

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY** (19) **PL** (11) **235901**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **420080**

(51) Int.Cl.
A61B 5/026 (2006.01)

(22) Data zgłoszenia: **30.12.2016**

(54)

Sposób i urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

02.07.2018 BUP 14/18

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

16.11.2020 WUP 18/20

(73) Uprawniony z patentu:

**MUSZ PRZEMYSŁAW IMER SYSTEMS,
Trzebnica, PL**

(72) Twórca(y) wynalazku:

PRZEMYSŁAW MUSZ, Trzebnica, PL

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Regina Kozłowska

PL 235901 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem wynalazku jest sposób i urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki, w szczególności tkanek obwodowych.

Urządzenie do monitorowania przepływu krwi w tkankach znane z opisu patentowego USA nr US6805672 zawiera elementy grzejne służące do dostarczania ciepła do tkanki, w której przepływ krwi zmniejsza się w czasie szoku, elementy do przerywanego dostarczania zasilania do elementu grzejnego, elementy do pomiaru termicznej odpowiedzi tkanki na ogrzewanie oraz układy służące do przeliczania wyników pomiarów na wartości określające stan szoku pacjenta. Elementem dostarczającym ciepło jest termistor, a tkanką badaną jest ściana rektum. Urządzenie ma sondę połączoną poprzez przetwornik analogowo-cyfrowy z mikroprocesorem, przy czym sonda i mikroprocesor zasilane są układem zasilania i kontroli mocy. Ponadto do mikroprocesora podłączony jest wyświetlacz.

Układ do pomiaru ilościowego przepływu krwi w tkankach znane z opisu patentowego US8454525 zawiera elementy mierzące temperaturę nieogranzonego łożyska naczyniowego, elementy grzejne i układy zasilające elementy grzejne w taki sposób, że moc niezbędna do wywołania danego przyrostu temperatury powyżej temperatury odniesienia jest zmienną funkcją czasu, a środki służące do określania rezystancji elementu grzejnego i mocy niezbędnej do utrzymania określonej różnicy temperatur względem temperatury odniesienia. W urządzeniu element grzejny i element sensoryczny stanowią pojedynczy element, w szczególności termistor.

Urządzenie do pomiaru funkcji śródbłonna znane z opisu patentowego USA nr US8915862 zawiera element grzejny, w szczególności termistor dostarczający ciepło do określonego obszaru ciała oraz środki służące do określania rozpraszania dostarczonego ciepła w tkankach, a także środki służące do wywierania ciśnienia na ww. obszar tkanki w taki sposób, aby uzyskać termiczny kontakt elementu grzejnego z ciałem. Wyniki pomiaru perfuzji u pacjenta porównuje się z wartościami odniesienia dla osoby zdrowej w celu określenia funkcjonowania nabłonka, ponadto porównuje się wartości zmierzone po zaburzeniu stanu tkanek z wartościami referencyjnymi.

Sonda do pomiaru temperatury metodą zerowego strumienia ciepła jest znana z opisu patentowego USA nr US8292502, zawiera dwie warstwy elastycznego podłoża, grzałkę w postaci ścieżki naniesionej na pierwszą warstwę podłoża, dwa czujniki temperatury umieszczone na pierwszej i drugiej warstwie podłoża po dwóch stronach podłoża. Ponadto pierwsza i druga warstwa podłoża oddzielone są elastyczną warstwą izolacji.

Sposób i urządzenie znane z opisu patentowego USA nr US6488623 służą do pomiaru perfuzji skóry. Urządzenie zawiera element termoelektryczny, w szczególności ogniwo Peltiera, służące do generowania różnicy temperatury, czujnik temperatury do pomiaru różnicy temperatury pomiędzy stroną zimną oraz ciepłą elementu termoelektrycznego oraz kontroler podłączony do czujnika i elementu termoelektrycznego, dostarczający energię do elementu termoelektrycznego. W urządzeniu mierzy się energię potrzebną do utrzymania stałej różnicy temperatur, a ilość energii jest miarą perfuzji badanego obszaru skóry.

Urządzenie znane z opisu patentowego USA nr US6221025 zawiera element grzejny, w szczególności diodę półprzewodnikową, czujnik temperatury, w szczególności diodę półprzewodnikową i izolację termiczną, oddzielającą wymienione elementy od otoczenia zewnętrznego. Sposób polega na tym, że dostarcza się energię elektryczną do elementu grzejnego i wytwarza gradient temperatury w obszarze badanej tkanki, przy czym określa się ilość energii niezbędną do utrzymania stabilnego, określonego gradientu temperatury.

Urządzenie do nieinwazyjnego pomiaru właściwości termicznych i perfuzji w biomateriałach znane jest z opisu patentowego USA nr US4859078. Urządzenie zawiera co najmniej dwa elementy, w szczególności termistory, które mogą być podgrzewane oraz służą do pomiaru temperatury, przy czym jeden z elementów pozostaje w kontakcie termicznym ze skórą, a drugi w kontakcie termicznym z pierwszym elementem. Element drugi jest podgrzewany do temperatury, która powoduje skierowanie strumienia ciepła pierwszego elementu w głąb tkanki, następnie mierzy się przepływ ciepła i na jego podstawie wylicza wartości parametrów termicznych i perfuzję tkanki.

Aparatura zintegrowana i system czujników fizjologicznych znane z międzynarodowego zgłoszenia PCT nr WO2009032074, zawiera środki grzewcze przystosowane do ogrzewania obszaru tkanki, zwłaszcza obszaru tkanki znajdującej się w pobliżu czujnika fizjologicznego przystosowanego do mierzenia co najmniej jednej cechy fizjologicznej. Poprzez ogrzewanie obszaru tkanki na ciele pacjenta zwiększa się perfuzję krwi w obszarze tkanki i mierzy co najmniej jedną fizjologiczną cechę

w docelowym miejscu pomiaru czujnikiem fizjologicznym podczas lub w określonym czasie po ograniczeniu rozszerzonego obszaru tkanki. W jednym przykładzie wykonania układ czujnikowy obejmuje co najmniej jeden algorytm temperatury, który jest dostosowany do dostosowania ciepła przyłożonego do rozszerzonego obszaru tkanki w oparciu o reakcję organizmu na bodźce cieplne. W innym przykładzie wykonania, gdy skóra pacjenta jest podgrzewana do ogólnie znormalizowanego zakresu temperatur około 40–42°C, tętniczki w sieci naczyń krwionośnych, które rozprzestrzeniają się w płytkiej warstwie w skórze właściwej, reagują na bodziec cieplny, poprzez czynne rozszerzenie wewnętrznych średnic tętniczek i ogólne rozszerzenie naczyń krwionośnych. Rozszerzona średnica powoduje obniżoną odporność na przepływ krwi, a tym samym zwiększa przepływ krwi przez nią. W celu zoptymalizowania wzrostu perfuzji, skóra lub tkanka pacjenta jest początkowo ogrzewana do co najmniej temperatury około 35°C lub co najmniej 3°C powyżej skóry lub powierzchni temperatura i poniżej temperatury około 42°C, aby uniknąć poparzenia pacjenta.

Urządzenie do regulacji i określenia plateau przepływu krwi znane z międzynarodowego zgłoszenia PCT nr WO2015144125, dotyczy urządzenia do regulacji i określania plateau przepływu krwi w kończynie pacjenta, przy czym urządzenie ma komorę, której ścianka obejmuje wnętrze komory i ma co najmniej jeden otwór, do wprowadzania co najmniej części kończyny do wnętrza, i co najmniej jedno wgłębienie, które umożliwia dostęp do części kończyny znajdującej się we wnętrzu komory, i w którym urządzenie ma co najmniej jeden element grzejny, który jest w kontakcie cieplnym z wnętrzem. Urządzenie ma ponadto środki do określania plateau przepływu krwi w części kończyny znajdującej się we wnętrzu komory. Element grzejny zawiera wiele termopar, na przykład drutów metalowych lub węglowych, lub pierwszy czujnik temperatury do określania temperatury wewnętrznej elektrycznego elementu grzejnego.

