



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 32 713 T2** 2006.07.27

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 011 792 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61N 1/36** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 32 713.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/03687**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 908 716.8**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1998/037926**

(86) PCT-Anmeldetag: **25.02.1998**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **03.09.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **28.06.2000**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **07.12.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **27.07.2006**

(30) Unionspriorität:
39164 P 26.02.1997 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT

(73) Patentinhaber:
**Alfred E. Mann Foundation for Scientific
Research, Santa Clarita, Calif., US**

(72) Erfinder:
**SCHULMAN, H., Joseph, Santa Clarita, US; DELL,
Dan, Robert, Canyon Country, US; GORD, C.,
John, Venice, US**

(74) Vertreter:
LEINWEBER & ZIMMERMANN, 80331 München

(54) Bezeichnung: **BATTERIE-BETRIEBSGERÄT ZUR IMPLANTATION IN EINEM PATIENTEN**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft Vorrichtungen, die zur Implantation unter die Haut eines Patienten konfiguriert sind, und genauer gesagt Vorrichtungen, die eine Batterie zur Speisung von Schaltungsanordnungen für verschiedene Zwecke umfasst, einschließlich Gewebe, z.B. Nerven oder Muskeln, Stimulation und/oder Parameterüberwachung und/oder Datenübertragung.

[0002] Implantierbare Vorrichtungen zur Gewebestimulation (z.B. Mikrostimulatoren) sind auf dem Gebiet der Erfindung bekannt. Siehe z.B. die US-Patente Nr. 5.193.539; 5.193.540; 5.312.439; 5.324.316; 5.358.514; 5.405.367 und 5.571.148.

[0003] Solche bekannten Mikrostimulatoren sind durch ein abgedichtetes Gehäuse gekennzeichnet, die eine elektronische Schaltungsanordnung zur Erzeugung von schwachem elektrischem Strom zwischen beabstandeten Elektroden enthalten. Indem die Mikrostimulatoren exakt nahe dem Zielgewebe implantiert werden, stimuliert der Strom die Nerven, um so medizinisch vorteilhafte Ergebnisse zu erzeugen.

[0004] Typischerweise beziehen solche Mikrostimulatoren nach dem Stand der Technik die Betriebsspannung von einer inneren Spule, die induktiv mit einem externen Wechselstrom-Magnetfeld gekoppelt ist, das beispielsweise durch eine nahe dem Mikrostimulator befestigten Treiberspule erzeugt wird. Eine Wechselspannung, die in der inneren Spule erzeugt wird, wird gleichgerichtet und gefiltert, um eine Gleichstrombetriebsspannung zu erzeugen, die verwendet wird, um die elektrische Schaltungsanordnung zu speisen. Solch eine Anordnung erfordert, dass sich der Benutzer ständig nahe der Treiberspule aufhält, um die Gewebestimulation aufrecht zu erhalten.

[0005] Eine Vorrichtung gemäß dem Oberbegriff aus Anspruch 1 ist aus dem US-Patent Nr. 5.324.316 bekannt.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0006] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung, die zur Implantation unter die Haut eines Patienten zum Zweck der Gewebe-, z.B. Nerven- oder Muskel-, Stimulation und/oder Parameterüberwachung und/oder Datenübertragung konfiguriert ist. Vorrichtungen gemäß der vorliegenden Erfindung bestehen aus einem abgedichteten Gehäuse, vorzugsweise mit einer Achsenlänge von weniger als 60 mm und einer Seitenlänge von weniger als 6 mm, das eine unabhängige Energiequelle enthält, die zur Bereitstellung von zumindest 1 Mikrowattstunde für eine energieverbrauchende Schaltungsanordnung in der Lage ist, um einen Ein-/Ausgangswandler zu betätigen. Auf die Schaltungsanordnung in den einzelnen Vorrichtungen kann vorzugsweise fernzugriffen werden, und sie umfasst einen Datensignalempfänger und eine Steuereinrichtung für die Vorrichtung.

