



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

① CH 682627 A5

⑤ Int. Cl.⁵: A 61 B 5/14

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

⑫ PATENTSCHRIFT A5

⑳ Gesuchsnummer: 2068/90

㉒ Anmeldungsdatum: 21.06.1990

㉔ Patent erteilt: 29.10.1993

㉞ Patentschrift veröffentlicht: 29.10.1993

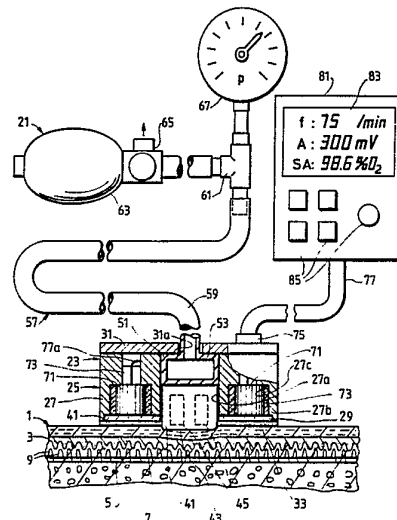
㉚ Inhaber:
Prof. Dr. med. Albert Wilhelm Huch, Zürich

㉜ Erfinder:
Huch, Albert Wilhelm, Prof. Dr. med., Zürich
Huch, Renate Christel, Prof. Dr. med., Zürich
Ullrich, Georg Josef, Dipl.-Phys., Freiburg i.Br. (DE)

㉟ Vertreter:
Patentanwaltsbüro Eder AG, Basel

⑤④ **Einrichtung und Verfahren zur Ermittlung einer Eigenschaft von Blut, insbesondere zur Messung der Sauerstoffsättigung von diesem, an einem lebenden Körper.**

⑤⑦ Die Einrichtung (1) weist einen Sensor (23) mit einem an lösbar an einem Körperteil (1) angeklebten Support (25), einem verschiebbar von diesem geführten Kraftübertrager (41), in diesem gehaltenen Lichtquellen (45) sowie mindestens einem Lichtaufnehmer (71) und ein Messgerät (81) mit elektronischen Schaltungsmitteln sowie einer Anzeigevorrichtung (83) auf, so dass mit in den Körperteil (1) eingestrahlem und wieder aus diesem heraus zurückgestrahlem Licht die Sauerstoffsättigung des Blutes gemessen werden kann. Beim Messen wird eine variable Grösse A ermittelt, die ein Mass für die durch den Puls verursachte Änderung einer Lichtstärke gibt. Der Kraftübertrager (41) wird durch einen Krafterzeuger (51) mit einer einstellbaren Druckkraft gegen den Körperteil (1) gedrückt. Die Druckkraft wird derart eingestellt, dass der vom Kraftübertrager (41) auf den Körperteil (1) ausgeübte Druck kleiner als der systolische Blutdruck ist und dass die genannte Grösse A ein relatives Maximum hat. Dies ergibt eine grosse Genauigkeit beim Messen der Sauerstoffsättigung.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Die Einrichtung dient insbesondere zur nicht-invasiven Messung mindestens einer Eigenschaft von arteriellem Blut, das durch Blutgefässe eines lebenden, menschlichen oder tierischen Körpers fliesst. Die Blutgefässe können sich nahe an der Körperoberfläche – zum Beispiel in der Aussenhaut – oder im Oberflächenbereich eines Organs befinden, das an die Körperoberfläche angrenzt oder durch eine Körperöffnung zugänglich ist. Der Begriff «nicht-invasiv» besagt, dass die Messung ohne ein in die Haut eindringendes und ohne ein in ein Blutgefäss eingeführtes Instrument durchgeführt wird. Die Messung kann dabei insbesondere nach der sogenannten, noch näher beschriebenen, optischen Reflexionsmethode mit Verwendung von Reflexionslicht durchgeführt werden. Die Einrichtung kann insbesondere zur Messung der Sauerstoffsättigung oder eventuell eines andern Gasgehaltes von arteriellem Blut dienen, das pulsierend durch Blutgefässe fliesst. Unter der Sauerstoffsättigung versteht man den häufig mit SA bezeichneten und in Prozent der maximalen Sättigung angegebene Sättigungsgrad des Blutes mit sauerstoffhaltigem Hämoglobin oder, genauer gesagt, das Verhältnis zwischen der Konzentration des sauerstoffhaltigen Hämoglobins, d.h. des Oxyhämoglobins, und der gesamten Hämoglobin-Konzentration.

Einrichtungen und Verfahren für die nicht-invasive Messung der Sauerstoffsättigung sind zum Beispiel aus der DE-A 2 823 769 und dem Aufsatz «Pulsoximetrie», K. Forstner und U. Faust, Biomedizinische Technik, Band 35, Ergänzungsband 1, April 1990, Seiten 38 bis 46, bekannt. Bei diesen Einrichtungen und Verfahren strahlen Lichtquellen Lichtimpulse mit mindestens zwei verschiedenen Wellenlängen in einen Körperbereich. Ferner werden für die beiden Wellenlängen die Stärken wieder aus dem Körper heraus und in einen Lichtempfänger gelangenden Lichtimpulse ermittelt. Die optische, nicht-invasive Messung der Sauerstoffsättigung von Blut beruht darauf, dass das im arteriellen Blut vorhandene, gebundenen Sauerstoff enthaltende Hämoglobin, das Oxyhämoglobin, und das sauerstofflose Hämoglobin, das Desoxyhämoglobin, verschiedene Farben und dementsprechend verschiedene Absorptionsspektren haben. Aus der spektralen Zusammensetzung des vom Blut beeinflussten und in den Lichtempfänger gelangenden Lichts kann gewissermassen die Farbe und damit die Sauerstoffsättigung des Blutes ermittelt werden. Beim Messen gelangt in den Lichtempfänger nicht nur durch die Absorptionseigenschaften des arteriellen Blutes beeinflusstes Licht, dessen Sauerstoffsättigung bestimmt werden soll, sondern auch Licht das einer Streuung und/oder Reflexion und/oder Absorption an Gewebeteilen, Haut, Knochen, Wänden der Blutgefässe und/oder venösem Blut unterworfen war. Dieses nicht von arteriellem Blut beeinflusste Licht verfälscht die Messung. Das in einem bestimmten Abschnitt eines Blutgefässes vorhandene Blutvolumen steigt bei jedem Pulsschlag von ei-

nem Minimum auf ein Maximum an und fällt danach wieder auf ein Minimum. Die zyklische Änderung des in einem bestimmten Blutgefässabschnitts oder in einem bei der Messung optisch erfassten Körperbereich vorhandenen Blutvolumens wird auch etwa als Volumenpuls bezeichnet. Bei der sogenannten Pulsoximetrie, wie sie aus dem zitierten Aufsatz von K. Forstner und U. Faust bekannt ist, wird für die Bestimmung der Sauerstoffsättigung nur das pulsierende Licht, d.h. nur derjenige Anteil des in einen Lichtempfänger gelangenden Lichts verwendet, der durch die Blutpulsation beeinflusst wird und dessen Stärke synchron mit dem Volumenpuls pulsiert. Dadurch kann im Idealfall erreicht werden, dass nur vom Blut beeinflusstes Licht für die Ermittlung der Sauerstoffsättigung verwendet wird. Der in den oder die Lichtempfänger gelangende, unabhängig vom Puls, eine konstante Lichtstärke aufweisende Anteil des Lichts wird im folgenden als Totlicht bezeichnet.