Istota sposobu według wynalazku polega na tym, że sondę pomiarową z grzałką umieszcza się na ciele pacjenta, po czym prądem zasilającym wytworzonym regulowanym układem zasilającym zasila się grzałkę, przy czym w pierwszym etapie pomiarowym grzałkę zasila się pomiarowym prądem zasilającym, po czym w drugim etapie pomiarowym wartość prądu zasilającego zwiększa się do wartości podgrzewającego prądu zasilającego w wyniku czego podgrzewa się grzałkę, a po osiągnięciu przez nią temperatury końcowej w trzecim etapie, zmniejsza się wartość podgrzewającego prądu zasilającego do wartości pomiarowego prądu zasilającego, przy czym podczas zasilania grzałki mierzy się napięciowy sygnał pomiarowy na wyprowadzeniach elektrycznych pomiarowych sondy pomiarowej, po czym napięciowy sygnał pomiarowy filtruje się w pierwszym filtrze wejściowym a następnie wzmacnia pierwszym wzmacniaczem, jednocześnie prąd zasilający kieruje się na boczny pomiarowy, na którym mierzy się napięciowy sygnał kontrolny, który filtruje się drugim filtrem wejściowym i wzmacnia drugim wzmacniaczem. Wzmocnione analogowe sygnały napięciowe pomiarowy i kontrolny próbkuje się, korzystnie wzmocniony analogowy napięciowy sygnał pomiarowy próbkuje się synchronicznie ze wzmocnionym analogowym napięciowym sygnałem kontrolnym, następnie dyskretny wzmocniony napięciowy sygnał pomiarowy przetwarza się na cyfrowy sygnał pomiarowy, który kieruje się do procesora oraz dyskretny wzmocniony napięciowy sygnał kontrolny przetwarza się na cyfrowy sygnał kontrolny, który kieruje się do procesora, w którym na podstawie zmierzonych dyskretnych wartości cyfrowych sygnałów pomiarowego i kontrolnego wylicza się chwilowe wartości rezystancji grzałki według wzoru $R_G = (U_P/U_B) \cdot (K_B/K_P)$, gdzie U_P – cyfrowy sygnał pomiarowy, U_B – cyfrowy sygnał kontrolny, K_P – wzmocnienie pierwszego wzmacniacza, K_B – wzmocnienie drugiego wzmacniacza, a następnie na podstawie wartości rezystancji grzałki wylicza się chwilowe wartości temperatury grzałki $T = (R_G - \alpha)/(R_0 + \alpha)$, gdzie α – temperaturowy współczynnik rezystancji przewodnika grzałki, R_0 – rezystancja grzałki w temperaturze 0°C, zaś na podstawie wyliczonych wartości temperatury grzałki wylicza się co najmniej jedną wartość wybraną z grupy: stała czasowa narostu temperatury, stała czasowa spadku temperatury, czas narostu temperatury grzałki o progową wartość przyrostu temperatury grzałki względem temperatury odniesienia, czas spadku temperatury grzałki o progową wartość przyrostu temperatury grzałki względem temperatury końcowej, która to wartość jest wartością odzwierciedlającą perfuzję tkanki i stanowi funkcję czasu w postaci funkcji odwzorowania perfuzji.

Korzystnie, temperaturę odniesienia wyznacza się dla grzałki zasilanej pomiarowym prądem zasilającym.

Korzystnie, stałą czasową narostu temperatury wylicza się na podstawie krzywej narostu temperatury grzałki.

Korzystnie, krzywą narostu temperatury grzałki wyznacza się dla grzałki zasilanej podgrzewającym prądem zasilającym.

Korzystnie, stałą czasową spadku temperatury wylicza się na podstawie krzywej spadku temperatury grzałki.

Korzystnie, krzywą spadku temperatury grzałki po podgrzaniu grzałki podgrzewającym prądem zasilającym wyznacza się dla grzałki zasilanej pomiarowym prądem zasilającym.

Korzystnie, temperaturą końcową jest temperatura ustalona, najkorzystniej temperatura ustalona jest wtedy, gdy temperatura grzałki w co najmniej dwóch kolejnych pomiarach nie różni się o więcej, niż maksymalna różnica zmian ustalonej temperatury lub temperaturą końcową jest temperatura grzałki równa temperaturze odniesienia powiększonej o progową wartość przyrostu temperatury grzałki.

Korzystnie, wartości perfuzji prognozuje się za pomocą ekstrapolacji wcześniej zmierzonych wartości perfuzji.

Korzystnie, przy zmianie perfuzji o określoną wartość generuje się sygnał alarmowy.

Korzystnie, na ciele pacjenta, umieszcza się co najmniej dwie sondy, po czym przetwarza się wyniki pomiarów w wyniku czego uzyskuje się co najmniej dwie informacje o perfuzji.

Korzystnie, wartości pomiarowego prądu zasilającego oraz podgrzewającego prądu zasilającego są zmiennymi funkcjami czasu takimi, że moc elektryczna dostarczana do grzałki jest stała w pierwszym etapie pomiarowym, w drugim etapie pomiarowym i w trzecim etapie pomiarowym.

Korzystnie, funkcja odwzorowania perfuzji jest funkcją liniową lub funkcja odwzorowania perfuzji (f) ma postać $P(t) = A * (\tau_1(t)/\tau_2(t)) + B$, gdzie A, B są stałe, τ_1 – stała czasowa narostu temperatury, a τ_2 – stała czasowa spadku temperatury.

Korzystnie, stałą czasową stałą czasową narostu temperatury i/lub stałą czasową spadku temperatury wyznacza się za pomocą aproksymacji krzywych odpowiednio narostu temperatury grzałki i/lub spadku temperatury grzałki.

Istota urządzenia według wynalazku polega na tym, że ma co najmniej jedną sondę pomiarową, przy czym każda sonda pomiarowa połączona jest wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi i pomiarowymi z co najmniej jednym układem pomiarowym, natomiast układ pomiarowy jest połączony z procesorem, do którego podłączony jest wyświetlacz, korzystnie wyposażony w panel dotykowy, przy czym układ pomiarowy ma na wejściu dwa układy zabezpieczające pierwszy i drugi, przy czym pierwszy układ zabezpieczający, jest połączony z wyprowadzeniami elektrycznymi pomiarowymi oraz poprzez pierwszy filtr wejściowy, pierwszy wzmacniacz i pierwszy przetwornik analogowo-cyfrowy z procesorem, zaś drugi układ zabezpieczający jest połączony z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi oraz przez bocznik pomiarowy, drugi filtr wejściowy, drugi wzmacniacz i drugi przetwornik analogowo-cyfrowy z procesorem, ponadto drugi układ zabezpieczający połączony jest z drugim filtrem wejściowym i jednocześnie drugi układ zabezpieczający połączony jest przez regulowany układ zasilający z procesorem, natomiast sonda pomiarowa zawiera grzałkę wykonaną w warstwie przewodzącej prąd elektryczny naniesionej na podłoże osadzone w warstwie i izolatora termicznego, ponadto końce grzałki połączone są przewodami wykonanymi z warstwy przewodzącej z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi i pomiarowymi, ma co najmniej jedną sondę pomiarową, przy czym każda sonda pomiarowa połączona jest wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi i pomiarowymi z co najmniej jednym układem pomiarowym, natomiast układ pomiarowy jest połączony z procesorem, do którego podłączony jest wyświetlacz, korzystnie wyposażony w panel dotykowy.

Korzystnie, do procesora podłączona jest klawiatura.

Korzystnie, do procesora podłączony jest układ komunikacji radiowej.

Korzystnie, do procesora podłączony jest port komunikacyjny.

Korzystnie, do procesora podłączony jest czujnik temperatury otoczenia.

Korzystnie, do procesora podłączony jest sygnalizator.

Korzystnie, grzałka wykonana jest w postaci meandra lub spirali.

Korzystnie, podłoże jest folią.

Korzystnie, warstwa izolatora termicznego jest uformowana w płaską obudowę.

Korzystnie, warstwa izolatora termicznego jest wykonana z pianki polimerowej.

Korzystnie, sonda pomiarowa jest mocowana na ciele pacjenta paskiem.

Korzystnie, sonda pomiarowa jest pokryta warstwą samoprzylepną.

Korzystnie, obudowa jest uformowana w klips.

Korzystnie, sonda pomiarowa zawiera grzałkę wykonaną z nici przewodzącej prąd elektryczny w postaci meandra, na opatrunku.

Korzystnie, grzałka wykonana z nici przewodzącej prąd elektryczny jest wszyta w opatrunek.

Korzystnie, grzałka wykonana z nici przewodzącej prąd elektryczny jest umieszczona na opatrunku pokrytym warstwą samoprzylepną.

Urządzenie według wynalazku umożliwia ciągły monitoring zmian perfuzji lokalnej, w szczególności tkanek obwodowych. Badanie perfuzji jest szczególnie istotne w szeregu stanów nagłych spotykanych w intensywnej terapii, w szczególności szoku, ostrej dekompensacyjnej niewydolności serca, a także zaburzeniach krążenia lokalnego, m.in. niedokrwieniu kończyn. Możliwe jest także monitorowanie pooperacyjne, np. graftów skórnych i złożonych, w szczególności w chirurgii rekonstrukcyjnej i plastycznej lub przeszczepów kończyn. Zastosowana technika pomiarowa oparta na analizie zależności czasowych przebiegu aktywnie kontrolowanej temperatury, pozwala na uzyskanie wysokiej czułości w szerokim zakresie perfuzji, przy jednoczesnym zachowaniu relatywnie wysokiej częstotliwości wykonywania pomiarów. Pomiar jest wykonywany za pomocą łatwej w użyciu sondy, w szczególności samoprzylepnej, co znacząco upraszcza procedurę przygotowania urządzenia do pracy i uniezależnia wyniki pomiaru od kompetencji personelu obsługującego urządzenie.

