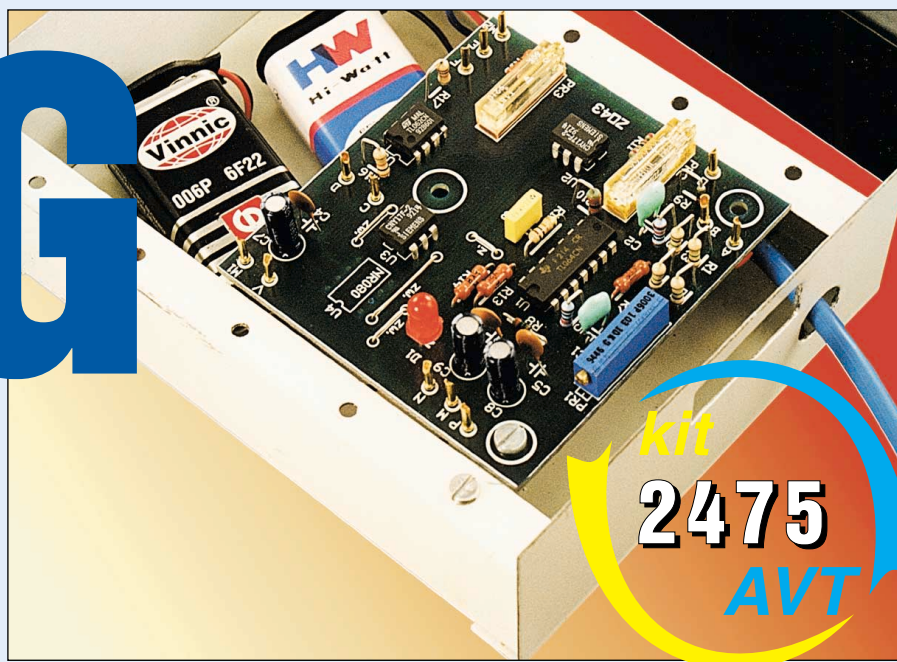


# EKG



Niemal każdy Czytelnik EdW miał do czynienia z elektrokardiografem (EKG). Prawie wszyscy wiedzą, że urządzenie to za pomocą elektrod mocowanych na ciele pacjenta wykrywa i rejestruje niewielkie napięcia zmienne, wytwarzane przez organizm. Kształt uzyskanego przebiegu niesie wiele informacji. Właśnie na podstawie kształtu przebiegu lekarz może zdiagnozować choroby i określić stan serca badanej osoby.

Oczywiście potrzebna jest do tego duża wiedza medyczna. To zagadnienie niewątpliwie wykracza poza ramy niniejszego artykułu, a nawet czasopisma.

Czytelnicy EdW są zainteresowani stroną elektroniczną EKG, o czym świadczą listy i e-maile nadesłane po zaprezentowaniu przed kilkoma miesiącami przedruku z Elektora, opisującego stopień wejściowy amatorskiego elektrokardiografu. Niniejszy artykuł przybliża zagadnienie i zawiera opis prostego urządzenia, pozwalającego w warunkach amatorskich zaobserwować przebiegi, wytwarzane przez pracujące serce. Urządzenie ma służyć przede wszystkim celom edukacyjnym i może być podstawą pracy dyplomowej. Zaprezentowane rozwiązania można zastosować w innych przyrządach. Dlatego z treścią artykułu powinni się zapoznać także ci, którzy nie planują budowy tego interesującego układu.

Choć projekt jest oznaczony trzema gwiazdkami, jego montaż i uruchomienie nie powinny sprawić trudności średnio zaawansowanemu hobbyistom.

Prezentowany przyrząd nie jest pełnowartościowym elektrokardiografem, nie posiada bowiem części obrazującej mierzone przebiegi. W najprostszym przypadku przebiegi można odczytać za pomocą jakiegokolwiek oscyloskopu. Interesującą opcją będzie wykorzystanie wejścia karty muzycznej, obecnej

w prawie każdym komputerze i nagranie przebiegu do pliku .wav lub obejrzenie na komputerowym „oscyloskopie”. Przebiegi EKG zawierają składowe o niskich częstotliwościach, dlatego wejście karty w miarę możliwości powinno być sprzężone stałoprądowo.

Kto czuje się na siłach, może dobudować autonomiczny blok obrazujący wyniki, na przykład w formie przystawki z przetwornikiem A/D, mikroprocesorem i wyświetlaczem graficznym LCD.

Osoby i zespoły, które mają jakiegokolwiek doświadczenia w tym zakresie albo zbudują i przetestują opisywany układ, proszone są o listy.

## Uwagi ogólne

Zgodnie z powszechną opinią, przyrządy używane w medycynie są bardzo skomplikowane i muszą spełniać bardzo surowe wymagania.

Obowiązujące przepisy nakładają na konstruktora sprzętu medycznego obowiązek wprowadzenia odpowiednio skutecznej izolacji galwanicznej od sieci, a także innych rozwiązań, wykluczających możliwość porażenia pacjenta. W prezentowanym projekcie zastosowano rozwiązania chroniące przed porażeniem. **Prezentowany przyrząd nie był jednak sprawdzany na zgodność z przepisami dotyczącymi aparatury medycznej. Jest to tylko układ pokazujący, jak można przeprowadzić pomiary, a kto chciałby dołączyć go do ciała ludzkiego, uczyni to na własną odpowiedzialność.**

Przed konstruktorami aparatury medycznej stoją dwa najważniejsze problemy:

- zapewnienie pacjentowi absolutnego bezpieczeństwa
- niezawodność, zwłaszcza w przypadku urządzeń do ratowania i podtrzymywania życia.

Głównie z tych dwóch względów w aparaturze medycznej stosuje się specjalnie selekcjonowane, kosztowne podzespoły najwyższej klasy oraz wykorzystuje niespotykane gdzie indziej rozwiązania, wykluczające możliwość porażenia prądem.

