



SCHWEIZERISCHE Eidgenossenschaft  
EIDGENÖSSISCHES INSTITUT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(11) CH 704 900 A1

(51) Int. Cl.: A61B 5/1459 (2006.01)

Patentanmeldung für die Schweiz und Liechtenstein

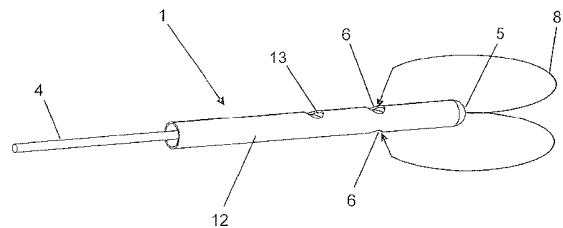
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

(12) PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 00774/11	(71) Anmelder: NeMo Devices AG, Hornhaldenstrasse 40 8802 Kilchberg (CH)
(22) Anmeldedatum: 05.05.2011	(72) Erfinder: Jürg Hans Fröhlich, 8006 Zürich (CH) Markus Hugo Muser, 8820 Wädenswil (CH)
(43) Anmeldung veröffentlicht: 15.11.2012	(74) Vertreter: Braunpat Braun Eder AG, Reussstrasse 22 4054 Basel (CH)

(54) Messvorrichtung zur Messung zerebraler Parameter.

(57) Eine Messvorrichtung und ein Verfahren zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer länglichen Sonde (1) zum Einführen in das Körpergewebe umfasst wenigstens einen optischen Leiter zur Übermittlung von Lichtstrahlen, der entlang der Längsachse der Sonde innerhalb der Sonde verläuft, einen Austrittsbereich (5), aus welchem aus dem optischen Leiter emittierte Lichtstrahlen aus der Sonde in das Körpergewebe austreten, und wenigstens einen Empfangsbereich (6), durch welchen im Körpergewebe reflektierte und/oder gestreute Lichtstrahlen als Eingangslichtstrahlen auf einen Photodetektor oder in einen optischen Leiter in der Sonde eintreten. Der Austrittsbereich (5) ist am distalen Ende der Sonde (1) vorgesehen und zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde (1) orientiert. Die emittierten Lichtstrahlen treten zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde aus dieser aus. Der wenigstens eine Empfangsbereich (6) ist beabstandet zum distalen Ende der Sonde an einem seitlichen Umfangsbereich der Sonde. Die an einem Empfangsbereich (6) eintretenden Eingangslichtstrahlen unterliegen relativ zu aus dem Austrittsbereich (5) emittierten Lichtstrahlen einer Umlenkung von mehr als 90°.



## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Messvorrichtung und ein Verfahren zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer länglichen Sonde zum Einführen in das Körpergewebe nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1, insbesondere eine Messvorrichtung zur Messung zerebraler Parameter mittels eines invasiven Messverfahrens.

## STAND DER TECHNIK

[0002] Es sind verschiedene invasive Verfahren zur zerebralen Diagnostik und Therapie bekannt, bei welchen unterschiedliche zerebrale Parameter gemessen werden, wie etwa Parameter der zerebralen Hämodynamik. Es werden beispielsweise Parameter bzgl. der Konzentration von desoxygeniertem und oxygeniertem Hämoglobin, der mittleren Durchgangszeit eines Indikators, des zerebralen Blutvolumens, des zerebralen Blutflusses oder des Gewebesauerstoffindex gemessen. Zu derartigen Verfahren gehören z.B. die Nahinfrarotspektroskopie-Messung (NIRS) oder die Pulsoxymetrie. Zur Erfassung zerebraler Parameter können z.B. subdurale Messungen, Messungen auf der Gehirnoberfläche, ventrikuläre Messungen oder intraparenchymale Messungen durchgeführt werden.

[0003] Aus der EP 1 301 119 B1 ist z.B. eine Subduralsonde und eine Vorrichtung zur Messung der zerebralen Hämodynamik und Sauerstoffsättigung bekannt. Hierfür umfasst die Sonde einen ersten optischen Leiter, der Licht zum distalen Ende der Sonde und somit zum Kopf und ins Gehirn eines Patienten leitet, und einen zweiten optischen Leiter, der Licht vom distalen Ende zu einer proximal gelegenen Verarbeitungseinrichtung führt. Die optischen Leiter sind im Wesentlichen parallel zueinander angeordnet. Am distalen Ende der optischen Leiter sind optische Einheiten vorgesehen, welche durch die optischen Leiter geführtes Licht aus der Transmissionsrichtung entlang der Leiter um einen Winkel von z.B. 90° ablenken. Das Licht wird dadurch z.B. durch die optischen Einheiten von einer Richtung parallel zur Dura vertikal in das Gehirngewebe umgelenkt. Die optischen Leiter und die optischen Einheiten bilden emittierende und empfangende Optoden und sind von einer Umhüllung mit länglicher Form umgeben. Der Abstand der optischen Einheiten bestimmt die Implantationstiefe, bis zu welcher Licht in das Gewebe eindringen und zurückgestreut werden kann. Durch das Hirngewebe reflektiertes oder gestreutes Licht wird auf die zweite optische Einheit gerichtet und dadurch aus einer Richtung annähernd senkrecht zu der Transmissionsrichtung in den optischen Leiter eingespeist und in Transmissionsrichtung zur Verarbeitungseinrichtung geleitet. Das Licht tritt bei einer solchen Sonde in radialer Richtung seitlich aus und reflektiertes und gestreutes Licht wird auch in radialer Richtung auf der gleichen Seite wieder eingefangen. Dabei kann ein signifikanter Teil des Lichts unmittelbar an der Seite der Sonde entlang deren Oberfläche zur empfangenden Optode gelangen ohne durch das zu vermessende Gewebe zu dringen. Dadurch kann das Messsignal gestört und verfälscht werden. Ferner ist bei einer Messung seitlich der Sonde die Lokalisierung des vermessenen Gewebebereichs schwierig.

