

(12) **Österreichische Patentanmeldung**

(21) Anmeldenummer: **A 1432/2008**

(22) Anmeldetag: **15.09.2008**

(43) Veröffentlicht am: **15.10.2009**

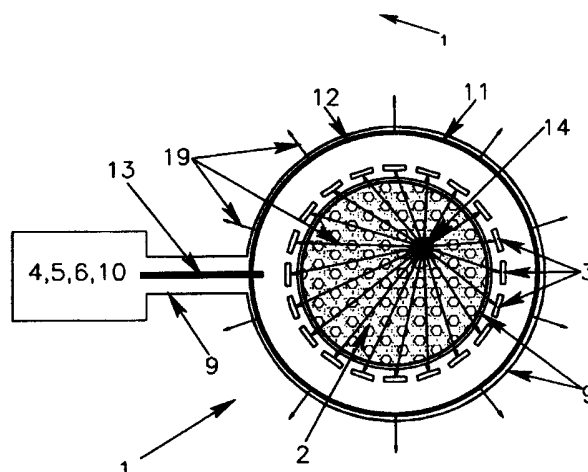
(51) Int. Cl.⁸: **A61N 1/05** (2006.01),
A61B 5/04 (2006.01)

(73) Patentinhaber:

NOACK HARALD
A-8020 GRAZ (AT)
NOACK-WINDHOLZ JULIA MAG.
A-8020 GRAZ (AT)

(54) **IMPLANTIERBARE SENSORANORDNUNG ZUR ERFASSUNG BIOLOGISCHER NERVENSIGNALE**

(57) Die Erfindung betrifft eine implantierbare Sensoranordnung (1) zur Erfassung biologischer Nervensignale eines Nervenstrangs (2), mit mehreren um den Nervenstrang (2) anordenbaren Sensoren (3), zumindest einem mit den Sensoren (3) verbundenen Verstärker (4) zur Verstärkung der Sensorsignale, einem Sender (5) zur Übertragung der verstärkten Sensorsignale, und einer Energieversorgung (6). Zur Erzielung einer optimalen Aufnahme der Nervensignale eines Nervenstrangs ohne, Beeinflussung durch externe elektrische Signale und ohne Beeinflussung des Nervenstrangs (2) ist vorgesehen, dass die Sensoren (3) von einer durchgehenden Umhüllung (9) aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben sind und dadurch die Sensoren (3) vom Nervenstrang (2) galvanisch isoliert sind.



Zusammenfassung:

Die Erfindung betrifft eine implantierbare Sensoranordnung (1) zur Erfassung biologischer Nervensignale eines Nervenstrangs (2), mit mehreren um den Nervenstrang (2) anordenbaren Sensoren (3), zumindest einem mit den Sensoren (3) verbundenen Verstärker (4) zur Verstärkung der Sensorsignale, einem Sender (5) zur Übertragung der verstärkten Sensorsignale, und einer Energieversorgung (6). Zur Erzielung einer optimalen Aufnahme der Nervensignale eines Nervenstrangs ohne Beeinflussung durch externe elektrische Signale und ohne Beeinflussung des Nervenstrangs (2) ist vorgesehen, dass die Sensoren (3) von einer durchgehenden Umhüllung (9) aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben sind und dadurch die Sensoren (3) vom Nervenstrang (2) galvanisch isoliert sind.

(Fig. 2)

Die Erfindung betrifft eine implantierbare Sensoranordnung zur Erfassung biologischer Nervensignale eines Nervenstrangs, mit mehreren um den Nervenstrang anordenbaren Sensoren, zumindest einem mit den Sensoren verbundenen Verstärker zur Verstärkung der Sensorsignale, einem Sender zur Übertragung der verstärkten Sensorsignale, und einer Energieversorgung.

Die Erfindung bezieht sich insbesondere auf implantierbare Sensoranordnungen, wie sie zur Erfassung von Nervensignalen zur Steuerung von Exoprothesen bei Amputierten eingesetzt werden. Aber auch andere Anwendungen der implantierbaren Sensoranordnung zur Erfassung von Nervensignalen sind möglich.

Zur Steuerung von Exoprothesen, insbesondere Arm- oder Handprothesen, werden derzeit häufig die am Stumpf der fehlenden Extremität verbliebenen Muskelpartien verwendet. Dabei wird die elektrische Aktivität dieser Muskelfasern über Elektroden, welche meist auf der Hautoberfläche aufgeklebt werden, gemessen. Die Anbringung derartiger Elektroden ist vom jeweiligen Betroffenen abhängig und muss daher in relativ aufwändiger Weise angepasst werden. Ein weiteres Problem besteht darin, dass bei Belastung der Prothese, beispielsweise beim Anheben eines Gegenstands mit einer Armprothese, eine Veränderung der Lastenverteilung eintritt, die Elektrode zur Messung der Muskelaktivität bewegt sich und verursacht Bewegungsartefakte. Darüberhinaus werden die elektrischen Eigenschaften des Haut-Elektroden-Übergangs von vielen Faktoren beeinflusst, wie z.B. der Umgebungstemperatur, der Beschaffenheit der Haut und der Transpiration. Dazu kommen Probleme einer Korrosion der Oberflächenelektroden durch den Schweiß des Patienten und auch mögliche Allergien, wie z.B. Nickelallergien, gegen Bestandteile der Elektroden.

