

Zenon Okrajni

UKŁADY DO POMIARU WYBRANYCH PARAMETRÓW KRWI
METODAMI FOTOMETRII ABSORPCYJNEJ

Streszczenie. W artykule opisano zasadę działania i konstrukcję fotometrycznych przyrządów służących do pomiaru takich parametrów jak: ilość hemoglobiny, stopień natlenowania, stopień hemolizy. Dzięki odpowiedniej konstrukcji przyrządów, zastosowaniu strumienia świetlnego przemiennego, silnego ujemnego sprzężenia zwrotnego obejmującego sygnał świetlny, uzyskano kompensację dryftów, wyeliminowanie efektów starzenia się fotoelementu i włókna żarówki a także automatyczne zerowanie i automatyczną korekcję czułości układów. Przyrządy skonstruowano w oparciu o elementy elektroniczne II i III generacji.

Fotometria znajduje zastosowanie przy określaniu związków o charakterystycznych widmach.

Przy obecnym stanie techniki metody fotometryczne są najbardziej przydatne do celów pomiarowych ze względu na ich czułość, stosunkowo dużą dokładność i łatwość realizacji przy pomocy dostępnych środków a także możliwość pomiaru bez naruszania środowiska.

Pomiar wielkości promieniowania elektromagnetycznego o określonej długości fali lub kilku długościach fal może służyć do ilościowego określenia substancji absorbującej. Tą metodą można wyznaczyć parametry krwi takie jak: zawartość hemoglobiny, stopień hemolizy, stopień natlenowania.

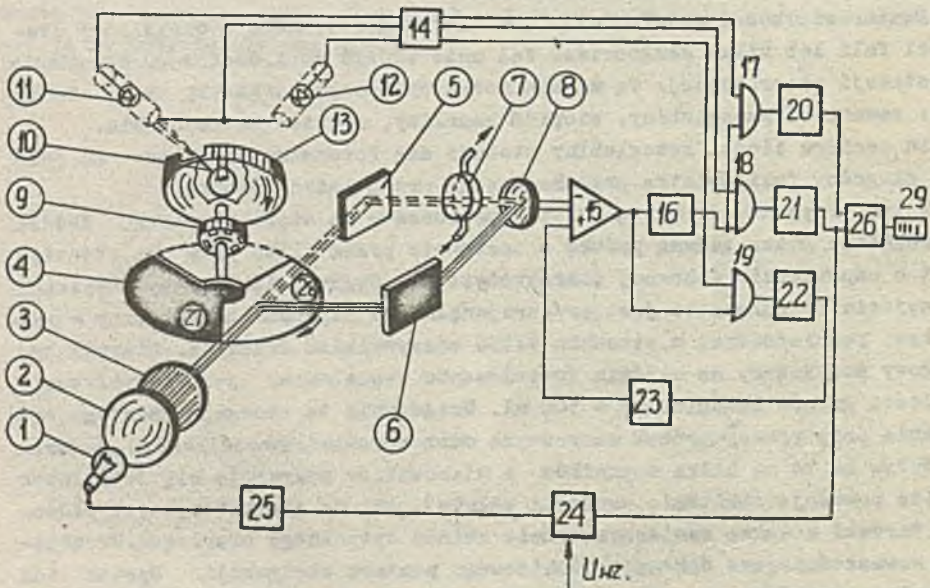
Do pomiaru ilości hemoglobiny stosuje się fotometry pracujące na jednej długości fali światła przechodzącego przez badaną próbkę.

W tym przypadku strumień światła pochodzący ze stabilizowanego źródła przechodząc przez badaną próbkę a następnie przez filtr pada na fotoelement o odpowiednio dobranej charakterystyce. Sygnał elektryczny uzyskany na wyjściu fotoelementu jest proporcjonalny do stężenia hemoglobiny w próbce krwi rozcieńżonej w stosunku 1:250 odczynnikiem Drabkina. Miernik wychyłowy podłączony na wyjściu fotoelementu wyskalowany jest bezpośrednio w ilości gramów hemoglobiny w 100 ml. Urządzenia te wymagają częstego skalowania przy pomocy próbek wzorcowych oraz zerowania przed każdym pomiarem.