Die Sauerstoffsättigung wird bei der Pulsoximetrie entweder mit der Transmissionsmethode, d.h. mittels eines Körperteil durchdringenden Transmissionslichts, oder mit der Reflexionsmethode, d.h. mit Reflexionslicht gemessen, das auf der gleichen Seite aus dem Körper herausgestrahlt wird, bei der es eingestrahlt wurde. Beim Messen mit Transmissionslicht wird auf zwei einander abgewandten Seiten eines Körperteils je ein Messkopf oder Sensor angeordnet, von denen der eine mindestens zwei Lichtquellen und der andere einen Lichtempfänger aufweist. Beim Messen mit Reflexionslicht enthält ein und derselbe Sensor sowohl Lichtquellen als auch einen Lichtempfänger. Zur Reflexionsmethode ist in Teil 3.3.1.2 des zitierten Aufsatzes «Pulsoximetrie» von K. Forstner und U. Faust geschrieben, dass der Anpressdruck der Sensoren klein gehalten werden muss und dass es vorteilhaft ist, diese mit einer transparenten, beidseitig klebenden Scheibe anzukleben.

Messungen mit Transmissionslicht können nur an einem dünnen Körperteil, zum Beispiel an einem Finger, an einem Ohrläppchen oder an der Zunge durchgeführt werden. Ferner besteht eine grosse Wahrscheinlichkeit, dass die untersuchten Personen die Finger, Zunge oder andere dünne Körperteile während den Messungen bewegen und dadurch Messfehler verursachen. Messungen mit Transmissionslicht sind daher an vielen Körperteilen, an denen Kenntnisse der Sauerstoffsättigung erwünscht wären, nicht möglich, oder können durch Bewegungen der untersuchten Person verfälscht werden. Es wäre zum Beispiel häufig erwünscht, die Sauerstoffsättigung des Blutes an einem Kind schon während dessen Geburt zu überwachen, was mit Transmissionslicht jedoch kaum durchführbar ist.

Wie weiter vorne erwähnt, wird bei der Pulsoximetrie nur der pulsierende Anteil des von mindestens einem Lichtempfänger aufgenommenen Lichts verwendet. Beim Messen mit bekannten Einrichtungen ist jedoch das Verhältnis zwischen der Stärke des pulsierenden Lichts und der Stärke des Totlichts relativ gering. Dies ist vor allem und in verstärktem Mass bei der Reflexionsmethode der Fall, so dass diese bei der Verwendung bekannter Ein-

richtungen häufig nur ungenaue und unzuverlässige Ergebnisse liefert. Im zitierten Aufsatz von K. Forstner und U. Faust ist am Ende des Teils 3.3.1.2 angegeben, dass die Sensoren eine Heizvorrichtung aufweisen können, um durch Erhöhung der Hauttemperatur die Durchblutung zu fördern. Es ist allerdings dort auch darauf hingewiesen, dass eine Erhöhung der Temperatur durch Heizen Hautschädigungen verursachen kann. Ferner hat sich gezeigt, dass auch die Verwendung von Sensoren mit einer Heizung – insbesondere beim Messen mit dem Reflexionsverfahren – nur einen relativ kleinen Anteil von pulsierendem Licht am insgesamt in den oder die Lichtempfänger gelangenden Licht und damit nur eine niedrige Messgenauigkeit sowie eine mangelhafte Zuverlässigkeit ergeben.

Ähnliche Probleme können sich nicht nur bei der Messung der Sauerstoffsättigung mit Reflexionslicht, sondern auch bei der Messung und Ermittlung anderer Eigenschaften von Blut mittels eines nicht-invasiven Verfahrens stellen.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Nachteile der bekannten Einrichtungen vermeidende Einrichtung zur nicht-invasiven Ermittlung einer Eigenschaft von Blut – insbesondere zum Messen der Sauerstoffsättigung oder eines anderen Gasgehalts unter Verwendung von Reflexionslicht – zu schaffen. Die Einrichtung soll insbesondere eine Verbesserung der Messgenauigkeit und nämlich bei der optischen Messung mit Reflexionslicht und eventuell auch bei der Messung mit Transmissionslicht ein möglichst grosses Verhältnis zwischen dem pulsierenden Licht und dem Totlicht ergeben.

Diese Aufgabe wird gemäss der Erfindung durch eine Einrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Die Erfindung betrifft ferner ein Verfahren zur Ermittlung einer Eigenschaft von Blut, das erfindungsgemäss die Merkmale des Anspruchs 9 aufweist.

Besonders vorteilhafte Ausgestaltungen der Einrichtung und des Verfahrens gehen aus den abhängigen Ansprüchen hervor.

Der Erfindungsgegenstand wird anschliessend anhand in der Zeichnung dargestellter Ausführungsbeispiele beschrieben. In der Zeichnung zeigt

die Fig. 1 eine schematisierte, nicht massstäbliche Darstellung einer Einrichtung mit einem zum grössten Teil im Schnitt gezeichneten, an einem Körper befestigten Sensor und einem mit elektrisch mit diesem verbundenen Messgerät und

die Fig. 2 eine der Fig. 1 entsprechende Darstellung einer anderen Einrichtung.

In der Fig. 1 ist ein schematischer Ausschnitt aus der einen Körperteil 1 des untersuchten, lebenden Menschen aussen begrenzenden sowie bedeckenden, mehrschichtigen Haut 3 ersichtlich. Deren Dermis enthält lebende Zellen und schematisch gezeichnete Blutgefässe, nämlich eine Arterie oder Arteriole 5, eine Vene 7 und die Arterie oder Arteriole 5 mit der Vene 7 verbindende Kapillargefässe 9.