W przypadku elektrokardiografu problem niezawodności nie jest tak ostry, ponieważ nie jest to urządzenie bezpośrednio podtrzymujące czy ratujące życie. Najważniejsze są kwestie bezpieczeństwa, ponieważ elektrody przyrządu są mocowane wprost na ciele pacjenta. Awaria powodująca przepływ prądu przez ciało może spowodować śmiertelne porażenie. Przed konstruktorem stoją dwa główne zadania. Jednym jest zapewnienie absolutnego bezpieczeństwa, czyli wyeliminowanie jakiegokolwiek ryzyka porażenia prądem. Drugim jest wyłowienie małego sygnału użytecznego z wszechobecnych „śmieci”, głównie przydźwięku sieci energetycznej.

Niesprzyjającą okolicznością jest fakt, że użyteczny sygnał elektryczny, wytwarzany przez pracujące serce ma amplitudę rzędu co najwyżej pojedynczych miliwoltów. Rezystancja skóry jest stosunkowo duża, rzędu kiloomów. Współpracujący wzmacniacz musi mieć bardzo dużą rezystancję wejściową, rzędu megaoma lub lepiej więcej. W takich warunkach wszechobecne „śmieci” – indukujące się w przewodach i sondach mogą mieć amplitudy setki lub tysiące razy większe niż sygnał użyteczny.

Z takich względów w obwodach wejściowych elektrokardiografów stosuje się wzmacniacze różnicowe, pozwalające wyłowić mały sygnał użyteczny, występujący na tle silnych zakłóceń.

Do wykonania opisanego układu nie jest konieczna dogłębna znajomość właściwości wzmacniaczy różnicowych, problemu

tłumienia sygnału wspólnego i zakresu użytecznych napięć wejściowych. Początkującym Czytelnikom warto jedynie wyjaśnić, że wzmacniacz różnicowy ma dwie końcówki wejściowe o jednakowych parametrach. Żadna nie jest w jakikolwiek sposób wyróżniona. W „zwykłym” wzmacniaczu są dwie końcówki wejściowe, ale jedna z nich jest na stałe połączona do masy. Nazywa się ją końcówką zimną. Druga końcówka – tzw. „gorąca” – jest połączona do wejścia wzmacniacza. Tym samym „zwykły” wzmacniacz wzmacnia napięcie występujące między masą a końcówką gorącą.

We wzmacniaczu różnicowym oba wejścia są „gorące” i żadne nie jest na stałe połączony z masą. Zwykle we wzmacniaczu różnicowym wyprowadzona jest też trzecia końcówka – masa. Ale nie jest ona traktowana jako wejście, tylko właśnie masa. Wzmacniacze różnicowe są też nazywane symetrycznymi i znajdują powszechne zastosowanie w profesjonalnym sprzęcie audio. Działanie wzmacniaczy „zwykłego” i różnicowego ilustruje **rysunek 1**.

Wzmacniacz zgodnie ze swą nazwą wzmacnia tylko sygnał różnicowy, czyli różnicę napięć między dwiema gorącymi końcówkami. Co najważniejsze, jeśli na obie „gorące” końcówki zostanie podany ten sam sygnał (sygnał wspólny względem masy), wzmacniacz nań nie reaguje. Nie tylko go nie wzmacnia, ale w idealnym przypadku powinien go całkowicie stłumić, czyli na wyjściu nie powinien pojawić się nawet ślad tego sygnału wspólnego. Rzeczywiste wzmacniacze różnicowe mają pewne ograniczenia, między innymi nie tłumią idealnie sygnału wspólnego i mają ograniczony zakres roboczych napięć wejściowych (wspól-

nych i różnicowych). Nie trzeba wglębiać się w szczegóły, wystarczy wiedzieć, że przy pomiarach za pomocą EKG sytuacja wygląda mniej więcej, jak na rysunku 1g. Małe napięcie sygnału użytecznego  $U_s$  występuje razem z dużym wspólnym sygnałem zakłócającym  $U_z$ . Ten sygnał zakłócający to głównie przebiegi o częstotliwościach sieci energetycznej (50Hz i harmoniczne), indukujące się pod działaniem pól magnetycznego i elektrostatycznego w sondach, przewodach, a nawet w ciele człowieka.

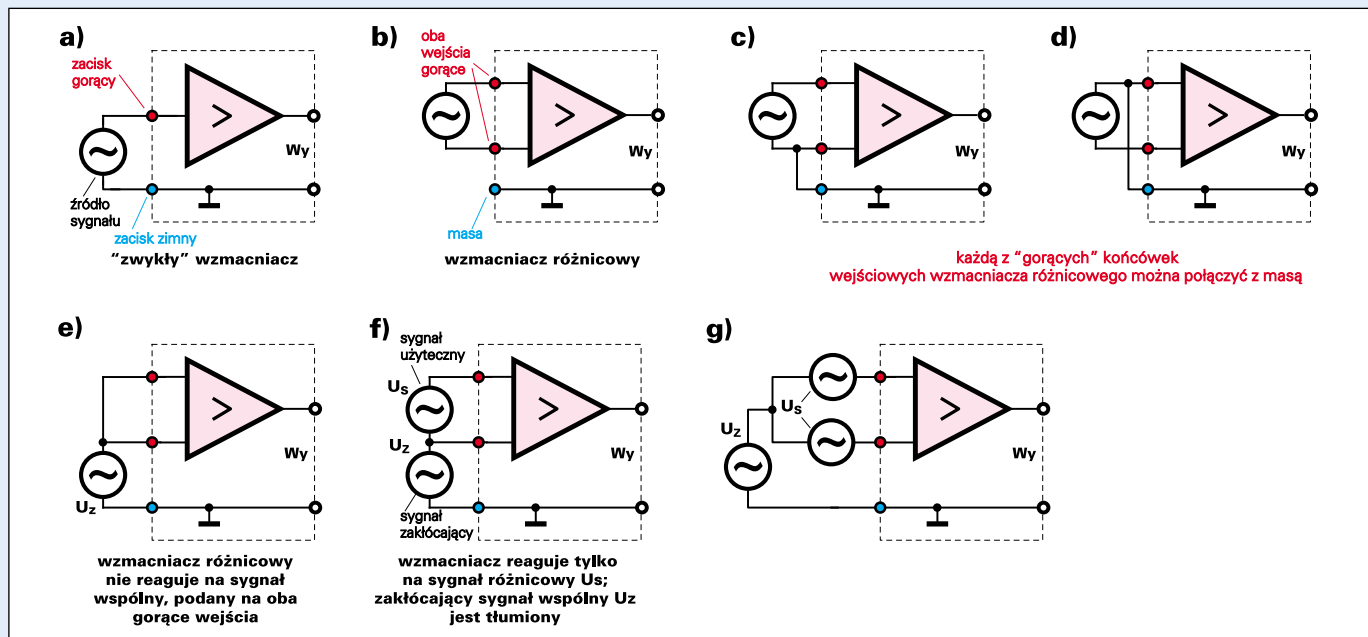
Aby oddzielić niewielki sygnał użyteczny od zakłócającego sygnału wspólnego, oprócz dwóch „gorących” elektrod dołączanych do klatki piersiowej pacjenta, stosuje się trzecią elektrodę (masę), również dołączoną do ciała, w pewnej odległości od dwóch pozostałych elektrod.

