

<p>(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ : A61B 5/00</p>	A1	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 96/27325</p> <p>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 12. September 1996 (12.09.96)</p>
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/CH96/00073</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 4. März 1996 (04.03.96)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: 615/95-2 3. März 1995 (03.03.95) CH</p> <p>(71)(72) Anmelder und Erfinder: HUCH, Albert, W. [DE/CH]; Susenbergstrasse 170, CH-8044 Zürich (CH).</p> <p>(72) Erfinder; und</p> <p>(75) Erfinder/Anmelder (<i>nur für US</i>): HUCH, Renate, Chr. [DE/CH]; Susenbergstrasse 170, CH-8044 Zürich (CH). KÖNIG, Volker [CH/CH]; Georg-Kempff-Strasse 7, CH-8046 Zürich (CH).</p> <p>(74) Anwalt: PATENTANWALTSBÜRO EDER AG; Lindenhofstrasse 40, CH-4052 Basel (CH).</p>		<p>(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p>Veröffentlicht <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i></p>

(54) Title: DEVICE FOR MEASURING OXYGEN SATURATION IN THE BLOOD PRESENT IN THE BODY

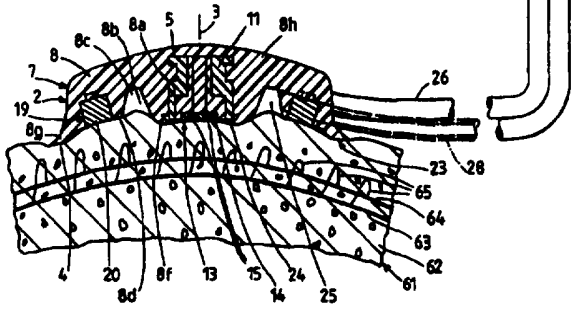
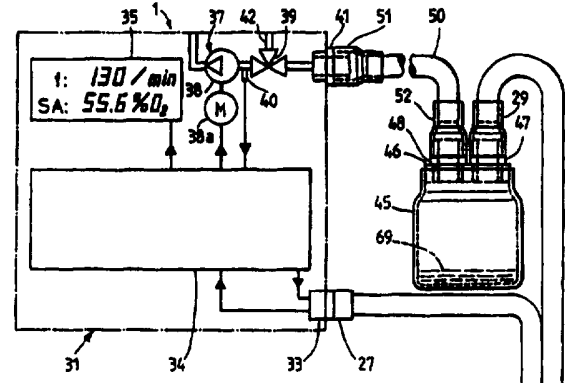
(54) Bezeichnung: EINRICHTUNG ZUR MESSUNG DER SAUERSTOFFSÄTTIGUNG VON IM KÖRPER VORHANDENEM BLUT

(57) Abstract

The proposed device (1) has a sensor (2) with a rubber-elastic support (8). The latter has on the front face (4) of the sensor (2) an annular groove (8b) and two annular lips (8f, 8g), one of which is enclosed by the annular groove (8b) while the other encloses the annular groove (8b). The annular groove (8b) has an inner deeper section (8c) and an outer shallower section (8d). Light-emitting diodes (15) are provided in the region of the front face (4) enclosed by the annular ring (8b) and the inner lip (8f). Photo-semiconductors (20) are provided behind the outer section (8d) of the annular groove (8b). In order to carry out a measurement, the sensor (2) is placed on a living body (61) and the fluid pressure in the annular groove (8b) is lowered to below atmospheric pressure which presses the sensor against the body (61). This ensures a good blood supply to the region of the body (61) used for the measurement.

(57) Zusammenfassung

Die Einrichtung (1) besitzt einen Sensor (2) mit einem gummielastischen Support (8). Dieser hat auf der Frontseite (4) des Sensors (2) eine Ringnut (8b) und zwei ringförmige Lippen (8f, 8g), von denen die eine von der Ringnut (8b) umschlossen ist und die andere die Ringnut (8b) umschliesst. Die Ringnut (8b) hat einen inneren, tieferen Abschnitt (8c) und einen äusseren weniger tiefen Abschnitt (8d). In dem von der Ringnut (8b) und der inneren Lippe (8f) umschlossenen Bereich der Frontseite (4) sind Leuchtdioden (15) angeordnet. Hinter dem äusseren Abschnitt (8d) der Ringnut (8b) sind Fotohalbleiter (20) befestigt. Für die Durchführung einer Messung bringt man den Sensor (2) zum Aufliegen auf einem lebenden Körper (61) und senkt den Fluid-Druck in der Ringnut (8b) unter dem Umgebungs-Luftdruck, so dass dieser den Sensor (2) gegen den lebenden Körper (61) drückt. Dabei wird eine gute Durchblutung eines beim Messen erfassten Bereichs des Körpers (61) ermöglicht.



bei Messen erfassten Bereichs des Körpers (61) ermöglicht.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM	Armenien	GB	Vereinigtes Königreich	MX	Mexiko
AT	Österreich	GE	Georgien	NE	Niger
AU	Australien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BB	Barbados	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BE	Belgien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BF	Burkina Faso	IE	Irland	PL	Polen
BG	Bulgarien	IT	Italien	PT	Portugal
BJ	Benin	JP	Japan	RO	Rumänien
BR	Brasilien	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
BY	Belarus	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SG	Singapur
CG	Kongo	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CH	Schweiz	LI	Liechtenstein	SK	Slowakei
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CM	Kamerun	LR	Liberia	SZ	Swasiland
CN	China	LK	Litauen	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
EE	Estland	MG	Madagaskar	UG	Uganda
ES	Spanien	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	MN	Mongolei	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MR	Mauretanien	VN	Vietnam
GA	Gabon	MW	Malawi		

EINRICHTUNG ZUR MESSUNG DER SAUERSTOFFSÄTIGUNG VON IM KÖRPER
VORHANDENEM BLUT

5

10 Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zur Messung
mindestens einer Eigenschaft eines lebenden Körpers,
insbesondere zur nicht-invasiven Messung der Sauerstoff-
15 sättigung von im Körper vorhandenem Blut.

Der Begriff "nicht-invasiv" besagt, dass die Messung ohne
ein in den Körper und insbesondere in ein Blutgefäß
dringendes Instrument durchgeführt wird.

20

Unter der Sauerstoffsättigung versteht man den häufig in
Prozent der maximalen Sättigung angegebenen Sättigungsgrad des
Blutes mit sauerstoffhaltigem Hämoglobin oder, genauer gesagt,
das Verhältnis zwischen der Konzentration des sauerstoffhalti-
25 gen Hämoglobins, d.h. des Oxyhämoglobins, und der gesamten
Hämoglobin-Konzentration.

Stand der Technik

30

Aus der DE-A 4 407 541 und der EP-A 0 442 011 sind
Einrichtungen mit einem Sensor zur nicht-invasiven Messung der
Sauerstoffsättigung bekannt. Die beiden Druckschriften
offenbaren unter anderem auch zur Befestigung an einem Fetus
35 vorgesehene Sensoren, die Leuchtdioden und einen zwischen
diesen im Zentrum des Sensors angeordneten Fotohalbleiter,

zwei ringförmige Auflageflächen und eine zwischen diesen vorhandene Ringnut aufweisen. Die Ringnut und die beiden ringförmigen Auflageflächen umschliessen die Leuchtdioden und den Fotohalbleiter. Die die Ringnut begrenzenden und die Auflageflächen bildenden Teile der Sensoren bestehen offenbar aus formfesten Materialien. Einer der aus der DE-A 4 407 541 bekannten Sensoren besitzt noch eine Elektrode, die aus einem Rohr besteht, das den Fotohalbleiter umschliesst sowie von den Leuchtdioden trennt und wahrscheinlich aus einem metallischen Material gebildet sowie formfest ist.

Für die Befestigung von einem dieser bekannten Sensoren an einem Fetus wird der Sensor am Körper des Fetus angeordnet. Danach wird in der Ringnut des Sensors ein Unterdruck erzeugt. Der Druck der in der Umgebung des Sensors vorhandenen Luft drückt den Sensor dann gegen den Körper des Fetus. Infolge des Unterdrucks in der Ringnut wird die Haut in die Ringnut hineingezogen. Die Haut bildet daher einen in die Ringnut hineinragenden Wulst. Dieser und der bei den beiden Rändern der Ringnut auf die Haut ausgeübte Druck hemmen den Zufluss von Blut zu dem sich gegenüber den Leuchtdioden und dem Fotohalbleiter befindenden Messbereich der Haut und den Abfluss von Blut aus diesem Messbereich. Diese Behinderung der Durchblutung des sich vor den Leuchtdioden und dem Fotohalbleiter befindenden Bereiches der Haut reduziert die Genauigkeit sowie die Zuverlässigkeit der Messung der Sauerstoffsättigung. Bei dem Sensor, der ein als Elektrode dienendes, auf die Haut drückendes Rohr aufweist, behindert dieses die Durchblutung des sich vor dem Fotohalbleiter befindenden Bereiches der Haut noch zusätzlich.

Die Sensoren werden üblicherweise an einem Oberflächenbereich vom Kopf des Fetus angebracht. Dieser Oberflächenbereich ist normalerweise ein wenig gekrümmt, wobei die Form des Oberflächenbereiches von dessen Lage am Kopf abhängig ist und

zudem von Fetus zu Fetus verschieden sein kann. Da die zum
Aufliegen auf den Körper des Fetus bestimmten Abschnitte der
bekannten Sensoren offenbar formfest sind, besteht bei den
bekannten Sensoren zudem die Gefahr, dass die Ringnut beim
5 Aufliegen des Sensors auf einen Oberflächenabschnitt des
Körpers von einem Fetus beim äusseren und/oder beim inneren
Rand der Ringnut nicht dicht abgeschlossen wird. Dies kann die
Befestigung des Sensors und/oder zusätzlich die Durchblutung
des Messbereichs beeinträchtigen.

