



Patent dodatkowy
do patentu nr _____

Kl. 421,3/54

Zgłoszono: 15.03.1968 (P. 125840)

Pierwszeństwo: 17.04.1967 Stany
Zjednoczone
Ameryki

Zgłoszenie ogłoszono: 31.03.1973

Opis patentowy opublikowano: 20.12.1975

Twórcy wynalazku: Wiliam Fletcher Rothermel, Robert Ivan Klein

Uprawniony z patentu: Wallace Henry Coulter, Miami Springs Floryda
(Stany Zjednoczone Ameryki)

Urządzenie do automatycznego oznaczania parametrów cieczy
zwłaszcza krwi oraz sposób ich automatycznego oznaczania

1

Niniejszy wynalazek dotyczy aparatury biochemicznej służącej do analizy cząstek i ich zawiesin. Aparat według wynalazku jest w pierwszym rzędzie diagnostycznym przyrządem dla hematologów i diagnostyków, pomocnym tak w diagnozie jak i leczeniu. Aparat służy do normalnego badania próbek krwi; jest ponadto cenną pomocą w wielokrotnych analizach dużej liczby próbek.

Jak wiadomo krew składa się z mikroskopijnych komórek rozproszonych w osoczu. Są to w większości tak zwane czerwone krwinki i w mniejszej liczbie krwinki białe. Analiza krwi dotyczy zarówno badania krwinek, jak i całej krwi i dlatego istnieje cała grupa wskaźników uznana przez specjalistów jako zapewniająca maksimum informacji odnośnie charakterystyki danej próbki krwi. Najważniejsze parametry, w liczbie sześciu, odnoszą się do czerwonych ciałek krwi, a mianowicie ich zawartości we krwi, rozmiarów itp. Te parametry są ważne w diagnozie, badaniach i leczeniu anemii. Siódmy parametr, używany w pierwszym rzędzie w diagnostyce infekcji i badaniach powszechnych odnosi się do białych ciałek krwi. Takimi zwykle stosowanymi parametrami są: liczba czerwonych ciałek krwi (RBC), hematokryt (HCT), poziom hemoglobiny (HGB), średnia objętość krwinki (MCV), średnia zawartość hemoglobiny w krwince (MCH) i średnie stężenie hemoglobiny w krwince (MCHC). Siódmy parametr — to liczba białych ciałek krwi (WBC).

2

W dotychczasowej praktyce mierzono bezpośrednio trzy pierwsze parametry, a mianowicie RBC, HCT i HGB oraz ilość białych krwinek WBC. Pozostałe trzy parametry wyliczano z pierwszych trzech.

W celu ułatwienia zrozumienia istoty urządzenia według wynalazku poniżej omówiono każdy z wymienionych parametrów. **(RBC) liczba czerwonych krwinek.** Przyjętą miarą tego wskaźnika jest ilość czerwonych krwinek w milimetrze sześciennym krwi. Jest to liczba rzędu kilku milionów; jej wartość wynosi zazwyczaj około 5,5 miliona. Klasyczna metoda liczenia polega na wprowadzeniu próbki rozcieńczonej krwi do komory hemocytometru o znanej objętości i zliczaniu pod mikroskopem krwinek znajdujących się w tej objętości. Wynik mnoży się przez znany stopień rozcieńczenia krwi.

(HCT). Hematokryt. Jest to wskaźnik oznaczający część objętości krwi przypadający na czerwone ciałka krwi. Wyraża się go w procentach. Ponieważ dyskowate komórki krwi wypełnione płynem są podatne na odkształcenia, w wyniku wirowania mogą zostać tak ukształtowane, aby wypełniły ściśle otaczającą je przestrzeń. Zwykle laborant umieszcza próbkę krwi w cylindrycznym pojemniku i wiruje ją, aby krwinki całkowicie przebieściły w jeden z końców pojemnika, a następnie mierzy względną objętość krwinek i osocza, które jest prawie klarowną cieczą łatwo widoczną nad czerwoną masą odwirowanych krwinek. HCT jest

wielkością określaną na podstawie tego pomiaru. W urządzeniu według wynalazku wskaźnik ten nie jest bezpośrednio mierzony, lecz jest parametrem obliczanym.

(HGB) Poziom hemoglobiny. Parametr ten jest definiowany jako liczba gramów hemoglobiny w 100 cm³ krwi. Płyn wewnątrzkomórkowy czerwonej krwinki jest kompleksem proteinowym zawierającym żelazo, który nadaje krwi jej charakterystyczny czerwony kolor. Znana metoda oznaczania hemoglobiny polega na rozkładzie odpowiednim odczynnikami chemicznymi błony komórkowej krwinek, dzięki czemu uwolniona zostaje hemoglobina, która następnie reaguje z wprowadzonym reagentem, dając związek barwny umożliwiający wykonanie oznaczenia kolorymetrycznego. Intensywność zabarwienia otrzymanego roztworu mierzy się metodą kolorymetryczną przy użyciu aparatury do wolnego typu. W urządzeniu według wynalazku aparat do określania hemoglobiny jest umieszczony wśród innych części aparatury w odmienny sposób, a sam pomiar jest automatyczny.

(MCV) Średnia objętość krwinki. Wskaźnik ten jest miarą średniej wielkości krwinki; odnosi się go do prawidłowej średniej wielkości krwinki. Podawany jest on w mikronach sześciennych. W przypadku, gdy w aparacie nie można oznaczyć wskaźnika MCV, jego wartość można obliczyć dzieląc hematokryt przez liczbę czerwonych krwinek, to jest obliczając wartość ilorazu HCT/RBC.

(MCH) Średnia zawartość hemoglobiny w krwince. Wskaźnik ten jest miarą zawartości hemoglobiny w krwince niezależnie od jej rozmiaru. Jest on wyrażany w mikromikrogramach. Prawidłowa jego wartość wynosi około 29 mikromikrogramów. MCH można obliczyć przez podzielenie HGB przez RBC. Podzielenie przez normalną wartość 29μg daje tak zwany wskaźnik barwny.

(MCHC) Średnie stężenie hemoglobiny w krwince. Parametr ten jest miarą stężenia hemoglobiny w przeciętnej krwince. Im mniejsza jest krwinka dla danego MCH, tym wyższe jest stężenie hemoglobiny. Wartość podawana jest w procentach (prawidłowa wartość wynosi 36%). MCHC można obliczyć dzieląc HGB przez HCT.

(WBC) Liczba białych krwinek. Jest to ilość białych krwinek w milimetrze sześciennym krwi. Stosunek liczby krwinek czerwonych do białych wynosi około 1000:1. WBC jest podawane w jednostkach (prawidłowa wartość wynosi około 5000). Aby wykonać zliczenia krwinek białych należy wyeliminować krwinki czerwone, co osiąga się przez rozkład tych ostatnich, tak jak w przypadku oznaczania hemoglobiny. Gdy do zliczenia białych krwinek stosowany jest licznik Coultera, w którym zawieszona przechodzi przez zwężkę mikroskopową, zagadnieniem podstawowym jest tak dokładne rozłożenie krwinek czerwonych, aby pozostałe szczątki błony komórkowej wywoływały małe zakłócenia, na które nie będzie reagować układ zliczający krwinki białe.

Odpowiednie ilorazy trzech pierwszych z wymienionych, bezpośrednio mierzonych parametrów znane są jako wskaźniki krwi. Trzy wielkości: MCV, MCH, MCHC są zwykle wyliczane z RBC,

HCT i HGB; dostarczają one hematologii informacji o wielkościach krwinek i zawartości w nich hemoglobiny. Wskaźniki te są również źródłem szeregu innych ważnych informacji.

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie do badania próbek krwi dla oznaczania w automatyczny sposób szeregu parametrów tych próbek, jak: liczba czerwonych ciałek krwi (RBC), hematokryt (HCT), poziom hemoglobiny (HGB), średnia objętość krwinki (MCV), średnia zawartość hemoglobiny w krwince (MCH), średnie stężenie hemoglobiny w krwince (MCHC) i liczba białych ciałek krwi (WBC), posiadające elektroniczny analizator cząstek krwi, przystosowany do bezpośredniego oznaczania parametrów RBC i WBC i układ rozcieńczania dla dokonywania pierwszego i drugiego rozcieńczania każdej próbki dla następujących bezpośrednio po rozcieńczeniu oddzielnych analiz za pomocą analizatora cząstek.

Istotą wynalazku jest układ rozcieńczający posiadający zawór, który ma pierwszą część (P1, P2, P5, P6, P9) dla przyjmowania i dokładnego odmierzania próbki oraz połączenia jej z góry określoną ilością rozcieńczalnika w celu wykonania pierwszego roztworu, jak również pierwsze naczynie do mieszania, służące do przyjmowania próbki i rozcieńczalnika i ich nieburzliwego zmieszania, oraz ma drugą część (P3, P4, P7, P8, P10) połączoną z omówionym pierwszym naczyniem w celu przyjmowania i odmierzania określonej dokładnie ilości zawartości pierwszego roztworu i połączenia jej z ustaloną ilością rozcieńczalnika dla wykonania drugiego roztworu, a także drugie naczynie do mieszania służące do przyjęcia składników wymienionego drugiego roztworu i ich nieburzliwego zmieszania. Wymienione naczynia przystosowane są do połączenia każdego z nich, z analizatorem cząstek posiadającym pierwszą i drugą wanienkę, które zawierają analizatory rozcieńczenia obejmujące układy badawcze dla oddzielnego określenia co najmniej parametrów RBC i WBC, wraz z elektronicznym sprzętem liczącym i mierzącym sprzężonym z wymienionymi analizatorami rozcieńczania, służącym do określania pozostałych parametrów krwi, na podstawie rozcieńczonych próbek.

W sposobie według niniejszego wynalazku automatyczne oznaczanie wielu parametrów próbki zachodzi w następujących kolejnych operacjach: odmierzanie małej części próbki w pierwszej strefie; przepływ tej części próbki łącznie z odmierzoną ilością rozcieńczalnika przez pierwszą strefę do drugiej strefy; mieszanie próbki z rozcieńczalnikiem w drugiej strefie w celu sporządzenia pierwszego roztworu rozcieńczonego; odmierzanie małej części pierwszego roztworu w strefie trzeciej połączonej z pierwszą strefą; przepływ odmierzzonej części roztworu łącznie z odmierzoną ilością rozcieńczalnika przez trzecią strefę do strefy czwartej; mieszanie odmierzzonej próbki z rozcieńczalnikiem w czwartej strefie w celu sporządzenia drugiego roztworu rozcieńczonego (obie wymienione strefy odmierzania działają jednocześnie i wielokrotnie dla wielu próbek, z tym, że część następnej próbki jest od-

mierzana w tym samym czasie, w którym odmierzany jest pierwszy roztwór zawierający pierwszą próbkę); przepływ pozostałej w drugiej strefie części roztworu do piątej strefy; mieszanie tej części pierwszego roztworu z odczynnikiem; przepływ pierwszego roztworu z piątej do szóstej strefy w celu jednoczesnego przeprowadzenia oddzielnych analiz optycznej i elektrycznej dla określenia wartości odpowiednio pierwszego i drugiego z wymienionych uprzednio parametrów i wreszcie przepływ drugiego roztworu z czwartej do siódmej strefy dla przeprowadzenia analizy elektrycznej w celu jednoczesnego określenia wartości trzeciego i czwartego z wymienionych uprzednio parametrów, przy czym ostatnie dwie operacje przepływu i związane z nimi oznaczenie pierwszych z wymienionych czterech parametrów są wykonywane jednocześnie.

Urządzenie według wynalazku przeznaczone do pomiarów kolorymetrycznych zawiesiny cząstek w cieczy i do badania cząstek tej zawiesiny charakteryzuje się tym, że składa się z naczynka o przezroczystych ściankach i rurki pomiarowej ze szczeliną (będącej elementem elektronicznego analizatora cząstek) umieszczonej w tym naczynku, przy czym szczelina ta zanurzona jest w zawieszynie zawartej w naczynku. W dolnej części naczynka poniżej poziomu zwierciadła zawiesiny jedną parę jej ścianek stanowią równoległe płytki znajdujące się poniżej zakończenia rurki. Układ optyczny zapewnia przejście wiązki światła przez równoległe ścianki, co umożliwia pomiar kolorymetryczny. Rurka ze szczeliną pomiarową i naczynko wyposażone są w specjalne elektrody wewnętrzne do analizy zawiesiny przepływającej przez szczelinę. Urządzenie zawiera także zespoły do wymuszania przepływu zawiesiny przez szczelinę oraz odpowiednie przewody do połączenia z obwodem wejściowym analizatora cząstek.

Urządzenie według wynalazku zawiera mieszalniki w układzie rozcieńczania próbek, z których każdy składa się z pary pionowo umieszczonych rurek różnej długości (każda z nich tworzy oddzielną komorę), pochylego przewodu łączącego dolne końce tych rurek, wejściowego przewodu tworzącego całość z krótszą rurką i mającego prześwit przeznaczony do nadania kierunku wchodzącemu strumieniowi pod kątem w dół i stycznie do wewnętrznej powierzchni ściany krótszej rurki oraz z odpływu w dolnym końcu komory.

Urządzenie według wynalazku zawiera zawór rozrządczy stosowany przy rozcieńczaniu, składający się z: trzech płaskich członów ułożonych warstwowo tak, że para członów zewnętrznych umocowana jest po obu stronach członu wewnętrznego w sposób zapewniający szczelność; osi centralnej umożliwiającej obracanie wewnętrznego członu w płaszczyźnie styku członów, przy czym w ruchomym członie wewnętrznym wykonane są dwa kanały przelotowe umieszczone symetrycznie względem osi, otwierające się na zewnętrzne płaszczyzny tego członu i mające odpowiednią objętość (liczoną między tymi płaszczyznami); układu do ograniczenia ruchu obrotowego

wewnętrznego członu do ruchu wzdłuż określonego łuku, tak, że krańcowe położenia wyznaczone przez końce tego łuku określają pierwsze i drugie położenie członu wewnętrznego. Każdy człon zewnętrzny ma dwie pary otworów przelotowych łączonych odpowiednio przez dwa wymienione kanały przelotowe w pierwszym położeniu członu wewnętrznego w ten sposób, że pierwsze otwory (z każdej przeciwległej pary otworów) są połączone, a połączenia pomiędzy analogicznymi drugimi otworami są przerwane. W drugim położeniu członu wewnętrznego połączone są pozostałe otwory z każdej pary przeciwległych otworów przez kanały przelotowe tego członu, a połączenia pomiędzy pierwszymi otworami są przerwane. Dzięki takiemu systemowi połączeń kanały przelotowe wypełniają się w jednym położeniu odpowiednimi płynami zatrzymując, po przesunięciu członu wewnętrznego, określoną objętość odpowiedniego płynu. Po osiągnięciu drugiego położenia kanały znajdują się w pozycji odpowiedniej dla przekazania tej porcji płynu do poprzednio zamkniętego przewodu w chwili, kiedy przez ten ostatni zacznie płynąć ciecz.

Urządzenie według wynalazku przeznaczone do oznaczania wielu parametrów próbki i obejmujące zespół obwodów elektrycznych do otrzymywania sygnałów impulsowych w dwóch niezależnych elektronicznych układach analitycznych, określających odpowiednio liczbę białych i czerwonych krwinek w próbce krwi składa się z następujących części: zespołu obwodów elektrycznych do gromadzenia sygnałów z jednego i drugiego układu analizującego i przekształcania ich odpowiednio na wielkości analogowe; układu koincydencyjnej korekcji każdej wielkości analogowej; układu do zmierzenia poprawionej koincydentnie wielkości analogowej; obwodów do zmiany poprawki i skali pomiarowej dla co najmniej jednej wielkości analogowej w odpowiedzi na zmianę dynamicznego zakresu zliczania dokonywanego przez obwody gromadzenia i przekształcania sygnałów.

Urządzenie według wynalazku przeznaczone do oznaczania wielu parametrów próbki i wyposażone w urządzenie do otrzymywania sygnałów w elektronicznym układzie analitycznym określającym liczbę krwinek czerwonych w próbce krwi składa się z następujących części: wymienionych uprzednio obwodów elektrycznych do gromadzenia sygnałów i przekształcania ich w wielkość analogową proporcjonalną do liczby krwinek czerwonych; układu reagującego na wymienione sygnały, służącego do pomiaru średniej objętości krwinek objętych zliczaniem i do zamiany tych sygnałów w drugą wielkość analogową proporcjonalną do średniej objętości krwinki; układu elektrycznego mnożącego połączonego z wymienionymi obwodami elektrycznymi i służącego do przemnożenia pierwszej i drugiej wielkości analogowej w celu otrzymania trzeciej wielkości, proporcjonalnej do hematokrytu krwi.

