
ZESZYTY NAUKOWE WYŻSZEJ SZKOŁY PEDAGOGICZNEJ W BYDGOSZCZY
Studia Techniczne 1985 z.13

JANINA PATKOWSKA
TERESA TOMASZEWSKA
WSP w Bydgoszczy

ELEKTRONICZNY TERMOMETR DO POMIARU TEMPERATURY CIAŁA

1. Wstęp

Aktualnie prowadzone badania nad rozkładem temperatury ciała ludzkiego w Instytucie Fizjologii Zwierząt w Toruniu oraz w Bordeaux we Francji dowiodły, że temperatury różnych punktów powierzchni ciała różnią się między sobą w granicach do około 3°C oraz że temperatury określonych punktów powierzchni ciała są jednoznacznie związane z temperaturą poszczególnych organów wewnętrznych, a nawet ich części.

Ponieważ zmiany temperatury są bardzo często jednym z pierwszych bezpośrednio mierzalnych sygnałów zaburzeń pracy poszczególnych organów, dlatego możliwość precyzyjnego pomiaru punktowej temperatury ciała ludzkiego, połączona ze znanymi metodami badań bioprądów, może mieć istotne znaczenie w diagnostyce. Warunkiem niezbędnym szerszego wykorzystania metod termometrycznych jest:

- sporządzenie możliwie precyzyjnej "mapy temperatury" określającej zależności pomiędzy temperaturą powierzchni a temperaturą wewnętrznych narządów ciała ludzkiego,
- opracowanie układu pomiarowego umożliwiającego szybki i dokładny pomiar temperatury dowolnego punktu powierzchni i naturalnych jam ciała ludzkiego.

Klasyczne metody pomiarowe w medycynie oparte o termometrię dylatacyjną przy tak postawionych warunkach w zupełności zawodzą, np. pomiar temperatury tympańskiej ucha środkowego z dokładnością ok. $0,01^{\circ}\text{C}$ przy użyciu termometru rtęciowego jest absolutnie niemożliwy i to zarówno ze względu na wymaganą dokładność,

jak i na możliwość uszkodzenia ucha wewnętrznego w czasie pomiaru

W Zakładzie Podstaw Techniki w Wyższej Szkole Pedagogicznej w Bydgoszczy zbudowano układ pomiarowy umożliwiający pomiar temperatury określonych części ciała.

2. Wybór optymalnego układu pomiarowego

Analizując postawione wyżej warunki, zaprojektowany układ pomiarowy powinien spełniać następujące wymagania:

- zapewnić określoną dokładność pomiaru rzędu $0,01^{\circ}\text{C}$,
- umożliwić wygodny i bezpieczny dostęp czujnika do wszystkich punktów powierzchni ciała,
- oznaczać się bezwładnością termiczną nie przekraczającą 3 sekund,
- być możliwe tani i prosty w obsłudze.

Te wymagania najpełniej mogą być realizowane przez układy pomiarowe wykorzystujące jako przetwornik termistory. Aktualnie termistory mogą być wykonywane w wersjach miniaturowych o wymiarach rzędu dziesiątych części milimetra oraz o bezwładnościach cieplnych rzędu ułamków sekund na 1°C . Jednocześnie zmiana rezystancji termistorów w zakresie zmian temperatur ciała ludzkiego jest rzędu setek omów na 1°C co znacznie upraszcza technikę pomiaru. Jednakże układy te posiadają kilka wad, do nich zaliczyć można:

- nieliniowość charakterystyki termiczno-rezystancyjnej termistora,
- znikomą dopuszczalną obciążalność prądową termistora miniaturowego,
- rozrzut charakterystyk termiczno-rezystancyjnych dla termistorów tego samego typu,
- zależność charakterystyki termiczno-rezystancyjnej od czasu,

Nieliniowość charakterystyki można w pewnym stopniu skompensować przez dobór odpowiednich rezystorów włączonych szeregowo i równolegle z termistorem, pozostałą nieliniowość należy uwzględnić w czasie skalowania miernika. Dopuszczalną odciażalność prądową termistora miniaturowego wylicza się z równań bilansu cieplnego dla zastosowanego termistora; dla powszechnie produkowanych termistorów miniaturowych wynosi ona kilka do kilkunastu μA

/mierzenie wielkości tego rzędu nie sprawia trudności technicznych/. Znacznie poważniejszym mankamentem jest rozrzut charakterystyk termiczno-rezystancyjnych dla termistorów tego samego typu. Teoretycznie uniemożliwia to stosowanie sond pomiarowych oraz zmusza do indywidualnego skalowania miernika dla każdego zastosowanego termistora. Jednakże w praktyce rozrzut parametrów termistora nie przekracza ok. 1 %, a przy odpowiedniej selekcji można go nawet ograniczyć do 0,1 % co powoduje, że stosowanie sond nie wywołuje błędów, który przekraczałby błąd spowodowany np. klasą miernika. Również z uwagi na to, że charakterystyka termiczno-rezystancyjna termistora w zakresie temperatur ciała ludzkiego jest praktycznie liniowa nie zachodzi konieczność indywidualnego skalowania przyrządu. Po możliwie precyzyjnym naniesieniu skali pomiarowej dla jednego termistora danej serii, wystarczy wyselekcjonować pozostałe wg kryterium równości rezystancji dla skrajnych temperatur mierzonego zakresu. Zależność charakterystyki od czasu nie jest zbyt groźna - łatwo można ją kompensować poprzez regulację "zera elektrycznego".