10

Ähnliche Probleme wie beim Befestigen eines zur Messung
der Sauerstoffsättigung von Blut dienenden Sensors können sich
auch bei Einrichtungen zur nicht-invasiven, optischen Messung
von mindestens einer anderen Eigenschaft von Blut oder eines
15 durchbluteten Gewebes oder sonstigen Bestandteils eines
lebenden Körpers stellen, bei denen ein Sensor vorübergehend
am Körper befestigt werden muss.

20 Abriss der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Einrichtung
zu schaffen, welche Nachteile der bekannten Einrichtungen
vermeidet und insbesondere ermöglicht, die Sauerstoffsättigung
25 von Blut und/oder eventuell eine andere Eigenschaft von Blut
und/oder von einem durchbluteten Gewebe genau und zuverlässig
zu messen, obschon in der Ringnut des Sensors ein Unterdruck
erzeugt wird.

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

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Einrichtung gehen aus den
abhängigen Ansprüchen hervor.

35

Die erfindungsgemässe Einrichtung besitzt einen Sensor und
Lichtstrahlungsmittel sowie Lichtempfangsmittel, um bei

mindestens einer Lichtabstrahlungsstelle und bei mindestens einer Lichtaufnahmestelle auf der Frontseite des Sensors Licht in den zu untersuchenden Körper zu strahlen bzw. aus diesem zurückgestrahltes Licht zu empfangen. Der Sensor besitzt zudem
5 eine auf seiner Frontseite angeordnete Ringnut. Die Einrichtung besitzt gemäss der Erfindung ferner Mittel, um den Druck des in der Ringnut vorhandenen Luft und/oder eventuell eine Flüssigkeit aufweisenden Fluids unter den in der Umgebung des Sensors herrschenden Luftdruck zu senken. Der Sensor wird dann
10 durch den Umgebungs-Luftdruck oder - genauer gesagt - durch den Differenzdruck zwischen der Umgebung und der Ringnut an den Körper angedrückt und gut an diesem festgehalten.

Gemäss der Erfindung ist mindestens ein Abschnitt der
15 Ringnut des Sensors - vorzugsweise mindestens der tiefste, den Grund der Ringnut aufweisende Abschnitt von dieser - in einer Draufsicht auf die Frontseite des Sensors zwischen der bzw. jeder Lichtabstrahlungsstelle und der bzw. jeder Lichtaufnahmestelle angeordnet. Dadurch wird erreicht, dass sich ein
20 beim Messen von Licht durchlaufener bzw. durchstrahlter Bereich des lebenden Körpers ausserhalb des genannten Abschnitts der Ringnut befindet und gut durchblutet wird. Durch diese gute Durchblutung wird eine genaue und zuverlässige Messung ermöglicht.

25 Die Ringnut befindet sich vorzugsweise zwischen zwei ringförmigen Abschnitten des Sensors, die beim Messen zum Aufliegen auf dem Körper vorgesehen sind. Jeder dieser ringförmigen Abschnitte ist vorzugsweise elastisch deformierbar und weist beispielsweise eine elastische deformierbare
30 Lippe bzw. dünne Rippe auf. Ferner weist der Sensor vorzugsweise einen einstückigen, gummielastischen Support auf, der die Ringnut begrenzt und die beiden ringförmigen, zum Aufliegen auf dem Körper bestimmten, elastisch deformierbaren,
35 eine Lippe bzw. Rippe aufweisenden Abschnitte des Sensors

bildet. Dies ermöglicht, dass sich der Sensor beim Messen gut an die Form der Körper-Oberfläche anpassen kann und innerhalb sowie ausserhalb der Ringnut dicht auf dem Körper aufliegt. Ferner trägt die elastische Deformierbarkeit der Lippen bzw. Rippen und des Supports dazu bei, die vom Sensor auf den Körper ausgeübten Druckkräfte gleichmässig zu verteilen und niedrig zu halten, so dass nirgends übermässig grosse Druckkräfte auf den Körper ausgeübt werden. Dies unterstützt wiederum eine gute Durchblutung des beim Messen von Licht durchlaufenen Messbereichs des Körpers.

Da insbesondere auch der innere, ringförmige Abschnitt des Sensors elastisch deformierbar ist und beim Messen überall am Körper anliegt, gewährleistet er, dass kein Licht von einer Lichtabstrahlungsstelle zu einer Lichtaufnahmestelle gelangen kann, ohne einen Abschnitt des Körpers zu durchlaufen. Dies trägt ebenfalls zu einer genauen und zuverlässigen Messung bei.

Bei einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung der erfindungsgemässen Einrichtung befindet sich die bzw. jede Lichtabstrahlungsstelle in einer Draufsicht auf die Frontseite des Sensors in dem von der Ringnut umschlossenen Bereich. Ferner sind dann vorzugsweise mehrere um den genannten Abschnitt der Ringnut herum verteilte Lichtaufnahmestellen vorhanden. Dies ermöglicht eine hohe Lichtausbeute.

Bei einer vorteilhaften Ausgestaltung der Einrichtung ist jede Lichtabstrahlungsstelle durch eine im Sensor angeordnete Leuchtdiode und jede Lichtaufnahmestelle durch eine im Sensor angeordneten Fotohalbleiter gebildet.

Die Lichtstrahlungsmittel können eventuell anstelle von im Sensor angeordneten Leuchtdioden ausserhalb des Sensors in der Messapparatur angeordneten Leuchtdioden oder sonstige Lichterzeugungsmittel zur Erzeugung von Licht mit verschiede-

nen Wellenlängen aufweisen. Diese Lichterzeugungsmittel können dann über mindestens einen flexiblen Lichtleiter mit dem Sensor verbunden sein. Die Lichtempfangsmittel können statt im Sensor angeordneter Fotohalbleiter mindestens einen ausserhalb
5 des Sensors in der Messapparatur angeordneten Fotohalbleiter oder sonstigen Lichtaufnehmer aufweisen, der über mindestens einen flexiblen Lichtleiter mit dem Sensor verbunden sein kann. Die Lichtstrahlen und Lichtaufnahmestellen des Sensors können dann durch die Enden der Lichtleiter und/oder bei
10 diesen Enden angeordnete Linsen oder dergleichen gebildet sein.

Beim Festhalten des Sensors mit Hilfe des Umgebungs-Luftdrucks bzw. Differenzdrucks zwischen der Umgebung und der Ausnehmung ist es insbesondere von Vorteil, dass der Sensor
15 auch dann zuverlässig an lebenden Körper festgehalten wird, wenn der letztere eine feuchte Oberfläche hat und/oder wenn der Sensor beim und/oder nach dem Aufbringen auf den Körper in Kontakt mit einer Flüssigkeit gelangt. Die Einrichtung ist daher insbesondere gut geeignet, um während der Geburt eines
20 Kindes eine Messung am Körper des Fetus bzw. Kindes durchzuführen.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

25

Der Erfindungsgegenstand wird nachfolgend anhand von einem in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiel sowie von Varianten von diesem erläutert. In der Zeichnung zeigt

30

die Fig. 1 eine vereinfachte Draufsicht auf die Frontseite des Sensors einer Einrichtung zur Messung der Sauerstoffsättigung von Blut und der Pulsfrequenz,

35

die Fig. 2 einen vereinfachten Axialschnitt durch den Sensor, wobei sich der Support des letzteren in den Figuren 1 sowie 2 in undefor miertem Zustand befindet, und

die Fig. 3 einen Axialschnitt durch den an einem lebenden Körper angeordneten, einen deformierten Support aufweisenden Sensor und eine schematische Darstellung von weiteren Teilen der Einrichtung.

5

Beschreibung der bevorzugten Ausführungsbeispiele

Eine in der Fig. 3 als Ganzes mit 1 bezeichnete Einrichtung zur nicht-invasiven Messung der Sauerstoffsättigung von Blut und der Pulsfrequenz besitzt einen in den Figuren 1 bis 3 ersichtlichen Sensor 2. Dieser definiert eine Achse 3 und hat eine im wesentlichen zu dieser rotationssymmetrische Umrissform. Der Sensor 2 hat eine Frontseite 4, eine dieser abgewandten Rückseite 5 und eine die Achse 3 umschliessende, zum grössten Teil zylindrische Mantelfläche.

Der Sensor 2 weist ein Gehäuse 7 auf. Dieses besitzt als Hauptbestandteil einen elastisch deformierbaren Support 8, der aus einem gummielastischen, elektrisch isolierenden Material, zum Beispiel Silicongummi besteht. Der Support 8 wird bei der Benutzung des Sensors 12 für eine Messung in noch näher beschriebener Weise elastisch deformiert. Der Support 8 ist in den Figuren 1 und 2 in entspanntem, undeformierten Zustand und in der Fig. 3 in deformiertem Zustand gezeichnet, wobei die aus der elastischen Deformation des Supports resultierende Form des letzteren etwas schematisch und vereinfacht dargestellt wurde.

Der Support 8 ist zur Achse 3 rotationssymmetrisch und im wesentlichen scheibenförmig. Die axiale Abmessung des undeformierten Supports 8 ist deutlich kleiner als dessen maximaler Durchmesser und beträgt vorzugsweise höchstens 50% des letzteren. Der den maximalen Durchmesser des ganzen Sensors bildende, maximale Durchmesser des Supports 8 beträgt vorzugsweise höchstens 30 mm und besser höchstens 25 mm.

Der Support 8 hat ein zur Achse 3 koaxiales, in den zentralen Bereich der Frontseite 4 mündendes Sackloch 8a. Dieses ist in der Draufsicht auf die Frontseite 4 kreisförmig und hat einen zumindest bei undefor miertem Support zylindrischen Hauptabschnitt, der in der Nähe des Grundes des Sacklochs durch eine Einschnürung unterteilt ist. Das Sackloch 8a hat an seinem bei der Frontseite 4 des Sensors in dessen Umgebung mündenden Ende einen kurzen, bei undefor miertem Support zylindrischen Mündungsabschnitt, dessen Durchmesser etwas grösser als derjenige des Hauptabschnitts ist.

