



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2005 037 921 B3** 2006.06.14

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2005 037 921.4**

(22) Anmeldetag: **11.08.2005**

(43) Offenlegungstag: –

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **14.06.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G01K 13/00** (2006.01)
A61B 5/01 (2006.01)

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 2 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:
Dräger Medical AG & Co. KG, 23558 Lübeck, DE

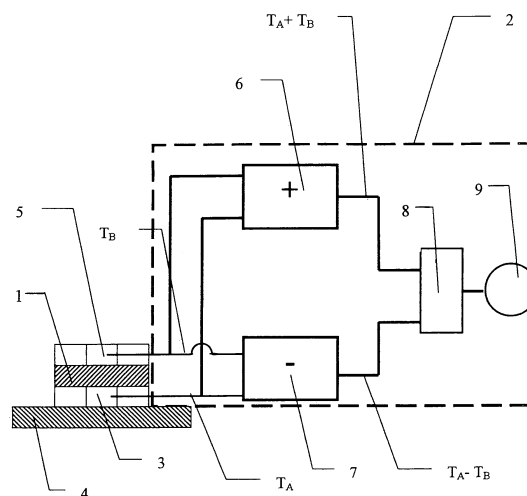
(72) Erfinder:
Koch, Jochim, Dr., 23909 Ratzeburg, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE 101 39 705 A1
DE 30 40 204 A1
DE 21 21 189
US 57 32 711 A
WO 01/01 093 A1

(54) Bezeichnung: **Temperaturmessvorrichtung mit Funktionsindikator**

(57) Zusammenfassung: Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, einen Funktionsindikator für einen Doppeltemperatursensor anzugeben, der den Abfall des Sensors von der Hautoberfläche (4) eines Patienten anzeigt.

Die Aufgabe wird gelöst durch ein Auswertemittel (2), welches aus einem ersten Temperaturmesswert T_A die Körpertemperatur ermittelt und durch Vergleich der Temperaturmesswerte T_A und T_B den Kontakt des Doppeltemperatursensors 1 mit der Hautoberfläche (4) bestimmt.



Beschreibung**Aufgabenstellung**

[0001] Die Erfindung betrifft eine Temperaturmessvorrichtung mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Patentanspruchs 1.

Stand der Technik

[0002] Eine Temperaturmessvorrichtung mit einem Doppeltemperatursensor ist aus der DE 101 39 705 A1 bekannt. Bei dem bekannten Doppeltemperatursensor sind zwei Temperatursensoren an gegenüberliegenden Seiten eines Sensorgehäuses wärmeisoliert voneinander angebracht. Einer der Temperatursensoren liegt dabei unmittelbar an der Hautoberfläche des Patienten an, während der andere Temperatursensor die Temperatur in der Umgebung misst. Es gibt dabei unterschiedliche Arten, den Doppeltemperatursensor an der Haut zu befestigen. Bei Temperaturmessungen am Kopf bietet sich eine Kopfbänderung aus elastischem Material an, die sich besonders gut an die Kopfform anpassen lässt. Bei Temperaturmessungen in Bauchbereich wird der Doppeltemperatursensor häufig mit Klebestreifen befestigt. Die Art der Befestigung richtet sich auch nach der körperlichen Aktivität des Patienten.

[0003] Bei einer unzureichenden Anbringung des Doppeltemperatursensors oder erhöhter körperlicher Aktivität kann es vorkommen, dass sich der Doppeltemperatursensor von der Hautoberfläche löst und die Temperaturmessung unterbrochen ist. Bei medizinischen Anwendungen muss der Abfall des Doppeltemperatursensors von der Hautoberfläche kurzfristig angezeigt werden, damit die Unterbrechung der Messdatenerfassung auf das absolute Mindestmaß beschränkt wird. Das ist besonders dann wichtig, wenn die Temperatur als Parameter für eine Temperatur- oder Heizleistungsregelung verwendet wird.

[0004] Es sind unterschiedliche Funktionsindikatoren bekannt, um den Kontakt eines Sensors mit der Hautoberfläche anzuzeigen. So kann ein zusätzlicher optischer Sensor verwendet werden, der die Veränderung der Position des Doppeltemperatursensors gegenüber der Hautoberfläche erfasst.