Eine als Ganzes mit 21 bezeichnete Einrichtung zur nicht invasiven Ermittlung einer Eigenschaft von Blut, nämlich zur optischen Messung der Sauer-

stoffsättigung des Blutes unter Verwertung von Reflexionslicht, weist einen aussen an der Haut 3 angeordneten Messkopf oder Sensor 23 mit einem Support 25 auf, der auch ein Gehäuse bildet. Der Support 25 besitzt als Hauptbestandteil einen beispielsweise kreisförmigen, opaken, metallischen Ring 27 mit einer zu seiner Achse coaxialen, zum Beispiel im allgemeinen kreis-zylindrischen Führungsöffnung 27a. Diese hat an ihrem dem Körperteil 1 zugewandten Ende eine Erweiterung 27b. In diese mündet mindestens eine Ausnehmung oder mindestens ein Loch 27c, nämlich einige um die Achse herum verteilte Löcher 27c. In der Erweiterung 27b ist eine transparente, kreisringförmige Scheibe 29 befestigt, die zum Beispiel bündig mit dem die Erweiterung 27b begrenzenden Rand des Rings 27 ist oder in axialer Richtung ein wenig aus der Erweiterung 27b herausragt. An der dem Körperteil 1 abgewandten Seite des Rings 27 ist an diesem ein Deckel 31 lösbar oder unlösbar befestigt. Der Deckel 31 hat ein Loch 31a, das in die Führungsöffnung 27a mündet, aber eine kleinere lichte Weite hat als diese. Der Support 25 ist lösbar am Körperteil 1 befestigt und nämlich mit Klebmitteln 33 lösbar an der Oberfläche der Haut 3 angeklebt. Die Klebmittel 33 bestehen zum Beispiel aus einer auf der Scheibe 29 vorhandenen, transparenten, beidseitig klebenden kreisringförmigen Klebefolie oder aus einer transparenten Klebstoffschicht.

In der Führungsöffnung 27a ist ein kolbenförmiger Kraftübertrager 41 derart axial verschiebbar und vorzugsweise um die Achse der Führungsöffnung 27a unverdrehbar geführt, dass sein der Haut 3 zugewandtes Ende aus der Führungsöffnung 27a heraus und auch über die der Haut 3 zugewandte Stirnfläche der Scheibe 29 herausragen kann. Der Kraftübertrager 41 ist jedoch durch nicht gezeichnete Anschlagmittel dagegen gesichert, dass er bei vom Körperteil 1 getrenntem Support 25 aus diesem herausfällt. Der Kraftübertrager weist zum Beispiel eine am hautseitigen Ende offene, ein- oder mehrteilige Hülse 43 auf und enthält zwei oder mehr optoelektronische Lichtquellen 45, die je aus einer Leuchtdiode bestehen, und zur Erzeugung von monochromatischem, zwei oder mehr verschiedene Wellenlängen aufweisendem Licht ausgebildet und derart angeordnet sind, dass sie dieses in dem Körperteil 1 hineinstrahlen können. In dem zwischen dem Deckel 31 und dem Kraftübertrager 41 vorhandenen Teil der Führungsöffnung 27a ist ein pneumatischer Kraftherzeuger 51 angeordnet. Dieser weist einen als pneumatischen Wandler dienenden, einen Hohlraum begrenzenden Beutel 53 auf, dessen Wandung mindestens zum Teil und beispielsweise vollständig aus einem elastisch deformierbaren und insbesondere elastisch dehnbaren, gummielastischen Material besteht. Eine mindestens zum Teil flexible Fluidleitung 57 weist einen flexiblen, gasdicht mit dem Beutel 53 verbundenen Schlauch 59 auf, der zum Beispiel das Loch 31a des Deckels 31 durchdringt und zusammen mit dem Beutel 53 aus einem einstückigen Körper besteht oder durch eine Klebverbindung oder dergleichen mit dem Beutel 53 verbunden ist. Das dem letzteren abgewand-

te Ende des Schlauchs 59 ist über ein Verzweigungselement 61 mit einer manuell betätigbaren Pumpe 63, einem Entlüftungsventil 65 und einem Manometer 67 verbunden. Die Pumpe 63 weist vorzugsweise einen elastisch deformierbaren, zusammendrückbaren Pumpballon auf.

In jedem Loch 27c ist ein optoelektronischer Lichtempfänger 71 angeordnet, wobei zum Beispiel sechs Löcher 27c mit je einem Lichtempfänger 71 vorhanden sind. Die Lichtempfänger 71 bestehen aus identischen Fotohalbleitern und sind mit einer elektrisch isolierenden Vergussmasse 73 befestigt und auf ihrer der Haut 3 zugewandten, zum Lichteinlass dienenden Seite durch die lichtdurchlässige Scheibe 29 abgedeckt. Der Deckel 31 ist mit einer Kabeldurchführung und/oder -halterung 75 versehen. Ein diese durchdringendes und von dieser gehaltenes, flexibles, mehrere Leiter 77a aufweisendes elektrisches Kabel 77 verbindet die Lichtquellen 45 und Lichtempfänger 71 elektrisch leitend mit einem in Abstand von der untersuchten Person angeordneten, elektronischen Messgerät 81. Dieses weist selbstverständlich elektronische Schaltungsmittel auf, zu denen vorzugsweise ein Mikroprozessorechner gehört. Das Messgerät 81 besitzt ferner mindestens eine Anzeigevorrichtung 83 zur gleichzeitigen und/oder zyklischen und/oder wählbaren, digitalen Anzeige von verschiedenen Messwerten und/oder mit diesen verknüpften Grössen. Das Messgerät ist des weitern mit manuell betätigbaren Schalt- und/oder Stellorganen 85, zum Beispiel mit einigen beim Betätigen einrastenden oder nicht einrastenden Druckast-Schaltern und/oder mindestens einem drehbaren Stellorgan zum stufenlosen oder stufenweisen Einstellen eines Wertes ausgerüstet.

Zum Messen der Sauerstoffsättigung eines Menschen wird der Support 25 des Sensors 23 an einem Körperteil 1 des zu untersuchenden Menschen angeklebt. Wenn zum Beispiel während der Geburt eines Säuglings die Sauerstoffsättigung von dessen Blut gemessen werden soll, kann der beispielsweise einen Aussendurchmesser von 15 bis 20 mm aufweisende Sensor etwa am Kopf des Säuglings angeklebt werden. Wenn das Messgerät 81 eingeschaltet ist, führt dieses den Lichtquellen 45 abwechselnd elektrische Spannungssignale, d.h. Impulse zu, so dass die Lichtquellen abwechselnd Lichtsignale, d.h. Lichtimpulse erzeugen. Die Frequenz dieser Lichtsignalfolgen soll dabei wesentlich grösser sein als die menschliche Pulsfrequenz und beispielsweise mindestens 50 Hz betragen. Die Lichtquellen 45 können zum Beispiels sichtbares oder infrarotes Licht erzeugen. Die Absorptionskurven von sauerstoffhaltigem und sauerstofflosem Hämoglobin kreuzen einander beim sogenannten isobestischen Punkt. Die entsprechende Wellenlänge, bei welcher sauerstoffhaltiges und sauerstoffloses Hämoglobin gleiche Absorptionskoeffizienten ergeben, beträgt ungefähr 805 nm und wird im folgenden als isobestische Wellenlänge bezeichnet. Vorzugsweise erzeugt eine der Lichtquellen 45 Licht, das ungefähr die isobestische Wellenlänge hat. Die andere Lichtquelle 45 kann dann beispielsweise Licht erzeugen, dessen Wellenlänge um beispielsweise 50 bis 300 nm grösser oder kleiner ist.

