

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
29. März 2001 (29.03.2001)

PCT

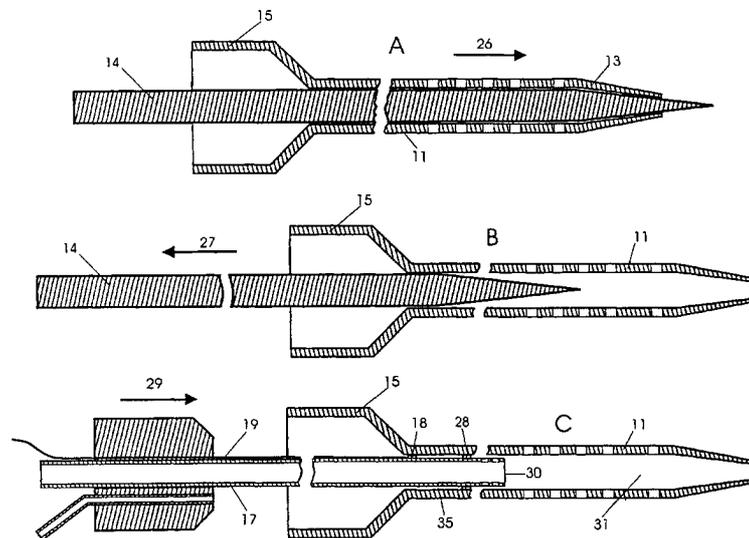
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 01/21064 A1**

- (51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: A61B 5/00 A-8010 Graz (AT). PIEBER, Thomas [AT/AT]; Medizinische Universitätsklinik, Auenbruggerplatz 15, A-8036 Graz (AT).
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/AT00/00247
- (22) Internationales Anmeldedatum: 18. September 2000 (18.09.2000) (74) Anwälte: SONN, Helmut usw.; Riemergasse 14, A-1010 Wien (AT).
- (25) Einreichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaaten (national): AU, JP, US.
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
- (30) Angaben zur Priorität: A 1594/99 17. September 1999 (17.09.1999) AT
- (71) Anmelder und (72) Erfinder: SCHAUPP, Lukas [AT/AT]; Peinlichgasse 6, — Veröffentlicht: Mit internationalem Recherchenbericht.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR CONDUCTING IN VIVO MEASUREMENTS OF QUANTITIES IN LIVING ORGANISMS

(54) Bezeichnung: EINRICHTUNG ZUR IN VIVO-MESSUNG VON GRÖSSEN IN LEBENDEN ORGANISMEN



(57) Abstract: The invention relates to a device (10) for conducting in vivo measurements of quantities in living organisms. Said device comprises a catheter-like tube (11) which accommodates, in a removable manner, a needle (14) that is provided for inserting the tube into the organism. The device also comprises at least one opening (12) in the wall of the tube (11) and is equipped with a sensor (18) for detecting the quantity to be measured inside the tube. The sensor (18) is mounted on a separate elongated support (17) whose cross-section is smaller than that of the inside of the tube. The support can be inserted into the tube (11) after pulling the needle (14) out of the tube (11).

(57) Zusammenfassung: Einrichtung (10) zur in vivo-Messung von Größen in lebenden Organismen, mit einem katheterartigen Rohr (11), das eine zum Einstechen des Rohres in den Organismus vorgesehene Setznadel (14) herausziehbar aufnimmt, mit zumindest einer Öffnung (12) in der Wand des Rohres (11), und mit einem Sensor (18) zur Erfassung

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 01/21064 A1



*Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes, und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.*

---

der zu messenden Größe im Inneren des Rohres; der Sensor (18) ist an einem gesonderten länglichen Träger (17) angebracht, dessen Querschnittsabmessungen kleiner als jene des Rohr-Inneren sind, und der nach dem Herausziehen der Setznadel (14) aus dem Rohr (11) in dieses Rohr (11) einführbar ist.

Einrichtung zur in vivo-Messung von Größen in lebenden Organismen

Die Erfindung betrifft eine Einrichtung zur in vivo-Messung von Größen in lebenden Organismen, mit einem katheterartigen Rohr, das eine zum Einstechen des Rohres in den Organismus vorgesehene Setznadel herausziehbar aufnimmt, mit zumindest einer Öffnung in der Wand des Rohres, und mit einem Sensor zur Erfassung der zu messenden Größe im Inneren des Rohres.

In vielen Bereichen der Medizin und in vergleichbaren Fachgebieten ist es häufig notwendig, Konzentrationen bzw. Zusammensetzungen von Körperflüssigkeiten wiederholt oder kontinuierlich zu messen, vor allem um Entgleisungen der Homöostase feststellen und gegebenenfalls behandeln zu können. Zum Beispiel stellt Diabetes mellitus eine Entgleisung des Stoffwechsels dar, welche sich durch verschiedene Symptome äußert, wobei eine Therapie mit Insulin, das die Blutglukosekonzentration regelt, möglich ist. Obgleich diese Therapie mit Insulin das Wohlbefinden der Patienten erheblich fördert, können Spätkomplikationen, wie z.B. frühzeitiges Erblinden, Herz- und Nierenversagen oder Neuropathien, zumeist nicht vermieden, sondern nur verzögert werden. Eine der wesentlichsten Ursachen für die Spätfolgen dieser Erkrankung ist die nicht optimale Abstimmung der Insulininjektionen zur Blutglukose. Um die Insulininjektionen dem Bedarf des Körpers entsprechend anpassen zu können, muss daher die Glukosekonzentration wiederholt (oder kontinuierlich) und genau gemessen werden.

Zur Messung der Glukose im Organismus wurden die verschiedensten Methoden vorgeschlagen: Blutzuckermessgeräte; nicht-invasive Messungen; indirekte Bestimmung der Glukose über andere Körperparameter; oder die Messung der Glukose in vom Blut verschiedenen Körperflüssigkeiten, z.B. in Speichel, Schweiß oder Urin. Aufgrund der Schwierigkeiten bei Messungen in diesen Flüssigkeiten wurde in den letzten Jahren verstärkt Augenmerk auf die Quantifizierung der Glukose in der Gewebsflüssigkeit gelegt, welche einen engen Zusammenhang mit der Plasmaglukose hat. Probleme, welche im Blut auftreten, wie z.B. Gerinnung, Infektionsgefahr oder Proteinbelastung, sind hierbei stark reduziert, sofern sie nicht überhaupt vermieden werden.

Auch für die kontinuierliche Messung der Glukose in der Gewebsflüssigkeit wurden verschiedene Möglichkeiten vorgeschlagen:

1. Minimal-invasive Sampling-Methoden, wie die Offene Mi-

kroperfusionstechnik, die Mikrodialyse oder die Ultrafiltrations-technik;

2. Sensoren, welche direkt in das Gewebe eingebracht werden; oder

3. Techniken, mit welchen die Gewebsflüssigkeit durch die Haut hindurch gesammelt wird (sog. Suction-Technik, inverse Ion-tophorese).

Neben der Offenen Mikroperfusionstechnik und der Mikrodialyse haben sich Sensoren, welche direkt in das Gewebe eingebracht werden, als besonders geeignet für ein kontinuierliches Messsystem erwiesen.