Wpływ na to ma kilka czynników a mianowicie: starzenie się fotoelementu (co powoduje obniżenie czułości układu), zmiana charakterystyki widmowej żarówki a także zanieczyszczenie układu optycznego przyrządu. Urządzenia nowocześniejsze dokonują różnicowego pomiaru ekstynkcyj. System ten pozwala na częściowe wyeliminowanie błędu spowodowanego starzeniem się fotoelementu. Przyrządy oparte na tym systemie posiadają jeden podwójny systemy fotoelement.

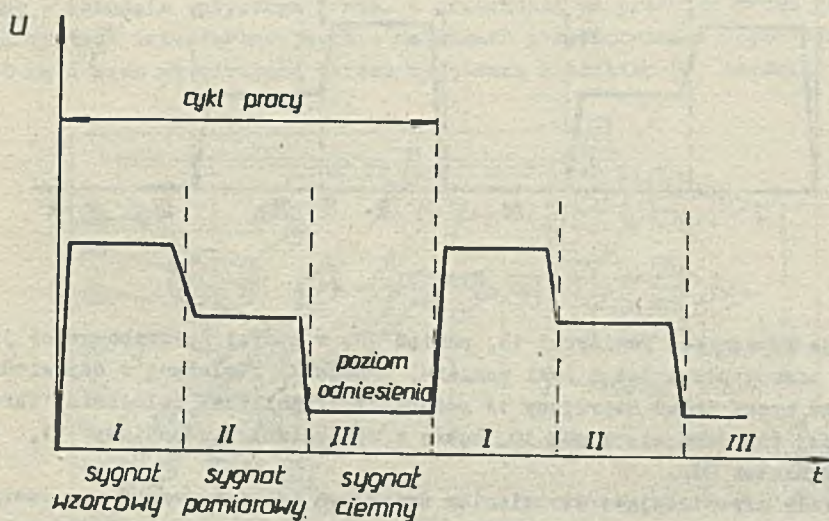
Działanie powyższych przyrządów polega na tym, że strumień świetlny dzielony jest na dwie części, z których jedna pada na jedną z części fotoelementu, naświetlając go strumieniem źródła światła, druga zaś przechodzi przez próbkę badaną i dochodzi do drugiej symetrycznej części fotoelementu działającego różnicowo. Dzięki takiemu rozwiązaniu przyrząd umożliwia pomiar ekstynkcji próbki bez konieczności częstego kalibrowania układu. Wymagane jest jednak zerowanie układu przed pomiarem. Przy obecnym stanie techniki w pomiarach fotometrycznych szanse powodzenia ma metoda odmienna od dotychczas stosowanych a mianowicie metoda operująca sygnałem świetlnym przemiennym. Przyrządy działające na powyższej zasadzie zawierają układy elektroniczne wykorzystujące ujemne sprzężenie zwrotne, co pozwala na kompensację dryftów, wyeliminowanie efektów starzenia się fotoelementu i włókna żarówki oraz zapewnia automatyczne zerowanie i automatyczną korekcję czułości. W celu głębszego poznania zagadnień związanych z pomiarami fotometrycznymi parametrów krwi, zespół wykonał w Instytucie Aparatury i Automatyki Medycznej kilka kolejnych wersji przyrządów i po wprowadzeniu ulepszeń skonstruował układ, który zapewnia automatyczne zerowanie i całkowicie eliminuje konieczność wzorcowania w trakcie eksploatacji.

Powyższe zalety osiągnięto w mierniku hemoglobiny przedstawionym na rysunku 1. Skonstruowany przyrząd wykorzystuje różne właściwości optyczne dróg świetlnych strumieni, pochodzących od tego samego źródła światła.



