



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 689 27 000 T3** 2005.01.05

(12) **Übersetzung der geänderten europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 388 463 B2**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **689 27 000.3**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US89/03976**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **89 910 765.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 90/02521**

(86) PCT-Anmeldetag: **12.09.1989**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **22.03.1990**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **26.09.1990**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **21.08.1996**

(97) Veröffentlichungstag
des geänderten Patents beim EPA: **16.06.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **05.01.2005**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 5/00**

G01J 5/00, G01K 1/00

(30) Unionspriorität:

244738 15.09.1988 US

(73) Patentinhaber:

**Becton Dickinson and Co., Franklin Lakes, N.J.,
US**

(74) Vertreter:

Weickmann & Weickmann, 81679 München

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, DE, FR, GB, IT

(72) Erfinder:

WOOD, Don, E., Irvine, CA 92715, US

(54) Bezeichnung: **INFRAROT-KLINIKTHERMOMETER**

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

Hintergrund der Erfindung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf ein klinisches Thermometer zur Messung der Temperatur eines menschlichen Körpers.

[0002] Es ist bei im medizinischen Bereich arbeitenden Personen seit langem von Interesse, die Körpertemperatur ihrer Patienten zu messen und zu überwachen. Dieses Interesse basiert primär auf der grundlegenden Beziehung, die zwischen dem pathologischen Zustand und der inneren Temperatur eines Körpers besteht. Viele Krankheiten sind durch eine Abweichung von einer normalen Körpertemperatur charakterisiert, und der Erfolg bestimmter medizinischer Therapien, z. B. von Antibiotika, kann am besten durch direktes Überwachen der Körpertemperatur und ihrer Reaktion auf die Therapie verfolgt werden.

[0003] In der Vergangenheit hat man sich zur Messung der Körpertemperatur im wesentlichen auf Quecksilberthermometer verlassen. Obgleich das Quecksilberthermometer universell gebraucht worden ist, weist es einige wesentliche Nachteile auf. Das Quecksilberthermometer braucht als Kontaktsensor einige Minuten, um mit dem berührten Gewebe ins Temperaturgleichgewicht zu kommen. Diese Gleichgewichtszeit ist bei Patientenzahlen von Hunderten, wie es bei Krankenhausstationen der Fall ist, ein signifikanter Kostenfaktor. Ferner kann das berührte Gewebe eine Quelle von infizierenden Bakterien oder virösen Mitteln sein, und ist dies oftmals, wodurch eine zusätzliche Zeit zum Sterilisieren des Thermometers zwischen den Messungen erforderlich ist. Zusätzlich berühren Quecksilberthermometer meistens schleimhaltige Membranen im Mund oder dem Rektum; es ist bei diesen beiden Orten festgestellt worden, daß sie keine perfekten Vorhersagen für die innere Körpertemperatur des Patienten sind.

[0004] Elektronische Thermometer, welche eine Permanent-Thermistor-Sonde mit einer wegwerfbaren Sondenabdeckung verwenden, haben viele der Glaskthermometer ersetzt, insbesondere in Krankenhäusern. Diese Thermometer weisen bezüglich den Glaskthermometern den Vorteil auf, daß sie in ungefähr 40 Sekunden einen Meßwert erzeugen und daß die Ablesung digital ist. In 40 Sekunden ist jedoch bei den allgemein verwendeten Thermistor-Thermometern noch kein thermisches Gleichgewicht erreicht worden. Die Thermometerelektronik sieht eine Korrektur durch Interpolieren der Zeit-Temperatur-Kurve vor, um einen abgeschätzten stabilisierten Meßwert "vorherzusagen". Diese Technik führt Fehler ein und macht eine Genauigkeitsverifizierung bezüglich eines Temperaturstandards schwierig oder unmöglich.

[0005] Einige der vorangehenden Probleme sind durch die Verwendung von Thermoelement-Sonden beseitigt worden, welche nun derart hergestellt werden können, daß sie sowohl wegwerfbar sind als auch durch eine relativ kurze Zeitkonstante charakterisiert sind. Die Thermoelement-Sonde bleibt jedoch eine Vorrichtung, die dazu ausgebildet ist, mit schleimhaltigen Membranen des Patienten in Berührung zu kommen, wobei sowohl die entfernte Möglichkeit einer gegenseitigen Kontamination besteht als auch eine nicht ideale Genauigkeit vorgesehen ist.

[0006] Bei der Suche nach einem besseren Thermometer hat man festgestellt, daß die Membrana Tympani oder das Trommelfell durch eine inhärente Temperatur charakterisiert ist, die im wesentlichen identisch zur Innentemperatur des Körpers ist. Die Membrana Tympani ist sowohl empfindlich (d. h. leicht zu beschädigen) als auch sensitiv, wodurch die Verwendung eines Sensors des Kontakttyps bei der Membrana Tympani weniger attraktiv wird.

[0007] Das kontaktlose Erfassen der Temperatur wird durch die Anwendung der Infrarotstrahlungssensor-Technologie möglich. Infrarotstrahlungssensoren, wie z. B. der Thermosäulentyp, haben eine wesentlichen Anwendung zur Temperaturmessung von entfernten oder von der Umgebung isolierten Zielen gefunden. Beispielsweise werden die Temperaturen von Sternen, Planeten und Öfen alle durch Messung der emittierten Infrarotstrahlung von der Zieloberfläche gemessen. Bei diesen Anwendungen ist festgestellt worden, daß die Infrarotstrahlungssensoren innerhalb enger Temperaturbereiche hohe Genauigkeiten aufweisen. Es sind genaue Messungen innerhalb von 0,27°C (0,1°F) erhalten worden.

