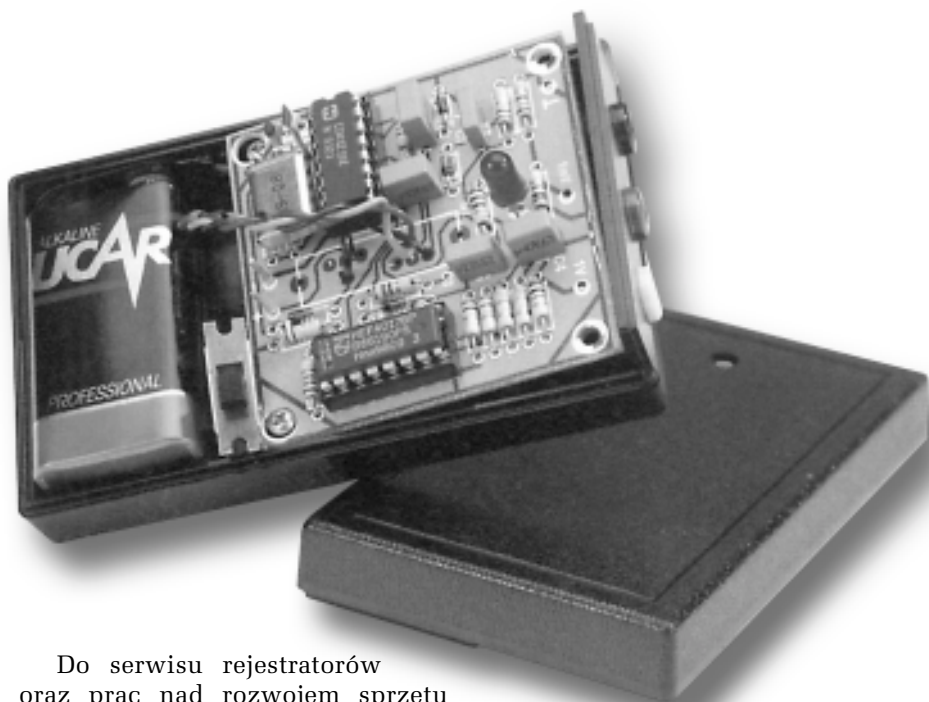


Generator sygnałów EKG

*Opublikowany przez nas
w EP11/2000 opis
wzmacniacza sygnałów EKG
wzbudził spore
zainteresowanie.*

*Postanowiliśmy ten temat
kontynuować, publikując opis
kolejnego, prostego układu,
tym razem generatora
sygnałów EKG.*



Ostrzeżenie!

Opisany w artykule symulator sygnałów EKG może służyć wyłącznie do testowania i napraw sprzętu. Nie można go nigdy połączyć z urządzeniem, do którego jest równocześnie przyłączony pacjent. Ani autor, ani Elektronika Praktyczna nie ponoszą żadnej odpowiedzialności za szkody mogące wynikać z niewłaściwego użycia generatora sygnałów EKG.

Do serwisu rejestratorów oraz prac nad rozwojem sprzętu EKG jest potrzebny sztuczny sygnał elektrokardiograficzny. Umożliwia on przeprowadzanie takich prac bez udziału żywego człowieka i eliminuje potencjalne dla niego ryzyko. Takiego sygnału dostarcza opisywany symulator. Jest on sterowany oscylatorem kwarcowym, może więc również służyć do kalibracji urządzeń pomiaru częstotliwości powtarzania impulsów.

Z serca

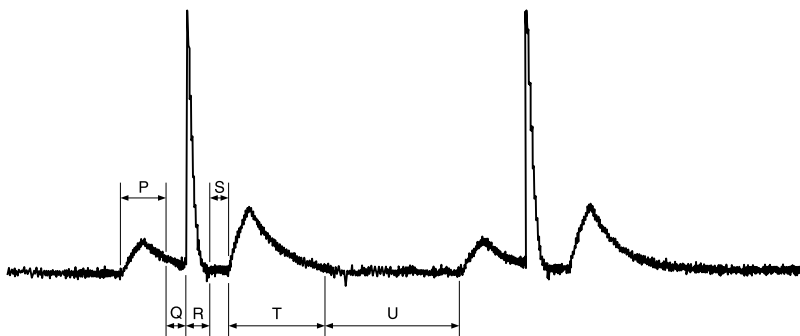
W celu przeprowadzania pomiarów elektrokardiograficznych, do ciała pacjenta w odpowiednich miejscach (przedramię, łydka i klatka piersiowa), przytwierdza się elektrody. Następnie mierzy się potencjały elektryczne występujące między elektrodami w czasie pracy serca. Źródło napięcia pobudzającego mięsień sercowy emituje impulsy o charakterze czasowo-przestrzennym. Impulsy i sygnały pobudzenia mogą być mierzone na powierzchni ciała. Kształty powstających przebiegów elektrycznych i ich zmiany w czasie dostarczają lekarzom istotnych informacji o chorobach serca i układu krążenia.