[0004] Aus der US 5 579 774 ist ferner eine Vorrichtung zur Messung des Blutflusses in zerebralen Bereichen bekannt, die senkrecht in ein zerebrales Gewebe eingeführt werden kann. Die Vorrichtung weist entlang einer länglichen Messsonde mehrere Sensoren zur Durchführung einer Laser-Doppler-Flowmetrie Messung auf. Die Sensoren sind an Öffnungen entlang der Länge und des Umfangs der Messsonde und an deren Spitze vorgesehen. Die Sensoren werden mittels optischer Leiter an eine Lichtquelle angeschlossen, die am Ende eine reflektierende Oberfläche aufweisen, die das Licht im Wesentlichen senkrecht zur Messsonde in das umliegende Gewebe lenkt. Der Abstand der Sensoren muss dabei derart gross sein, dass Licht, das von einem Sensor emittiert und vom Gewebe reflektiert oder gestreut wird, nicht von einem anderen Sensor erfasst werden kann. Das emittierte und das empfangene Licht werden daher bei dieser Messvorrichtung an der gleichen Öffnung in der Messsonde ausgesendet und eingefangen. Dadurch wird der messbare Bereich innerhalb des zerebralen Gewebes stark eingeschränkt und die Messungen können durch das Zusammenliegen von Sende- und Empfangsöffnung verfälscht werden.

[0005] Die US 4 986 671 zeigt eine optische Messsonde zur Messung von Druck, Temperatur und Flussgeschwindigkeit in Blutgefässen. Die Messsonde kann an einem Katheter vorgesehen werden, der in die Blutgefässe eingeführt wird. Die Messsonde weist einen optischen Leiter auf, der Licht unterschiedlicher Wellenlänge zur Messung der verschiedenen Parameter zur Spitze der Sonde leitet. An der Spitze der Sonde ist ein elastisches optisches Element vorgesehen, das eine nach innen konvexe Oberfläche bildet, die mit unterschiedlichen Materialien beschichtet ist. Licht das durch den optischen Leiter zur elastischen Oberfläche des optischen Elements geführt wird, wird dort reflektiert. Die zu messenden Parameter können aus dem Licht ermittelt werden, das an der deformierten elastischen Oberfläche reflektiert wurde, wobei die Deformation charakteristisch ist für die zu messenden Parameterwerte. Bei diesem Messverfahren tritt kein Licht aus der Messsonde in das umliegende Gewebe aus, so dass der Messbereich der Sonde im umliegenden Bereich sehr klein ist. Ferner können einige relevante Parameter, wie etwa der Sauerstoffgehalt, mit einer solchen Messsonde nicht ermittelt werden.

## AUFGABE DER ERFINDUNG

[0006] Es ist eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine Messvorrichtung und ein Verfahren zur invasiven Messung von Parametern eines Körpergewebes zu schaffen, die eine zuverlässige und möglichst genaue Messung von unterschiedlichen Parametern eines Körpergewebes ermöglicht, eine Lokalisierung des vermessenen Bereichs vereinfacht, bei der Messung das umliegende Gewebe nur minimal beeinträchtigt und einen einfachen Aufbau aufweist.

**[0007]** Diese und weitere Aufgaben werden von einer Messvorrichtung zur Messung von Parametern eines Körpergewebes und einem Verfahren zur Messung dieser Parameter nach den unabhängigen Patentansprüchen 1 und 13 gelöst. Besondere Ausgestaltungen und/oder Varianten gehen aus den Unteransprüchen hervor.

**[0008]** Eine Messvorrichtung zur Messung von Parametern eines Körpergewebes nach der vorliegenden Erfindung weist eine längliche Sonde zum Einführen in das Körpergewebe auf. Die Sonde kann z.B. eine zylindrische oder auch eine abgeflachte Form aufweisen. Die Sonde weist einen steifen Abschnitt am distalen Ende auf, wie etwa eine steife Umhüllung oder ein steifes Gehäuse, mit dem sie in das Körpergewebe eingeführt werden kann. Als steif ist ein solcher Abschnitt bereits dann zu verstehen, wenn eine ausreichende Stabilität vorliegt, um die Sonde in das Körpergewebe einführen zu können. In der Regel ist ein solcher Abschnitt steifer als ein sich anschliessendes Element der Sonde, wie etwa ein Katheterschlauch oder dergleichen, kann aber dennoch eine gewisse Flexibilität oder Nachgiebigkeit aufweisen, um ein sanftes Einführen zu ermöglichen. Der steife Abschnitt kann an einem Ende einer flexiblen Leitung, wie etwa an einem Katheterschlauch, angebracht sein. Es ist wenigstens ein optischer oder elektrischer Leiter zur Übermittlung von Lichtstrahlen vorgesehen, der im Wesentlichen entlang der Längsachse der Sonde innerhalb der Sonde verläuft und z. B. durch die flexible Leitung zur Sonde geführt wird. Die Sonde umfasst einen Austrittsbereich, aus dem aus dem optischen Leiter emittierte Lichtstrahlen aus der Sonde in das Körpergewebe austreten, wonach die Lichtstrahlen am Körpergewebe reflektiert, gestreut und/oder absorbiert werden. Weiter weist die Sonde wenigstens einen Empfangsbereich auf, durch den im Körpergewebe reflektierte und/oder gestreute Eingangslichtstrahlen z.B. auf einen Photodetektor und/oder in einen optischen Leiter in der Sonde eintreten. Für den Fall des optischen Leiters sind getrennte optische Leiter für einen emittierten Lichtstrahl und einen reflektierten, bzw. gestreuten Eingangslichtstrahl innerhalb der Sonde vorgesehen. Es ist jedoch nicht ausgeschlossen, dass ein optischer Leiter einen Lichtstrahl, der zur Messung der Parameter aus der Sonde austritt, und ebenso einen Lichtstrahl, der im Körpergewebe reflektiert oder gestreut wurde, übermitteln kann. Der wenigstens eine optische Leiter oder im Falle des Photodetektors mindestens eine elektrische Leiter kann die Eingangslichtstrahlen als Messsignal zu einer Verarbeitungseinrichtung übermitteln, die aus den Eingangslichtstrahlen die zu messenden Parameter bestimmt. Dies kann z. B. in bekannter Weise durch Analyse der Lichtintensität oder der Wellenlängen der Eingangsstrahlen im Vergleich zu den emittierten Lichtstrahlen erfolgen. Die Verarbeitungsvorrichtung kann auch zur Steuerung der emittierten Lichtstrahlen verwendet werden.