Der Support 8 hat ferner eine auf der Frontseite 4 angeordnete, bei dieser offene, zur Achse 3 koaxiale Ringnut 8b. Diese ist im Axialschnitt auf der äusseren, d.h. weiter von der Achse 3 entfernten Seite abgestuft und hat einen tieferen, inneren Abschnitt 8c und einen sich ausserhalb von diesem befinden, weniger tiefen, äusseren Abschnitt 8d. Dieser bildet in dem in die Umgebung des Sensors mündenden Mündungsbereich der Ringnut 8b eine Erweiterung von dieser. Die Tiefe des äusseren Abschnitts 8d der Ringnut 8b beträgt höchstens 50% und zum Beispiel höchstens oder ungefähr 30% der Tiefe des inneren Abschnitts 8c der Ringnut. Der innere Abschnitt 8c hat am Grund der Ringnut 8b eine bei undefor miertem Support 8 ebene und zur Achse 3 rechtwinklige Grundfläche. Der innere Abschnitt 8c erweitert sich im Axialschnitt von seinem Grund weg und hat vom letzteren zur Mündung der Ringnut 8b hin voneinander weggeneigte Seitenflächen, die bei undefor miertem Support 8 konisch sind. Der äussere Abschnitt 8d hat eine an die äussere, weiter von der Achse 3 entfernte Seitenfläche des inneren Abschnittes 8c anschliessende, zusammen mit der letztgenannten Seitenfläche eine Schulter bildende Schulterfläche, die bei undefor mierten Support eben und zur Achse 3 rechtwinklig ist. Der äussere Abschnitt 8d hat auf seiner äusseren, weiter von der Achse 3 entfernten Seite eine äussere Seitenfläche, die in von der Schulterfläche wegverlaufender Richtung von der Achse 3 weg nach aussen geneigt und bei

undeformiertem Support 8 konisch ist. Der Support 8 hat noch mehrere, vorzugsweise mindestens drei und zum Beispiel sechs gleichmässig um die Achse 3 herum verteilte Sacklöcher 8e, die in die Schulterfläche des äusseren Abschnitts 8d der Ringnut 8b münden und in der Draufsicht auf die Frontseite 4 zum Beispiel mindestens bei ihrer Mündung im allgemeinen viereckförmig, nämlich ungefähr rechteckförmig sind.

Der Support 8 hat auf der Frontseite 4 ferner zwei in mehr oder weniger axialer Richtung von den restlichen Supportabschnitten vorstehende, zur Achse 3 koaxiale, in einer Draufsicht auf die Frontseite 4 ringförmige, nämlich kreisförmige Auflage-Abschnitte. Diese sind durch eine Lippe oder schmale Rippe gebildet und werden im folgenden als innere Lippe 8f bzw. äussere Lippe 8g bezeichnet. Die innere Lippe 8f befindet sich zwischen dem Mündungsabschnitt des Sacklochs 8a und der Ringnut 8b. Die äussere Lippe 8e umschliesst den äusseren Abschnitt 8d der Ringnut 8b und bildet den frontseitigen Rand des Supports 8 und des ganzen Sensors 2. Jede Lippe 8f, 8g hat an ihrem freien Ende eine ringförmige End- bzw. Frontfläche, die bei undeformiertem Support 8 eben sowie rechtwinklig zur Achse 3 ist. Jede Lippe 8f, 8g hat eine innere und eine äussere Seitenfläche. Die innere Seitenfläche der inneren Lippe 8f ist durch die den Mündungsabschnitt des zentralen Sacklochs 8a begrenzende Fläche gebildet und dementsprechend bei undeformiertem Support zylindrisch. Die äussere Seitenfläche der inneren Lippe 8f ist identisch mit der inneren Seitenfläche der Ringnut 8b und nähert sich also bei undeformiertem Support zum freien Ende der Lippe 8f hin der Achse 3. Die innere Seitenfläche der äusseren Lippe 8g ist identisch mit der geneigten, äusseren Seitenfläche des Ringnut-Abschnittes 8d. Die äussere Seitenfläche der äusseren Lippe 8g ist zum freien Ende der Lippe hin von der Achse 3 weg nach aussen geneigt sowie bei undeformiertem Sensor konisch und im Axialschnitt ungefähr oder genau parallel zur inneren Seitenfläche der Lippe 8g. Die äusser Lippe 8g ist dement-

sprechend zu ihrem freien Ende hin von der Achse 3 weg nach aussen geneigt.

Der Support 8 hat einen sich über die ganze Rückseite 3
5 des Sensors 2 erstreckende und dessen rückseitige Begrenzung bildende auf der ganzen Rückseite 4 lochfreien, d.h. kompakten Rückenabschnitt 8h, der die Lippen 8f, 8g sowie die restlichen frontseitigen Abschnitte des Supports miteinander verbindet und das Sackloch 8a, die Ringnut 8b und die Sacklöcher 8e
10 gasdicht gegen die Umgebung abschliesst. Die Aussenfläche bzw. Rückfläche des Supports ist bei undefor miertem Support zum Beispiel leicht konvex gebogen. Die Mantelfläche des Supports 8 ist bei undefor miertem Support zum grössten Teil - d. h. abgesehen von ihrem durch die äussere Lippe 8g gebildeten Teil
15 - zylindrisch.

Der Sensor 2 weist eine im Sackloch 8a des Supports 8 sitzende Hülse 11 auf, die eventuell auch als Teil des Gehäuses 7 aufgefasst werden kann. Die Hülse 11 ist im
20 wesentlichen formfest und besteht zum Beispiel aus einem Kunststoff, dessen Elastizitätsmodul wesentlich grösser ist als der Elastizitätsmodul des den Support 8 bildenden Silicongummi. Die Hülse 11 hat eine äussere Mantelfläche, die zum grössten Teil zylindrisch ist, aber in der Nähe des sich
25 beim Grund des Sacklochs 8a befindenden Endes der Hülse eine Ringnut hat. Der Support 8 hat einen ringförmigen, die Einschnürung des Sacklochs 8a bildenden, in die Ringnut eingreifenden Abschnitt, der die Hülse 11 fest im Support 8 verankert. Das dem Grund des Sacklochs 8a abgewandte,
30 frontseitige Ende der Hülse 11 befindet sich innerhalb des Mündungsabschnitts des Sacklochs 8a. Die Hülse 11 hat ein durchgehendes, axiales Loch, das beim frontseitigen Ende der Hülse eine Erweiterung hat.

35 Der Sensor 2 weist nur vereinfacht und schematisch gezeichnete Lichtstrahlungsmittel 13 auf. Diese besitzen zum

Beispiel einen plättchen- oder blockförmigen Träger 14 und zwei Leuchtdioden 15 mit elektrischen Anschlüssen 16. Die beiden Leuchtdioden 15 bestehen zum Beispiel aus Abschnitten eines Chips oder aus separaten, diskreten Bauelementen. Die
5 beiden Leuchtdioden 15 sind ausgebildet, um im wesentlichen monochromatisches Licht mit zwei verschiedenen Wellenlängen - zum Beispiel rotes bzw. infrarotes Licht - zu erzeugen.

Der Träger 14 ist mit einer die freien Bereiche des Innen-
10 raums der Hülse 11 ausfüllenden Vergussmasse 17 und eventuell mit zusätzlichen Befestigungsmitteln zum Beispiel derart in der Hülse 11 befestigt, dass seine Stirnfläche und die Lichtabstrahlungsstellen bzw. -flächen der Leuchtdioden 15 ungefähr oder genau bündig mit dem frontseitigen Ende der
15 Hülse 11 sind.

Der Sensor 2 besitzt ferner Lichtempfangsmittel 19. Diese weisen mehrere, vorzugsweise mindestens drei und zwar sechs nur vereinfacht gezeichnete Fotohalbleiter 20 mit Anschlüssen
20 21 auf. Jeder Fotohalbleiter 20 besteht aus einer nur vereinfacht gezeichneten Fotodiode und ist mit einer nicht gezeichneten Vergussmasse und/oder anderen Befestigungsmitteln derart hinter dem äusseren Abschnitt 8d der Ringnut 8b in einem der Sacklöcher 8e befestigt, dass seine Lichtaufnahme-
25 stelle bzw. -fläche ungefähr oder genau bündig mit der Schulterfläche des äusseren Abschnittes 8d der Ringnut 8b ist.

Die beiden Lippen 8f, 8g ragen bei undefor miertem Support 8 auf der Frontseite 4 des Sensors 2 in entlang der Achse 3
30 verlaufender Richtung am weitesten von den restlichen Teilen des Sensors 2 weg. Die End- bzw. Frontflächen der beiden Lippen 8f, 8g liegen in einer gemeinsamen Ebene und definieren bei entspanntem, undefor miertem Support 8 eine sich auf der Frontseite 4 des Sensors 8 an diesen anschmiegende, ebene
35 Schmiegefläche 22. Der Sensor kann also bei undefor miertem Support 8 mit dem End- bzw. Frontflächen der beiden Lippen 8f,

8g auf einer mit der ebenen Schmiegefläche 22 zusammenfallenden, ebenen Auflage- und/oder Gegenfläche aufliegen. Die freien Enden der beiden Lippen bilden dementsprechend mindestens bei undefor miertem Support 8 zusammen eine Auflage 5 23 des Sensors 2. Der bei undefor miertem Support 8 und bei unbenutztem Sensor freie, d. h. nur Luft, aber kein festes Material enthaltende Bereich des Mündungsabschnittes des Sacklochs 8a bildet eine Vertiefung 23 des Sensors 2. Die Ringnut 8f enthält bei unbenutztem Sensor nur Luft, aber keine 10 festes Material, ist also frei und bildet eine Ausnehmung 25 des Sensors. Die Leuchtdioden 15 und die Fotohalbleiter 20 stehen bei undefor miertem Support 8 in kleinen Abständen von der ebenen Schmiegefläche 22 und sind durch freie Zwischenräume von dieser getrennt.

