



Patent dodatkowy
do patentu nr _____

Zgłoszono: 19.10.70 (P. 143972)

Pierwszeństwo: 23.10.69 dla zastrz. nr 1, 2, 3,
4, 5 Francja

29.05.70 dla zastrz. nr 6, 7, 8, Francja

Zgłoszenie ogłoszono: 30.04.73

Opis patentowy opublikowano: 15.07.1977

MKP A61b 5/05

Int. Cl. 2 A61B 5/05

CZYNNIA

Urzedu Patentowego
P. 143972

Twórca wynalazku: _____

Uprawniony z patentu: Institut Europeen de Recherches et d Applications
Medicales, Paryż (Francja)

Urządzenie do elektropletysmografii

1

Przedmiotem wynalazku jest urządzenia do elektropletysmografii, zwanej także reopletysmografią opornościową, czyli urządzenie do pomiaru zmian objętości przez pomiar impedancji elektrycznej.

Wynalazek dotyczy zwłaszcza pomiarów działania krwioobiegu i układu oddechowego człowieka lub zwierząt, głównie ssaków. Wynalazek ma zastosowanie do pomiarów zmian objętości organów, zwłaszcza płuc, serca, poszczególnych tętnic, do kontroli działania krwioobiegu w różnych częściach ciała, na przykład w mózgowiu podczas badania jego anomalii, na przykład dla wykrycia guzów przez porównanie działania prawego i lewego krwioobiegu mózgowego, do kontrolowania krwioobiegu w sposób ciągły podczas zabiegów chirurgicznych lub podczas długotrwałych procesów leczenia oraz w celu przeprowadzania tego rodzaju pomiarów wówczas gdy pacjent nie jest w pełni dostępny dla badającego, zwłaszcza gdy pacjent jest w ruchu, jak to ma miejsce na przykład podczas przewożenia karetką oraz podczas badań fizjologicznych pracy, sportu, aeronautyki, astronautyki itp.

Urządzenie zgodne z wynalazkiem znajduje także zastosowanie w pomiarach zmian impedancji przedmiotu, w którym za pomocą elektrod wejściowych zostało wytworzone pole elektryczne, przy czym pole to mierzy się za pomocą elektrod odbiorczych.

Znane są aparaty do elektropletysmografii, do

2

przeprowadzania pomiarów krwioobiegu lub układu oddechowego za pomocą pomiarów impedancji.

Znane jest, na przykład z patentu USA nr 3 340 867 zastosowanie czterech elektrod w postaci stosunkowo długich wstęg, przy czym za pomocą dwóch elektrod zwanych elektrodami wejściowymi lub pobudzania, umieszczonymi jedna wokół szyi oraz druga wokół podstawy klatki piersiowej pacjenta, zostaje przyłożone napięcie elektryczne wielkiej częstotliwości. Różnica potencjału otrzymana między dwoma pozostałymi elektrodami, zwanymi elektrodami odbiorczymi lub pomiaru, odpowiednio umieszczonymi jedna wokół szyi, lecz bliżej klatki piersiowej niż poprzednia, oraz druga wokół klatki piersiowej, lecz wyżej niż poprzednia, umożliwiając po modulacji, wzmocnieniu, demodulacji i wyprostowaniu, zarejestrowanie zmian impedancji między obiema elektrodami odbiorczymi.

Znane jest ponadto urządzenie równoważące impedancję występującą między elektrodami odbiorczymi za pomocą stałej oporności. Urządzenie to ma jednak ograniczone zastosowanie jedynie dla niektórych pacjentów i przy pewnych położeniach elektrod, gdyż oczywiste jest, że w zależności od tego czy badany jest człowiek czy zwierzę oraz w zależności od jego wieku jak również od morfologii pacjenta, zwłaszcza od jego typu konstytucjonalnego, występujące impedancje będą różne.

W urządzeniu z opisu patentowego USA nr 3 340 867 oscylator wielkiej częstotliwości prądu

stałego jest podłączony do ciała pacjenta przez elektrody wejściowe, a także równoległe z ciałem pacjenta do potencjometru. Napięcie otrzymane na elektrodach odbiorczych zostaje wzmocnione, wyprostowane i doprowadzone do wzmacniacza różnicowego prądu stałego. Napięcie otrzymane na wyjściu potencjometru również zostaje wzmocnione, wyprostowane i doprowadzone do wzmacniacza różnicowego prądu stałego. Po przyłożeniu pacjentowi elektrod, reguluje się potencjometr tak, aby na wyjściu wzmacniacza różnicowego prądu stałego uzyskać napięcie o wartości bliskiej zeru. Urządzenie to wykazuje tę niedogodność, że między elektrodami odbiorczymi odbiera napięcia zależne od wszystkich zjawisk zachodzących wewnątrz klatki piersiowej pacjenta, zwłaszcza krwioobiegu, oddechu czy trawienia. Przykładowo dla zbadania krwioobiegu, aby nie zakłócać prawidłowości pomiarów, pacjent musi, mimo wszelkich przygotowań, wstrzymać swój oddech, inne jednak zjawiska, zwłaszcza wynikające z procesu trawienia, występują nadal. Ponadto, przy badaniu krwioobiegu pacjenta znajdującego się w pojeździe lub znajdującego się w trakcie pracy czy uprawiania sportu, występują zmiany wynikające z ruchów ciała oraz mięśni, wywołane przez samego pacjenta lub przez przyspieszenia jakim zostaje poddawany.

Celem wynalazku jest umożliwienie dokonywania ciągłych pomiarów bez konieczności wstrzymywania oddechu przez pacjenta przy użyciu urządzenia o prostej budowie, a tym samym o niskiej cenie, zawierającego cztery lub więcej elektrody, łatwe do przykładania i nie ograniczające ruchów pacjenta, przy czym obsługujący to urządzenie powinien mieć ułatwione zadanie gdyż urządzenie powinno być regulowane za pomocą jednego tylko elementu regulacyjnego.

Urządzenie powinno również umożliwiać rejestrowanie pomiarów oraz umożliwiać sprzężenie z maszyną matematyczną dostarczającą bezpośrednio wyników cyfrowych.

Następnym celem wynalazku jest ułatwienie zapisu reopletysmogramu przez wyeliminowanie niepożądanych i zakłócających składowych, oraz wyraźne oznakowanie w czasie, niektórych punktów odniesienia lub zjawisk przez zastosowanie specjalnej aparatury.

Kolejnym celem wynalazku jest także wyeliminowanie składowych oddechowych podczas badania krwioobiegu lub odwrotnie.