**[0009]** Nach der vorliegenden Erfindung ist der Austrittsbereich am distalen Ende der Sonde vorgesehen und zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde orientiert. Er ist somit in Strahlrichtung der in dem optischen Leiter geführten Lichtstrahlen orientiert. Der Austrittsbereich kann an einer Frontseite der Sonde liegen. Der Austrittsbereich kann zumindest annähernd symmetrisch um die Längsachse ausgebildet sein und den distalen Abschluss der Sonde bilden. Vorzugsweise fällt die Flächennormale des Austrittsbereichs mit der Längsachse der Sonde zusammen. Die aus dem Austrittsbereich emittierten Lichtstrahlen treten zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde aus dieser in distaler Richtung aus. Vorzugsweise liegt die Richtung des Strahlaustritts aus dem Austrittsbereich auf der Längsachse der Sonde. Demnach weist die Ausbreitungsrichtung der emittierten Lichtstrahlen zumindest einen Vektoranteil auf, der parallel zur Längsachse der Sonde, bzw. des emittierenden optischen Leiters, in Richtung des vor der Sonde liegenden Körpergewebes ausgerichtet ist. Die emittierten Lichtstrahlen können ein Bündel von Lichtstrahlen bilden, die beispielsweise geradlinig entlang der Längsachse aus dem Austrittsbereich austreten oder auch symmetrisch um die Längsachse, z.B. unter einem Winkel zur Längsachse kegelartig ausgestrahlt werden.

**[0010]** Der wenigstens eine Empfangsbereich ist beabstandet zum distalen Ende der Sonde und somit auch beabstandet zum Austrittsbereich an einem seitlichen Umfangsbereich der Sonde vorgesehen. Somit ist der Empfangsbereich im Wesentlichen in radialer Richtung zur Längsachse ausgebildet. Der Empfangsbereich kann z. B. durch eine Öffnung oder ein transparentes Fenster im Mantel der Sonde gegeben sein. Der Empfangsbereich dient dazu, am Körpergewebe gestreutes oder reflektiertes Licht einzufangen. Die Eingangsstrahlen treffen hierfür beispielsweise auf einen Photodetektor, der am Empfangsbereich vorgesehen und an einen elektrischen Leiter angeschlossen ist, oder werden mittels eines optischen Elements, das in der Sonde angeordnet ist, in einen optischen Leiter eingespeist. Es können mehrere Empfangsbereiche rings um die Sonde oder in Längsrichtung der Sonde verteilt vorgesehen sein. Dabei kann für jeden Empfangsbereich ein eigener elektrischer oder optischer Leiter vorgesehen sein oder es wird ein gemeinsamer optischer Leiter verwendet. Mit dem Empfangsbereich können vorzugsweise sowohl Eingangslichtstrahlen aufgenommen werden, die im Wesentlichen radial zur Sondenachse, also senkrecht zum Empfangsbereich, verlaufen als auch annähernd parallel zur Sondenachse verlaufen sowie alle in einem Winkel zwischen diesen Ausrichtungen verlaufenden Eingangsstrahlen.

**[0011]** Gemäss dem Verfahren zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer oben beschriebenen Messvorrichtung treten aus der Sonde, bzw. aus dem Lichtleiter emittierte Lichtstrahlen zumindest teilweise in Längsrichtung am distalen Ende der Sonde aus dieser aus und treten beabstandet zu diesem Austrittsbereich an einem seitlichen Umfangsbereich der Sonde wieder in diese ein, wobei die an einem Empfangsbereich eintretenden Eingangslichtstrahlen relativ zu aus dem Austrittsbereich emittierten Lichtstrahlen einer Umlenkung von mehr als  $90^\circ$  unterliegen. Da die Ausbreitungsrichtung der emittierten Lichtstrahlen zumindest einen kleinen Vektoranteil aufweisen, der von der Sonde distal nach vorne ausgerichtet ist, also weg vom wenigstens einen Empfangsbereich, müssen sie um mehr als  $90^\circ$  umgelenkt werden, um einen Empfangsbereich zu erreichen und als Messsignal aufgenommen zu werden. Der überwiegende Teil der emittierten Lichtstrahlen wird in der Regel entlang der Längsachse der Sonde emittiert, so dass überwiegend eine Umlenkung um mehr als  $190^\circ$  notwendig ist, damit die Eingangslichtstrahlen auf den Empfangsbereich treffen können. Es wird daher si-

chergestellt, dass die emittierten Lichtstrahlen eine Umlenkung durch Reflexion oder Streuung am Körpergewebe erfahren haben, bevor sie als Eingangslichtstrahlen am Empfangsbereich eintreffen. Ein Austritt aus der Sonde und unmittelbarer Eintritt in die Sonde, ohne dass eine Interaktion mit dem Körpergewebe stattgefunden hat, wie es bei herkömmlichen Messsonden z. B. dadurch erfolgen kann, dass der Empfangsbereich und der Austrittsbereich identisch sind oder dass die emittierten Lichtstrahlen entlang der Sonde etwa innerhalb eines Führungskanals für die Sonde verlaufen ohne in das Körpergewebe einzutreten, kann ausgeschlossen werden. Die Lichtstrahlen können keinen Bypass-Verlauf nehmen.

**[0012]** In der Regel tritt ein überwiegendes Teile der emittierten Lichtstrahlen zumindest annähernd entlang der Längsachse der Sonde, bzw. dem optischen Leiter, aus der Sonde aus und vorzugsweise annähernd radial zur Längsachse der Sonde am Empfangsbereich wieder in diese ein. Somit unterliegt ein überwiegendes Teil der emittierten Lichtstrahlen bis zum Eintritt an einem Empfangsbereich einer Umlenkung in einem Bereich um 270°.