[0005] Bei einer aus der US 5,732,711 bekannten Vorrichtung, wird die Hauttemperatur mit zwei benachbart angeordneten Temperatursensoren gemessen. Die aufbereiteten Temperaturmesssignale werden durch Differenzbildung miteinander verglichen und das Überschreiten eines vorbestimmten Grenzwertes der Differenztemperatur wird als Indikator für einen nicht mehr an der Hautoberfläche anliegenden Temperatursensor benutzt. Die bekannte Überwachungsvorrichtung ist nur für bestimmte Sensorbauformen geeignet, und es wird ein zusätzlicher Temperatursensor allein für die Überwachung benötigt.

[0006] Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Temperaturmeseinrichtung mit Funktionsindikator für einen Doppeltemperatursensor anzugeben.

[0007] Die Lösung der Aufgabe erfolgt mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

[0008] Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den Unteransprüchen.

[0009] Der erfindungsgemäß vorgeschlagene Funktionsindikator benötigt keinen zusätzlichen Sensor um den Kontakt eines Doppeltemperatursensors mit der Hautoberfläche zu überwachen sondern es wird der Aufbau des Doppeltemperatursensors und eine spezielle Auswertung der Temperaturmesswerte als Indikator benutzt. Durch die Wärmeleitung innerhalb des Doppeltemperatursensors zwischen den Temperatursensoren ergibt sich, dass eine Temperaturänderung an dem zur Umgebung hin gerichteten Sensor auch eine Temperaturänderung an der Hautseite des Doppeltemperatursensors hervorruft. Auf Grund der unterschiedlichen thermischen Leitfähigkeiten von Doppeltemperatursensor und Patientenkörper wirken sich Temperaturänderungen unterschiedlich auf beide Temperatursensoren aus, was sich beispielsweise durch Auswertung der Summentemperatur aus beiden Temperaturmesswerten ergibt. Im Gegensatz dazu würde sich bei einem von der Hautoberfläche abgefallenen Doppeltemperatursensor eine Temperaturänderung auf beide Sensoren in gleicher Weise, d.h. mit ähnlicher Änderungsgeschwindigkeit, auswirken, so dass sich nur der Absolutwert der Summentemperatur verändert. Die Steigungen der beiden einzelnen Temperaturen wären gleich (oder ähnlich) und auch die absoluten Temperaturen gleichen sich an. Die Differenztemperatur zwischen beiden Sensoren geht in diesem Falle gegen Null.

[0010] In zweckmäßiger Weise lässt sich mit dem Doppeltemperatursensor, entsprechend der DE 101 39 705 A1, auch die Körper-Kerntemperatur ermitteln. Der die Hauttemperatur messende Temperatursensor wird dabei so positioniert, dass er über einer senkrechten Achse des Augenmittelpunktes zwischen den mittigen Blutgefäßen an der Stirn und den seitlichen Blutgefäßen der Schläfe und etwas unterhalb des Haaransatzes am Kopf anliegt. Alternativ lässt sich der Doppeltemperatursensor auch am Scheitel befestigen, und zwar bevorzugt in dem Bereich, wo bei Kleinkindern die Fontanelle liegt. Bei Früh- und Neugeborenen ist auch das Abdomen ein langjährig bekannter Messort.

[0011] In vorteilhafter Weise werden aus den Temperaturmesswerten der Sensoren eine Summentemperatur und eine Differenztemperatur gebildet. Hierzu werden die Temperaturmesswerte der Sensoren

etwa einmal pro Sekunde bestimmt und die Länge eines betrachteten Zeitintervalls für die Bildung der Summen- und Differenztemperatur beträgt etwa 60 Sekunden. Die Summen- und die Differenztemperaturen werden dann miteinander korreliert, indem der sogenannte Pearsonsche Korrelationskoeffizient ermittelt wird. Der Korrelationskoeffizient kann zwischen plus 1 und minus 1 liegen und liefert eine Aussage über die Ähnlichkeit der Signale. Bei einem Wert von plus 1 besteht eine ideale Ähnlichkeit zwischen der Summen- und der Differenztemperatur. Der Wert minus 1 steht für eine ideale Ähnlichkeit mit einer Phasenverschiebung von 180 Grad. Ein Wert von Null bedeutet, dass keine Ähnlichkeit vorhanden ist.