Rys. 1

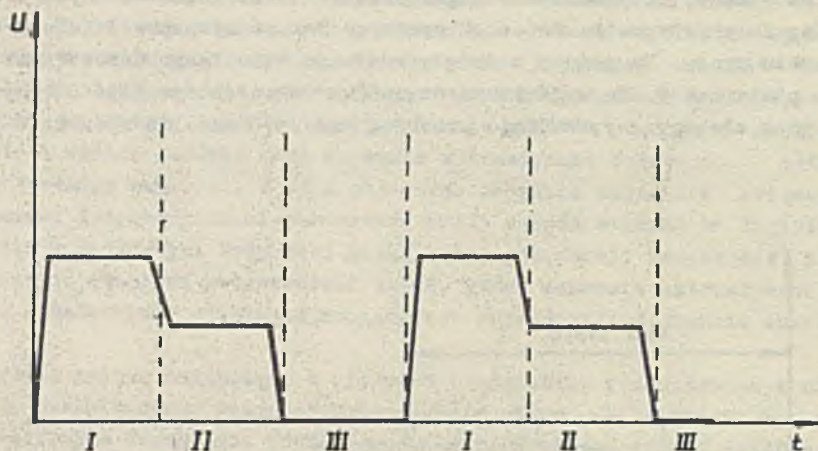
Strumień świetlny wytworzony przez źródło światła 1, uformowany w układzie optycznym 2, przechodzi przez filtr 3 i pada na wirującą tarczę 4, która zawiera trzy sektory: sektor z lustrem, sektor wycięty, sektor zaciemniony. Dzięki takiej konstrukcji tarczy oraz odpowiedniemu rozmieszczeniu lusterek 5 i 6 uzyskuje się rozdzielenie strumienia świetlnego na dwie drogi w ten sposób, że przemienne sygnały świetlne biegnące różnymi drogami dochodzą do przetwornika fotoelektrycznego 8 w różnych przedziałach czasowych cyklu pracy. Na jednej z dróg strumienia świetlnego umieszczona jest kuweta pomiarowa 7. Na wyjściu przetwornika fotoelektrycznego 8 uzyskuje się sygnał elektryczny, którego przebieg przedstawiono na rys. 2. W prze-



Rys. 2

biegu tym można wyróżnić trzy odcinki czasowe. Sygnał pierwszego odcinka czasowego odpowiada strumieniowi wzorcowemu, padającemu na przetwornik 8 po odbiciu od lusterek 2B i 6. Sygnał dla drugiego odcinka czasowego odpowiada strumieniowi pomiarowemu przechodzącemu przez kuetę pomiarową 7 i jest proporcjonalny do absorpcji światła przez kuetę z płynem mierzonym. W trzecim odcinku czasowym sygnał elektryczny odpowiada pełnemu zaciemnieniu przetwornika fotoelektrycznego. Sygnał ten posiada pewną wartość wynikającą z występowania prądu ciemnego fotoelementu i sygnału niezrównoważenia wzmacniacza pomiarowego. Wielkość ta ulega zmianom w czasie eksploatacji, wobec tego wynik pomiaru, który jest ilorazem sygnału pomiarowego i sygnału wzorcowego będzie ulegał zafałszowaniu. W celu uniknięcia powyższych błędów wprowadzono pętlę sprzężenia zwrotnego dla sygnału ciemnego,

co sprowadza poziom odniesienia do zera (rys. 3). W takim przypadku wynik pomiaru nie zmieni się w czasie, gdyż w każdym cyklu pracy pętla sprzężenia zwrotnego utrzymuje poziom odniesienia na wartości zerowej. Pętla ta



Rys. 3

obejmuje wzmacniacz pomiarowy 15, pamięć 22, w której przechowywany jest sygnał ciemny przez jeden cykl pomiaru, bramkę 19 otwieraną w odpowiednim momencie przez układ sterujący 14 pobudzany czujnikiem położenia tarczy wirującej (żarówka sterująca 10, bęben z wyołęciami, fotodiody 11, 12) oraz regulator 23.

Sygnały odpowiadające strumieniom świetlnym (pomiarowemu i wzorcowemu) po zlogarytmowaniu przez układ 16 kierowane są w odpowiednich odcinkach czasowych poprzez bramki 17 i 18 do pamięci 20, 21 w celu dalszego przekształcenia informacji na wynik pomiaru. Sygnał wzorcowy z pamięci 21 wykorzystano również do sterowania pętlą sprzężenia zwrotnego obejmującą źródło światła 1, układ optyczny 2, przetwornik fotoelektryczny 8, wzmacniacz pomiarowy 15 i układ logarytmujący 16.