Sygnał EKG może być albo wyświetlany w sposób ciągły na monitorze (w przypadku intensywnej obserwacji), albo dla celów dokumentacyjnych zapisywany na taśmie papierowej. W tym ostatnim przypadku często rejestruje się jednocześnie kilka sygnałów zdejmowanych z różnych punktów ciała pacjenta. Przy takim elektrokardiografie, zwanym powierzchniowym aparatem EKG, mierzone potencjały mają wartość rzędu 1mV. Częstotliwość pracy serca może mieścić się w granicach od 40 (w spoczynku) do 150 (w silnym podnieceniu) skurczów na minutę.

Kardiologowie oznaczają poszczególne krzywe i piki elektrokardiogramu, pokazanego na **rys. 1**, literami od P do U. Nowoczesne rejestratory i monitory elektrokardiograficzne są zdolne do weryfikowania i oceny sygnałów wejściowych, odfiltrowywania sygnałów związanych z efektami wtórnymi i sygnałów zewnętrznymi, na przykład sygnałów kardiostymulatora. Dlatego zwykły generator fali prostokątnej nie nadaje się do roli symulatora sygnału EKG,

Artykuł publikujemy na podstawie umowy z wydawcą miesięcznika "Elektor Electronics".

Editorial items appearing on pages 23..25 are the copyright property of (C) Segment B.V., the Netherlands, 1998 which reserves all rights.



Rys. 1. Oscylogram akcji serca z podziałem na poszczególne fazy, oznaczone literami od P do U.

ponieważ elektrokardiograf po prostu ignorowałby jego sygnały. Przydatność opisywanego symulatora do testowania została pomyślnie sprawdzona za pomocą szeregu różnych rejestratorów i monitorów EKG.

Osobny układ

W fabrycznych urządzeniach do testowania aparatów EKG do generacji sygnału testującego używa się zwykle systemów mikroprocesorowych, a więc są one dosyć drogie. Jednak w pokazanym na rys. 2 schemacie symulatora na próżno by szukać mikroprocesora. Można w nim znaleźć jedynie dwa standardowe układy scalone i garść elementów biernych. IC1 jest 24-bitowym licznikiem dwójkowym z wbudowanym oscylato-

rem i dzielnikiem. Przy częstotliwości oscylatora kwarcowego 4194304Hz, na wyjściu Q18 (wyprowadzenie 10) otrzymuje się sygnał prostokątny o częstotliwości 16Hz. Częstotliwość drugiego sygnału (2Hz lub 1Hz) można zmieniać za pomocą przełącznika S1b. Sygnał o częstotliwości 16Hz taktuje IC2, licznik dziesiętny (pierścieniowy) z dziesięcioma wyjściami. Drugi sygnał, po zróżniczkowaniu w obwodzie C3, R3, jest kierowany do wejścia 15 licznika IC2 (diody D2 służy do odcinania impulsów ujemnych). Impulsy te w odpowiednich momentach kasują licznik.