Ausführungsbeispiel

[0012] Dem Vorzeichen des Korrelationskoeffizienten kann man entnehmen, welcher der Temperatursensoren an der Hautoberfläche anliegt. Je nach Befestigung des Doppeltemperatursensors an der Hautoberfläche beträgt der Korrelationskoeffizient entweder plus 1 oder minus 1. Ein Korrelationskoeffizient in der Größenordnung von Null zeigt an, dass der Doppeltemperatursensor abgefallen ist.

[0013] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in der Figur gezeigt und im Folgenden näher erläutert.

[0014] Es zeigen:

[0015] [Fig. 1](#) einen Doppeltemperatursensor mit einer ersten Auswerteschaltung zur Bildung einer Summen- und Differenztemperatur,

[0016] [Fig. 2](#) den Doppeltemperatursensor nach der [Fig. 1](#) mit einer alternativen Auswerteschaltung, welche die Steigungen der Temperaturmesswerte bestimmt,

[0017] [Fig. 3](#) den zeitlichen Verlauf der Steigung des ersten Temperaturmesswertes T_A vom ersten Temperatursensor,

[0018] [Fig. 4](#) den zeitlichen Verlauf der Steigung des zweiten Temperaturmesswertes T_B vom zweiten Temperatursensor,

[0019] [Fig. 5](#) das Produkt der Steigungen der Temperaturmesswerte nach den [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#).

[0020] [Fig. 1](#) veranschaulicht schematisch den Aufbau eines Doppeltemperatursensors **1** und einer Auswerteschaltung **2**, die mit dem Doppeltemperatursensor **1** verbunden ist. Der Doppeltemperatursensor **1** enthält einen ersten Temperatursensor **3**, der an der Hautoberfläche **4** eines nicht näher dargestellten Patienten anliegt und einen zweiten Temperatursensor **5**, der wärmeisoliert gegenüberliegend

zum ersten Temperatursensor **3** angebracht ist. Der erste Temperatursensor **3** erfasst im Kanal A als ersten Temperaturmesswert T_A die Temperatur der Hautoberfläche **4**, während der zweite Temperatursensor **5** im Kanal B mit dem zweiten Temperaturmesswert T_B an die Temperatur in der Umgebung des Messortes thermisch angekoppelt ist. Die Auswerteschaltung **2** enthält ein Summationselement **6** zur Bildung eines Summenwertes, T_A plus T_B , aus den Temperaturmesswerten T_A und T_B und ein Subtraktionselement **7** zur Ermittlung eines Differenzwertes T_A minus T_B . Eine Recheneinheit **8** bildet den Pearsonschen Korrelationskoeffizienten aus dem Summenwert T_A plus T_B und den Differenzwert T_A minus T_B .

[0021] Hat der erste Temperatursensor **3** Kontakt mit der Hautoberfläche **4**, beträgt der Korrelationskoeffizient plus 1. Wird der Doppeltemperatursensor **1** um 180 Grad gedreht, sodass der zweite Temperatursensor **5** an der Hautoberfläche anliegt und der erste Temperatursensor **3** die Temperatur der Umgebung misst, beträgt der Korrelationskoeffizient minus 1. Ein Korrelationskoeffizient von Null zeigt an, dass keine Korrelation vorhanden ist und der Doppeltemperatursensor **1** von der Hautoberfläche **4** abgefallen ist. Über eine Warneinheit **9** wird ein akustisches und optisches Signal abgegeben, wenn sich der Doppeltemperatursensor **1** von der Hautoberfläche **4** gelöst hat.

