно просте. Процес вимірювання одного препарату крові триває лише п'ять хвилин. Проте, щоб одержати точні дані про середній діаметр еритроцитів необхідно брати таке розведення крові, при якому еритроцити були розташовані в один шар і щільно прилягали один до одного. Як показали Лемажихін і Франк, припустима помилка в концентрації має не перевищувати 20%. Обчислення середнього діаметра еритроцитів проводять за формулою:

$$\alpha = \frac{n\lambda}{\sin\varphi},$$

де α — середній діаметр еритроцитів; n— порядок спектра дифракції; λ — довжина хвилі джерела світла; φ— кут дифракції. Знаючи відстань від дна кювету з кров'ю до фотоелектронного помножувача при максимальному показанні гальванометра (l) і радіус кільцевої діафрагми (r), легко визначити φ($tg\varphi = \frac{l}{r}$).

Оскільки предметний столик з препаратом крові і стрічка самописного приладу рухаються синхронно, то відстань від препарату крові до фотоелектронного помножувача при максимальному показанні приладу (l) пропорціональна відстані від початку