Omówionych wyżej wad pozbawiony byłby układ pomiarowy pracujący w oparciu o wykorzystanie termopar jako przetworników. Możliwość miniaturyzacji termopar, praktycznie pełna powtarzalność ich charakterystyk oraz ich niezależność od czasu mogłyby predystynować te przetworniki do pełnego wykorzystania w pomiarach temperatur ciała ludzkiego. Jednakże znikoma różnica sił termoelektrycznych powstających w interesującym nas zakresie /np. dla termopary typu chromel-alumel 0,41 uV dla różnicy temperatur równej 0,01 °C, co stanowi wymaganą dokładność pomiaru/, powoduje ogromne trudności techniczne takiego pomiaru. Konieczność nadzwyczaj starannej ekranizacji całego układu, a w szczególności sondy i przewodów łączących utrudnia sporządzenie sondy o miniaturowych wymiarach.

Z tych powodów celowym jest pozostanie przy koncepcji elektronicznego termometru pracującego z termistorem jako elementem przetwornikowym.

3. Układ pomiarowy

Jako układ wyjściowy posłużył układ elektroniczny z miesięcznika "Radio" [5]. Wprowadzono w nim modyfikację polegającą na dobudowaniu układu zasilającego ze stabilizacją napięcia oraz dokonano celowej desymetryzacji multiwibratora poprzez zmianę rezystancji R_6 z wartości 23,2 k Ω na wartość 7,85 k Ω i pojemności C_1 z 0,1 μ F na 0,3 μ F. Desymetryzacja ta miała na celu zwiększenie czułości układu pomiarowego. Schemat ideowy układu pomiarowego przedstawia Rys. 1. W układzie tym wykorzystuje się różnicę czasu trwania impulsów generowanych przez pierwszy T_2 i drugi T_3 tranzystor multiwibratora, co spowodowane jest zmianą rezystancji termistora T_m w obwodzie bazy tranzystora T_2 .

Ponieważ układ pomiarowy przystosowany jest do zasilania bądź z sieci 220 V/50 Hz, bądź też z baterii akumulatorów B_z zastosowano dwustopniową stabilizację napięcia zasilania diodami Zenera D_4 i D_3 zgodnie z Rys.1. Stabilizacja ta ogranicza wahania napięcia zasilającego do ok. 0,5 % co spełnia wymagania stawiane przez układ pomiarowy.