Według wynalazku urządzenia do elektropletysmografii, opornościowej czyli urządzenia do pomiaru objętości organów ludzkich lub zwierzęcych, przez pomiar impedancji elektrycznej, zawiera generator elektryczny wysokiej częstotliwości, którego napięcie jest przyłożone pacjentowi przez co najmniej jedną parę elektrod wejściowych, charakteryzuje się tym, że elektrody wejściowe są połączone szeregowo, a między pacjentem i generatorem włączona jest co najmniej jedna impedancja kalibrująca, a na ciele pacjenta, w strefie znajdującej się pod napięciem elektrod wejściowych umieszczona jest co najmniej jedna para elektrod odbiorczych, przy czym napięcie odebrane między parą punktów impedancji kalibrującej jest, po wzmocnieniu, dopro-

wadzone do elementu różnicującego, a następnie do wskaźnika kontroli, zapisu lub emisji, przy czym położenie pary punktów jest takie, że napięcie odebrane między nimi równoważy w przybliżeniu średnie napięcie między odpowiednią parą elektrod odbiorczych w taki sposób, że po wzmocnieniu każdego z napięć i po przejściu przez urządzenie różnicujące, napięcie wyjściowe waha się w granicach zera. Napięcie odebrane między elektrodami każdej pary i napięcie odebrane między każdą parą punktów jest prostowane przed doprowadzeniem do urządzenia wskazującego kontroli, zapisu lub emisji. Co najmniej jeden punkt co najmniej jednej impedancji kalibrującej, między którymi wyregulowane jest napięcie równoważące napięcie odebrane między każdą parą elektrod odbiorczych, może być regulowane, a elektrody są umieszczone na ciele pacjenta w przybliżeniu wzdłuż linii ekwipotencjalnych pola wytworzonego przez elektrody wejściowe. Elektrody odbiorcze są tak wykonane, że mogą być umieszczone w przybliżeniu wzdłuż linii ekwipotencjalnych.

Urządzenie według wynalazku zastosowane do pomiaru objętości skurczowej, charakteryzuje się tym, że jedna elektroda wejściowa jest umieszczona nad wcięciem szyjnym, na poziomie szyi, a druga w dolnej części klatki piersiowej z lewej strony, równoległe do łuku żebrowego, przy czym elektrody odbiorcze są umieszczone na wewnętrznej stronie klatki piersiowej, na poziomie rzutu aorty na przykład na ekran rentgenowski na wprost tego organu.

Korzystnie w urządzeniu stosuje się kilka par elektrod odbiorczych i taką samą ilość dróg wzmacniania. Podobnie stosuje się kilka par ruchomych punktów odbierania napięcia z co najmniej jednej impedancji kalibrującej przy zastosowaniu dróg wzmacniania, przy czym ilość par tych punktów jest równa ilości par elektrod odbiorczych.

W urządzeniu według wynalazku korzystnie dwie pary elektrod odbiorczych i dwie pary punktów na co najmniej jednej impedancji kalibrującej są połączone z dwiema drogami pomiaru, kontroli, zapisu i emisji. A przed urządzeniem wskazującym, kontroli, zapisu, rejestrowania lub emisji, znajduje się filtr eliminujący składowe o częstotliwościach odpowiadających zjawiskom innym niż te których składowe reopletysmograficzne stanowią przedmiot badań.

Urządzenie według wynalazku umożliwia sprawdzanie wartości prądu przepływającego przez ciało pacjenta i przez urządzenie równoważące oraz skompensowanie ewentualnych zmian wartości prądu w czasie. Urządzenie wyrównujące umożliwia ponadto wyregulowanie prądu między elektrodami wejściowymi mimo zmian impedancji między elektrodami, co pozwala na umiarkowanie się od konieczności stosowania oscylatora, którego prąd byłby utrzymywany na stałym poziomie.

Przedmiot wynalazku jest przedstawiony w przykładzie wykonania na rysunku na którym fig. 1 przedstawia elektrokardiogram zewnętrzny EKG, fonokardiogram PCG i elektropletysmogram RPG, odnoszące się do pacjenta o normalnej wydolności serca, fig. 2 — metodę graficznego określania objętości skurczowej, fig. 3 — schemat impedancji ciała

między dwiema elektrodami, fig. 4 — uproszczony schemat układu z fig. 3, fig. 5 — uproszczony schemat nakładania się na elektropletysmogramie składowej sercowej **CC** i składowej oddechowej **CR**, fig. 6 — schemat urządzenia do elektropletysmografii, o czterech elektrodach, przy czym wartości rezystancji są podane przykładowo i mogą być modyfikowane, fig. 7 — schemat układu filtrującego składowe zakłócające, fig. 8 — schemat układu obcinającego i kształtującego, fig. 9 — schemat układu sumującego lub odejmującego składowe, fig. 10 — schemat urządzenia odczytującego reopletysmogramy, fig. 11 — schemat klatki piersiowej człowieka, na której umieszczono cztery elektrody. Dla lepszego wyjaśnienia istoty wynalazku na rysunku na fig. 1 przedstawiono dla normalnego mężczyzny, elektrokardiogram **EKG**, fonokardiogram **PCG** oraz elektropletysmogram **RPG**, zawierające jedynie składowe wynikające z pomiaru tętnicy głównej (aorty). Symbol **EKG** odnosi się do elektrokardiogramu uzyskanego za pomocą elektrod zewnętrznych, w odróżnieniu od symbolu **ECG** stosowanego obecnie do oznaczania elektrokardiogramu uzyskiwanego za pomocą elektrod wewnętrznych, na przykład podczas zabiegu chirurgicznego.

Cykl pracy serca obejmuje skurcz przedsionków **SA**, podczas którego przedsionki te opróżniają się, praktycznie jednocześnie, przez zastawki przedsionkowo-komorowe do komór. Po zakończeniu skurczu przedsionków **SA**, zastawki przedsionkowo-komorowe zamykają się w punkcie **FAV** i zaczyna się skurcz komór **SV**. Płatki półksiężycowate otwierają się w punkcie **OS**, czyli krótko po zamknięciu **FAV** zastawek przedsionkowo-komorowych. Zamknięcie **FAV** odpowiada, z jednej strony, pojawieniu się tonu serca **B1**, jak to przedstawia fonokardiogram **PCG**, a z drugiej strony — najniższemu punktowi elektropletysmogramu **RPG**. Podczas równoczesnego skurczu obu komór, mięsień sercowy kurczy się i wypycha krew lewą komorą do aorty, a prawą komorą do tętnic płucnych, narzuwając wówczas aorta powodując wzrost krzywej reopletysmogramu, który to wzrost odpowiada zmianie **ST** elektrokardiogramu — przyjmując powszechnie stosowane oznaczenia Einthovena. W końcowej fazie skurczu komór, krzywa reopletysmogramu zaczyna się obniżać i w czasie **FS** zamknięcia płatków półksiężycowatych, dokładnie odpowiadającego pojawieniu się tonu rozkurczowego **B2**, elektropletysmograf rejestruje jedno lub kilka wygięć jak przedstawia to fig. 1, moment ten odpowiada również początkowi rozkurczu **D**. Wkrótce po momencie zamknięcia **FS**, zastawki przedsionkowo-komorowe otwierają się w punkcie **OAV**, po czym następuje zanik tonu rozkurczowego. Podczas rozkurczu **D** tętnica główna oraz tętnice płucne wracają do swej pierwotnej objętości, a krzywa elektropletysmogramu obniża się. Obniżanie to trwa podczas skurczu przedsionków **SA**, odpowiadającego na elektrokardiogramie punktowi **P**, po którym następują natychmiast punkty **Q** oraz **R**. Objętość skurczu można obliczyć w znany sposób biorąc jako punkt wyjściowy wznoszący się odcinek krzywej elektropletysmogramu następujący po tonie serca **B1**.