Takie połączenie pozwala wyeliminować a raczej zminimalizować wpływ sygnału zakłócającego. Należy tu dodać, że najważniejsza zakłócająca częstotliwość (50Hz) leży w zakresie występowania sygnałów użytecznych. Nie można jej więc odfiltrować za pomocą jakiegos prościutkiego filtra.

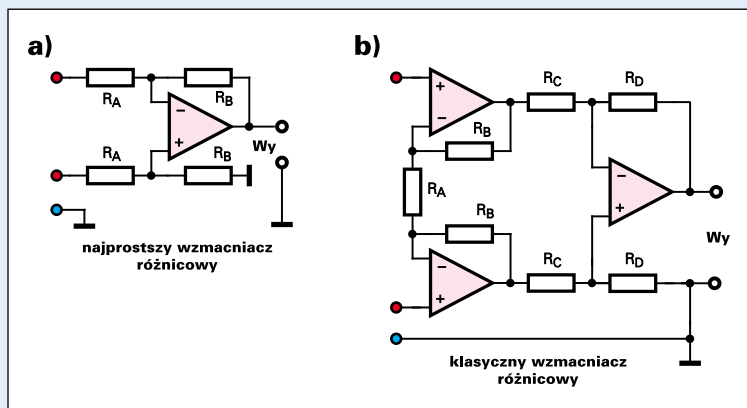
W opisywanym układzie nie zastosowano najprostszego wzmacniacza różnicowego z jednym wzmacniaczem operacyjnym, tylko klasyczny różnicowy z trzema wzmacniaczami operacyjnymi – zobacz **rysunek 2**.

W układzie z rysunku 2b całkowite wzmocnienie wyznaczone jest przez stosunki  $RB/RA$  oraz  $RD/RC$ . Co ważne, wejściowa rezystancja jest bardzo duża, a w przypadku zastosowania wzmacniaczy z wejściami FET bądź MOSFET prądy polaryzujące są znikome. Wzmacniacz o schemacie z rysunku 2b umożliwia uzyskanie na wyjściu wzmocnionego sygnału użytecznego, który może być przetworzony i zobrazowany na ekranie. Sam w sobie nie zapewnia jednak wymaganego stopnia ochrony przed porażeniem. Dlatego w proponowanym projekcie na wszelki wypadek zastosowano dodatkowe środki. Po pierwsze dodano na wejściach różnicowych wzmacniacza rezystory o dużej wartości. Skutecznie ograniczą prąd, jaki w przypadku niespodziewanej awarii mógłby popłynąć przez ciało, a nie będą mieć znaczącego wpływu na działanie układu ze względu na znikome prądy polaryzacji wejść. Po drugie, wprowadzono izolację galwaniczną za pomocą transoptora. Po trzecie, część dołączana do ciała jest zasilana z baterii.

Rys. 1 Wzmacniacze

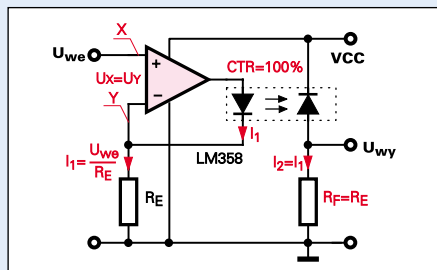


Rys. 2 Wzmacniacze różnicowe



Uproszczony przykład izolacji galwanicznej za pomocą transoptora pokazany jest na **rysunku 3**.

Ponieważ przy normalnej pracy wzmacniacza operacyjnego napięcia na obu jego wejściach są jednakowe, oznacza to, że przez rezystor  $R_E$  płynie prąd  $I_1$  równy  $U_{we}/R_E$ . Ten sam prąd przepływa też przez diodę LED transoptora. Jeśli transoptor ma „przekładnię”, ściślej współczynnik CTR o wartości dokładnie równej 100%, wtedy przez fotodiodę transoptora płynie prąd  $I_2$  dokładnie równy prądowi  $I_1$ . Prąd ten wywołuje na rezystorze  $R_F$  (o wartości równej  $R_E$ ) spadek napięcia równy napięciu wejściowemu. Napięcie  $U_{wy}$  jest równe napięciu  $U_{we}$ .