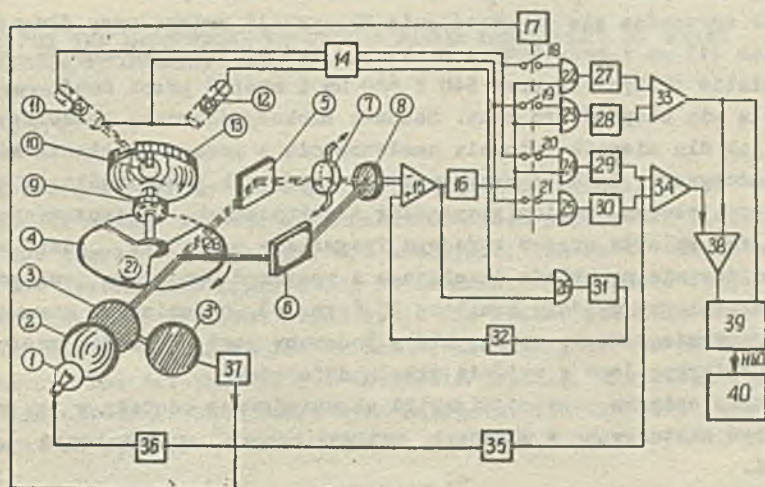
Pętla ta eliminuje efekt starzenia się źródła światła, zmianę czułości przetwornika fotoelektrycznego, zanieczyszczenie układu optycznego, filtra i przetwornika oraz zmianę wzmocnienia wzmacniacza 15. Pętla zawiera regulator 24 o takiej charakterystyce, że podtrzymuje na odpowiednim poziomie stałym we wszystkich trzech przedziałach czasowych cyklu pracy prąd źródła prądowego 25, zasilającego żarówkę.

Wielkość mierzona uzyskuje się na woltomierzu cyfrowym 29 po odjęciu sygnałów z pamięci 20 i 21 w sumatorze 26. Przyrząd według przedstawionej koncepcji sbudowany na elementach III i II generacji został poddany wszech-

stronnym badaniom, wykazując powtarzalność lepszą niż 1% oraz pomijalnie mały wpływ napięcia zasilania w zakresie $220\text{ V} \pm 15\%$.

Podobna koncepcja została wykorzystana w przyrządzie służącym do pomiaru stopnia natlenowania krwi metodą fotometryczną, na krwi pełnej. Stopień natlenowania określa się jako stosunek zawartości oxyhemoglobiny (hemoglobiny natlenowanej) do hemoglobiny całkowitej i wyraża się w procentach.

Określając ekstynkcję przy dwóch długościach fal światła a mianowicie 805 nm (punkt izobestyczny, w którym absorpcja światła przez natlenowaną i zredukowaną hemoglobinę jest jednakowa) i 650 nm (długość fali, przy której różnica absorpcji światła przez obydwie hemoglobiny jest największa) oraz dokonując na tych wielkościach operacji matematycznych można zmierzyć stopień natlenowania. Przyrząd, który spełnia powyższe warunki, działa następująco: strumień świetlny wysyłany przez źródło promieniowania 1 formowany w układzie optycznym 2 rys. 4 przechodzi na przemian przez jeden z dwóch filtrów interferencyjnych o maksimach przepuszczania odpowiednio 805 i 650 nm i pada na wirującą tarczę napędzaną silnikiem 9. Rozdział stru-



Rys. 4

mieni świetlnych dokonywany jest przy pomocy tarczy wirującej, zbudowanej identycznie jak w mierniku hemoglobiny. Powyższe strumienie świetlne dochodzą do przetwornika fotoelektrycznego, na wyjściu którego uzyskiwane są sygnały elektryczne, które po wzmooczeniu przez wzmacniacz pomiarowy 15 a następnie dla pierwszego i drugiego odcinka czasowego po zlogarytmowaniu przechodzą przez bramki 22, 23 lub 24, 25 (w zależności od rodzaju filtru znajdującego się aktualnie na drodze strumienia świetlnego). Bramki są otwierane przez sygnały wypracowane w układzie sterującym a następnie są zapamiętywane w odpowiednich pamięciach 27, 28 lub 29, 30. W pamięci 27 pamiętany jest sygnał wzorcowy (jasny), w pamięci 28 sygnał pomiarowy. Do pamięci 39 kierowany jest sygnał w przypadku, gdy strumień świetlny prze-