W najkorzystniejszym rozwiązaniu opisywanego urządzenia, w celu osiągnięcia pewności po-

miarów w przypadku zmniejszenia czasu analizy próbki, zastosowany jest wielokrotny układ rurek pomiarowych umieszczonych w jednym naczynku nazywanym dalej wanienką. Konstrukcja zawierająca taki układ wraz z urządzeniami pomocniczymi, oraz sposoby analizowania i obwody w takim układzie wielokrotnym, w tym także układy elektryczne odrzucające pomiary wyraźnie błędne, są przedmiotami odrębnych patentów. W tekście niniejszego opisu pierwszy z tych patentów będzie nazywany „mechanicznym”, drugi — „elektronicznym”.

Jednym z parametrów mierzonych w urządzeniu jest średnia objętość krwinki (MCV). Wykorzystywany do tego układ jest przedmiotem osobnego patentu.

Przedstawione w niniejszym opisie urządzenie zostało zrealizowane w oparciu o zasadę działania znanej aparatury opisanej w literaturze patentowej. Oparcie się na tej zasadzie jest jednakże przyczyną powstania trudności pozornie nieprzewidywalnych. Działanie urządzenia do zliczania i określania wymiarów cząstek, które jest opisane w niniejszym patencie polega na ruchu cząstek zawieszonych przez bardzo małą szczelinę pomiarową w rurce. Za każdym razem, gdy cząstka pojawi się w tej szczelinie, przechodząc przez nią i wypierając z niej równoważną objętość rozcieńczalnika, wywołuje to zmianę w całkowitej pozornej oporności wzdłuż szczeliny. Przepływ zawieszony przez szczelinę może być regulowany. Przez szczelinę wzdłuż jej osi płynie prąd elektryczny o znacznej gęstości tak, że zmiana oporności daje impuls w obwodzie elektrycznym w tym momencie, gdy cząstka przechodzi przez szczelinę. Amplituda tego impulsu jest proporcjonalna do rozmiarów względnie objętości cząstki.

Urządzenie według wynalazku wykonuje w sposób ciągły kolejno wszystkie oznaczenia parametrów próbki. Ponieważ najważniejsze parametry związane są ze zliczeniami, przepływ ciągły przez zespół układów nie jest dogodny, o ile nie ma możliwości pomiaru objętości próbki płynącej wzdłuż drogi pomiaru i odniesienia tej objętości do czasu analizy i rozcieńczenia. Ponadto rozwiązany być musi problem zanieczyszczenia próbki badanej przez pozostałości innych próbek.

Najkorzystniejsze rozwiązanie konstrukcyjne urządzenia według niniejszego wynalazku zapewnia możliwość prowadzenia kolejnych operacji w sposób automatyczny, w taki sposób, że próbki są kolejno wprowadzane do naczynka, poddawane badaniu i usuwane z naczynka, a naczynko następnie płukane. W tym samym czasie wykonywany jest pomiar prowadzony przy stałej szybkości przepływu, która jest zależna od liczby działających szczelin pomiarowych. W przypadku, gdy liczba szczelin jest zmniejszona metoda pomiaru ulega odpowiedniemu skorygowaniu, na przykład przez przełączenie układu zliczającego impulsy na odczyt z poszczególnych szczelin pomiarowych.

W najkorzystniejszym rozwiązaniu konstrukcyjnym urządzenie według niniejszego wynalazku

zawiera układ programowania oraz zespoły obwodów elektrycznych i połączeń do przepływu płynów. Układ programowania pneumatycznie steruje zaworami, pompami itp. Próbką krwi jest wprowadzana odpowiednim przewodem do urządzenia przez zawór, który odcina w swojej ruchomej części określoną objętość krwi z próbki i kieruje ją do innych części układu, gdzie jest ona rozcieńczana, traktowana odczynnikami chemicznymi, poddana pomiarom i wreszcie usuwana na zewnątrz.

Cechy charakterystyczne i zalety urządzenia według wynalazku będą przez fachowców z łatwością zrozumiane i ocenione na podstawie opisu urządzenia, przy uwzględnieniu załączonych rysunków. Stanie się także oczywiste, że elementy urządzenia mogą być stosowane w różnych wariantach. Zastosowanie urządzenia do innych niż krew płynów wymaga pewnych modyfikacji, nie koniecznych jednak wykraczających poza zakres objęty niniejszym opisem.

Korzystne rozwiązanie konstrukcyjne urządzenia według niniejszego wynalazku, zwane dalej aparatem, jest opisane dalej w przykładzie stosowania, przy czym odnośniki umieszczone w tekście dotyczą załączonych do niniejszego opisu następujących rysunków: Fig. 1 blokowy schemat aparatu i obieg płynów; Fig. 2 harmonogram ilustrujący sposób zaprogramowania i czas trwania poszczególnych operacji, składa się on z dwóch części umieszczonych na oddzielnych arkuszach — 2A i 2B; Fig. 3 naczynko w perspektywnym widoku do pomiaru białych krwinek z zanurzonymi trzema rurkami (każda ze szczeliną pomiarową) oraz z zaznaczeniem układu pomiarowego hemoglobiny; Fig. 4 naczynko (Fig. 3) w przekroju wykonanym wzdłuż linii 4—4 płaszczyzną przechodzącą przez jedną rurkę; Fig. 5 fragment naczynka (Fig. 3) w przekroju wykonanym wzdłuż linii 5—5 płaszczyzną poziomą; Fig. 6 mieszalnik, widok z boku; Fig. 7 mieszalnik (Fig. 6) w przekroju 7—7; Fig. 8 zawór rozrządczy, w widoku, z rozsuniętymi członami zewnętrznymi; Fig. 9 i 10 zawór rozrządczy w dwóch położeniach w widoku z góry; Fig. 11 zawór rozrządczy (Fig. 8) w przekroju płaszczyzną 11—11 (Fig. 9); Fig. 12 schemat blokowy podstawowych połączeń elektrycznych aparatu, schemat składa się z dwóch części: Fig. 12A i 12B. Opis budowy i działania aparatu przedstawiono poniżej.

Próbkę krwi do analizy pobiera się dowolnym sposobem i określa odpowiednim znakiem, zwykle na specjalnej karcie z pustymi miejscami przeznaczonymi na wyniki analizy, które zostaną później wydrukowane przez drukarkę aparatu. Aparat ten zaopatrzony w rurkę do pobierania próbki krwi. Po wciągnięciu próbki aparat odmierza z niej określoną część, która łącznie ze znaną ilością rozcieńczalnika, jest następnie przetwarzana do mieszalnika, gdzie powstaje rozcieńczony roztwór. Z mieszalnika część tego roztworu przechodzi do następnego mieszalnika, gdzie miesza się z odczynnikami rozkładającymi czerwone krwinki oraz uwalniającym zawartą w nich he-

moglobinę i pozostaje tam tak długo, aż procesy te przebiegną do końca. Druga część tego roztworu jest przetłaczana do innego mieszalnika, dalej rozcieńczona i kierowana następnie do pomiaru krwinek czerwonych.

Każdy z wykonanych roztworów od chwili sporządzenia jest przechowywany i badany oddzielnie. Próbką zawierającą tylko białe krwinki i hemoglobinę przechodzi do wanienki, gdzie umieszczone są trzy rurki pomiarowe i jest zasysana do tych rurek przez szczeliny w sposób ciągły, pod stałym ciśnieniem słupa cieczy, w ciągu określonego okresu czasu. W każdej z trzech rurek pomiarowych oraz w wanience umieszczone są elektrody, dzięki czemu otrzymuje się trzy ciągi impulsów powstających w wyniku przechodzenia białych krwinek przez szczelinę do rurki pomiarowej. Elektrody są połączone z obwodami, które bezpośrednio określają liczbę białych krwinek WBC.

Obecność w próbce wolnej hemoglobiny umożliwia wykonanie oznaczenia poziomu hemoglobiny HGB. Wanienka ma specjalny występ o równoległych przezroczystych ściankach, przez który przepuszcza się wiązkę światła o odpowiedniej długości fali. W ten sposób można zanalizować zawarty w wanience roztwór, posługując się czujnikiem fotoelektrycznym. Odpowiedni obwód elektryczny przekształca sygnał czujnika na wynik obrazujący poziom hemoglobiny HGB.

W międzyczasie dwukrotnie rozcieńczona część próbki przechodzi do innej, podobnej do wyżej opisanej, wanienki wyposażonej w rurki pomiarowe, elektrody i urządzenia elektroniczne reagujące na impulsy powstające w wyniku analizy cząstek zawieszonych przechodzących przez szczeliny do wnętrza rurek pomiarowych. Odpowiedni układ próżniowy lub pompa zapewnia stałe ciśnienie ssania. Podobnie jak w pierwszym układzie pomiarowym (krwinek białych) analiza cząstek zawieszonych zachodzi tu w określonym czasie, któremu odpowiada przejście danej ilości płynu do wnętrza trzech rurek pomiarowych.

Aparat wyposażony jest w urządzenia służące do napełniania i opróżniania poszczególnych zbiorników, jak również urządzenia do usuwania ścieków i nadmiaru poszczególnych cieczy. Raz uruchomiony aparat kolejno przeprowadza wszystkie operacje analityczne, przy czym poszczególne próbki nie są wzajemnie zanieczyszczane.

HGB, WBC i RBC są parametrami mierzonymi bezpośrednio. Dla zapewnienia dokładności MCV mierzy się przy użyciu obwodów dwóch rurek pomiarowych liczących krwinki czerwone. Układ pomiarowy podaje w wyniku analiz cztery elektryczne wielkości analogowe będące odpowiednikami mierzonych parametrów. Wielkości te są przechowywane w odpowiednich zespołach pamięciowych.

W celu obliczenia trzech pozostałych parametrów stosuje się układy elektroniczne. RBC i MCV są mnożone w urządzeniu serwowym mechanicznym w celu otrzymania HCT. W podobnym urządzeniu dzielone jest HCT przez HGB, co daje w wyniku MCHC. To ostatnie urządzenie mnoży także HCV

i MCHC; MCHC, MCH i HCT są także zapamiętywane w celu późniejszego wydrukowania ich na karcie próbek.

Należy podkreślić, że HCT jest tu wielkością obliczoną, w przeciwieństwie do znanych sposobów analizy krwi, w których parametr ten jest mierzony bezpośrednio. MCV jest tu natomiast mierzony bezpośrednio, podczas gdy w znanych metodach jest to wielkość obliczana.

Po ogólnym przedstawieniu zasad pomiaru i działania aparatu opisane zostaną poniżej jego elementy w ścisłym powiązaniu z załączonymi rysunkami.

Działanie aparatu jest zaprogramowane przy użyciu krzywek rozmieszczonych w odpowiednich wzajemnych położeniach kątowych i umocowanych na wałku napędzanym ze stałą prędkością. Krzywki są tu elementami działającymi na wyłączniki, które otwierają się lub zamykają w zależności od położenia sterujących nimi krzywek. Są to wyłączniki elektryczne lub też zawory hydrauliczne albo pneumatyczne. Ponieważ układy tego typu są znane, szczegóły konstrukcyjne systemu krzywek, ich napędu, wyłączników oraz zaworów nie będą tu omawiane.

Na wykresie (rys. 2) zobrażowano natomiast kolejność zamykania i otwierania wyłączników i zaworów oraz okresy czasu, przez jakie są one otwarte. Na Fig. 2 przedstawiono wykresy pracy 16 krzywek połączonych w dwa zespoły i oznaczonych kolejnymi numerami C1 do C8 w pierwszym i C11 do C18 w drugim zespole. Oba zespoły napędzane są oddzielnie przez dwa silniki nazwane na Fig. 2 odpowiednio czasosterami nr. 1 i nr. 2. Pierwszy czasoster po uruchomieniu steruje krzywkami C1 ÷ C8 w okresie 15 sek, po czym uruchamia czasoster nr. 2 wyłączając się i powracając jednocześnie do pozycji wyjściowej. Po ponownym uruchomieniu przez odpowiedni obwód startowy powtarza on swój cykl pracy. Także czasoster nr. 2 zatrzymuje się po 15 sek. działania dochodząc do pozycji wyjściowej, w której pozostaje do następnego sygnału z czasosteru nr. 1.

Z opisanej zasady działania urządzenia wynika, że chociaż całkowity czas trwania analizy próbki wynosi 30 sek, to kolejne analizy mogą pokrywać się w okresach trwających nawet 15 sek. Zwykle oznaczenia można prowadzić bez trudności w odstępach nieco większych od 15 sek.

Fig. 1 przedstawia blokowy schemat aparatu. Zawór rozrządczy 10 do dokładnego odmierzania próbek krwi jest umieszczony w lewym górnym rogu rysunku. Składa się on z trzech elementów 12, 14, 16, przy czym człon centralny 14 jest objęty przez oba człony zewnętrzne i umocowany w taki sposób (co dokładnie będzie zilustrowane dalej), że może się poruszać łącząc odpowiednie kanały przelotowe (patrz Fig. 8—11).

Człon 14 jest wykonany starannie, z wysoką precyzją. Znajdują się w nim pojedyncze kanały przelotowe z każdej strony centralnej osi, dookoła której człon ten obraca się w pewnych granicach. Każdy z tych kanałów jest przeznaczony do przekazywania ściśle określonej ilości płynu, któ-

ra w swojej objętości zatrzymuje, przy przejściu z jednego krańcowego położenia do drugiego. Funkcja ta jest wyobrażona na rysunku strzałkami pokazującymi łączenie przeciwnych kanałów przelotowych w członach zewnętrznych zaworu 10 przez kanały przelotowe członu wewnętrznego. Człon górny 12 i dolny 16 są względem siebie nieruchome; w każdym z nich znajdują się cztery kanały przelotowe. Są one oznaczone symbolami **P1, P2, P3, P4** w górnym członie 12 i **P4, P6, P5 i P7** w dolnym członie 16. Jeżeli człon centralny znajduje się w pierwszym skrajnym położeniu, jego lewy kanał **P9** łączy kanały **P1 i P5**, a prawy kanał **P10** — kanały **P3 i P7**. Jeżeli człon centralny obróci się dookoła osi, zaznaczonej symbolicznie przerywaną linią 18, w drugie skrajne położenie, kanały **P9 i P10** przejdą zgodnie z kierunkiem strzałek, to jest na prawo, w pozycje zaznaczone przerywanymi liniami zamykając przepływ między kanałami **P1 i P5** i między kanałami **P3 i P7**, łącząc natomiast kanały **P2 i P6** i odpowiednio kanały **P4 i P8**. Działanie urządzenia może być odpowiednio odwrócone. Efektem działania zaworu jest odcięcie dokładnie odmierzonej ilości cieczy (próbki) z jednego strumienia i umieszczenie tej cieczy w drugim strumieniu, przy jednoczesnym zamknięciu przepływu w pierwszym strumieniu. Dzieje się tak w obu końcach zaworu 10 (określanego dalej jako zawór przekładkowy).

Przewody połączone są z zaworem przekładkowym w sposób następujący: przewód 20 łączy kanał **P1** z dolnym końcem zaworu rozrządczego próbek 22, przewód 24 łączy kanał **P2** z górnym końcem zaworu rozrządczego rozcieńczalnika 26, przewód 28 łączy kanał **P3** z dolnym końcem zaworu rozrządczego rozcieńczalnika 26, przewód 30 łączy kanał **P4** z górnym końcem zaworu rozrządczego próbek 22, przewód 32 łączy kanał **P5** z rurką 34 do zasysania próbek. Rurka ta jest zanurzona w zawierającym próbkę krwi 38 naczyniu 36, będącym dowolnym pojemnikiem umożliwiającym jednak identyfikację znajdującej się w nim krwi. Jak wspomniano poprzednio najlepszym sposobem tej identyfikacji jest karta z wydrukowaną cechą oznaczonej krwi przystosowana do umieszczania w drukarce aparatu, przewód 40 łączy kanał **P6** z mniejszą komorą 42 mieszalnika 44; przewód 46 łączy kanał **P7** z mniejszą komorą 48 mieszalnika 50; przewód 52 łączy kanał **P8** z większą komorą 54 mieszalnika 44. Ten przewód zwany jest także odgałęzieniem bocznym.

W opisywanym układzie znajdują się dwie pompy wymuszające przepływ, a mianowicie pompa 56 podająca próbki, połączona przewodami 58 i 60 z zaworem rozrządczym próbek 22 i pompa 62 podająca rozcieńczalnik, połączona przewodami 64 i 66 z zaworem rozrządczym rozcieńczalnika 26. Oba wymienione zawory są trójdrożne; możliwe do uzyskania połączenia pomiędzy przewodami są pokazane na rysunku skośnymi liniami przerywanymi, przy czym wzajemnie wykluczające się położenia kanałów w zaworach oznaczone są odpowiednio w zaworze 22 symbo-

lami **P11 i P11'**, a w zaworze 26 symbolami **P12 i P12'**. W zaworze 22 centralne odprowadzenie połączone jest z odprowadzeniem do ścieków oznaczonym literą **W**. W zaworze 26 centralne odprowadzenie jest połączone z przewodem 70, połączonym ze zbiornikiem rozcieńczalnika. Pompy 56 i 62 są w rzeczywistości pompami dwustronnego działania, których tłoki wyporowe przetłaczają ciecz ruchem posuwisto-zwrotnym. Każda pompa zasysając ciecz przez jeden przewód jednocześnie wciąga ją do drugiego przewodu.