Bei der Offenen Mikroperfusionstechnik und bei der Mikrodialyse erfolgt ein Perfundieren eines im Gewebe angebrachten Katheters mit einer Spülflüssigkeit, welche sich bei der Offenen Mikroperfusionstechnik über offene Perforationen mit der Gewebsflüssigkeit vermischt, wogegen bei der Mikrodialyse ein Austausch über eine Membran stattfindet. Diese Membran ermöglicht einerseits, dass der Austausch von Molekülen zwischen Gewebs- und Spülflüssigkeit selektiv gesteuert werden kann, andererseits wird diese Eigenschaft durch Ablagerung von endogenen Substanzen (vorwiegend Proteine, aber auch Zellen) verändert. Diese Ablagerung geht mit einer Veränderung der Transporteigenschaften der Moleküle über die Membran einher, was sich in einer verminderten Konzentration der Moleküle in der Spülflüssigkeit widerspiegelt. Durch die makroskopischen Perforationen bei der Offenen Mikroperfusionstechnik kann dieser Nachteil umgangen werden.

Die Equilibration zwischen Gewebsflüssigkeit und Spülflüssigkeit ist eine Funktion der Austauschfläche und der Fließgeschwindigkeit der Spülflüssigkeit. Bei unendlich geringer Fließgeschwindigkeit der Spülflüssigkeit findet eine vollständige Equilibration zwischen beiden Flüssigkeiten statt. Aufgrund der langsamen Fließgeschwindigkeit entstehen für die Messung der Substanzen in der Spülflüssigkeit zwei entscheidende Nachteile: 1. die gewonnene Flüssigkeitsmenge pro Zeiteinheit ist sehr gering; und 2. die Verzögerung aufgrund der Schlauchlänge (Systemverzögerung) wird entsprechend groß.

Aus diesem Grund wird häufig eine höhere Fließgeschwindigkeit gewählt, um mehr Flüssigkeit schneller zur Verfügung zu haben. Der Nachteil dieser Betriebsart besteht in der nicht vollständigen Vermischung der beiden Flüssigkeiten, was - sofern

möglich - durch Messungen anderer Parameter ausgeglichen werden muss, wodurch sich zusätzliche Anforderungen an die Messtechnik ergeben, was sich besonders bei Online-Messungen als schwierig erweist.

Neben den Sampling-Techniken, die eine ex vivo-Messung (Sensor außerhalb des Körpers) ermöglichen, gibt es bereits Vorschläge für in vivo-Messungen, wobei der Sensor direkt in das Gewebe eingebracht wird. Neben den erhöhten Anforderungen des Sensors bezüglich Biokompatibilität, mechanischer Stabilität und Größe muss das Problem der Kalibration des Sensors beachtet werden. Obgleich die Sensoren sehr gute in vitro-Charakteristika aufweisen, werden in vivo veränderte Kenngrößen der Sensoren beobachtet. Um diesen Veränderungen Rechnung zu tragen, gibt es verschiedene Ansätze: ein häufig verwendeter Ansatz besteht in der Kalibration des Sensorwertes gegen einen oder mehrere Blutwerte: dabei impliziert man, dass - im Falle einer Glukosemessung beispielsweise - die Glukosekonzentration in der Gewebsflüssigkeit gleich der im Blut ist. Um diese Aussage treffen zu können, muss sich die Glukosekonzentration zwischen Blut und Gewebsflüssigkeit in einem Gleichgewichtszustand befinden, da es eine zeitliche Verschiebung zwischen diesen beiden Kompartimenten gibt. Neben der schmerzhaften Belastung des Betroffenen ist das Wegkalibrieren von Veränderungen (z.B. Entzündungen im Gewebe, Einkapselung des Sensors) ein wesentlicher Nachteil dieser Messung.

Zur Vermeidung der Nachteile der Sampling-Techniken (zeitliche Verzögerung, unvollständige Equilibration, dazwischenliegende Membran) und des implantierten Sensors (keine Kalibrationsmöglichkeit, mechanische Stabilität) kann ein Sensor (z.B. ein Glukose-, Laktat- oder Glutamatsensor) in einem speziell geformten Katheter oder allgemein Rohr bzw. Schlauch angebracht und mit dessen Hilfe in das Gewebe eingeführt werden, vgl. z.B. US 5 299 571 A oder US 5 568 806 A. Der Katheter weist eine makroskopische Öffnung auf, so dass ein Austausch zwischen Gewebsflüssigkeit und Sensor stattfinden kann. Nach dem Einbringen des Katheters mit Hilfe einer in einem Lumen vorhandenen Setznadel in das entsprechende Gewebe wird diese Setznadel aus dem Katheter entfernt. Die Setznadel bzw. das zugehörige Lumen nimmt einen Großteil des Querschnitts des Katheters ein, und in einem zweiten Lumen, benachbart dem die Setznadel aufnehmenden Lumen,

ist fix der Sensor angeordnet, dem die erwähnte Öffnung im Katheter-Rohr benachbart ist. Von diesem Sensor führen entsprechende Leitungen zur Außenseite, um einen Anschluss an eine Messelektronik zu ermöglichen. Das Katheter-Rohr ist wegen der zwei speziellen Lumen relativ aufwendig in der Herstellung, wobei überdies ein relativ großer Querschnitt, nämlich das die Setznadel aufnehmende Lumen, für die Durchführung der Messung nicht nutzbar und als verlorenes Volumen anzusehen ist.

Es wurden bereits andersartige Kathetersysteme vorgeschlagen, vgl. US 5 779 665 A, US 5 586 553 A oder US 5 390 671 A, wobei dort die Setznadel außerhalb des Katheter-Rohres vorliegt, etwa parallel dazu (US 5 779 665 A) oder aber unter Einschluss des Katheter-Rohres. Dies bringt Nachteile beim Setzen des Katheters mit sich, wie etwa eine unzuverlässige Mitnahme des Katheter-Rohres über einen Faden (US 5 779 665 A) bzw. Schmerzen beim Einstechen der relativ dicken Einheit von Setznadel samt Katheter-Rohr. Bei diesen bekannten Anordnungen befindet sich der Sensor im verbleibenden Katheter-Rohr, wobei auch vorgeschlagen wurde, vgl. US 5 390 671 A, den Sensor an einem steifen, streifenförmigen, gekröpften Träger im Katheter-Rohr verschiebbar anzubringen.

Bei den letztgenannten Ausführungen ist ein Setzbesteck vorgesehen bzw. erforderlich, um den Katheter mit dem Sensor zu setzen, was einen zusätzlichen Aufwand mit sich bringt.

Aufgabe der Erfindung ist es nun, eine Messeinrichtung wie eingangs angeführt vorzusehen, die es ermöglicht, beim Setzen des katheterartigen Schutzrohres mit kleinsten Querschnitten zu arbeiten, so dass das Setzen des Katheters bzw. katheterartigen Rohres einfach und weitgehend schmerzfrei erfolgen kann, wobei überdies auch kein Setzbesteck notwendig und kein geschultes Personal erforderlich ist, vielmehr eine Selbstapplikation möglich ist.

Die erfindungsgemäße Einrichtung der eingangs angeführten Art ist dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor an einem gesonderten länglichen Träger, wie an sich bekannt, angebracht ist, dessen Querschnittsabmessungen kleiner als jene des Rohr-Inneren sind, und der nach dem Herausziehen der Setznadel aus dem Rohr in dieses Rohr einführbar ist.