Bei derartigen über die Muskelaktivität gesteuerten Prothesen muss der Patient auch durch relativ mühsames Training lernen, bestimmte Muskelpartien für bestimmte Bewegungen der Prothese einzusetzen. Da bei einer fehlenden Extremität nur eine begrenzte Anzahl an Muskeln vorhanden ist, können auf diese Art nur relativ wenige Funktionen realisiert werden und sind somit nur wenige Freiheitsgrade der Prothese möglich.

Eine selektivere Prothesensteuerung ist möglich, wenn die Prothese durch Nervensignale einzelner Nerven am Stumpf der fehlenden Extremität gesteuert wird. Dabei wird üblicherweise der Nervenstrang von mehreren Elektroden einer implantierbaren Sensoranordnung kontaktiert. Ebenso ist es möglich, den Nerv zu durchtrennen und durch eine Kontaktlochplatte zu führen bzw. durch diese hindurch wachsen zu lassen. Schließlich sind auch Verfahren bekannt, den Nervenstrang mittels Nadelarrays oder einzeln eingebrachter Nadelelektroden zu kontaktieren.

In allen Fällen treten durch den Nervengewebe-Elektroden-Übergang Probleme aufgrund der entstehenden galvanischen Zellen auf. Darüberhinaus werden die Elektroden zur Erzielung eines optimalen Kontakts mit dem Nervenstrang häufig relativ stark an den Nervenstrang gepresst, weshalb es zu Traumatisierungen des Nervenstrangs kommen kann. Derartige Quetschungen oder Punktierungen durch Nadelelektroden können zur Bildung fibrösen Gewebes führen, durch welches die elektrischen Eigenschaften am Übergang zwischen Nervenstrang und Elektrode unvorhersehbar beeinflusst werden.

Die US 2004/0006281 A1 beschreibt eine implantierbare Sensoranordnung zur Erfassung biologischer Nervensignale eines Nervenstrangs, wobei der Nerv von einem im Wesentlichen zylinderförmigen Element umgeben wird, das eine Bohrung aufweist, in welcher der zu vermessende Nervenstrang angeordnet wird. Im zylinderförmigen Element sind die Elektroden zur Abnahme der Nervensignale von der Oberfläche des Nervenstrangs enthalten. Für einen optimalen Kontakt zwischen Elektroden und Nerv muss die Bohrung des zylinderförmigen Elements mit dem Durchmesser des zu messenden Nervenstrangs im Wesentlichen übereinstimmen. Ist der Durchmesser des Nervenstrangs größer als die Bohrung, kommt es zu einer unzulässigen Quetschung des Nerven und zur oben erwähnten Bildung fibrösen Gewebes. Darüberhinaus ist die Befestigung der Sensoranordnung mittels eines Fadens relativ aufwändig und unsicher.

Bei der Konstruktion einer Nervenelektrode gemäß der US 6,456,866 B1 kommt es ebenfalls zu einer unerwünschten Quetschung und Traumatisierung des Nervenstrangs. In der Klemme,

welche um den Nervenstrang angeordnet wird, ist eine Vielzahl an Elektroden angeordnet.

Die CA 2,376,169 A1 zeigt ein elektrisches Stimulationssystem und Verfahren zur Behandlung von Phantomschmerzen bei Amputierten, bei dem um die Nervenstränge Elektroden angeordnet sind, über die elektrische Signale abgegeben werden können. Eine Erfassung von Nervensignalen über implantierte Sensoranordnungen wird in diesem Dokument nicht geoffenbart.

Die DE 100 28 522 A1 zeigt eine Elektrode mit mehreren auf einem Träger aus flexiblem Material angeordneten Elektroden, der um den Nervenstrang herum gewickelt wird. Eine weitere Ausführungsform zeigt eine Elektrodenanordnung mit Öffnungen, durch welche die Nervenstränge hindurch geführt werden. Dazu ist allerdings eine Durchtrennung des Nervenstrangs notwendig.

Die DE 101 02 183 A1 beschreibt eine, mehrere Durchgangsöffnungen aufweisende sogenannte Siebelektrode zur Anbindung an einen Nervenstumpf.

Die WO 98/36793 A2 beschreibt einen sensomotorischen Encoder für Neuroprothesen, wobei Mikrokontakte zur Aufnahme der Nervensignale mit dem Nervengewebe verbunden werden.

Bei allen bekannten Verfahren zur Erfassung biologischer Nervensignale treten durch die Wechselwirkungen zwischen der Elektrode und dem Gewebe und durch Veränderungen des Gewebes aufgrund einer Traumatisierung des Nervenstrangs Probleme und schwankende Elektrodeneigenschaften auf. Darüberhinaus sind bekannte Anordnungen zur Erfassung von Nervensignalen häufig anfällig gegenüber anderen elektrischen Signalen, insbesondere externen Signalen wie z.B. elektrischen Impulsen von Defibrillatoren.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht daher in der Schaffung einer oben genannten implantierbaren Sensoranordnung, welche eine möglichst zuverlässige und selektive Erfassung des Nervensignals zulässt und auch nach längerer Implantation ausreichende Messsignale liefert. Die Sensoranordnung soll möglichst unabhängig von Signalen extrakorporaler Geräte, wie z.B.