Rozpoczynając szczegółowy opis działania aparatu przyjmijmy, że główny zawór rozrządczy znajduje się w pozycji pokazanej na Fig. 1, to znaczy kanały przelotowe **P9 i P10** członu centralnego 14 znajdują się w pozycji przedstawionej liniami ciągłymi i łączą sobą pokazane na rysunku przewody. Uruchomienie pompy 56 i przesunięcie tłoka z dołu do góry w czasie, gdy kanały w zaworze rozrządczym 22 są w pozycji **P11'**, powoduje zassanie próbki krwi 38 przez przewody 32 i 20 i kanały **P1 i P9** i **P5** zaworu 10. Jednocześnie ciecz, która może znajdować się w górnej części pompy 56 wytłaczana jest przez przewód 58 do odprowadzenia **W**. Kanały **P11** są w tym czasie zamknięte. Krew wypełnia kanał **P9** i zostaje w nim uwięziona w chwili, gdy człon 14 wyjdzie z opisanej pozycji przesuwając się w kierunku drugiej pozycji. W chwili, gdy człon 14 osiągnie tę pozycję, krew zostaje włączona do drugiego obiegu, między kanały **P2 i P6**.

Omówione powyżej działanie urządzenia można prześledzić na wykresie (Fig. 2). Krzywka **C1** zamyka wyłącznik na pełny okres 15 sek. (co jest przedstawione przez kreskę 80). Ma ona za zadanie podtrzymywać w tym czasie pracę silnika napędzającego krzywki. Kreska 82 przedstawia działanie krzywki **C2**, która w tym czasie steruje szeregiem operacji oznaczonych na rysunku kreskami 82—1 do 82—6. Kreska 82—1 odpowiada pierwszej pozycji członu 14 w zaworze 10 przedstawionej na Fig. 1 liniami ciągłymi (pozycja druga tego członu jest reprezentowana przez linie przerywane). Człon 14 znajduje się w pozycji 1 w ciągu okresu reprezentowanego przez długość kreski, to jest w ciągu około 1,5 sek., przyjmując za moment zerowy chwilę włączenia aparatu. W rzeczywistości, jak pokazano na wykresie, między włączeniem i rozpoczęciem działania aparatu upływa czas rzędu ułamka sekundy.

Przejście zaworu 22 w położenie wyżej już opisane umożliwiające zassanie próbki do aparatu jest reprezentowane przez kreskę 82—2. Bezpośrednio przed tym zawór 22 znajdował się w pozycji umożliwiającej zassanie próbki krwi rozcieńczonej (w tym ostatnim położeniu zablokowane są kanały **P11'**, a otwarte kanały **P11**). Pompa 56 zasysa krew w ciągu pierwszych 1,5 sek., co ilustruje kreska 82—3, przechodząca w kreskę przerywaną 82—4 reprezentującą całkowite wypełnienie krwią dolnej części pompy 56. Jednocześnie pełna kreska 82—5' reprezentująca rozcieńczoną krew z poprzedniego cyklu w górnym końcu pompy 56 przechodzi w ciągłą kreskę 82—5, co oznacza usuwanie tej krwi do ścieków.

Dalsza część harmonogramu (Fig. 2) podaje warunki, w jakich znajdują się inne części aparatu w tym okresie czasu. Żadna z pozostałych krzywek nie działa. Zawór rozrządczy 26 rozcieńczalnika znajduje się w tym okresie (kreska 82) w położeniu, które zajął przy podawaniu rozcieńczalnika do drugiego rozcieńczania poprzedniej próbki krwi na badanie krwinek czerwonych. Wskazuje to kreska 83 mająca swój początek przed rozpoczęciem cyklu (czas 0). Analogicznie kreska 84 wskazuje, że pompa 62 zawiera w górnej części rozcieńczalnik do pierwszego rozcieńczenia krwi na badanie krwinek białych, który pojawił się tam w czasie, gdy pompa dozowała rozcieńczalnik do drugiego rozcieńczania. Oczywiście rozcieńczenie krwi na badanie krwinek białych musi być znacznie mniejsze ze względu na ich mniejszą ilość w porównaniu z ilością czerwonych krwinek i dlatego jest wykonywane jako pierwsze. Roztwór na badanie krwinek czerwonych powstaje przez ponowne rozcieńczenie roztworu, który badano na zawartość krwinek białych.

W tym samym czasie, a właściwie w ciągu całego okresu pracy czasostereu nr 1 z krzywkami C1 — C8 niektóre części aparatu są wypełnione cieczami. Ten stan jest przedstawiony za pomocą kreszek 85, 86 (dwie) i 88. Wskazują one obecność płynów z poprzedniego cyklu odpowiednio w wanie 90 układu pomiarowego krwinek białych (nazywanej dla wygody wanienką krwinek białych), w komorze próżniowej 92 i w wanie 94 układu pomiarowego krwinek czerwonych (nazywanej dalej dla wygody wanienką krwinek czerwonych). Ciecze będą poddawane badaniom w drugiej połowie cyklu.

Kreska 96 rozpoczyna się w czasie 1,5 i trwa do czasu 11 sek., reprezentując wyłącznik zamknięty krzywką C3 na okres około 9,5 sek. Pierwsze pół sekundy pochłania opóźnienie przekładnika i siłownika, który przesuwa człon 14 zaworu 10 w pozycję nr 2. Jest to uwidocznione przez kreskowaną linię pionową 96—1. W ciągu pozostałego czasu (około 10 sek.) człon 14 znajduje się w pozycji nr 2. Wolny dotychczas przepływ krwi przez połączone kanałem przelotowym P9 w członie 14 przewody 32 i 20 zostaje zablokowany, a mała porcja krwi zawartej w tym kanale jest przeniesiona do drugiego strumienia utworzonego przez kanały P2 i P6, po połączeniu ich przez kanał P9. Mimo, że w czasie pierwszej 0,5 sek. cyklu górna część pompy 62 jest napełniona rozcieńczalnikiem (ze zbiornika 72), zawór 26 blokuje przewód 24 połączony z kanałem P2, ponieważ jego kanały znajdują się w położeniu P12'. Kreska 96—3 reprezentuje operację przenoszenia porcji krwi przez człon 14. Pionowe kreski wskazują, że porcja ta, po przemieszczeniu, przekształciła się w roztwór rozcieńczony do badania krwinek białych (kreska 96—4). Pozycje innych kreszek na harmonogramie wskazują, że gdy człon 14 przechodzi w położenie nr 2, zawór 26 zmienia położenie (kreska 97—1) i w tych warunkach przewód 24 łączy się z górną częścią pompy 62, której dolna część jednocześnie zostaje podłączo-

na do zbiornika rozcieńczalnika. Położenie zaworu zmienia się pod działaniem siłownika sterowanego krzywką C4. Kreska 97 wskazuje, że czas działania mechanizmu zmiany położenia zaworu 26 wynosi 3,5 sekundy, to jest trwa od 2-ej do 5,5-ej sekundy cyklu. Zawór 26 pozostaje w tej pozycji w ciągu 11,5 sekundy, począwszy od 2-ej sekundy po włączeniu aparatu, jak to wskazuje kreska 91—1. Przetłaczanie rozcieńczalnika rozpoczyna się w początkowym momencie tego okresu i trwa, jak wskazuje kreska 97—2, 5,5 sek. Kreski 97—3 i 97—4 wskazują, że w tym samym czasie, kiedy jedna porcja rozcieńczalnika jest wytłaczana z pompy 62 do przewodu 24, inna porcja rozcieńczalnika ulega zassaniu ze zbiornika 72 do drugiej części pompy; ta porcja rozcieńczalnika jest przeznaczona do rozcieńczania próbki do oznaczania krwinek czerwonych. Po zakończeniu tłoczenia ssąca część pompy jest całkowicie napełniona.

Porcja krwi reprezentowana przez kreskę 98—3 i rozcieńczalnik z przewodu 24 wpływają przez przewód 40 do mniejszej komory 42 mieszalnika 44 w górnej jego części, stycznie do ścianek. W przewodzie 40, tak przed jak i za porcją krwi, płynie rozcieńczalnik. Ciecz wprowadza się do komory łagodnie, unikając przepływu burzliwego. W komorze strumieniowi nadaje się ruch wirowy w płaszczyźnie poziomej dzięki czemu następuje łagodne wymieszanie się krwi z rozcieńczalnikiem. Ogólna ilość rozcieńczalnika podanego do mieszalnika 44 pompą 2 wynosi 10 cm³. Rozcieńczalnik przetłacza porcję krwi do komory 42, a jednocześnie przepłukuje kanał w zaworze 10 i przewód 40. Objętość porcji krwi wynosi około 50 lambda. Po późniejszym dodaniu roztworu rozkładającego czerwone krwinki otrzymuje się próbkę rozcieńczoną w pożądanym stosunku wynoszącym 250 : 1.

W chwili, gdy próbka zaczyna wpływać do mieszalnika 44 obie jego komory są wypełnione powietrzem wchodzącym do komory 54 przewodem 98 i przechodzącym przewodem 100 łączącym obie komory do komory 42. Przepływ powietrza jest sterowany krzywką C4 w taki sposób, że do 5,5 sekundy cyklu ciecz nie przedostaje się do komory 54. Ten dokładnie wyregulowany strumień powietrza tworzy w komorze 42 stosunkowo duże pęcherze, które powodują mieszanie cieczy w płaszczyźnie pionowej. W ten sposób porcja krwi ulega dokładnemu wymieszaniu z rozcieńczalnikiem podczas napełniania komory 42 dzięki ruchom zachodzącym zarówno w płaszczyźnie poziomej jak i pionowej. Po zakończeniu napełniania następuje krótka przerwa, którą wskazuje odstęp między końcem kreski 97 a początkiem kreski 102, po czym krzywką C5 przełącza zawór powietrza w kierunku przeciwnym na okres trwający około 2,5 sek., co reprezentuje kreska 102. W tym momencie powietrze zaczyna tłoczyć ciecz przez przewód 100 do komory 54. Ciecz wpływa stycznie do ścianek komory, dzięki czemu można pozbyć się drobnych pęcherzyków powietrza nie wywołując przy tym ruchu burzliwego. W czasie przełączania zaworu

powietrza zachodzi również pewne mieszanie cieczy. Po przejściu większej części płynu szybkość jego przepływu stopniowo zmniejsza się. Można tak wyregulować działanie zaworów i innych części urządzenia, że cała ciecz z wyjątkiem najwyższej kilku kropel zostanie wyparta z komory 42.

Przepływ z komory 42 do komory 54 ilustrują na rys. 2 strzałki skierowane od kreski 97—5 w dół do kreski 102—1. Po przejściu do komory 54 ciecz pozostaje w niej w czasie między 8,5 a 9,5 sekundą cyklu (kreska 102—1), co sprzyja ilościowemu odprowadzaniu cieczy.

W 9,5 sekundzie cyklu krzywka C6 zaczyna działać, na co wskazuje kreska 104 o długości odpowiadającej okresowi czasu między 5,5 i 15 sekundą cyklu. Steruje ona ruchem zaworu 22 do osiągnięcia pozycji oznaczonej symbolem P11. Po przełączeniu zaworu 22 komora 54 zostaje połączona przewodem bocznikowym 52 przez kanały P8, P10 i P4 oraz przewód 30 i kanał P11 w zaworze 22 z pompą 56 (centralny zawór rozrządczy znajduje się w pozycji nr 2). W tym momencie zaczyna działać pompa 56, która zasysa z komory 54 około 1 cm³ znajdującej się tam mieszaniny krwi i rozpuszczalnika, przy jednoczesnym przetłoczeniu do przewodu ściekowego tej krwi, która znajduje się w drugiej, to znaczy dolnej części pompy. Po zassaniu roztworu krwi pompa pozostaje w pozycji, w której górna jej część jest wypełniona próbką aż do chwili rozpoczęcia przez aparat analizy nowej próbki krwi 38. Kreska 82—4 jest połączona z końcem kreski 82—7 oznaczającej obecność próbki krwi w dolnej części pompy 56 i reprezentuje wypływ tej próbki w czasie pomiędzy 8,5 a 10 sekundą cyklu, podobnie jak inna kreska 82—4 reprezentowała napełnianie się tej części pompy. Przejście kreski z położenia 82—3 do 82—5 jest odwróceniem sytuacji pokazanej na drugim końcu kreski 82—7. Stan, w jakim znajduje się pompa 56 reprezentuje kreska 82—5'.

Niewielka porcja rozcieńczonego uprzednio roztworu krwi (1 część krwi w około 250 częściach rozcieńczalnika) znajduje się w kanale P10 w pozycji nr 2. Przejście tej porcji rozcieńczonej próbki z mieszalnika 44 do zaworu 10 symbolizują strzałki od kreski 102—1 do kreski 104—1 (Fig. 2B). W tym momencie krzywka C2 ponownie uruchamia siłownik, który przesuwa centralny człon 14 zaworu 10 w pozycję nr 1. Czynności te, reprezentowane przez kreskę 96—5, trwają między 11 a 11,5 sekundą cyklu. Pozycję roztworu 10 reprezentuje ponownie kreska 82—1, natomiast działanie krzywki C6 reprezentuje kreska 104. W momencie, gdy zawór 10 znajduje się w pozycji nr 1, następuje zmiana położenia zaworu 26 w pozycję P12' w celu przepuszczenia rozcieńczalnika do ponownego rozcieńczenia krwi na badanie czerwonych krwinek. Krzywka C7, reprezentowana przez kreskę 107, uruchamia pompę 56. Podczas ruchu pompy cała ilość (10 cm³) rozcieńczalnika zawarta w dolnej jej części jest zużyta do rozcieńczania i sporządzenia roztworu na badanie czerwonych krwinek (kreska 107—1); przepływa ona do komory 48 mieszalnika 50 przez

przewód 28, kanały P3, P10, P7 i przewód 46. Proces mieszania przetłoczonej porcji rozcieńczonego roztworu z rozcieńczalnikiem zachodzi w sposób analogiczny do opisanego poprzednio procesu otrzymywania tego roztworu. Rozcieńczalnik przechodząc wymienionymi przewodami przetłacza znajdujący się w kanale P10 roztwór (w ilości nieco większej niż 50 lambda) do mieszalnika i przepłukuje przewody. Ilustruje to kreska 106—1 znajdująca się między kreską 104—1 a 107—1. Działanie pompy 62 reprezentowane jest przez kreskę 109—2, która ilustruje wpływ rozcieńczalnika z dolnego końca pompy, kreskę 107—3 oznaczającą pracę pompy i kreskę 107—4 wskazującą na napełnianie się rozcieńczalnikiem górnej części pompy. Po napełnieniu się pompy pozostaje ona w tym stanie (reprezentowanym przez kreskę 84) aż do rozpoczęcia następnej analizy krwi. Aktualne położenie zaworu 26 ilustruje ponownie kreska 83.

W tym samym czasie to znaczy począwszy od 11,5 sekundy cyklu (moment zakończenia przesuwania się członu 14 zaworu 10 do pozycji nr 2), krzywka C8 włącza odpowiednie obwody na czas określony kreską 110. Otwarty zostaje zawór 112 na przewodzie odprowadzającym 114, umożliwiając spłynięcie roztworu do zbiornika 116. Do tego czasu zawór ten był zamknięty, natomiast otwarty był zawór 118 na przewodzie 120. Równocześnie zostaje włączona pompa 124, która wtłacza określoną ilość odczynnika rozkładającego krwinki czerwone ze zbiornika 22 przez przewód 123 do zbiornika 116. Kreska 110—1 określa czas pompowania tego odczynnika, a połączenie jej strzałkami w kierunku kreski 110—2 oznacza, że odczynnik wpływa do zbiornika 116. Strzałki skierowane od kreski 102—1 w dół do kreski 110—2 ilustrują przepływ roztworu krwi do zbiornika 116.

Procesy przetłaczania płynów są tak prowadzone, aby zapobiec powstawaniu pęcherzyków powietrza w cieczy. Przewody wprowadzające ciecz do naczyń są umieszczone stycznie do wewnętrznych powierzchni naczyń, a szybkość przepływu cieczy jest zmieniana stopniowo dzięki odpowiedniej regulacji pomp, cylindrów i ciśnienia powietrza. W celu przetłoczenia roztworu krwi z mieszalnika 44 do zbiornika 116 może być użyte powietrze.

Stan zaworu rozrządczego próbek 22 po zmianie położenia spowodowanej krzywką C6 określa kreska 104—2.

Ostatnią czynnością sterowaną czasosterem nr 1 jest sporządzenie w komorze 48 mieszalnika 50 próbki do oznaczania krwinek czerwonych (kreska 107—1 połączona strzałkami z kreską 104—4). Próbka pozostaje w tej komorze aż do 18-ej sekundy cyklu czyli 3-ej sek. działania czasosteru nr 2. Rozcieńczenie krwi w otrzymanej próbce wynosi 1 : 5000.