Przedmioty wynalazków objaśnione są w przykładzie wykonania i uwidocznione na rysunku na którym, fig. 1 przedstawia urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki z jedną sondą pomiarową, fig. 2 – urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki z dwiema sondami pomiarowymi, fig. 3 – układ pomiarowy, fig. 4 – sondę pomiarową z grzejnikiem w postaci spirali, fig. 5 – sondę pomiarową z grzejnikiem w postaci meandra, fig. 6 – sondę pomiarową w postaci grzałki wykonanej z nici przewodzącej prąd elektryczny na opatrunku samoprzylepnym, fig. 7 – sondę pomiarową w postaci klipsa, fig. 8 – charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔT_r , fig. 9 – charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki do temperatury ustalonej, fig. 10 – charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki temperatury końcowej i pomiarze czasu narostu oraz czasu spadku temperatury, a fig. 11 – charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki do temperatury końcowej równej temperaturze ustalonej i pomiarze stałej czasowej narostu temperatury i stałej czasowej spadku temperatury.

P r z y k ł a d 1

Sposób pomiaru perfuzji tkanki polega na tym, że sondę pomiarową 1 z grzałką 5 umieszcza się na ciele pacjenta, po czym prądem zasilającym I_z wytworzonym regulowanym układem zasilającym 23 zasila się grzałkę 5. W pierwszym etapie pomiarowym grzałkę 5 zasila się pomiarowym prądem zasilającym I_{zP} , po czym w drugim etapie pomiarowym wartość prądu zasilającego zwiększa się do wartości podgrzewającego prądu zasilającego I_{zG} w wyniku czego podgrzewa się grzałkę 5, a po osiągnięciu przez nią temperatury końcowej T_K w trzecim etapie pomiarowym, zmniejsza się wartość podgrzewającego prądu zasilającego I_{zG} do wartości pomiarowego prądu zasilającego I_{zP} . Podczas zasilania grzałki 5 mierzy się napięciowy sygnał pomiarowy na wyprowadzeniach elektrycznych pomiarowych 6b, 6c sondy pomiarowej 1, po czym napięciowy sygnał pomiarowy filtruje się w pierwszym filtrze wejściowym 15 a następnie wzmacnia pierwszym wzmacniaczem 16. Jednocześnie prąd zasilający I_z kieruje się na bocznik pomiarowy 19, na którym mierzy się napięciowy sygnał kontrolny, który filtruje się drugim filtrem wejściowym 20 i wzmacnia drugim wzmacniaczem 21. Wzmocnione analogowe sygnały napięciowe pomiarowy i kontrolny próbkuje się przetwornikami analogowo-cyfrowymi odpowiednio pierwszym 17 i drugim 22. Następnie dyskretny wzmocniony napięciowy sygnał pomiarowy przetwarza się na cyfrowy sygnał pomiarowy, który kieruje się do procesora 8 oraz dyskretny wzmocniony napięciowy sygnał kontrolny przetwarza się na cyfrowy sygnał kontrolny, który kieruje się do procesora 8, w którym na podstawie zmierzonych wartości cyfrowych sygnałów pomiarowego i kontrolnego wylicza się chwilowe wartości rezystancji R_G grzałki według wzoru $R_G = (U_P/U_B) * (K_B/K_P)$, gdzie U_P – cyfrowy sygnał pomiarowy, U_B – cyfrowy sygnał kontrolny, K_P – wzmacnienie pierwszego wzmacniacza, K_B – wzmacnienie drugiego wzmacniacza, a na podstawie wartości rezystancji grzałki R_G wylicza się chwilowe wartości temperatury grzałki $T = (R_G - \alpha)/(R_0 + \alpha)$, gdzie α – temperaturowy współczynnik rezystancji przewodnika grzałki, R_0 – rezystancja grzałki w temperaturze 0°C . Na podstawie wyliczonych wartości temperatury grzałki T wylicza się stałą czasową τ_1 , która to wartość jest wartością odzwierciedlającą perfuzję tkanki $P(t) = f(\tau(t))$, gdzie f jest funkcją odwzorowania perfuzji taką, że $P(t) = A * \tau_1(t) + B$, gdzie A , B są stałe τ_1 – stała czasowa narostu temperatury. Stałą czasową τ_1 wylicza się na podstawie krzywej narostu temperatury grzałki T . Charakterystyka prądu zasilającego I_z i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔT_r względem temperatu-

ry odniesienia T_0 zilustrowana jest na fig. 9. Temperaturę odniesienia T_0 wyznacza się dla grzałki zasilanej pomiarowym prądem zasilającym I_{ZP} , a krzywą narostu temperatury grzałki wyznacza się dla grzałki zasilanej podgrzewającym prądem zasilającym I_{ZG} . Temperatura końcowa T_K jest równa temperaturze odniesienia T_0 powiększonej o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔTr .

Przykład 2

Sposób pomiaru perfuzji tkanki przebiega jak w przykładzie pierwszym z tą różnicą, że wzmocniony analogowy napięciowy sygnał pomiarowy próbkuje się synchronicznie ze wzmocnionym analogowym napięciowym sygnałem kontrolnym oraz dodatkowo stałą czasową spadku temperatury τ_2 wylicza się na podstawie krzywej spadku temperatury grzałki T podczas zasilania grzałki 5 pomiarowym prądem zasilającym I_{ZP} oraz funkcja odwzorowania perfuzji (f) ma postać $P(t) = A * (\tau_1(t) / \tau_2(t)) + B$, gdzie A , B są stałe. Charakterystykę prądu zasilającego I_z i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki 5 do temperatury końcowej T_K równej temperaturze ustalonej T_U i pomiarze stałej czasowej narostu temperatury τ_1 i stałej czasowej spadku temperatury τ_2 , przedstawia fig. 11. Ponadto wartości perfuzji prognozuje się za pomocą ekstrapolacji wartości perfuzji zmierzonych wcześniej.

Stałe czasowe narostu temperatury τ_1 oraz spadku temperatury τ_2 wyznacza się za pomocą aproksymacji krzywych czasu narostu temperatury grzałki T i spadku temperatury grzałki T .

Przykład 3

Sposób pomiaru perfuzji tkanki przebiega jak w przykładzie pierwszym z tą różnicą, że na podstawie wyliczonych wartości temperatury grzałki T wylicza się czas narostu t_{p1} temperatury grzałki T o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔTr względem temperatury odniesienia T_0 , przy czym czas narostu t_{p1} temperatury grzałki T o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔTr jest wartością odzwierciedlającą perfuzję tkanki P . Temperaturę odniesienia T_0 wyznacza się dla grzałki 5 zasilanej pomiarowym prądem zasilającym I_{ZP} , a krzywą narostu temperatury grzałki T wyznacza się dla grzałki 5 zasilanej podgrzewającym prądem zasilającym I_{ZG} . Funkcja odwzorowania perfuzji (f) ma postać $P(t) = A * t_{p1}(t) + B$, gdzie A , B są stałe. Charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki o określoną różnicę ΔT_K , przedstawia fig. 8.

Przykład 4

Sposób pomiaru perfuzji tkanki przebiega jak w przykładzie pierwszym i trzecim z tą różnicą, że dodatkowo mierzy się czas t_{p2} spadku temperatury grzałki T o progową wartość przyrostu temperatury grzałki ΔTK względem temperatury końcowej T_K , a następnie wylicza się wartość perfuzji wg wzoru $P(t) = A * (t_{p1}(t) / t_{p2}(t)) + B$, gdzie A , B są stałe. Charakterystykę prądu zasilającego i temperatury tkanki w czasie pomiaru przy podgrzewaniu grzałki temperatury końcowej i pomiarze czasu narostu oraz czasu spadku temperatury, przedstawia fig. 10.

Przykład 5

Sposób pomiaru perfuzji tkanki przebiega jak w przykładzie pierwszym lub drugim lub trzecim lub czwartym z tą różnicą, że na ciele pacjenta w różnych miejscach, umieszcza się dwie sondy 1, po czym przetwarza się wyniki pomiarów w wyniku czego uzyskuje się dwie informacje o perfuzji P , funkcja odwzorowania perfuzji f jest funkcją liniową a przy zmianie perfuzji P o określoną wartość generuje się sygnał alarmowy. Ponadto wartości pomiarowego prądu zasilającego I_{ZP} oraz podgrzewającego prądu zasilającego I_{ZG} są zmiennymi funkcjami czasu takimi, że moc elektryczna dostarczana do grzałki 5 jest stała w pierwszym etapie pomiarowym, w drugim etapie pomiarowym, i w trzecim etapie pomiarowym.