Bei der vorliegenden Einrichtung wird somit das Lumen des katheterartigen Schutzrohres doppelt genutzt, so dass kein zwei-

tes Lumen (für den Sensor) erforderlich ist. Im vorzugsweise bloß einen Lumen des Rohres befindet sich zunächst die Setznadel, mit deren Hilfe das Rohr in das Gewebe eingestochen wird. Danach wird die Setznadel zurückgezogen, wodurch das Lumen des Rohres frei wird, um nunmehr den Sensor mit Hilfe seines Trägers einzuführen. Der Träger muss dabei selbstverständlich eine entsprechende Steifigkeit besitzen, um dieses Einführen in das katheterartige Rohr zu ermöglichen, wenngleich eine gewisse Biegsamkeit des Trägers durchaus möglich und auch vorteilhaft ist. Durch diese Technik wird ein minimaler Querschnitt des Rohres mit dem schließlich darin befindlichen Sensor ermöglicht, und es ist eine direkte Messung der jeweiligen Größe, z.B. Glukose etc., möglich. Der Sensor kann dabei nach dem Setzen des Rohres auch ausgetauscht werden, ohne dass ein nochmaliges Stechen, d.h. Setzen des Katheters, erforderlich wäre.

Dadurch, dass der Sensor-Träger kleinere Querschnittsabmessungen als das Rohr-Lumen hat, entsteht auch ein Raum zwischen dem Katheter-Rohr und dem Träger bzw. Sensor, durch welchen Flüssigkeiten von außen eingebracht werden können. Vorzugsweise ist dabei vorgesehen, dass zwischen dem Sensor-Träger in dessen in das Rohr eingeführtem Zustand und der Innenwand des Rohres ein im Querschnitt allgemein ringförmiger Kanal für eine Spül- oder Kalibrationsflüssigkeit oder dergl. gebildet ist.

An sich können die eingebrachten Flüssigkeiten verschiedene Funktionen übernehmen:

1. Die Flüssigkeit enthält die zu messende Substanz und kann daher als Kalibrationsmedium dienen (z.B. Ringer-Lösung mit 5 mmol/l Glukosezusatz für die Kalibration von Glukosesensoren).

2. Durch eine erhöhte Geschwindigkeit der Flüssigkeit können Ablagerungen am Sensor entfernt, d.h. weggespült werden.

3. Es können der Flüssigkeit Substanzen beigemischt werden, um verschiedene Wirkungen hervorzurufen, wie z.B. Puffer für einen konstanten pH-Wert, sauerstoffreiche Mittel gegen ein Sauerstoffdefizit im Gewebe, entzündungshemmende Substanzen, permeabilitätssteigernde Mittel oder blutzuckersenkende Substanzen (z.B. Insulin).

Vor allem ist hier das - periodische - Kalibrieren der Messeinrichtung mit Hilfe einer im Kanal zwischen Sensor-Träger und Rohrwand gebildeten Kanal von Bedeutung, ebenso wie das zur Erzielung einer genauen Messung zweckmäßige periodische Spülen.

Von besonderem Vorteil ist es auch, wenn der gesonderte Sensor-Träger rohrförmig ausgebildet ist. Wenn nämlich der Träger des Sensors in Form eines Rohres ausgeführt (und der Sensor an der Außenseite des Rohres positioniert) ist, kann durch das innere Lumen des Träger-Rohres in vorteilhafter Weise zusätzlich eine Substanz, insbesondere ein Medikament, z.B. Insulin, eingebracht werden, wenn diese Substanz nicht unmittelbar mit dem Sensor in Berührung kommen soll.

Für einen verstärkten Zufluss dieser Substanz(en) ist es hier auch vorteilhaft, wenn der rohrförmige Sensor-Träger benachbart seinem offenen distalen Ende zumindest eine Öffnung in seiner Wand aufweist.

Um ein Rückfließen der Substanz in den Raum zwischen Sensor-Träger und Katheter-Rohr und damit einen unmittelbaren Kontakt der Substanz mit dem Sensor sicher zu vermeiden, ist es weiters günstig, wenn an einer Stelle zwischen dem offenen distalen Ende bzw. gegebenenfalls der Öffnung in der Wand des rohrförmigen Sensor-Trägers einerseits und dem Sensor andererseits auf dem rohrförmigen Träger eine gegen die Innenwand des katheterartigen Rohres abdichtende Ringdichtung angeordnet ist. Wenn somit zwischen der Trägerspitze und dem Sensor eine Dichtung angebracht wird, kann die Substanz nur in das Gewebe austreten.

Durch die erfindungsgemäße Ausführung kann insgesamt somit unmittelbar vor Ort gemessen werden, der Sensor kann kalibriert und "gewartet" werden, es können für die Messung aktive Substanzen eingebracht werden, und es können auch Substanzen als Antwort auf das Messergebnis bei nur einmaliger Penetration des Gewebes dem letzteren zugeführt werden.

Durch das direkte Einbringen des Sensors in das Gewebe ist unter normalen Umständen die Umgebungstemperatur durch die Körpertemperatur, welche relativ konstant ist, vorgegeben. Aus diesem Grund kann eine Temperaturmessung, so wie sie bei ex vivo-Messungen benötigt wird, entfallen. Durch das Wegfallen der Pumpeinrichtungen, wie sie für Sampling-Techniken benötigt werden, vereinfacht sich der Aufbau der Einrichtung erheblich, wodurch die Kosten vermindert werden. Bei Sampling-Techniken werden in der Regel Schlauchpumpen verwendet, da sich damit verschiedene Flow-Richtungen synchronisieren lassen, wobei bei dieser Art von Pumpen die meiste Energie für die Deformation der Pumpschläuche benötigt wird und daher ein sehr schlechter Wirkungsgrad die

Folge ist (was insbesondere bei tragbaren Geräten kritisch ist). Da bei der erfindungsgemäßen Einrichtung für die Zufuhr von Kalibrier- bzw. Spülflüssigkeit bzw. von aktiven und therapeutischen Substanzen Spritzenpumpen eingesetzt werden können, benötigt das System darüber hinaus weniger Energie zum Betrieb.

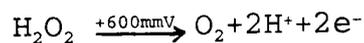
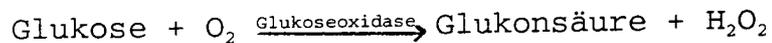
Durch den Wegfall von Saugpumpen ergibt sich im normalen Messbetrieb bei der erfindungsgemäßen Einrichtung auch keine Verdünnung der Gewebsflüssigkeit durch eine Spül- bzw. Kalibrationslösung, wodurch eine vollständig equilibrierte Lösung am Sensor zur Verfügung steht; dadurch muss auch die Wiederfindungsrate nicht mehr bestimmt werden. Da dem Körper nicht permanent Gewebsflüssigkeit entzogen wird, kann die Gewebsflüssigkeit um den Katheter herum nicht verarmen. Der einzige Verbrauch von Gewebsflüssigkeit findet direkt am Sensor statt; dieser Verbrauch ist aber vernachlässigbar.

Für den intensiven, sicheren Kontakt des Sensors mit der Gewebsflüssigkeit ist es hierbei auch von Vorteil, wenn die Wand des katheterartigen Rohres im Bereich der Sensorstelle mehrere Öffnungen in axialer Richtung hintereinander aufweist. Dadurch kann Gewebsflüssigkeit durch mehrere Öffnungen, d.h. makroskopische Perforationen, in der Wand des Katheter-Rohres zum Sensor gelangen, wodurch überdies auch die jeweilige Position des Sensors relativ unkritisch ist, so dass beim Einschieben des Trägers mit dem Sensor in das katheterartige Rohr, nach dem Zurückziehen der Setznadel, nicht eine exakte Sensorposition erzielt werden muss.