[0022] [Fig. 2](#) veranschaulicht schematisch den Aufbau einer alternativen Auswerteschaltung **10** für den Doppeltemperatursensor **1**, bei der mittels Differenzierschaltungen **11**, **12** die Steigungen der Temperaturmesswerte T_A und T_B gebildet werden. In einer nachgeschalteten Recheneinheit **13** wird das Produkt der Steigungen gebildet und es wird ausgewertet, ob das Produkt über ein vorbestimmtes Zeitintervall einen negativen Wert annimmt. Das Überschreiten des Zeitkriteriums wird als Abfall des Doppeltemperatursensors **1** von der Hautoberfläche **4** angesehen und eine Warneinheit **14** zeigt den Sensorabfall akustisch und optisch an.

[0023] Die Überprüfung des Sensorabfalls beruht darauf, dass beide Messkanäle A und B des Doppeltemperatursensors **1** miteinander gekoppelt sind und sich gleichsinnig verhalten. Die Steigungen der Temperaturmesswerte T_A und T_B werden etwa einmal pro Sekunde gemessen und miteinander multipliziert.

[0024] [Fig. 3](#) veranschaulicht den Verlauf der Steigung $d T_A/dt$ des ersten Temperaturmesswertes T_A in Abhängigkeit von der Zeit t für einen Doppeltemperatursensor **1**, der Kontakt mit der Hautoberfläche **4** hat.

[0025] [Fig. 4](#) zeigt den Verlauf der Steigung $d T_B/dt$ des zweiten Temperaturmesswertes T_B in Abhängigkeit von der Zeit t und

[0026] **Fig. 5** das Produkt der Steigungen $d T_A/dt \times d T_B/dt$ aus den Kanälen A und B.

[0027] Für ein kurzes Zeitintervall **15** nimmt das Produkt einen negativen Wert an. Für die Sensorabfallerkennung wird durch Versuche ein Zeitintervall für den negativen Wert ermittelt, das signifikant dem Ablösen des Temperatursensors von der Hautoberfläche **4** zugeordnet werden kann.

Patentansprüche

1. Temperaturmessvorrichtung mit einem ersten Temperatursensor (**3**) und einem zweiten Temperatursensor (**5**), welche in Form eines Doppeltemperatursensors (**1**) gegenüberliegend zueinander angeordnet sind, wobei entweder der erste Temperatursensor (**3**) oder der zweite Temperatursensor (**5**) zur Erfassung eines ersten Temperaturmesswertes T_A mit der Hautoberfläche (**4**) eines Patienten in Berührung steht, während der gegenüberliegend angebrachte Temperatursensor mit dem zweiten Temperaturmesswert T_B an die Temperatur in der Umgebung des Messortes thermisch angekoppelt ist,

gekennzeichnet durch

ein Auswertemittel (**2, 10**), welches aus dem ersten Temperaturmesswert T_A die Temperatur der Hautoberfläche (**4**) ermittelt und durch Vergleich der Temperaturmesswerte T_A, T_B den Kontakt des Doppeltemperatursensors (**1**) mit der Hautoberfläche (**4**) bestimmt.

2. Temperaturmessvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswertemittel (**2, 10**) zur Berechnung der Körperkerntemperatur aus den Temperaturmesswerten T_A, T_B ausgebildet ist.

3. Temperaturmessvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswertemittel (**2, 10**) dazu ausgebildet ist, einen Summen- und einen Differenzwert aus den Temperaturmesswerten T_A, T_B zu bilden und den zeitlichen Verlauf des Summen- und des Differenzwertes hinsichtlich Signalähnlichkeit als Mass für den Kontakt des Doppeltemperatursensors (**1**) mit der Hautoberfläche (**4**) zu vergleichen.

4. Temperaturmessvorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswertemittel (**2, 10**) die Signalähnlichkeit aus dem Pearsonschen Korrelationskoeffizienten bestimmt.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

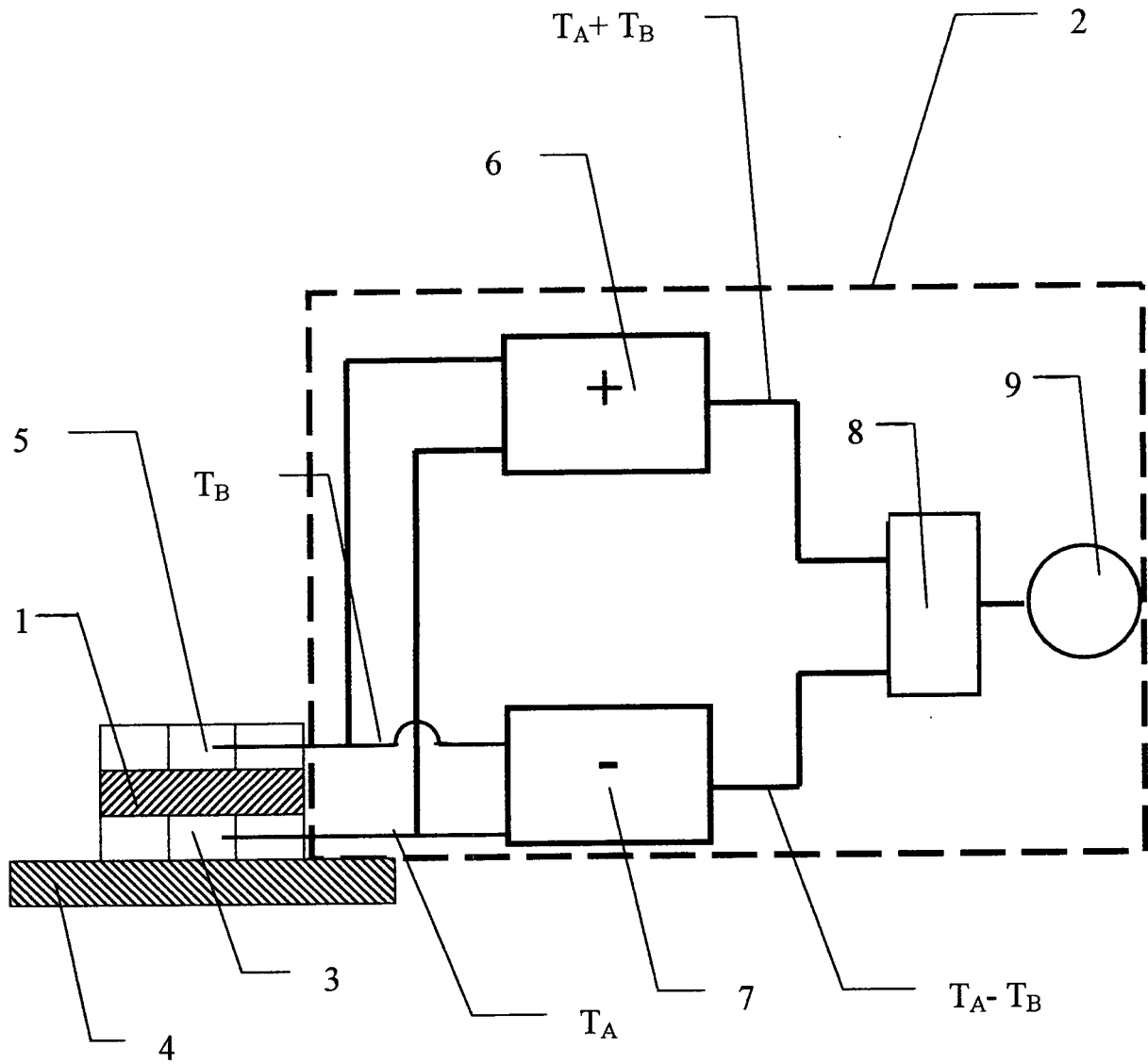


Fig. 1

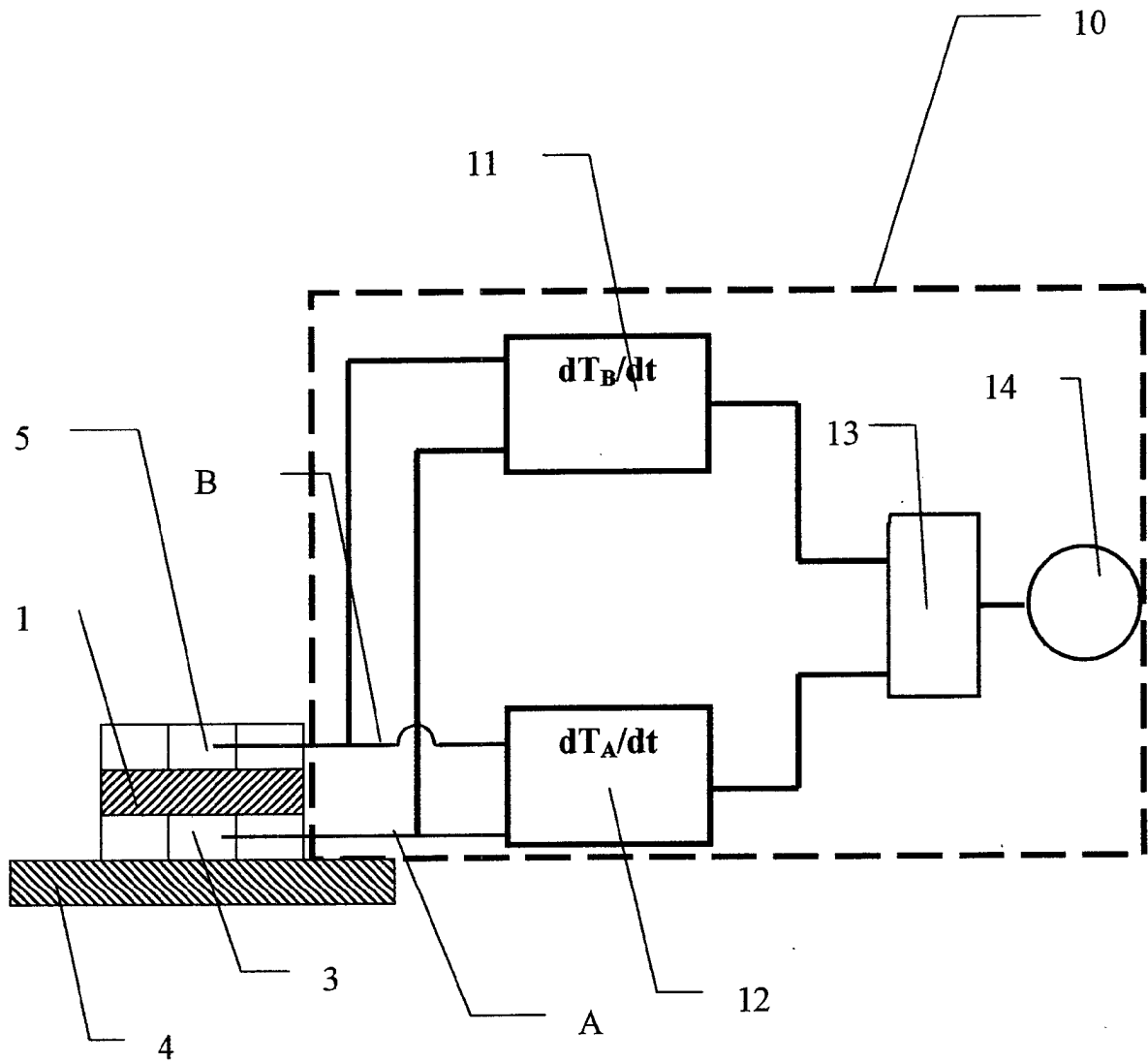