Das von den Lichtquellen 45 in den Körperteil 1 eingestrahlte Licht kann gestreut und/oder absorbiert werden. Ein Teil des Lichts wird derart gestreut, dass es als Reflexionslicht wieder auf der gleichen Seite aus dem Körperteil 1 herausgelangt, bei welcher es eingestrahlt wurde. Ein Teil von diesem Reflexionslicht gelangt in die Lichtempfänger 71 und verursacht in diesen bei jedem eingestrahlten Lichtsignal ein elektrisches Signal, nämlich einen elektrischen Spannungsimpuls. Die elektronischen Schaltungsmittel des Messgeräts 81 können die von den Lichtempfängern erzeugten Spannungsimpulse aufgrund ihres zeitlichen Eintreffens einer der beiden eingestrahlten Lichtwellenlängen zuordnen.

Die Arterien und Arteriolen sind verhältnismässig gut elastisch dehnbar, während die Venen relativ unelastisch sind. Die elastische Dehnbarkeit der Kapillargefässe liegt etwa zwischen der Dehnbarkeit der Arterien und Venen. Bei jedem Puls- oder Herzschlag steigt der Blutdruck in den Arterien und Arteriolen auf den systolischen Druck an und fällt danach auf den diastolischen Druck ab. Die Arterie oder Arteriole 5 wird bei jedem Pulsschlag während des Druckanstiegs erweitert und danach wieder verengt. Die Kapillargefässe 9 werden ebenfalls noch ein wenig abwechselnd erweitert und verengt, während der Durchlassquerschnitt der Vene 7 während einer ganzen Pulsperiodendauer mehr oder weniger konstant bleibt. Zudem wirken die Kapillargefässe 9 ausgleichend auf die Strömungsmenge des durch sie strömenden Blutes. Das arterielle, d.h. sauerstoffreiche Blut fliesst also pulsierend durch die Blutgefässe, wogegen das venöse, d.h. sauerstoffarme oder sauerstofflose Blut annähernd gleichmässig durch die Blutgefässe fliesst. Dementsprechend ändern das Volumen und die Menge des arteriellen, sauerstoffreichen Blutes in dem beim Messen vom Sensor 23 erfassten Bereich des Körperteils 1 und insbesondere von dessen Haut 3 zyklisch während jedes Pulsschlages, wogegen das Volumen und die Menge des venösen, sauerstoffarmen oder sauerstofflosen Blutes zeitlich ungefähr konstant bleiben.

Beim Messen ändern daher die Lichtstärken der in die Lichtempfänger 71 gelangenden Lichtsignale synchron mit den Pulsschlägen mindestens für die bzw. jede Lichtwellenlänge, die verschieden von der isobestischen Wellenlänge ist. Die pulsbedingte Änderung oder Modulation der Lichtstärke ist dabei für diejenige Lichtsignalfolge besonders gross, deren Wellenlänge nicht gleich der isobestischen Wellenlänge ist und/oder stärker von dieser abweicht. Die Lichtstärke der bzw. gegebenenfalls jeder zeitlich synchron mit dem Puls ändernden Lichtsignalfolge hat einen während einer vollen Puls-Periodendauer konstanten, durch das bereits in der Einleitung erwähnte Totlicht verursachten Anteil und einen pulsierenden, d.h. zeitlich variablen, im Verlauf jeder Puls-Periode und also synchron sowie zyklisch mit dem Puls ändernden Anteil. Das sich beim Messen in einem sich über einige Pulsschläge erstreckenden Intervall ergebende Minimum der Lichtstärke einer Lichtsignalfolge ist gleich der der Lichtstärke des Totlichts. Das Maximum der Lichtstärke der

Lichtsignalfolge ist gleich der Summe der Lichtstärke des Totlichts plus der maximalen Lichtstärke des zeitlich variablen Lichtanteils. Die maximale Lichtstärke des zeitlichen variablen Lichtanteils ist gleich der doppelten Amplitude dieses Lichtanteils.

Die elektronischen Schaltungsmittel und die Anzeigevorrichtung 83 sind ausgebildet, um mindestens für eine Lichtsignalfolge, nämlich mindestens für diejenige Lichtsignalfolge, deren Wellenlänge (stärker) von der isobestischen Wellenlänge verschieden ist, eine Grösse zu ermitteln sowie anzuzeigen, die ein Mass für die zeitliche Änderung der Lichtstärke gibt. Die Anzeigevorrichtung 83 kann zum Beispiel bei jedem Pulsschlag den sich ergebenden Maximalwert der gesamten Lichtstärke oder die Lichtstärke-Amplitude des pulsierenden Lichtanteils – d.h. die halbe Differenz zwischen der maximalen und der minimalen Gesamt-Lichtstärke – oder die ganze Differenz zwischen dem Maximum und dem Minimum der Gesamt-Lichtstärke – d.h. die doppelte Amplitude des pulsierenden Lichtanteils – anzeigen. In der Fig. 1 ist die ein Mass für die periodische Änderung der Lichtstärke gebende Anzeige mit dem Buchstaben A bezeichnet. Der Wert der Grösse A kann beispielsweise in Einheiten der elektrischen Spannung etwa in Millivolt – angezeigt werden und die Grösse einer Spannung angeben, die von den Lichtempfängern 71 und/oder von diesen nachgeschalteten Impulsformern und/oder Verstärkern geliefert wird. Selbstverständlich kann die Lichtstärke auch in optischen Beleuchtungsstärke-Einheiten – d.h. in Lux – oder in Prozenten irgend eines festgesetzten Referenzwertes angezeigt werden. Es kann jedoch auch der Wert des Verhältnisses zwischen der Amplitude und dem Mittelwert der Lichtstärke angezeigt werden. Dieser Wert ist dimensionslos und entspricht dann dem Modulationsgrad einer amplitudenmodulierten Wechselspannung. Ferner kann der Wert des Verhältnisses zwischen der Lichtstärke des pulsierenden Lichtanteils und der Lichtstärke des Totlichts angezeigt werden.

Die elektronischen Schaltungsmittel des Messgeräts 81 können aus den von den Lichtempfängern aufgenommenen, die beiden Wellenlängen aufweisenden Lichtsignalfolgen gemäss einem vorgegebenen Algorithmus in üblicher Weise den Wert der Sauerstoffsättigung SA ermitteln und mittels der Anzeigevorrichtung 83 anzeigen. Des weitern erfasst das Messgerät 81 auch die Pulsfrequenz f und zeigt deren Wert ebenfalls an.