Um beim Einschieben des Trägers mit dem Sensor in das katheterartige Rohr eine etwaige Beschädigung des Sensors durch Reiben an der Innenwand des Katheter-Rohres sicher zu vermeiden, ist es anzustreben, dass der Sensor in radialer Richtung möglichst geringe Abmessungen hat bzw. möglichst wenig vom Träger vorsteht. Demgemäß ist von Vorteil, wenn der Sensor in Dünnschichttechnik oder Siliziumtechnik, wie an sich bekannt, ausgeführt ist. Weiters ist es hierfür auch günstig, wenn der Sensor zumindest teilweise in den Träger eingebettet ist. Der Sensor kann dabei in Träger-Längsrichtung eine größere Erstreckung als üblich haben, wobei dies dann, wenn mehrere Öffnungen im Katheter-Rohr vorliegen, besonders vorteilhaft ist.

Das Messprinzip der Sensoren ist an sich bekannt, und es kann aus physikalischen oder chemischen Verfahren wie auch aus

Kombinationen aus beiden Verfahren bestehen. So bietet sich zum Beispiel für die Bestimmung der Substanz eine elektrochemische Messung an, bei welcher nach gängiger Praxis ein amperometrisches Verfahren mit konstanter Polarisationsspannung zur Quantifizierung besonders gut geeignet ist (s. US 5 462 645 A). Bei diesem Verfahren wird ein Enzym (z.B. Glukoseoxidase, Glutamatoxidase, Laktatoxidase, ...) entsprechend einer chemischen Reaktion in Wasserstoffperoxid umgewandelt, welches durch die konstante Polarisationsspannung an einer Elektrode oxidiert wird. Die Größe des dabei entstehenden Sensorstromes ist von der Konzentration der zu bestimmenden Substanz abhängig. Für die Glukosemessung gilt hierbei beispielsweise:



Zur Herstellung der Sensoren stehen verschiedene Technologien zur Verfügung (s. z.B. Fraser D.: Biosensors in the body, Wiley 1997, Seite 199f). Eine gängige Technik bestünde auch in der Dickfilm-Technologie, mit der Strukturen von 0,1 mm realisiert werden können. Mit der Dünnschicht-Technologie können jedoch Strukturen im  $\mu\text{m}$  Bereich erzielt werden; mit Silizium-Technologie können sogar im Sub- $\mu\text{m}$  Bereich Sensoren gebaut werden. Da die Invasivität des Systems mit größerem Durchmesser zunimmt, ist es wichtig, dass der Sensor in radialer Richtung kleine Maße hat. Aus diesem Grund bietet sich für die Realisierung des Sensors besonders die Dünnschicht-Technologie oder die Silizium-Technologie an. Um dennoch das entsprechende Volumen für den Sensor zur Verfügung stellen zu können, kann der Sensor wie erwähnt in axialer Richtung ausgedehnt werden. Ein Sensor, dessen Größe und Technologie für die Realisierung der vorliegenden Messeinrichtung in Frage kommen würde, ist in Jobst G et al: Thin film microbiosensors for glucose-lactate monitoring, Anal.Chem.(68)18, 3173-3179, 1996, beschrieben.

Eine im Rahmen der Erfindung mögliche Ausführung des Katheters besteht im Perforieren (mittels Laser oder mechanischem Bohrer) einer handelsüblichen Venenverweilkanüle. Dabei bieten sich unterschiedliche Größen der Katheter an, wobei der Bereich des Außendurchmessers von 0,6 mm bis 2,0 mm betragen kann. Der

Durchmesser des Trägers für den Sensor kann dem Innenrohr angepasst werden, so dass der Sensor auf der Oberfläche des Trägers ohne Probleme in den Katheter eingeführt werden kann. Bei der kleinsten Ausführung der Anordnung (Außendurchmesser Katheter 0,6 mm, Durchmesser des Trägers 0,3 mm), welche der Größe einer Insulinpumpennadel entspricht, darf die radiale Ausdehnung des Sensors maximal 0,15 mm betragen. Diese Abmessungen können mit den vorhin erwähnten Sensor-Technologien, vor allem mit der Dünnschicht- und Silizium-Technologie, problemlos realisiert werden.

Es ist schließlich aus Sicherheitsgründen, um ein Beschädigen der Anschlussleitungen zum bzw. vom Sensor ebenfalls sicher auszuschalten, weiters vorteilhaft, wenn der Sensor an in den Träger eingebettete elektrische Leitungen angeschlossen ist.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von in der Zeichnung veranschaulichten bevorzugten Ausführungsbeispielen, auf die sie jedoch nicht beschränkt sein soll, noch weiter erläutert. Es zeigen im Einzelnen:

Fig. 1 schematisch eine Messeinrichtung gemäß der Erfindung im Betrieb;

Fig. 2A, 2B und 2C aufeinanderfolgende Phasen beim Anbringen des katheterartigen Rohres der vorliegenden Messeinrichtung mit Hilfe einer Setznadel (s. Fig. 2A), wobei die Setznadel dann zurückgezogen wird (s. Fig. 2B), und schließlich ein Träger mit einem Sensor in das katheterartige Rohr eingeschoben wird (s. Fig. 2C);

Fig. 3 einen Axialschnitt durch das katheterartige Rohr mit dem darin auf dem Träger befindlichen Sensor in im Vergleich zu Fig. 1 größerem Maßstab;

Fig. 4 und 5 Querschnitte gemäß den Linien IV-IV bzw. V-V in Fig. 3;

Fig. 6, 7 und 8 in den Fig. 3 bis 5 entsprechenden Darstellungen eine modifizierte Einrichtung im Längsschnitt (Fig. 6) bzw. in Querschnitten (Fig. 7, 8), wobei hier der Sensor in einer Vertiefung des Trägers angeordnet ist und die Anschlussleitungen zum Sensor im Träger eingebettet sind; und

Fig. 9 in einem Diagramm den Vorgang beim Kalibrieren und Messen unter Verwendung der vorliegenden Messeinrichtung.

In Fig. 1 ist schematisch eine Einrichtung zur in vivo-Messung von Größen in lebenden Organismen gezeigt, wobei diese

Messeinrichtung insgesamt mit 10 bezeichnet ist und ein kathe-  
terartiges Rohr bzw. Schutzrohr, nachstehend einfach Katheter 11  
genannt, aufweist. Bei der Wahl des Materials dieses Katheters 11  
kann auf die Erfahrungen bei gängigen Venenverweilkathetern oder  
-kanülen hinsichtlich Biokompatibilität, Festigkeit, Gleitfähig-  
keit, Größe etc. zurückgegriffen werden. Der Katheter 11 ist in  
seinem vorderen Bereich mit makroskopischen Öffnungen 12 verse-  
hen, die beispielsweise einen Durchmesser in der Größenordnung  
von 0,2 bis 0,5 mm aufweisen können. Der Katheter 11 ist an sei-  
nem vorderen, distalen Ende 13 zugespitzt, um so konform zu einer  
ursprünglich vorhandenen Setznadel 14 (s. Fig. 2A) zu sein. Am  
hinteren, d.h. proximalen Ende ist der Katheter 11 mit einer Er-  
weiterung 15 ausgebildet, um darin eine stopfenartige Basis 16  
für einen rohrförmigen länglichen Sensor-Träger 17 aufzunehmen.  
Dieser Träger 17 trägt an seiner Außenseite nahe seinem vorderen,  
distalen Ende einen nur schematisch gezeichneten Sensor 18, der  
im in Fig. 1 und 3 gezeigten, in ein Gewebe (nicht dargestellt)  
eingesetzten Zustand des Katheters 11 im Bereich der Öffnungen 12  
vorliegt. Der Sensor 18 ist über Anschlussleitungen 19 mit der  
Messelektronik, konkret mit einer Auswert- und Kontroll-Einheit  
20, verbunden, welche in an sich herkömmlicher Weise aufgebaut  
ist und hier nicht näher zu erläutern ist. An diese Auswert- und  
Kontroll-Einheit 20 ist eine Anzeigeeinheit 21 angeschlossen, und  
weilers können von dieser Auswert- und Kontroll-Einheit 20 Steu-  
erleitungen zu Pumpen, beispielsweise Spritzenpumpen 22, 23,  
führen, mit deren Hilfe Flüssigkeiten durch das Innere 32 (s.  
Fig. 3) des rohrförmigen Trägers 17 bzw. durch den ringförmigen  
Kanal 35 zwischen dem Träger 17 und dem Katheter 11 gepumpt wer-  
den können, vgl. auch die Leitungen 24, 25. Dies wird nachfolgend  
noch näher erläutert.