15

Ein elektrisches, gut biegbares Kabel 26 besitzt mehrere elektrische, isolierte Leiter und einen elektrisch isolierenden Mantel. Das eine Ende des Kabels 26 ist bei einer Stelle der Mantelfläche des Supports 8 in diesen eingeführt und fest 20 mit diesem verbunden. Die Anschlüsse 16 der Leuchtdioden 15 sind elektrisch durch den Innenraum der Hülse 11 und durch das isolierende Material des Supports 8 hindurch elektrisch leitend mit Leitern des Kabels 26 verbunden. Die Anschlüsse 21 der Fotohalbleiter 20 sind elektrisch durch das Material des 25 Supports 8 hindurch mit Leitern des Kabels 26 verbunden. Das nicht am Sensor befestigte Ende des Kabels 26 ist zum Beispiel mit einem Stecker 27 versehen.

Die Einrichtung weist einen flexiblen, beispielsweise aus 30 gummielastischem Material bestehenden Schlauch 28 auf. Eines der Enden des Schlauchs 28 ragt bei einer Stelle der Mantelfläche des Supports 8 in den letzteren hinein und ist derart am und/oder im Support 8 befestigt, dass der Innenraum des Schlauchs 28 mit dem inneren Abschnitt 8c der Ringnut 8b 35 verbunden ist. Am anderen Ende des Schlauchs 28 ist ein in der Fig. 3 ersichtliches Kupplungsstück 29 befestigt.

Bei der Herstellung des Sensors 2 kann man zum Beispiel zuerst den Träger 14 mit den Leuchtdioden 15 in die Hülse 11 einsetzen, die Anschlüsse 16 der Leuchtdioden 15 mit den vorgesehenen Leitern des Kabels 25 verbinden und die Hülse 11 mit der Vergussmasse 17 ausgiessen. Ferner kann man die derart vorbereitete Hülse 11 mit den Leuchtdioden 15 und die Fotohalbleiter 20 in eine Giessform einsetzen und mit Haltemitteln von der Rückseite des zu bildenden Sensors her halten. Des weiteren kann man auch das eine Ende des Kabels 26 sowie dieses mit den Leuchtdioden 15 und Fotohalbleitern 20 verbindenden Leiter und ein Ende des Schlauchs 28 in der Giessform anordnen. Danach kann man zum Beispiel in einem ersten Giessvorgang mit Hilfe der Giessform einen ersten, die Frontseite des Supports mit den Lippen 8f, 8g bildenden und das Sackloch 8a sowie die Ringnut 8b begrenzenden Teil des Supports 8 giessen. Die Hülse 11 mit den Leuchtdioden 15 und die Fotohalbleiter 20 sind dann in diesem Teil des Supports 8 gehalten. Man kann nun einen Teil der Giessform auswechseln, die Haltemittel entfernen und in einem zweiten Giessvorgang noch den zweiten, restlichen, zum Beispiel die Rückseite des Supports bildenden Teil des Supports giessen. Beim Giessen des zweiten Teils werden die im vorher gegossenen, ersten Teil infolge der Haltemittel entstandenen Löcher ausgefüllt und die beiden nacheinander gegossenen Teile derart miteinander verbunden, dass der Support 8 nach der Fertigstellung praktisch einen einstückigen Körper bildet.

Es sei jedoch angemerkt, dass die Reihenfolge der Schritte des Herstellungsverfahrens auch geändert werden kann. Ferner kann man nacheinander gegossene Teile des Supports nötigenfalls mit Hilfe eines zusätzlichen Bindemittels miteinander verbinden. Der fertige Support 8 bildet dann wiederum fast einen einstückigen Körper.

Die Einrichtung 1 weist noch eine nur in der Fig. 3 gezeichnete Messapparatur 31 auf. Diese ist schematisch als

Block gezeichnet und besteht zum Beispiel aus mehreren Geräten mit separaten Tragstrukturen sowie Gehäusen. Die Messapparatur 31 besitzt zum Beispiel mehrere als Einschübe ausgebildete sowie in einem gemeinsamen Gestell gehaltene Geräte und einen handelsüblichen, programmierbaren Computer. Der am Kabel 26 befestigte Stecker 27 ist lösbar mit einem an einem Gehäuse an der Messapparatur 31 befestigten Stecker 33 verbunden. Die Messapparatur 31 besitzt elektronische Schaltungsmittel 34, die elektrisch mit dem Stecker 33 verbunden sind. Die elektronischen Schaltungsmittel 34 sind schematisch als Block gezeichnet, können jedoch auf mehrere Geräte verteilt und zum Teil durch den erwähnten Computer gebildet sein. Die elektronischen Schaltungsmittel 34 besitzen verschiedene elektronische Bauteile, wie zum Beispiel einen Taktgeber mit einem Oszillator und einen durch diesen Taktgeber steuerbaren Impulsgeber, der beim Betrieb der Einrichtung elektrische Spannungsimpulse erzeugt und den Leuchtdioden 15 zuführt. Die Schaltungsmittel 34 weisen ferner eine durch den Taktgeber steuerbare Auswertungsschaltung auf, um die beim Betrieb von den Fotohalbleitern 20 gelieferten, in analoger Form ein Mass für die Stärke des von den Fotohalbleitern empfangenen Lichtes gebenden elektrischen Spannungen zu verarbeiten und auszuwerten. Ferner ist mindestens ein Analog/Digital-Wandler vorhanden, um von der Auswertungsschaltung erzeugte Analog-Signale in Digital-Signale umzuwandeln und diese einem Prozessor des erwähnten Computers und/oder einem anderen Prozessor für die Verarbeitung von digital dargestellten Daten zuzuführen. Die elektronischen Schaltungsmittel sind mit mindestens einer Anzeigevorrichtung 35 zur digitalen Anzeige der Pulsfrequenz f und der Sauerstoffsättigung SA verbunden. Die Anzeigevorrichtung 35 bzw. eine der Anzeigevorrichtungen ist zum Beispiel durch den Bildschirm des erwähnten Computers gebildet.

Die Einrichtung 1 weist noch Saugmittel 37 auf. Diese besitzen eine zum Beispiel in einem Geräte bzw. Einschub

untergebrachte, zum Saugen von Luft und zum Erzeugen eines Vakuums dienende Pumpe 38 mit einem elektrischen Motor 38a. Der Einlass der Pumpe 38 ist über eine Leitung und zwei Anschlüsse sowie einen Durchgang eines manuell betätigbaren
5 Dreiweghahns 39 mit einem Fluid-Anschluss 41 verbunden. In der die Pumpe 37 mit dem Fluid-Anschluss 41 verbindenden Leitung ist - zum Beispiel zwischen der Pumpe 38 und dem Dreiweghahn 39 - ein Druckaufnehmer 40 angeordnet. Der Auslass der Pumpe 38 ist mit einem in die Umgebung des Messgerätes 31 mündenden
10 Luftauslass verbunden. Der dritte Anschluss des Dreiweghahns 40 ist mit einem Lufteinlass 42 verbunden, der eine in die Umgebung mündende Belüftungsöffnung hat. Der Motor 38a und der Druckaufnehmer 40 sind elektrisch mit Regelmitteln der elektronischen Schaltungsmittel 34 verbunden. Die Messappa-
15 ratur 31 besitzt noch nicht gezeichnete, manuell betätigbare Bedienungselemente, wie Drucktasten, mindestens einen Drehwiderstand und dergleichen. Des weiteren kann die Messapparatur 31 zusätzlich nicht gezeichnete, zum Beispiel aus Leuchtdioden oder Lämpchen bestehende Signalleuchten,
20 einen optischen und/oder akustischen Alarmgeber sowie Speicher und/oder Registriermittel zum Speichern und/oder Registrieren der gemessenen Werte der Pulsfrequenz sowie Sauerstoffsättigung aufweisen. Die Messapparatur besitzt selbstverständlich noch mindestens eine Spannungsversorgungsvorrichtung mit
25 mindestens einer Batterie und/oder mindestens einem Netzteil.

Die Saugmittel 37 weisen auch einen Vakuum- und Abscheide- Behälter 45 auf, der zum Beispiel eine mindestens teilweise durchsichtige Wand hat durch ein wegnehmbares, zum Beispiel
30 aus einem Stopfen oder Deckel bestehendes Verschlusselement 46 gas- und vakuumdicht verschlossen ist. Das Verschlusselement 46 oder ein Wandabschnitt des Behälters 45 ist mit zwei Fluid-Anschlüssen 47 und 48 versehen, die oberhalb des Bodens des Behälters 45 und vorzugsweise in der Nähe von dessen
35 oberem Ende in den Innenraum des Behälter münden. Der Schlauch 28 ist mindestens bei der Benutzung der Einrichtung durch das

Kupplungsstück 29 lösbar sowie dicht mit dem Fluid-Anschluss 47 verbunden. Ein Schlauch 50 hat an seinen zwei Enden ein Kupplungsstück 51 bzw. 52 und ist durch diese mindestens bei der Benutzung der Einrichtung lösbar sowie dicht mit den Fluid-Anschlüssen 41 bzw. 48 verbunden. Die Fluid-Anschlüsse 41, 47, 48 und die zugeordneten Kupplungsstücke 51 bzw. 29 bzw. 52 können zum Beispiel mit Bajonettverschlussmitteln oder sonstigen Schnellverschlussmitteln versehen sein. Die Ausnehmung 25 des Sensors 2 kann also mindestens bei der Benutzung der Einrichtung 1 durch einen Fluid-Durchgang begrenzende Verbindungsmittel lösbar mit dem Einlass der Pumpe 38 verbunden werden, wobei die Verbindungsmittel mindestens einen flexiblen Schlauch und nämlich die zwei entlang dem Fluid-Durchgang nacheinander angeordneten Schläuche 28, 50 aufweisen.

Ein lebender Körper 61 besitzt eine Haut 62, von der ein Ausschnitt schematisch in der Fig. 3 gezeichnet ist. Die Dermis der Haut 62 enthält Blutgefäße, von denen schematisch eine Arterie oder Arteriolen 63, eine Vene oder Venole 64 und einige Kapillargefäße 65 gezeichnet sind.