Dobór elementów dla układu pomiarowego przedstawionego na

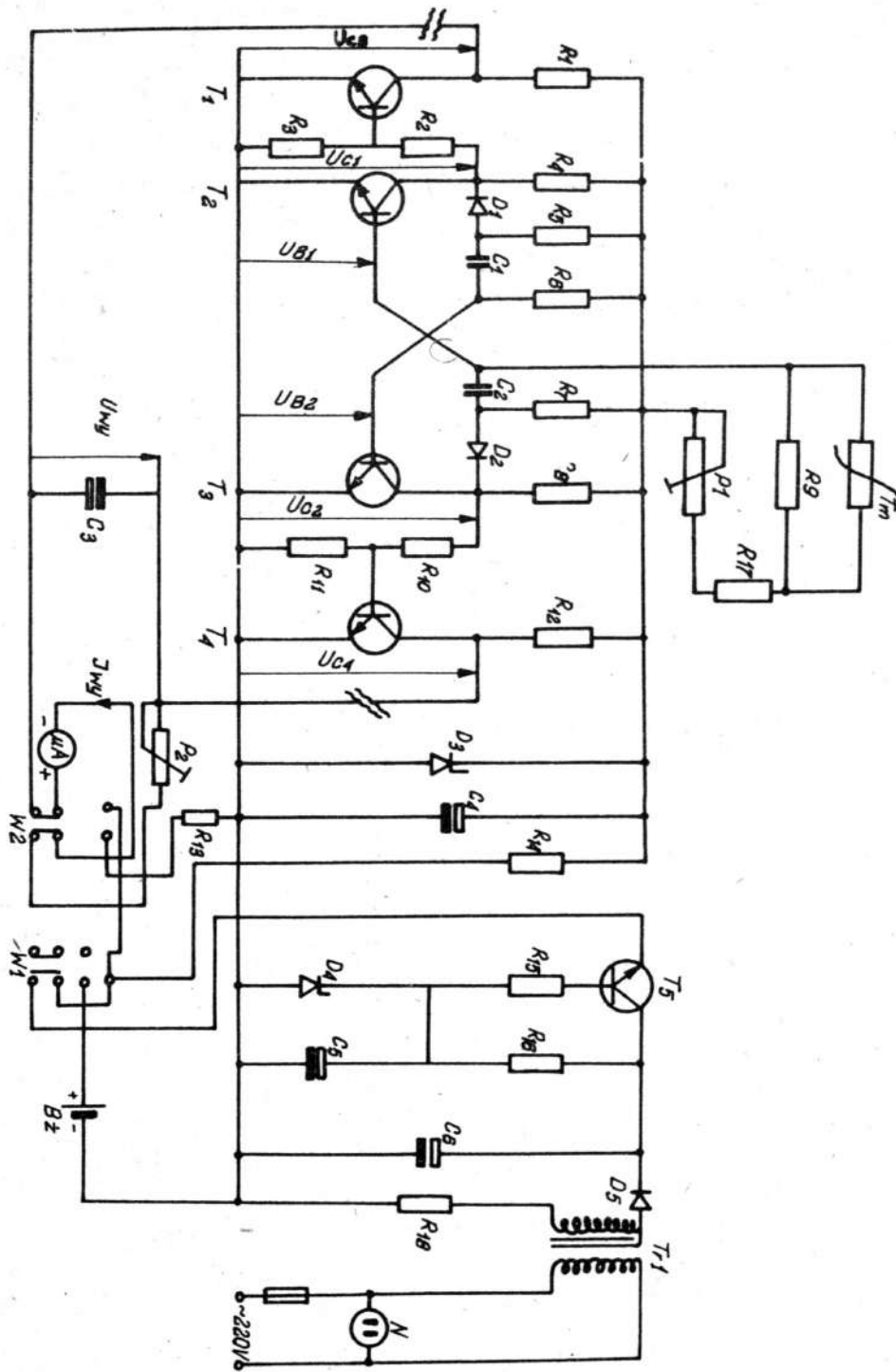
Rys. 1.

$R_1 = 1,5 \text{ k } \Omega$
 $R_2 = 16 \text{ k } \Omega$
 $R_3 = 33 \text{ k } \Omega$
 $R_4 = 2,4 \text{ k } \Omega$
 $R_5 = 2,4 \text{ k } \Omega$
 $R_6 = 7,85 \text{ k } \Omega$
 $R_7 = 2,4 \text{ k } \Omega$
 $R_8 = 2,4 \text{ k } \Omega$
 $R_9 = 6,4 \text{ k } \Omega$
 $R_{10} = 16 \text{ k } \Omega$
 $R_{11} = 3 \text{ k } \Omega$
 $R_{12} = 1,5 \text{ k } \Omega$
 $R_{13} = 100 \text{ k } \Omega$
 $R_{14} = 68^{\circ} \Omega, 5 \text{ W}$
 $R_{15} = 33 \Omega$
 $R_{16} = 820 \Omega$
 $R_{17} = 20 \text{ k } \Omega \text{ dobierane}$
 $R_{18} = 200 \Omega 2 \text{ W}$
 $P_1 = 500 \Omega$
 $P_2 = 1 \text{ k } \Omega$

$C_1 = 0,3 \mu\text{F}$
 $C_2 = 0,1 \mu\text{F}$
 $C_3 = 50 \mu\text{F}$
 $C_4 = 220 \mu\text{F}$
 $C_5 = 100 \mu\text{F}$
 $C_6 = 220 \mu\text{F}$
 $D_1 = \text{BAY } 38$
 $D_2 = \text{BAY } 38$
 $D_3 = \text{S2 } 600/6,2$
 $D_4 = \text{BZ1 G11}$
 $D_5 = \text{BAY } 38$