Wie in Fig. 2A dargestellt wird der Katheter 11 mit Hilfe  
der Setznadel 14 in das Gewebe eingebracht, s. Pfeil 26 in Fig.  
2A, wobei zur Vereinfachung dieses Einstechvorgangs das distale  
Ende 13 des Katheters 11 wie erwähnt konisch ausläuft. Nach der  
Positionierung des Katheters 11 im Gewebe wird die Setznadel 14  
zurückgezogen, vgl. Pfeil 27 in Fig. 2B, und sie wird dann durch  
den rohrförmigen Träger 17 für den Sensor 18, für die Anschlüsse  
19 des Sensors 18 und für eine Dichtung 28 ersetzt, welche in  
Form eines Dichtringes ausgeführt sein kann. Diese Einführbewe-  
gung des Trägers 17 ist in Fig. 2C mit einem Pfeil 29 angedeutet.

Das distale Ende 30 des Trägers 17, nachstehend einfach Innenrohr genannt, welches offen ist, mündet im Lumen 31, welches durch den Katheter 11 gebildet wird, vgl. außer Fig. 2C auch Fig. 1 und 3. Der proximale Teil des ursprünglichen Lumens des Katheters 11 wird durch die Dichtung 28 vom distalen Teil - der hier als Lumen 31 bezeichnet wird - abgetrennt und bildet somit ein neues Lumen, nämlich den ringförmigen Kanal 35.

Um die Austrittsfläche des Lumens 32, welches vom Innenrohr 17 gebildet wird, zu vergrößern, sind zusätzliche Perforationen 33 am Innenrohr 17 nahe dessen distalem Ende angeordnet. Die Vergrößerung der Austrittsfläche soll ein Verstopfen des Innenrohres 17 erschweren, da die Möglichkeit besteht, dass durch die distale Stirnseite 34 des Katheters 11 oder durch vorderste Perforationen 12' am Katheter 11 Gewebeteilchen in das Katheter-Lumen 31 eingedrungen sind. Bei ordnungsgemäßer Anwendung der Einrichtung kann durch das Innenrohr 17 eine Substanz, insbesondere ein Medikament, z.B. Insulin, in das vom Katheter 11 gebildete Lumen 31 und dann von diesem weiter durch die distale Stirnseite 34 und gegebenenfalls durch die vordersten Perforationen 12' in das Gewebe eingebracht werden. Dieses Medikament kann (muss aber nicht) als Antwort auf die Messung mittels des Sensors 18 zugeführt werden.

Der Sensor 18 ist gemäß Fig. 1 bis 4 an der Oberfläche (Außenseite) des Innenrohres 17 angebracht. Die Anschlussleitungen 19 des Sensors 18 können einfach an der Oberfläche des Innenrohres 17 vorliegen oder in diesem eingebettet sein (vgl. Fig. 5 und 6). Diese Anschlussleitungen 19 werden durch die Basis 16 für das Innenrohr 17 hindurch zur Auswert- und Kontroll-Einheit 20 geführt. Die Basis 16 kann entweder in den Katheter 11, d.h. dessen Erweiterung 15, geschraubt oder gesteckt (geklemmt, z.B. Lueradapter) werden.

Der Sensor 18 steht über die Perforationen 12 mit der Gewebsflüssigkeit in Verbindung. Bevorzugt liegt der Sensor 18 unmittelbar unter einer der Öffnungen 12, um den Migrationsweg der Gewebsflüssigkeit so kurz wie möglich zu halten. Durch die Basis 16 für das Innenrohr 17 ist als Leitung 25 ein weiteres Rohr für Spül- und Kalibrationsflüssigkeiten durchgeführt. Diese Flüssigkeiten gelangen über den ringförmigen Kanal 35, welcher von der Innenwand des Katheters 11 und der Außenseite des Innenrohres 17 gebildet wird, zum Sensor 18 und können direkt über die Öffnungen

12 in das Gewebe übertrreten.

Um einen unmittelbaren Kontakt der jeweiligen Flüssigkeit, welche über das Lumen 32 des Innenrohres 17 mit Hilfe der Pumpe 22 eingebracht wird, mit dem Sensor 18 zu vermeiden, ist die Dichtung 28 zwischen diesen beiden Flüssigkeitsräumen angebracht. Diese Dichtung 28 dient zugleich beim Einführen des Innenrohrs 17 mit dem Sensor (s. Fig. 2C) als Distanz- und Führungselement, um den dahinter angebrachten Sensor 18 von der Innenwand des Katheters 11 wegzuhalten und so eine Beschädigung des Sensors 18 beim Einführen des Innenrohrs 17 sicher zu vermeiden.

Um diesbezüglich eine noch höhere Sicherheit zu erzielen, kann, abgesehen von den eingebetteten Anschlussleitungen 19 für den Sensor 18, wie bereits erwähnt, auch vorgesehen werden, den Sensor 18 in einer Vertiefung des Innenrohrs 17 anzubringen, wie aus Fig. 6 und 7 ersichtlich ist. Im Übrigen entspricht die Ausführungsform gemäß Fig. 6 bis 8 jener gemäß Fig. 1 bis 5, so dass sich eine Wiederholung der Beschreibung erübrigen kann.

Nachfolgend soll noch der Vollständigkeit halber die Vorgangsweise beim Kalibrieren der Messeinrichtung anhand der Fig. 8 näher erläutert werden.

Die Kalibration des Sensors 18 erfolgt mit Hilfe einer Kalibrationsflüssigkeit, welche durch den Kanal 35 zwischen dem Katheter 11 und dem Träger (Innenrohr) 17 zum Sensor 18 gebracht wird. Dabei enthält die Kalibrationsflüssigkeit eine gewisse, bekannte Konzentration der zu messenden Substanz (z.B. bei Glukosemessung eine Konzentration von 5 mmol/l Glukose). Der sich dabei einstellende elektrische Strom eines amperometrischen Glukose-Sensors 18 kann dieser Glukosekonzentration zugeordnet werden. Ist die Empfindlichkeit  $E$  des Sensors 18 (Stromänderung pro Konzentrationsänderung in nA/mmol/l) bekannt, kann aufgrund des gemessenen Stromes auf die Konzentration der interessierenden Substanz zurückgerechnet werden. Ist die Empfindlichkeit des Sensors 18 nicht bekannt, muss der Sensor 18 mit zwei Kalibrationsflüssigkeiten unterschiedlicher Konzentrationen kalibriert werden. Aus dem bekannten Konzentrationsunterschied und der sich ergebenden Differenz der beiden Ströme des Sensors 18 bei diesen Konzentrationen können die Empfindlichkeit  $E$  und der Nullstrom  $I_0$  des Systems berechnet werden.

In Fig. 9 ist ein Beispiel für die Kalibration eines Glukose-Sensors 18 und eine anschließende Messung der Glukose ver-

anschaulicht. In Fig. 9 zeigen dabei die Pfeile die Richtung des Informationsflusses an; die Zahlen 1 bis 8 entsprechen der Abfolge beim Kalibrieren und Messen.