Defibrillatoren, sein. Nachteile bekannter Sensoranordnungen sollen vermieden oder zumindest reduziert werden.

Gelöst wird die erfindungsgemäße Aufgabe durch eine oben genannte implantierbare Sensoranordnung, bei der die Sensoren von einer durchgehenden Umhüllung aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben sind, und dadurch die Sensoren vom Nervenstrang galvanisch isoliert sind. Durch die durchgehende isolierende Umhüllung können die vom Nervenstrang ausgehenden Aktionspotentiale kontaktlos über das elektrische oder magnetische Feld, welches das Nervensignal hervorruft, erfasst werden. Durch die galvanische Trennung vom Nervenstrang ist es auch leichter möglich, die Verstärker zur Verstärkung der Sensorsignale vor externen Impulsen, wie z.B. den Impulsen von Defibrillatoren, zu schützen. Durch die durchgehende Umhüllung der Sensoranordnung kommt es zu keinen Materialübergängen zwischen Nervengewebe und Elektrode und somit zu keinen schwankenden Elektrodeneigenschaften durch derartige Elektroden-Gewebswechselwirkungen. Aufgrund der Verwendung eines biokompatiblen Materials für die Umhüllung sind auch Abstoßungsreaktionen, die zu Veränderungen des Nervengewebes führen könnten, ausgeschlossen oder deutlich reduziert. Weiters werden die Komponenten durch die Umhüllung auch vor äußeren Einflüssen, die zu Korrosion führen können, geschützt.

Die durchgehende Umhüllung der Sensoranordnung wird vorzugsweise aus fluorierten Polymeren, insbesondere Polyterafluorethylen (PTFE, Teflon®), gebildet. Derartige Materialien weisen optimale Biokompatibilität auf.

Gemäß einem weiteren Merkmal der Erfindung ist vorgesehen, dass die Sensoren auf einer um den Nervenstrang anordenbaren Manschette angeordnet sind, welche Manschette an zumindest einer Umfangsstelle ein Verbindungselement aufweist. Durch das zumindest eine Verbindungselement an der Manschette kann diese geöffnet werden und ohne Durchtrennung des Nervenstrangs die Manschette um den Nervenstrang platziert werden. Im einfachsten Fall weist die Manschette an nur einer Stelle ein Verbindungselement und an der gegenüberliegenden Seite eine als Filmscharnier wirkende Materialverjüngung auf. Natürlich können aber auch

mehrere Verbindungselemente entlang des Umfangs der Manschette angeordnet sein und kann die Manschette beispielsweise aus mehreren Teilen bestehen. Wenn der Sensor nach der Amputation von Gliedmaßen eingesetzt wird, und dabei Nerven durchtrennt werden müssen, kann auch ein Sensor ohne ein solches Verbindungselement bzw. ohne einen solchen Verschlussmechanismus verwendet und der Sensor über den abgetrennten Nervenstrang geschoben werden. Die Anpassung an den Durchmesser des Nervenstrangs erfolgt in diesem Fall dadurch, dass Sensoranordnungen mit verschiedenem Durchmesser zur Verfügung stehen.

Um eine werkzeuglose Anordnung und Demontage der Manschette am bzw. vom Nervenstrang zu ermöglichen, ist das zumindest eine Verbindungselement vorzugsweise durch einen Schnappverschluss gebildet. Ein derartiger Schnappverschluss kann relativ leicht und kostengünstig hergestellt und einfach gehandhabt werden.

Wenn der Schnappverschluss zur Veränderung des Umfangs der Manschette in Abhängigkeit des Querschnitts des Nervenstrangs mehrere Verriegelungspositionen aufweist, kann eine optimale Anpassung der Manschette an den Durchmesser des jeweiligen Nervenstrangs erzielt werden, ohne den Nervenstrang in unzulässiger Weise zu beanspruchen bzw. zu traumatisieren.

Zur Erzielung möglichst selektiver Signale sind mindestens drei Sensoren vorgesehen, welche vorzugsweise in gleichen Winkelabständen voneinander um den Umfang des Nervenstrangs anordenbar sind. Insbesondere für die Steuerung von Prothesen mit vielen Freiheitsgraden sind zur Erzielung möglichst realistischer Bewegungsabläufe der Prothese besonders selektive Steuerungssignale erforderlich.

Dabei ist es von Vorteil, wenn eine Einrichtung zur Verarbeitung der erfassten Sensorsignale vorgesehen ist, welche Verarbeitungseinrichtung zur Ermittlung jener Region im Querschnitt des Nervenstrangs, von welcher das erfasste Nervensignal ausgeht, vorzugsweise durch ein inverses mathematisches Modell ausgebildet ist. Durch eine derartige Verarbeitungseinrichtung, welche beispielsweise durch einen miniaturisierbaren Mikroprozessor realisiert sein kann, ist es möglich, den Ursprung eines Akti-

onspotentials in einem Nervenstrang zu ermitteln und dieses einem Steuerbefehl zuzuordnen. Auf diese Weise kann eine selektive Steuerung einer Prothese erzielt werden.