Nun wird die Verwendung der Einrichtung 1 zur nicht-invasiven Messung der Sauerstoffsättigung des durch die Blutgefäße des Körpers 61 strömenden Blutes oder - genauer gesagt - arteriellen Blutes - und der Pulsfrequenz erläutert. Beim gezeichneten Hautausschnitt kann es sich zum Beispiel um einen Ausschnitt aus der Kopfhaut eines Fetus bzw. Kindes handeln, dessen Sauerstoffsättigung sowie Pulsfrequenz während und nach der Geburt gemessen werden soll. Für die Messung der Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz verbindet man den Sensor 2 über das Kabel 26 mit den elektronischen Schaltungs- mitteln 34 und über die Schläuche 28, 50 sowie über den Behälter 45 mit der Pumpe 37. Ferner drückt ein Arzt oder sonstiger Geburtshelfer den Sensor 2 mit dessen auf der Frontseite 4 vorhandenen Auflage 23 manuell und/oder eventuell

mit Hilfe eines Instruments an einen Oberflächenbereich des Körpers 61 an. Dieser zum Beispiel zum Kopf des Fetus bzw. Kindes gehörender Oberflächenbereich ist normalerweise nicht eben, sondern in mindestens einem durch die Achse 3 verlaufenden Schnitt und beispielsweise in allen durch die Achse 3 verlaufenden Schnitten gekrümmt, wobei die Krümmung in verschiedenen durch die Achse 3 verlaufenden Schnitten verschieden sein kann. Der vom Sensor 2 bedeckte Oberflächenbereich kann zum Beispiel eine mehr oder weniger glatte, konvex gekrümmte Form haben. Der Support 8 wird beim Andrücken des Sensors 2 an den Körper 61 derart deformiert und insbesondere gebogen, dass die zur Auflage 23 gehörenden Lippen 8f und 8g des Supports 8 trotz der gekrümmten Oberfläche des Körpers 61 entlang dem ganzen Lippen-Umfang auf dem Körper 61 aufliegen.

Der Körper 61 eines Fetus bzw. Kindes befindet sich bei einer Geburt in einem feuchten Milieu und hat eine feuchte Oberfläche. Wenn der Sensor 2 während einer Geburt an den Körper 61 eines Fetus bzw. Kindes angebracht wird, kann daher eventuell eine beispielsweise Blut und/oder andere Komponenten enthaltende Flüssigkeit in die Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 gelangen. Wenn der Sensor 2 dann mit seiner Auflage 23 auf den Körper 61 aufliegt, bildet die innen von der inneren Lippe 8f begrenzte und aussen von der äusseren Lippe 8g umschlossene Ausnehmung 25 einen gegen die Umgebung einigermaßen oder vollkommen gasdicht abgeschlossenen Hohlraum. Dieser enthält ein Fluid, nämlich Luft und/oder eventuell eine Flüssigkeit. Eine Person kann nun die Messapparatur 31 durch Betätigen eines Bedienungselements in einen Betriebszustand bringen, in dem die Pumpe 38 über einen Durchgang des Dreiweghahns 40, den Behälter 45 und die Schläuche 28, 50 ein normalerweise aus Luft und eventuell ein wenig Flüssigkeit bestehendes Fluid aus der Ausnehmung 25 heraussaugt. Der Druck des in der Ausnehmung 25, in den Schläuchen 28, 50 und im Behälter 45 vorhandenen Fluids wird dadurch um einen Differenzdruck unter den in der

Umgebung des Sensors 2 herrschenden Luftdruck gesenkt. Der Druckaufnehmer 40 ist zum Beispiel ausgebildet, um den Differenzdruck zwischen dem Umgebungs-Luftdruck und dem Druck in dem den Einlass der Pumpe 38 mit der Ausnehmung 25 des
5 Sensors 2 verbindenen Fluid-Durchgang zu messen und ein elektrisches Signal zu erzeugen, das ein Mass für diesen Differenzdruck gibt. Die zu den elektronischen Schaltungsmittel 34 gehörenden Regelmittel steuern den Motor 38 der Pumpe 38 während des genannten Betriebszustandes aufgrund des
10 mit dem Druckaufnehmer 40 gemessenen Differenzdruckes durch Ein- sowie Ausschalten des Motors 38a und eventuell durch Verändern der Drehzahl des letzteren derart, dass der genannte Differenzdruck auf einen vorgegebenen, konstanten Sollwert geregelt wird oder mindestens innerhalb eines vorgegebenen
15 Sollwert-Bereiches mit konstanten Grenzwerten liegt. Dieser Sollwert bzw. Sollwert-Bereich des Differenzdrucks ist vorzugsweise mit mindestens einem zur Messapparatur 31 gehörenden Bedienungselement - beispielsweise einen Drehwiderstand und/oder mindestens einer Drucktaste - manuell
20 einstellbar. Der Differenzdruck zwischen dem Umgebungs-Luftdruck und dem Fluid-Druck in der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 ist bei saugender Pumpe 38 ungefähr, d.h. bis auf ein kleines Druckgefälle, gleich dem vom Druckaufnehmer 40 gemessenen Differenzdruck und - wenn der letztere den
25 vorgesehenen Sollwert erreicht hat - bei stillstehender Pumpe genau gleich dem vom Druckaufnehmer gemessenen Differenzdruck. Der Fluid-Druck in der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 ist also mindestens ungefähr um den mit Hilfe der Regelmittel eingeregelt
30 eingeregelt Differenzdruck kleiner als der Luftdruck in der Umgebung des Sensors 2. Die Regelmittel können den Druck zum Beispiel derart regeln, dass der vom Druckaufnehmer 40 gemessene Differenzdruck und der Differenzdruck zwischen der Umgebung des Sensors 2 sowie der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 vorzugsweise mindestens 5 kPa, vorzugsweise höchstens 30 kPa
35 und zum Beispiel ungefähr 10 kPa bis 20 kPa beträgt.

Wenn der Druck in der Ausnehmung 25 um den vorgesehenen Differenzdruck kleiner ist als der Umgebungs-Luftdruck, kann der Geburtshelfer den Sensor 2 loslassen. Der in der Umgebung des Sensors vorhandenen Luftdruck oder - genauer gesagt - der
5 genannte Differenzdruck erzeugt dann eine den Sensor 2 gegen die Oberfläche des Körpers 61 drückende Druckkraft, die den Sensor 2 lösbar am Körper 61 festhält.

Die vom Luftdruck auf den Sensor 2 ausgeübte Druckkraft
10 hält die vorher beim Andrücken des Sensors durch einen Geburtshelfer erzeugte, elastische Verformung des Supports 8 mehr oder weniger aufrecht und kann den Support 8 eventuell noch zusätzlich elastisch verformen. Die beiden Lippen 8f, 8g werden bereits beim manuellen und/oder eventuell mit Hilfe
15 eines Instruments erfolgenden Andrücken des Sensors 2 an den Körper 51 oder danach beim Absaugen von Luft sowie eventuell Flüssigkeit aus der Ausnehmung 23 voneinander weggespreizt, wie es in der Fig. 3 gezeichnet ist. Die innere Lippe 8f wird dabei zu ihrem freien Ende hin gegen die Achse 3 gebogen,
20 während die äussere Lippe 8g zu ihrem freien Ende hin von der Achse 3 weg nach aussen gebogen wird.

Die vom Umgebungs-Luftdruck auf den Sensor 2 ausgeübte Druckkraft hat zur Folge, dass der Sensor 2 seinerseits bei
25 seinen auf dem Körper 61 aufliegenden Flächen eine Druckkraft auf die Haut 62 des Körpers 61 ausübt. Die Haut 62 wird dadurch insbesondere bei den Lippen 8f und 8g gegen das Innere des Körpers 61 hin eingebuchtet und zusammengedrückt. Der von der inneren Lippe 8f umschlossene Bereich der Haut 62 dringt
30 dann in die Vertiefung 24 des Sensors 2 ein, so dass dieser eventuell auch mit den Frontflächen des Trägers 14 und der Leuchtdioden 15 auf der Haut 62 aufliegt. Ferner wird der sich zwischen den beiden Lippen 8f, 8g befindende, ringförmige Bereich der Haut 62 in die Ringnut 8b hineingesaugt, so dass
35 der Sensor beispielsweise auch mit der den äusseren Abschnitt 8d bei dessen tiefster Stelle begrenzenden Schulterfläche des

Supports 8 sowie mit den Frontflächen der Fotchalbleiter 20 auf der Haut 62 aufliegt. Des weiteren kann der Sensor eventuell auch bei den einander zugewandten Seitenflächen der beiden Lippen 8f, 8g auf der Haut 62 aufliegen. Die Haut
5 dringt jedoch höchstens geringfügig in den inneren Abschnitt 8c der Ringnut 8b ein, so dass der innere Abschnitt 8c mindestens zum grössten Teil frei (von Haut) bleibt. Die Auflage 23 des Sensors 2 ist also beim an den Körper 61 angedrückten, einen deformierten Support 8 aufweisenden Sensor
10 2 deutlich grösser als die Auflage, mit welcher der Sensor 2 beim Fehlen einer Druckkraft und dementsprechend bei entspanntem undeformiertem Support 8 auf einer ebenen Gegenfläche aufliegt. Ferner ist das Volumen des freien - d. h. kein festes Material, sondern nur Luft enthaltenden Teils
15 der Ringnut 8b und der von dieser gebildeten, ringförmigen Ausnehmung 25 bei an die Haut angedrücktem Sensor kleiner als das Volumen der Ringnut 8b bei undeformiertem Support. Des weiteren bildet die Haut im Bereich der Ringnut zwar einen in diesen hineinragenden Wulst. Dieser ist jedoch relativ flach
20 und bildet kaum Knicke oder Kanten.