W 15-ej sekundzie czasoster nr 1 wyłącza się uruchamiając czasoster nr 2, którego działanie podtrzymuje krzywka C11 reprezentowana przez kreskę 125. Pozostałe kreski reprezentują działanie innych krzywek: kreski 125—132 odnoszą się

odpowiednio do krzywek C12—C18. Krzywka C18 ma dwa okresy działania w cyklu, ponieważ steruje układem pomiarowym hemoglobiny, który w celach porównawczych uruchamiany jest dwukrotnie w czasie trwania cyklu.

W 15-ej sekundzie cyklu w aparacie zakończone są już wszystkie operacje związane z pobieraniem próbki, działaniem głównego zaworu rozrządczego oraz ruchem pomp; sporządzone roztwory są w stanie odpowiednim do prowadzenia analizy. Wszystkie układy i elementy aparatu do tychczas pracujące powróciły do stanów wyjściowych reprezentowanych przez kreski 82—1, 104—2, 82—5', 83 i 84. Wynika z tego, że następna analiza krwi może rozpocząć się równolegle z drugą połową cyklu poprzedniej analizy. Dzięki specjalnemu układowi zabezpieczającemu, ponowne włączenie aparatu jest niemożliwe dopóki krzywka C11 nie włączy odpowiedniego obwodu.

Częściami aparatu związanymi z drugą połową cyklu są układy do wprowadzenia próbek do odpowiednich wanień pomiarowych, wykonania pomiarów, płukania, usuwania ścieków itp.

W pierwszym etapie działaniem aparatu steruje krzywka C12; poszczególne operacje reprezentowane są przez kreski 126—1, 126—2, 126—3. Pierwsza operacja dotyczy naczynia z rurkami pomiarowymi do badania białych krwinek 90 (zwanego dalej wanieńką białych krwinek). Kreska 85 reprezentuje poprzednią próbkę roztworu przebywającą do tego czasu w wanieńce 90. W 15-ej sekundzie cyklu, przy zamkniętym zaworze 134 na przewodzie 135 doprowadzającym roztwór płuczający, zostaje otwarty zawór 136 na przewodzie 138, przez który zawartość wanieńki spływa do ścieku. Kanał ściekowy 140 wychodzący z wanieńki jest nieco pochylony w kierunku wpływu roztworu, aby nie dopuścić w okresie płukania do cofania się roztworu z kanału ściekowego. Przewód 138 prowadzi do zbiornika ściekowego 141 połączonego z układem próżniowym przez przewód 142. Ponieważ do komory 54 wprowadzone zostało uprzednio około 10 cm³ próbki, to — biorąc pod uwagę dodatek czynnika rozkładającego czerwone krwinki i ubytek części roztworu wciągniętego przez szczeliny w rurkach pomiarowych — w wanieńce 90 pozostało również około 10 cm³ cieczy. Rurki pomiarowe 144 są zamontowane w ruchomej pokrywie wanieńki tworząc z nią zespół o tak dobranych wymiarach, że pojemność dolnej części wanieńki po umieszczeniu w niej rurek wynosi około 10 cm³, dzięki czemu poziom cieczy jest znacznie wyższy od położenia szczeliny 146 w rurkach pomiarowych.

Przez usunięcie poprzedniej próbki do kanału ściekowego (co ilustrują pionowe strzałki idące od kreski 126—1 do kreski 148) wanieńka białych krwinek w 17,5-ej sekundzie opróżnia się. W tym samym czasie druga część poprzedniej próbki pozostająca w wanieńce krwinek czerwonych 94 i reprezentowana przez kreskę 88 również spływa do ścieku, co ilustrują strzałki łączące kreskę 126—3 z linią 148. Dokonuje się to w analogicznym układzie składającym się z zaworów 149 i 150, przewodów 152 i 156 i pochy-

łego kanału ściekowego 154. Wanieńka czerwonych krwinek 94 jest zbudowana podobnie do wanieńki 90; jest ona wyposażona w rurki pomiarowe 158 ze szczelinami 160.

Kreska 126 reprezentuje także przejście próbki do badania czerwonych krwinek z pierwszej komory 48 do drugiej komory 162. W ten sposób kreska 126 stanowi kontynuację kreski 104—4; przejście jednej kreski w drugą zaznaczone jest strzałkami.

Natychmaist po opróżnieniu wanieńki są podane przepłukiwaniu. Po zamknięciu zaworów 136 i 150 i otworzeniu zaworów 134 i 149 do każdej wanieńki wpływa od dołu około 5 cm³ rozcieńczalnika. Poziom rozcieńczalnik sięga nieco ponad położenie szczelin w rurkach. Przepłukiwanie jest sterowane krzywką C13, której działanie reprezentuje kreska 127. Lewe odcinki kreszek 127—1 i 127—2 reprezentują przepływ płuczającego rozcieńczalnika do wanieńek. Następnie krzywka C14 steruje w czasie określonym kreską 128 powtórny opróżnianiem wanieńek reprezentowanym przez prawe części kreszek 128—1 i 128—2. Zbiornik próżniowy 92 jest połączony przewodem 170 i zaworem 172 ze zbiornikiem ściekowym 141 i ulega opróżnieniu wtedy, kiedy obie wanieńki są już puste. Ilustruje to kreska 86 kończąca się w 21-ej sekundzie cyklu, równocześnie z kreską 128, i zakończona pionowymi strzałkami skierowanymi do linii 148 reprezentującej ścieki.

Krywka C15 steruje następnie, w czasie reprezentowanym kreską 129, przepływem próbki do badania na białe krwinki przez zawór 118 i przewód 120 do wanieńki 90 oraz próbki do badania na czerwone krwinki przez zawór 174 i przewód 176 do wanieńki 94. Pierwszy przepływ jest zilustrowany przez koniec kreski 129—1 połączony strzałkami z kreską 85, a drugi przez koniec kreski 129—2 połączony odpowiednio z kreską 88. Wanieńki pozostaną wypełnione tak długo, aż następna próbka zostanie rozcieńczona i przygotowana do przeprowadzenia obliczania ilości krwinek.

Próbka przygotowana do analizy na zawartość białych krwinek zawiera drobne szczątki błon komórkowych krwinek czerwonych rozłożonych w zbiorniku 116, krwinki białe i hemoglobinę z krwinek czerwonych. Rozcieńczenie tej próbki wynosi blisko 250:1 co jest uwarunkowane pojemnością kanału P9 (około 50 lambda), ilością podanego przez pompę 62 rozcieńczalnika (10 cm³), odprowadzeniem przewodem 52 niewielkiej ilości roztworu rozcieńczonego i dodaniem przez przewód 126 czynnika rozkładającego krwinki czerwone. Rozcieńczenie próbki do analizy na krwinki czerwone wynosi 50000:1.

Po krótkim okresie ustalenia się warunków rozpoczyna się proces obliczania ilości krwinek. Za pomocą manometru 184 i regulatora ciśnienia na przewodzie 182 ustala się odpowiednie podciśnienie w komorze 92 i połączonym z nią przewodzie 180, które następnie spowoduje wessanie odpowiedniej objętości próbek do wnętrza rurek pomiarowych.

Przewód 180 łączy się poprzez odpowiednie zawory 186 i 188 z komorami izolacyjnymi 190 i 192.

Każda komora składa się z trzech sekcji 194 wyposażonych w końcówki ułatwiające tworzenie się kropeł. Każda końcówka 196 połączona jest przewodem z jedną rurką pomiarową 144 lub 158 wanianki współpracującej z komorą 190 lub 192. Wytworzenie podciśnienia w komorach powoduje przepływ cieczy przez szczeliny 146 i 160 do wnętrza odpowiednich rurek pomiarowych. Przechodząc przez te szczeliny ciecz jest analizowana w sposób będący przedmiotem odrębnego patentu. Na Fig. 1 nie zaznaczono obwodów elektrycznych reagujących na przejście cząstki przez szczelinę, a uwidocznionych na innych rysunkach. Każda rurka pomiarowa wyposażona jest w oddzielną wewnętrzną elektrodę, a każda wanianka w jedną zbiorczą elektrodę zerową. Dzięki temu, że strumienie przepływające przez przewody 198 wprowadzane są do komór w postaci kropeł nie ma połączenia elektrycznego pomiędzy obwodami rurek pomiarowych. Oba układy pomiarowe do badania białych i czerwonych krwinek są identyczne z tym, że w dolnej części wanianki 90 znajduje się prostopadłościenny występ 200 (podobnie może być zbudowana jednak również wanianka 94). Źródło światła 202 i układ soczewek 204 zawierający filtr zielony dają wiązkę monochromatyczną o odpowiedniej długości fali przechodzącą przez występ 200 wanianki i padającą na fotoelektryczny czujnik układu pomiarowego hemoglobiny. Układ jest sterowany za pomocą krzywki C18 reprezentowanej przez kreski 132, która włącza obwód dwukrotnie, w 19,5 sekundzie cyklu w celu wykonania pomiaru dla czystego rozcieńczalnika (kreska 132—1) użytego do przepłukiwania wanianki 90 i powtórnie w 29,5 sekundzie cyklu w celu wykonania właściwego pomiaru za wartości hemoglobiny (kreska 132—2) w próbce znajdującej się w wanieńce. Wyniki pomiarów są podstawą do obliczenia poziomu hemoglobiny w próbce. Rezultaty są rejestrowane w układzie pamięciowym w celu późniejszego wydrukowania.

Operacja obliczania ilości krwinek w obu układach przebiega jednocześnie (jednoczesny wpływ próbek z odpowiednich wanianek). Układ próżniowy jest włączony za pomocą krzywki C17 na znacznie dłuższy okres czasu (kreska 131) niż czas działania obwodów zliczających. W czasie reprezentowanym przez prawą część kreski 85 (lub — odpowiednio w drugim układzie pomiarowym — 88) próbka przechodzi przez szczelinę do rurki pomiarowej, którą reprezentuje kreska 131—1 (w drugim układzie 131—3), a następnie do komory izolacyjnej, którą reprezentuje kreska 131—2 (w drugim układzie 131—4) i wreszcie spływa do komory próżniowej 92, gdzie pozostaje przez czas określony przez kreskę, wspólną dla obu strumieni, oznaczoną numerem 86. Krzywka C16 powoduje rozpoczęcie zliczenia przez pobudzenie układu liczącego w 25,5-sekundzie cyklu. Układ liczący pozostaje czynny przez czas określony przez kreskę 130—1.

W 30-ej sekundzie cyklu wszystkie parametry są już obliczone i zarejestrowane w odpowiednich obwodach elektrycznych; są to parametry zarówno bezpośrednio mierzone jak i wyliczane. Aparat wyposażony jest w urządzenie drukujące urucha-

miane przez włożenie do niego karty, na której mają być wydrukowane wyniki analizy. Drukowanie wyników trwa 5 sek., co ilustruje kreska 206.

Fig. Fig. 3, 4 i 5 przedstawiają waniankę z układem pomiarowego białych krwinek wraz z umieszczonymi w niej rurkami pomiarowymi. Konstrukcja tych elementów jest dokładnie opisana we wspomnianym już patencie „mechanicznym”, a ich elektryczne połączenie z układem elektronicznym w patencie nazwanym poprzednio „elektronicznym”.

Po rozłożeniu czerwonych krwinek w rozcieńczalnej próbce krwi uwolniona zostaje hemoglobina i tym samym próbka nadaje się do oznaczenia jej zawartości. Oznaczenie to wykonuje układ przedstawiony na Fig. Fig. 3 i 4. Dzięki działaniu czynników utleniających zawartych w rozcieńczalniku badany roztwór charakteryzuje się odpowiednim zabarwieniem.

Wanianka 90 ma postać szklanego naczynia otwartego u góry (210) i zwężającego się w dolnej części 212. Komora wewnętrzna 214 ograniczona ścianami wanianki jest stosunkowo wąska; rurki pomiarowe 144 są odpowiednio spłaszczone, tak że niewielka tylko część próbki znajduje się ponad dolnymi końcami rurek pomiarowych. Poziom 216 próbki w wanieńce (Fig. 4) znajduje się ponad szczelinami w rurkach pomiarowych. Rurki te przymocowane są do pokrywy 218, dzięki czemu mogą być jednocześnie podnoszone lub opuszczane. Pokrywa 218 przymocowana jest do podnośnika (nie pokazanego na rysunkach) opartego na górnych krawędziach wanianki 90.

Wanianka w dolnej części ma postać zbliżoną do prostopadłościannu (200). Ta część wanianki jest wykorzystywana przy pomiarach poziomu hemoglobiny. Powierzchnie wewnętrzna i zewnętrzna ścian 220 i 222 są płaskie i równoległe względem siebie. Znornalizowany układ optyczny zawierający źródło światła, układ soczewek, filtr itp (202, 204) kieruje wiązkę światła 224 przez ściany 220 i 222 i znajdującą się między nimi próbkę (która jest również przeznaczona na badanie białych krwinek) na czujnik 225 układu pomiarowego hemoglobiny 206. Próbka wpływa do wanianki przez końcówkę 226, której kanał wewnętrzny 228 jest skierowany stycznie do wewnętrznej ściany wanianki. Próbka wprowadzana do wanianki zgodnie z kierunkiem strzałek na rys. 5 spływa po ścianie nie tworząc wirów i bez pęcherzyków.

Kiedy próbka przeznaczona do analizy wpływa do przestrzeni 214, rurki pomiarowe są wypełnione cieczą pochodzącą z poprzedniej próbki. Włączenie próżni powoduje przepływ tej próbki przez szczeliny 146 do wnętrza rurek 144. W każdej rurce pomiarowej znajduje się elektroda 230 połączona przewodem 231 z układem detekcyjnym (nie pokazanym na rysunkach). Zbiorcza elektroda uziemiona jest umieszczona w komorze 214. W chwili kiedy cząsteczka przechodzi przez szczelinę powstaje impuls w obwodzie elektrod i przewodów 231 i 233 połączonych z układem służącym do zliczania i określenia wymiarów cząstek zawieszonych. Każda z trzech szczelin jest oświetlona wiązką światła 238. Światło, którego źródłem jest lampka 234, przechodzi przez kolimator 236, szczelinę 146,

umieszczoną najczęściej w bezpośredniej bliskości ściany waniarki, i pada na lustro 239, z którego obraz szczeliny może być rzutowany na matówkę. W ten sposób wszystkie szczeliny mogą być obserwowane jednocześnie i w powiększeniu.

Przewód spustowy (kanał 140) z waniarki 90 znajduje się w łączniku 240.

Jak wynika z powyższego opisu konstrukcja aparatu umożliwiającego wykonywanie wielu czynności jednocześnie jest stosunkowo prosta.

Fig. Fig. 8—11 przedstawiają centralny zawór rozrządczy 10. Fig. 8 przedstawia zawór w stanie zdemontowanym, z rozsuniętymi członami zewnętrznymi. Trzy człony zaworu znajdują się tutaj względem siebie w położeniu pośrednim, to znaczy między pozycjami nr 1 i nr 2. Dolny człon 16 ma co najmniej dwa kołki ustalające służące jednocześnie do połączenia, przez człon centralny 14, z górnym członem 12. Kołek centralny 18 jest współosiowy z osią obrotu członu centralnego 14. Przechodzi on przez pierścień łożyskujący 250 umocowany w członie centralnym a jego drugi koniec umieszczony jest w gnieździe 251 w górnym członie 12. Kołek 252 jest umocowany na stałe w członie 16, blisko jego końcowej krawędzi. W złożonym zaworze kołek ten przechodzi przez łukowate wycięcie 254 drugim swoim końcem tkwiąc w gnieździe w górnym członie 12. Najdogodniejszym rozwiązaniem jest gniazdo w postaci kanału przechodzącego pionowo przez człon 12, tak aby górny koniec kołka ustalającego 256 wystawał ponad człon i mógł tam być umocowywany.

Ramię 258 przenosi ruch przekaźnika sterownego krzywką C2 na człon centralny. Ruch tego członu jest ograniczony wycięciem 254; na Fig. 9 i 10 przedstawiono skrajne pozycje (nr 1 i nr 2) członu 14.

Kanały przelotowe P9 i P10 są wywiercone w członie 14. Ich rozstawienie jest zgodne z podanym na rysunku, a długość jest uwarunkowana przez grubość łukowatych występow, przez które kanały te przechodzą. Występy 260 znajdują się po lewej stronie, przy kanale P9, a występy 262 po prawej stronie, przy kanale P10. Występy są starannie szlifowane i docierane. Ich łukowaty kształt tworzy odpowiednie powierzchnie ślizgowe dla ruchu członu centralnego względem członów górnego i dolnego. Kanały P1, P2, P3 i P4 są wykonane w cylindrycznych wkładkach z tworzywa syntetycznego, co umożliwia osiągnięcie odpowiedniego stopnia sprężystości zapewniającego szczelność połączeń stykowych w czasie ruchu członu centralnego. Użyte tworzywo powinno być odporne na działanie stosowanych cieczy i wystarczająco wytrzymałe mechanicznie, aby nie płynąć pod wpływem wywieranego nań nacisku. Odpowiednie są tworzywa oparte na czterofluoroetylenie, które w kilku gatunkach są dostępne w handlu. W cylindrycznej kształtce 263 znajdują się kanały P1 i P2, w których mogą być osadzone małe końcówki do połączenia z węzami. W odpowiadającej jej dolnej kształtce 264 znajdują się kanały P3 i P6. Analogicznie zbudowane są kształtki 266 i 168, w których znajdują się odpowiednie pary kanałów z małymi końcówkami wystającymi ponad dolną i gór-

ną powierzchnię członów 16 i 12. Każda z kształtek ma dokładnie wykonaną łukowatą powierzchnię ślizgową (na przykład 270 i 272 na rys. 8) współpracującą z odpowiednim występem w członie centralnym (na przykład 260 i 262).