Allgemein kann der Zusammenhang zwischen einer Glukosekonzentration  $G_x$  und dem zugehörigen gemessenen Strom  $I_x$  im linearen Bereich angegeben werden mit:

$$I_x = E \cdot G_x + I_0,$$

mit der Empfindlichkeit  $E$  und dem Nullstrom  $I_0$ . Durch die Kalibration mit zwei verschiedenen Kalibrationslösungen mit den bekannten - Konzentrationen  $G_1$  und  $G_2$  und den entsprechend ermittelten Strömen  $I_1$  und  $I_2$  können daher die Empfindlichkeit  $E$  und der Nullstrom  $I_0$  des Sensors 18 wie folgt bestimmt werden:

$$E = (I_2 - I_1) / (G_2 - G_1)$$

$$I_0 = I_1 - E \cdot G_1$$

Mit der Kenntnis der Empfindlichkeit  $E$  und des Nullstroms  $I_0$ , kann wiederum durch Messung des Stromes  $I_x$  die auf den Sensor 18 wirkende Glukosekonzentration  $G_x$  gerechnet werden:

$$G_x = (I_x - I_0) / E$$

Daraus ergibt sich für die Kalibration des Systems folgende Vorgangsweise:

1. Beaufschlagung des Sensors 18 mit dem einen Kalibrationsmedium  $G_1$
2. Messung des zugehörigen Stromes  $I_1$
3. Beaufschlagung des Sensors 18 mit dem anderen Kalibrationsmedium  $G_2$
4. Messung des zugehörigen Stromes  $I_2$
5. Berechnung der Systemparameter  $E$ ,  $I_0$
6. Überprüfung der Systemparameter auf deren Größe und Veränderung
7. Messung des Stromes  $I_x$
8. Berechnung der entsprechenden Glukosekonzentration  $G_x$

Erfolgt die Kalibration in regelmäßigen Zeitabschnitten, kann durch eine Änderung der Empfindlichkeit  $E$  und des Nullstro-

mes  $I_0$  das Betriebsverhalten des Sensors 18 bestimmt werden. Veränderungen der Empfindlichkeit  $E$  und des Nullstromes  $I_0$  können unterschiedliche Ursachen und Konsequenzen haben: Verringerte Enzymwirkung, Ablagerungen bzw. Einkapselung mit körpereigenen Substanzen (Schutz gegen Fremdkörper). Durch die Bestimmung von beiden Größen ( $E$ ,  $I_0$ ) kann auf die Ursache rückgeschlossen werden, und es können die entsprechenden Schritte veranlasst werden: Bei einer Ablagerung bzw. Einkapselung besteht die Möglichkeit, diese mit der Kalibrationsflüssigkeit wegzuspülen und die ursprüngliche Empfindlichkeit wieder herzustellen. Ist das erfolglos, kann durch die Abnahme der Empfindlichkeit  $E$  bzw. Zunahme des Nullstromes  $I_0$  die Lebensdauer des Sensors 18 abgeschätzt und damit der Zeitpunkt für einen rechtzeitigen Wechsel des Sensors 18 bestimmt werden.

Ein weiterer Vorteil ist bei der beschriebenen Einrichtung die in vivo-Kalibration: dabei werden die mit der Einrichtung ermittelten Konzentrationen mit Blutwerten verglichen. Die Bestimmung z.B. der Glukose aus dem Blut ist ein Standardverfahren und wird von den Patienten mehrere Male pro Tag selbst durchgeführt. Verändert sich die Relation zwischen den beiden ermittelten Werten (ermittelte Glukose im Blut zur Glukose in der Gewebsflüssigkeit), kann auf eine Veränderung im Körper rückgeschlossen werden. Dabei kann die Veränderung physiologisch sein (zeitliche Verzögerung zwischen den beiden Signalen), aber auch pathophysiologisch (Entzündung um den Katheter 11 herum, Abstoßungsreaktion,...). Auch aufgrund dieser Änderungen können entsprechende Schritte erfolgen (z.B. Sensor 18 austauschen, Katheter 11 neu stechen, System überprüfen).

## Patentansprüche

1. Einrichtung (10) zur in vivo-Messung von Größen in lebenden Organismen, mit einem katheterartigen Rohr (11), das eine zum Einstechen des Rohres in den Organismus vorgesehene Setznadel (14) herausziehbar aufnimmt, mit zumindest einer Öffnung (12) in der Wand des Rohres (11), und mit einem Sensor (18) zur Erfassung der zu messenden Größe im Inneren des Rohres (11), dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (18) an einem gesonderten länglichen Träger (17) angebracht ist, dessen Querschnittsabmessungen kleiner als jene des Rohr-Inneren sind, und der nach dem Herausziehen der Setznadel (14) aus dem Rohr (11) in dieses Rohr (11) einführbar ist.
2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem Sensor-Träger (17) in dessen in das Rohr (11) eingeführtem Zustand und der Innenwand des Rohres (11) ein im Querschnitt allgemein ringförmiger Kanal (35) für eine Spül- oder Kalibrationsflüssigkeit oder dergl. gebildet ist.
3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der gesonderte Sensor-Träger (17) rohrförmig ausgebildet ist.
4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass der rohrförmige Sensor-Träger (17) benachbart seinem offenen distalen Ende (30) zumindest eine Öffnung (33) in seiner Wand aufweist.
5. Einrichtung nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass an einer Stelle zwischen dem offenen distalen Ende (30) bzw. gegebenenfalls der Öffnung (33) in der Wand des rohrförmigen Sensor-Trägers (17) einerseits und dem Sensor (18) andererseits auf dem rohrförmigen Träger (17) eine gegen die Innenwand des katheterartigen Rohres (11) abdichtende Ringdichtung (28) angeordnet ist.
6. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Wand des katheterartigen Rohres (11) im Bereich der Sensorstelle mehrere Öffnungen (12) in axialer Richtung hintereinander aufweist.

7. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (18) in Dünnschichttechnik ausgeführt ist.

8. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (18) in Siliziumtechnik ausgeführt ist.

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (18) zumindest teilweise in den Träger (17) eingebettet ist.

10. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Sensor (18) an in den Träger (17) eingebettete elektrische Leitungen (19) angeschlossen ist.