Przykład 6

Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki zawiera jedną sondę pomiarową 1, przy czym sonda pomiarowa 1 połączona jest wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi 6a, 6d i pomiarowymi 6b, 6c z układem pomiarowym 7, natomiast układ pomiarowy 7 jest połączony z procesorem 8, do którego połączony jest wyświetlacz 9, klawiatura 10, układ komunikacji radiowej 11, port komunikacyjny 12 oraz czujnik temperatury otoczenia 13. Układ pomiarowy 7 ma na wejściu dwa układy zabezpieczające pierwszy 14 i drugi 18. Pierwszy układ zabezpieczający 14, jest połączony z wyprowadzeniami elektrycznymi pomiarowymi 6b, 6c oraz poprzez pierwszy filtr wejściowy 15, pierwszy wzmacniacz 16 i pierwszy przetwornik analogowo-cyfrowy 17 z procesorem 8. Drugi układ zabezpieczający 18 jest połączony z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi 6a, 6d oraz przez bocznik pomiarowy 19, drugi filtr wejściowy 20, drugi wzmacniacz 21 i drugi przetwornik analogowo-cyfrowy 22 z procesorem 8. Ponadto drugi układ zabezpieczający 18 połączony jest z drugim filtrem wejściowym 20 i jednocześnie drugi układ zabezpieczający 18 połączony jest przez regulowany układ zasilający 23 z procesorem 8. Sonda pomiarowa 1 zawiera grzałkę 5 wykonaną w warstwie przewodzącej prąd elek-

tryczny naniesionej na podłoże 3 wykonane z folii, osadzone w warstwie izolatora termicznego 2a, ponadto końce grzałki 5 połączone są przewodami 4 wykonanymi z warstwy przewodzącej z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi 6a, 6d i pomiarowymi 6b, 6c. Grzałka 5 wykonana jest w postaci spirali. Warstwa izolatora termicznego 2a jest uformowana w płaską obudowę 2. Ponadto sonda pomiarowa 1 jest pokryta warstwą samoprzylepną 25.

Przykład 7

Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki wykonane jak w przykładzie szóstym z tą różnicą, że ma dwie sondy pomiarowe 1, przy czym każda sonda pomiarowa 1 połączona jest wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi 6a, 6d i pomiarowymi 6b, 6c z dwoma układami pomiarowymi 7 połączonymi z procesorem 8, do którego podłączone są układ komunikacji radiowej 11, port komunikacyjny 12, czujnik temperatury otoczenia 13, sygnalizator 9b oraz wyświetlacz 9 wyposażony w panel dotykowy 9a. Grzałka 5 wykonana jest w postaci meandra, a sonda 1 jest pokryta warstwą samoprzylepną.

Przykład 8

Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki wykonane jak w przykładzie szóstym albo siódmym z tą różnicą, że grzałka 5 wykonana z nici 26 przewodzącej prąd elektryczny jest wszyta w opatrunek 24, przy czym opatrunek 24 jest pokryty warstwą samoprzylepną 25.

Przykład 9

Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki wykonane jak w przykładzie szóstym albo siódmym z tą różnicą, że sonda pomiarowa 1 jest mocowana na ciele pacjenta paskiem 27.

Przykład 10

Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki wykonane jak w przykładzie szóstym albo siódmym z tą różnicą, że obudowa 2 jest uformowana w klips, a warstwa izolatora termicznego 2a jest wykonana z pianki polimerowej.

Wykaz oznaczeń na rysunku:

- 1 – sonda pomiarowa,
- 2 – obudowa,
- 2a – izolator termiczny,
- 3 – podłoże,
- 4 – przewody,
- 5 – grzałka,
- 6a, 6d – wyprowadzenia elektryczne zasilające,
- 6b, 6c – wyprowadzenia elektryczne pomiarowe,
- 7 – układ pomiarowy,
- 8 – procesor,
- 9 – wyświetlacz,
- 9a – panel dotykowy,
- 9b – sygnalizator,
- 10 – klawiatura,
- 11 – układ komunikacji radiowej,
- 12 – port komunikacyjny,
- 13 – czujnik temperatury otoczenia,
- 14 – pierwszy układ zabezpieczający,
- 15 – pierwszy filtr wejściowy,
- 16 – pierwszy wzmacniacz,
- 17 – pierwszy przetwornik analogowo-cyfrowy,
- 18 – drugi układ zabezpieczający,
- 19 – boczny pomiarowy,
- 20 – drugi filtr wejściowy,
- 21 – drugi wzmacniacz,
- 22 – drugi przetwornik analogowo-cyfrowy,
- 23 – regulowany układ zasilający,
- 24 – opatrunek,
- 25 – warstwa samoprzylepna,
- 26 – nić przewodząca prąd elektryczny,

- 27 – pasek,
- I_Z – prąd zasilający,
- I_{ZP} – pomiarowy prąd zasilający,
- I_{ZG} – podgrzewający prąd zasilający,
- K_P – wzmacnienie pierwszego wzmacniacza,
- U_P – cyfrowy sygnał pomiarowy,
- U_B – cyfrowy sygnał kontrolny,
- K_B – wzmacnienie drugiego wzmacniacza,
- R_B – rezystancja bocznika pomiarowego,
- R_G – rezystancja grzałki,
- T – temperatura grzałki,
- T_K – temperatura końcowa,
- T_0 – temperatura odniesienia,
- ΔT_r – progowa wartość przyrostu temperatury grzałki,
- ΔT_{ust} – maksymalna różnica zmian ustalonej temperatury,
- T_U – temperatura ustalona,
- α – temperaturowy współczynnik rezystancji przewodnika grzałki,
- R_0 – rezystancja grzałki w temperaturze 0°C ,
- n – numer próbki,
- P – perfuzja,
- A – stała,
- B – stała,
- f – funkcja,
- τ – stała czasowa,
- τ_1 – stała czasowa narostu temperatury,
- τ_2 – stała czasowa spadku temperatury,
- t_{p1} – czas narostu temperatury,
- t_{p2} – czas spadku temperatury.

Zastrzeżenia patentowe

1. Sposób pomiaru perfuzji tkanki polegający na tym, że grzałkę umieszcza się na ciele pacjenta, po czym zasila się grzałkę prądem zasilającym, **znamienny tym**, że sondę pomiarową (1) wyposażoną w grzałkę (5) umieszcza się na ciele pacjenta, po czym zasila się grzałkę (5) prądem zasilającym (I_Z) wytworzonym regulowanym układem zasilającym (23), przy czym w pierwszym etapie pomiarowym grzałkę (5) zasila się pomiarowym prądem zasilającym (I_{ZP}), po czym w drugim etapie pomiarowym wartość prądu zasilającego zwiększa się do wartości podgrzewającego prądu zasilającego (I_{ZG}) w wyniku czego podgrzewa się grzałkę (5), a po osiągnięciu przez nią temperatury końcowej (T_K) w trzecim etapie, zmniejsza się wartość podgrzewającego prądu zasilającego (I_{ZG}) do wartości pomiarowego prądu zasilającego (I_{ZG}), przy czym podczas zasilania grzałki (5) mierzy się napięciowy sygnał pomiarowy na wyprowadzeniach elektrycznych pomiarowych (6b, 6c) sondy pomiarowej (1), po czym napięciowy sygnał pomiarowy filtruje się w pierwszym filtrze wejściowym (15) a następnie wzmacnia pierwszym wzmacniaczem (16), jednocześnie prąd zasilający (I_Z) kieruje się na bocznik pomiarowy (19), na którym mierzy napięciowy sygnał kontrolny, który filtruje się drugim filtrem wejściowym (20) i wzmacnia drugim wzmacniaczem (21), po czym wzmacnione analogowe sygnały napięciowe pomiarowy i kontrolny próbkuje się, korzystnie wzmacniony analogowy napięciowy sygnał pomiarowy próbkuje się synchronicznie ze wzmacnionym analogowym napięciowym sygnałem kontrolnym, następnie dyskretny wzmacniony napięciowy sygnał pomiarowy przetwarza się na cyfrowy sygnał pomiarowy, który kieruje się do procesora (8) oraz dyskretny wzmacniony napięciowy sygnał kontrolny przetwarza się na cyfrowy sygnał kontrolny, który kieruje się do procesora (8), w którym na podstawie zmierzonych dyskretnych wartości cyfrowych sygnałów pomiarowego i kontrolnego wylicza się chwilowe wartości rezystancji (R_G) grzałki według wzoru $R_G = (U_P/U_B) * (K_B/K_P)$, gdzie U_P – cyfrowy sygnał pomiarowy, U_B – cyfrowy sygnał kontrolny, K_P – wzmacnienie pierwszego