**[0013]** Bei einer Messvorrichtung nach der vorliegenden Erfindung können daher der Austrittsbereich und der Eingangsbereich nahe beieinander liegen und die Sonde kann kürzer gebaut werden, ohne dass dadurch das Messsignal nachteilig beeinflusst wird. Das Körpergewebe wird somit beim Einführen der Messvorrichtung weniger beansprucht. Durch eine symmetrische Anordnung des Austrittsbereichs und der Eingangsbereiche um die Längsachse der Sonde kann der Bereich des Gewebes, der vermessen wird, in einfacher Weise durch Lokalisierung der Position der Sonde bestimmt werden. Es ist nicht erforderlich eine Ausrichtung der Sonde an einer bestimmten Position zu erfassen. Mit dem erfindungsgemässen Verfahren können beispielsweise Parameter in Bezug auf den Blutfluss, Hämoglobinwerte, das im Hirngewebe eingelagerte Wasser oder diverse Marker erfasst werden.

**[0014]** Sofern die Ausrichtung der Sonde bekannt ist und einzelne elektrische oder optische Leiter für verschiedene Empfangsbereiche verwendet werden, kann die Auswertung von Parametern für bestimmte Teilbereiche um die Sonde erfolgen, die einem Empfangsbereich zugeordnet sind. Die Auswertung der Parameter kann damit verfeinert werden.

**[0015]** Bei einer Ausführungsform der Messvorrichtung ist ein Abstand zwischen einem Austrittsbereich und einem Empfangsbereich zwischen 1 und 40 mm, bevorzugt zwischen 3 und 20 mm, vorgesehen. Vorzugsweise sind mehrere Empfangsbereiche in gleichem Abstand zum Austrittsbereich um den Umfang der Sonde verteilt angeordnet. Es können beispielsweise zwei sich diametral gegenüberliegende Empfangsbereiche oder drei, vier oder mehr vorzugsweise symmetrisch um den Umfang verteilt angeordnete Empfangsbereiche vorgesehen sein. Der feste Abschnitt der Sonde, z.B. in Form einer steifen Umhüllung oder eines festen Gehäuses, weist in einer Ausführungsform maximal eine Länge von 50 mm, vorzugsweise weist er eine Länge im Bereich von 20 mm und besonders bevorzugt von 12 mm auf.

**[0016]** In einer Variante kann der Austrittsbereich z.B. als Austrittsöffnung oder Austrittsfenster im Sondengehäuse oder einer Sondenumhüllung vorgesehen sein, durch welche die aus dem Lichtleiter emittierten Lichtstrahlen aus der Sonde austreten.

**[0017]** In einer anderen Variante der Messvorrichtung kann der Austrittsbereich ein optisches Element umfassen, welches das distale Ende der Sonde abschliesst. Das optische Element kann eine konvexe oder kegelartig nach aussen gerichtete Oberfläche aufweisen, wobei sich der radiale Durchmesser in distaler Richtung verjüngt. Aus dem optischen Leiter emittierte Lichtstrahlen verlaufen somit durch das optische Element bevor sie aus der Sonde austreten. Das optische Element kann selbst den Austrittsbereich bilden. Das optische Element kann aus demselben Material, wie eine Umhüllung um die Sonde oder wie das Sondengehäuse, bestehen. Beispielsweise kann das optische Element aus Epoxidharz oder einem in Bezug auf seine optischen Eigenschaften vergleichbaren Material, wie z.B. Polycarbonat, Glas, Acrylat, Polypropylen, Polyimid bestehen. Es ist vorteilhaft, wenn das optische Element aus einem Material mit einem höheren Brechungsindex als das angrenzende Gewebe oder die angrenzende Materie besteht. Somit treten aus dem optischen Leiter austretende Lichtstrahlen, die durch das optische Element verlaufen, an der Oberfläche des optischen Elements derart aus, dass sie von der Längsachse der Sonde weg gebeugt werden. Grundsätzlich ist auch die Verwendung eines Gitters als optisches Element denkbar, das beispielsweise in ein Material eingelassen ist, welches über dem optischen Leiter angeordnet wird. Vorzugsweise wird der emittierte Lichtstrahl an dem optischen Element am distalen Ende der Sonde zu einem Lichtkegel aufgeweitet, der einen grösseren Bereich des Körpergewebes erfasst, als ein direkt aus einem optischen Leiter austretender Lichtstrahl. Das optische Element lenkt die aus dem optischen Leiter emittierten Lichtstrahlen somit in Richtung des wenigstens einen Empfangsbereichs derart ab, dass ein Vektoranteil der Ausbreitungsrichtung in distaler Richtung verbleibt. Das optische Element ist vorzugsweise symmetrisch um die Längsachse der Sonde ausgebildet und bildet den distalen Abschluss der Sonde, der in das Körpergewebe vordringt. Der am weitesten distal gelegene Bereich des optischen Elements ist vorzugsweise stumpf, bzw. gewölbt ausgeformt, z.B. kugelförmig oder elliptisch. Das optische Element kann aus Vollmaterial bestehen. Es kann die Austrittsöffnung des emittierenden optischen Leiters versiegeln. Grundsätzlich kann das optische Element eine Beschichtung auf seiner Oberfläche aufweisen, welche beispielsweise das Einführen der Sonde in das Körpergewebe erleichtert oder die Beugung der Lichtstrahlen unterstützt.

**[0018]** Ferner kann die Messvorrichtung an einem distalen Endbereich der Sonde eine Reflexionsfläche mit einer Öffnung aufweisen, durch die der optische Leiter mündet. Die emittierten Lichtstrahlen werden dann durch die Öffnung geführt und in distaler Richtung hinter der Reflexionsfläche emittiert werden. Die Reflexionsfläche kann z. B. einen Hohlraum der Sonde, der den wenigstens einen optischen Leiter aufnimmt, abschliessen. Ein Ende der Lichtstrahlen emittierenden optischen Leiters kann ein kleines Stück durch die Reflexionsfläche hindurch ragen oder bündig mit dieser abschliessen. Die Reflexionsfläche ist vorzugsweise senkrecht zur Längsachse der Sonde, bzw. zur Strahlrichtung des optischen Leiters,

ausgerichtet. Die Reflexionsfläche dient dazu Lichtstrahlen, die in Richtung des Austrittsbereichs reflektiert oder gestreut werden, in Richtung des Körpergewebes zurück zu reflektieren.