Na fig. 2 przedstawiono elektropletysmogram **RPG** normalnego mężczyzny o przeciętnej wydolności serca oraz zaznaczono odcięte momentu rozpoczęcia zamknięcia **FAV** i **FS** obu tonów serca **B1** i **B2** z fig. 1 przez wykreślenie prostej **a—b** stycznej do wznoszącego się zbocza krzywej reopletysmogramu odpowiadającej wygięciu krzywej między pierwszym tonem serca **a** tonem rozkurczowym, odcięte punktów **a** oraz **b** odpowiadają odciętym momentów **FAV** i **FS** powstawania tonów serca **B1** i **B2**, różnica **h** rzędnej punktu **a** oraz rzędnej punktu **b** jest w przybliżeniu proporcjonalna do objętości skurczowej organu badanego pacjenta.

Przy zastosowaniu metody graficznej, pokazanej na fig. 2, łatwo można określić styczną do większego zbocza krzywej, jednak odcięte punktów **FAV** i **FS** określane są bezpośrednio przez operatora słuchającego tonów serca za pomocą stetoskopu, co stanowi źródło poważnych błędów. W dalszym ciągu opisu badanie krwiotoku oraz objętości skurczu przedstawiono przykładowo w aparacie na fig. 5 przedstawiającym schematycznie, w odniesieniu do normalnego mężczyzny, w średnich warunkach, składową krwiotoku **CC**, składową oddechową **CR** oraz układ obu składowych **CC + CR**, otrzymanych przez zapis reopletysmograficzny. Skutek nakładania się na siebie obu składowych jest wyraźnie widoczny na wykresie **CC + CR**, oczywiste jest, że dla zbadania składowej krwiotoku **CC** dąży się do wyeliminowania składowej oddechowej **CR**, tak aby ustabilizować krzywą **CC** wokół linii podstawowej o stałej rzędnej, takiej jak oś taśmy rejestrującej. Wynalazek umożliwia naniesienie na reopletysmogramie przedstawionym na przykład na fig. 2, ostrego szczytu lub ząbka na samym elektropletysmogramie oznaczającego w czasie, momenty powstawania tonów sercowych, przy czym na fig. 2 ząbki zaznaczone są linią mieszaną (kreska—kropka). Wyregulowanie prądu między elektrodami wejściowymi, mimo zmian impedancji między elektrodami, pozwala na niezależnienie się od konieczności stosowania acetylatora, którego prąd jest utrzymywany na stałym poziomie.

Fig. 3 przedstawia schemat impedancji występującej między elektrodami składającej się z jednej strony z impedancji skóry oznaczonej jako pojemność **Cp** i rezystancji **Rp** połączonych równolegle, przy czym impedancja tkanek głębszych jest przedstawiona jako pojemność **Cl** równolegle połączona z rezystancją **Rl**, rezystancja **Rl** może również być oznaczona jako rezystancja stała **Rt** oraz rezystancja **Rs** równoległa do rezystancji **Rt** i oznaczająca rezystancję zmienną wynikającą ze zmian w krwiotoku. Pojemność **Cp** i oporność **Rp** przedstawiają te parametry między dwiema elektrodami przy wejściu oraz przy wyjściu. Przy zastosowaniu napięcia o częstotliwości dostatecznie wysokiej schemat z fig. 3 upraszcza się gdyż można nie brać pod uwagę oporności skóry i pojemności tkanek głębszych. Schemat przedstawiony na fig. 3 redukuje się wówczas do schematu przedstawionego na fig. 4. Na schemacie z fig. 4 przedstawiono pojemność wyjściową skóry **Cp** odpowiadającą układowi elektroda + skóra, oporność głębszych tkanek **Rt**,

oporność zmienną R_s krwi lub badanego organu, przy czym obie te oporności są równoległe, oraz pojemność wyjściową C_p odpowiadającą pojemności skóry i drugiej elektrody.

Urządzenie pokazane na fig. 6 zawiera generator wysokiej częstotliwości G_{HF} , na przykład oscylator znanego typu o częstotliwości stałej lub regulowanej. Zwykle stosuje się częstotliwości powyżej 100 kHz, korzystnie rzędu 150 kHz. Między generatorem a częścią ciała znajdującą się między elektrodami wejściowymi E_1 i E_2 jest włączony rezystor R kalibrujący na przykład z odczepem. Podczas pomiaru objętości skurczowej, rezystor R umożliwia utrzymanie względnie stałego natężenia prądu I . Rezystor ten dla przeciętnego mężczyzny ma opór 500—600 Ω , korzystnie 560 Ω , ponieważ całkowita impedancja badanej części ciała jest zwykle zawarta w granicach 100—200 Ω , a całkowite zmiany krwioobiegu między elektrodami odpowiadają impedancji rzędu kilku Ω , tak że prąd przechodzi przez całkowitą impedancję rzędu 700 Ω i może być traktowany jako prąd o ustalonych granicach wartości. Można także stosować impedancję znacznie większą przez zwiększenie rezystancji R , taki układ nie zmienia jednak dokładności pomiaru w sposób odczuwalny. Część zmienna Z_1 rezystora R umożliwia odbieranie przez potencjometr różnicy potencjału U_1 którą po wzmocnieniu przeciwstawia się różnicy potencjałów U_2 odbieranej między elektrodami odbierającymi E_3 i E_4 po wzmocnieniu. Przeciwwstawienia tego dokonuje się za pomocą wzmacniacza różnicowego D . Gdy impedancja części zmiennej Z_1 rezystora R jest równa impedancji Z_s , to znaczy gdy napięcie U_1 i U_2 są zrównoważone, to wskazówka galvanometru, nie pokazanego na rysunku, a znajdującego się przy wyjściu układu wskazuje wartość zerową. Mała zmiana impedancji Z_1 wywołuje identyczne zakłócenie równowagi, lecz o kierunku przeciwnym do kierunku zakłócenia wywołanego przez podobną zmianę impedancji Z_s . Taki układ pozwala więc jednocześnie narzucić granice wartości prądu, pomierzyć wartość impedancji Z_s oraz oznaczyć wartość tych zmian.