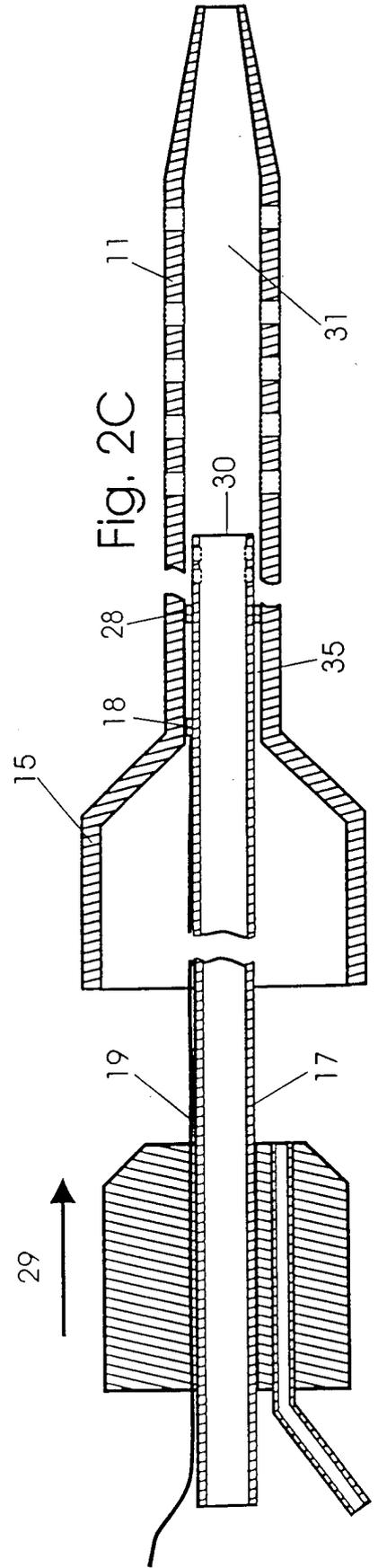
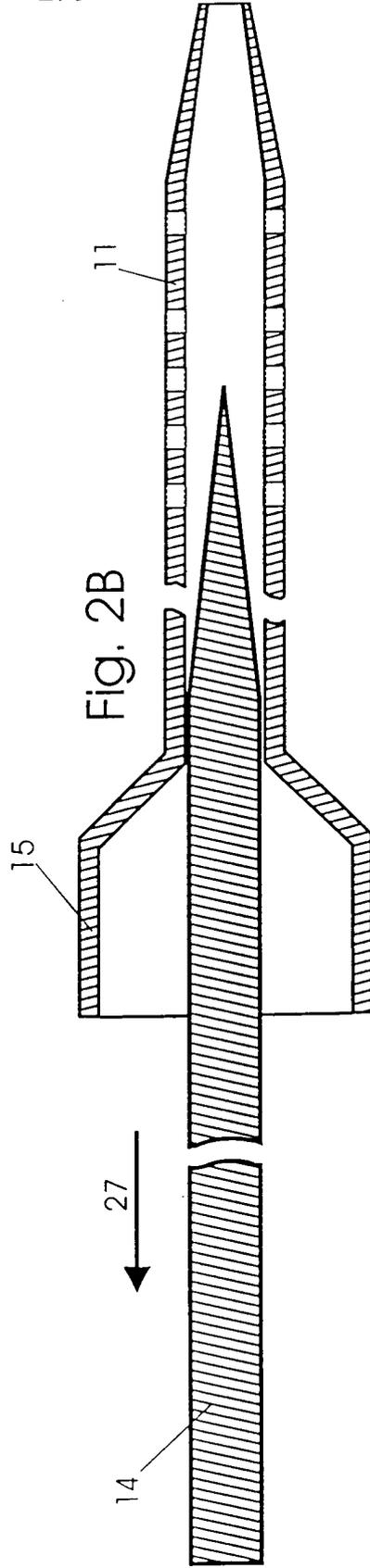
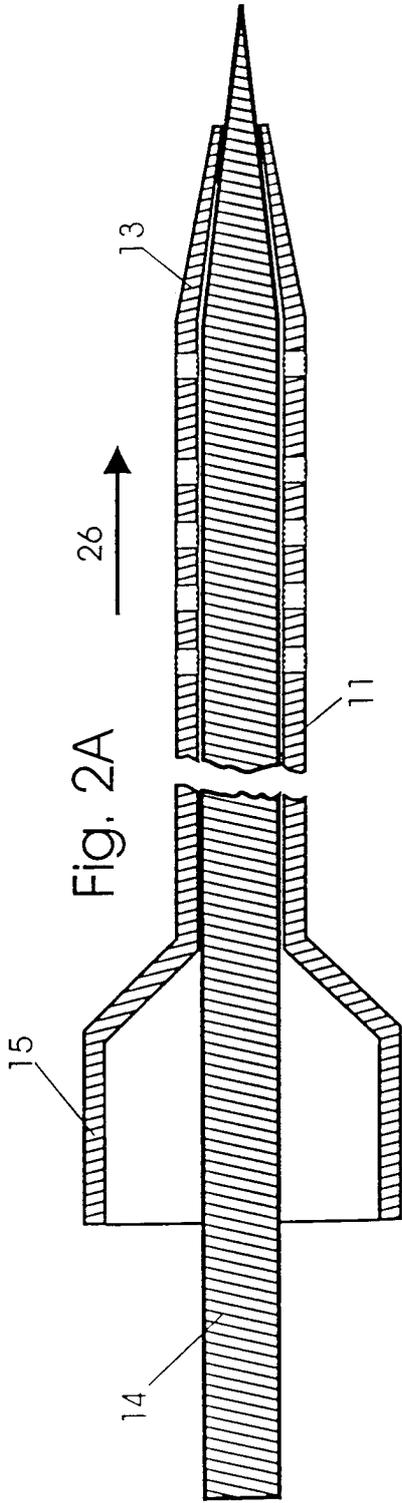




Fig. 6

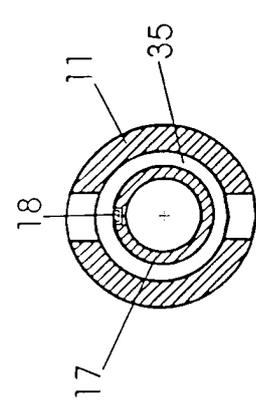
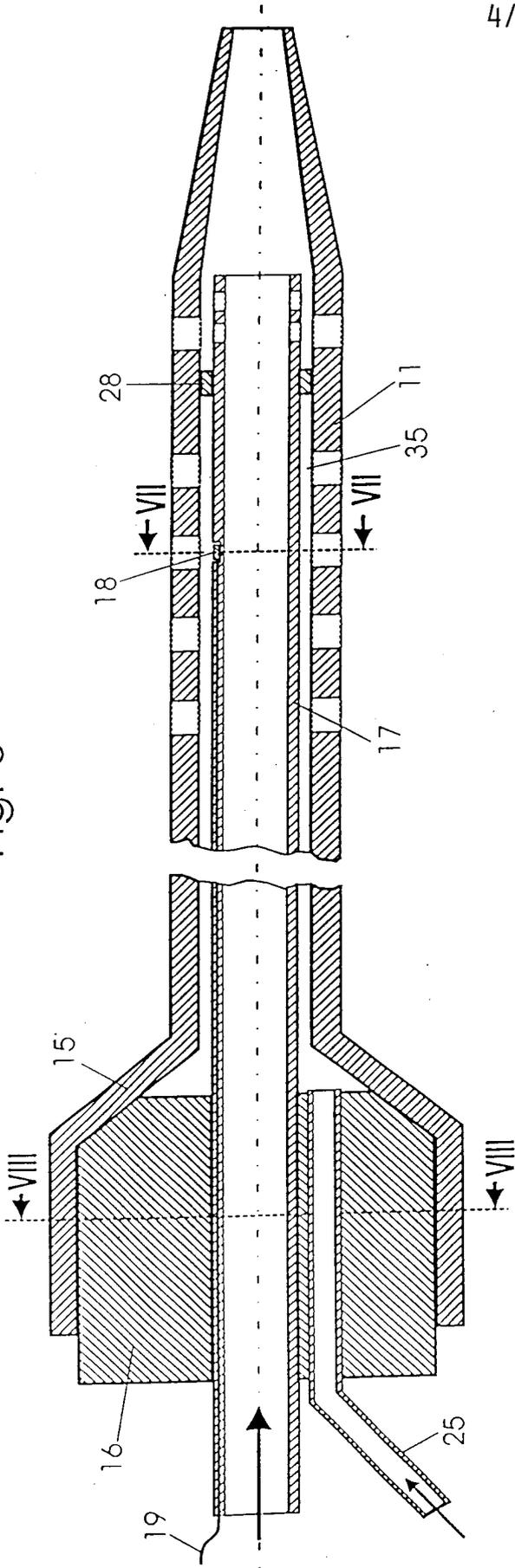