Beim Messen der Sauerstoffsättigung kann die Person, welche die Einrichtung bedient, mit der Pumpe 21 Luft aus der Umgebung ansaugen und in den Hohlraum des Beutels 53 pumpen. Des weitern kann die Bedienungsperson durch vorübergehendes Öffnen des Entlüftungsventils 65 Luft aus dem Beutel 53 in die Umgebung ablassen. Wenn im Hohlraum des Beutels 53 ein Überdruck gegenüber der Umgebung herrscht, drückt der als pneumatischer Wandler dienende Beutel 53 den Kraftübertrager 41 gegen die Haut 3, so dass der Kraftübertragung 41 eine Druckkraft auf den Körperteil 1 überträgt. Der dabei auf den vom Kraftübertrager bedeckten Bereich des Körperteils ausgeübte Druck

ist selbstverständlich gleich dem Verhältnis zwischen der genannten Druckkraft und der Grösse der zu deren Richtung rechtwinkligen, an der Haut 3 angreifenden Fläche des Kraftübertragers 41. Wenn der Beutel 53 an einer Fläche des Kraftübertragers 41 angreift, die gemäss der Fig. 1 annähernd gleich gross wie die Fläche ist, mit welcher der letztere am Körperteil 1 angreift, ist der genannte, auf den Körperteil 1 ausgeübte Druck mindestens annähernd gleich dem Überdruck der im Beutel 53 enthaltenen Luft. Das Manometer 67 ist derart ausgebildet, dass es den Wert dieses Überdrucks und damit mindestens ungefähr den Wert des auf die Haut ausgeübten Drucks p anzeigt. Die Bedienungsperson kann diesen Druck p durch Pumpen und/oder Entlüften ändern und dabei fortlaufend die von der Anzeigevorrichtung 83 angezeigten Werte der variablen Grösse A ablesen. Die Bedienungsperson kann den Druck auf denjenigen unter dem Wert des systolischen Blutdruckes im Körperteil 1 liegenden Wert einstellen, bei dem die variable Grösse A ungefähr oder genau ein relatives Maximum oder – kurz gesagt – ein Maximum erreicht. Bei diesem optimalen Wert des Druckes enthält der vom Sensor 23 beim Messen erfasste Körperbereich die grösstmögliche, durch Ausübung eines Druckes erzielbare Menge von pulsierendem, sauerstoffreichem, d.h. arteriellem Blut. Dementsprechend ergibt sich bei diesem optimalen Wert des Druckes die grösstmögliche Empfindlichkeit, Genauigkeit und Zuverlässigkeit beim Messen der Sauerstoffsättigung.

Wenn der pneumatische Krafterzeuger 51 den Kraftübertrager 41 mit einer Druckkraft gegen die Haut 3 des Körperteils 1 drückt, stellt der letztere dieser Druckkraft einen Widerstand entgegen und wird ein wenig deformiert. Der Beutel 53 übt beim Erzeugen der über dem Kraftübertrager 41 auf den Körperteil 1 übertragenen Druckkraft eine gleich grosse Gegenkraft auf den ihn auf seiner den Kraftübertrager 41 abgewandten Seite abstützenden Deckel 31 und damit auf den ganzen Support 25 aus. Diese am Support 25 angreifende, vom Körperteil 1 weggerichtete Gegenkraft wird durch die Klebemittel 33 als Zugkraft auf einen den Kraftübertrager 41 umschliessenden Abschnitt der Haut 3 übertragen. Da die an der Haut 3 angeklebte Fläche des Supports 25 relativ gross und nämlich vorzugsweise grösser als die an der Haut angreifende Fläche des Kraftübertragers 41 ist, kann das Klebemittel die Gegen- und/oder Zugkraft ohne weiteres übertragen, ohne dass sich die Klebverbindung löst. Im übrigen kann die Haut vor dem Ankleben des Supports nötigenfalls gereinigt und entfettet werden, um dadurch die Haftfestigkeit der Klebverbindung zu verbessern.

Da die ein Mass für die pulsbedingte Änderung der Lichtstärke gebundene, variable Grösse A bei jedem Pulsschlag nur einmal ermittelt wird, soll der Druck p beim Suchen und Einstellen seines optimalen Wertes entsprechend langsam geändert werden. Der optimale Wert des Drucks kann – abhängig von individuellen Eigenschaften des untersuchten Menschen und von der gewählten Messstelle – etwa zwischen 20% und 90% des systolischen

Drucks liegen und beispielsweise mindestens 40% und höchstens 80% von diesem betragen. Der optimale Druck kann in absoluten Einheiten also etwa im Bereich von 2,5 kPa (ungefähr 19 Torr) bis 20 kPa (ungefähr 150 Torr) liegen.

Die Vergrößerung der beim Messen vom Sensor 23 erfassten Menge des pulsierenden, arteriellen, d.h. sauerstoffreichen Blutes durch das Andrücken des die Lichtquelle 43 enthaltenden Kraftübertragers 41 an die Haut 3 ist vermutlich zum Teil darauf zurückzuführen, dass dabei die Lichtquellen und die Stelle, bei der das Licht in den Körperteil 1 eindringt, an die Körpergewebebeschicht angenähert werden, welche die Blutgefässe enthält. Ein durch Anpressen des Kraftübertragers 41 erzeugter, den optimalen Wert aufweisender und also unter dem systolischen Blutdruck liegender Druck kompensiert zudem teilweise den vom Blut auf die Wände der Blutgefässe ausgeübten Druck und vergrössert dadurch möglicherweise im optisch erfassten Körperbereich den pulsierenden, d.h. zeitlich ändernden Anteil des arteriellen, sauerstoffreichen Blutes und/oder wahrscheinlich mindestens den pulsierenden Lichtanteil der in die Lichtempfänger gelangenden Lichtsignalfolge.

In der Fig. 2 ist ein schematisierter Ausschnitt aus der die äussere Begrenzung eines hier mit 101 bezeichneten Körperteils bildenden Haut 103 ersichtlich. Diese enthält Blutgefässe, nämlich eine Arterie oder Arteriole 105, eine Vene 107 und Kapillargefässe 109.

Die schematisiert in der Fig. 2 gezeichnete, zur Messung der Sauerstoffsättigung mit Reflexionslicht dienende Einrichtung 121 weist einen an der Haut 103 angeordneten Messkopf oder Sensor 123 mit einem Support 125 auf. Dieser besitzt als Hauptbestandteil einen Ring 127 mit einer zu seiner Achse koaxialen Führungsöffnung 127a und einige um diese herum verteilte Ausnehmungen oder Löcher 127c. In der Führungsöffnung 127a ist ein kolbenartiger Kraftübertrager 141 verschiebbar sowie vorzugsweise unverdrehbar geführt und durch Anschlagmittel gegen ein Herausfallen aus der Führungsöffnung 127a gesichert. Der Kraftübertrager 141 weist zum Beispiel eine formfeste, ein- oder mehrteilige Hülse 143 auf, deren der Haut abgewandtes Ende mit einer zur Führungsöffnung 127a koaxialen, im Schnitt zum Beispiel stetig konkav gekrümmten Ausnehmung 143a versehen ist. Die Hülse 143 enthält mindestens zwei optoelektronische Lichtquellen 145, die wiederum aus Leuchtdioden bestehen.