Licznik dziesiętny zlicza do 9 i pozostaje w tym stanie dopóki nie zostanie skasowany, ponieważ końcówka 11 jest połączona z wej-

WYKAZ ELEMENTÓW

Rezystory

- R1: 1M Ω
- R2: 3,9k Ω
- R3, R4, R12: 100k Ω
- R5: 18k Ω
- R6: 680k Ω
- R7: 330k Ω
- R8: 3,3k Ω
- R9: 2,2k Ω
- R10: 47k Ω
- R11: 560k Ω
- R13, R14: 10k Ω
- R15: 150 Ω

Kondensatory

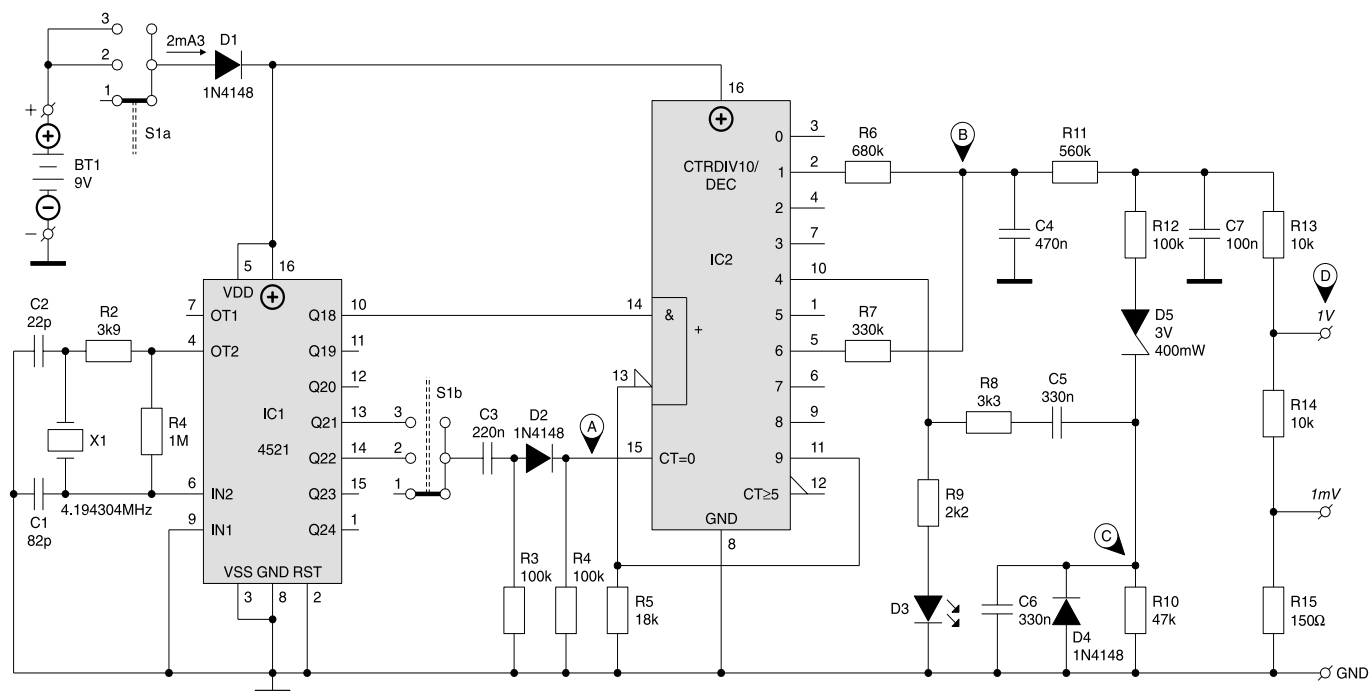
- C1: 82pF
- C2: 22pF
- C3: 220nF, rozstaw 5mm
- C4: 470nF, rozstaw 5mm
- C5, C6: 330nF, rozstaw 5mm
- C7: 100nF, rozstaw 5mm

Półprzewodniki

- D1, D2, D4: 1N4148
- D3: LED dużej jasności
- D5: dioda Zenera 3V/400mW
- IC1: 4521
- IC2: 4017

Różne

- S1: 2-obwodowy przełącznik suwakowy
- BT1: bateria 9V z zatraskiem
- X1: rezonator kwarcowy 4,194304MHz
- obudowa 60 x 95 x 23mm
- 3 gniazdzka bananowe 2,0mm lub 2,5mm