[0008] Die Verwendung eines Infrarotstrahlungssensors zur Messung der Temperatur der Membrana Tympani ist versucht worden. Beispielsweise offenbart das US-Patent Nr. 4 602 642 einen Temperatursensor, welcher auf der Infrarotstrahlungserfassung beruht. Dieses Instrument basiert auf einer Ausgestaltung, die ziemlich kompliziert ist. Beispielsweise wird eine komplexe Sensorheizeinrichtung mit einem Temperaturkontroller mit geschlossener Schleife betrieben, um die Temperatur des Thermosäulendetektors konstant nahe bei der Körpertemperatur des Patienten zu halten, d. h. bei 37°C (98,6°F). Zusätzlich erfordert die Vorrichtung häufig eine Kalibrierung beruhend auf einer durch einen Mikroprozessor gesteuerten Kalibriersequenz bezüglich eines Ziels, das auf eine kontrollierte Temperatur erhitzt ist. Ferner erfordert die Verwendung des Instruments ein beträchtliches Training und Können, da es sorgfältig in Richtung der Membrana Tympani gerichtet werden muß, um eine genaue Temperatúrauslesung zu erhalten. Diese Komplexitäten haben die Vorrichtung schwierig und teuer herzustellen und für die Mehrzahl von

Verwendern unerschwinglich gemacht.

[0009] Mit diesem Verständnis der Probleme, die beim Stand der Technik vorhanden sind, ist die vorliegende Erfindung gemacht worden.

Aufgaben und Zusammenfassung der Erfindung

[0010] Die vorliegende Erfindung zielt darauf, eine Sensorvorrichtung vorzusehen, welche in der Lage ist, die Temperatur beruhend auf von einem Ziel emittierter Infrarotstrahlung zu messen.

[0011] Die vorliegende Erfindung zielt ferner darauf, ein Temperaturmeßsystem vorzusehen, welches leicht zu verwenden ist und relativ ungeübte Bediener erfordert und relativ kostengünstig herzustellen ist.

[0012] Gemäß einem Aspekt der Erfindung ist eine Einrichtung vorgesehen, wie im Anspruch 1 definiert.

[0013] Bei der Verwendung der vorliegenden Erfindung ist es möglich, die Temperatur der Membrana Tympani in einem menschlichen Ohr durch Erfassen von Infrarotstrahlung von der Membrana Tympani und durch Umwandeln der erfaßten Strahlung in ein temperaturabhängiges Ausgangssignal zu messen.

[0014] Bei der Verwendung der vorliegenden Erfindung ist es ferner möglich, die Temperatur beruhend auf der Infrarotstrahlung unter Verwendung einer isothermischen Detektoranordnung, welche bei Umgebungstemperatur arbeitet, genau zu bestimmen.

[0015] In der Praxis werden die vorangehenden Merkmale in einer klinischen Infrarot-Thermometer-einrichtung und einem System realisiert, welche ein Gehäuse mit einer Infrarotstrahlungs-Empfangsöffnung an einem Ende umfaßt. In dem Gehäuse ist eine Infrarotstrahlungssensor-Anordnung enthalten, die ferner einen Wellenleiter, einen Thermosäulensensor, einen Thermistor und einen Wärmeleitungsblock umfaßt. Die Infrarotstrahlungssensor-Anordnung ist derart aufgebaut und konfiguriert, daß sie, selbst während Änderungen in der Umgebungstemperatur, in einem isothermischen Zustand bleibt. Ferner ist die Infrarotstrahlungssensor-Anordnung innerhalb des Gehäuses derart angeordnet, daß sie einen isolierenden Luftraum zwischen der Gehäusewandung und der isothermischen Anordnung bildet. Der Wellenleiter erstreckt sich über die Infrarotstrahlungs-Empfangsöffnung durch das Gehäuse. Zusätzlich enthält das Gehäuse eine Energiequelle und eine Signalverarbeitungsplatte. Kontrollschalter und eine Temperaturanzeige sind an der Außenoberfläche des Gehäuses angeordnet, welche im allgemeinen derart geformt ist, daß sie der Hand eines Bedieners angepaßt ist. Das Gehäuse ist ferner derart geformt, daß der Bediener automatisch das Instrument in Richtung der Membrana Tympani richtet, indem die das Instru-

ment haltende Hand gegen die Wange des Patienten gelehnt wird (eine Prozedur, die bei der Verwendung von Otoskopen als vorgeschrieben gelehrt wird).

[0016] Im Betrieb wird ein wegwerfbares Spekulum über dem Abschnitt des Wellenleiters angeordnet, welcher sich vom Gehäuse nach außen erstreckt. Das Spekulum, welches für die Infrarotstrahlung bei der ausgewählten Frequenz transparent ist, wird dann in dem Ohr des Patienten angeordnet. Von der Membrana Tympani in dem Ohr und dem zur Membrana Tympani benachbarten Gewebe emittierte Infrarotstrahlung bewegt sich entlang des Wellenleiters und trifft auf den Infrarotstrahlungsdetektor auf, welcher ein dieser entsprechendes Signal erzeugt. Der Thermistor oder der andere Sensor mißt gleichzeitig die Temperatur der isothermischen Anordnung. Diese Signale bilden die Eingabe zu dem Signalprozessor, welcher die gemessene Temperatur erzeugt, welche wiederum angezeigt wird.