- wzmacniacza, K_B – wzmacnienie drugiego wzmacniacza, a następnie na podstawie wartości rezystancji grzałki wylicza się chwilowe wartości temperatury grzałki $T = (R_G - \alpha)/(R_0 + \alpha)$, gdzie α – temperaturowy współczynnik rezystancji przewodnika grzałki, R_0 – rezystancja grzałki w temperaturze 0°C , zaś na podstawie wyliczonych wartości temperatury grzałki (T) wylicza się co najmniej jedną wartość wybraną z grupy: stała czasowa narostu temperatury (τ_1), stała czasowa spadku temperatury (τ_2), czas narostu (t_{p1}) temperatury grzałki (T) o progową wartość przyrostu temperatury grzałki (ΔT_r) względem temperatury odniesienia (T_0) czas spadku (t_{p2}) temperatury grzałki o progową wartość przyrostu temperatury grzałki (ΔT_r) względem temperatury końcowej (T_K), która to wartość jest wartością odzwierciedlającą perfuzję (P) tkanki i stanowi funkcję czasu w postaci funkcji odwzorowania perfuzji (f).
2. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że temperaturę odniesienia (T_0) wyznacza się dla grzałki (5) zasilanej pomiarowym prądem zasilającym (I_{ZP}).
 3. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że stałą czasową narostu temperatury (τ) wylicza się na podstawie krzywej narostu temperatury grzałki (T).
 4. Sposób według zastrz. 3, **znamienny tym**, że krzywą narostu temperatury grzałki (T) wyznacza się dla grzałki (5) zasilanej podgrzewającym prądem zasilającym (I_{ZG}).
 5. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że stałą czasową (τ) spadku temperatury wylicza się na podstawie krzywej spadku temperatury grzałki (T).
 6. Sposób według zastrz. 5, **znamienny tym**, że krzywą spadku temperatury grzałki (T) po podgrzaniu grzałki (5) podgrzewającym prądem zasilającym (I_{ZG}) wyznacza się dla grzałki (5) zasilanej pomiarowym prądem zasilającym (I_{ZP}).
 7. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że temperaturą końcową (T_K) jest temperatura ustalona (T_U).
 8. Sposób według zastrz. 7, **znamienny tym**, że temperatura ustalona (T_U) jest wtedy, gdy temperatura grzałki (T) w co najmniej dwóch kolejnych pomiarach nie różni się o więcej, niż maksymalna różnica zmian ustalonej temperatury (ΔT_{ust}).
 9. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że temperaturą końcową (T_K) jest temperatura grzałki równa temperaturze odniesienia (T_0) powiększonej o progową wartość przyrostu temperatury grzałki (ΔT_r).
 10. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wartości perfuzji (P) prognozuje się za pomocą ekstrapolacji wcześniej zmierzonych wartości perfuzji (P).
 11. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że przy zmianie perfuzji (P) o określoną wartość generuje się sygnał alarmowy.
 12. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że na ciele pacjenta, umieszcza się co najmniej dwie sondy (1), po czym przetwarza się wyniki pomiarów w wyniku czego uzyskuje się co najmniej dwie informacje o perfuzji (P), po czym wyniki pomiarów łączy się w celu uzyskania co najmniej jednej informacji dotyczącej perfuzji (P).
 13. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że wartości pomiarowego prądu zasilającego (I_{ZP}) oraz podgrzewającego prądu zasilającego (I_{ZG}) są zmiennymi funkcjami czasu takimi, że moc elektryczna dostarczana do grzałki (5) jest stała w pierwszym etapie pomiarowym, w drugim etapie pomiarowym i w trzecim etapie pomiarowym.
 14. Sposób według zastrz. 1, **znamienny tym**, że funkcja odwzorowania perfuzji (f) jest funkcją liniową.
 15. Sposób wg zastrz. 1, **znamienny tym**, że funkcja odwzorowania perfuzji (f) ma postać $P(t) = A * (\tau_1(t)/\tau_2(t)) + B$, gdzie A , B są stałe, τ_1 – stała czasowa narostu temperatury, a τ_2 – stała czasowa spadku temperatury.
 16. Sposób wg zastrz. 1, **znamienny tym**, że stałą czasową (τ_1 , τ_2) wyznacza się za pomocą aproksymacji krzywych narostu temperatury grzałki (T) i/lub spadku temperatury grzałki (T).
 17. Urządzenie do pomiaru perfuzji tkanki zawierające grzałkę oraz przetwornik analogowo-cyfrowy połączony z procesorem, do którego połączony jest wyświetlacz, **znamiennie tym**, że ma co najmniej jedną sondę pomiarową (1), przy czym każda sonda pomiarowa (1) połączona jest wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi (6a, 6d) i pomiarowymi (6b, 6c) z co najmniej jednym układem pomiarowym (7), natomiast układ pomiarowy (7) jest połączony z procesorem (8), do którego podłączony jest wyświetlacz (9), korzystnie wyposażony w panel dotykowy (9a), przy czym układ pomiarowy (7) ma na wejściu dwa układy zabezpieczające pierwszy (14) i drugi (18), przy czym pierwszy układ zabezpieczający (14), jest połączo-

ny z wyprowadzeniami elektrycznymi pomiarowymi (6b, 6c) oraz poprzez pierwszy filtr wejściowy (15), pierwszy wzmacniacz (16) i pierwszy przetwornik analogowo-cyfrowy (17) z procesorem (8), zaś drugi układ zabezpieczający (18) jest połączony z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi (6a, 6d) oraz przez boczny pomiarowy (19), drugi filtr wejściowy (20), drugi wzmacniacz (21) i drugi przetwornik analogowo-cyfrowy (22) z procesorem (8), ponadto drugi układ zabezpieczający (18) połączony jest z drugim filtrem wejściowym (20) i jednocześnie drugi układ zabezpieczający (18) połączony jest przez regulowany układ zasilający (23) z procesorem (8), natomiast sonda pomiarowa (1) zawiera grzałkę (5) wykonaną w warstwie przewodzącej prąd elektryczny naniesionej na podłoże (3) osadzone w warstwie i izolatora termicznego (2a), ponadto końce grzałki (5) połączone są przewodami (4) wykonanymi z warstwy przewodzącej z wyprowadzeniami elektrycznymi zasilającymi (6a, 6d) i pomiarowymi (6b, 6c).

18. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że do procesora (8) podłączona jest klawiatura (10).
19. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że do procesora (8) podłączony jest układ komunikacji radiowej (11).
20. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że do procesora (8) podłączony jest port komunikacyjny (12).
21. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że do procesora (8) podłączony jest czujnik temperatury otoczenia (13).
22. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że grzałka (5) wykonana jest w postaci meandra.
23. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że grzałka (5) wykonana jest w postaci spirali.
24. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że podłoże (3) jest folią.
25. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że warstwa izolatora termicznego (2a) jest uformowana w płaską obudowę (2).
26. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że warstwa izolatora termicznego (2a) jest wykonana z pianki polimerowej.
27. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że sonda pomiarowa (1) jest mocowana na ciele pacjenta paskiem (27).
28. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że sonda pomiarowa (1) jest pokryta warstwą samoprzylepną.
29. Urządzenie według zastrz. 25, **znamiennie tym**, że obudowa (2) jest uformowana w klips.
30. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że sonda pomiarowa (1) zawiera grzałkę (26) wykonaną z nici przewodzącej prąd elektryczny w postaci meandra, na opatrunku (24).
31. Urządzenie według zastrz. 30, **znamiennie tym**, że grzałka (26) wykonana z nici przewodzącej prąd elektryczny jest wszyta w opatrunek (24).
32. Urządzenie według zastrz. 30, **znamiennie tym**, że grzałka (26) wykonana z nici przewodzącej prąd elektryczny jest umieszczona na opatrunku (24) pokrytym warstwą samoprzylepną (25).
33. Urządzenie według zastrz. 17, **znamiennie tym**, że do procesora (8) jest podłączony sygnalizator (9b).