Ein Krafterzeuger 151 besitzt als Hauptbestandteil einen elektrischen Motor 153. Dieser hat einen Stator 155, der auf der der Haut 103 abgewandten Seite des Kraftübertragers 141 am Support 125 befestigt ist und sich zum Beispiel mindestens teilweise innerhalb der Führungsöffnung 127a des Rings 127 befindet. Der Stator 155 bildet ein Gehäuse und hat auf seiner dem Kraftübertrager 141 zugewandten sowie auf seiner diesem abgewandten Seite je einen Statorteil 157 mit einer zur Achse der Führungsöffnung 127a koaxialen, durchgehenden Gewindebohrung 157a. Zum Motor 153 gehört ferner ein Rotor 159 mit einer Welle 161. Diese hat

zwei Endabschnitte, die je mit einem Aussengewinde 161a versehen sind und die Gewindebohrung 157a von einem der beiden Statorteile 157 durchdringen. Das dem Kraftübertrager 141 zugewandte Ende der Welle 161 hat im Schnitt eine mindestens teilweise zu dessen Ausnehmung 143a komplementäre Form und greift in dieser Ausnehmung am Kraftübertrager an.

Der Sensor 123 weist einige optoelektronische Lichtempfänger 171 auf, die ähnlich angeordnet sind wie die Lichtempfänger 71. Im übrigen kann der Sensor 123 – soweit vorgängig nichts anderes angegeben wurde – auch sonst ähnlich ausgebildet sein wie der anhand der Fig. 1 beschriebene Sensor 23.

Die Lichtquellen 145, die Lichtempfänger 171 und der Motor 153 sind über ein elektrisches, mehrere Leiter aufweisendes Kabel 177 elektrisch mit einem im Abstand von untersuchten Menschen angeordneten Messgerät 181 verbunden. Dieses weist elektronische Schaltungsmittel, eine Anzeigevorrichtung 183 zur digitalen Anzeige von Messwerten und manuell betätigbare Schalt- und/oder Stellorgane 185 auf. Diese und die elektronischen Schaltungsmittel sind zum Beispiel derart ausgebildet, dass die Drehrichtung und die Einschaltdauer des Motors 153 wahlweise manuell gesteuert oder automatisch geregelt werden können. Die elektronischen Schaltungsmittel und die Anzeigevorrichtung 183 des Messgerätes 181 können ähnlich wie beim Messgerät 81 die variablen Grössen A, SA und f ermitteln sowie anzeigen. Die elektronischen Schaltungsmittel und die Anzeigevorrichtung 183 des Messgerätes 181 können zudem ausgebildet sein, um in noch beschriebener Weise den Druck p zu ermitteln und anzuzeigen, der vom Kraftübertrager 141 auf die Haut 103 ausgeübt wird.

Zum Durchführen einer Messung wird der Support 125 des Sensors 123 analog wie der Support 25 des Sensors 23 an der Haut 103 des Körperteils 101 des zu untersuchenden Menschen angeklebt. Wenn der Motor 153 in Betrieb gesetzt wird, verschiebt sich sein Rotor 159 in axialer Richtung. Die Verschieberichtung ist dabei von der Ausbildung der Gewindebohrleitungen 157a sowie der Aussengewinde 161a und von der Drehrichtung des Rotors 159 abhängig. Wenn der Motor derart angetrieben wird, dass sich der Rotor in Richtung zum Körperteil 101 hin verschiebt, drückt die Welle 161 den Kraftübertrager 141 mit einer zunehmenden Druckkraft gegen die Haut 103. Durch Drehen des Rotors in umgekehrter Drehrichtung kann die Druckkraft wieder verkleinert werden.

Wie bereits erwähnt, kann das Messgerät 181 auch noch den Druck p ermitteln und anzeigen. Die elektronischen Schaltungsmittel des Messgerätes können zu diesem Zweck beispielsweise ausgebildet sein, um den Strom zu messen, der bei gegen den Körperteil 101 gerichteten Verschiebungen des Kraftübertragers 141 zum Antreiben des Motors 153 erforderlich ist. Dieser Strom gibt dann ein Mass für das vom Motor erzeugte Drehmoment und damit auch für die über den Kraftübertrager 141 auf den Körperteil 101 übertragene Druckkraft sowie den aus dieser resultierenden Druck p. Der Kraftübertra-

ger 141 kann beim Einstellen oder Einregeln des optimalen Wertes des Drucks unter Umständen auch vom Körperteil 101 wegbewegt werden. Damit das Messgerät den Druck p auch in diesem Fall richtig ermittelt, kann zum Beispiel vorgesehen werden, dass der Kraftübertrager nach einer allfälligen vom Körperteil 101 weggerichteten Verschiebung am Ende des Einstellvorgangs jeweils wieder ein wenig gegen den Körperteil verschoben wird.

Bei der Benützung der Einrichtung 101 wird der Kraftübertrager 141 in eine Stellung verschoben, in der er eine Druckkraft und einen Druck p mit einem zum Messen der Sauerstoffsättigung optimalen Wert auf den Körperteil 101 überträgt. Dieser optimale Wert wird dabei – analog wie es für die Einrichtung 1 beschrieben wurde – derart eingestellt, dass die ein Mass für die pulsbedingte Änderung der Lichtstärke gebende, variable Grösse A ein relatives Maximum hat. Der optimale Wert der Druckkraft und des Drucks kann dabei wahlweise manuell durch Betätigen von mindestens einem der Schalt- und/oder Stellorgane 185 oder automatisch durch einen Regelteil der elektronischen Schaltungsmittel eingestellt werden.

Die Einrichtung 1 oder 101 kann zum Beispiel bei Untersuchungen gewerblich verwendet werden, die in Spitälern, Arztpraxen, bei Geburten, für die Abklärung des allgemeinen Gesundheitszustandes, für sportärztliche Zwecke, für die humanmedizinische sowie die tiermedizinische Forschung, insbesondere die Erforschung von Einwirkungen der Raumfahrt auf Menschen sowie Tiere, und bei der Entwicklung sowie Prüfung von Heilmitteln durchgeführt werden.

Die Einrichtungen und Verfahren zum Bestimmen der Sauerstoffsättigung können noch in anderer Weise ergänzt und/oder modifiziert werden. Der Sensor der Einrichtungen kann zum Beispiel noch mit Mitteln ausgerüstet werden, um den beim Messen der Sauerstoffsättigung optisch erfassten Bereich des Körperteils zur Förderung der Durchblutung zu erwärmen. Das Messgerät der Einrichtungen kann zu dem noch analog oder digital arbeitende Grenzwertüberwachungs- und Alarmgebermittel aufweisen, um ein optisches und/oder akustisches Alarmsignal zu erzeugen, wenn die Sauerstoffsättigung unter einen vorzugsweise einstellbaren Grenzwert sinkt. Ferner kann vorgesehen werden, dass auch ein Alarm ausgelöst wird, wenn die Pulsfrequenz einen unteren oder oberen Grenzwert überschreitet.

Ferner könnte man den oder die Lichtempfänger statt in den Support zusätzlich zu den Lichtquellen in der bezüglich des Supports verschiebbaren Kraftübertrager einbauen. Der Support kann dann analog wie bei den beschriebenen Ausführungsbeispielen am einen Körperteil angeklebt werden.