T_1
 T_2
 T_3
 T_4
 T_5

} BC 107



Rys. 1. Schemat ideowy układu pomiarowego

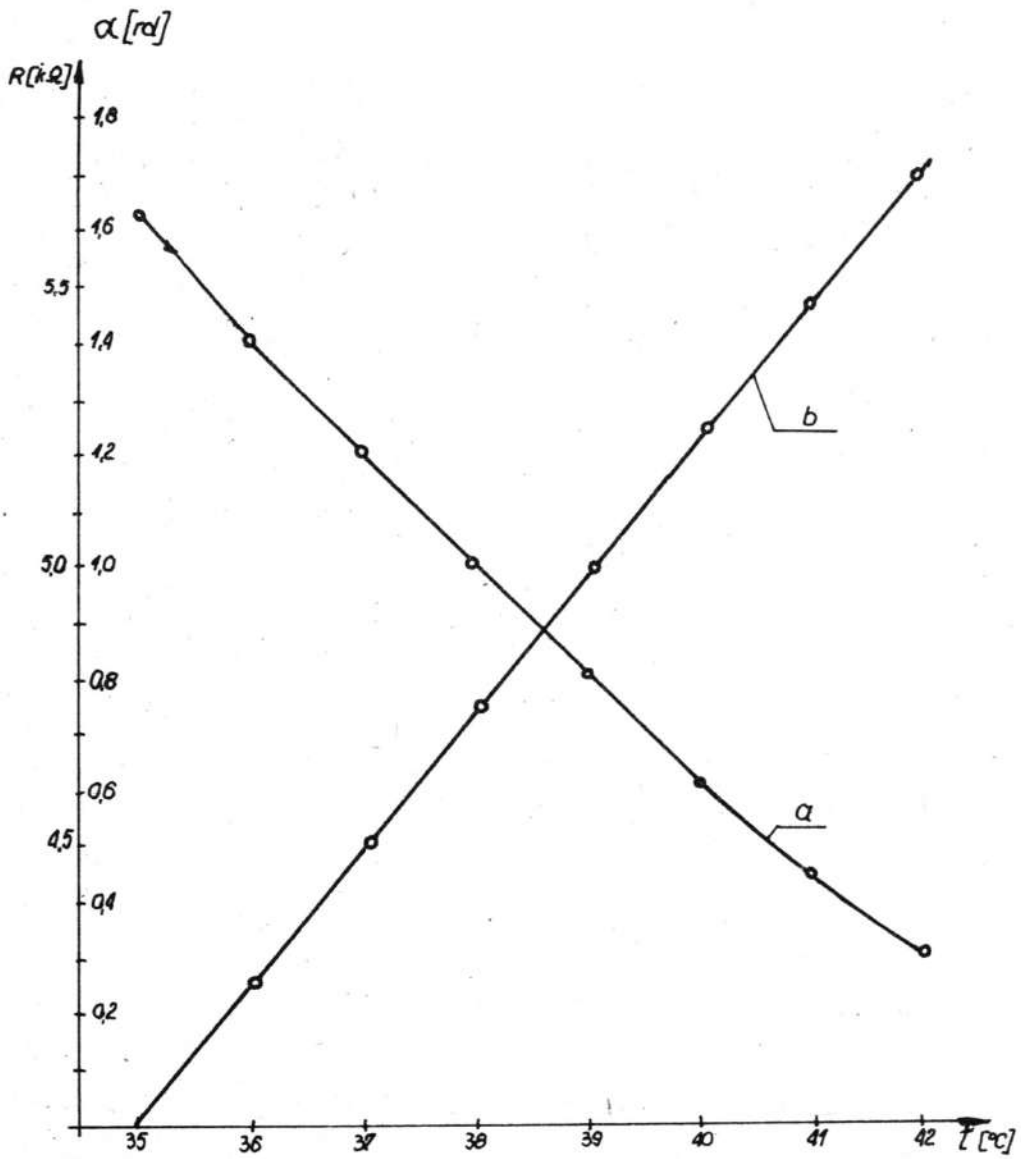
4. Badania i analiza wyników

Celem określenia charakterystyki statycznej przyrządu wyznaczono przebieg zależności rezystancji od temperatury dla badanego termistora $R = f/t$. Pomiarów dokonywano przy pomocy ultratermostatu i cyfrowego miernika rezystancji. Ultratermostat został napełniony wodą destylowaną, następnie zanurzono w nim termistor po uprzednim zaizolowaniu wyprowadzenia z perły termistorowej. Pomiarów przeprowadzano co $0,5^{\circ}\text{C}$ w granicach od 34°C do 42°C każdorazowo ustalając temperaturę z dokładnością do $0,01^{\circ}\text{C}$ przy pomocy układu regulacyjnego stanowiącego wyposażenie termostatu. Natomiast pomiary rezystancji dokonywano miernikiem cyfrowym, co praktycznie nie obciążało termistora /obciążenie wynosiło ok. $0,1 \text{ mW}$ /. Zależność rezystancji od temperatury $R = f/t$ dla badanego termistora przedstawiono na Rys. 2a.