Rysunki

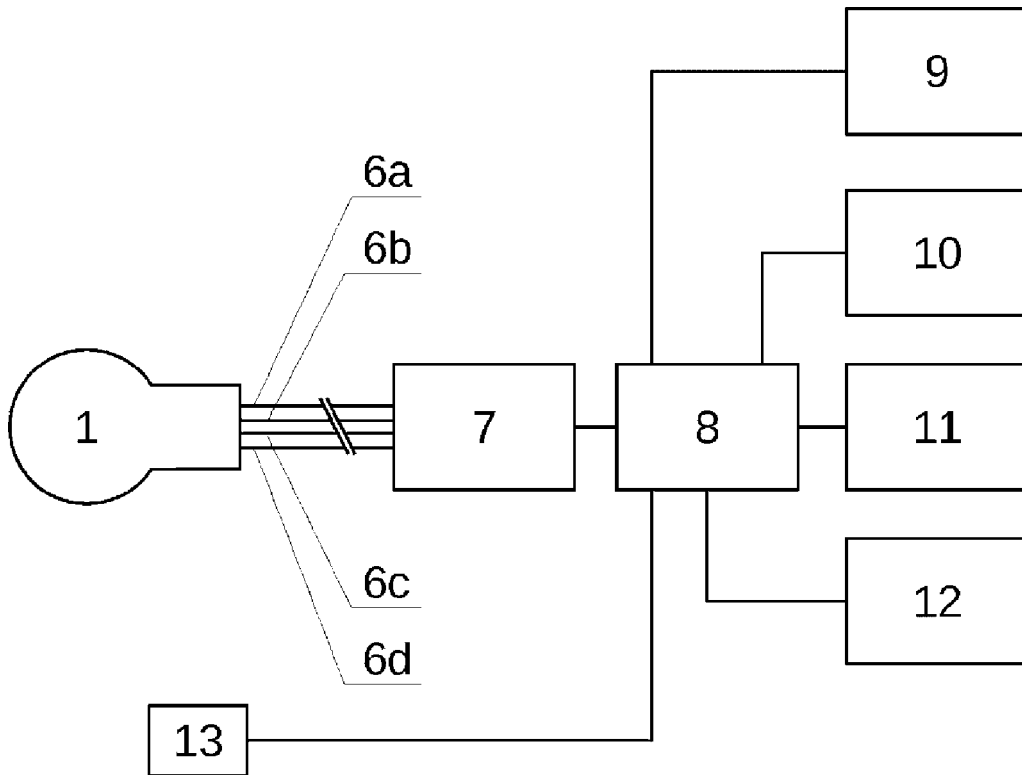


Fig. 1

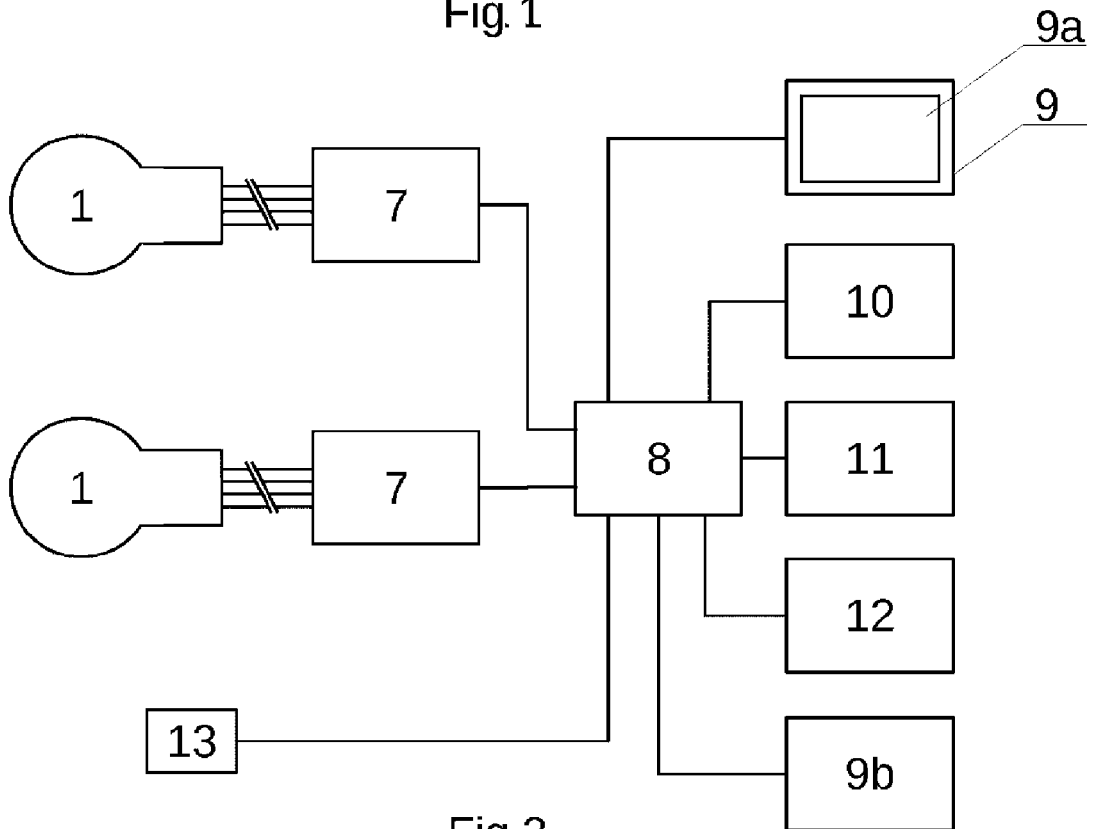


Fig. 2

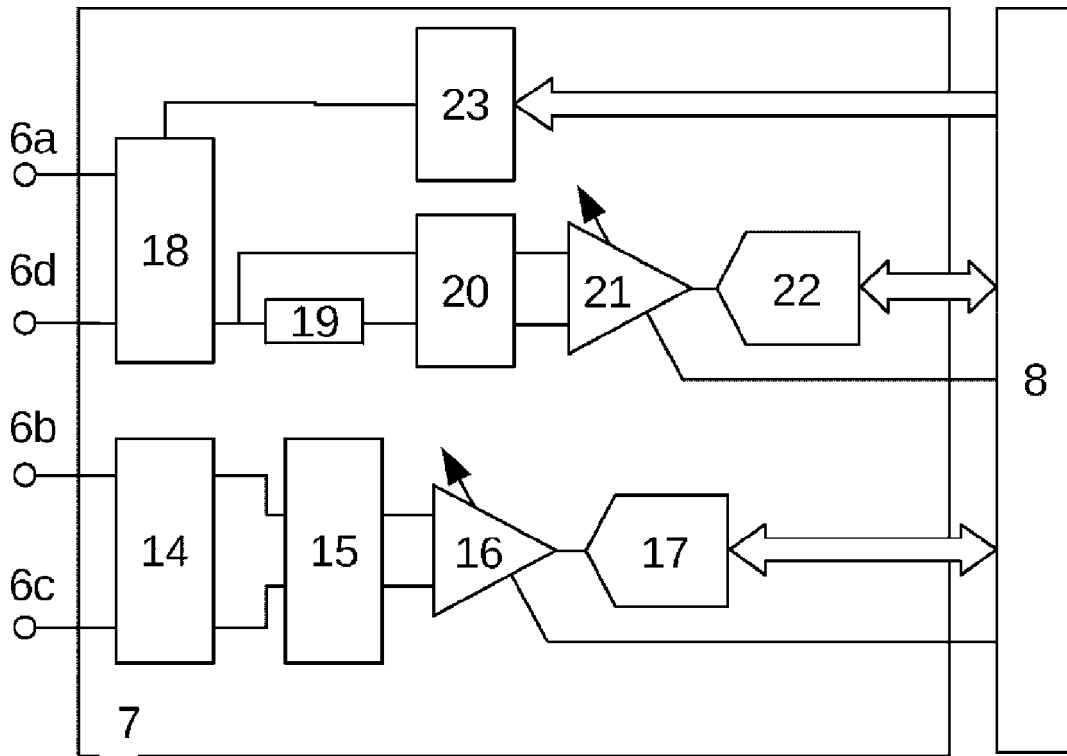


Fig. 3

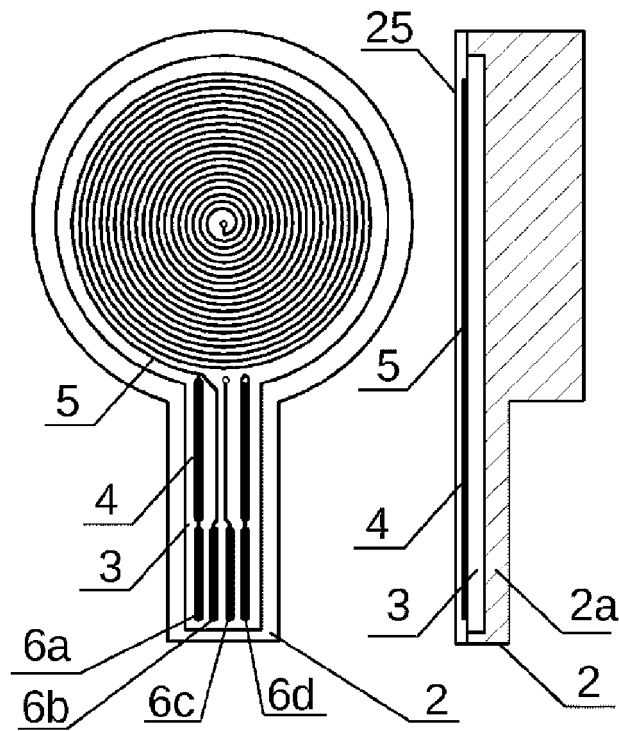