chodzi przez filtr 805 nm, natomiast gdy na drodze strumienia znajduje się filtr 650 nm sygnał wzorcowy kierowany jest do pamięci 29, pomiarowy zaś do pamięci 30. Sygnały te z pamięci 27 i 28 po zaumowaniu z przeciwnym znakiem w sumatorze 33 przekazywane są do kolejnego sumatora 38, na który podaje się również sygnał z sumatora 34. Wynik pomiaru stopnia natlenowania otrzymuje się na wyjściu układu dzielącego 39, na którego wejście podaje się sygnały z sumatorów 33 i 38. Sygnał ciemny (zerowy) trzeciego przedziału czasowego po wzmocnieniu przechodzi przez bramkę 26 i kierowany jest do pamięci 31. Rozdziałem sygnałów do poszczególnych pamięci zajmuje się układ sterujący 14, który jest synchronizowany czujnikiem położenia tarczy wirującej oraz układ sterowania kluczy 17, który współpracuje z układem zmiany filtrów 37. Pętla sprzężenia zwrotnego dla sygnału wzorcowego oraz dla sygnału ciemnego spełnia te same funkcje jak w przypadku układu hemoglobinomierza.

W oparciu o podobną zasadę zbudowano miernik stopnia hemolizy krwi. Oznaczanie stopnia hemolizy polega na pomiarze rozpuszczonej w osoczu hemoglobiny, która pochodzi z rozpadłych krwinek czerwonych.

Pomiar sprowadza się do określenia ekstynkcji próbki przy długości fali 540 lub 417 nm i przy 680 nm traktując ten pomiar jako zerowy. Odejmując od siebie ekstynkcje przy 540 i 680 nm i mnożąc przez współczynnik stały określa się stopień hemolizy. Schemat blokowy miernika hemolizy jest podobny jak dla miernika stopnia natlenowania a zasada działania miernika prawie identyczna. Różnice występują w wartościach poszczególnych elementów elektronicznych, poziomie sygnałów elektrycznych, zastosowanych długościach fal światła oraz w końcowym fragmencie przyrządu, gdzie w mierniku hemolizy nie ma układu dzielącego a przyrząd pomiarowy jest podłączony bezpośrednio na wyjściu sumatora 38 (rys. 4), natomiast w mierniku stopnia natlenowania końcowy wynik, który podawany jest na układ prezentacji wyniku, pobierany jest z wyjścia układu dzielącego.

Wszystkie opisane powyżej mierniki skonstruowane zostały w ten sposób, że mogą być zastosowane w układach automatycznych analizatorów parametrów krwi.

СХЕМЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ИЗБРАННЫХ ПАРАМЕТРОВ КРОВИ
МЕТОДА АБСОРБЦИОННОЙ ФОТОМЕТРИИ

Р е з ю м е

В статье описывается принцип действия и конструкцию фотометрических приборов предназначенных для измерения следующих параметров крови: количество гемоглобина, степень насыщения кислородом, степень гемолиза. Благодаря соответствующей конструкции приборов, применению светового потока, глубокой отрицательной обратной связи охватывающей световой сигнал получено компенсацию дрейфов, элиминирование эффектов старения фотоэлемента, а также автоматическое задуление и автоматическую корректировку чувствительности схем.

Приборы сконструировано на основе электронных элементов второй и третьей генерации.

CIRCUITS FOR THE MEASUREMENT OF CHOSEN BLOOD PARAMETERS BY MEANS
OF ABSORPTION PHOTOMETRY METHODS

S u m m a r y

The article describes the construction and the principle of work of photometrical meters for the measurement of blood parameters like: haemoglobin, the degree of oxydation, and hemolysis. Thanks to the special design of the meters, the application of alternating luminous flux, and the strong feedback for luminous signals, it has become possible to compensate drifts and to eliminate the effect of the aging of the photoelement and the filament. Besides that we get automatic nulling, and sensitivity control of the networks. The meters were designed with the help of II and III generation pieces.