Im Falle der Verwendung einer miniaturisierten Verarbeitungseinrichtung ist diese vorzugsweise implantierbar ausgebildet und Teil der implantierbaren Sensoranordnung. Natürlich ist es auch möglich, die einzelnen Sensorsignale unverarbeitet oder nur vorverarbeitet nach außen zu einem entsprechenden Empfänger zu senden und einer externen Verarbeitungseinrichtung zuzuführen. In diesem Fall kann die Verarbeitungseinrichtung auch durch einen Rechner bzw. Personalcomputer gebildet sein.

Zur Vermeidung des mit einem operativen Eingriff verbundenen Wechsels einer Batterie zum Betrieb der implantierbaren Sensoranordnung kann die Energieversorgung eine Induktionsspule zur induktiven Energieeinkopplung aufweisen. Die zum Betrieb der implantierbaren Sensoranordnung notwendige elektrische Energie wird somit von außen über die Haut induktiv eingekoppelt.

Im Falle der Erfassung der Nervensignale über das vom Nervenstrang ausgehende magnetische Feld sind die Sensoren vorzugsweise durch Magnetfeldsensoren gebildet. Derartige Magnetfeldsensoren können bereits relativ klein hergestellt werden, wodurch trotz geringer Größe der gesamten Sensoranordnung eine große Anzahl von Magnetfeldsensoren kreisförmig um den Nervenstrang platziert werden können.

Um Störungen der Messung durch externe Magnetfelder zu verhindern oder zu vermindern, ist um die Magnetfeldsensoren vorzugsweise eine Abschirmung angeordnet. Die Abschirmung kann beispielsweise durch eine Abschirmfolie aus einem Material mit hoher relativer magnetischer Permeabilität oder auch eine aktive magnetische Abschirmung realisiert sein.

Die Magnetfeldsensoren können durch Feldspulen, Magnetwiderstände oder sogenannte Fluxgate-Sensoren gebildet sein. Bei den Magnetwiderständen unterscheidet man GMR (giant magneto resistance)- und TMR (tunneling magneto resistance)-Sensoren. Diese Sensoren können besonders klein hergestellt werden. Auch

die Fluxgate-Sensoren können in Dickschichttechnik im Druckverfahren besonders klein hergestellt werden.

Im Falle einer kapazitiven Messung sind die Sensoren durch kapazitive Feldsensoren gebildet und ist zumindest eine um die Feldsensoren angeordnete Gegenelektrode vorgesehen. Die kapazitiven Feldsensoren messen das vom Aktionspotential des Nervenstrangs ausgehende elektrische Feld. Theoretisch sind auch Kombinationen induktiver und kapazitiver Messungen und somit Kombinationen von Magnetfeldsensoren und kapazitiven Feldsensoren denkbar.

Im Falle der kapazitiven Messung ist es zur Abschirmung elektrischer Störfelder von außen von Vorteil, wenn um die Feldsensoren und die zumindest einen Gegenelektrode eine Abschirmung angeordnet ist. Die Abschirmung kann durch ein Abschirmblech aus einem Material mit hoher elektrischer Leitfähigkeit oder auch durch eine aktive elektrische Abschirmung realisiert werden.

Die Feldsensoren im Falle einer kapazitiven Messung können durch Feldeffekttransistoren relativ einfach und kostengünstig realisiert sein.

Die Sensoren der implantierbaren Sensoranordnung können mit Vorverstärkern verbunden sein, welche mit dem zumindest einen Verstärker verbunden sind. Dadurch wird eine Reduktion des Signal/Rausch-Verhältnisses bei den relativ geringen Signalpegeln bewirkt.

Der zumindest eine Verstärker kann in geeigneter Weise durch einen Ladungsverstärker oder durch einen Stromspannungswandler gebildet sein.

Zur Reduktion von Fehlern während der Übertragung der Sensorsignale vom Sender zu einem Empfänger, beispielsweise in einer Prothese, kann vor dem Sender der implantierbaren Sensoranordnung ein Analog-/Digital-Wandler angeordnet sein. Durch die Digitalisierung des Signals werden Übertragungsstörungen weitgehend reduziert.

Die vorliegende Erfindung wird anhand der beigefügten Zeichnun-

gen näher erläutert.

Darin zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer implantierbaren Sensoranordnung gemäß der vorliegenden Erfindung bei der Anwendung zur Steuerung einer Exoprothese;

Fig. 2 ein weiteres Prinzipschaltbild einer implantierbaren Sensoranordnung;

Fig. 3 eine Ausführungsvariante einer kapazitiven Sensoranordnung mit Vorverstärkern;

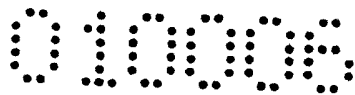
Fig. 4 eine Ausführungsform einer die Sensoren enthaltenden Manschette mit einem Schnappverschluss; und

Fig. 5 eine weitere Ausführungsform einer Manschette mit zwei Schnappverschlüssen.