Fig. 4

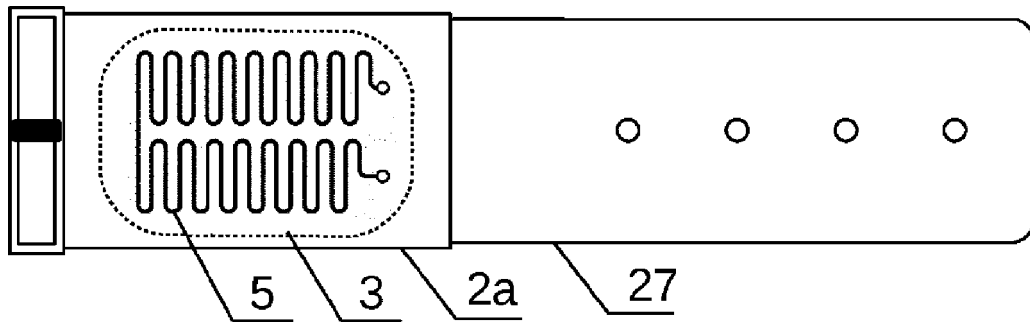


Fig. 5

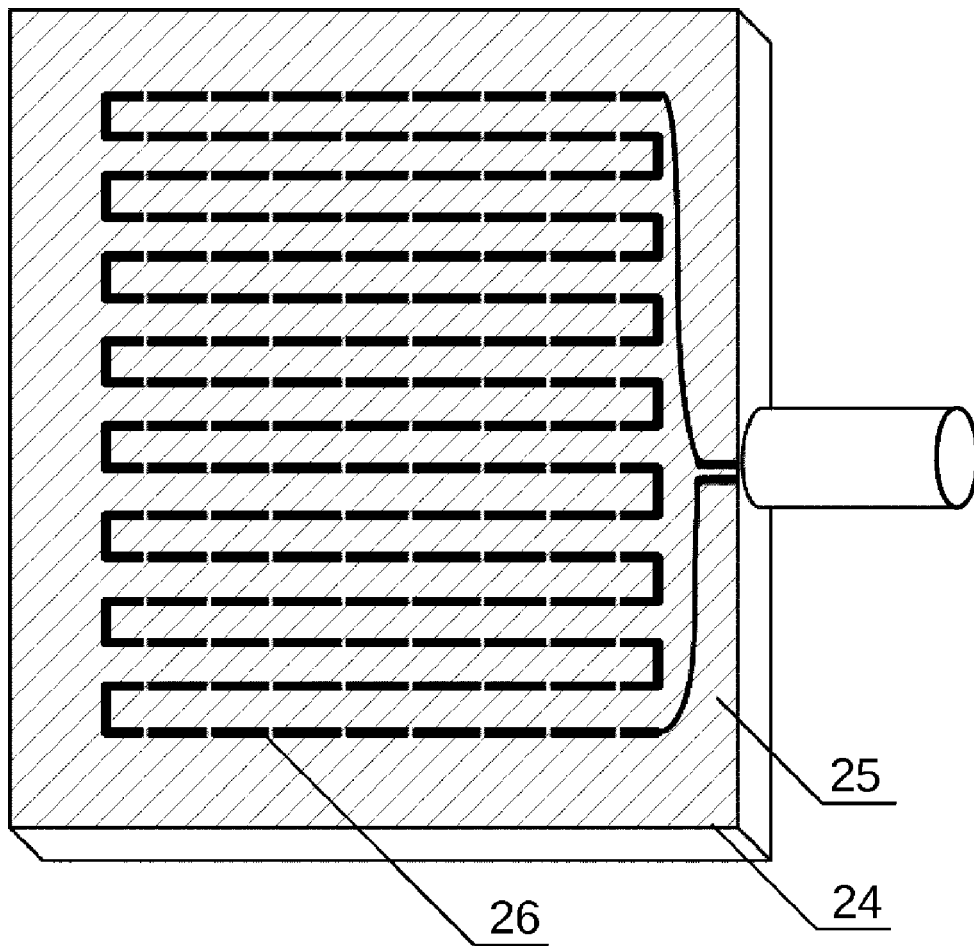


Fig. 6

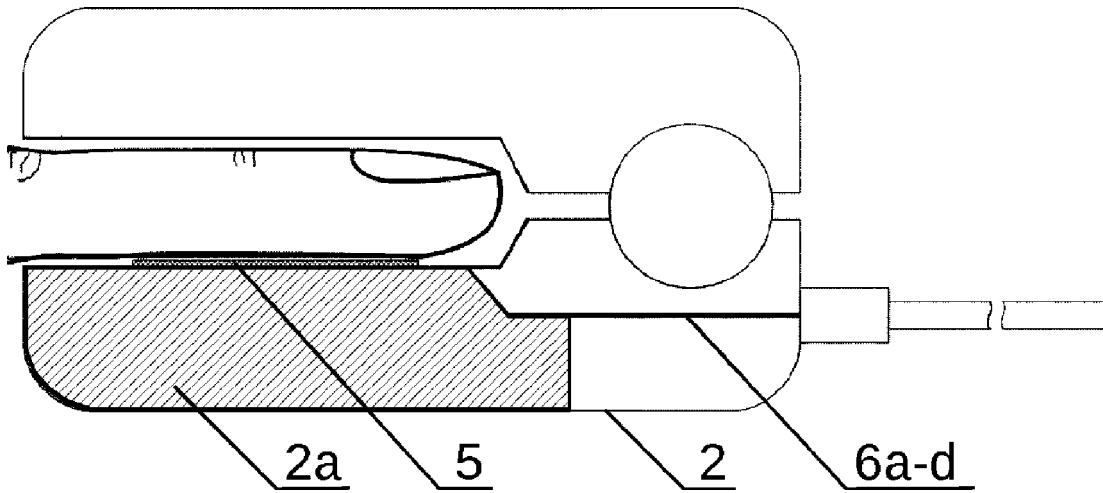


Fig. 7