Fig. 9 przedstawia zawór centralny 10 w pozycji nr 1: ramię 258 jest przesunięte w lewo, kołek 252 znajduje się w prawym końcu łukowatego wycięcia 254, kanał P9 łączy ze sobą kanały P1 i P5, zaś kanał P10 — kanały P3 i P7. Inne drogi przelotowe przez zawór są zablokowane. Fig. 10 przedstawia zawór centralny w pozycji nr 2: ramię 258 jest przesunięte w prawo, kanał P9 łączy teraz kanały P2 i P6, kanał P10 łączy kanały P4 i P8, a otwarte w pozycji nr 1 drogi przelotowe są zamknięte.

Fig. Fig. 6 i 7 przedstawiają typowy dla opisywanego aparatu mieszalnik 44 składający się z komór 42 i 54 połączonych przewodem 100. Przez końcówkę 280 z przewodu 40 wpływa do mieszalnika strumień cieczy w kierunku stycznym do ścianki, tak aby nie powodować powstawania wirów. Odgałęzienie boczne 52 do pobierania niewielkiej próbki rozcieńczonego roztworu krwi znajduje się w komorze 54.

Fig. 12 przedstawia schemat układu elektrycznego aparatu z pominięciem, dla uproszczenia, niektórych elementów, takich jak na przykład układ sterowania itp.

Ponieważ aparat jest wyposażony w trzy rurki pomiarowe do każdego z badanych roztworów, układ elektryczny ma sześć obwodów wejściowych, z których każdy zawiera wzmacniacz, układ dyskryminujący, całkujący itp. Na schemacie (fig. 12) obwody układu pomiarowego krwinek białych są umieszczone w górnej części i oznaczone literą W, a obwody układu pomiarowego krwinek czerwonych, oznaczone literą R, są umieszczone bezpośrednio pod nimi; układ pomiarowy hemoglobiny przedstawiony jest w dolnej części rysunku. Obwody układów pomiarowych krwinek białych i czerwonych są podobne.

Poniżej opisano jeden z nich, a mianowicie obwód dla krwinek białych. Na figurze oznaczenia odpowiadających sobie elementów obwodów są takie same, z tym, że literami R lub W oznaczono przynależność do odpowiedniego układu. Różnice między obwodami poszczególnych układów zostaną omówione w tekście, w trakcie opisu.

Prostokąty 300—1, 300—2, i 300—3 w lewej górnej części Fig. 12A reprezentują detekcyjne obwody wejściowe szczelin w rurkach pomiarowych (elektrody, przewody łączące itp.) W obwodach tych pojawiają się sygnały związane z przejściem cząstki analizowanej zawiesiny przez szczelinę w odpowiedniej rurce pomiarowej. Sygnały te przechodzą do wzmacniaczy 302—1, 302—2, 303—3 zasilanych ze wspólnego dla wszystkich wzmacniaczy źródła prądu 304. Średnica szczelin wynosi około 100 μ ; rurki są starannie dobrane, tak że jedno źródło zasilania zapewnia sprawne działanie wszystkich obwodów wejściowych. Przewidziana jest możliwość regulacji prądu; każdy obwód wejściowy może być tak wyregulowany, aby dawał ten sam sygnał i wynik zliczenia.

Wyjścia wzmacniaczy 302 są połączone przez układ przełączający 306 (który w czasie pomiaru łączy każdy kanał pomiarowy z dalszą częścią układu i który, podczas regulacji obwodów, umożliwia połączenie krzyżowe pomiędzy kanałami) z odpowiednimi dyskryminatorami — 308—1, 308—2, 308—3. Wyjścia te połączone są przewodami 310 z obwodami 312 lampy oscyloskopowej 314. Również wyjścia dyskryminatorów są połączone przewodami 324 z obwodami lampy. Każdy obwód szczeliny pomiarowej daje w ten sposób pewien obraz na ekranie lampy. Odpowiednie przełączniki elektroniczne umożliwiają jednoczesne pojawienie się trzech obrazów 316 w górnej części ekranu lampy 314; w dolnej części ekranu powstają obrazy pracy szczelin układu pomiarowego krwinek czerwonych 318. Główne wyjścia dyskryminatorów 308 połączone są z obwodami całkującymi 320—1, 320—2 i 302—3 odpowiednio przez przewody transmitujące 322—1, 322—2, 322—3, z których każdy zawiera kondensator, przełącznik elektronowy i diody. Wyjścia 324 dyskryminatorów 308 na lampę oscyloskopową w znany sposób wyznaczają granicę linii oscylogramu dla odpowiednich kanałów.

Poniżej omówiono podstawowe cechy i wymagania dotyczące elektrycznej części aparatu.

Ponieważ urządzenie do obliczania parametrów nie mierzonych działa na zasadzie analogowej, należy przekształcić impulsy w obwodach pomiarowych 302 na wielkości analogowe. Impulsy napięciowe pojawiają się w punktach 326—1, 326—2 i 326—3 dzięki temu, że impulsy z układów pomiarowych są dostatecznie silne, aby mogły przejść przez poziom progowy ustalony w dyskryminatorze. Każdy impuls ładuje w swoim obwodzie transmitującym kondensator, który z kolei rozładowuje się przez połączony z nim obwód całkujący. Obwody całkujące gromadzą ładunki uzyskując napięcie proporcjonalne do ilości impulsów ładujących, które utrzymuje się w ciągu pewnego czasu i może być odczytana na wyjściach w punktach 328—1, 328—2, 328—3. Układ jest tak skonstruowany, że napięcia na tych wyjściach mogą być odczytywane kolejno, w zależności od położenia przełącznika SW—1, przez układ korekcyjny 330. W pozycji przełącznika SW—1 oznaczonej „cechowanie” można odpowiednio regulować pojemności kondensatorów obwodów transmitujących.

Wyjścia obwodów całkujących 328 są połączone z układem korekcyjnym 330 w celu ciągłego wzajemnego porównywania wskazań wszystkich trzech kanałów pomiarowych. Układ ten jest opisany szczegółowo w cytowanym już patencie dodatkowym „elektronicznym”. Należy tutaj zwrócić uwagę na fakt, że jeżeli wszystkie kanały dają w przybliżeniu taki sam sygnał, znaczy to, że wszystkie szczeliny pracują prawidłowo. Jeżeli którakolwiek ze szczelin ulegnie zatkanie sygnał powstały w jej kanale będzie się zasadniczo różnił od pozostałych dwóch sygnałów i zostanie odrzucony przez specjalny korekcyjny układ elektroniczny. W takim przypadku wynik oparty jest tylko na dwóch prawidłowo dokonanych pomiarach. Układ korekcyjny może także spowodować odrzucenie wszystkich trzech sygnałów, jeżeli różnią się one między

sobą dość znacznie. Korzyści wynikające z zastosowania trzech niezależnych rurek pomiarowych polegają przede wszystkim na tym, że zmniejsza się w ten sposób prawdopodobieństwo otrzymania błędnego wyniku z powodu zatkania się szczeliny. Prawdopodobieństwo to maleje tym bardziej, że czas pomiaru przy użyciu trzech rurek, przy tej samej objętości zawiesiny przepływającej przez szczelinę jest trzykrotnie krótszy niż w przypadku pomiaru prowadzonego z użyciem jednej rurki.

Układ korekcyjno-eliminujący sprowadza napięcie wyjściowe trzech kanałów do jednej wartości średniej; jednakże w przypadku gdy napięcie z jednego z kanałów różni się ponad dopuszczalną i ustaloną parametrami obwodu wartość, jest ono automatycznie odrzucane, a na wyjściu pojawia się średnia wartość napięcia z dwóch pozostałych kanałów. Napięcie 332 jest osłabiane w koincydencyjnym układzie korekcyjnym 334. Współczynnik tłumienia odpowiada przemianie sygnału między punktem 336 i poziomem wyjściowym reprezentującym parametr WBC. Wyjściowy tłumik 338 dostosowuje odpowiednio wartość tego współczynnika w celu otrzymania prawidłowego wyniku. Tłumik 340 może przybierać dwa położenia sterowane przez przewód 348 przełącznikiem zakresów. W jednym położeniu sygnał wyjścia 336 układu korekcyjnego przechodzi przez tłumik bez zmian do punktu 338, w drugim — część sygnału 336 i sygnał 332 dodają się, tworząc odpowiedni współczynnik poprawki, odpowiadający zmianie współczynnika skali układu całkującego 320—1, 2, 3. Celowość takiej konstrukcji układu pomiarowego wyjaśniono poniżej.

Wiadomo, że liczba krwinek białych jest w próbkach daleko mniejsza niż czerwonych oraz, że zakres względnej zmienności liczby krwinek białych jest dużo większy. Dlatego w układzie pomiarowym krwinek białych, gdzie rozpiętość zliczeń jest bardzo duża, trudno byłoby utrzymać proporcjonalność i stabilność wielkości analogowej w stosunku do sygnału wejściowego przy użyciu elementów zwykle stosowanych. Amplituda poszczególnych impulsów w punktach 328—1, 2, 3 podczas analizy próbki zawierającej dużo białych krwinek byłaby mniejsza niż w przypadku analizy zawiesiny bardziej rozcieńczonej. Jeśli układ całkujący jest wycechowany w dolnej części zakresu pomiarowego, to w przypadku, gdy liczba krwinek w próbce będzie większa, układ ten powinien być automatycznie skompensowany. Samokompensacja układu dokonuje się w sposób następujący: Stan naładowania w układach całkujących 320 przekazywany jest do przełącznika zmiany skali 342; obwody do których przyłączone są przewody 344—1, 344—2 i 344—3 normalnie nie przewodzą prądu. Wymienione obwody układu całkującego mogą być przyłączone do bazy tranzystora, która jest tak spolaryzowana, aby zablokować obwód kolektora. W chwili, gdy układ całkujący nasycza się, to znaczy przyjmuje większą liczbę impulsów niż może prawidłowo przekształcić, obwód kolektora zaczyna przewodzić i pięć obwodów wyjściowych przełącznika zaczyna zwiększać swoje przewodnictwo. Trzy z nich, połączone przewodem 346,

przewodzą z powrotem do układów całkujących, powodując włączenie dodatkowych kondensatorów połączonych równolegle do kondensatorów układu całkującego i zmieniając w ten sposób skalę tego układu. Dwa pozostałe obwody łączą się przez przewód 348 z układami 340 i 338; pierwszy obwód zmienia poprawkę koincydencyjną, a drugi — stopień tłumienia na wyjściu, odpowiednio do zmiany skali.

Wyjście 350 układu tłumiącego 338 daje sygnał napięciowy, który jest proporcjonalny do parametru WBC.

Ponieważ liczba czerwonych krwinek zwykle zmienia się w daleko węższych granicach niż liczba krwinek białych, skala pomiarowa mieści się łatwo w jednym zakresie układu całkującego. Dlatego w układzie pomiarowym krwinek czerwonych nie ma elementów analogicznych do przełącznika 342 i związanych z nim zespołów. Pozostałe elementy obu układów (dotyczące zliczania krwinek białych i czerwonych) są identyczne pod względem budowy i systemu połączeń i są identycznie numerowane na rysunku. Jako zasadę przyjąć należy, że obwody układu pomiarowego krwinek czerwonych muszą odznaczać się znacznie większą precyzją ze względu na to, że służą do bezpośredniego określenia wymiarów tych krwinek. Kanał przewodzący sygnały nie powinien zniekształcać amplitud tych sygnałów przynajmniej aż do miejsca, z którego pobierana jest informacja potrzebna do określenia wymiarów cząstek. W tym przypadku, dla określenia parametru MCV odpowiednie zespoły pomiarowe przyłączone są do wyjścia wzmacniaczy 302—1 i 302—2. Ponieważ wśród obwodów znajduje się układ korekcyjny 330 odrzucający wynik błędny, powstały na przykład z powodu zatkania szczeliny, aparat wyposażony jest w dwa niezależne układy pomiaru MCV w celu osiągnięcia większej pewności pomiaru. Układy te, składające się z tłumików sygnałów 354—1 lub 354—2 i zespołów pomiarowych 356—1 lub 356—2 połączone są przewodami 352 albo 353 z wyjściami odpowiednich wzmacniaczy.

Wyjścia zespołów pomiarowych są połączone przewodami 358 z odpowiednimi obwodami uśredniającymi w układzie korekcyjnym 330 tak, że na wyjściu 360 układu otrzymuje się sygnał średni, proporcjonalny do parametru MCV. Inne przewody łączą te wyjścia także z odpowiednimi zaciskami przełącznika SW—2, który współdziała z układem korekcyjnym, odcinając jeden przewód 358 i obwody uśredniające w przypadku, gdy układ korekcyjny wykaże rozbieżność między wynikami, spowodowaną zatkaniami jednej ze szczelin. Układ ten pozwala na utrzymanie prawidłowego sygnału, kiedy wskutek zatkania się szczeliny pomiar prowadzi się przy wykorzystaniu jednego kanału. Odpowiednio tłumiony (362) sygnał proporcjonalny do MCV podawany jest na wyjście 364 do dalszego przekształcania na wynik liczbowy. Następne wyjście 368 z układu pomiarowego MCV daje sygnał napięciowy (tłumiony w tłumiku 366) będący również funkcją MCV i oznaczony jako f (d) MCV. Trzecie wyjście 370 odprowadza nieprzekształcony sygnał oznaczony jako f (b) MCV.

Sygnał określający RBC, z obwodu pomiarowego przechodzi przez tłumik 338, który jest odpowiednikiem tłumika 338 w kanale pomiarowym białych krwinek różniąc się od niego brakiem połączenia z przełącznikiem skali.

Układ pomiarowy hemoglobiny 206 przedstawiony jest w dolnej części Fig. 12. Jego czujnik 225, zaznaczony na Fig. Fig. 3 i 4, wytwarza sygnał prądowy, który jest wzmacniany we wzmacniaczu 375 i przekształcany w przeliczniku 376 na sygnał napięciowy na wyjściu 378. Sygnał ten, po odpowiednim osłabieniu (380), jest wielkością analogową, proporcjonalną do HGB badanej próbki krwi. Można go przekształcić na wynik cyfrowy. Sygnał wyjściowy 378 jest równocześnie przekształcany w tłumiku 384, który na wyjściu 386 daje sygnał używany następnie do wyliczenia wskaźników krwi. Wielkość tego sygnału jest funkcją HGB; jest ona oznaczona jako fHGB.

Wszystkie wielkości mierzone w aparacie zostały przekształcone na odpowiednie napięcia prądu stałego. Napięcia te utrzymywane są przez pewien czas w specjalnych układach, na przykład w kondensatorach, na zaciskach potencjometrów, lub innych. Wyniki dokonanych pomiarów oraz rezultaty obliczeń mogą być wydrukowane na karcie względnie przekazane do wskaźników lub rejestratorów. Wymaga to przekształcenia wielkości analogowych na wielkości cyfrowe. Dokonuje się to w układzie przedstawionym na rysunku 12B.

Przewody 350—364, 372 i 382 (Fig. 12B) są bezpośrednio połączone z zespołem rozdzielczym zwanym komutatorem 390. Każdy z siedmiu oznaczonych parametrów krwi ma w nim swój zacisk. Komutator 390 kolejno wybiera zaciski, przekazując następnie informacje do drukarki 392, po przekształceniu ich do postaci cyfrowej w przetworniku 394. Wyniki mogą być podane przewodem 398 na odpowiedni przyrząd wskaźnikowy lub wykorzystane w inny sposób. Specjalne urządzenie 400 przesuwając kartę w drukarce po wydrukowaniu każdego z parametrów badanej próbki.

Przelicznik 402 oblicza HCT, a przelicznik 404 oblicza pozostałe dwa wskaźniki krwi. Proporcjonalne do RBC napięcie, oznaczone jako f RBC, jest przekazywane przewodem 388 do serwowzmacniacza 406, który steruje silniczkiem 408 poruszającym suwak 410 potencjometru 412, do którego przyłożone jest określone napięcie. Napięcie podawane na potencjometr (a otrzymywane w oddzielnym urządzeniu) jest regulowane dzielnikiem 414 w celu uzyskania żądanej wartości. Każda pozycja suwaka 410 odpowiada wartości RBC; układ sprzężenia zwrotnego 416 powoduje samoczynne przesłanie suwaka wtedy, gdy napięcie wejściowe różni się od napięcia na suwaku. Na potencjometrze 420 spadek napięcia jest proporcjonalny do MCV, ponieważ przewód 370 jest połączony z końcem opornika. Wartość tego napięcia jest funkcją MCV oznaczoną poprzednio f (a) MCV. Ruch obu suwaków 410 i 422 jest sprzężony, a napięcie suwaka 422 jest iloczynem napięcia na potencjometrze 420 i wartości RBC (położenia suwaka). Wartość tego iloczynu jest wprost proporcjonalna do HCT.