Fig. 1 zeigt ein Blockschaltbild einer implantierbaren Sensoranordnung 1 mit mehreren um den Querschnitt eines Nervenstrangs 2 angeordneten Sensoren 3. In einem Verstärker 4 werden die von den Sensoren 3 aufgenommenen Signale verstärkt und einem Sender 5 zugeführt. Eine Energieversorgung 6 versorgt die Komponenten der implantierbaren Sensoranordnung 1 mit der notwendigen elektrischen Energie. Zur Vermeidung von Batterien, die eine limitierte Lebensdauer aufweisen, wird die notwendige elektrische Energie vorzugsweise von außen induktiv eingekoppelt. Die vom Sender 5 übertragenen Sensorsignale werden über die Haut H zu einem Empfänger 7 übertragen, der die empfangenen Signale allenfalls nach entsprechender Verarbeitung an eine Prothese 8 weiterleitet. Auf diese Weise können die vom Nervenstrang 2 gebildeten Aktionspotentiale zur Steuerung der Prothese 8 herangezogen werden. Erfindungsgemäß sind die Sensoren 3 von einer durchgehenden Umhüllung 9 aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben. Dadurch sind die Sensoren 3 vom Nervenstrang 2 galvanisch isoliert. Die Sensoren 3 können zur Messung des vom Aktionspotential des Nervenstrangs 2 ausgehenden magnetischen und/oder elektrischen Feldes ausgebildet sein. Zusätz-

lich kann in der implantierbaren Sensoranordnung 1 eine Einrichtung 10 zur Verarbeitung der erfassten Sensorsignale vorgesehen sein. Mit dieser Verarbeitungseinrichtung 10 kann aus der Vielzahl von Sensorsignalen die Region im Querschnitt des Nervenstrangs 2 ermittelt werden, von welcher das erfasste Nervensignal ausgeht. Diese Ermittlung geschieht vorzugsweise durch ein inverses mathematisches Modell. Durch die Differenzierung des ermittelten Nervensignals nach seinem Entstehungsort kann eine selektive Steuerung einer Prothese 8 mit einer Vielzahl an Freiheitsgraden erzielt werden und die mit der Prothese 8 durchgeführten Bewegungsabläufe einer natürlichen Bewegung besser nachgebildet werden. Die durchgehende Umhüllung 9 der Sensoren 3 besteht vorzugsweise aus fluorierten Polymeren, insbesondere aus Polyterafluorethylen (PTFE, Teflon®). Je größer die Anzahl der Sensoren 3, welche um den Nervenstrang 2 platziert sind, ist, desto besser kann die Region im Querschnitt des Nervenstrangs 2, von der das Aktionspotential ausgeht, ermittelt werden. Natürlich begrenzt die Größe der Sensoren 3 die Anzahl derselben.

Fig. 2 zeigt eine implantierbare Sensoranordnung 1, wobei eine Vielzahl an Sensoren 3 vorzugsweise in regelmäßigen Winkelabständen um den Querschnitt eines Nervenstrangs 2 angeordnet sind. Im dargestellten Beispiel sind die Sensoren 3 durch Feldsensoren zur Messung des elektrischen Feldes 19 auf kapazitivem Wege ausgebildet. Um die als Feldsensoren ausgebildeten Sensoren 3 ist eine Gegenelektrode 11 angeordnet, die gleichzeitig als Abschirmung 12 für von außen eingebrachte elektrische Felder dienen kann. Über entsprechende Verbindungsleitungen 13 werden die Sensoren 3 und die Gegenelektrode 11 mit dem Verstärker 4 und in der Folge mit dem Sender 5 der Energieversorgung 6 und allenfalls der Verarbeitungseinrichtung 10 verbunden (nicht dargestellt). Die Sensoren 3 und die Gegenelektrode 11, sowie vorzugsweise auch die Verbindungsleitungen 13, werden von einer durchgehenden Umhüllung 9 aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben. Aus der Vielzahl an Sensorsignalen der Sensoren 3 gegenüber der Gegenelektrode 11 kann durch ein inverses mathematisches Modell in der Verarbeitungseinrichtung 10 auf die Region 14 im Querschnitt des Nervenstrangs 2 rückgeschlossen werden, in der das Aktionspotential entstanden ist. Auf diese



- 10 -

Weise ist eine selektivere Auswertung der Nervensignale möglich.

Fig. 3 zeigt eine weitere Ausführungsform einer nach kapazitivem Prinzip arbeitenden implantierbaren Sensoranordnung 1, wobei zwischen den Elektroden 3 und der Gegenelektrode 11 Vorverstärker 15 angeordnet sind. Dadurch können die vorverstärkten Sensorsignale über die entsprechenden Verbindungsleitungen 13 mit dem Verstärker 4 (nicht dargestellt) verbunden werden.

Fig. 4 zeigt eine implantierbare Sensoranordnung 1, wobei die Sensoren 3 in einer Manschette 16 angeordnet sind. Die Manschette 16 kann gleichzeitig die Umhüllung 9 bilden und dementsprechend aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material, beispielsweise Teflon®, bestehen. Zur einfachen Anordnung der Manschette 16 um den Nervenstrang 2 weist dieses ein Verbindungselement 17 auf, wo die Manschette 16 geöffnet werden kann und nach dem Anordnen über dem Nervenstrang 2 geschlossen werden kann. Für ein einfaches Öffnen und Schließen des Verbindungselements 17 ist dieses vorzugsweise als Schnappverschluss 18 ausgebildet. Die dem Verbindungselement 17 bzw. dem Schnappverschluss 18 gegenüberliegende Seite der Manschette 16 kann als Filmscharnier ausgebildet sein, um ein Öffnen der Manschette 16 zu erleichtern.