W przypadku podłączenia do wyjścia S_3 , urządzenia rejestrującego jak urządzenia z graficznym zapisem tuszowym na przykład typu o impedancji wejściowej wynoszącej 1 M Ω oraz o częstotliwości przesuwu taśmy wynoszącej 25—40 Hz, można uzyskać na jednej ścieżce zapis elektropletysmograficzny a na drugiej ścieżce na przykład fenokardiogram. Można także do wyjścia S_3 podłączyć urządzenie przekazujące sygnały na odległość dla dokonywania telepomiarów.

Na fig. 6 C_p oznacza pojemność skóry oraz styku skóry z elektrodami, Z_t oznacza impedancję tkanek głębszych między elektrodami wejściowymi, Z_s impedancję zmienną na skutek zmian parametrów tkanek głębszych pod wpływem zmian w procesie krążenia krwi, w procesie oddychania lub innym procesie fizjologicznym. Elektrody E_1 , E_2 , E_3 , E_4 stanowią giętkie srebrne pasy szerokości 1 cm o długości 10 cm i są umieszczone na ciele pacjenta za pomocą pasków przylegających, niealergiczych lub przeciwalergiczych pasków z przyklepca umieszczonych na paskach srebrnych w celu zapewnienia

ich ścisłego przylegania do skóry. Takie przymocowanie, proste i skuteczne jest łatwe w użyciu i może być stosowane przez stosunkowo długi okres nie wywołując znaczących reakcji ze strony pacjenta, co ma duże znaczenie przy długotrwałych badaniach. Zmniejszona długość elektrod zapobiega niedogodnościom znanych elektrod, które całkowicie opasywały klatkę piersiową pacjenta, względnie jego szyję, stanowiąc dla pacjenta źródła niewygody oraz zakłócając jednocześnie wyniki pomiaru wskutek nakładania się zmian impedancji pochodzenia oddechowego i impedancji pochodzącej z krwioobiegu przy wstrzymywaniu powietrza przez pacjenta. Dla dokonania pomiaru zmian objętości skurczowej, elektrody o opisanym kształcie i wymiarach umieszcza się korzystnie tak jak to przedstawiono schematycznie na fig. 11 pokazującej w widoku z przodu klatkę piersiową człowieka z zaznaczeniem mostka S , obojczyków CL i początków żeber. Serce K jest przedstawione schematycznie linią przerywaną jak również część aorty A zawartej między sercem a łukiem aorty A . Zależnie od cech osobistych pacjenta, względne położenie serca, aorty oraz pozostałych organów klatki piersiowej jest różne i dlatego położenie elektrod w stosunku do poszczególnych organów jest podane jedynie poglądowo. Pierwsza elektroda wejściowa E_1 jest umieszczona na poziomie szyi w odległości 4—5 cm na wcięciu szyjnym F . Druga elektroda wejściowa E_2 jest umieszczona u dołu klatki piersiowej z lewej strony prawie równoległe do łuku żebrowego R na poziomie wyrostka mieczykowego X . Elektrody odbiorcze E_3 i E_4 (fig. 6) są również umieszczone na przodzie klatki piersiowej poziomo na wprost aorty. Układ taki pozwala na ujęcie między elektrodami odbiorczymi tej części aorty A która ma kształt względnie cylindryczny i regularny. Jest rzeczą oczywistą, że wyznaczenie tych miejsc można ułatwić przez zastosowanie znanych metod zwłaszcza promieni rentgena. Elektrody odbiorcze E_3 i E_4 są zwykle umieszczone w odległości 5—7 cm od siebie, przy czym odległość ta jest zmienna w zależności od morfologii pacjenta. Środki tych elektrod znajdują się bliżej lewego brzegu mostka, tak że wszystkie cztery elektrody E_1 , E_2 , E_3 , E_4 wówczas gdy pacjent znajduje się w pozycji pionowej są umieszczone poziomo.

Doświadczalnie stwierdzono, że dla przeciętnego normalnego pacjenta, przy zastosowaniu takiego układu, z chwilą przyłożenia napięcia do elektrod wejściowych E_1 i E_2 , elektrody E_3 i E_4 znajdują się wzdłuż linii ekwipotencjalnych, co eliminuje zmiany wynikające z różnic potencjału wzdłuż elektrod. Takie zmiany wzdłuż elektrod występują w znanych urządzeniach, zwłaszcza przy zastosowaniu elektrod opasujących szeroko lub całkowicie szyję i klatkę piersiową pacjenta i znacznie zniekształcają wyniki pomiaru.

Mimo postępowania jak wyżej opisano, odbierany jest sygnał, który w licznych przypadkach, zwłaszcza w zależności od pacjenta zawiera istotną składową oddechową, to znaczy, że zamiast rejestrowania krzywej CC (fig. 5) rejestruje się krzywą typu $CC + CR$, czyli krzywą falującą wokół składowej oddechowej zamiast wahającej się rytmicz-

nie wokół osi czasu lub wokół prostej o rzędnej stałej. Podczas badania któregoś ze zjawisk drogą elektropletysmografii należy wyeliminować składowe odpowiadające zjawiskom niepożądanym lub pasożytniczym.

W przedstawionym przykładzie dotyczącym układu krążenia, zwłaszcza serca, należy wyeliminować składową oddechową.

Fig. 7 przedstawia układ na którego wejście E4 podaje się sygnał podlegający korekcie taki jak sygnał odbierany na wyjściu S3 urządzenia z fig. 6. Sygnał ten jest następnie filtrowany za pomocą układu składającego się z włączonego równolegle do wzmacniacza A1, filtra F o regulowanej częstotliwości. Zastosowanie w urządzeniu do elektropletysmografii tego układu umożliwia wyeliminowanie niektórych składowych pod warunkiem dostosowania układu do szczególnych warunków tej techniki. Przykładowo w przypadku składowej oddechowej, wystarczy wyeliminować częstotliwości poniżej 0,5 Hz za pomocą filtra górnoprzepustowego. Sygnał odebrany na wyjściu S4 ma wówczas kształt taki jak krzywa CC z fig. 5, to znaczy, że praktycznie odpowiada wyłącznie składowej sercowej. Takie urządzenie po wyeliminowaniu składowej oddechowej stosowane przykładowo w badaniu krwotoku może także znaleźć zastosowanie w innych dziedzinach badań elektropletysmografem, zwłaszcza przy badaniu układu oddechowego. Przez umieszczenie elektrod na przykład z prawej strony klatki piersiowej można wyeliminować składową sercową za pomocą filtra dolnoprzepustowego tłumiącego częstotliwości odpowiadające działaniu serca. To samo urządzenie może więc być stosowane w licznych przypadkach, ponieważ regulowany filtr umożliwia wyeliminowanie składowych zakłócających, zwłaszcza pasożytniczych szmerów organizmu. Stwierdzono jednak, że po zastosowaniu filtra górnoprzepustowego, przy wytłumieniu częstotliwości podstawowej lub pierwszych harmonicznych, niektóre harmoniczne wyższe mogą się okazać szkodliwe. Dla wyeliminowania tych wyższych harmonicznych stosuje się więc układ różnicowy przedstawiony na fig. 9. Układ ma dwa wejścia E6 i E'6 oraz jedno wyjście S6. Przy stosowaniu dwóch dróg pomiaru tak jak przedstawiono na fig. 9, w elektropletysmografii stosuje się dwie pary elektrod odbiorczych i jedną lub dwie pary elektrod wejściowych w zależności od morfologii pacjenta, badanej strefy lub rodzaju zjawisk poddawanych badaniu. Stan organu badanego między jedną parą elektrod odbiorczych odbiera się jako sygnał na odpowiednim wyjściu S3 (fig. 6) podczas gdy druga para elektrod odbiorczych umożliwia odebranie inną analogiczną drogą innego sygnału.