**Rys. 3**

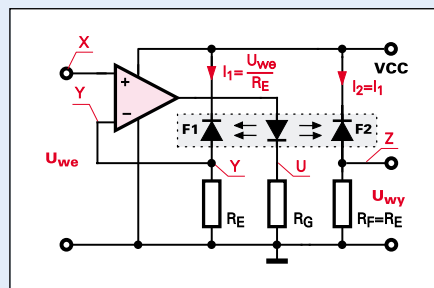
Niestety, transoptory nie są elementami o dobrej liniowości. Oznacza to, że przy małych prądach „przekładnia” (CTR) jest inna niż przy większych prądach. Dlatego sygnał wyjściowy w układzie z rysunku 3 byłby znacznie zniekształcony, zwłaszcza przy większych amplitudach. Ponieważ w przypadku urządzenia EKG przez barierę galwaniczną przesyłany jest sygnał analogowy, albo zastosowany transoptor musiałby pracować na wąskim w miarę liniowym wycinku charakterystyki, albo trzeba szukać innego rozwiązania.

Aby zapewnić liniowość, nie rezygnując ze skutecznego oddzielenia galwanicznego, stosuje się specjalne transoptory, gdzie jedno źródło światła (dioda LED) współpracuje z dwoma identycznymi fotoelementami. Jeden z fotoelementów umieszczony jest w pętli sprzężenia zwrotnego wzmacniacza operacyjnego, drugi przesyła sygnał do dalszych obwodów. Przykładem takiego specjalizowanego transoptora jest IL300 produkcji Infineon (Siemens). Przykład wykorzystania takiego podwójnego transoptora pokazany jest na **rysunku 4**.

Kluczowe znaczenie do zrozumienia działania układu znów jest fakt, że w czasie normalnej pracy napięcia na obu wejściach wzmacniacza operacyjnego (punkty X, Y) mają być jednakowe. Inaczej mówiąc, wzmacniacz operacyjny stara się utrzymać na wejściu odwracającym (Y) napięcie dokładnie takie samo, jakie jest podane na wejście nieodwracające (X).

Gdy na przykład napięcie wejściowe  $U_{we}$  jest równe połowie napięcia zasilania, wtedy przez rezystor  $R_E$  powinien płynąć taki prąd,

który wywoła na nim spadek napięcia dokładnie równy połowie napięcia zasilania. Prąd ten płynie od dodatniej szyny zasilającej przez fotoelement F1 (fotodiodę) i rezystor  $R_E$ . O wartości tego prądu decyduje jasność świecenia diody LED. Jasność zależna jest od prądu, a ten od napięcia występującego na wyjściu wzmacniacza.



**Rys. 4**

Gdy napięcie na wejściu nieodwracającym rośnie, rośnie też napięcie na wyjściu, dioda LED świeci jaśniej i przez fotodiodę F1 płynie większy prąd. Napięcie na  $R_E$  rośnie i stale nadąża za napięciem wejściowym.

Gdy napięcie wejściowe maleje, zmniejsza się napięcie wyjściowe wzmacniacza, dioda LED przygasa i napięcie na rezystorze  $R_E$  podąża za napięciem wejściowym. Prąd płynący przez rezystor  $R_E$  i fotodiodę F1 jest więc ściśle i liniowo zależny od napięcia wejściowego

$$I_1 = U_{we}/R_E$$

Jeśli fotodioda F2 ma parametry identyczne jak F1 i obie współpracują z rezystorami o jednakowej wartości ( $R_F=R_E$ ), wtedy napięcie w punkcie Z jest dokładnie takie samo, jak w punkcie Y. Napięcia w punktach X, Y są jednakowe, więc ostatecznie  $U_{wy}=U_{we}$ .

Choć na pierwszy rzut oka nie jest to oczywiste, nawet jeśli transoptor nie ma charakterystyki liniowej, przebieg wyjściowy w punkcie Z jest identyczny z przebiegiem wejściowym podawanym na punkt X, o ile tylko oba fotoelementy identycznie reagują na światło. Nieliniowa charakterystyka transoptora spowoduje jedynie, że przebieg napięcia w punkcie U nie będzie odpowiadać swym kształtem przebiegom w punktach X, Y, Z, ale to przecież nie jest istotne. Zastosowany transoptor nie musi też wcale mieć „przekładni” równej 100%. Warunkiem prawidłowej pracy takiego układu jest jedynie zgodność charakterystyk fotoelementów. Charakterystyki te mogą być nieliniowe, byle były jednakowe.

W układzie z rysunku 4 dla przejrzystości obwód fotodiody F2 i rezystora  $R_F$  dołączono do szyn zasilania wzmacniacza operacyjnego. Oczywiście w praktycznych warunkach pracy obwód ten jest zasilany z innego źródła i wtedy uzyskuje się skuteczną izolację galwaniczną wyjścia od wejścia. Ponadto ponieważ fotodioda pracuje tu w roli źródła prądowego, napięcie zasilające obwód foto-

diody F2 wcale nie musi być równe napięciu zasilania wzmacniacza operacyjnego, a mimo wszystko zmiany napięcia na odizolowanym galwanicznie wyjściu będą odpowiadać zmianom napięcia wejściowego.

Więcej informacji o izolacji galwanicznej wzmacniaczy pomiarowych można znaleźć w karcie katalogowej IL300 dostępnej na stronie internetowej firmy Infineon (dawniej Siemens).

## Opis układu

Schemat ideowy modułu pomiarowego EKG pokazany jest na **rysunku 5**. Układ tylko na pierwszy rzut oka wydaje się skomplikowany. W rzeczywistości zawiera dwa proste bloki, pokazane na rysunkach 2b oraz 4.