[0017] Die Erfindung sieht ferner ein Verfahren zur Messung der inneren Körpertemperatur eines Patienten vor, wie im Anspruch 9 definiert.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0018] Fig. 1 ist eine Längsschnittansicht der Temperaturmeßvorrichtung der vorliegenden Erfindung, welche die verschiedenen Komponenten darin und deren Beziehung zu einem Ohr eines Patienten zeigt.

[0019] Fig. 2 ist eine Frontansicht der Einrichtung der vorliegenden Erfindung, worin der isolierende Luftraum zwischen dem Gehäuse und der Sensoranordnung gezeigt ist.

[0020] Fig. 3 ist eine Draufsicht der Einrichtung der vorliegenden Erfindung und zeigt die Anzeige und den Ort des Spekulums.

[0021] Fig. 4 ist eine detaillierte Längsschnittansicht einer Baugruppe 10 der Fig. 1.

[0022] Fig. 5 ist eine Aufbauansicht einer bestimmten Anordnung der vorliegenden Erfindung.

Detaillierte Beschreibung einer Ausführungsform

[0023] Wenn man sich nun der Fig. 1 zuwendet, so ist dort eine detaillierte Querschnittsansicht der inneren Komponenten einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung gezeigt. In diesem Zusammenhang ist die Einrichtung in Beziehung zu dem Ohr 100 eines Patienten gezeigt. Insbesondere ist das Ohr 100 mit einem Ohrkanal 2 gezeigt, der mit einem Trommelfell 1 endet. Das Trommelfell 1 ist durch eine Membrana Tympani gekennzeichnet, die im allgemeinen außerhalb und stromabwärts im Ohrkanal 2 angeordnet ist. Diese Membrana Tympani emittiert

Infrarotstrahlung in Proportion zu ihrer Temperatur; die Infrarotstrahlung bewegt sich den Ohrkanal entlang und wird zum Empfang an der Ohröffnung verfügbar.

[0024] Die in **Fig. 1** gezeigte Temperaturmeßeinrichtung weist ein Gehäuse **5** auf, welches eine Umhüllung der Arbeitselemente der Vorrichtung bildet. Das Gehäuse **5** kann aus irgendeinem zum Aufnehmen elektronischer Komponenten geeigneten Material hergestellt werden, ist jedoch vorzugsweise aus einem leichten steifen Kunststoffmaterial aufgebaut. Kunststoff ist aufgrund seines relativ hohen Festigkeit/Gewicht-Verhältnisses, seiner leichten Herstellbarkeit durch Spritzgußtechniken, seiner geringen thermischen Leitfähigkeit und aufgrund seiner relativ günstigen Materialkosten, welche die meisten Kunststoffe aufweisen, bevorzugt. Es kann sein, daß anspruchsvollere Verwendungen und Umgebungen andere Materialien erfordern, wie z. B. Verbundbaustoffe oder Fiberglas für das Gehäuse **5**, für die meisten Anwendungen sollten jedoch Kunststoffe, wie z. B. Polyethylen und Polypropylen, genügen.

[0025] Mit dem Gehäuse **5** sind Abstandsstreben **4** integral ausgebildet, welche sich radial einwärts von der Gehäusewandung erstrecken. Diese Abstandsstreben, die vorzugsweise aus Material mit geringer thermischer Leitfähigkeit, wie z. B. aus Nylon, hergestellt sind, halten die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung, welche durch das Bezugszeichen **10** bezeichnet ist, innerhalb des Luftraums **3** in dem Gehäuse **5**. Aus diesem Gesichtspunkt sieht der Luftraum **3** eine isolierende Schicht von Luft vor, welche die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** umgibt und die Wärmeübertragung von Wärmequellen außerhalb des Gehäuses **5** auf die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung minimiert.

[0026] Wenn man sich nun der **Fig. 2** zuwendet, so kann der Luftraum **3** als ringförmiger Bereich zwischen der Gehäusewandung und der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** erkannt werden. Die gestrichelten Linien in **Fig. 2** geben die Abstandsstreben **4** wieder, welche die ringförmige Position der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** beibehalten. Für die meisten Anwendungen wird der Luftraum **3** eine ausreichende isolierende Barriere zwischen der Gehäusewandung und der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung vorsehen. Es kann sein, daß andere isolierende Mittel für die anspruchsvolleren Anwendungen verwendet werden können. Diese können mit Freon gefüllte geschäumte Polymere, einen Vakuumzwischenraum oder dergleichen umfassen. Die mit derartigen isolierenden Mitteln verbundenen zusätzlichen Kosten müssen selbstverständlich durch das Erfordernis einer geringeren Wärmeübertragungsrate oder eines kleiner bemessenen Gehäuses gerechtfertigt sein. Der Abstand zwischen der Gehäusewandung und der Infrarotstrahlungs-Sensoranord-

nung **10** ist nicht speziell beschränkend, er kann im Bereich zwischen 5 und 50 mm liegen.