Napięcie wejściowe powstające na suwaku 422 jest przekazywane przewodem 424 do komutatora oraz wzmacniane we wzmacniaczu 426 i przekazywane przewodem 428 na potencjometr 430. Spadek napięcia na tym potencjometrze jest proporcjonalny do HCT. W przeliczniku 404 znajdują się również dwa inne potencjometry: 432 i 434. Na potencjometrze 432, przez który uziemiony jest przewód 368, powstaje napięcie $f(a)$ MCV. Na potencjometrze 434 wytworzony jest stały spadek napięcia zależny od napięcia zasilania i ustawienia dzielnika napięć 436. Tak jak w przeliczniku 402, dzięki układowi serwowzmacniacza pozycja suwaka 410 zmienia się w sposób proporcjonalny do RBC. Serwowzmacniacz 438, silniczek 440, przewód sprzęgający 442 i połączenie serwowzmacniacza 438 z przewodem 386 powodują ustawienie suwaka w pozycji zależnej w sposób proporcjonalny od ilorazu HGB i HCT, czyli MCHC. Osiąga się to dzięki temu, że na potencjometrze 430, w przeciwieństwie do potencjometru 412, napięcie nie jest ustalone, lecz jest proporcjonalne do aktualnie obliczonej wartości HCT. Układ sprzężenia zwrotnego 446 służy do prawidłowego ustawiania położenia suwaka. W celu otrzymania napięcia proporcjonalnego do pozycji suwaka 444 sprzęgnięty jest z nim suwak 448 potencjometru 434. Napięcie na suwaku 448, proporcjonalne do MCHC, jest przekazywane przewodem 450 do komutatora.

Ostatnią z obliczonych wielkości — MCH, otrzymuje się na suwaku 452 potencjometru 432. Ponieważ położenie suwaka 452, połączonego z innymi suwakami, zmienia się w sposób proporcjonalny do wartości MCHC, a spadek napięcia na potencjometrze 432 jest proporcjonalny do wartości MCV, potencjał na suwaku jest proporcjonalny do obu tych wielkości to znaczy do iloczynu MCV i MCHC, czyli MCH. W rezultacie na wyjściu 454 pojawia się napięcie reprezentujące wartość MCH.

Opisane wyżej urządzenie nie stanowi ograniczenia zakresu objętego przez niniejszy wynalazek. Możliwe jest przyłączenie do niego wielu różnych zespołów dodatkowych, na przykład obwodów ponownego włączania układów całkujących i innych, układu czasowego uruchamiania aparatu, obwodów zabezpieczających przed uszkodzeniem poszczególnych zespołów itp. Jakkolwiek w opisanym aparacie zastosowano do wykonania obliczeń system analogowy z serwomechanizmem, można zamiast niego stosować inne systemy analogowe lub cyfrowe. Możliwe są także inne zmiany mieszczące się jednak w zakresie objętym zastrzeżeniami patentowymi.

Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie do badania próbek krwi dla oznaczenia w automatyczny sposób szeregu parametrów tych próbek, jak liczba czerwonych ciałek krwi (RBC), hematokryt (HCT), poziom hemoglobiny (HGB), średnia objętość krwinki (MCV), średnia zawartość hemoglobiny w krwince (MCH), średnie stężenie hemoglobiny w krwince (MCHC) i liczba białych ciałek krwi (WBC), posiadające elektroniczny analizator cząstek krwi, przystosowany do

bezpośredniego oznaczania parametrów RBC i WBC i układ rozcieńczający do dokonywania pierwszego i drugiego rozcieńczenia każdej próbki dla następujących bezpośrednio po rozcieńczeniu oddzielnych analiz za pomocą analizatora cząstek, **znamiennie tym**, że układ rozcieńczający posiada zawór (10), który ma pierwszą część (P1, P2, P5, P6, P9) dla przyjmowania i dokładnego odmierzenia próbki (38) i połączenia jej z góry określoną ilością rozcieńczalnika (72) w celu wykonania pierwszego roztworu, jak również pierwsze naczynie (44) do mieszania, służące do przyjmowania próbki i rozcieńczalnika i ich nieburzliwego zmieszania oraz posiada drugą część (P3, P4, P7, P8, P10) omawianego zaworu (10) połączoną z pierwszym naczyniem (44), w celu przyjmowania i odmierzenia określonej dokładnie ilości zawartości z pierwszego roztworu i połączenia jej z określoną uprzednio ilością rozcieńczalnika (72) dla wykonania drugiego roztworu, a także drugie naczynie (50) do mieszania, służące do przyjęcia składników wymienionego drugiego roztworu i ich nieburzliwego zmieszania, przy czym wymienione naczynia (44, 50) przystosowane są do połączenia z analizatorem cząstek krwi, posiadającym pierwszą i drugą wianienkę (90, 94), które zawierają elektroniczne analizatory (144, 158) rozcieńczenia obejmujące układy badawcze (146, 160) dla oddzielnego określania co najmniej parametrów RBC i WBC, wraz z elektronicznym osprzętem (206, 300 ..., 400 ...), sprzężonym z wymienionymi analizatorami rozcieńczenia, służącymi do określania pozostałych parametrów krwi na podstawie rozcieńczanych próbek.

2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że w pierwszej części zaworu znajduje się kanał (P9) połączony z naczyniem zawierającym badaną próbkę (38) i kanał (P2, P6) połączony ze zbiornikiem (72) rozcieńczalnika, pierwszym naczyniem (44) i kanałem (P9) w taki sposób, że próbka zawarta w kanale (P9) może być przeniesiona do kanału (P2, P6) w celu jej skierowania, łącznie z rozcieńczalnikiem, jako pierwszego roztworu, do naczynia (44), a w drugiej części zaworu znajduje się kanał (P10) połączony z naczyniem (44) i znajdującym się w nim pierwszym roztworem oraz kanał (P4, P8) połączony ze zbiornikiem rozcieńczalnika, z drugim naczyniem (50) i z kanałem (P10) w taki sposób, że roztwór może być przeniesiony z kanału (P10) do kanału (P4, P8) w celu skierowania roztworu rozcieńczonego, łącznie z rozcieńczalnikiem, jako drugiego roztworu rozcieńczonego, do naczynia (50).

3. Urządzenie według zastrz. 2, **znamiennie tym**, że każdy z kanałów (P2, P6) i (P4, P8) jest rozdzielony przez odpowiadający mu kanał (P9) lub (P10), przy czym elementy składowe zaworu zawierające kanały są ułożone warstwowo, oraz tym, że zawór zaopatrzony jest w uchwyt (258) do zmiany położenia kanałów (P9) i (P10) z pozycji, w których pobierane są próbki i pierwszy roztwór do pozycji przeciwnych, w których następuje połączenie tych kanałów odpowiednio z pierwszym lub drugim naczyniem.

4. Urządzenie według zastrz. 1—3, **znamiennie tym**, że sterowane układy przetłaczające (22, 26,

56, 62) są połączone z częściami zaworu w celu sterowania przepływu próbki, rozcieńczalnika i roztworów rozcieńczonych, a zawór (10) jest konstruowany w taki sposób, że obie jego części mogą jednocześnie pobierać, co pewien okres czasu, odpowiednio, analizowaną próbkę i jej roztwór w celu jednoczesnego sporządzenia pierwszego i drugiego roztworu.

5. Urządzenie według zastrz. 1—4, **znamiennie tym**, że system rozcieńczania zawiera układ dozujący odczynnik chemiczny (122, 124) oraz trzecie naczynie (116), połączone z układem dozującym i naczyniem (44), służące do odbioru i wymieszania zawartości z odczynnikiem chemicznym.

6. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że układ rozcieńczania obejmuje pierwszą komorę (190) połączoną z waniemką (90) za pośrednictwem zanurzonej części analizującej (144, 146), drugą komorę (192) połączoną z waniemką (94) za pośrednictwem zanurzonej części analizującej (158, 160) oraz elementy sterujące przepływem płynów (92, 184, 186, 188) połączone z komorami w celu wymuszenia przepływu roztworów rozcieńczonych z waniek przez analizatory, przy czym w roztworach tych znajdują się cząstki lub inne składniki, do których odnoszą się określone parametry.

7. Urządzenie według zastrz. 6 wyposażone w analizatory roztworów, zawierające elektroniczne obwody detekcyjne (300), połączone i współpracujące z częścią analizującą i przystosowane do wytwarzania impulsów odnoszących się do każdej analizowanej cząstki oraz obwody (302 ...), w których powstają określone wielkości elektryczne w wyniku nagromadzenia pewnej liczby impulsów wytworzonych w układzie detekcyjnym, **znamiennie tym**, że zawiera zespół obwodów elektrycznych do przekształcania każdej z powstających wielkości elektrycznych na elektryczną wielkość analogową proporcjonalną do parametru analizowanej próbki w celu wykorzystania tej wielkości przy obliczaniu innych parametrów.

8. Urządzenie według zastrz. 7 wyposażone w układ analizujący, który zawiera kilka podobnych elementów analizujących i zawierające ponadto niezależne obwody detekcyjne (300—1, 300—2) z których każdy jest połączony z oddzielnym elementem analizującym, a także obwód korekcyjny dla każdego analizatora połączony z każdym obwodem detekcyjnym odpowiadającego mu analizatora przez odpowiedni przełącznik pozwalający na zamianę miejsc połączenia obwodów, **znamiennie tym**, że zawiera oscyloskop (314) połączony z każdym z obwodów detekcyjnych i przystosowany do jednoczesnego pokazywania przebiegu (316, 318) impulsów powstających we wszystkich obwodach detekcyjnych.

9. Urządzenie według zastrz. 7—8, **znamiennie tym**, że zawiera obwody do wprowadzenia koincydencyjnej poprawki (334) oddziałujące na każdą z wielkości analogowych, obwody wyznaczające skalę pomiarową (338) pracujące na wyjściu obwodów korekcyjnych oraz zespoły obwodów (342) do zmiany koincydencji i skali pomiarowej dla przynajmniej jednej wielkości analogo-

wej w odpowiedzi na zmianę dynamicznego zakresu gromadzonych i przekształcanych impulsów.

10. Urządzenie według zastrz. 6—9, **znamiennie tym**, że zawiera urządzenie do pomiaru hemoglobiny (206) współpracujące z pierwszą waniemką oraz przelicznik (376) przekształcający wynik pomiaru na wielkość analogową proporcjonalną do zawartości hemoglobiny w pierwszym roztworze rozcieńczonym.

11. Urządzenie według zastrz. 10 zawierające urządzenie (356) do pomiaru średniej objętości krwinki połączone i współpracujące z obwodami detekcyjnymi analizatora (300—1, 300—2) drugiego roztworu rozcieńczonego w celu otrzymania elektrycznej wielkości analogowej proporcjonalnej do mierzonego parametru, **znamiennie tym**, że zawiera układ liczący (402, 404) wytwarzający na podstawie zmierzonych parametrów, to jest liczby białych krwinek, liczby czerwonych krwinek, poziomu hemoglobiny i średniej objętości cząsteczki, elektryczne wielkości analogowe proporcjonalne do średniego stężenia hemoglobiny w krwińce oraz do hematokrytu.

12. Urządzenie według zastrz. 11, **znamiennie tym**, że przelicznik zawiera: pierwszy układ (406 ...) do mnożenia wielkości analogowych reprezentujących średnią objętość cząsteczki i liczbę krwinek czerwonych w celu otrzymania wielkości analogowej proporcjonalnej do hematokrytu; drugi układ (436 ...) do dzielenia elektrycznej wielkości analogowej proporcjonalnej do zawartości hemoglobiny przez elektryczną wielkość analogową proporcjonalną do hematokrytu w celu otrzymania wielkości analogowej proporcjonalnej do średniego stężenia hemoglobiny w krwińce; trzeci układ (432) do mnożenia elektrycznej wielkości analogowej proporcjonalnej do średniej objętości krwinki przez elektryczną wielkość analogową proporcjonalną do średniego stężenia hemoglobiny w krwińce w celu otrzymania elektrycznej wielkości analogowej proporcjonalnej do średniej zawartości hemoglobiny w krwińce.

13. Urządzenie według zastrz. 12 zawierające drugi i trzeci układ liczący wyposażone w serwowzmacniacz (438) z członem obrotowym (440), który zmienia swoje położenie w sposób proporcjonalny do stężenia hemoglobiny, **znamiennie tym**, że oba układy liczące zawierają ponadto pierwszy potencjometr (430), którego suwak (444) jest połączony mechanicznie z członem obrotowym serwowzmacniacza i przez który płynie prąd dając na nim spadek napięcia proporcjonalny do hematokrytu, przy czym napięcie na suwaku potencjometru jest sprzężone zwrotnie z serwowzmacniaczem w celu wyrównania wahań napięcia, oraz potencjometry drugi (432) i trzeci (434), których suwaki są również połączone mechanicznie z członem obrotowym serwowzmacniacza, przy czym na trzecim potencjometrze utrzymuje się stały potencjał odniesienia tak, że jego suwak zdejmuje napięcie proporcjonalne do średniego stężenia hemoglobiny w krwińce, natomiast na drugi potencjometr podawane jest napięcie proporcjonalne do średniej objętości krwinki tak, że jego suwak zdejmuje napięcie

będące elektryczną wielkością analogową proporcjonalną do średniej zawartości hemoglobiny w krwince.

14. Urządzenie według zastrz. 11—13, **znamiennie tym**, że w układzie przelicznika znajdują się: urządzenie wybierające (390) umożliwiające niezależny odbiór określanych w aparacie parametrów, przelicznik wielkości analogowych na cyfrowe (394) połączony z wyjściem urządzenia wybierającego oraz urządzenie drukujące (400) służące do zapisywania w postaci liczbowej siedmiu oznaczonych parametrów analizowanej krwi.

15. Urządzenie według zastrz. 6—14, **znamiennie tym**, że zawiera w układzie analizatora elektrodę zbiorczą (232) umieszczoną w wanience (90, 94), pojedyncze elektrody (230) umieszczone w każdym znajdującym się wewnątrz wanienki elemencie analizującym, zwanym rurką pomiarową (144, 158), oraz połączenie szczelinowe (146, 160) w każdej rurce pomiarowej zapewniające przepływ cieczy i umożliwiające przepływ prądu między wanienką a przestrzenią wewnętrzną rurki pomiarowej, przy czym wanienka i zespół rurek pomiarowych są tak położone względem siebie, że elektroda zbiorcza jest zanurzona w roztworze po wprowadzeniu do wanienki pewnej niewielkiej ilości tego roztworu.

16. Urządzenie według zastrz. 6—15, **znamiennie tym**, że pierwsza wanienka (90) zaopatrzona jest w przewód doprowadzający ciecz, zapobiegający formowaniu się pęcherzyków powietrza w tej cieczy oraz komorę (200) dostosowaną do przepuszczania wiązki światła przez ścianki bez powodowania zniekształceń tej wiązki.

17. Urządzenie według zastrz. 1—16, **znamiennie tym**, że wyposażone jest w układ mechaniczno-elektrycznego programowania pracy oraz układ przewodów do przepływu płynów, które to układy zapewniają precyzyjne działanie aparatu w sposób okresowy i automatyczny oraz równoczesny przebieg kilku operacji.

18. Sposób automatycznego oznaczania więcej niż jednego parametru próbki, **znamiennie tym**, że zachodzi w następujących etapach: odmierzenie małej części próbki w pierwszej strefie (P9); przepływ tej części próbki łącznie z odmierzoną ilością rozcieńczalnika przez pierwszą strefę do drugiej strefy (54); mieszanie próbki z rozcieńczalnikiem w drugiej strefie w celu sporządzenia pierwszego roztworu rozcieńczonego; odmierzenie małej części pierwszego roztworu w trzeciej strefie (P10) połączonej z pierwszą strefą; przepływ odmierzonej części roztworu łącznie z odmierzoną ilością rozcieńczalnika przez trzecią strefę do czwartej strefy (50); mieszanie odmierzonej części roztworu z rozcieńczalnikiem w czwartej strefie w celu sporządzenia drugiego roztworu rozcieńczonego, przy czym obie wymienione strefy odmierzania działają jednocześnie i wielokrotnie dla wielu próbek z tym, że część następnej próbki jest odmierzana w tym samym czasie, w którym odmierzany jest pierwszy roztwór zawierający pierwszą próbkę; przepływ pozostałej w drugiej strefie części roztworu do piątej strefy (116) i zmieszanie tam tej części roztworu z od-

czynnikami; przepływ pierwszego roztworu z piątej strefy do szóstej strefy (90) w celu jednoczesnego przeprowadzenia oddzielnych analiz optycznej i elektrycznej dla określenia wartości odpowiednio pierwszego i drugiego z wymienionych parametrów i wreszcie przepływ drugiego roztworu z czwartej do siódmej strefy (94) dla przeprowadzenia analizy elektrycznej w celu jednoczesnego określenia wartości trzeciego i czwartego z wymienionych uprzednio parametrów, przy czym ostatnie dwie operacje przepływu i związane z nimi oznaczenia pierwszych z wymienionych czterech parametrów są wykonywane jednocześnie.