Jak widać, część połączona do ciała pacjenta jest zasilana z dwóch baterii 9V (napięcia VCC, VEE). Skuteczną izolację galwaniczną zapewniają transoptory. Na schemacie można znaleźć aż trzy transoptory. W rzeczywistości nigdy nie będą montowane wszystkie trzy. W zasadzie należałoby zmontować tylko podwójny IL300. Ponieważ dla wielu Czytelników transoptor taki okaże się trudny do zdobycia, przewidziano rozwiązanie zastępcze z dwoma popularnymi transoptorami CNY17-2. Co prawda ze względu na znaczny rozrzut parametrów transoptorów wyniki będą gorsze, jednak zasada pracy jest identyczna. W przypadku tego projektu chodzi przede wszystkim o walory dydaktyczne, a mniej o parametry. Bardziej zaawansowani mogą oczywiście dobrać dwa transoptory o jednakowych charakterystykach lub zdobyć transoptor IL300.

Obwody wyjściowe z układem U5 są zasilane z oddzielnego źródła – w praktyce z małego zasilacza wtyczkowego, koniecznie stabilizowanego.

W części pomiarowej jako główny wzmacniacz U1 zastosowano TL064 – powszechnie dostępny i tani wzmacniacz operacyjny z wejściami FET. Wybiera on mniej niż 1mA prądu, dzięki czemu całkowity pobór prądu też jest mały i baterie wystarczą na wiele godzin pracy. Oczywiście zamiast TL064 można zastosować TL084 czy niskoszumny TL074. Ze względu na znikome prądy wejściowe wzmacniaczy rodziny TL0XX (prąd polaryzacji wejść typowo 30pA, wyjściowy prąd nierównoważenia typowo 5pA), dodatkowe rezystory ochronne R1...R4 nie wprowadzą znaczącego błędu.

Potencjometr montażowy PR1 typu heli-trim pozwala regulować wzmocnienie sygnału różnicowego w szerokich granicach, od kilkudziesięciu do kilkuset razy. Drugi stopień wzmacnia dwukrotnie sygnał różnicowy i tłumia zakłócające sygnały wspólne względem masy. Potencjometr PR2 pozwala uzyskać symetrię i maksymalnie stłumić szkodliwy sygnał wspólny. Rezystory R5...R11 powinny być rezystorami metalizowanymi



dobrej jakości, najlepiej o tolerancji 1%. Kondensatory C1, C2 tłumią ewentualne składowe o wyższych częstotliwościach, nie będące sygnałami użytecznymi. Kondensatory takie dodano na wszelki wypadek; nie są one niezbędne, dlatego też nie występują w zestawie AVT-2475.

Wzmocniony sygnał użyteczny występuje na wyjściu U1C (nóżka 8). Po dodatkowym odfiltrowaniu ewentualnych zakłóceń o wyższych częstotliwościach sygnał jest podawany na wejście nieodwracające wzmacniacza U1D. Zgodnie z zasadą działania wzmacniacza operacyjnego, napięcie na wejściu odwracającym jest takie samo, jak na nieodwracającym. Aby zapewnić prawidłową pracę układu przy zasilaniu z dwóch baterii 9V, zmienny sygnał użyteczny z wyjścia U1C nie powinien być większy niż 5V międzyszczytowo.

Kondensator C10 dodano by wyeliminować skłonność do samowzbudzenia na wysokich częstotliwościach.

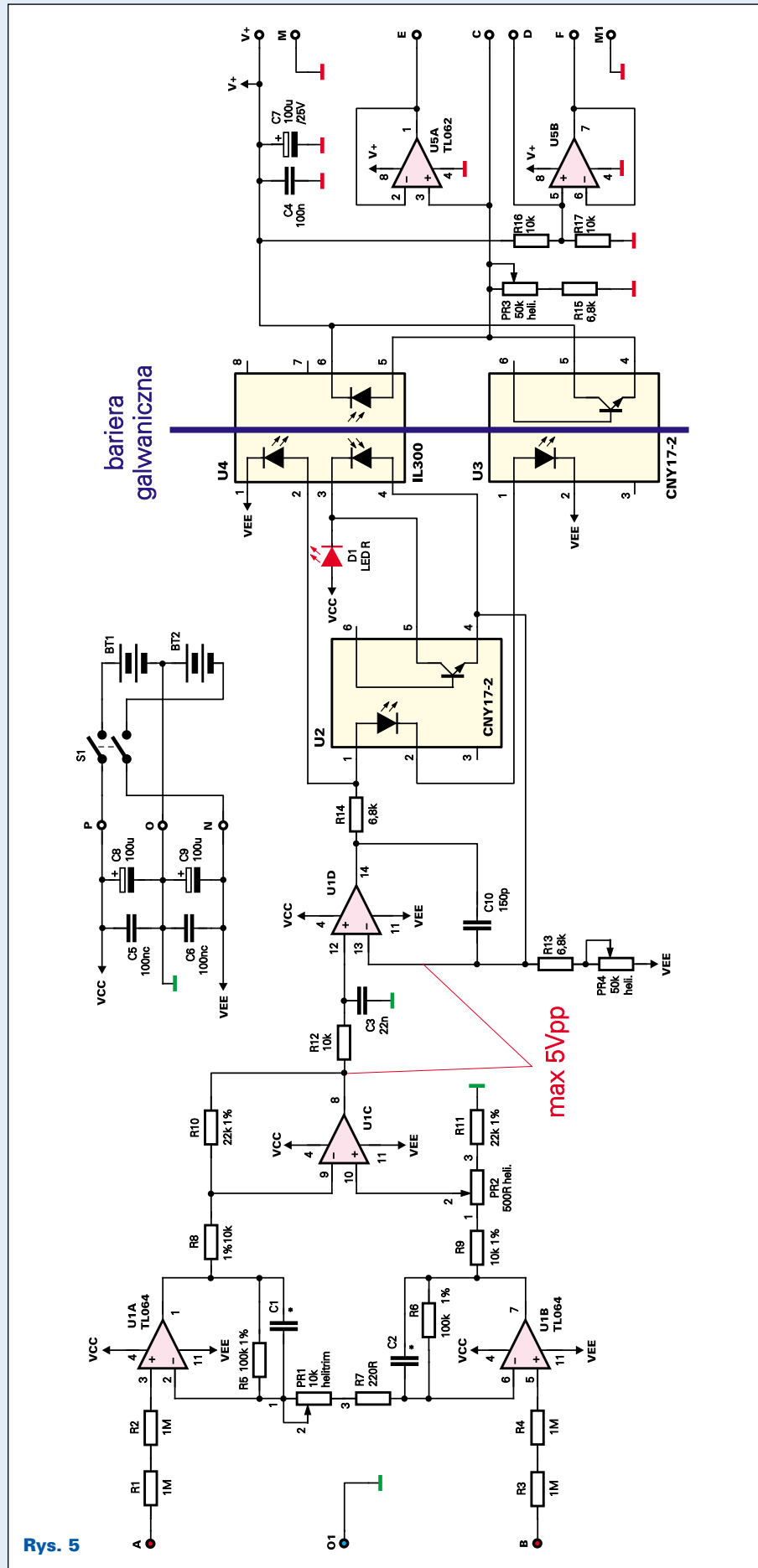
W obwodzie izolacji galwanicznej w wersji podstawowej montowane będą dwa transoptory CNY17-2. Mają one „przekładnię”, czyli współczynnik CTR zbliżony do 100%, czyli wartość prądu fototranzystora jest zbliżona do prądu płynącego przez diodę LED. Nie jest to jednak warunek prawidłowego działania układu – w urządzeniu można stosować transoptory o dowolnym współczynniku CTR.