Des weitern kann man eventuell darauf verzichten, den Support am Körper des untersuchten Menschen anzukleben. Die Person, welche die Messung durchführt und die Einrichtung bedient, kann dann den Support mit einer Hand halten und zum Anliegen am Körper der untersuchten Person bringen. Dies sollte derart geschehen, dass der Support mit seinem dazu vorgesehenen Teil – zum Bei-

spiel mit drei oder mehr um die Lichtquellen und Lichtempfänger herum verteilten Füßen oder mit einer die Lichtquellen und Lichtempfänger umschliessenden Ringfläche – gut, aber höchstens mit einer kleinen Druckkraft und möglichst ohne solche am Körper des untersuchten Menschen anliegt. Der Verzicht auf ein Ankleben des Supports kann insbesondere dann vorteilhaft sein, wenn der Sensor in eine Körperöffnung – zum Beispiel in den Mund – eingeführt wird, um die Sauerstoffsättigung zum Beispiel in der Zunge zu messen.

Insbesondere bei Messungen, bei denen der Sensor in eine Körperöffnung eingeführt wird, ist es vorteilhaft, wenn der zum Anliegen an einen Körperteil bestimmte Teil des Sensors möglichst schlank ist. Für solche Messungen kann man die Lichtquellen und den oder die Lichtempfänger relativ weit entfernt von der Berührungsstelle anordnen, bei welcher der Sensor den Körper des untersuchten Menschen berührt. Dafür kann der Sensor mit Lichtleitern ausgerüstet werden, die von der Berührungsstelle zu den Lichtquellen und zum Lichtempfänger bzw. zu den Lichtempfängern verlaufen.

Beim in der Fig. 1 ersichtlichen Sensor kann der pneumatische Krafterzeuger als pneumatische Wandler statt eines elastisch deformierbaren Beutels einen Faltenbalg oder einen Zylinder mit einem Kolben aufweisen. Ferner können auch bei der pneumatischen Krafterzeugung Regelmittel, ein durch diese steuerbarer Motor, mindestens ein durch dies Regelmittel steuerbares Ventil und eventuell ein Druckluft-Reservoir vorgesehen werden, so dass die Druckkraft und der vom Kraftübertrager auf den lebenden Körper ausgeübte Druck automatisch auf den optimalen Wert geregelt werden können.

Des weitern wäre es möglich, den Sensor mit einem hydraulischen Krafterzeuger auszurüsten. Die Einrichtung könnte dann statt der zum Pumpen von Luft dienenden Pumpe 63 eine Pumpe zum Pumpen einer Hydraulikflüssigkeit und ferner noch ein Reservoir für die letztere aufweisen.

Der Krafterzeuger kann ferner eine manuell drehbare Gewindespindel oder Gewindebuchse aufweisen, die am Kraftübertrager angreift und ermöglicht, durch Drehen einen optimalen Wert der Druckkraft und des Druckes einzustellen.

Ferner kann ein Krafterzeuger vorgesehen werden, der eine am Support befestigte Magnetspule und einen permanentmagnetischen, verschiebbaren, am Kraftübertrager angreifenden Anker aufweist.

Des weitern kann man einen Krafterzeuger mit mindestens einer Feder, zum Beispiel einer Druck-Schraubenfeder vorsehen. Das eine Ende von dieser kann am Kraftübertrager angreifen. Das andere Ende der Feder kann dann mit irgendwelchen Stellmitteln manuell oder in anderer Weise verstellbar sein.

Eventuell könnte das dem Kraftübertrager abgewandte Ende der Feder sogar unverstellbar am Support gehalten sein. Die Feder könnte in diesem Fall derart bemessen sein, dass sie über den Kraftübertrager auf den untersuchten Körperteil einen Druck ausübt, der für die vorgesehene Verwendungsart mehr oder weniger nahe beim optimalen

Wert liegt. Der unveränderbare, vom Krafterzeuger auf einen Körperteil ausgeübte Druck soll dann für die zur Untersuchung vorgesehene Gruppe von Menschen unterhalb dem für diese erwarteten, systolischen Blutdruck liegen. Der Druck kann – abhängig von der Art zur Untersuchung vorgesehenen Menschengruppe – auf einen Wert festgelegt werden, der beispielsweise höchstens 16 kPa – d.h. höchstens ca. 120 Torr – oder höchstens 13 kPa d.h. höchstens ca. 98 Torr ist.

Man kann zudem gleichzeitig mit der Sauerstoffsättigung oder kurz vor oder nach der Messung von dieser auch noch den Blutdruck – insbesondere den systolischen Blutdruck – der untersuchten Person messen. Eine derartige Blutdruckmessung wird vorzugsweise möglichst nahe bei der Stelle des untersuchten Körpers vorgenommen, bei welcher die Sauerstoffsättigung gemessen wird. Wenn der mit dem Kraftübertrager auf einen Körperteil ausgeübte Druck durch eine Bedienungsperson manuell eingestellt und, kann diese den Messwert des systolischen Blutdrucks berücksichtigen, um den vom Kraftübertrager ausgeübten Druck auf einen unter dem systolischen Blutdruck liegenden, optimalen Wert einzustellen. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, eine Blutdruck-Messvorrichtung zu verwenden, welche ein elektrisches Signal liefert, das als Mass für den systolischen Blutdruck gilt. Wenn dies zutrifft und wenn die zur Einrichtung für die Messung der Sauerstoffsättigung gehörenden, elektronischen Schaltungsmittel für eine automatische Regelung des vom Kraftübertrager ausgeübten Drucks auf einen Optimalwert ausgebildet sind, kann der Messwert des systolischen Blutdruckes auch bei der besagten automatischen Druck-Regelung verwendet werden.

Patentansprüche

1. Einrichtung zur Ermittlung einer Eigenschaft von Blut, insbesondere zur Messung der Sauerstoffsättigung von diesem, an einem lebenden Körper, mit einem zum Berühren von diesem bestimmten Sensor (23, 123), dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (23, 123) einen Kraftübertrager (41, 141) und Mittel (51, 151) aufweist, um diesen gegen den Körper zu drücken.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, wobei der Sensor (23, 123) einen zum mindesten annähernd druckkraftlosen Anliegen, insbesondere zum lösba- ren Ankleben am Körper bestimmten Support (25, 125) aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass der Kraftübertrager (41, 141) verschiebbar vom Support (25, 125) gehalten ist und dass die genannten Mittel einen von Support (25, 125) gehaltenen Krafterzeuger (51, 151) aufweisen, der mindestens beim Ermitteln der genannten Eigenschaft von Blut am Kraftübertrager (41, 141) angreift und ausgebildet ist, um diesen bezüglich des Supports (41, 141) zu verschieben.

3. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Krafterzeuger (51) einen pneumatischen oder hydraulischen, einen Hohlraum begrenzenden Wandler aufweist und dass der Hohlraum mit Mitteln (63, 65) zum Zuführen und

Ablassen eines Fluids verbunden ist, wobei der Wandler zum Beispiel einen Beutel (53) mit einer mindestens teilweise deformierbaren Wandung aufweist.

4. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Krafterzeuger (151) einen elektrischen Motor (153) aufweist.

5. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Krafterzeuger eine manuell drehbare Gewindespindel oder eine manuell drehbare Gewindebuchse oder eine Magnetspule und/oder mindestens eine am Kraftübertrager angreifende Feder aufweist.

6. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, gekennzeichnet durch Mittel (63, 65, 185) zum manuellen Einstellen der vom Kraftübertrager (41, 141) auf den Körper ausgeübten Druckkraft.

7. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass elektronische Schaltungsmittel vorhanden sind, um die vom Kraftübertrager (141) auf den Körper ausgeübte Druckkraft unter Verwendung einer mit Hilfe des Sensors (123) ermittelten, variablen Grösse automatisch auf einen optimalen Wert zu regeln.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei der Sensor (23, 123) Lichtquellen (43, 143), um mindestens zwei verschiedene Wellenlängen aufweisende Lichtsignale zu erzeugen sowie in den Körper einzustrahlen, und mindestens einen Lichtempfänger (71, 171) aufweist, um aus dem Körper austretende Lichtsignale in elektrische Spannungssignale umzuwandeln, und wobei elektrisch leitend mit jeder Lichtquelle (43, 143) und mit dem bzw. jedem Lichtempfänger (71, 171) verbundene, elektronische Schaltungsmittel vorhanden sind, da-

durch gekennzeichnet, dass die elektronischen Schaltungsmittel ausgebildet sind, um eine Grösse zu ermitteln, die ein Mass für eine durch das pulsierende Fließen des Blutes im Körper verursachte Änderung der Lichtstärke gibt, und dass eine Anzeigevorrichtung (83, 183) zum Anzeigen der Wertes der genannten Grösse und/oder Regelmittel vorhanden sind, wobei die letzteren ausgebildet sind, um die vom Kraftübertrager (41, 141) auf den Körper ausgeübte Druckkraft abhängig von der genannten Grösse zu regeln, wobei vorzugsweise die Lichtquellen (45, 145) und eventuell der bzw. jeder Lichtempfänger (71, 171) vom Kraftübertrager (41, 141) gehalten sind.

9. Verfahren zur Ermittlung einer Eigenschaft von Blut, insbesondere zur Messung der Sauerstoffsättigung von diesem, an einem lebenden Körper, zu nicht-diagnostischen Zwecken unter Verwendung einer Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei ein Sensor (23, 123) zum Anliegen am Körper gebracht wird, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Teil (41, 141) des Sensors (23, 123) gegen den Körper gedrückt wird.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei mit dem Sensor (23, 123) mindestens zwei verschiedene Wellenlängen aufweisendes Licht in den Körper eingestrahlt und aus dem Körper heraus zurückgestrahltes Licht wieder aufgefangen wird, dadurch gekennzeichnet, dass eine Grösse ermittelt wird, die ein Mass für die durch das pulsierende Fließen

des Blutes verursachte Änderung einer Lichtstärke von aus dem Körper heraus zurückgestrahltem Licht gibt und dass der genannte Teil (41, 141) des Sensors (23, 123) derart an den Körper angedrückt wird, dass der auf diesen ausgeübte Druck kleiner als der systolische Blutdruck im Körper ist und/oder dass die genannte Grösse mindestens ungefähr und vorzugsweise genau ein relatives Maximum hat.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

9

Fig. 1

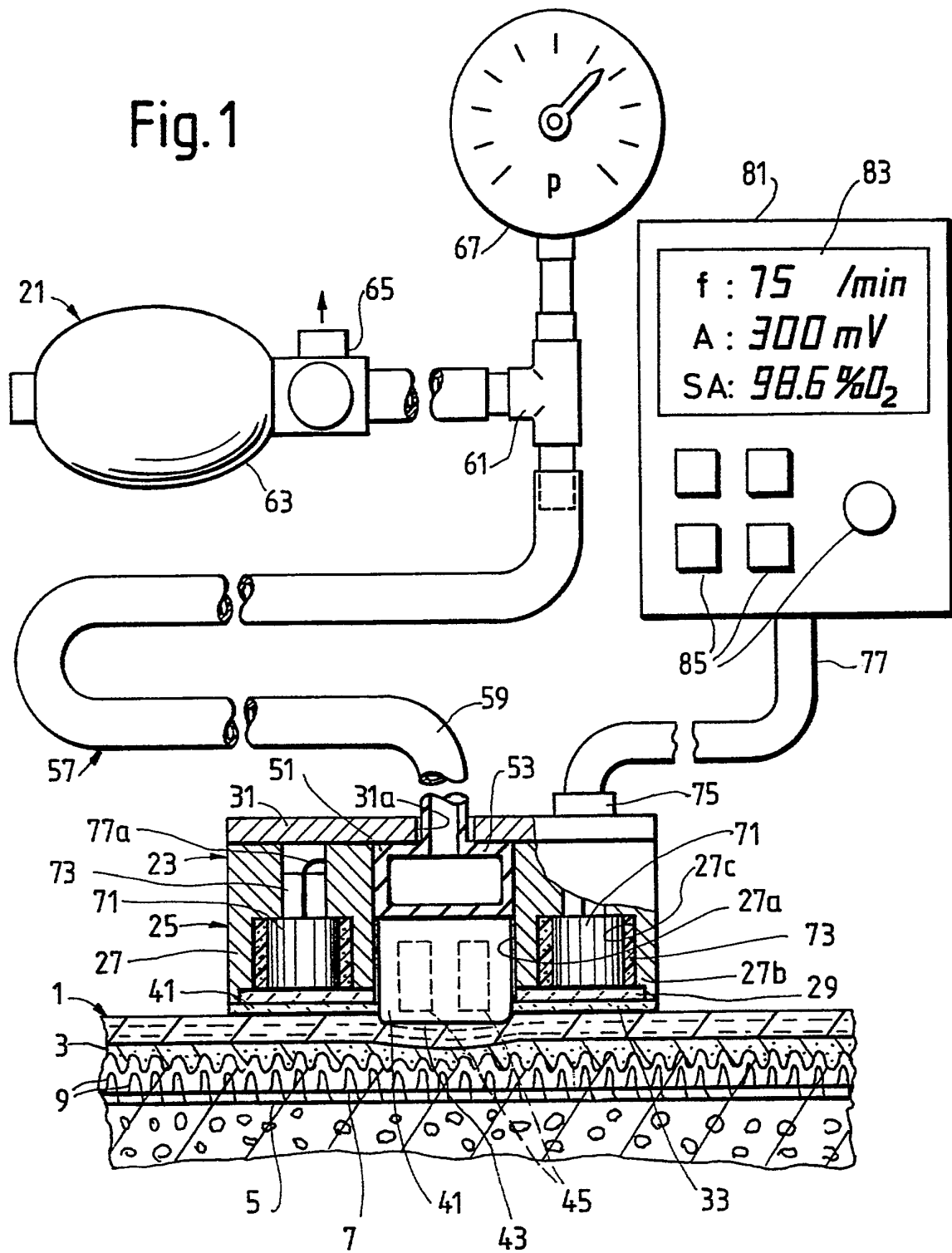


Fig. 2