[0027] Wenn man sich wieder auf die **Fig. 1** bezieht, so ist ein zweiter Luftraum durch ein Spekulum **25** und einen Wellenleiter **11** gebildet und ist mit der Ziffer **9** bezeichnet. Der Luftraum **9** dient zum Isolieren des Wellenleiters **11** von außerhalb des Spekulums **25** liegenden Wärmequellen. Um weiter eine Erwärmung des vorstehenden Abschnitts des proximalen Endes des Wellenleiters zu verhindern, insbesondere beim Einführen eines Spekulums, ist eine Barriere **9a** mit geringer Emission, wie z. B. ein poliertes oder mit Gold beschichtetes Aluminiumrohr, um den vorstehenden Abschnitt des Wellenleiters angeordnet. Zusätzlich sehen ein Luftraum **9b** und eine Kunststoffabdeckung **9c** mit geringer thermischer Leitfähigkeit über dem Rohr **9a** einen weiteren thermischen Schutz für den vorstehenden Abschnitt des Wellenleiters vor.

[0028] Eine mit **35** bezeichnete Leiterplatte ("PCB") ist innerhalb des Gehäuses **5** positioniert. Die PCB sieht die Signalverarbeitung für die Einrichtung vor. Insbesondere empfängt die PCB **35** ein Signal von der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** über ein Kabel **8**. Dieses Signal wird durch die Schaltung auf der PCB **35** durch im Bereich der Elektronik bekannte Mittel verstärkt und umgewandelt, d. h. das Eingangssignal wird ausreichend verstärkt, um die Anzeige **50** zu betreiben, und wird ferner umgewandelt, um die Temperatureinheiten für das System wiederzugeben (d. h. Fahrenheit oder Celsius). Die PCB wird durch eine Energieversorgung **40** über ein Kabel **41** betrieben. Die Energieversorgung ist vorzugsweise eine 9-Volt-Batterie mit langer Lebensdauer, es können jedoch leicht andere Energiequellen diese ersetzen.

[0029] Wie vorangehend erwähnt, ist die PCB **35** mit einer Anzeige **50** verbunden, welche außerhalb des Gehäuses **5** liegt. Wenn man sich der **Fig. 3** zuwendet, so ist die Anzeige **50** an der Oberseite des Gehäuses **5** gezeigt. Ferner sind ein wegwerfbares Spekulum **25** und ein Spekulumfreigabeschalter **7** gezeigt. Die Anzeige **50** ist vorzugsweise eine Flüssigkristallanzeige (LCD), da die LCD wenig Energie benötigt. LCDs arbeiten am besten in hell beleuchteten Umgebungen; es ist jedoch offensichtlich, daß, wenn die Einrichtung in schlecht beleuchteten Bereichen eingesetzt werden soll, andere Anzeigen, wie z. B. Anzeigen mit lichtemittierenden Dioden (LEDs), leicht verwendet werden können. Für die meisten Zwecke sollte die LCD genügen, und diese ist mit der PCB **35** über einen Leitungsbandverbinder **51** (in **Fig. 1**) verbunden. Die Steuerung der Einrichtung wird durch einen Schalter **6** durchgeführt, welcher durch ein Kabel **70** mit der PCB **35** verbunden ist.

[0030] Wenn man mit der **Fig. 1** fortfährt, so kann

man erkennen, daß die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** sich teilweise durch eine Öffnung **80** von dem Gehäuse nach außen erstreckt, wodurch der Abschnitt der Einrichtung gebildet wird, der in Richtung des Infrarotstrahlung emittierenden Ziels gerichtet wird (z. B. dem Trommelfell). In diesem Zusammenhang wird das Spekulum **25** verwendet, um die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung, wenn diese sich nach außerhalb des Gehäuses **5** erstreckt, abzudecken. Insbesondere paßt das wegwerfbare Spekulum **25** über Reibungskräfte, welche durch einen Halteknopf **30** übertragen werden, bündig auf das Gehäuse **5**. Diese bündige Passung wird durch Drücken des schalenförmigen Spekulums über die Gehäuseöffnung gebildet. Das Spekulum **25** ist aus einem für Infrarotstrahlung transparenten Material gebildet, wie z. B. Polyethylen oder Polypropylen, welches ferner ziemlich kostengünstig ist. Das Entfernen des Spekulums **25** wird durch Niederdrücken des Schalters **7** erreicht. Insbesondere verursacht der Schalter **7** das Ausziehen einer Schubstange **39**, welche wiederum das Entfernen des Spekulums von dem Halteknopf **30** verursacht. Eine Feder **31** wirkt zum Zurückziehen der Schubstange **39** und des Schalters **7** in ihre nicht ausgezogene Stellung zur Vorbereitung auf die Aufnahme eines weiteren wegwerfbaren Spekulums. Zusätzlich zu dem wegwerfbaren Spekulum kann es kostengünstig sein, Spekulare vorzusehen, welche wiederverwertbar sind (nach dem Reinigen).

[0031] Wenn man sich nun der **Fig. 4** zuwendet, so ist dort die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung detailliert gezeigt. Der Wellenleiter **11** sieht ein gleichförmiges zylindrisches Rohr vor, wobei das offene Ende sich vom Gehäuse **5** nach außen erstreckt (wie in **Fig. 1** gezeigt und vorangehend beschrieben), und das entgegengesetzte Ende endet an einem Infrarotstrahlungsdetektor **18**. Die Abmessungen und die Orientierung des Wellenleiters **11** sind derart, daß das Sichtfeld des Infrarotstrahlungsdetektors **18** mit einem Winkel von ungefähr sechs (6) Grad ausgebildet ist, so daß der Infrarotstrahlungsdetektor die von der Membrana Tympani (**1** in **Fig. 1**) emittierte Infrarotstrahlung mit nur wenig oder keiner Strahlung von dem Ohrkanal "sieht". Dies stellt sicher, daß die Einrichtung die Temperatur der Membrana Tympani mißt, oder, wenn nicht perfekt gezielt wird, das Mittel der Temperatur der Membrana Tympani und der Temperatur von nur dem Teil des Ohrkanals, welcher unmittelbar an die Membrana Tympani angrenzt und daher in seiner Temperatur nahe an derjenigen der Membrana Tympani liegt. Der Wellenleiter kann aus Materialien mit relativ geringer Infrarotstrahlungsemissivität aufgebaut sein, wobei Aluminium bevorzugt ist.