W wyżej przedstawionym przykładzie na jednej drodze, na przykład z lewej strony, klatki piersiowej odbiera się sygnał elektropletysmograficzny o górującej składowej sercowej a słabiej składowej oddechowej, a z drugiej strony na elektrodach umieszczonych z prawej strony klatki piersiowej odbiera się składową oddechową oraz słabą składową sercową. Po odfiltrowaniu składowej sercowej z sygnałów otrzymanych z prawej strony, przy badaniu zapisu elektropletysmograficznego układu

oddechowego, na przykład za pomocą układu takiego jak przedstawiono na fig. 7, wyposażonego w filtr dolnoprzepustowy, wprowadza się przez wejście E6 przy ewentualnej jednoczesnej zmianie polaryzacji w celu działania różnicującego, sygnał odebrany na wyjściu S3 z elektrod odbiorczych umieszczonych na poziomie serca. Na wejście E'6 wprowadza się z elektrod umieszczonych z prawej strony klatki piersiowej pacjenta sygnał o charakterze oddechowym, ewentualnie przefiltrowany, a którego poziom jest tak dobrany aby we wzmacniaczu różnicowym A6 składowa oddechowa zarejestrowanego lewego sygnału podawanego na wejściu E6 została skompensowana przez składową odwrotną przyłożoną do wejścia E'6 i pochodzącą z prawej strony.

Układy takie jak przedstawione na fig. 7 i 9 umożliwiają wyeliminowanie składowych niepożądanych i zakłócających. Ponadto wskazane jest często nakładanie na sygnał elektropletysmograficzny innych zapisów. Przy elektropletysmograficznych badaniach serca często potrzebne jest wyraźne zasignalizowanie początków obu głównych tonów sercowych odpowiadających odpowiednio zamknięciu zastawek przedsionkowo-komorowych oraz płatków półksiężycowatych, między tymi dwoma początkami tonów następuje skurcz komór. Można również na elektropletysmogram nakładać dane odpowiadające pewnym charakterystykom elektrokardiogramu. Może to być tym bardziej korzystne, że do zapisu elektrokardiogramu można wykorzystać te same elektrody, które stosuje się przy elektropletysmogramie. Stanowi to znaczną korzyść zwłaszcza w stosunku do zapisów fonokardiograficznych wymagających użycia czujnika dźwięku, zwykle typu mikrofonowego.

Na fig. 1 pokazano elektrokardiogram EKG wykazujący górne załamki R i T oraz dolne załamki Q i S, może być korzystne nakładanie na reopletysmogram RPG szczytów jednego lub kilku z tych załamków lub sygnałów, których początek odpowiada jednemu lub kilku z tych załamków. Może to być korzystne dla bardzo ostrego załamku R dość blisko poprzedzającego zamknięcie zastawek przedsionkowo-komorowych na początku pierwszego sercowego tonu B1 i odpowiadającego najniższemu punktowi cyklu reopletysmograficznego RPG. Bez względu na odbierany sygnał można na elektropletysmogram nakładać dane odpowiadające zwłaszcza fonokardiogramowi i elektrokardiogramowi w warunkach niżej opisanych.

Układ przedstawiony na fig. 8, umożliwia przy wprowadzeniu przez wejście E5 sygnału fonokardiograficznego obcinanie w elemencie ograniczającym EC słabych szmerów organizmu powodując zachowanie jedynie załamków tonów sercowych a następnie przez ukształtowanie tego sygnału w urządzeniu monostabilnym MS umożliwia odebranie na wyjściu S5 impulsów o wstępnie określonym kształcie typu monostabilnego, a zwłaszcza o z góry obranej amplitudzie i czasie trwania. Umożliwia to więc przy obranej polaryzacji, za pomocą układu z fig. 9, że sygnał odebrany na wejściu S3 na urządzeniu z fig. 6, przedstawiający reopletysmogram serca ma na wyjściu S5 małe ząbki o określonych

wymiarach wskazujące początek i koniec skurczu komorowego, czyli początek obu tonów sercowych.

Urządzenie przedstawione na fig. 6 ma tylko jedną drogę pomiaru, to znaczy zawiera tylko jedną parę elektrod odbiorczych. Można jednakże zastosować kilka par elektrod odbiorczych dla jednej pary elektrod wejściowych, przy czym każda para elektrod odbiorczych wymaga wówczas do rejestracji przebiegu własnego obwodu takiego jak przedstawiono na fig. 1. Ponieważ generator oraz elektrody wejściowe są w tym przypadku te same, to wysokość napięcia U_1 odpowiadającego kalibrującej impedancji Z_1 będącej częścią zmienną rezystora R , będzie różna w zależności od położenia poszczególnych par elektrod E_3 i E_4 . W ten sposób można na przykład zbadać anomalie mózgowia przez umieszczenie jednej elektrody wejściowej wprowadzającej na czole a drugiej elektrody wyjściowej po przeciwległej stronie czaszki oraz dwu par elektrod odbiorczych umieszczonych odpowiednio z prawej i lewej strony czaszki co umożliwia wykrycie asymetrii, zwłaszcza obecność guzów.

Urządzenie takie jak przedstawiono na fig. 6 jest szczególnie dostosowane do pomiaru objętości skurczowej. Wartości impedancji podane na fig. 6 lub w opisie, odpowiadają szczególnie temu zastosowaniu, można jednak, po ewentualnym wyregulowaniu lub wprowadzeniu zmian zastosować także to samo urządzenie do innych badań, jak na przykład działanie układu oddechowego, nerek, wątroby lub ogólnie do badań każdego zjawiska fizycznego lub chemicznego wywołującego charakterystyczne zmiany impedancji. Te same badania można również dokonać za pomocą urządzeń tego samego typu o kilku drogach zapisu pomiaru.

W celu użycia urządzenia przedstawionego na fig. 6, elektrody umieszcza się, tak jak przedstawiono to na fig. 11 dla przykładu przypadku pomiaru objętości skurczowej. Doświadczenie wykazało, że umieszczenie elektrod w ten sposób umożliwia dostosowanie obu elektrod odbiorczych do linii ekwipotencjalnych pola elektrycznego wytworzonego między obiema elektrodami wejściowymi.