19. Sposób według zastrz. 18, **znamiennie tym**, że składa się z następujących etapów: przekształcania zmierzonego parametru na odpowiadającą mu elektryczną wielkość analogową; mnożenia przez siebie elektrycznych wielkości analogowych reprezentujących trzeci i czwarty parametr próbki w celu otrzymania elektrycznej wielkości analogowej reprezentującej piąty parametr; dzielenia wielkości analogowej reprezentującej drugi parametr przez wielkość analogową proporcjonalną do piątego parametru w celu otrzymania elektrycznej wielkości analogowej proporcjonalnej do szóstego parametru oraz mnożenia wielkości analogowych proporcjonalnych do czwartego i szóstego parametru w celu otrzymania elektrycznej wielkości analogowej reprezentującej siódmy parametr.

20. Sposób według zastrz. 19, **znamiennie tym**, że substancją analizowaną, zwaną próbką, jest krew, odczynnikami chemicznymi jest środek rozkładający krwinki, analiza polega na analizie cząstek zawiesiny, a oznaczane parametry oznaczają kolejno: liczbę białych krwinek, poziom hemoglobiny, liczbę czerwonych krwinek, średnią objętość krwinki, hematokryt, średnie stężenie hemoglobiny w krwince i średnią zawartość hemoglobiny w krwince oraz tym, że obejmuje etapy przekształcania wielkości analogowych na wynik cyfrowy i programowania poszczególnych czynności tak, aby zachodziły one w sposób automatyczny, powtarzalny i w tym samym czasie.

21. Urządzenie według zastrz. 2 do wykonywania pomiaru kolorymetrycznego i badania cząstek zawiesiny, **znamiennie tym**, że składa się z czwartego naczynia (90) o przezroczystych ściankach, rurki pomiarowej (144) ze szczeliną będącej elementem elektronicznego analizatora cząstek i umieszczonej w tym naczyniu, przy czym szczelina (146) zanurzona jest w zawieszynie (216) zawartej w naczyniu, dolna część naczynia poniżej poziomu cieczy ma parę równoległych ścian (220, 222) znajdujących się poniżej zakończenia rurki, układ (202, 204) optyczny kieruje wiązkę światła (224) przez wymienione równoległe ściany w celu wykonania pomiaru kolorymetrycznego, a rurka pomiarowa i naczynie wyposażone są w elektrody wewnętrzne (230, 232) do analizy zawiesiny przepływającej przez szczelinę, które są przystosowane do połączenia z obwodem wejściowym analizatora cząstek (300) oraz urządzeń (184) do

wymuszania przepływu zawiesziny przez szczelinę w rurce pomiarowej.

22. Urządzenie według zastrz. 21, **znamiennie tym**, że naczynie (90) ma w przekroju poziomym kształt prostokąta; w którym umieścić można więcej niż jedną rurkę pomiarową (144) z tym, że w dolnej części zwęża się ono w kierunku kanału odpływowego (140) tworząc bezpośrednio nad kanałem występ (200) o kształcie zbliżonym do prostopadłościanu, którego dwie boczne ściany utworzone są przez ściany (220, 222) i że naczynie (90) ma kształt spłaszczonej komory, a rurki pomiarowe (144) są spłaszczone w celu zmniejszenia wolnej przestrzeni w naczyniu oraz tym, że równoległe ściany znajdują się nad kanałem ściekowym a poniżej zakończeń rurek pomiarowych.

23. Urządzenie według zastrz. 21—22, **znamiennie tym**, że wyposażone jest we wlotową końcówkę (226) do wprowadzania zawiesziny, stanowiącą całość z naczyniem (90), umieszczoną blisko górnej krawędzi naczynia i mającą kanał przelotowy (228) tak umieszczony, aby kierował strumień wpływającej cieczy stycznie do wewnętrznej ściany naczynia.

24. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że omówione pierwsze i drugie naczynie składa się z pary pionowo usytuowanych rurek (42, 45) różnej długości, z których każda tworzy odrębną komorę, pochylonego przewodu (100) łączącego dolne końce rurek, przewodu wlotowego (280) w krótszej rurce, którego kanał przelotowy skierowuje wpływający strumień cieczy pod kątem w dół i stycznie do wewnętrznej powierzchni krótszej rurki, oraz z króćca odpływowego w dolnym końcu rurek.

25. Urządzenie według zastrz. 24, **znamiennie tym**, że obydwie komory (42, 54) łączą się z układem pneumatycznym przewodami (98) umieszczonymi w górnych częściach rurek w taki sposób, że wytwarzane ciśnienie i przepływ powietrza ułatwiają prowadzenie operacji mieszania, przepływu cieczy i opróżniania komór.

26. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że zawór (10) składa się z trzech członów ułożonych warstwowo tak, że para członów zewnętrznych (12, 16) umocowana jest po obu stronach członu wewnętrznego (14) w sposób zapewniający szczelność, osi centralnej (18) umożliwiającej obracanie członu wewnętrznego w płaszczyźnie styku członów, przy czym w członie wewnętrznym wykonane są dwa kanały przelotowe (P9, P10) rozmieszczone symetrycznie względem osi, otwierające się na zewnętrzne płaszczyzny tego członu i mające odpowiednią objętość liczoną między tymi płaszczyznami, układu (252, 254) do ograniczenia ruchu obrotowego członu wewnętrznego do ruchu wzdłuż określonego łuku tak, że krańcowe położenia wyznaczone przez końce tego łuku wyznaczają pierwszą i drugą pozycję członu wewnętrznego, przy czym każdy człon zewnętrzny ma dwie pary otworów przelotowych (P1, P2 i P3, P4; P5, P6 i P7, P8) łączonych odpowiednio przez dwa kanały przelotowe (P9, P10) w ten sposób, że w pierwszym położeniu członu wewnętrznego otwory (P1, P5; P3,

P7) są połączone, a połączenia między pozostałymi otworami są przerwane, natomiast w drugim położeniu członu wewnętrznego połączone są otwory (P2, P6; P4, P8) a połączenia między pierwszymi otworami są przerwane, dzięki czemu kanały przelotowe wypełniają się w jednym położeniu odpowiednimi płynami, zatrzymują po przesunięciu członu wewnętrznego określoną objętość odpowiedniego płynu i po osiągnięciu drugiego położenia znajdują się w pozycji odpowiedniej dla przekazania tej objętości płynu do poprzednio zamkniętego przewodu w chwili, kiedy zacznie w nim płynąć ciecz.

27. Urządzenie według zastrz. 26, **znamiennie tym**, że jego człon centralny (14) oraz oba członów zewnętrzne (12, 16) mają powierzchnie ślizgowe (260, 262, 270, 272), umieszczone parami naprzeciw siebie i utworzone przez płaszczyzny czołowe odpowiednio ukształtowanych występów na poszczególnych członach, zapewniające małe tarcie przy ruchu członów, i że powierzchnie ślizgowe członów zewnętrznych są powierzchniami wkładek z półsztywnego tworzywa sztucznego przymocowanych do członów zewnętrznych.

28. Urządzenie według zastrz. 27, **znamiennie tym**, że występy ślizgowe członu centralnego mają kształt łukowy i że układ ograniczający zawiera łukowe wycięcie (254) oraz kołek ograniczający (252) tworzący połączenie między członem centralnym i członami zewnętrznymi.

29. Urządzenie według zastrz. 1 do oznaczania więcej niż jednego parametru próbki zawierające obwody elektryczne (300) do otrzymywania sygnałów w dwóch oddzielnych elektronicznych zespołach analitycznych służących do określania liczby cząstek, z których jeden mierzy liczbę krwinek białych, a drugi liczbę krwinek czerwonych w próbce krwi, **znamiennie tym**, że obejmuje ponadto: obwody (320) do gromadzenia sygnałów z jednego zespołu i przekształcania ich na wielkości analogowe; obwody do gromadzenia sygnałów z drugiego zespołu i przekształcania ich na wielkości analogowe; układ (334) do wprowadzania koincydencyjnej poprawki do każdej wielkości analogowej; układ (338) do określania skali pomiarowej koincydencyjnie skorygowanych wielkości analogowych oraz zespół obwodów elektrycznych (342) do zmiany koincydencyjnej poprawki i skali pomiarowej przynajmniej jednej z wielkości analogowych w odpowiedzi na zmianę dynamicznego zakresu zliczeń dokonywanych przez obwody gromadzące i przekształcające.

30. Urządzenie według zastrz. 29, **znamiennie tym**, że zawiera zespół obwodów elektrycznych (356) do pomiaru średniej objętości krwinki na podstawie sygnałów powstałych przy zliczaniu krwinek i przekształcaniu tak otrzymanej wartości na elektryczną wielkość analogową oraz przelicznik (404) służący do mnożenia wielkości analogowych reprezentujących liczbę krwinek czerwonych i średnią objętość krwinki, w wyniku którego otrzymuje się elektryczną wielkość analogową proporcjonalną do hematokrytu analizowanej próbki krwi.

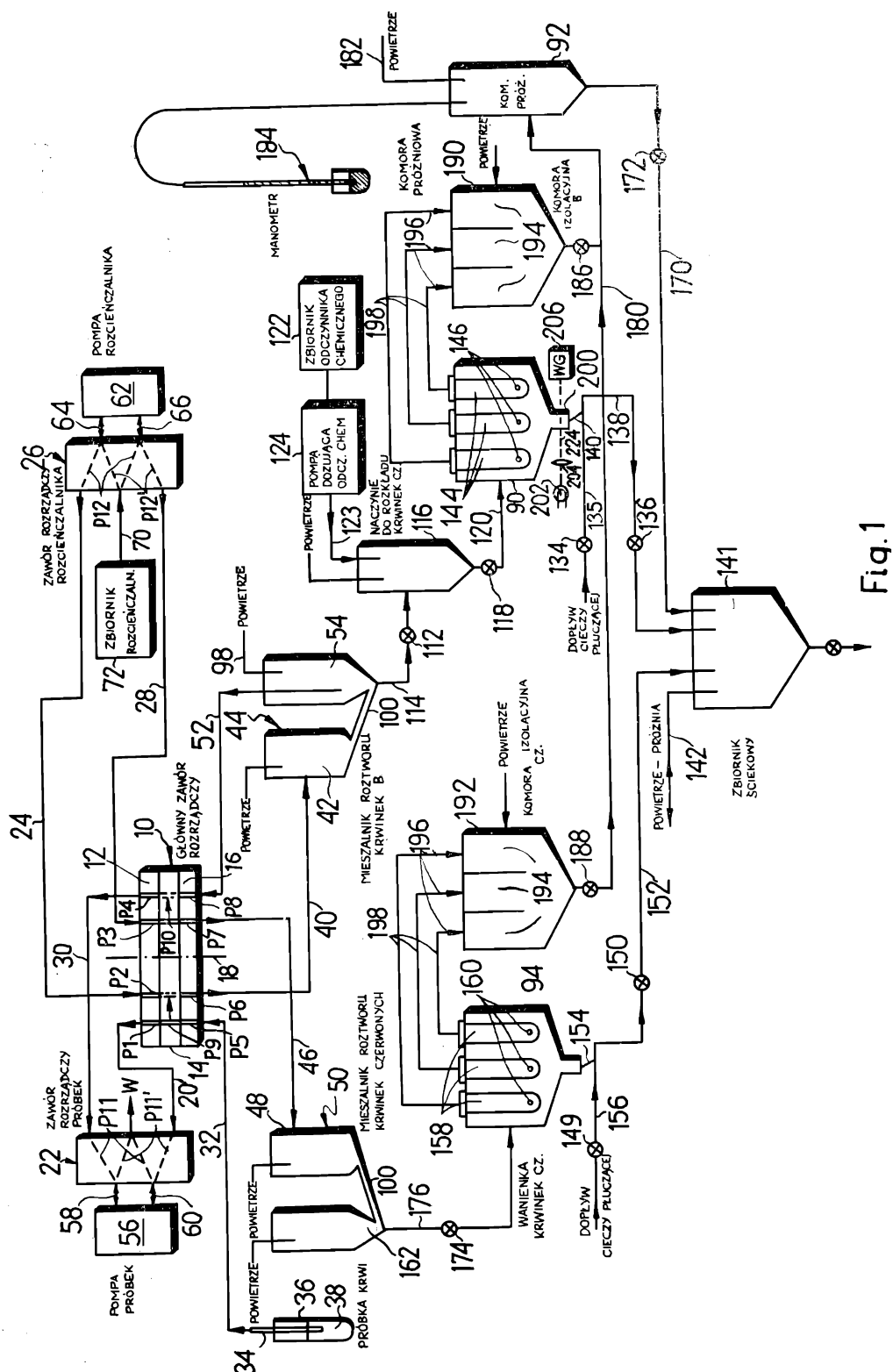
31. Urządzenie według zastrz. 29—30, **znamiennie**

tym, że każdy zespół pomiarowy ma więcej niż jeden element analizujący (144, 158) i więcej niż jeden obwód detekcyjny (300), przy czym w każdym obwodzie dokonuje się zliczania impulsów, oraz układ (330) uśredniania wyników zliczeń ze wszystkich obwodów, jeżeli ich wyniki różnią się między sobą nie więcej niż o określoną wartość, lub tylko z tych obwodów, z których wyniki zliczeń mieszczą się w granicach określonych przez tę wartość, przy pominięciu pozostałych.

32. Urządzenie według zastrz. 1 do oznaczania więcej niż jednego parametru próbki, **znamiennie** tym, że składa się z zespołu (300 ..., 320 ...) gromadzenia tych impulsów i przekształcania ich na wielkość analogową proporcjonalną do liczby krwinek czerwonych, układu (356) odbierającego te impulsy w celu określenia średniej objętości krwinki i przekształcającego podawany sygnał na wielkość analogową proporcjonalną do średniej objętości krwinki, oraz elektryczny układ mnożący (402) połączony z wymienionym zespołem i układem do mnożenia dwóch wymienionych wielkości analogowych w celu otrzymania trzeciej wielkości analogowej proporcjonalnej do hematokrytu badanej krwi.

33. Urządzenie według zastrz. 32, **znamiennie** tym, że zawiera więcej niż jeden element analizujący (158) i więcej niż jeden obwód detekcyjny (300) w zespole pomiarowym, przy czym każdy z obwodów jest tak skonstruowany, że daje własny sygnał odpowiadający liczbie krwinek czerwonych w próbce, zespół gromadzenia impulsów składający się z elementów (320), z których każdy służy do gromadzenia impulsów z jednego obwodu detekcyjnego i do przekształcania ich na wielkość analogową proporcjonalną do liczby krwinek zliczonych w tym obwodzie oraz układ elektryczny (330) do obliczania średniej wartości analogowej z otrzymanych wielu wartości analogowych, która jest proporcjonalna do liczby krwinek czerwonych.

34. Urządzenie według zastrz. 32—33, **znamiennie** tym, że zawiera więcej niż jeden obwód (356) do pomiaru średniej objętości krwinki, z których każdy połączony jest z obwodem detekcyjnym (300) oraz układ elektryczny (330) do obliczania średniej z wielu wielkości otrzymanych na wyjściach obwodów do pomiaru średniej objętości krwinki.