[0032] Der Infrarotstrahlungsdetektor **18** ist von dem Thermosäulentyp, welcher in anderen industriellen Vorrichtungen zur Infrarotstrahlungserfassung verwendet worden ist. Thermosäulen sind mit mehre-

ren Referenz-(kalten)-Verbindungen ausgestattet, welche selbstverständlich durch die Umgebungstemperatur beeinträchtigt sind. Mehrere Detektorstäbe **16** sind in engem thermischen Kontakt mit den Referenzverbindungen angeordnet. Ein Kontakttemperatursensor **13**, wie z. B. ein Thermistor oder ein Thermoelement, ist in naher Umgebung bezüglich der Detektorstäbe **16** angeordnet. Der Infrarotstrahlungsdetektor, die Detektorstäbe **16** und der Thermistor **13** sind durch ein Epoxy-Verbundmaterial **19** miteinander verbunden. Irgendein Mittel zum Verbinden der vorangehenden Komponenten ist geeignet, wenn die Komponenten in einer Art und Weise miteinander verbunden sind, die im wesentlichen isothermische Bedingungen zwischen den Komponenten beibehält, d. h. der Detektor, die Verbindungen und der Thermistor sind auf der gleichen (Umgebungs-) Temperatur gehalten.

[0033] Zusätzlich sind der Wellenleiter **11** und ebenso die vorangehend beschriebene Detektoranordnung durch einen Wärmeleitungsblock **12** in einem isothermischen Zustand bei Umgebungstemperatur gehalten. Um in dieser Art und Weise zu arbeiten, erstreckt der Block **12** sich angrenzend über einen wesentlichen Abschnitt des Wellenleiters **11** und der Detektoranordnung. Der Block **12** sollte aus einem guten Wärmeleiter aufgebaut sein, wie z. B. Aluminium oder Kupfer, wobei Aluminium aufgrund seiner geringeren Infrarotstrahlungs-Emissivität bevorzugt ist. Der Block **12** sollte eine ausreichende Masse aufweisen, um bei den anderen Komponenten in der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** im wesentlichen isothermische Zustände beizubehalten. Kabel **14** und **17** dienen zum Übertragen der Thermistor- bzw. Infrarotstrahlungs-Detektorsignale. Die Schutzbarriere **9a** erstreckt sich von dem Block **12** konzentrisch um den Wellenleiter **11**. Die Kunststoffabdeckung **9c** grenzt an die Barriere **9a** an, wobei ein Luftraum **9b** zwischen **9a** und dem Wellenleiter **11** gebildet ist.

[0034] Das Ziel der vorangehend beschriebenen Beziehung ist das Beibehalten isothermischer Zustände unter den verschiedenen Komponenten in der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung, selbst wenn die Umgebungstemperatur sich ändert. Da Referenzverbindungen bei der gleichen Temperatur der nahe liegenden Komponenten gehalten sind, sind diese Komponenten nun für den Infrarotstrahlungsdetektor **18** im Infraroten "unsichtbar". Ferner werden Änderungen in der Umgebungstemperatur die Messung der Vorrichtung nicht beeinträchtigen, da Umgebungslufttemperaturänderungen, welche zu einer Temperaturänderung in der Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** führen, durch den Thermistor **13** gemessen werden, welcher somit ein Signal zum Kompensieren einer entsprechenden Temperaturverschiebung vorsieht. Schließlich wird, da die Infrarotstrahlungs-Sensoranordnung **10** thermisch über den Luftraum **3** (siehe **Fig. 2**) von der Umgebung isoliert

ist, die Wirkung von steilen Temperaturübergängen in der Außenumgebung im wesentlichen minimiert, wodurch die Temperaturerfassungsgenauigkeit der Vorrichtung erhöht wird. Dieser letzte Punkt ist besonders wichtig, wenn die Temperatur der Membrana Tympani gemessen wird, da die Vorrichtung nahe an dem Körper des Patienten angeordnet wird und Wärmeabstrahlungen von diesem ausgesetzt ist.

[0035] Wenn man sich nun der **Fig. 5** zuwendet, so ist das äußere Gehäuse in einer Art und Weise geformt, welche es dem Daumen des Bedieners ermöglicht, den Sensorschalter niederzudrücken, während die Finger des Bedieners eine bündige Oberfläche bilden, die während des Meßvorgangs auf der Wange des Patienten ruht. Diese Form ist aus zwei Gründen wichtig. Erstens gleicht der Vorgang der Verwendung der Einrichtung der Erfindung der per se gut bekannten Verwendung von Otoskopen. Zweitens gestattet die Geometrie der Einrichtung ein genaues Ausrichten des Wellenleiters mit dem Ohrkanal, wodurch die Signalgenauigkeit verbessert wird.