W przypadku umieszczenia na wyjściu S_3 (fig. 6) znanego urządzenia rejestrującego regulacja kalibrującej rezystancji Z_1 umożliwia zrównoważenie obu dróg pomiaru tak aby uzyskać na elektropletyzmogramie prawidłowy zapis mieszczący się w granicach na które pozwala urządzenie rejestrujące i dostatecznie czytelny. W przypadku gdy potencjometr umożliwiający regulowanie rezystancji kalibrującej jest skalowany i przy dostatecznie dokładnym oznaczeniu położenia elektrod, można kilkakrotnie powtarzać pomiary na tym samym pacjencie przez umieszczenie elektrod w tym samym miejscu i przez wyregulowanie rezystancji kalibrującej na tę samą wartość. Można także zmieniać amplitudę zapisu oraz zrównoważenie przez regulację wzmacniaczami A_1 i A_2 obu dróg odpowiadających odpowiednio kalibrowaniu i pacjentowi, a także przez regulację wzmacniaczem różnicowym D . W przypadku niektórych pacjentów, zwłaszcza niektórych ssaków, może zająć konieczność zastosowania rezystancji kalibrujących dość różniących się od impedancji między elektrodami,

przy czym równoważenie następuje przez dopełnienie za pomocą wzmacniania w obu drogach.

Za pomocą urządzenia rejestrującego wyposażonego w dwa rylce, można dokonać zapisu elektropletyzmogramu oraz fonokardiogramu nałożonych na siebie (fig. 2) oraz, za pomocą drugiego rylca dokonać rejestracji zapisu czasu, na przykład sygnału chronometrycznego wytwarzanego co 10 sekund lub co 1 sekundę, co umożliwia łatwe obliczenie tętna. Umożliwia to również ocenę przebiegu w czasie, a zwłaszcza prędkości zmian badanych wielkości, np. objętości skurczowej podczas wchłaniania leku lub zabiegu chirurgicznego albo podczas eksperymentu medycznego, wykonywanego przy pracy, w sporcie, w aeronautyce itp. Można połączyć elektropletyzmogram z elektrokardiogramem za pomocą elektrod odbiorczych przykładanych zewnętrznych (EKG) lub za pomocą elektrod odbiorczych wewnętrznych (ECG) zwłaszcza podczas zabiegu chirurgicznego. W tym celu należy zastosować w urządzeniu rejestrującym dodatkowy rylce, a jako elektrodę stosować jedną z elektrod niezbędnych do pomiaru elektropletyzmograficznego. Drugą elektrodę umieszcza się w dowolnie obranym miejscu ciała pacjenta, np. wokół nadgarstka lub kostki nogi, przy czym wybór miejsca wyznacza specjalista w poszczególnych przypadkach w zależności od zamierzonego badania. Można także połączyć elektropletyzmogram z zapisami uzyskanymi drogą rejestracji zjawisk piezoelektrycznych, to jest polaryzacji dielektrycznej, np. z piezoelektrogramem tętnicy szyjnej lub szczytu płucnego, odpowiadających pomiarom dokonany kolejno na tętnicy szyjnej oraz koniuszka serca, przy czym pomiary te są dokonywane zewnętrznie.

Połączenie różnych pomiarów jest tym bardziej korzystne, że w niektórych przypadkach, jak np. w przypadku rejestracji piezoelektrycznej tętnicy szyjnej, zapis wyodrębniony nie zawsze jest dostateczny ponieważ umożliwia jedynie ocenę czasu trwania zniekształcenia, a nie rozmiar skurczu lub obrzęku tętnic, gdyż raczej dotyczy zmiennej czasowej niż wielkości przepływu krwi lub objętości.

W korzystnej postaci urządzenia według wynalazku rejestruje się, np. na urządzeniu o czterech rylcach, elektropletyzmogram oraz tak zwany mekamo-gram sercowy czyli połączenie piezoelektrogramu tętnicy szyjnej i szczytu płucnego oraz fonokardiogramu, te trzy ostatnie zapisy wykonują więc trzy pozostałe rylce. Jednakże w przypadku nakładania fonokardiogramu na elektropletyzmogram, zgodnie z wynalazkiem, wykorzystuje się czwarty rylce do dokonania zapisu elektrokardiogramu lub sygnału chronometrycznego.

W pewnych przypadkach, zalecane jest zarezerwowanie jednego rylca dla takich zapisów, jak zapis czasu przyłożenia napięcia lub zapis odpowiadający innym danym właściwym dla danego urządzenia lub pacjenta, albo dla zapisu początku rozpoczęcia badań.

Jako urządzenie do rejestracji piezoelektrycznej, fonoelektrycznej, chronograficznej lub elektrokardiograficznej stosuje się urządzenie dowolne, odpowiedniego typu. Do wyjścia urządzenia zamiast urządzenia rejestrującego, można podłączyć oscylo-

graf i ewentualnie nadajnik, zwłaszcza w przypadku gdy badany pacjent nie jest bezpośrednio dostępny dla operatora, np. gdy znajduje się w pojeździe będącym w ruchu. Jest to szczególnie ważne w dziedzinie badań fizjologicznych pracy, sportu albo podczas lotów aeronautycznych lub kosmicznych lub także w trakcie przewozu pacjenta np. karetką pogotowia.

Stosując urządzenie rejestrujące znanego typu dla szybkiego określenia wysokości h z fig. 2 używa się opisanego niżej urządzenia połączonego z urządzeniem rejestrującym lub oddzielnie układanego na dowolnego typu podstawie do zapisywania taśmy. Aparat ten jest schematycznie przedstawiony na fig. 10. Taśma rejestrująca 1 jest ułożona na płaszczyźnie wsporczej, np. na stole. Taśma 1 zawiera zapis elektropletysmograficzny 2, na którym widoczne są załomy 3 i 4 uzyskane zgodnie z wyznaczeniem i odpowiadające początkom obu tonów sercowych, przy czym pierwszy ton sercowy odpowiada załomom 3, a ton rozkurczowy zamknięcia zastawek odpowiada załomom 4. Na taśmie 1 nakłada się przezroczystą płytkę wsporczą 5 z zakreślonym odcinkiem 6, który ustawia się równoległe do wzdłużnych rys taśmy rejestrującej 1 lub do jednego z jej brzegów. Odcinek 6 przechodzi przez dolny punkt a załomu 3 tonu sercowego. Prostopadłą 13 do odcinka 6 wykreśloną na płytce wsporczej 5, naprowadza się na punkt rozpoczęcia załamka 4 tonu rozkurczowego następującego natychmiast po obranym załomie 3. W płytce wsporczej 5 równoległe do odcinka 6 znajduje się wybranie 7 stanowiące jarzmo dla wodzika 8 korzystnie również przezroczystego, w którym osadzona jest oś 9 prostopadła do płaszczyzny płytki wsporczej 5. Na osi 1 obraca się tarcza 10 wyposażona w ramię 11 z wyznaczoną linią wskazującą 12, stanowiącą korzystnie przedłużenie promienia tarczy i stanowiącą zarazem brzeg ramienia 11. Manipulując wodzikami 8 i tarczą 10 zespoloną z ramieniem 11 linią wskazującą 12 doprowadza się do styczności z większym zboczem krzywej elektropletysmogramu w punkcie przecięcia P zawartym między załomem 3 pierwszego tonu serca i załomem 4 tonu rozkurczowego. Dzięki naniesionej na tarczy 10 podziałce kątowej można dokładnie wyznaczyć kąt nachylenia linii wskazującej 12 względem kierunku przesuwu taśmy, prosta 13 prostopadła do odcinka 6 jest skalowana liniowo począwszy od punktu przecięcia 0 z odcinkiem 6, co umożliwia pomiar impedancji zawartej między elektrodami odbiorczymi lub pomiar objętości skurczowej.