Fig. 5 zeigt eine alternative Ausführungsform einer implantierbaren Sensoranordnung 1 mit einer Manschette 16, welche zwei Verbindungselemente 17 aufweist und somit aus zwei getrennten Teilen besteht. Dementsprechend sind zwei Zuleitungen 13 zur Verbindung der Sensoren 3 mit dem Verstärker 4 (nicht dargestellt) erforderlich. Die Verbindungselemente 17 können wieder durch entsprechende Schnappverschlüsse 18 ausgebildet sein. Für die optimale Anordnung der Manschette 16 über dem Nervenstrang 2 können unterschiedlich große Manschetten 16 hergestellt werden oder das Verbindungselement 17 bzw. der Schnappverschluss 18 mehrere Verriegelungspositionen aufweisen, sodass die Manschette 16 mehrere Durchmesser für Nervenstränge 2 mit unterschiedlichem Durchmesser einnehmen kann (nicht dargestellt).

Die vorliegende implantierbare Sensoranordnung zeichnet sich durch die galvanische Trennung der Sensoren vom Nervenstrang und

die dadurch verbundenen Vorteile besonders aus. Durch die optimale Messung der vom Nervenstrang ausgehenden Nervensignale kann insbesondere eine selektive Steuerung von Exoprothesen bei Amputierten vorgenommen werden.

Patentansprüche:

1. Implantierbare Sensoranordnung (1) zur Erfassung biologischer Nervensignale eines Nervenstrangs (2), mit mehreren um den Nervenstrang (2) anordenbaren Sensoren (3), zumindest einem mit den Sensoren (3) verbundenen Verstärker (4) zur Verstärkung der Sensorsignale, einem Sender (5) zur Übertragung der verstärkten Sensorsignale, und einer Energieversorgung (6), dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (3) von einer durchgehenden Umhüllung (9) aus elektrisch isolierendem, biokompatiblen Material umgeben sind, und dadurch die Sensoren (3) vom Nervenstrang (2) galvanisch isoliert sind.
2. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Umhüllung (9) aus fluorierten Polymeren, insbesondere Polyterafluorethylen, gebildet ist.
3. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (3) auf einer um dem Nervenstrang (2) anordenbaren Manschette (16) angeordnet sind, welche Manschette (16) an zumindest einer Umfangsstelle ein Verbindungselement (17) aufweist.
4. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das zumindest eine Verbindungselement (17) durch einen Schnappverschluss (18) gebildet ist.
5. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Schnappverschluss (18) zur Veränderung des Umfangs der Manschette (16) in Abhängigkeit des Querschnitts des Nervenstrangs (2) mehrere Verriegelungspositionen aufweist.
6. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens drei Sensoren (3) vorgesehen sind, welche vorzugsweise in gleichen Winkelabständen voneinander um den Umfang des Nervenstrangs (2) anordenbar sind.
7. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass eine Einrichtung (10) zur Verarbeitung der erfassten Sensorsignale vorgesehen ist, welche

Verarbeitungseinrichtung (10) zur Ermittlung jener Region (14) im Querschnitt des Nervenstrangs, von welcher das erfasste Nervensignal ausgeht, vorzugsweise durch ein inverses mathematisches Modell ausgebildet ist.

8. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinrichtung (10) implantierbar ausgebildet ist.

9. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Energieversorgung (6) eine Induktionsspule zur induktiven Energieeinkopplung aufweist.

10. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (3) durch Magnetfeldsensoren gebildet sind.

11. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass um die Magnetfeldsensoren eine Abschirmung (12) angeordnet ist.

12. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetfeldsensoren durch Feldspulen gebildet sind.

13. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetfeldsensoren durch Magnetwiderstände gebildet sind.

14. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetfeldsensoren durch Fluxgate-Sensoren gebildet sind.

15. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (3) durch kapazitive Feldsensoren gebildet sind, und weiters zumindest eine um die Feldsensoren angeordnete Gegenelektrode (11) vorgesehen ist.

16. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 15, dadurch



gekennzeichnet, dass um die Feldsensoren und die zumindest eine Gegenelektrode (11) eine Abschirmung (12) angeordnet ist.

17. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldsensoren durch Feldeffekttransistoren gebildet sind.