[0036] Die Verwendung der Temperaturmeßeinrichtung wird durch die vorangehenden Ausgestaltungsbetrachtungen wesentlich verbessert. Der Vorgang wird durch Platzieren eines frischen Spekulum auf der Sensorvorrichtung begonnen. Das wegwerfbare Spekulum ist derart geformt, daß es in die Ohrkanalöffnung in einer derartigen Weise paßt, welche die Vorrichtung in Richtung der Membrana Tympani richtet, d. h. der Infrarotstrahlungsdetektor **18** und die Membrana Tympani werden einander gegenüber angeordnet und werden durch den faktischen Wellenleiter, welcher durch den Ohrkanal und den Wellenleiter **11** gebildet ist, miteinander verbunden. Der Verwender der Vorrichtung positioniert lediglich das Spekulum bei einer nahezu orthogonalen Orientierung leicht im Ohr. Wie vorangehend beschrieben, wird die geeignete Orientierung aufgrund der Form der Einrichtung in Verbindung mit der Anwendung des bei Otoskopen verwendeten Vorgehens leicht erhalten. Wenn sie einmal in Position ist, dann drückt der Verwender den Auslöseschalter **6** nieder, um eine Temperaturmessung zu erhalten, herkömmlicherweise in weniger als 2 (zwei) Sekunden, und entfernt die Vorrichtung von dem Patienten. Das Spekulum wird durch Niederdrücken des Schalters **7** und Werfen des Spekulum in einen Abfallbehälter weggeworfen. Die LCD-Anzeige hält die gemessene tympanische Temperatur, welche durch an sich bekannte Mittel aufgezeichnet werden kann. Ein neues Spekulum wird auf der Vorrichtung plaziert, welche nun für die nächste Messung fertig ist.

[0037] Während des Meßintervalls in der vorangehend beschriebenen Prozedur wird der Infrarotstrahlungsdetektor der Infrarotstrahlung von der Membrana Tympani ausgesetzt und erzeugt ein diesem Aussetzen der Infrarotstrahlung entsprechendes

elektrisches Signal. Gleichzeitig mißt der Thermistor **13** die Echtzeittemperatur der Infrarotstrahlungssensoranordnung und erzeugt ein dieser Temperatur entsprechendes Signal. Das Infrarotstrahlungssignal wird verstärkt, in Temperatureinheiten umgewandelt und durch die Echtzeittemperatur der Infrarotstrahlungssensoranordnung bezüglich des Thermistorsignals justiert. Das sich ergebende justierte Temperatursignal wird zur Anzeige **50** übertragen, wodurch die Ausgabe von der Vorrichtung für den Verwender vorgesehen ist.

Patentansprüche

1. Einrichtung zum Bestimmen der Körpertemperatur eines Patienten durch Messen der Infrarotstrahlung von dem Patienten, umfassend:
ein Gehäuse (**5**) mit wenigstens einer Infrarotstrahlungsempfangsöffnung, ein Infrarotstrahlungssensormittel (**10**), welches in dem Gehäuse (**5**) eingeschlossen ist, umfassend ein Wellenleitermittel (**11**) mit einem für Infrarotstrahlung von dem Patienten zugänglichen Ende, ein Infrarotstrahlungsdetektormittel (**18**) des Thermosäulentyps, welches zum Empfangen von durch das Wellenleitermittel (**11**) gerichteter Infrarotstrahlung von dem Patienten, positioniert ist, und ferner zum Erzeugen eines Signals, welches einer erfassten Infrarotstrahlungsmenge entspricht, ein Detektor-Temperatursensormittel (**13**), welches zum Messen einer Temperatur des Infrarotstrahlungsdetektormittels (**18**) positioniert ist, und ferner zum Erzeugen eines Signals, welches der Temperatur des Infrarotstrahlungsdetektormittels (**18**), des Wellenleitermittels (**11**) und eines isothermischen Blockmittels (**12**) entspricht, welches ein in der Nähe des Wellenleitermittels positioniertes wärmeleitendes Material ist und welches von ausreichender Masse ist, sodass die kalte(n) Referenzverbindung(en) des Infrarotstrahlungsdetektormittels (**18**), des Wellenleitermittels (**11**) und des Detektor-Temperatursensormittels (**13**) durch das isothermische Blockmittel (**12**) bei im wesentlichen der gleichen Temperatur bei oder nahe einer Umgebungstemperatur gehalten sind, auch wenn sich die Umgebungstemperatur verändert, und
ein Signalverarbeitungsmittel (**35**) zum Empfangen des Infrarotstrahlungsdetektormittelsignals und des Detektor-Temperatursensormittelsignals und zum Erzeugen eines Ausgangssignals, welches der Temperatur des Patienten entspricht.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, ferner umfassend einen Abschnitt des Gehäuses (**5**), welcher zur Aufnahme und zum Halten eines Energiequellenmittels (**40**) ausgebildet ist.

3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, worin das Wellenleitermittel (**11**) ein zylindrisches Rohr ist, wobei das für Infrarotstrahlung zugängliche Ende nahe der Infrarotstrahlungsempfangsöffnung

in dem Gehäuse (5) positioniert ist.

4. Einrichtung nach Anspruch 3, worin das isothermische Blockmittel (12) ferner eine Schutzbarriere (9a, 9c) umfasst, welche das für Infrarotstrahlung zugängliche Ende des zylindrischen Rohrs im Wesentlichen umgibt.