Fig. 2

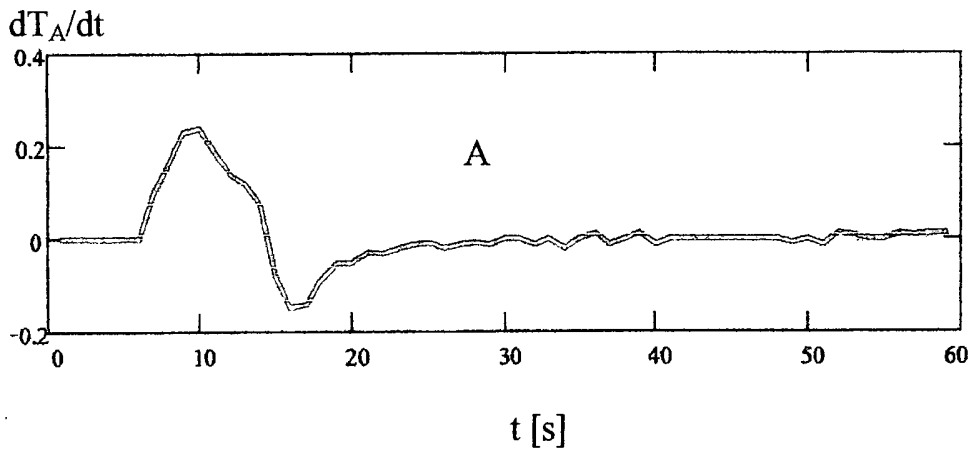


Fig. 3

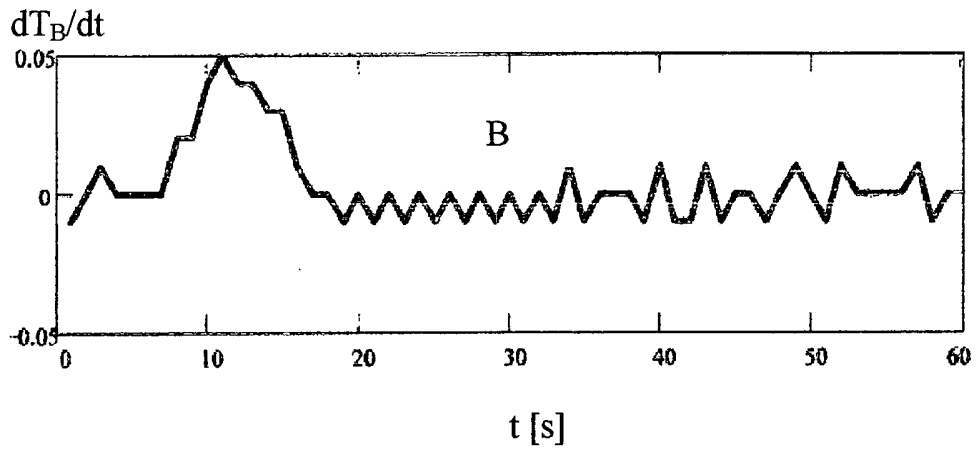


Fig. 4

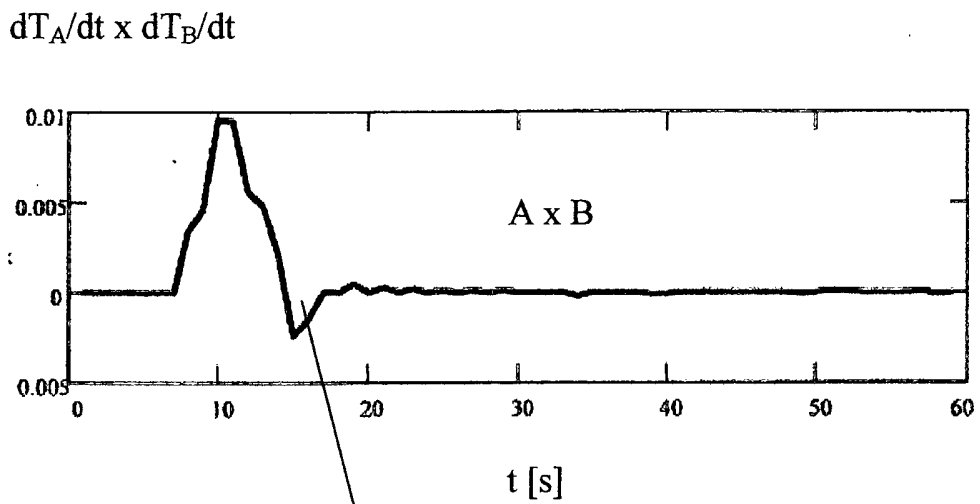


Fig. 5

15