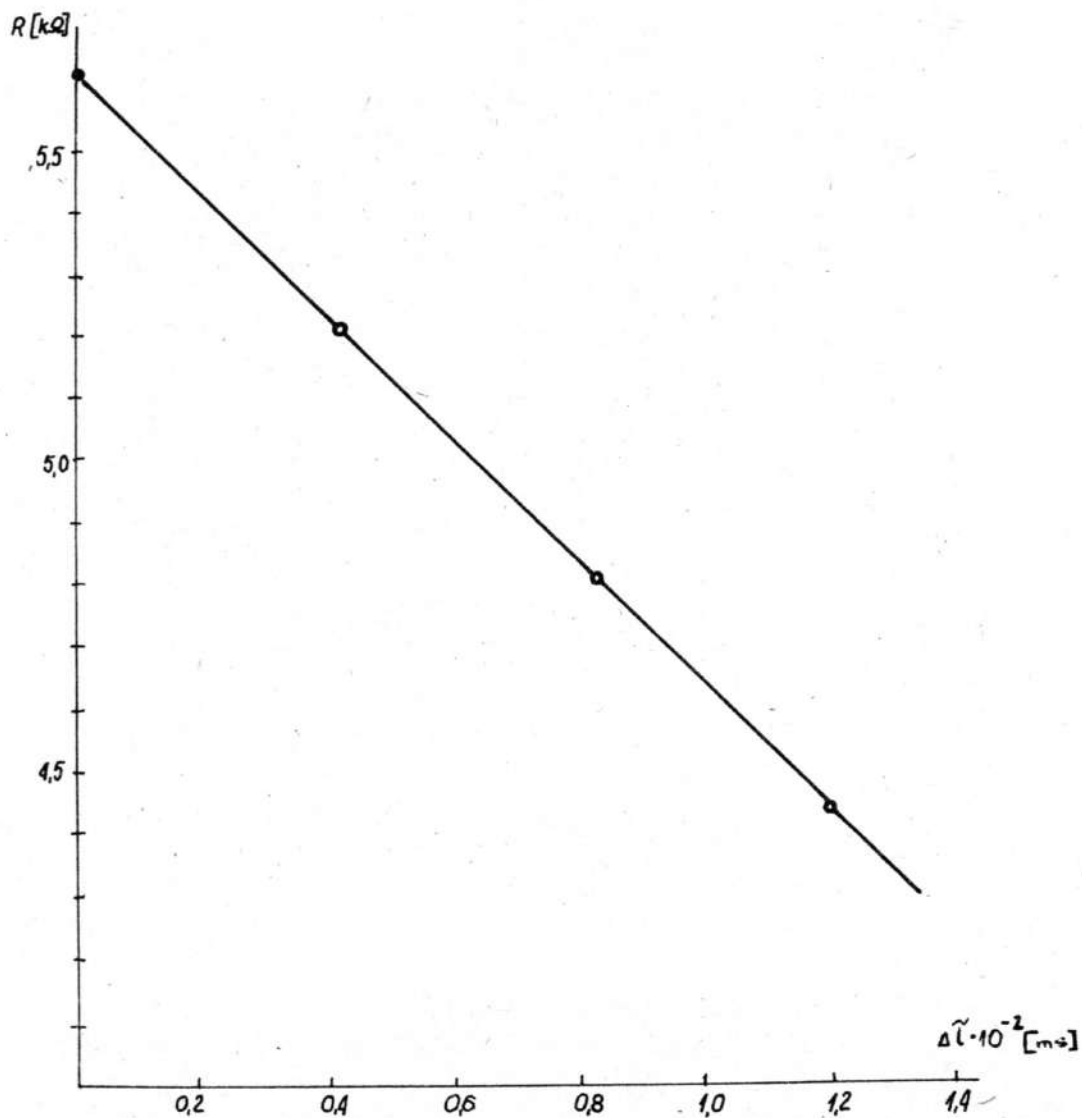
Na podstawie przeprowadzonych pomiarów laboratoryjnych stwierdzono, że w zakresie pomiarowym przyrządu charakterystyka rezystancyjno-temperaturowa jest funkcją wykładniczą zgodnie z rozważaniami teoretycznymi. Ponieważ zależność rezystancji czujnika pomiarowego od temperatury jest zależnością nieliniową, w związku z powyższym skala przyrządu będzie nieliniowa. Stosunkowo prostym i skutecznym sposobem liniaryzacji skali jest dołączenie do termistora szeregowo i równoległe dodatkowych rezystancji, których wartość ustala się empirycznie. W ten sposób w przybliżeniu uzyskano liniową zależność wychylenia od temperatury w badanym zakresie /Rys. 2b/; co umożliwia odczyt temperatury z maksymalną dokładnością do około $0,02^{\circ}\text{C}$

Pomiary uzupełniające przeprowadzono przy pomocy oscylografa pętlicowego. Dokonano zdjęcia charakterystyk przebiegów napięć w charakterystycznych punktach układu elektronicznego przy czterech różnych temperaturach 35°C , 37°C , 39°C i 41°C

- a/ napięcie U_{BE} dla tranzystorów tworzących układ multiwibratora,
- b/ napięcie U_{CE} dla tranzystorów tworzących układ multivibratora,
- c/ napięcie U_{CE} dla tranzystorów stanowiących wzmacniacz różnicowy.