**[0019]** Das optische Element am distalen Ende der Sonde kann sich unmittelbar an die Reflexionsfläche anschliessen. Es ist auch möglich, die Reflexionsfläche am optischen Element selbst anzuordnen. In distaler Richtung kann das optische Element hinter der Reflexionsfläche angeordnet sein. Der Ausgang der emittierten Lichtstrahlen aus dem optischen Leiter liegt somit an oder hinter der Reflexionsfläche und vor der Oberfläche des optischen Elements. Somit können Lichtstrahlen, die möglicherweise an der Oberfläche des optischen Elements reflektiert werden, von der Reflexionsfläche wieder zurück zur Oberfläche reflektiert werden, so dass diese Lichtstrahlen für die Untersuchung des Körpergewebes nicht verloren gehen.

**[0020]** Zur Messung der Parameter im Körpergewebe können Lichtstrahlen mit unterschiedlichen Wellenlängen verwendet werden. Vorzugsweise wird Licht im Infrarot-Bereich mit einer oder mehreren Wellenlängen im Bereich zwischen 600 nm und 1000 nm verwendet. Es können auch Lichtstrahlen mit verschiedenen bestimmten Wellenlängen verwendet werden, die zeitlich versetzt und gepulst in das Körpergewebe abgesendet werden.

**[0021]** Grundsätzlich können auch weitere Sensoren an der Sonde vorgesehen sein, wie beispielsweise Sensoren zur Temperatur- oder Druckmessung.

**[0022]** Eine Messvorrichtung und ein Verfahren nach der vorliegenden Erfindung sind besonders zur Messung von zerebralem Gewebe, geeignet, indem die Sonde zumindest annähernd senkrecht zur Schädeloberfläche in das Gewebe eingeführt wird. Da die Abstrahlung der Lichtstrahlen zumindest teilweise in distaler Richtung, d.h. in Einführrichtung der Sonde in das Gewebe, erfolgt, muss die Sonde weniger weit in das Gewebe eingebracht werden, als bei einer radialen Abstrahlung, um den gleichen Gewebebereich vermessen zu können. Eine Schädigung des Gewebes durch das Einführen der Sonde wird dadurch verringert.

#### **KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN**

**[0023]** Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung werden im Folgenden anhand der Zeichnungen dargestellt, die lediglich zur Erläuterung dienen und nicht einschränkend auszulegen sind. Aus den Zeichnungen offenbar werdende Merkmale der Erfindung sollen einzeln und in jeder Kombination als zur Offenbarung der Erfindung gehörend betrachtet werden. In den Zeichnungen zeigen:

Fig. 1: drei-dimensionale Darstellung einer Messvorrichtung nach der vorliegenden Erfindung,

Fig. 2: Längsschnitt durch eine Messvorrichtung nach Fig. 1, und

Fig. 3: Detailansicht eines distalen Endes einer Messvorrichtung mit einem optischen Element.

**[0024]** Im Folgenden wird unter einer distalen Richtung diejenige Richtung verstanden, in die ein Ende einer Messvorrichtung weist, das in ein Körpergewebe eingeführt wird. Dieses Ende ist somit das distale Ende.

**[0025]** In den Fig. 1 und 2 ist eine Messvorrichtung zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer länglichen Sonde 1 zum Einführen in das Körpergewebe gezeigt. Die Messvorrichtung umfasst wenigstens einen ersten optischen Leiter 2 und einen zweiten optischen oder einen elektrischen Leiter 3, die in einer Leitung 4 durch ein festes zylindrisches Gehäuse 12 der Sonde 1 geführt werden. Der erste optische Leiter 2 übermittelt Lichtstrahlen von einer Lichtquelle (nicht gezeigt) an ein distales Ende der Sonde 1. Die Sonde 1 weist einen Austrittsbereich 5, aus welchem aus dem optischen Leiter emittierte Lichtstrahlen des ersten optischen Leiters aus der Sonde in das Körpergewebe austreten. Weiter weist die Sonde 1 zwei gegenüber liegende Empfangsbereiche 6 auf, durch welche im Körpergewebe reflektierte und/oder gestreute Lichtstrahlen als Eingangslichtstrahlen in die Sonde 1 eintreten. Die Eingangslichtstrahlen werden durch den zweiten optischen oder einen elektrischen Leiter 3 übermittelt. Es ist beispielsweise eine Verarbeitungseinrichtung (nicht gezeigt), etwa in Form eines Computers, vorgesehen, der die Emission von Lichtstrahlen steuert und die Eingangslichtstrahlen als Messsignal empfängt und diese derart verarbeitet, dass daraus Parameter des Körpergewebes ermittelt werden. Ferner umfasst die Messsonde einen Drucksensor 13 und einen Temperatursensor 14.

**[0026]** Der Austrittsbereich 5 am distalen Ende der Sonde 1 ist in Längsrichtung der Sonde orientiert, d. h. eine Flächennormale oder eine Symmetrieachse des Austrittsbereichs 5 weist in Richtung der Längsachse. Emittierte Lichtstrahlen treten somit zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde aus dieser aus. Die gegenüber liegenden Empfangsbereiche 6 sind an einem seitlichen Umfangsbereich der Sonde 1 vorgesehen und von dem Austrittsbereich 5 beabstandet angeordnet. Die Empfangsbereiche 6 weisen z.B. eine Photozelle 7 auf, mit der die Eingangslichtstrahlen erfasst werden können. Die Empfangsbereiche 6, bzw. die Photozellen, sind in der dargestellten Ausführungsform in radialer Richtung zur Längsachse der Sonde orientiert, d.h. ihr Flächennormale steht senkrecht zur Längsachse der Sonde. Der Abstand zwischen dem Austrittsbereich 5 und den Empfangsbereichen 6 beträgt beispielsweise 5 mm.