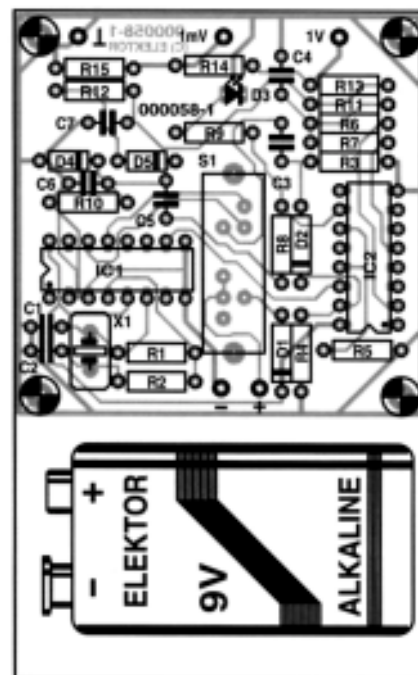
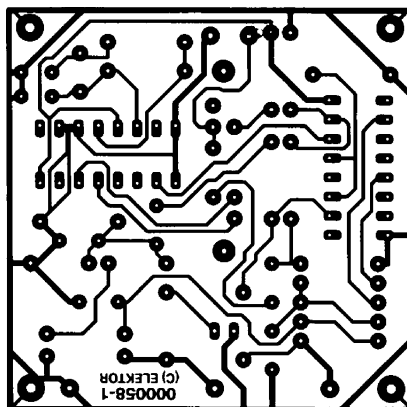
Rys. 2. Schemat generatora sygnału EKG.

ściem zezwolenia (13). Licznik jest sprowadzany do zera tylko impulsem kasującym. Od pozycji przełącznika S1 zależy więc czas trwania fazy U, symulującej skurcze serca z częstotliwością 60Hz lub 120Hz. Można też użyć rezonatora kwarcowego 4MHz, wtedy częstotliwości te wyniosą 57,2Hz i 114,4Hz.

Sygnał EKG jest generowany w wyjątkowo prosty sposób. Na wyjściach Q1, Q4 i Q6 otrzymuje się przesunięte w czasie sygnały o kształcie prostokątnym. Pierwszy z nich (z wyprowadzenia 2) jest w obwodzie całkującym R6, C4 przekształcany w falę P. Kondensator C4 jest wykładniczo ładowany przez R6 do napięcia około 1V. Fala T jest kształtowana przez drugi obwód całkujący (R7, C4). Rezystor R7 ma ponaddwukrotnie mniejszą wartość od R6, więc impuls z Q6 ładuje C4 do napięcia ponaddwukrotnie większego (2,2V) od napięcia fali P.

Pomiędzy te dwie fale jest wprowadzany impuls R za pomocą obwodu różniczkującego C5, R10. Prąd ładowania C5 jest ograniczany przez rezystor R8, a dioda D5 nie dopuszcza do wzrostu amplitudy impulsu powyżej około 3,8V. Ujemne impulsy (związane z opadającym zboczem impulsu wejściowego) są obcinane przez diodę D4 do poziomu 0,7V. W ten sposób powstaje składowa S. Dioda LED D3, zasilana przez rezystor R9, błyskami sygnalizuje impulsy R.

Sygnały z obu układów całkujących i z różniczkującego są su-



Rys. 3. Rozmieszczenie elementów na płytce drukowanej i widok ścieżek płytki.

mowane (z różnymi wagami) za pośrednictwem rezystorów R11 i R12. Kondensator C7 wygładza nieco kształt impulsów. Wyjściowy dzielnik napięcia dostarcza do jednego z wyjść sygnał o amplitudzie 1mV, stosowany w aparaturze EKG, a do drugiego z wyjść sygnału 1V, przeznaczony dla mniej czułych urządzeń, wymagających wzmocnionych sygnałów, np. dodatkowego monitora.

Do zasilania symulatora używa się baterii 9V. Pobiera on około 2,5mA, więc bateria nie wyczerpuje się szybko. Na pokazanej na

rys. 3 płytce drukowanej można zmontować układ w kilka minut. Układy scalone można umieścić w podstawkach. W razie braku przełącznika suwakowego można użyć dwóch oddzielnych przełączników, jednego do włączania zasilania, a drugiego do zmiany częstotliwości impulsów. Proponowana obudowa z tworzywa ABS mieści płytke drukowaną wraz z baterią. Do wyprowadzania sygnału wyjściowego doskonale nadają się miniaturowe wtyczki bananowe (o średnicy 2,0 lub 2,5mm).

Zaprojektował J. Holzauer