Rys. 2 a/ Zależność doświadczalna $R = f(t)$ dla badanego termistora, b/ charakterystyka statyczna przyrzadu



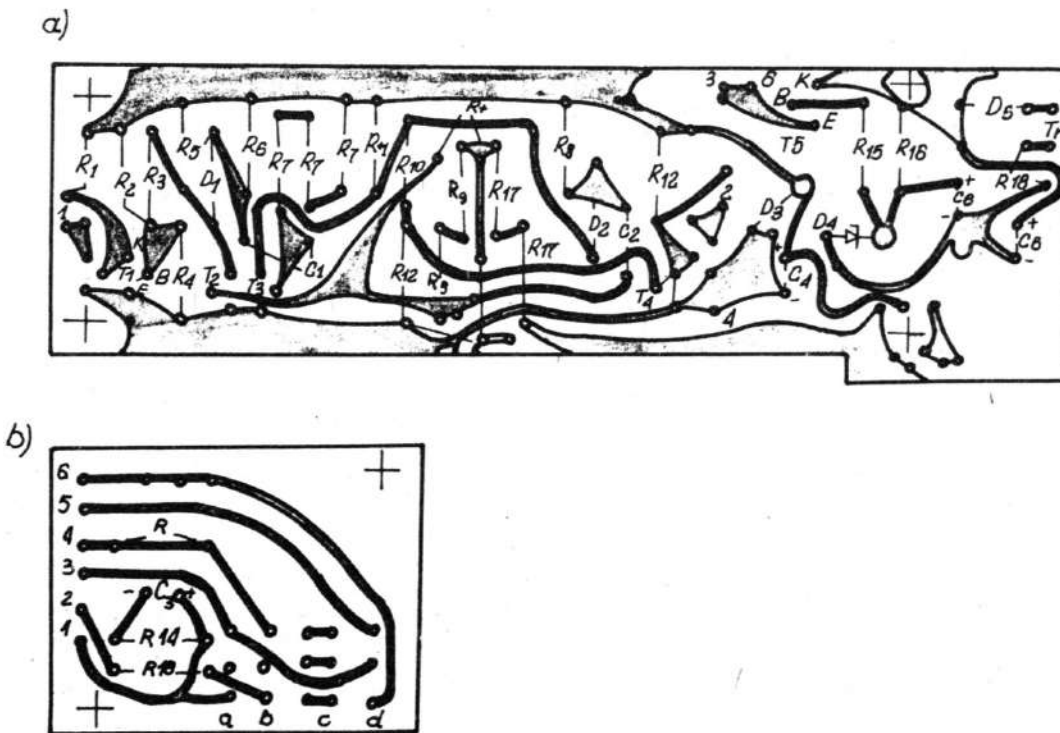
Rys. 3. Zależność różnicy czasu trwania impulsów z przetwornika od rezystancji czujnika

Stwierdzono, że impulsy wyjściowe z multiwibratora są prawie idealnie prostokątne. Zawdzięcza się to zastosowaniu w układzie multiwibratora diod formujących D_1 i D_2 .

Badania oscylograficzne układu wykazały, że różnica czasu trwania impulsów dla temperatury 35°C wynosi $0,0$ ms, natomiast dla temperatury 41°C wynosi $1,2 \cdot 10^{-2}$ ms. Przebieg zależności różnicy czasu trwania impulsów multiwibratora od rezystancji termistora przedstawia wykres na Rys. 3. Zależność ta jest liniowa.

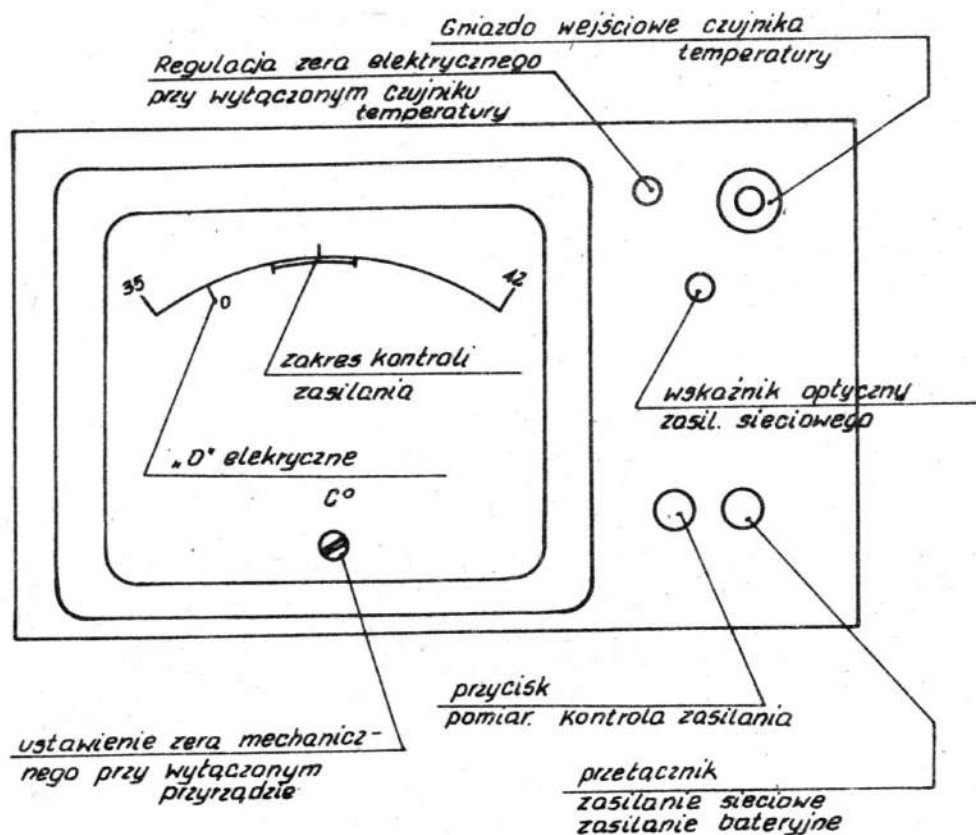
5. Opis techniczny przyrządu pomiarowego

Układ elektroniczny przyrządu pomiarowego /Rys.1/ zrealizowano na obwodzie płytki drukowanej i przedstawiono na Rys. 4.