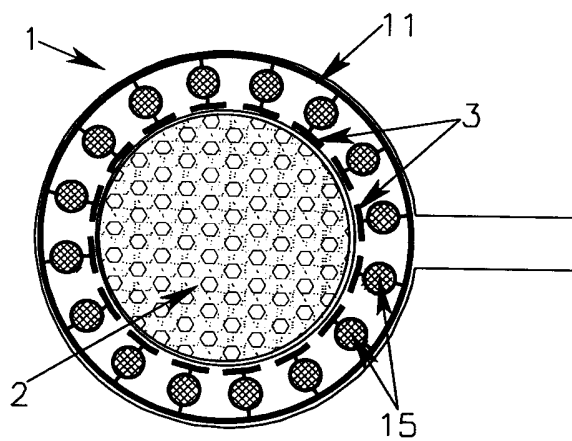
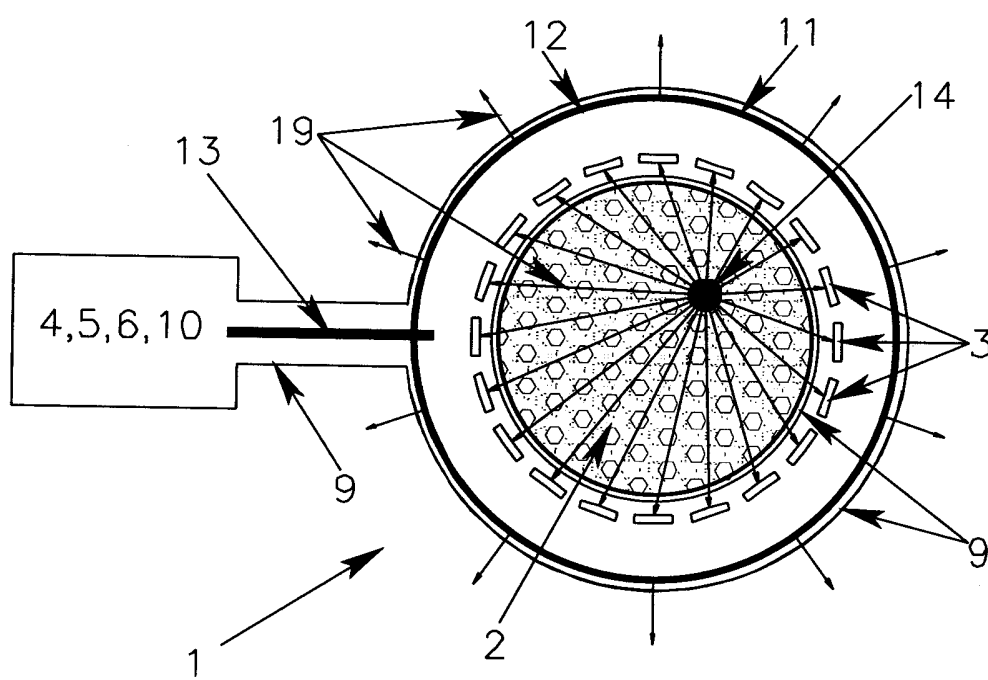
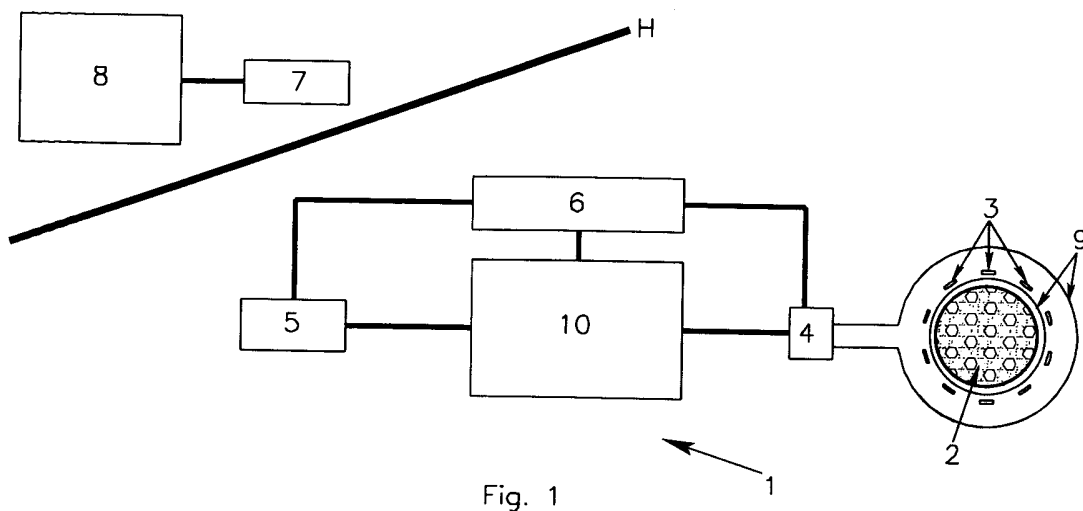
18. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensoren (3) mit einem Vorverstärker (15) verbunden sind, welche Vorverstärker (15) mit dem zumindest einen Verstärker (4) verbunden sind.

19. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Verstärker (4) durch einen Ladungsverstärker gebildet ist.

20. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass der zumindest eine Verstärker (4) durch einen Strom-/Spannungswandler gebildet ist.

21. Implantierbare Sensoranordnung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Sender (5) ein Analog-/Digital-Wandler angeordnet ist.