**[0027]** Wie in Fig. 1 ersichtlich ist, tritt ein Bündel 8 von emittierten Lichtstrahlen zu einem grossen Teil im Wesentlichen in Längsrichtung der Sonde 1 aus und in das in distaler Richtung vor der Sonde 1 liegende Körpergewebe ein. Am Körpergewebe werden die Lichtstrahlen gestreut, reflektiert und/oder absorbiert und somit aus ihrer ursprünglichen Richtung

abgelenkt und in ihrer Intensität verändert. Ein Teil der abgelenkten Lichtstrahlen tritt an den Empfangsbereichen 6 wieder in die Sonde 1 ein und wird als Messsignal an die Verarbeitungseinrichtung übermittelt. Da die emittierten Lichtstrahlen zumindest teilweise in distaler Richtung ausgestrahlt werden, müssen sie mindestens eine Umlenkung von 90° erfahren, um zu einem der Empfangsbereichen 6 gelangen zu können.

**[0028]** In Fig. 3 ist eine weitere Ausführungsform einer Messvorrichtung nach der vorliegenden Erfindung gezeigt, bei der am distalen Ende der Sonde 1 eine Reflexionsfläche 9 und ein darüber angeordnetes optisches Element 10 vorgesehen ist. Die Reflexionsfläche 9 schliesst einen inneren Hohlraum 11 der Sonde 1 in distaler Richtung ab, wobei der erste optische Leiter 2 ein kleines Stück durch eine Öffnung der Reflexionsfläche 9 hindurch geführt ist und vor dem optischen Element 10 endet. Die Reflexionsfläche 9 weist zumindest auf der distalen Seite eine reflektierende Oberfläche auf, die geeignet ist, die von der Lichtquelle erzeugten Lichtstrahlen zu reflektieren. Die emittierten Lichtstrahlen werden durch das Material des optischen Elements 10 gestrahlt und zumindest beim Austritt aus der Oberfläche des optischen Elements 10 von der Längsachse der Sonde weg gebeugt. Hierfür ist das optische Element 10 aus einem Material vorgesehen, das optisch dichter ist als die angrenzende Materie des Körpergewebes und es weist eine nach aussen konvexe Oberfläche auf, die symmetrisch um die Längsachse verläuft. Das optische Element 10 lenkt somit die emittierten Lichtstrahlen um, bevor sie aus dem Austrittsbereich der Sonde austreten. Sofern ein Teil der Lichtstrahlen an der Oberfläche des optischen Elements zurück reflektiert werden, können diese an der Reflexionsfläche 9 reflektiert und somit wieder in das Körpergewebe zurück gestrahlt werden.

## BEZUGSZEICHENLISTE

### [0029]

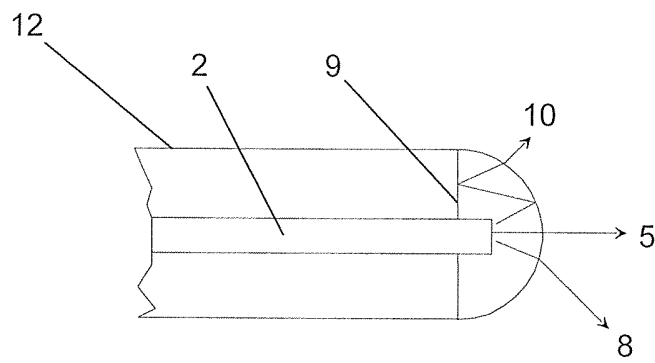
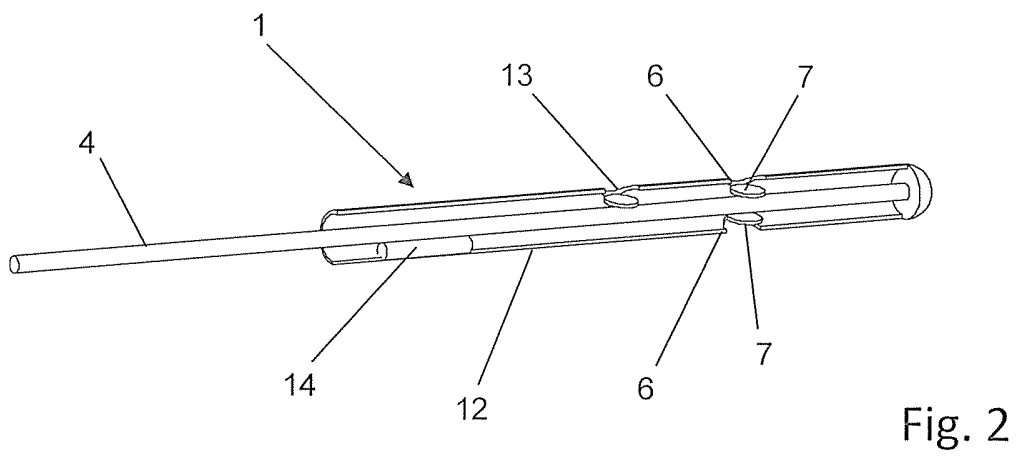
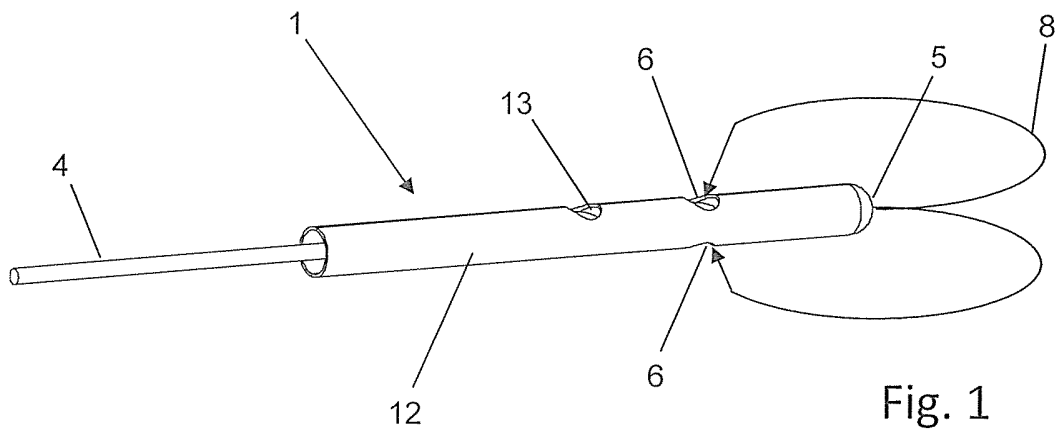
- 1 Sonde
- 2 erster optischer Leiter
- 3 zweiter optischer Leiter
- 4 Leitung
- 5 Austrittsbereich
- 6 Empfangsbereich
- 7 Photozelle
- 8 Strahlbündel
- 9 Reflexionsfläche
- 10 optisches Element
- 11 Hohlraum
- 12 Gehäuse
- 13 Drucksensor
- 14 Temperatursensor