5. Einrichtung nach Anspruch 4, worin die Schutzbarriere (9a, 9c) von dem zylindrischen Rohr einen Abstand aufweist.

6. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, ferner umfassend ein Isolationsmittel (3), welches zwischen dem Gehäuse (5) und dem Infrarotstrahlungs-Sensormittel (10) derart positioniert ist, dass eine Wärmeübertragung zwischen dem Gehäuse (5) und dem Infrarotstrahlungs-Sensormittel (10) unterbunden ist.

7. Einrichtung nach Anspruch 6, worin das Isolationsmittel (3) ein Luftraum zwischen dem Gehäuse (5) und dem Infrarotstrahlungs-Sensormittel (10) ist, welcher durch Tragestreben (4) gebildet ist, die sich zwischen dem Gehäuse (5) und dem Infrarotstrahlungs-Sensormittel (10) erstrecken.

8. Einrichtung nach Anspruch 7, worin ein zweiter Luftraum (9) zwischen dem Infrarotstrahlungs-Sensormittel (10) und einem Spekulumaufsatz (25) ausgebildet ist, welcher über der Infrarotstrahlungs-Empfangsöffnung in dem Gehäuse (5) positioniert werden kann.

9. Verfahren unter Verwendung der Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8 zum Messen der inneren Körpertemperatur eines Patienten, umfassend die Schritte:

- (a) Positionieren eines Infrarotstrahlungssensors (10) nahe an einem Ohr (100) des Patienten derart, dass durch eine Membrana Tympani des Ohrs (100) emittierte Strahlung in den Infrarotstrahlungssensor (10) gerichtet wird und dass die Strahlung ferner durch ein Wellenleitemittel (11) mit offenem Ende in dem Sensor (10) auf ein Infrarotstrahlungs-Detektormittel (18) des Thermosäulentyps gerichtet wird,
- (b) Umwandeln der auf das Infrarotstrahlungs-Detektormittel (18) auftreffenden Strahlung in ein Signal, welches von einer pro Zeiteinheit empfangenen Strahlungsmenge abhängt,
- (c) Messen einer Temperatur des Infrarotstrahlungs-Detektormittels (18) und des Wellenleitemittels (11);
- (d) Justieren des Strahlungsdetektorsignals in Antwort auf die Temperatur des Strahlungsdetektormittels (18) und des Wellenleitemittels (11),
- (e) Anzeigen der Temperatur der Membrana Tympani, welche von dem justierten Strahlungssignal abgeleitet wird, worin die kalte(n) Referenzverbindung(en) des Infrarotstrahlungs-Detektormittels (18) und des

Wellenleitemittels (11) durch das isothermische Blockmittel (12) im wesentlichen bei derselben Temperatur bei oder nahe einer Umgebungstemperatur gehalten werden, auch wenn sich die Umgebungstemperatur verändert, und worin ferner die vorangehenden Schritte b–d im wesentlichen gleichzeitig durchgeführt werden.

10. Verfahren nach Anspruch 9, worin ein Thermistor (13) thermisch mit dem Wellenleitemittel (11) und der (den) kalten Referenzverbindung(en) des Strahlungsdetektormittels (18) gekoppelt wird, um die Temperatur der kalten Referenzverbindung(en) des Strahlungsdetektormittels (18) und des Wellenleitemittels (11) zu messen.

11. Einrichtung nach Anspruch 1, worin das Gehäuse (5) derart geformt ist, dass es an eine menschliche Hand angepasst ist, wodurch es der Hand ermöglicht wird, derart auf einer Wange eines Patienten zu ruhen, dass das Wellenleitemittel (11) während eines Temperaturmessvorgangs bezüglich des Ziels ausgerichtet ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