Wenn das aus der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 und dem Schlauch 26 herausgesaugte Fluid zusätzlich zu Luft eine Flüssigkeit enthält, wird diese Flüssigkeit im Behälter 45 von
25 der Luft abgeschieden, so dass sich im ursprünglich leeren Behälter 45 Flüssigkeit 69 ansammelt. Im übrigen kann nötigenfalls zwischen dem Behälter 45 und der Pumpe 38 oder zwischen dieser und dem in die Umgebung mündenden Luftauslass noch ein nicht gezeichnetes Filter oder dergleichen angeordnet
30 werden, um allenfalls doch noch in der aus dem Behälter herausgesaugten Luft vorhandene Flüssigkeitströpfchen von der Luft zu trennen und zu sammeln. Der Vakuum- und Abscheide-Behälter 45 bildet also zusammen mit dem allenfalls noch
35 vorhandenen Filter- Abscheidemittel, um zusammen mit Luft aus der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 herausgepumpte Flüssigkeit

von der Luft abzuscheiden, so dass die in die Pumpe 38 und danch in die Umgebung strömende Luft frei von Flüssigkeit ist.

Der Innenraum des Vakuum- und Abscheide-Behälters 45 hat
5 vorzugsweise ein Volumen, das wesentlich grösser ist als das
Volumen der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25. Der Behälter 45
bildet daher gewissermassen ein "Vakuum-Reservoir" und kann
beispielsweise bei einem vorübergehenden Leck zwischen dem
Sensor 2 sowie der Oberfläche des Körpers 61 in die Ringnut 8b
10 bzw. Ausnehmung 25 eindringende Luft vorübergehend aufnehmen,
und dadurch Druckschwankungen ausgleichen.

Ein beispielsweise 10 kPa bis 20 kPa unter dem Umgebungs-
Luftdruck liegender Druck in der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25
15 reicht gemäss den durchgeführten Untersuchungen normalerweise
aus, damit der Umgebungs-Luftdruck bzw. Differenzdruck den
Sensor 2 während einer ganzen Geburt dauernd am Körper 61
festhält. Falls sich der Sensor 2 ausnahmsweise - beispiels-
weise wegen einer von aussen auf ihn einwirkenden, von der
20 Oberfläche des Körpers 61 weggerichteten Kraft - doch vom
Körper 61 löst, kann der Geburtshelfer den Sensor 2 problemlos
wieder auf die Oberfläche des Körpers 61 aufsetzen und
nötigenfalls einen grösseren Differenzdruck zwischen der
Umgebung und der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 einstellen.

25 Die Messapparatur 31 kann zum Beispiel derart ausgebildet
sein, dass eine Person nach dem Anbringen des Sensors 2 am
Körper 61 und nach dem Senken des Drucks in der Ringnut 8b
bzw. Ausnehmung 25 durch Betätigen eines Bedienungselements
30 den eigentlichen Messvorgang starten kann, während dem die
Pulsfrequenz und die Sauerstoffsättigung gemessen wird. Die
Messapparatur 31 kann stattdessen jedoch derart ausgebildet
sein, dass die Einrichtung 1 in dem zum Starten des Saug-
vorgangs eingeschalteten Betriebszustand nach dem Anbringen
35 des Sensors 2 am Körper 61 von selbst, d. h. ohne Betätigung
eines Bedienungselements, den Messvorgang beginnt.

Während des Messvorgangs führen die elektronischen Schaltungsmittel 34 der Messapparatur 31 den beiden Leuchtdioden 15 über das Kabel 26 abwechselnd elektrische Signale, d. h. Spannungsimpulse zu, so dass die zwei Leuchtdioden abwechselnd Lichtsignale, d. h. Lichtimpulse erzeugen und in die Haut 62 hineinstrahlen. Die Frequenz dieser Lichtsignalfolgen soll dabei wesentlich grösser sein als die menschliche Herzschlag- bzw. Pulsfrequenz und beispielsweise mindestens 50 Hz betragen. Das in die Haut 62 eingestrahlte Licht wird in dieser gestreut und/oder absorbiert, wobei insbesondere auch Licht vom Hämoglobin des Blutes absorbiert wird. Ein Teil des Lichtes wird wieder aus dem Körper 61 heraus und in die Fotohalbleiter 20 gestrahlt. Der dabei vom Licht durchlaufene bzw. durchstrahlte Bereich des Körpers bildet dessen Messbereich, in dem die Sauerstoffsättigung gemessen wird.

Das arterielle, sauerstoffreiche Blut fliesst pulsierend durch die Blutgefässe des Körpers 61, wogegen das venöse, 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 2 erfassten Messbereich des Körper 61 und insbesondere von dessen Haut 61 zeitlich periodisch im Takt der Pulsfrequenz, wogegen das Volumen und die Menge des venösen, sauerstoffarmen oder sauerstofflosen Blutes im genannten Bereich des Körpers 61 zeitlich ungefähr konstant bleiben. Das aus dem Körper 61 in die Fotohalbleiter 20 zurückgestrahlte Licht ist mit der Pulsfrequenz des durch den erfassten Bereich des Körpers 61 strömenden Blutes moduliert. Die Fotohalbleiter 20 erzeugen dann elektrische Signale, nämlich Spannungsimpulse oder eine pulsierende Gleichspannung. Diese Signale werden über das Kabel 26 zu den elektronischen Schaltungsmitteln 34 geleitet. Die elektronischen Schaltungsmittel 34 sowie die Anzeigevorrichtung 35 sind ausgebildet, um aus dem von den Fotohalbleitern 20 in

elektrische Signale umgewandelten Licht quasi kontinuierlich die Pulsfrequenz f sowie die Sauerstoffsättigung SA des arteriellen Blutes zu ermitteln und anzuzeigen. Dabei ist es zur Erzielung einer grossen Messgenauigkeit vorteilhaft, dass
5 von dem in die Fotohalbleiter 20 gelangenden Licht mindestens das Licht mit einer der beiden Wellenlängen und beispielsweise das Licht mit beiden Wellenlängen einen möglichst grossen, mit der Herzschlag- bzw. Pulsfrequenz zeitlich ändernden Anteil hat.

10

Wie schon erwähnt, übt der Sensor 2 eine Druckkraft auf die Haut 62 aus. Die Grösse und die Verteilung dieser Druckkraft auf die verschiedenen an der Haut 62 anliegenden Flächenbereiche des Sensors 2 hängt von der Form sowie
15 Bemessungen des Supports 8, vom Elastizitätsmodul des den Support 8 bildenden, gummielastischen Materials, von der Grösse der auf der Haut aufliegenden Fläche des Sensors und vom Druck in der Ringnut 8b bzw. der Ausnehmung 25 ab. Wenn der letztgenannte Druck um einen höchstens 30 kPa und beispielsweise 10 kPa bis 20 kPa betragenden Differenzdruck unter
20 dem Umgebungs-Luftdruck liegt, ist der vom Sensor auf die Haut ausgeübte Druck mindestens bei den sich ausserhalb des inneren Abschnitts 8c der Ringnut 8b befindenden und auf der Haut aufliegenden Abschnitten der Auflage 23 des Sensors kleiner
25 als der systolische und auch als der diastolische Blutdruck. Eventuell ist auch der vom Sensor innerhalb des von der inneren Lippe 8f umschlossenen Abschnitts der Auflage 23 und vielleicht sogar der von der inneren Lippe 8f auf die Haut ausgeübte Druck kleiner als der systolische und sogar kleiner
30 als der diastolische Blutdruck. Das Blut strömt daher mindestens in dem sich gegenüber den Fotohalbleitern 20 befindenden Bereich der Haut 62 und eventuell sogar im ganzen vom Sensor bedeckten Bereich der Haut 62 pulsierend durch die in der Haut vorhandenen Blutgefässe.

35

Wann der Druck in der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 beispielsweise etwa 10 kPa bis 20 kPa unter dem Umgebungs-Luftdruck liegt, ist der Anteil des zeitlich im Takt der Herzschlag- bzw. Pulsfrequenz ändernden Lichtes am insgesamt in die Fotohalbleiter 20 gelangenden Licht gemäss den
5 durchgeführten Untersuchungen grösser, als wenn der Sensor 2 mehr oder weniger drucklos auf der Haut aufliegt. Dies wirkt sich günstig auf die Messgenauigkeit aus, so dass die vom Luftdruck über den deformierbaren Support auf die Haut
10 ausgeübte Druckkraft daher auch eine Verbesserung der Messgenauigkeit ergibt.

Die Sauerstoffsättigung und Pulsfrequenz liegen bei einem Fetus bzw. Kind während der Geburt normalerweise in Bereichen
15 von ungefähr 50% bis 60% bzw. 100/min. bis 150/min. Die elektronischen Schaltungsmittel 34 sind vorzugsweise ausgebildet und/oder programmiert um während der Messung die Sauerstoffsättigung und eventuell auch die Pulsfrequenz zu überwachen. Die Schaltungsmittel 34 können dann über einen
20 optischen und/oder akustischen Alarmgeber ein visuell erkennbares und/oder hörbares Alarmsignal erzeugen, wenn zum Beispiel die Sauerstoffsättigung unter einem vorgegebenen, vorzugsweise einstellbaren, unteren Grenzwert sinkt. Ferner kann eventuell auch ein Alarmsignal erzeugt werden, wenn die
25 Pulsfrequenz einen unteren Grenzwert unterschreitet oder einen oberen Grenzwert übersteigt. Beim Unter- oder Überschreiten eines Grenzwertes können dann durch einen Geburtshelfer Gegenmassnahmen zur Vermeidung von Schäden getroffen werden.

30 Wenn die Messung der Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz beendet werden soll, kann ein Geburtshelfer oder eine sonstige Person durch Betätigen mindestens eines Bedienelements der Messapparatur 31 den Messvorgang beenden, den Motor 38a der Pumpe 38 ausschalten und ferner den Dreiweghahn
35 39 derart verstellen, dass der Hahn den Lufteinlass 42 über einen Durchgang des Hahns mit dem Behälter 45 und über diesen

mit der Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 verbindet. Der Behälter 45 und die Ringnut 8b bzw. Ausnehmung 25 werden dadurch belüftet. Dementsprechend verschwindet die vom Umgebungs-
Luftdruck bzw. vom genannten Differenzdruck auf dem Sensor 2
5 ausgeübte Druckkraft. Der Sensor kann nun ohne nennenswerte
Kraftaufwendung vom Körper 61 weggenommen werden oder fällt -
bei entsprechender Lage - sogar infolge der Schwerkraft von
selbst vom Körper 61 ab.