Rys. 4. a/ Druk płytki montażowej układu elektronicznego przetwornika temperatury, b/ Płytki montażowa obwodu wejściowego przetwornika temperatury

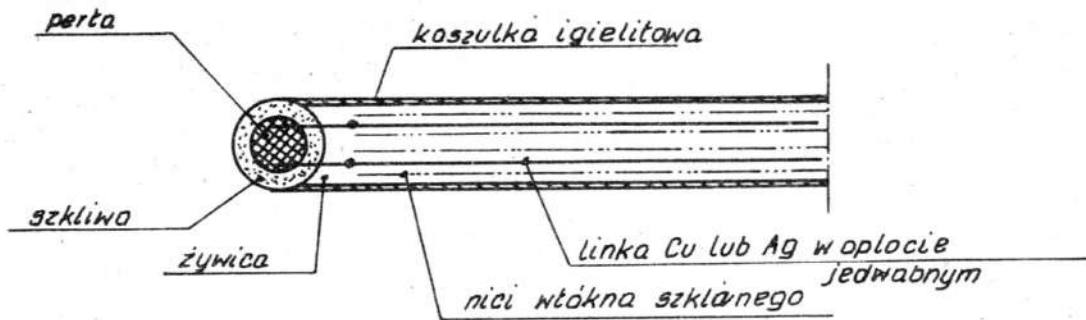
Całość umieszczono w obudowie wykonanej z blachy. Część odczytową przyrządu pomiarowego przedstawiono na Rys. 5.



Rys.5. Część odczytowa przyrządu pomiarowego

6. Wykorzystanie termistorowych czujek termometrycznych w diagnostyce

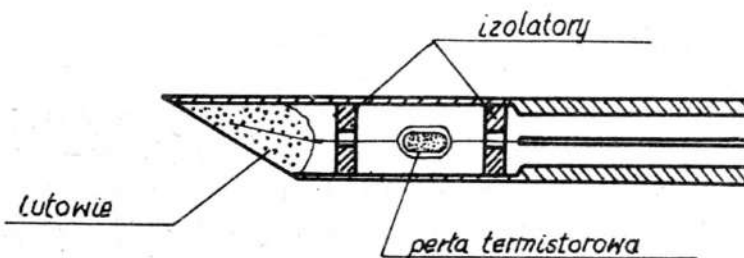
Celem pełnego wykorzystania przyrządu pomiarowego należało-
by wyposażać go w zestaw trzech następujących sond pomiarowych:
1/ sondę do pomiaru temperatury w naturalnych jamach ciała ludz-
kiego /ucho, nos itp./ przedstawioną na Rys. 6.



Rys. 6. Sonda do pomiaru temperatury w naturalnych jamach ciała ludzkiego

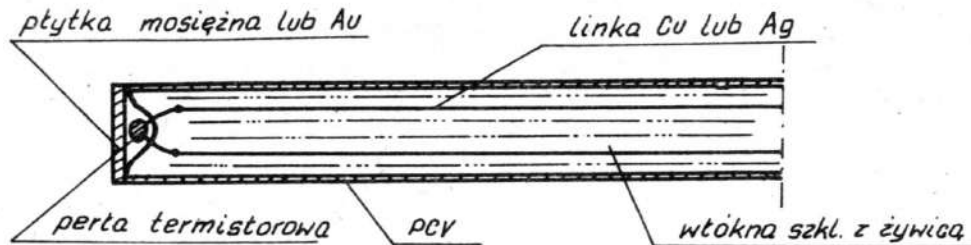
W sondzie tej miniaturowa perła termistorowa o średnicy około 1-2 mm zamocowana jest w koszulce PCV o średnicy zewnętrznej równej średnicy perły. Przewody odprowadzające z linki o przekroju około 0,1-0,2 mm² zaizolowane lakierem i jedwabiem poprowadzone zostały wewnątrz koszulki PCV. Całość jest zalana żywicą polimal 109 i zbrojona włóknem szklanym.

2/ sondę do pomiaru temperatury krwi przedstawioną na Rys. 7.