## Patentansprüche

1. Messvorrichtung zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer länglichen Sonde (1) zum Einführen in das Körpergewebe, umfassend:
  - wenigstens einen optischen Leiter (2) zur Übermittlung von Lichtstrahlen, der entlang der Längsachse der Sonde innerhalb der Sonde verläuft,
  - einen Austrittsbereich (5), aus welchem aus dem optischen Leiter emittierte Lichtstrahlen aus der Sonde in das Körpergewebe austreten, und
  - wenigstens einen Empfangsbereich (6), durch welchen im Körpergewebe reflektierte und/oder gestreute Lichtstrahlen als Eingangslichtstrahlen auf einen Photodetektor oder in einen optischen Leiter (2;3) in der Sonde eintreten, dadurch gekennzeichnet, dass
    - der Austrittsbereich (5) am distalen Ende der Sonde (1) vorgesehen und zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde (1) orientiert ist, so dass emittierte Lichtstrahlen zumindest teilweise in Längsrichtung der Sonde aus dieser austreten, und
    - der wenigstens eine Empfangsbereich (6) beabstandet zum Austrittsbereich (5) an einem seitlichen Umfangsbereich der Sonde vorgesehen ist.

## CH 704 900 A1

2. Messvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der wenigstens eine Empfangsbereich (6) im Wesentlichen radial zur Längsachse der Sonde (1) orientiert ist.
3. Messvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass mehrere Empfangsbereiche (6) in Umfangsrichtung um die Sonde (1) verteilt vorgesehen sind.
4. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Bündel (8) von emittierten Lichtstrahlen im Wesentlichen derart fokussiert ist, dass diese symmetrisch um die Längsachse der Sonde (1) aus dem optischen Leiter (2) austreten.
5. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Abstand zwischen einem Austrittsbereich (5) und einem Empfangsbereich (6) zwischen 1 und 40 mm beträgt.
6. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Sonde (1) einen steifen Abschnitt (12) aufweist, der maximal eine Länge von 50 mm aufweist.
7. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Austrittsbereich (5) ein optisches Element (10) umfasst, welches das distale Ende der Sonde (1) abschliesst.
8. Messvorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Element (10) aus einem Material mit einem grösseren Brechungsindex als eine angrenzende Materie des Körpergewebes besteht.
9. Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Element (10) aus Epoxidharz und/oder z.B. Polycarbonat, Glas, Acrylat, Polypropylen, Polyimid besteht.
10. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Reflexionsfläche (9) mit einer Öffnung vorgesehen ist, durch die der optische Leiter (2) mündet, wobei die emittierten Lichtstrahlen durch die Öffnung geführt und in distaler Richtung hinter der Reflexionsfläche emittiert werden.
11. Messvorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass das optische Element (10) in distaler Richtung hinter der Reflexionsfläche (9) angeordnet ist.
12. Messvorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die emittierten Lichtstrahlen eine oder mehrere Wellenlängen im Bereich zwischen 600 nm und 1000 nm aufweisen.
13. Verfahren zur Messung von Parametern eines Körpergewebes mit einer Messvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei an einem Empfangsbereich (6) eintretende Eingangslichtstrahlen relative zu aus dem Austrittsbereich (5) emittierten Lichtstrahlen einer Umlenkung von mehr als 90° unterliegen.
14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass ein überwiegender Teil der emittierten Lichtstrahlen bis zum Eintritt an einem Empfangsbereich (6) einer Umlenkung im Bereich um 270° unterliegt.
15. Verfahren nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass aus dem optischen Leiter (2) austretende Lichtstrahlen an einer Oberfläche des optischen Elements (10) von der Längsachse der Sonde (1) weg gebeugt werden.



**VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT  
AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS**

**BERICHT ÜBER DIE RECHERCHE INTERNATIONALER ART**

KENNZEICHNUNG DER NATIONALEN ANMELDUNG		AKTENZEICHEN DES ANWELDBERS ODER ANWALTS	
		P7348CH00	
Nationales Aktenzeichen		Anmeldedatum	
774/2011		05-05-2011	
Anmelde land		Beanspruchtes Prioritätsdatum	
CH			
Anmelder (Name)			
NeMo Devices AG			
Datum des Antrags auf eine Recherche internationaler Art		Nummer, die die internationale Recherchenbehörde dem Antrag auf eine Recherche internationaler Art zugeteilt hat	
17-05-2011		SN 56153	
I. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS <small>(treffen mehrere Klassifikationssymbole zu, so sind alle anzugeben)</small>			
Nach der internationalen Patentklassifikation (IPC) oder sowohl nach der nationalen Klassifikation als auch nach der IPC			
A61B5/1455		A61B5/1459	A61B18/24
II. RECHERCHIERTER SACHGEBIETE			
Recherchiertes Mindestprüfobjekt			
Klassifikationssystem		Klassifikationssymbole	
IPC	A61B	G02B	A61M
Recherchierte, nicht zum Mindestprüfobjekt gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen:			
III. <input checked="" type="checkbox"/> EINIGE ANSPRÜCHE HABEN SICH ALS NICHT RECHERCHIERSBAR ERWIESEN <small>(Bemerkungen auf Ergänzungsbogen)</small>			
IV. <input type="checkbox"/> MANGELNDE EINHEITLICHKEIT DER ERFINDUNG <small>(Bemerkungen auf Ergänzungsbogen)</small>			