10 Die Einrichtung 1 kann selbstverständlich nicht nur für
eine Messung an einem Fetus oder Kind, sondern auch für eine
Messung an einer erwachsenen Person verwendet werden.

Die Einrichtung kann zudem auf verschiedene Arten geändert
15 werden. Der Sensor kann zum Beispiel noch mit Mitteln
ausgerüstet werden, um den beim Messen der Sauerstoffsättigung
optisch erfassten Messbereich des lebenden Körpers zur Förderung
der Durchblutung zu erwärmen.

20 Ferner können die Lichtstrahlungsmittel drei oder mehr
Leuchtdioden aufweisen und dann beim Betrieb eventuell Licht
mit drei oder noch mehr verschiedenen Wellenlängen erzeugen.
Des weiteren können die Lichtempfangsmittel mehr oder weniger
als sechs Fotohalbleiter aufweisen.

25 Zudem kann man die Lagen der Leuchtdioden sowie Fotohalb-
leiter vertauschen, d. h. im Zentrum der Frontseite des
Sensors mindestens einen Fotohalbleiter anordnen und einen
Kranz von um den inneren Abschnitt 8c der Ringnut 8b herum
30 verteilten Leuchtdioden vorsehen.

Der Dreiweghahn 39 kann durch andere Absperr- und/oder
Umleitmittel ersetzt werden, die einen wahlweise absperrbaren
oder freigebbaren, den Lufteinlass 42 mit der Ringnut 8b bzw.
35 Ausnehmung 25 des Sensors 2 verbindenden Durchgang aufweisen.

Der Dreiweghahn 39 kann zum Beispiel durch zwei mit Verzweigungen einer Leitung verbundene, je nur einen Durchgang aufweisende Hähne oder durch mindestens ein elektrisch steuerbares Ventil ersetzt werden.

5

Der Druckaufnehmer 40 kann eventuell anstelle des beschriebenen Differenzdruckes den Wert des Drucks in dem die Pumpe mit der Ausnehmung 25 verbindenden Fluid-Durchgang messen. Die Regelmittel können dann anstelle des Differenzdruckes den Druck im Fluid-Durchgang regeln.

10

Ferner könnte man möglicherweise den Einlass der Pumpe 38 noch mit einer als "Vakuum-Reservoir" dienenden Kammer verbinden und zwischen dieser und dem Fluid-Anschluss 4 ein elektrisch steuerbares Dosierventil vorsehen. Die zu den elektronischen Schaltungsmitteln gehörenden Regelmittel könnten dann zum Regeln des Drucks zusätzlich zum Motor 38a oder anstelle von diesem das Dosierventil steuern.

15

Des weiteren kann die Einrichtung möglicherweise ausgebildet werden, um zusätzlich zur Sauerstoffsättigung und der Pulsfrequenz oder eventuell an Stelle dieser Messgrößen mindestens eine andere Gassättigung oder die Konzentration eines zu Diagnosezwecken in das Blut eingespritzten Farbstoffs oder eine sonstige Eigenschaft eines lebenden Körpers nicht-invasiv zu messen.

25

30

35

PATENTANSPRÜCHE

5 1. Einrichtung zur Messung mindestens einer Eigenschaft
eines lebenden Körpers (61), insbesondere zur nicht-invasiven
Messung der Sauerstoffsättigung von im Körper (61) vorhandenem
Blut, mit einem eine Frontseite (4) aufweisenden, bei dieser
zum Aufliegen auf dem Körper (61) bestimmten Sensor (2), wobei
10 Lichtstrahlungsmittel (13) und Lichtempfangsmittel (19)
vorhanden sind, um bei mindestens einer Lichtabstrahlungs-
stelle und bei mindestens einer Lichtaufnahmestelle auf der
Frontseite (4) des Sensors (2) Licht in den Körper (61) zu
strahlen bzw. aus diesem zurückgestrahltes Licht zu empfangen,
15 wobei der Sensor (2) auf der Frontseite eine Ringnut (8b)
besitzt und wobei Saugmittel (37) vorhanden sind, um den
Fluid-Druck in der Ringnut (25) bei auf dem Körper (61)
aufliegendem Sensor (2) unter den in der Umgebung des
letzteren herrschenden Luftdruck zu senken, dadurch gekenn-
20 zeichnet, dass mindestens ein Abschnitt (8c) der Ringnut (8b)
in einer Draufsicht auf die Frontseite (4) zwischen der bzw.
jeder Lichtabstrahlungsstelle und der bzw. jeder Lichtaufnahme-
stelle angeordnet ist.

25 2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
dass der Sensor (2) einen ringförmigen, zum Aufliegen auf dem
Körper (61) bestimmten, elastisch deformierbaren, in einer
Draufsicht auf die Frontseite (4) zwischen der bzw. jeder
Lichtabstrahlungsstelle und der bzw. jeder Lichtaufnahmestelle
30 angeordnete Abschnitt und einen ringförmigen, zum Aufliegen
auf dem Körper (61) bestimmten, elastisch deformierbaren, die
Ringnut (8b) in der genannten Draufsicht umschliessenden
Abschnitt aufweist.

3. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (2) einen gummielastischen Support (8) aufweist, der mit der Ringnut (8b) versehen ist und die beiden zum Aufliegen auf dem Körper (61) bestimmten, ringförmigen, elastisch deformierbaren Abschnitte bildet.

4. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die bzw. jede Lichtabstrahlungsstelle in eine Draufsicht auf die Frontseite (4) von der Ringnut (8b) umschlossen ist und dass mehrere sich ausserhalb des genannten Abschnitts (8c) der Ringnut (8b) befindende, um den genannten Abschnitt (8c) der Ringnut (8b) herum verteilte Lichtaufnahmestellen vorhanden sind.

5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der genannte Abschnitt (8c) der Ringnut (8b) den tiefsten Abschnitt von dieser bildet.

6. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtstrahlungsmittel (13) im Support (8) gehaltene Leuchtdioden (15) aufweisen und dass die Lichtempfangsmittel (19) mindestens einen im Support (8) gehaltenen Fotohalbleiter (20) aufweisen, dass jede Lichtstrahlungsstelle durch eine Leuchtdiode (15) gebildet ist und dass die bzw. jede Lichtaufnahmestelle durch einen Fotohalbleiter (20) gebildet ist.

7. Einrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Ringnut (8b) eine Achse (3) umschliesst und zusätzlich zum genannten, inneren Abschnitt (8c) noch einen äusseren Abschnitt (8d) besitzt, der auf der weiter von der Achse (3) entfernten Seite des inneren Abschnitts (8c) mit diesem zusammen eine Schulter bildet, dass die Fotohalbleiter (20) auf der weiter von der Achse (3) entfernten Seite des inneren Abschnitts (8c) hinter dem äusseren Abschnitt (8d) der Ringnut (8b) im Support (8) angeordnet und durch einen freien

Zwischenraum von einer ebenen, sich bei undeformiertem Support (8) auf der Frontseite (4) des Sensors (2) an den Support (8) anschmiegenden Schmiegefläche (22) getrennt sind.

5 8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Saugmittel (37) eine Pumpe (38) aufweisen, die ausserhalb des Sensors (2) angeordnet und über mindestens einen flexiblen Schlauch (28, 50) aufweisende Verbindungsmittel mit der Ringnut (8b) verbunden ist.

10

 9. Einrichtung und Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass ein Druckaufnehmer (40) und mit dem letzteren verbundene Regelmittel vorhanden sind, um den Differenzdruck zwischen der Umgebung des Sensors (2) und der Ringnut (8b) oder den Druck
15 in der letzteren auf einen Wert zu regeln, der konstant ist oder innerhalb eines Bereiches mit konstanten Grenzwerten liegt.

 10. Einrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpe (37) über einen gasdicht gegen die
20 Umgebung abgeschlossenen Innenraum eines Behälters (45) mit der Ringnut (8b) verbunden ist und dass der Behälter (45) zum Abscheiden und Sammeln von aus der Ringnut (8b) herausgepumpter Flüssigkeit (69) ausgebildet ist.

25

 11. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Lufteinlass (42) vorhanden ist, der über einen wahlweise absperribaren oder freigebbaren Durchgang mit der Ringnut (8b) des Sensors (2) verbunden ist.