Dioda LED D1 pełni funkcję pomocniczą, jej jasność wskazuje na chwilową wartość prądu „wtórnego” transoptora. Pełni ona przy okazji rolę kontrolki zasilania. Diodę tę można pominąć, zastępując ją zworą.

W przypadku zastosowania dwóch oddzielnych transoptorów szansa na to, że będą one jednakowe, jest mała. Potencjometr PR3 umożliwi takie ustawienie czułości przetwarzania, by w spoczynku napięcie w punkcie C było równe połowie napięcia zasilania stopnia wyjściowego (V+), wyznaczonego przez rezystory R16, R17. Dzięki temu składowa stała przebiegu wyjściowego, mierzonego między punktami C, D będzie równa zero. Wzmacniacz U5 nie jest niezbędny i w wersji podstawowej nie będzie montowany. Jest to tylko bufor zmniejszający rezystancję wyjściową i będzie stosowany tylko w przypadku, gdy dołączone obciążenie miałoby małą oporność.

### Dla dociekliwych i zaawansowanych

Po testach modelu, pokazanego na fotografii, dodano potencjometr montażowy PR4. W zasadzie nie jest on niezbędny. Wprowadzono go po to, by była możliwość dowolnego ustawienia punktów pracy wzmacniacza operacyjnego. Regulując PR4 i ewentualnie zmieniając wartość R14, można doprowadzić do sytuacji, gdy amplitudy sygnałów zmiennych na wejściach i na wyjściu wzmacniacza są

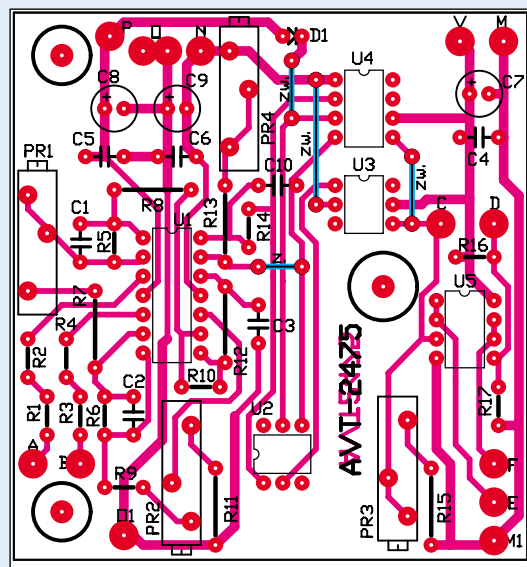


Rys. 5

równe, a przy napięciu wejściowym równym zeru napięcia na wejściach i wyjściu wzmacniacza też jest równe zero (względem masy). Nie jest to konieczne do prawidłowego działania układu, jednak zwiększa jego elastyczność, zwłaszcza przy zastosowaniu transpotorów o małym współczynniku CTR.

## Montaż i uruchomienie

Układ można zmontować na jednostronnej płytce drukowanej, pokazanej na **rysunku 6**. Montaż nie sprawi trudności średnio zaawansowanemu hobbyście. Pod układ U1 warto dać podstawkę na wypadek, gdyby w przyszłości ktoś chciał zastosować wzmacniacze operacyjne o jeszcze lepszych parametrach.



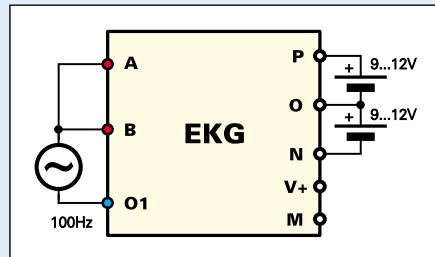
Rys. 6 Schemat montażowy

W wersji podstawowej nie będą montowane elementy C1, C2, U4, U5. Wykorzystane będą dwa popularne transpory CNY17-2 (U2, U3).

Układ zmontowany ze sprawnych elementów powinien od razu „ruszyć”, ale dla uzyskania optymalnych parametrów konieczna jest regulacja. Wzmocnienie sygnału użytecznego reguluje się za pomocą PR1. Na początek czułość można ustawić na maksimum (minimalna rezystancja PR1). Ostateczne wzmocnienie należy wyregulować na końcu, podczas ewentualnych testów praktycznych, by sygnały użyteczne na wyjściach wzmacniaczy U1C i U1D miały amplitudę 1...3Vpp.