Gdy płytka 5 jest umieszczona tak jak opisano wyżej i linia wskazująca 12 ramienia 11 pokrywa się w punkcie F ze styczną większego zbocza, układ — wodzik 8, oś 9, tarcza 10, ramię 11, przesuwa się w rowku 7 tak, aby doprowadzić linię wskazującą 12 do dolnego punktu a' początku załomu 3. Linia wskazująca 12 przyjmuje wówczas położenie 12' przedstawione na fig. 10 linią przerywaną, a punkt przecięcia się linii 12' oraz wykalowanej prostej 13 wykreślonej na płytce wsporczej 5, wyznacza punkt b', którego rzędna mierzona na podziałce prostej 13 jest proporcjonal-

na do mierzonej objętości badanego organu pacjenta. Punkty a oraz b przedstawione na fig. 2 są identyczne z punktami oznaczonymi na fig. 10 tymi samymi literami co łatwo można stwierdzić, ponieważ czworobok a a' b b' jest równoległobokiem, różnica rzędowych punktów a oraz b jest równa różnicy rzędowych punktów a' oraz b', tak że wysokość h z fig. 2 odpowiada odcinkowi o b' z fig. 10. Urządzenie to umożliwia dokonanie pomiaru wysokości h niezależnie od prędkości przesuwu taśmy, która to prędkość powoduje zmiany odległości między załomkami. Urządzenie to jest tak wykonane, że względne luzy umożliwiają ręczne, łatwe przesuwanie poszczególnych elementów względem siebie. W szczególności tarcie i luzy elementów są tak dobrane, że umożliwiają łatwe nastawianie linii wskazującej 12 na styczność w punkcie P, a następnie swobodne przesunięcie całego układu wodzik—tarcza—ramię tak, aby linia wskazująca 12 pokrywała się z punktem a' jednocześnie uniemożliwiając obrót tarczy 10 i ramienia 11 względem wodzika 8, zapewniając ścisłą równoległość między położeniem 12 pomiaru a pierwotnym położeniem 12 na stycznej w punkcie P.

Płytkę wsporczą 5, wodzik 8, tarczę 10 i ramię 11 ustawia się w zależności od średnich wymiarów zapisów, można zwłaszcza ułożyć płytkę wsporczą bezpośrednio przy podstawie zapisu w taki sposób, aby mogła ona przesuwać się prostopadłe oraz równoległe do taśmy w celu dokonania pomiaru na zapisie. Można także zastosować odmiany sposobu przez przyłożenie wodzika 8 i rowka 7 w położeniu górnym i środkowym względem taśmy. Korzystnie rowek 7 układa się jednak w położeniu przy brzegu dolnym 14 lub górnym brzegu 15 płytki wsporczej 5, a to dla odsłonięcia zapisanej krzywej i ułatwienia odczytania danych. W przypadku gdy fonokardiogram nie jest nakładany na reopletysmogram, należy oznaczyć punkt a' i przyłożyć półprostą 13 do punktu oznaczającego rozpoczęcie tonu rozkurczowego. Można zmodyfikować kształt elementów obrotowych 10—11 stosując np. tarczę całą lub częściową o średnicy stosunkowo większej niż przedstawiono to na fig. 10.

Opisane powyżej zapisy dotyczą danych uzyskanych przez umieszczenie urządzenia rejestrującego na wyjściu S3 urządzenia z fig. 6, jest jednak rzeczą oczywistą, że odnoszą się one również do danych uzyskanych przy użyciu układów filtrujących. Podkreśla się także, że zamiast urządzenia o dwóch drogach, przedstawionego na fig. 6, można stosować urządzenia zawierające więcej niż cztery elektrody i więcej niż dwie drogi umożliwiające w ten sposób dokonanie pomiarów porównawczych u dwóch pacjentów lub dwóch organów tego samego pacjenta, np. obu płatów mózgowych, obu płuc lub nerek.

Aczkolwiek na fig. 6 pokazano jedną impedancję kalibrującą, to można także takich impedancji zastosować kilka, zwłaszcza w przypadku zastosowania więcej niż jednej pary elektrod odbiorczych. Można także zastosować jedną impedancję kalibrującą wspólną dla jednej pary elektrod wejściowych i dla kilku par elektrod odbiorczych. Napię-

cie U_1 przedstawione na fig. 6 pobiera się wówczas między parą punktów wspólnej impedancji kalibrującej, np. między jednym końcem a suwakiem, w celu zrównoważenia napięcia U_2 każdej pary elektrod odbiorczych.

W ramach wynalazku można zastosować urządzenie także jak przedstawiono na fig. 6 uzupełnione układami przedstawionymi na fig. 7, 8, 9 lub innymi zawierającymi więcej niż dwie drogi, a sygnały odebrane na wyjściu są przesyłane do urządzenia wskazującego, rejestrującego lub emitującego, po ewentualnym zmodulowaniu lub zakodowaniu. Układy takie mają duże znaczenie w przypadku gdy pacjent jest odizolowany od operatora, podczas badań temperatury lub ciśnienia w niedostępnych pomieszczeniach lub kabinie pojazdu znajdującego się w ruchu, zwłaszcza podczas badań aeronautycznych lub kosmicznych, jak również przypadku badań kontrolnych w medycynie pracy lub sportu, szczególnie gdy kilku pacjentów znajduje się pod ciągłą kontrolą. Kontrola takiej dokonuje się wówczas za pomocą jednego odbiornika, którego częstotliwość odbioru jest regulowana według częstotliwości poszczególnych nadajników umieszczonych na wyjściu urządzeń przyłożonych do poszczególnych pacjentów bez konieczności stosowania połączeń między pacjentami a operatorem. System taki umożliwia także, zwłaszcza w szpitalach, odbieranie w pomieszczeniu centralnym, reo-pletysmogramów kilku chorych jednocześnie lub kolejno, ułatwiając okresowe badania pacjentów i zapewniając w ten sposób ciągłą opiekę pacjentów za pomocą jednego aparatu odbiorczego.