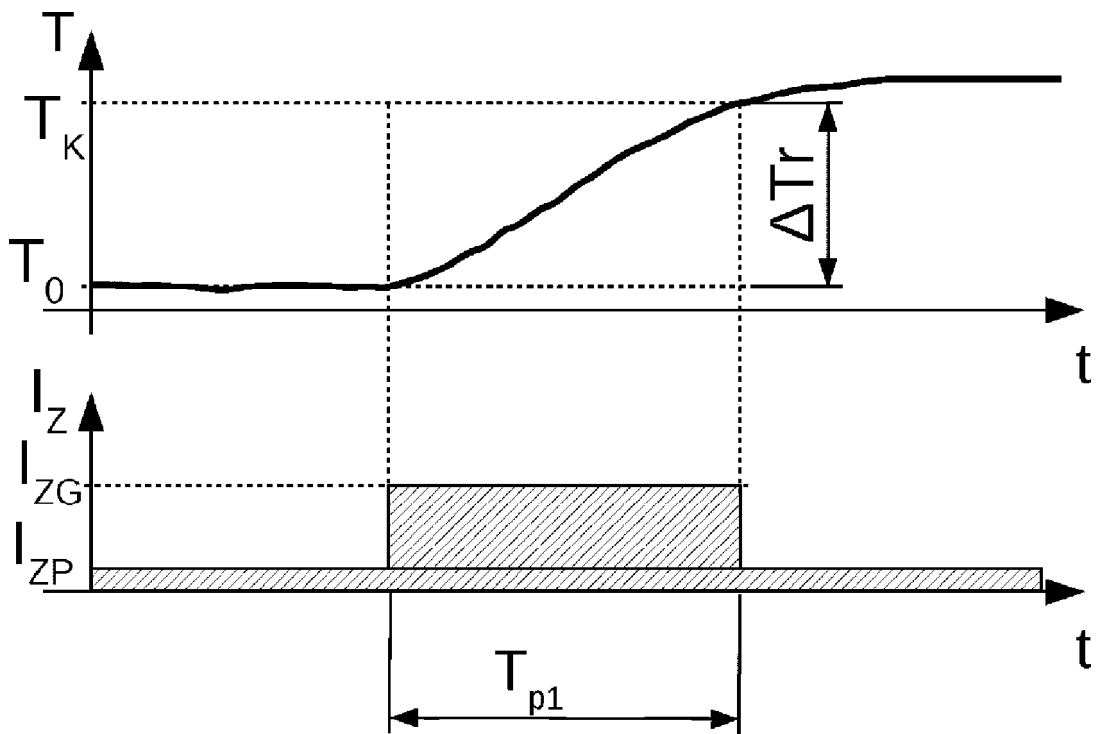


Fig. 8

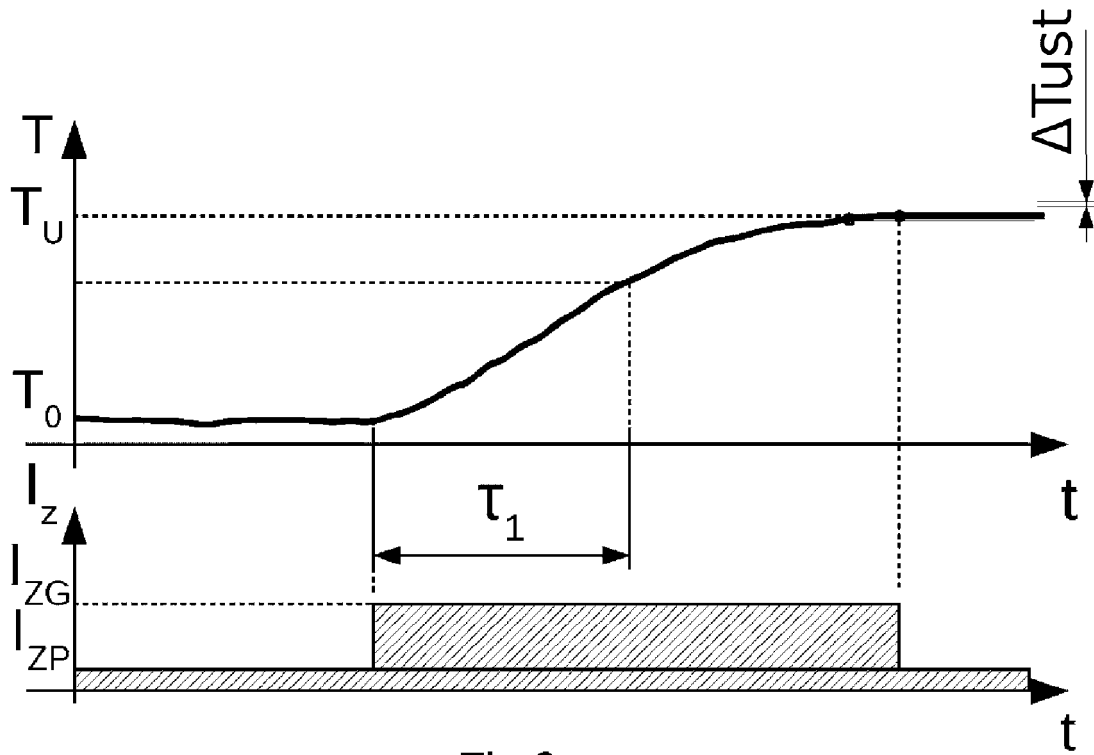


Fig. 9

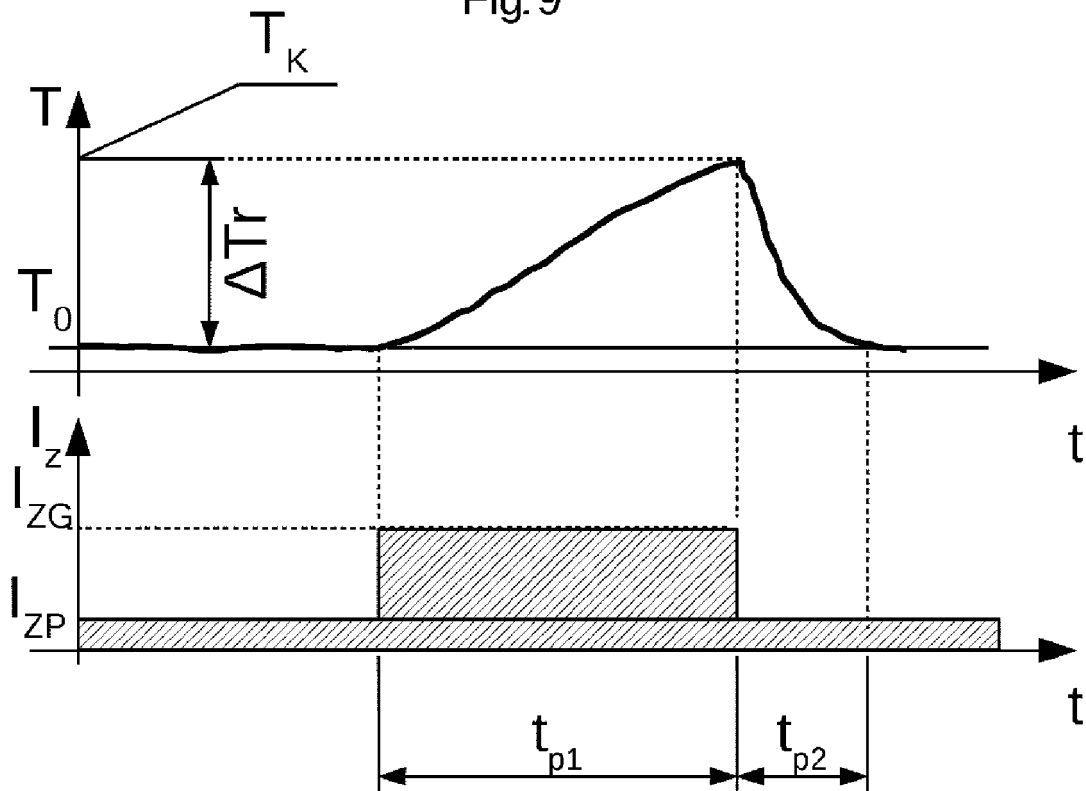


Fig. 10

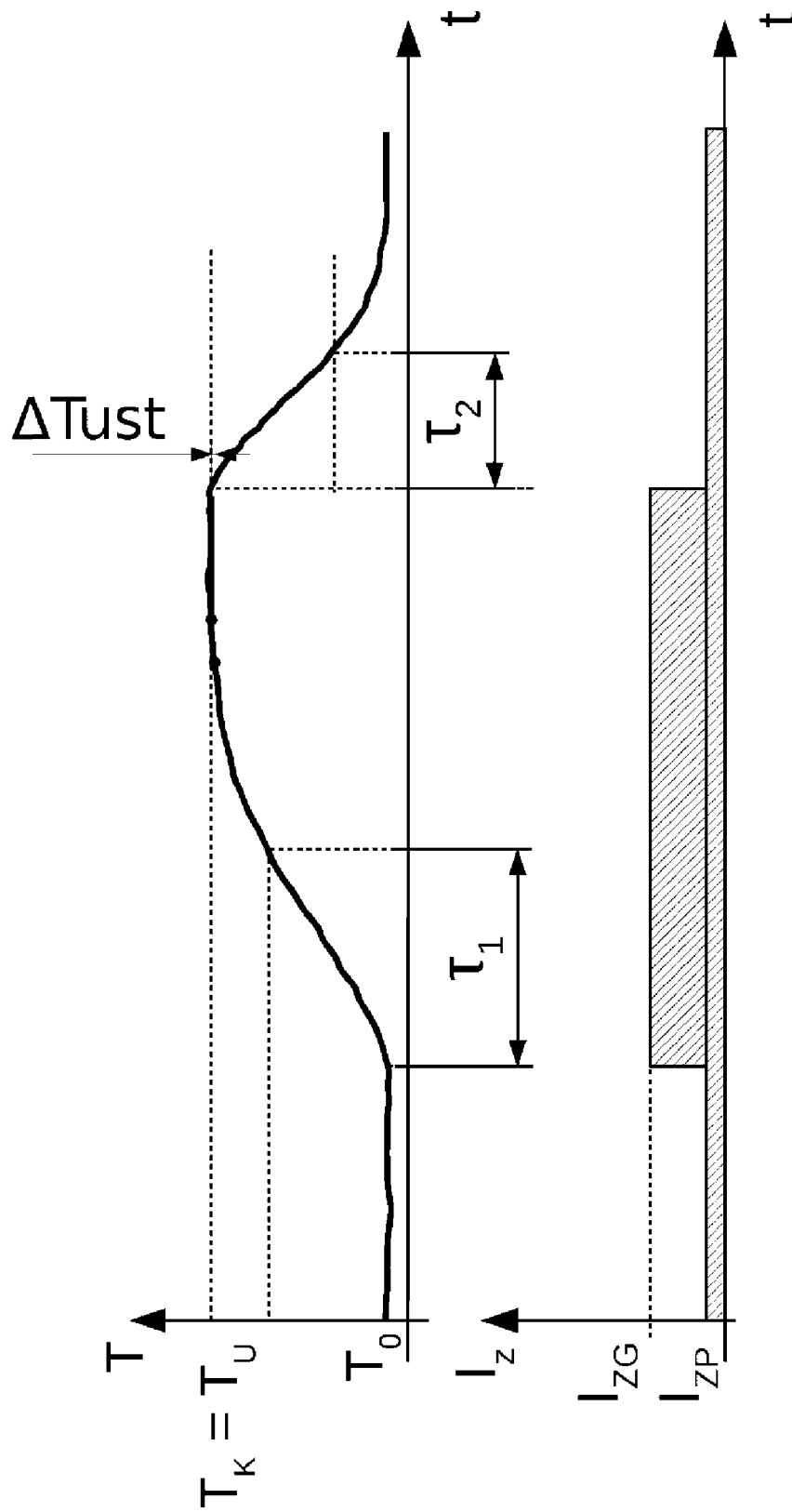


Fig. 11