Kluczowe znaczenie ma odpowiednie ustawienie PR2. Celem regulacji jest uzyskanie jak najlepszego tłumienia sygnału wspólnego. Regulację PR2 należy przeprowadzić w układzie według **rysunku 7**, podając na zwarte oba wejścia sygnał wspólny o częstotliwości około 25...100Hz i amplitudzie kilku woltów (obwody wyjściowe nie muszą być zasilane napięciem V+). Najpierw trzeba sprawdzić oscyloskopem, czy sygnały na

wyjściach U1A, U1B nie są przesterowane. Sygnał powinien być jak największy, ale nie przesterowany. Następnie oscyloskop ustawiony na największą czułość trzeba dołączyć do wyjścia wzmacniacza U1C (nóżka 8) i wtedy potencjometrem PR2 uzyskać jak najmniejszy sygnał na nóżce 8.



Rys. 7

Po uzyskaniu w ten sposób maksymalnego współczynnika tłumienia sygnału wspólnego należy skontrolować działanie bariery izolacji galwanicznej z transpotorami i wzmacniaczem U1D.

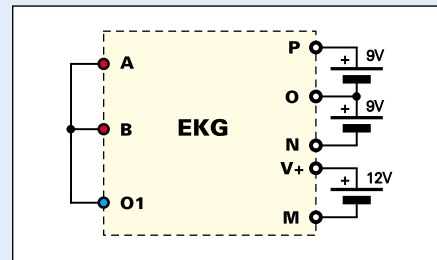
W tym celu wejścia A i B należy zwrzeć do masy (połączyć A, B, O) w układzie według **rysunku 8**. Obwody wyjściowe muszą być zasilane napięciem stabilizowanym o wartości 12V, natomiast główną część przyrządu należy zasilić napięciem ±9V, na przykład z dwóch baterii.

Przy zwarceniu punktów A, B do masy, napięcie na nóżkach 8 i 12 kostki U1 też powinno być bliskie masy (może wynosić kilkadziesiąt lub kilkaset miliwoltów ze względu na wzmocnione napięcia niezrównoważenia wzmacniaczy U1A, U1B). W takim stanie spoczynku między nóżki 8 i 14 kostki U1 należy włączyć woltomierz napięcia stałego i za pomocą PR4 uzyskać możliwie małe wskazanie woltomierza. Ustawienie PR4 nie jest krytyczne, jednak warto tak wyregulować układ, by napięcia na wejściu nieodwracającym i wyjściu wzmacniacza U1D (nóżki 12, 14) były zbliżone. Gdyby nie udało się zmniejszyć wskazań woltomierza poniżej 1...2V, można albo zwiększyć wartość R14, albo lepiej zmniejszyć wartość R13, na przykład o 50%. W zdecydowanej większości przypadków nie trzeba będzie zmieniać wartości R13 czy R14 i wystarczy wyregulować PR4, by napięcie między nóżkami 8, 14 kostki U1 nie przekraczało wartości -2V...+2V.

Następnie w takim stanie spoczynku należy włączyć woltomierz między punkty C, D i wyregulować PR3 na minimum napięcia. Warto zauważyć, że punkt D pełni funkcję sztucznej masy.

Po takiej regulacji układ jest gotowy do pracy. Warto jeszcze sprawdzić jego działanie w docelowym układzie pracy według **rysunku 9**. Zwiększając stopniowo poziom sygnału, należy skontrolować oscyloskopem przebiegi

na wyjściu U1C (nóżka 8 względem masy) oraz między punktami C, D. Przebiegi te powinny być takie same. Ze względu na rozrzuty parametrów transpotorów amplitudy przebiegów mogą nie być jednakowe, jednak kształty powinny być takie same. Układ modelowy podczas testów pracował poprawnie z sygnałami o amplitudach w tych punktach sięgającymi 5,5Vpp.



Rys. 8

## Dla dociekliwych i zaawansowanych

W wersji podstawowej przyrządu wykorzystane zostaną transpory o „przekładni”, czyli współczynniku CTR wynoszącym 50...200%. Taką „przekładnię” mają według katalogu popularne transpory CNY17-2 w typowych warunkach pracy. W przypadku ich użycia nie będzie konieczna zmiana wartości żadnych elementów, wystarczy wyregulować PR3 i PR4.

W układzie mogą zostać wykorzystane niemal dowolne transpory z fotodiodyą bądź fototranzystorem na wyjściu i o dowolnej „przekładni”. Jeśli w układzie miałyby być zastosowane transpory o współczynniku CTR znacznie odbiegającym od 100%, konieczne może się okazać dobranie wartości elementów R13, R14, R15.

Ogólne wytyczne są następujące. Zgodnie z zasadą działania wzmacniacza operacyjnego, w czasie normalnej pracy napięcie na nóżkach 12, 13 U1D jest takie samo (z dokładnością do kilku miliwoltów napięcia niezrównoważenia). Tak jest i zmieniać tego ani nie trzeba, ani nie można. Różne może być jednak napięcie spoczynkowe na wyjściu wzmacniacza U1D – zależy ono od wartości rezystora R14. To napięcie spoczynkowe na nóżce 14 wcale nie musi być równe potencjałowi masy. Wróćmy do rysunku 4. Przy omawianiu tego rysunku przemilczano sprawę napięcia na wyjściu wzmacniacza, a skoncentrowano się na fakcie, że prąd fotodiody F1 musi być taki, by wywołał na rezystorze R<sub>E</sub> odpowiedni spadek napięcia. Prąd fotodiody zależy oczywiście od napięcia na wyjściu wzmacniacza operacyjnego, ale zależy też od wartości rezystancji R<sub>G</sub> (na rysunku 5 jest to R14). Wzmacniacz operacyjny pilnuje więc napięcia na rezystorze R<sub>E</sub>, czyli na swym wejściu odwracającym. Jeśli więc zostanie zmniejszona wartość R<sub>G</sub>, potrzebny prąd diody LED uzyska się już przy niższym napięciu na wyjściu wzmacniacza (w punkcie U). Później wymagane zmiany prądu uzyska się przy mniejszych zmianach napięcia wyjściowego. Jak z tego

wynika, oporność  $R_G$  (R14 na rysunku 5) może być dowolnie zmniejszona. Nie przeszkodzi to, a nawet może się okazać korzystne. Rezystancji  $R_G$  (R14) nie można natomiast bezkarnie zwiększać, zwłaszcza przy niskim współczynniku CTR. Zbyt duża rezystancja  $R_G$  (R14) spowoduje, że nawet przy najbardziej dodatnim napięciu na wyjściu wzmacniacza prąd diody LED okaże się za mały, by wytworzyć odpowiednio duży prąd fotodiody F1 (oraz F2).