Wyżej opisano urządzenia do rejestrowania i odczytywania wykresów we współrzędnych prostokątnych, można jednak, stosować rejestrujące urządzenia płytowe lub też urządzenia taśmowe, których znaczniki opisują łuki. Wybór układu współrzędnych, rozmiarów podstawy rejestrującej, takiej jak taśma, płyta lub inne, prędkości przesuwu oraz amplituda ruchów znacznika, są zależne nie tylko od względów technicznych, lecz także od warunków, w których są przeprowadzane badania, a zwłaszcza od czasu trwania badania i od prędkości zmian z cyklu badanego zjawiska.

Najlepsze wyniki uzyskuje się przez zastosowanie elektrod umieszczonych wzdłuż linii ekwipotencjalnych pola elektrycznego wytworzonego przez elektrody wejściowe. Dlatego też stosuje się korzystnie elektrody wydłużone, zwłaszcza w kształcie paska, a dostatecznie krótkie, aby mogły pokrywać się z linią ekwipotencjalną. Można także stosować elektrody odbiorcze punktowe lub półpunktowe, elektrody takie są jednak w niektórych przypadkach bardziej czułe na lokalne przemieszczenia linii ekwipotencjalnych. Rozmiary elektrod według wynalazku są głównie zależne od pacjenta i od zasięgu badanej strefy.

Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie do elektropletysmografii zawierające generator wysokiej częstotliwości, który poprzez rezystor kalibrujący połączony jest z co naj-

mniej parą elektrod wyjściowych do przykładania napięcia wytwarzanego przez generator do badanego obiektu oraz co najmniej parą elektrod odbiorczych do umieszczania na badanym obiekcie, przy czym elektrody odbiorcze oraz dwa punkty na rezystorze kalibrującym połączone są poprzez wzmacniacz różnicowy z aparatem wskazującym, **znamiennie tym**, że z pary punktów umieszczonych na rezystorze kalibrującym (R) stanowiącym impedancję połączoną szeregowo z elektrodami wejściowymi (E_1, E_2) i ustalającym wartość płynącego między nimi prądu (I), co najmniej jeden punkt jest przestawny i ustala impedancję (Z_1) stanowiącą część zmienną rezystora kalibrującego (R), a pomiędzy tą parą punktów na rezystorze kalibrującym włączone jest wejście wzmacniacza operacyjnego (A_1), a między elektrody odbiorcze (E_3, E_4), włączone jest wejście wzmacniacza operacyjnego (A_2), przy czym wyjścia wzmacniaczy operacyjnych (A_1, A_2) poprzez wzmacniacz różnicowy (D) połączone są z zaciskiem wyjściowym (S_2) stanowiącym wejście aparatu wskaźnikowego lub rejestrującego.

2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że przed wzmacniaczem różnicowym (D) zawiera prostownik do prostowania napięcia (U_2) odbieranego między elektrodami odbiorczymi (E_3, E_4) każdej pary oraz drugi prostownik do prostowania tego napięcia (U_1), które jest odbierane między każdą parą wybranych punktów ustalających impedancję kalibrującą (Z_1) to jest przed kompensacją napięć.

3. Urządzenie według zastrz. 1 lub 2, **znamiennie tym**, że elektrody odbiorcze (E_3, E_4) mają kształt wąskich pasków, które pozwalają na ich umieszczenie wzdłuż linii ekwipotencjalnych.

4. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że elektrody wejściowe (E_1, E_2) mają kształt wąskich pasków.

5. Urządzenie według zastrz. 1 lub 2, **znamiennie tym**, że zawiera kilka par elektrod odbiorczych (E_3, E_4) i taką samą ilość wzmacniaczy operacyjnych (A_2).

6. Urządzenie według zastrz. 1 lub 2, **znamiennie tym**, że zawiera wiele par przestawnych odbierających napięcia (U_1) punktów umiejscowionych na rezystorze kalibrującym (R) ustalających wartość impedancji (Z_1) stanowiących części zmienną rezystora kalibrującego (R) oraz odpowiednią ilość wzmacniaczy operacyjnych (A_1), przy czym ilość par tych punktów jest równa ilości par elektrod odbiorczych.

7. Urządzenie według zastrz. 1, **znamiennie tym**, że za zaciskiem wyjściowym (S_2), a przed zaciskami wyjściowymi (S_1) urządzenia wskaźnikowego zawiera filtr (F) o regulowanej częstotliwości, do eliminowania składowych częstotliwości odpowiadających innym zjawiskom niż składowe badanych zjawisk elektropletysmograficznych.

8. Urządzenie według zastrz. 5, **znamiennie tym**, że jedna para elektrod odbiorczych (E_3, E_4) poprzez pierwszy wzmacniacz operacyjny (A_2) i wzmacniacz różnicowy (D) połączona jest z jednym wejściem (E_1) dodatkowego końcowego wzmacniacza różnicowego (A_3), a druga para elektrod od-

biorecznych (E_3 , E_4) poprzez odpowiedni drugi wzmacniacz operacyjny (A_2) oraz wzmacniacz różnicowy (D) z drugim wejściem (E_6') tego samego

wzmacniacza różnicowego (A_6), którego wyjście (S_6) połączone jest z aparatem wskaźnikowym lub rejestrującym.

Fig:1

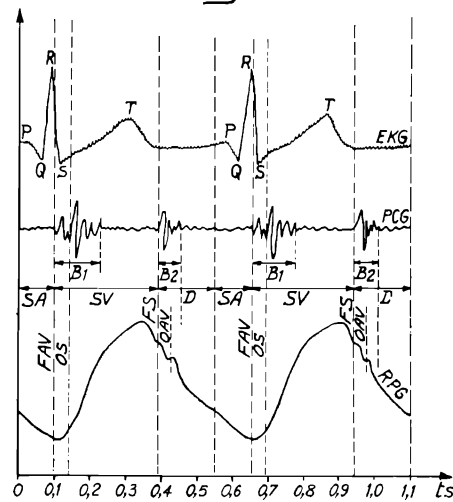


Fig:2

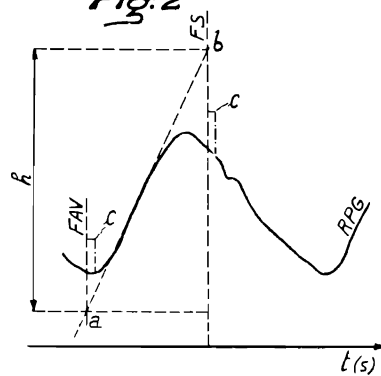


Fig:3

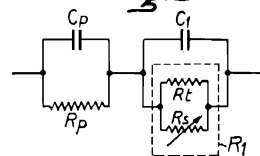


Fig:4