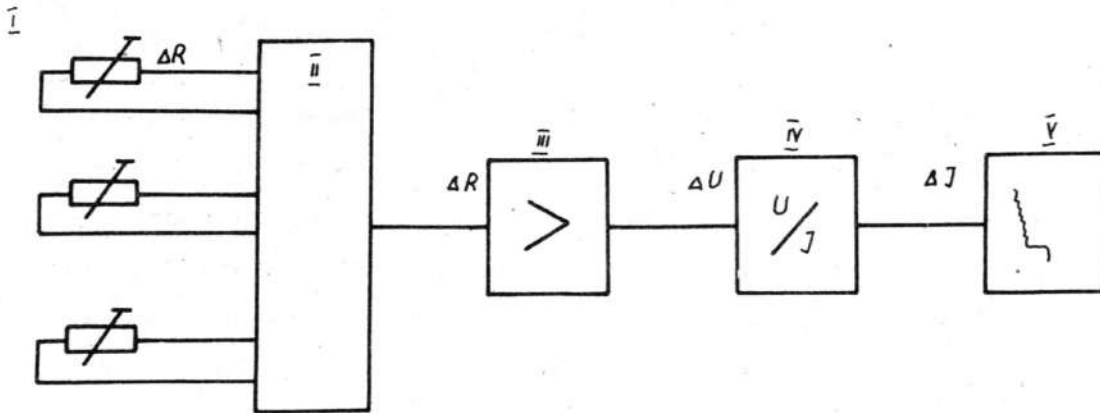
Rys. 7. Sonda do pomiaru temperatury krwi

Perła termistorowa zamocowana została w igle lekarskiej. Jedna końcówka zalutowana do zaślepienia igły, druga wyprowadzona przez izolatory i izolującą masę uszczelniającą na zewnątrz. Do sporządzenia tego typu sond należy użyć pereł o średnicach mniejszych niż 0,3 mm /maksymalne zmniejszenie grubości igły/.
3/sondę do pomiaru temperatury powierzchni ciała ludzkiego przedstawioną na Rys. 8.



Rys. 8, Sonda do pomiaru temperatury powierzchni ciała ludzkiego

Celem sporządzenia tego typu sondy wykorzystana została perła z przyklejoną płytką metalową, a następnie zamocowana w koszulce PCV, uzbrojona włóknem szklanym i zalana żywicą polimal 109. Izolacja przewodów wykonana jak w sondzie 1. Powyższy zestaw umożliwia sprawdzenie temperatur różnych części ciała i poszczególnych narządów pacjenta w krótkim czasie a tym samym ułatwia postawienie właściwej diagnozy. Dla celów badawczych pomocne jest ciągłe obserwowanie temperatury wielu punktów ciała ludzkiego. Umożliwią to niewielkie modyfikacje zaprojektowanego układu pomiarowego. Schemat takiego zestawu pomiarowego przedstawia Rys. 9.



Rys. 9. Schemat blokowy układu ciągłego pomiaru i rejestracji temperatury ciała ludzkiego; I - sondy pomiarowe, II - układ przełączający punkty pracy rejestratora, III - wzmacniacz z Rys. 1. z włączonym w miejsce miernika rezystorem wzorcowym, IV - typowy przekształtnik sygnał. napięciowego z rezystora wzorcowego na standaryzowany 0-20 mA sygnał prądowy, V - prądowy rejestrator wielomiejscowy

Proponowany układ pomiarowy pozwala na ciągłą kontrolę temperatury ciała ludzkiego i może stać się istotnym elementem ułatwiającym diagnostykę i prowadzenie terapii w szeregu przypadkach, gdzie inne metody diagnostyczne zawodzą.

BIBLIOGRAFIA

- 1 Kuźma E., Termistory, IPPT PAN, Warszawa 1964
- 2 Michałski L. Echersdorf K. Pomiary temperatury, Warszawa 1969
WNT
- 3 Schmidt B. Kuźma E, Termistory, Warszawa 1961 PWT
- 4 Zagajewski T., Układy elektroniki przemysłowej Warszawa 1978
WNT
- 5 Miesięcznik "Radio" - styczeń 1970

ЭЛЕКТРОННЫЙ ТЕРМОМЕТР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА

Резюме

Проведенные исследования в Институте Физиологии Зверей в Торуне, а также в Бордо во Франции показали, что температуры определенных пунктов поверхности тела являются однозначно связанными с температурой отдельных внутренних органов, а также их частей. Кроме того, установлено, что температура среднего уха связана с температурой соответствующего мозгового полушария. Итак, проведен анализ измерительных методов возможных для использования в диагностике. Беря во внимание диапазон температур, выступающих при измерениях тимпанальной температуры среднего уха, а также требования, относительно габаритов чувствительного элемента, выбран метод измерения температуры при помощи термисторов. Определена статистическая характеристика прибора, то есть зависимость резистанции от температуры $R = z(t)$ для исследуемого термистора. В цели получения линейаризации шкалы, к термистору присоединено добавочную резистанцию, что позволило на отчитывание температуры с максимальной точностью до около $0,02^{\circ}\text{C}$.