Teoretycznie rezystancję  $R_G$  (R14) można zwiększyć, zwiększając jednocześnie  $R_E$  (R13+PR4). Zmniejszy to jednak prądy pracy, co będzie oznaczać pracę w mniej korzystnym odcinku charakterystyki transoptorów. W tym eksperymentalnym układzie zasilanym z niewielkich baterii zdecydowano się na pracę transoptorów przy niewielkim prądzie o wartości około 1mA. Dociekliwi eksperymentatorzy zapewne zechcą sprawdzić parametry układu, zwłaszcza zniekształcenia przy różnych wartościach prądu transoptorów, czyli przy różnych wartościach rezystorów R13...R15.

## Testy praktyczne

**W urządzeniu zasilanym z dwóch baterii i zasilacza wtyczkowego nie występują napięcia groźne dla życia i zdrowia. Niemniej prezentowany przyrząd nie był sprawdzany na zgodność z przepisami dotyczącymi aparatury medycznej, dołączanej do ciała pacjenta. Jest to układ eksperymentalny, a kto chciałby dołączyć go do ciała ludzkiego, uczyni to na własną odpowiedzialność.**

Podczas ewentualnych testów praktycznych dwie „gorące” elektrody należy dołączyć do klatki piersiowej w odległości 20...30cm, a trzecią elektrodę masy do bardziej oddalonego punktu ciała.

Należy się liczyć z tym, że w sondach i przewodach będą się indukować „śmieci”. Choć sam wzmacniacz jest symetryczny, błędne wykonanie i rozmieszczenie przewo-

dów oraz sond spowoduje pojawienie się na wyjściu także sygnałów zakłócających – w praktyce będzie to przydźwięk sieci.

Podstawowym warunkiem powodzenia jest zachowanie pełnej symetrii kabli i sond oraz zapewnienie jak najlepszego styku sond z ciałem. Przewody powinny być jednakowej długości, ekranowane. Powinny być możliwie krótkie i nie powinny tworzyć pętli.

Sondy powinny być jednakowe i można je wykonać w dowolny sposób. W modelu rolę sond pełnią małe kawałki niewytrawionej płytki drukowanej (miedziowany laminat). Może ktoś zechce wykorzystać monety.

Sondy i miejsce styku sond ze skórą powinny być starannie oczyszczone i odłuszczone (np. denaturatem).

Z doświadczenia wiadomo, że o sukcesie decydują właśnie takie czynniki jak zapewnienie dobrego styku sond ze skórą oraz pełna symetria. Dlatego nie należy się zniechęcać, jeśli pierwsze próby nie dadzą zadowalających wyników i przebieg użyteczny będzie występował na tle przydźwięku sieci 50Hz.

Warto poprosić o radę i wskazówki osobę obsługującą profesjonalny elektrokardiograf, ewentualnie kogoś, kto często musi korzystać z badań EKG.

Podczas użytkowania przyrządu, w miarę zmniejszania się napięcia baterii zasilających, na wyjściu, między punktami C, D pojawi się napięcie stałe. Jeśliby przeszkadzało ono w pomiarach, należy okresowo zerować to napięcie za pomocą potencjometru PR3.

Jak wspomniano na wstępie artykułu, uzyskany na wyjściu przebieg można obejrzeć za pomocą jakiegokolwiek oscyloskopu, oczywiście przy powolnej podstawie czasu. Przebieg ten można także zamienić na postać cyfrową i zobrazować na przykład na ekranie komputera, uzyskując efekt jak w prawdziwym elektrokardiografie.

Na życzenie Czytelników stosowny układ przetwornika A/D i program zostaną opracowane i zaprezentowane na łamach EdW. Prosimy o listy w tej sprawie.

Piotr Górecki

## Wykaz elementów

### Rezystory

R1-R4	.....1M $\Omega$
R5,R6	.....100k $\Omega$ 1%
R7	.....220 $\Omega$
R8,R9	.....10k $\Omega$ 1%
R10,R11	.....22k $\Omega$ 1%
R12,R16,R17	.....10k $\Omega$
R13-R15	.....6,8k $\Omega$
PR1	.....10k $\Omega$ helltrim
PR2	.....500 $\Omega$ helltrim
PR3,PR4	.....50k $\Omega$ helltrim

### Kondensatory

C1,C2	.....2,2nF MKT (patrz tekst)
C10	.....150pF
C3	.....22nF
C4	.....100nF
C5,C6	.....100nF ceramiczny
C7	.....100 $\mu$ F/25V
C8,C9	.....100 $\mu$ F/16V
D1	.....dioda LED czerwona

### Półprzewodniki

U1	.....TL064
U2,U3	.....CNY17-2
U4	.....IL300
U5	.....TL062

### Inne

podstawka 14-pin	
S1	.....podwójny wyłącznik
dwie złączki baterii 9V	
płytką drukowaną	

**Uwaga! Elementy C1, C2, U4, U5 nie wchodzi w skład kitu AVT-2475.**

**Komplet podzespołów z płytką jest dostępny w sieci handlowej AVT jako kit szkolny AVT-2475**