010008



010006

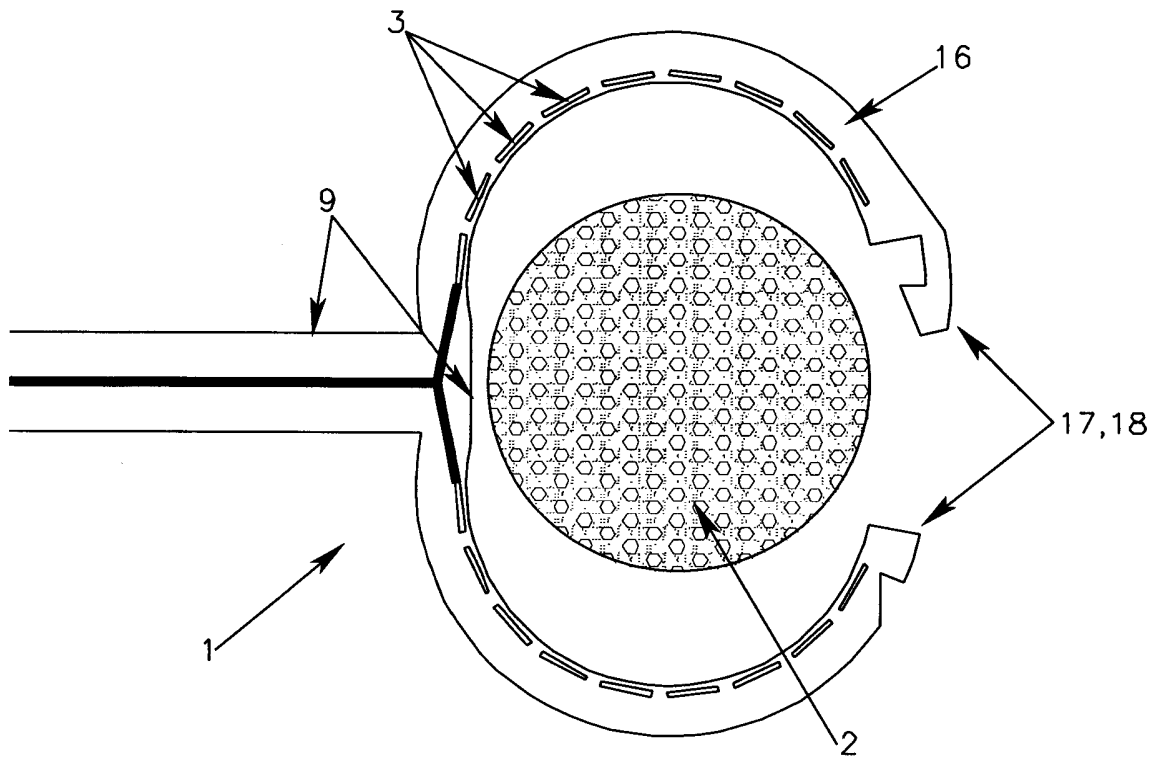


Fig. 4

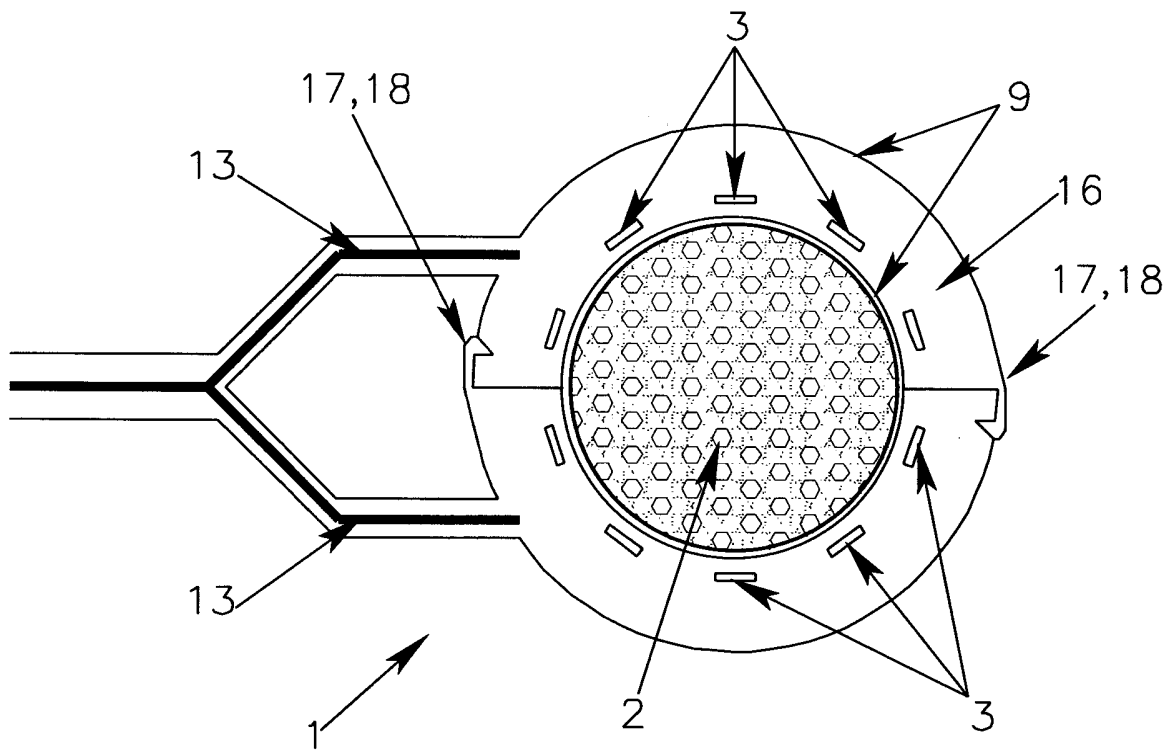


Fig. 5