Formblatt PCT/ISA 201 a (11/2000)

BERICHT ÜBER DIE RECHERCHE INTERNATIONALER ART

Nr. des Antrags auf Recherche

CH 7742011

<p>A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES                  INV. A61B5/1455 A61B5/1459 A61B18/24                  ADD.</p>		
<p>Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK</p>		
<p>B. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE                  Recherchiertes Mindestpräzifikat (Klassifikationssystem und Klassifikationszweige):                  A61B G028 A61M</p>		
<p>Recherchierte, aber nicht zum Mindestpräzifikat gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen</p>		
<p>Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)                  EPQ-Internal, WPI Data</p>		
<p>C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE VERÖFFENTLICHUNGEN</p>		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Bez. Anspruch Nr.
	<p>UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE                  Siehe Ergänzungsblatt C</p>	
X	<p>US 6 261 226 B1 (MCKENNA MICHAEL A [US] ET AL) 17. Juli 2001 (2001-07-17)</p>	1-9
Y	<p>* Zusammenfassung *                  * Spalte 7, Zeile 41 - Spalte 9, Zeile 23 *                  *                  * Spalte 10, Zeile 24 - Zeile 51 *                  * Spalte 22, Zeile 24 - Spalte 24, Zeile 9 *                  *</p>	10-12
	----- -/-	
<p><input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie</p>		
<p>* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen:</p> <p>*A* Veröffentlichung, die dem allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>*B* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>*C* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Rechercheregebiet genannten Veröffentlichung belegt werden soll, oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie angegeben)</p> <p>*D* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>*E* Veröffentlichung, die vor dem Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> <p>*F* Spätere Veröffentlichung, die nach dem 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</p> <p>*G* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfindnerischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>*H* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung, die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfindnerischer 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 nachvollziehbar ist</p> <p>*I* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>		
<p>Datum des tatsächlichen Abschlusses der Recherche internationaler Art</p> <p>10. August 2011</p>		<p>Abschließdatum des Berichts über die Recherche internationaler Art</p> <p>18 AUG 2011</p>
<p>Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde</p> <p>Europäisches Patentamt, P.O. Box 1 210 Patentstrasse 2                  NL - 2000 HV Rijswijk                  Tel. (+31-70) 340-2040                  Fax: (+31-70) 340-3016</p>		<p>Berechtigter Beauftragter</p> <p>Tommasco, Giovanni</p>

Formblatt PCT/ISA/2011 (Seite 2) (Januar 2004)

## BERICHT ÜBER DIE RECHERCHE INTERNATIONALER ART

Nr. des Antrags auf Recherche

CH 7742011

C. (Fortsetzung). ALS WESENTLICH ANGESEHENE VERÖFFENTLICHUNGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betreff kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
Y	WO 2010/015094 A2 (CARAG AG [CH]; LIMACHER KUNO [CH]; BERNHARD JEROME [CH]; HUMMEN JOERG) 11. Februar 2010 (2010-02-11)	10-12
A	* Zusammenfassung * * Seite 4, Zeile 17 - Zeile 18 * * Seite 26, Zeile 1 - Seite 30, Zeile 18 *	1-9
A	WO 2005/082225 A1 (OPTISCAN PTY LTD [AU]; HARRIS MARTIN RUSSELL [AU]; ROSMAN GAVIN EDMUND) 9. September 2005 (2005-09-09) * Zusammenfassung *	1-12
A	US 4 730 622 A (COHEN DONALD M [US]) 15. März 1988 (1988-03-15) * Zusammenfassung *	1-12
A	WO 99/37204 A1 (MASSACHUSETTS INST TECHNOLOGY [US]; WANG THOMAS D [US]; FELD MICHAEL S) 29. Juli 1999 (1999-07-29) * Zusammenfassung *	1-12
A	US 2007/019916 A1 (TAKAMI SATOSHI [JP]) 25. Januar 2007 (2007-01-25) * Zusammenfassung *	1-12
A	US 6 315 712 B1 (ROVEGNO JEAN [FR]) 13. November 2001 (2001-11-13) * Zusammenfassung *	1-12

1

Formblatt PCT/BA/2011 (Fortsetzung von Blatt 2) (Januar 2011)

Seite 2 von 2

UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE  
ERGÄNZUNGSBLATT C

Nummer der Anmeldung  
SN 56153  
CH 7742011

Vollständig recherchierbare Ansprüche:  
1-12

Nicht recherchierte Ansprüche:  
13-15

Grund für die Beschränkung der Recherche (nicht patentfähige Erfindung(en)):

Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers, da die Bestimmung von Parametern eines Körpergewebes, laut Beschreibung, das Einführen einer Messsonde in den menschlichen/tierischen Körper zwingend notwendig macht.

CH 704 900 A1

BERICHT ÜBER DIE RECHERCHE INTERNATIONALER ART

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Nr. des Antrags auf Recherche

CH 7742011

Im Recherchenbericht angeführtes Patentsdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 6261226	B1	17-07-2001	KEINE
WO 2010015094	A2	11-02-2010	CH 699338 A1 15-02-2010 EP 2337496 A2 29-06-2011 US 2011137186 A1 09-06-2011
WO 2005082225	A1	09-09-2005	EP 1722669 A1 22-11-2006 US 2011178409 A1 21-07-2011
US 4730622	A	15-03-1988	KEINE
WO 9937204	A1	29-07-1999	AT 391451 T 15-04-2008 AU 752829 B2 03-10-2002 AU 2474899 A 09-08-1999 CA 2318180 A1 29-07-1999 CN 1289239 A 28-03-2001 DE 69938493 T2 20-05-2009 EP 1051104 A1 15-11-2000 JP 2002500907 A 15-01-2002
US 2007019916	A1	25-01-2007	KEINE
US 6315712	B1	13-11-2001	DE 19950840 A1 04-05-2000 FR 2785132 A1 28-04-2000 GB 2345606 A 12-07-2000

Format: PCT/ISA/2011 (Anhang Patentfamilie) (Januar 2004)