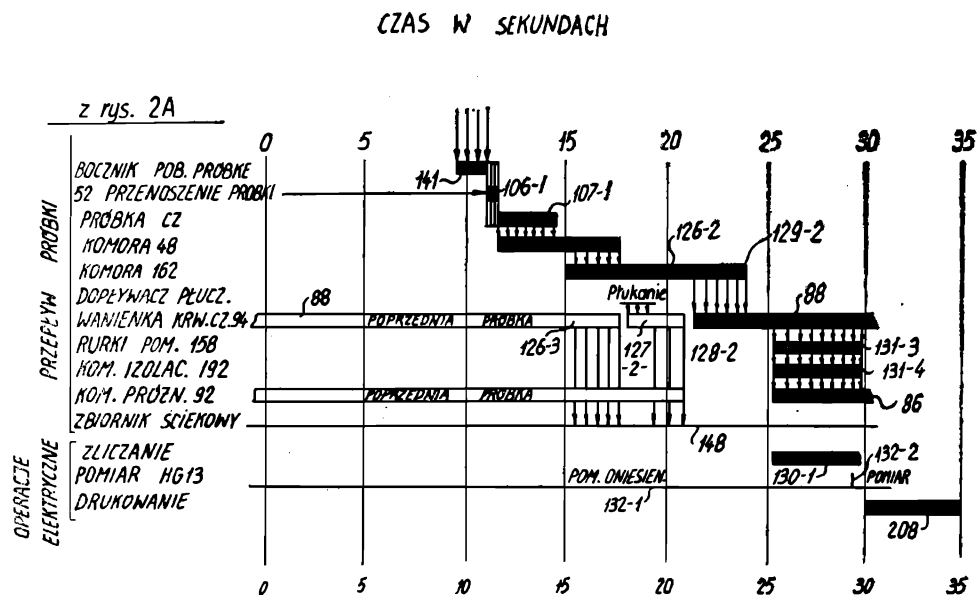
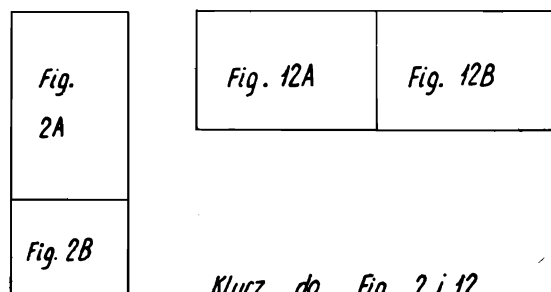


Fig. 2B



Klucz do Fig. 2 i 12

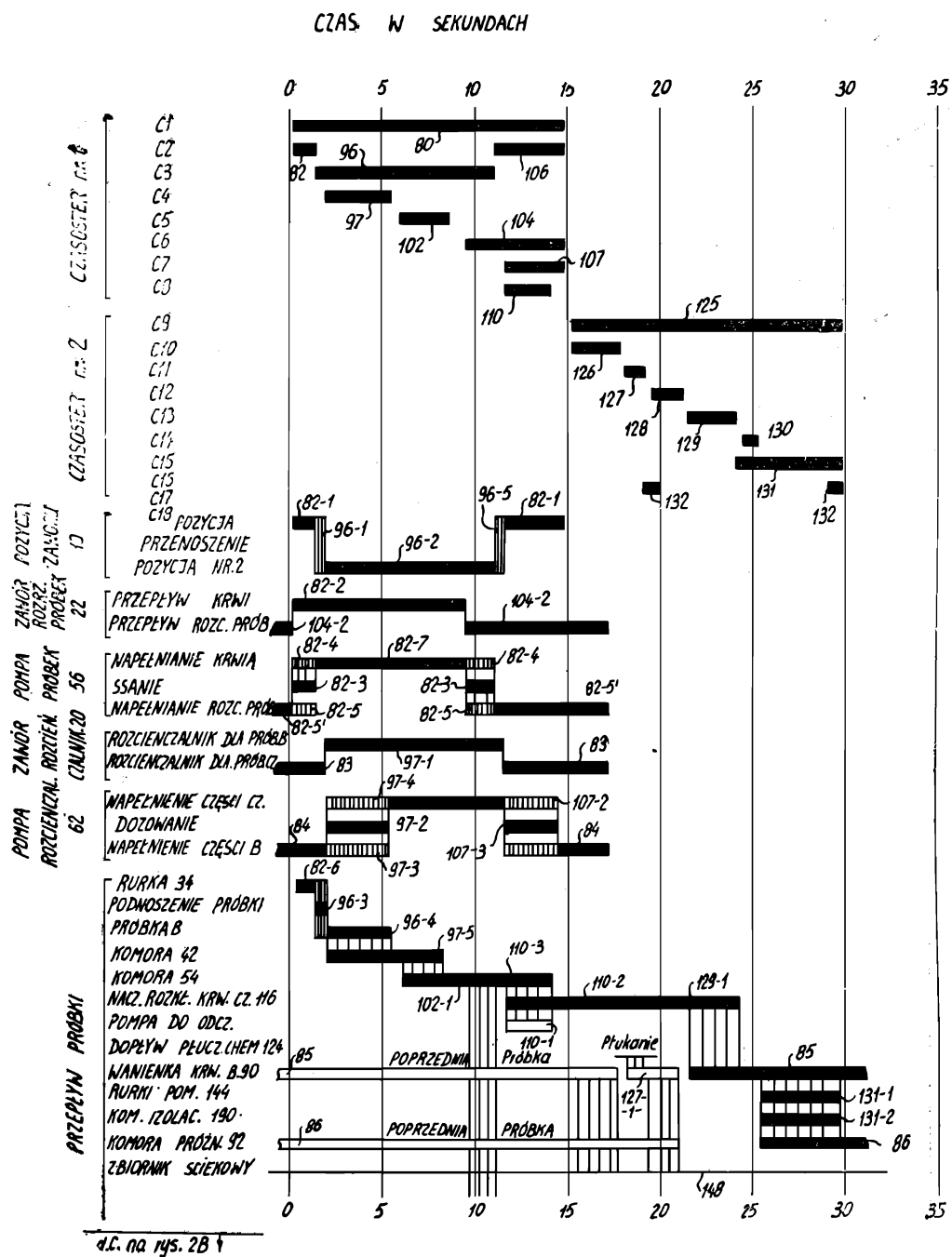


Fig. 2A

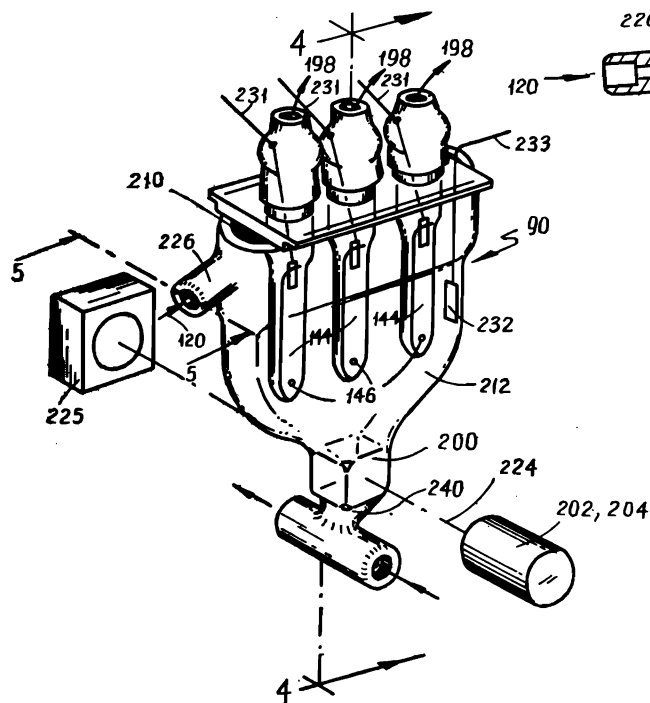


Fig. 3

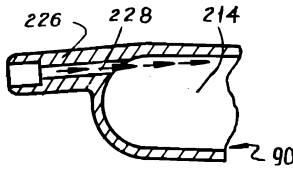


Fig. 5

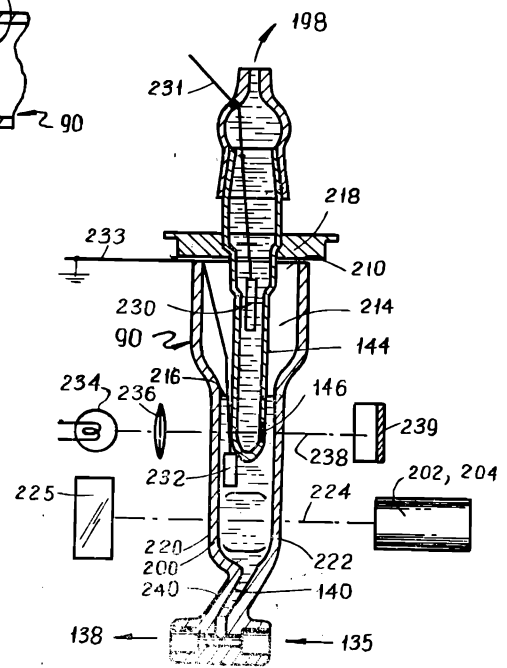


Fig. 4

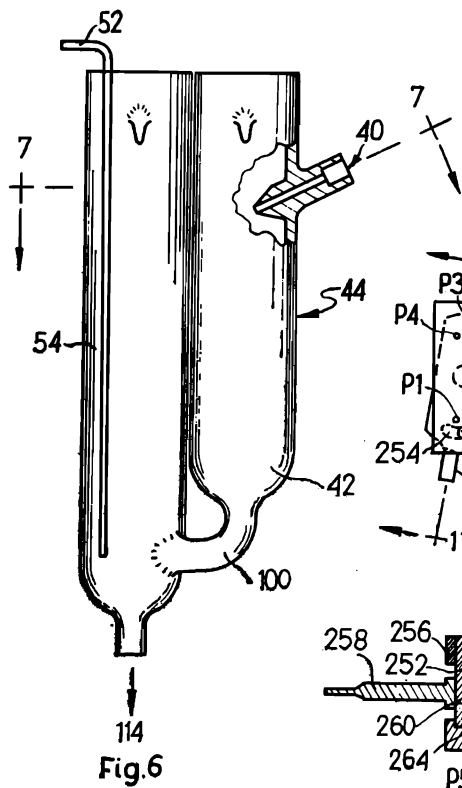


Fig. 6

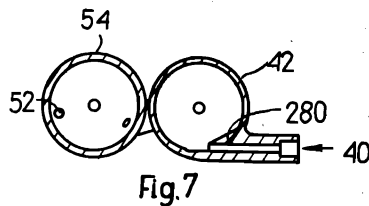


Fig. 7

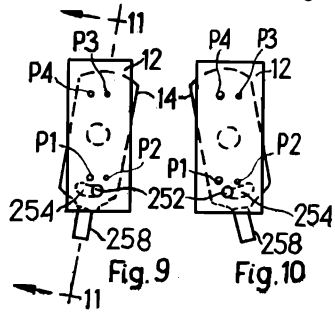


Fig. 9

Fig. 10

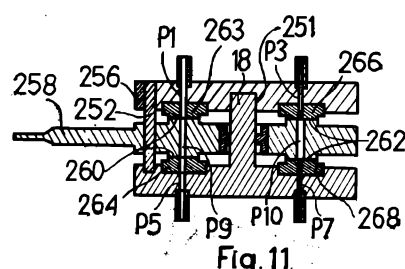


Fig. 11

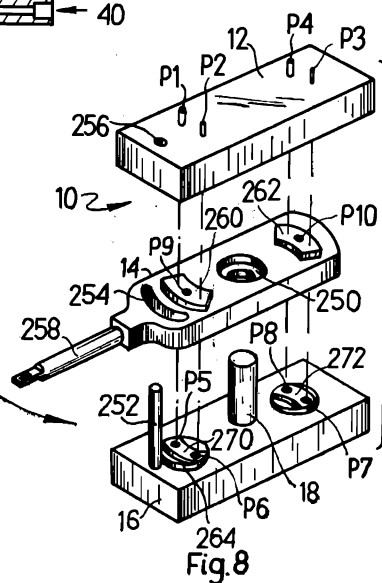


Fig. 8

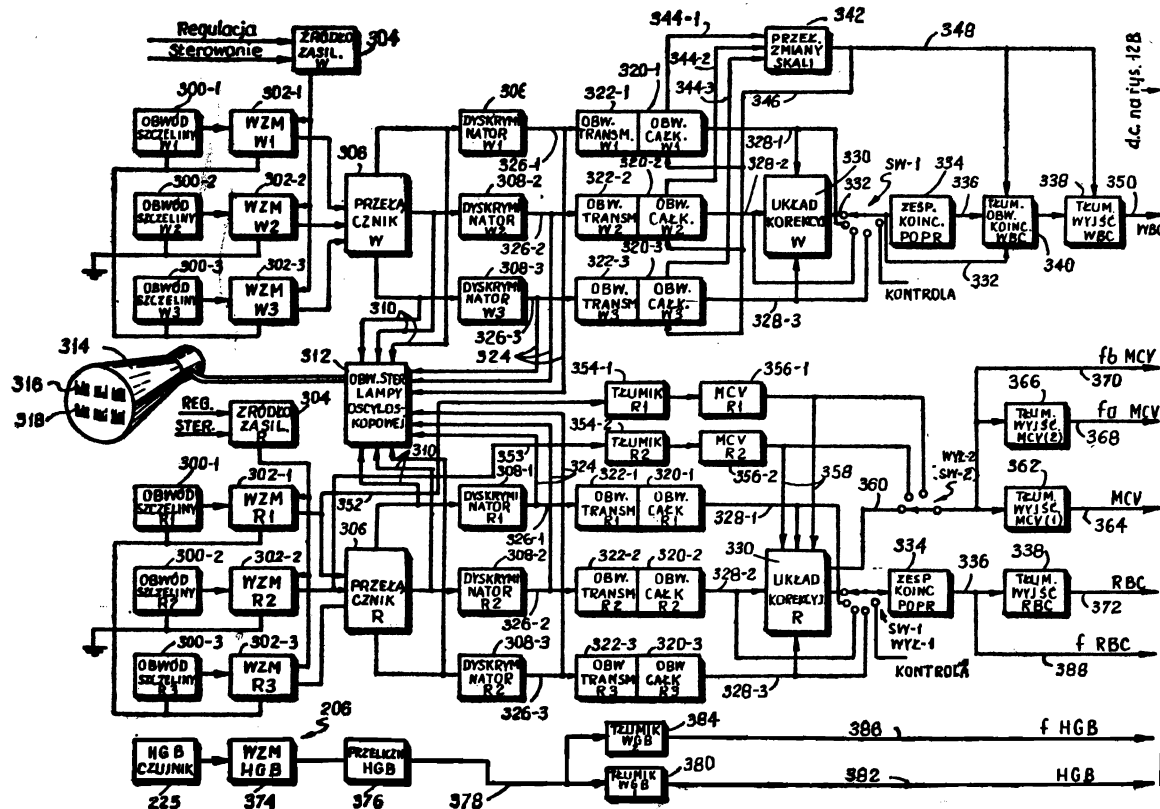


Fig. 12 A

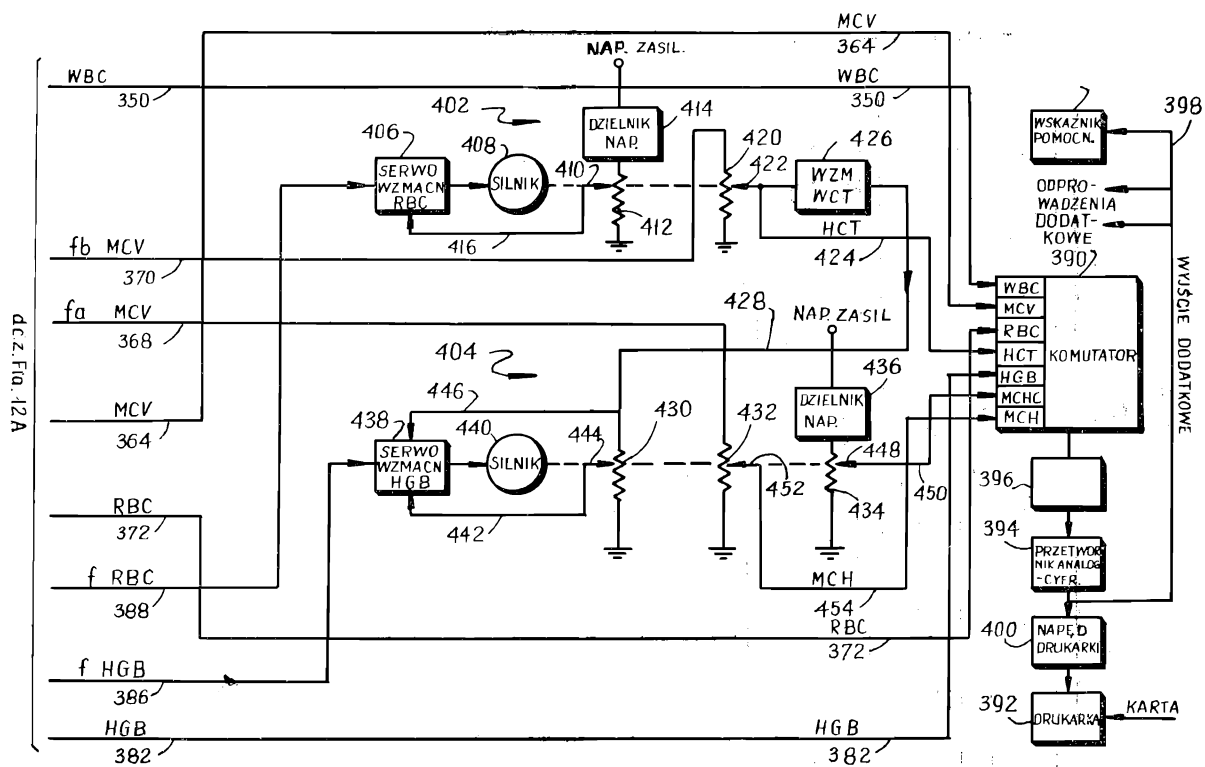


Fig. 12B