Fig. 7

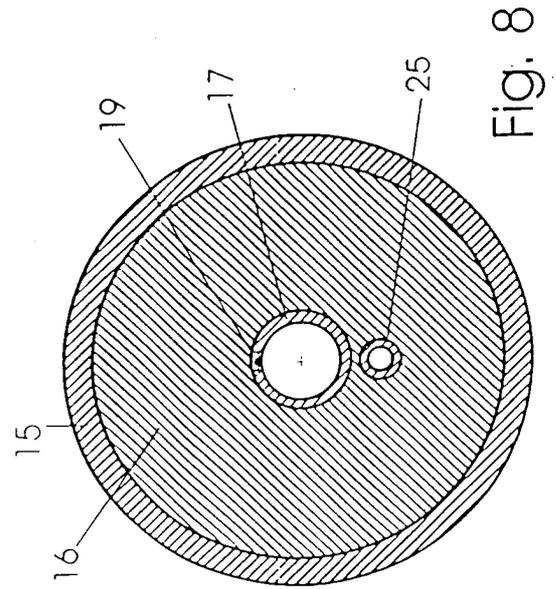
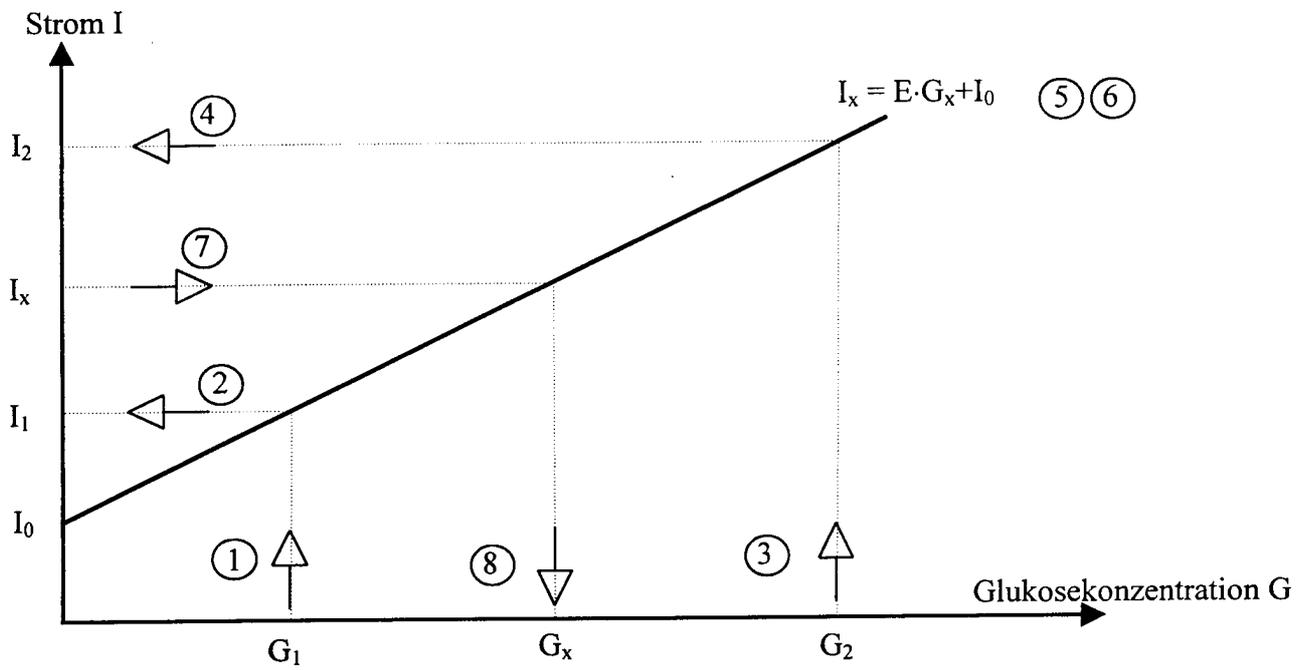


Fig. 8

5/5  
Fig. 9



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern. Application No <b>PCT/AT 00/00247</b>
--

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
**IPC 7 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 7 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)  
**EPO-Internal, PAJ, WPI Data**

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 91 15993 A (INST NAT SANTE RECH MED ET AL) 31 October 1991 (1991-10-31) abstract; figure 5 ---	1
A	US 4 622 974 A (COLEMAN JERRY T ET AL) 18 November 1986 (1986-11-18) abstract; figure 1A -----	1

Further documents are listed in the continuation of box C.       Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

<p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>*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)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>*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</p> <p>*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</p> <p>*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.</p> <p>* &amp; * document member of the same patent family</p>
--	--

Date of the actual completion of the international search  <b>13 December 2000</b>	Date of mailing of the international search report  <b>20/12/2000</b>
--	---

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  <b>Martelli, L</b>
--	--

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

information on patent family members

Interr. Application No PCT/AT 00/00247
---

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9115993    A	31-10-1991	US 5165407 A AU 7782891 A AT 194062 T AU 640785 B CA 2080022 A,C DE 69132270 D DE 69132270 T EP 0525127 A ES 2148154 T	24-11-1992 11-11-1991 15-07-2000 02-09-1993 20-10-1991 03-08-2000 26-10-2000 03-02-1993 16-10-2000
US 4622974    A	18-11-1986	NONE	

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/AT 00/00247

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61B5/00

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

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61B

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

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

EPO-Internal, PAJ, WPI Data

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie°	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	WO 91 15993 A (INST NAT SANTE RECH MED ET AL) 31. Oktober 1991 (1991-10-31) Zusammenfassung; Abbildung 5	1
A	US 4 622 974 A (COLEMAN JERRY T ET AL) 18. November 1986 (1986-11-18) Zusammenfassung; Abbildung 1A	1

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 erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer 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 naheliegend ist

\*&\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

13. Dezember 2000

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

20/12/2000

Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Martelli, L

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/AT 00/00247

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 9115993 A	31-10-1991	US 5165407 A	24-11-1992
		AU 7782891 A	11-11-1991
		AT 194062 T	15-07-2000
		AU 640785 B	02-09-1993
		CA 2080022 A,C	20-10-1991
		DE 69132270 D	03-08-2000
		DE 69132270 T	26-10-2000
		EP 0525127 A	03-02-1993
		ES 2148154 T	16-10-2000
<hr/>			
US 4622974 A	18-11-1986	KEINE	
<hr/>			

专利名称(译)	用于在体内测量生物体内量的装置		
公开(公告)号	<a href="#">EP1211976A1</a>	公开(公告)日	2002-06-12
申请号	EP2000960215	申请日	2000-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	SCHAUPP LUKAS PIEBER THOMAS		
申请(专利权)人(译)	SCHAUPP , LUKAS PIEBER , THOMAS		
当前申请(专利权)人(译)	SCHAUPP , LUKAS PIEBER , THOMAS		
[标]发明人	SCHAUPP LUKAS PIEBER THOMAS		
发明人	SCHAUPP, LUKAS PIEBER, THOMAS		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14532		
优先权	1999001594 1999-09-17 AT		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种用于对生物体内的量进行体内测量的装置(10)。所述装置包括导管状管(11)，其以可移除的方式容纳针(14)，所述针(14)用于将管插入生物体中。该装置还包括在管(11)的壁中的至少一个开口(12)，并且配备有用于检测管内部待测量的传感器(18)。传感器(18)安装在单独的细长支撑件(17)上，其横截面小于管内部的横截面。在将针(14)从管(11)中拉出之后，可以将支撑件插入管(11)中。