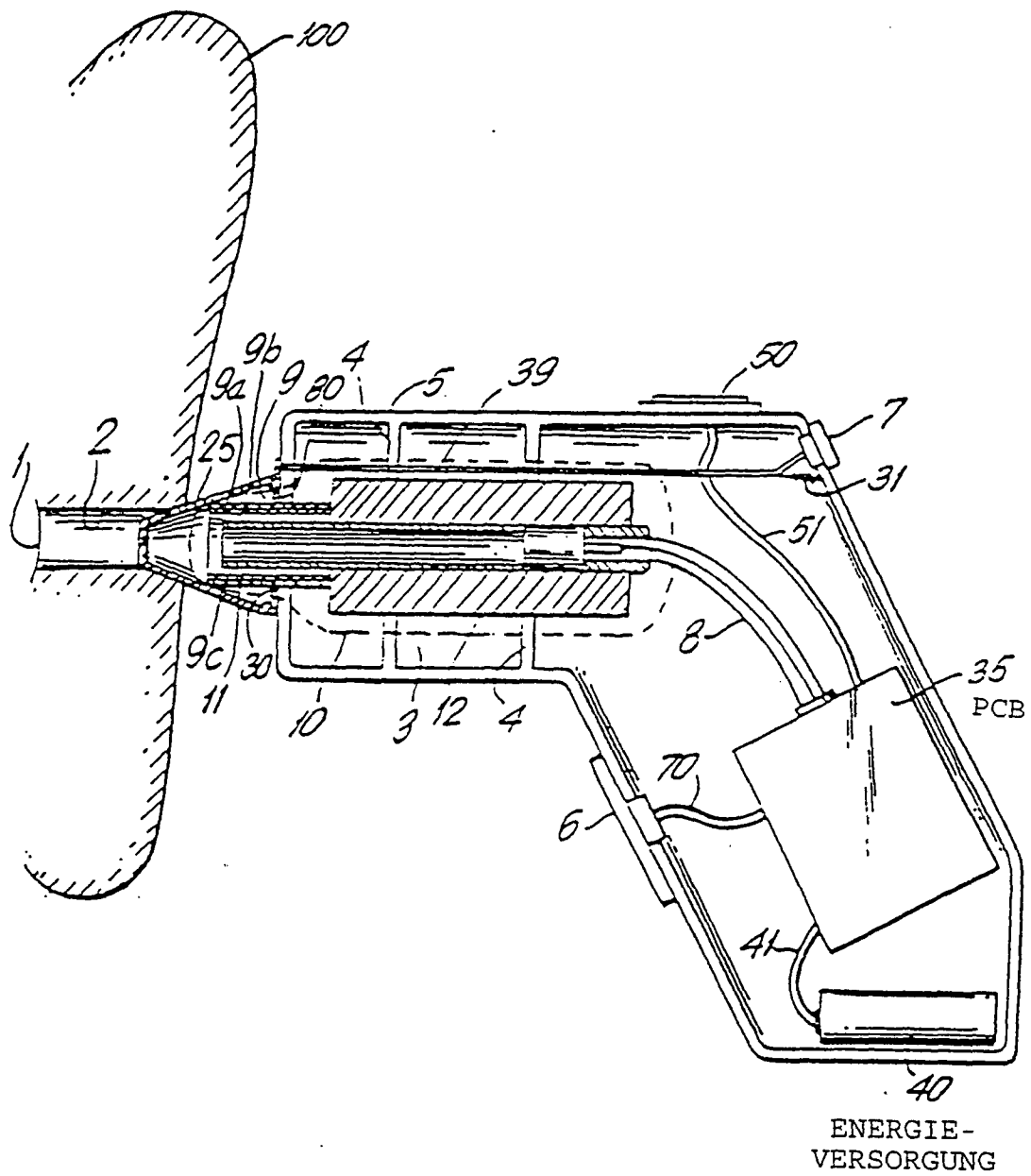


FIG. 1

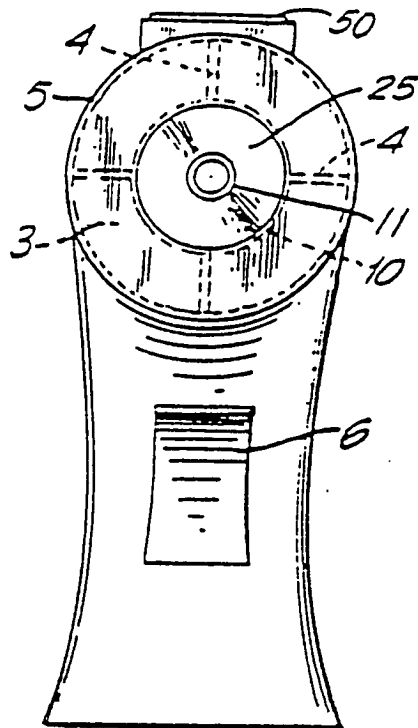


FIG. 2

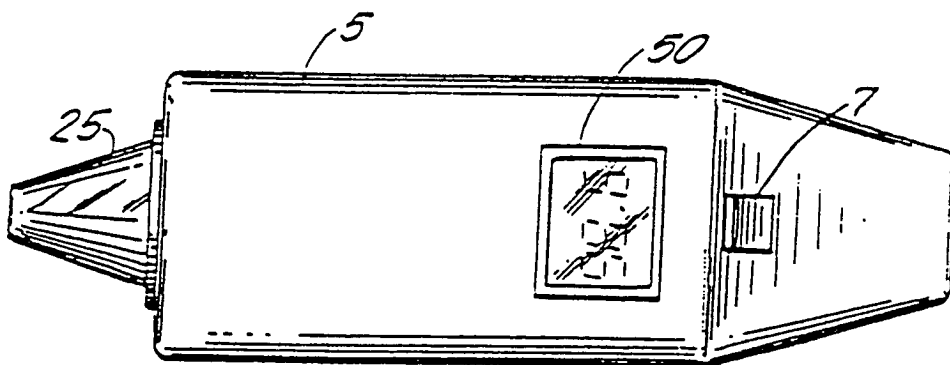


FIG. 3

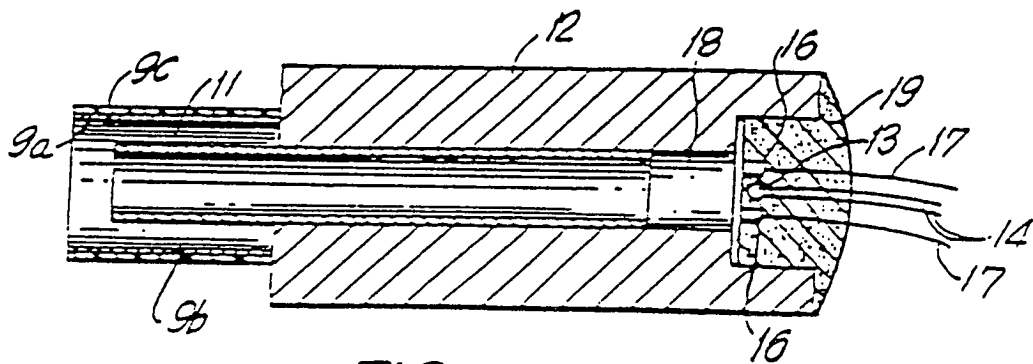


FIG. 4