30

35

Fig. 1

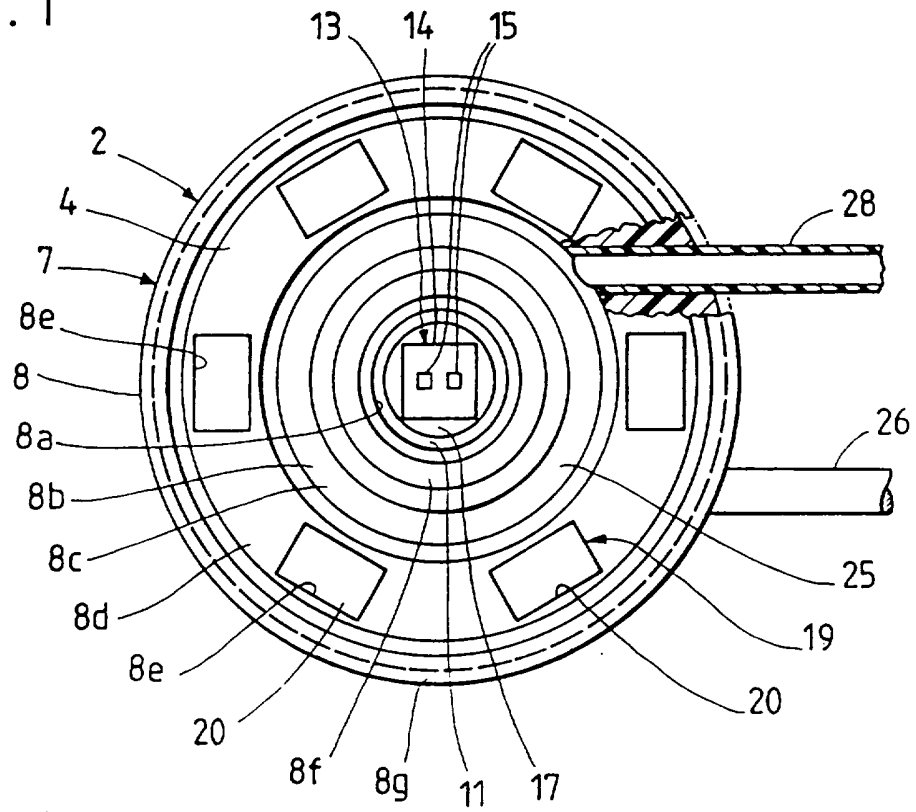


Fig. 2

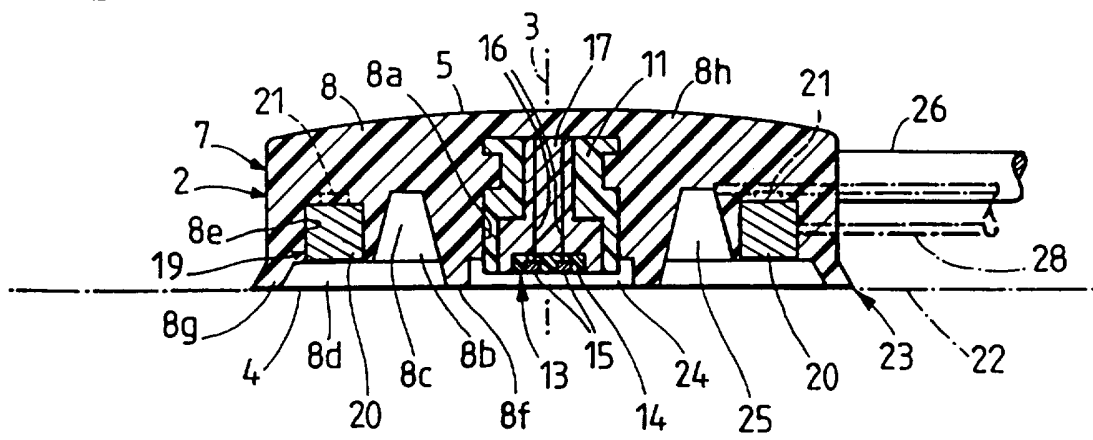
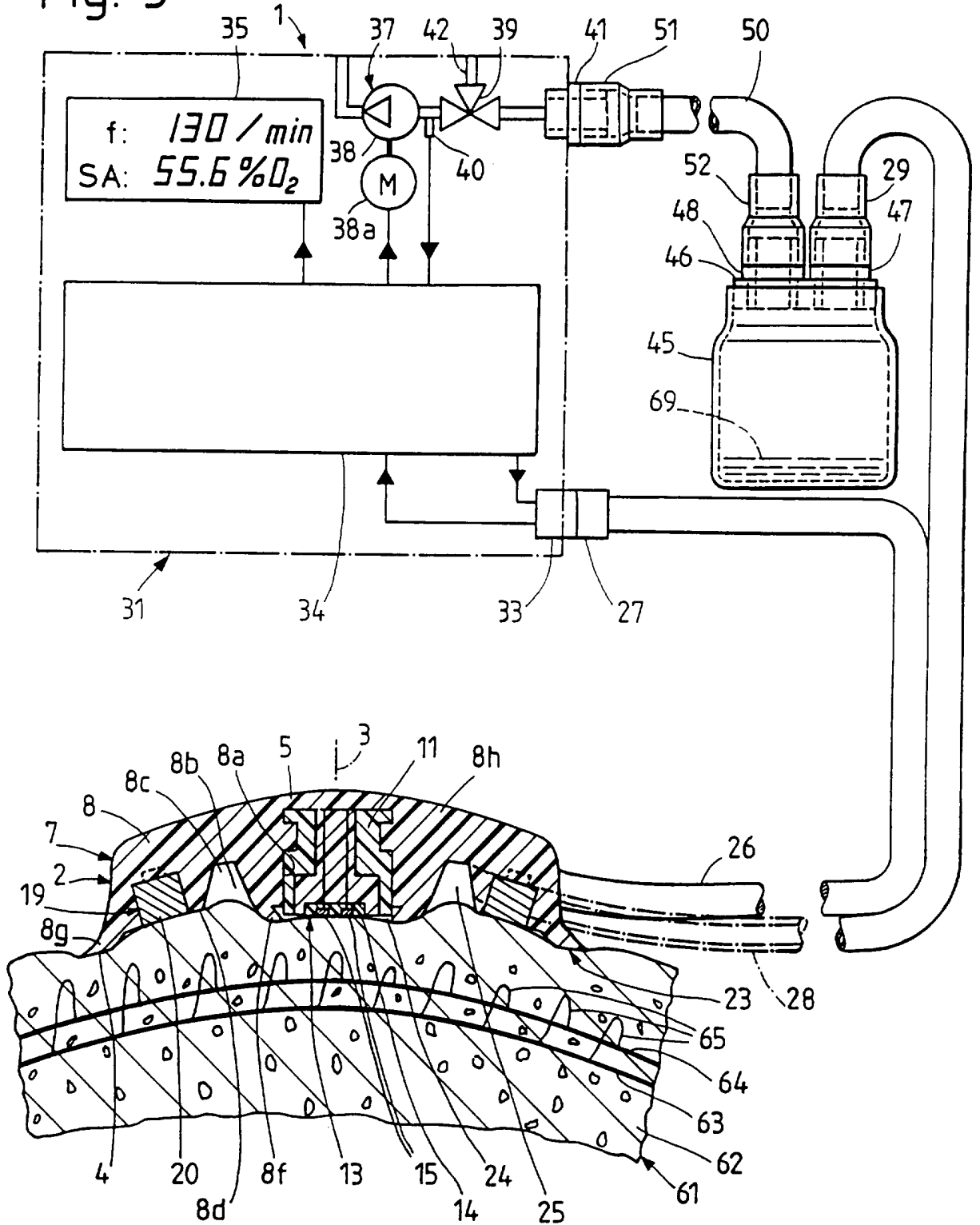


Fig. 3



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/CH 96/00073

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61B5/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	DE,A,44 07 541 (MIPM MAMMENDORFER INSTITUT FÜR PHYSIK UND MEDIZIN GMBH) 6 October 1994	1-3
A	see column 3, line 58 - column 5, line 11; figures 4,5	4,6,8
Y	WO,A,90 04352 (NELLCOR INC.) 3 May 1990	1-3
A	see page 5, line 16 - page 6, line 22 see page 13, line 15 - page 14, line 26 see page 31, line 12 - line 26; figures	6,8-11
A	EP,A,0 442 011 (HEWLETT-PACKARD GMBH) 21 August 1991 see page 11, line 28 - line 39; figure 9	1,2
A	US,A,4 537 197 (J. F. HULKA) 27 August 1985 see the whole document	1

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *&* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

22 May 1996

Date of mailing of the international search report

- 7. 06. 96

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Fontenay, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/CH 96/00073

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE-A-4407541	06-10-94	US-A- 5497771	12-03-96
WO-A-9004352	03-05-90	US-A- 4938218	03-07-90
		AU-B- 645962	03-02-94
		AU-B- 4523889	14-05-90
		CA-A- 1334210	31-01-95
		EP-A- 0440741	14-08-91
		JP-T- 4501520	19-03-92
		US-A- 5109849	05-05-92
		US-A- 5099842	31-03-92
EP-A-442011	21-08-91	EP-A- 0613652	07-09-94
		EP-A- 0613653	07-09-94
		JP-A- 4215742	06-08-92
		US-A- 5188108	23-02-93
		US-A- 5285783	15-02-94
		US-A- 5285784	15-02-94
US-A-4537197	27-08-85	GB-A,B 2155618	25-09-85

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/CH 96/00073

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 6 A61B5/00

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 6 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehorende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	DE,A,44 07 541 (MIPM MAMMENDORFER INSTITUT FÜR PHYSIK UND MEDIZIN GMBH) 6.Oktober 1994	1-3
A	siehe Spalte 3, Zeile 58 - Spalte 5, Zeile 11; Abbildungen 4,5	4,6,8
Y	WO,A,90 04352 (NELLCOR INC.) 3.Mai 1990 siehe Seite 5, Zeile 16 - Seite 6, Zeile 22	1-3
A	siehe Seite 13, Zeile 15 - Seite 14, Zeile 26 siehe Seite 31, Zeile 12 - Zeile 26; Abbildungen	6,8-11
A	EP,A,0 442 011 (HEWLETT-PACKARD GMBH) 21.August 1991 siehe Seite 11, Zeile 28 - Zeile 39; Abbildung 9	1,2
	-/--	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

- * 'A' Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- * 'E' älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- * 'L' Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- * 'O' Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- * 'P' Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
- * 'T' Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
- * 'X' Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden
- * 'Y' Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist
- * '&' Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
22.Mai 1996	- 7. 06. 96
Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+ 31-70) 340-3016	Bevollmächtigter Bediensteter Fontenay, P

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/CH 96/00073

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US,A,4 537 197 (J. F. HULKA) 27.August 1985 siehe das ganze Dokument -----	1

1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichung, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/CH 96/00073

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE-A-4407541	06-10-94	US-A- 5497771	12-03-96

WO-A-9004352	03-05-90	US-A- 4938218	03-07-90
		AU-B- 645962	03-02-94
		AU-B- 4523889	14-05-90
		CA-A- 1334210	31-01-95
		EP-A- 0440741	14-08-91
		JP-T- 4501520	19-03-92
		US-A- 5109849	05-05-92
		US-A- 5099842	31-03-92

EP-A-442011	21-08-91	EP-A- 0613652	07-09-94
		EP-A- 0613653	07-09-94
		JP-A- 4215742	06-08-92
		US-A- 5188108	23-02-93
		US-A- 5285783	15-02-94
		US-A- 5285784	15-02-94

US-A-4537197	27-08-85	GB-A,B 2155618	25-09-85