[0007] Je nach gewünschter Anwendung der Vorrichtung kann die energieverbrauchende Schaltungsanordnung so konstruiert sein, dass sie einen starken Laststrom für einen relativ kurzen Zeitabschnitt, z.B. zur Blasenstimulation, oder einen schwachen Laststrom für einen viel längeren Zeitabschnitt oder kontinuierlich, z.B. zur Stimulation von Knochenwachstum, erfordert. In Übereinstimmung mit der Erfindung weist eine Energiequelle gemäß der Erfindung eine Energiekapazität von zumindest 1 Mikrowattstunde auf, was bei einer typischen Anwendung ausreicht, um die Schaltungsanordnung über eine Stunde lang zu versorgen, sodass der Benutzer nicht ständig an einen externen Feldgenerator angeschlossen sein muss.

[0008] Gemäß einem bedeutenden Aspekt der Erfindung umfasst die Energiequelle eine Batterie aus einem Paar leitfähiger Platten mit einem dazwischen angeordneten Elektrolyten. Die Batterie ist vorzugsweise physikalisch so aufgebaut, dass die Entstehung von Wirbelströmen minimiert wird.

[0009] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung wird eine Ladeschaltung bereitgestellt, um die Batterie wiederaufzuladen. Die Ladeschaltung ist in der Lage, als Reaktion auf ein extern erzeugtes Wechselstrom-Magnetfeld einen Ladestrom zu erzeugen.

[0010] In einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird eine externe Ladevorrichtung verwendet, um periodisch ein Wechselstrom-Magnetfeld zu erzeugen und der oben genannten Ladeschaltung Energie zuzuführen, und eine bevorzugte Ausführungsform umfasst Mittel zur Erzeugung eines Datensignals, das den Status der Batterie wiedergibt, für die externe Ladevorrichtung.

[0011] Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung wird in jeder implantierbaren Vorrichtung, die in einem System verwendet wird, eine Identifikationsadresse gespeichert, sodass die einzelnen Vorrichtungen adressiert werden können. D.h. der Datensignalempfänger in jeder Vorrichtung reagiert auf ein Datensignal, das die von dieser Vorrichtung gespeicherte Adresse identifiziert, um den Ein-/Ausgangswandler der Vorrichtung zu betätigen.

[0012] Der Ein-/Ausgangswandler gemäß der Erfindung umfasst vorzugsweise zumindest eine Elektrode. Wenn er zur Nervenstimulation verwendet wird, führt die Steuereinrichtung der Elektrode eine Sequenz an Ansteuerimpulsen zu, um benachbarte Nerven zu stimulieren. Wenn er zur Parameterüberwachung verwendet wird, wird die Elektrode verwendet, um ein elektrisches Signal zu überwachen, das bestimmte Körperzustände anzeigt.

[0013] Gemäß einem bedeutenden Merkmal bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung kann jede implantierbare Vorrichtung individuell adressiert und programmiert werden, um selektiv in einem oder mehreren der folgenden Modi zu laufen: (1) Stimulation, (2) Überwachung und/oder (3) Übertragung.

[0014] Die neuen Merkmale der Erfindung sind in den beiliegenden Ansprüchen im Einzelnen ausgeführt. Die nachfolgende Beschreibung und die beiliegenden Abbildungen dienen dem besseren Verständnis der Erfindung.

KURZE BESCHREIBUNG DER ABBILDUNGEN

[0015] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockdiagramm eines Mikrostimulators nach dem Stand der Technik;

[0016] [Fig. 2](#) zeigt ein Blockdiagramm der Vorrichtung der vorliegenden Erfindung mit einer Batterie zur Speisung der Vorrichtung über einen Zeitraum von mehr als einer Stunde als Antwort auf einen Befehl von einer externen Steuereinrichtung;

[0017] [Fig. 3A](#) ist ein vereinfachtes funktionelles Blockdiagramm der Verwendung der implantierten Vorrichtungen der vorliegenden Erfindung (Mikrostimulatoren, Mikrosensoren und Mikrotransponder) in einer Umgebung, in der sie von Vorrichtungen außerhalb des Körpers des Patienten wiederaufgeladen und gesteuert werden;

[0018] [Fig. 3B](#) ist ein vereinfachtes Zeitdiagramm, das periodische Unterbrechungen bei der Erzeugung des Lademagnetfelds zeigt, um den Batteriestatus der implantierten Vorrichtungen selektiv abzufragen;

[0019] [Fig. 4](#) ist ein vereinfachtes Diagramm, welches das Grundformat von Datennachrichten zur Anweisung/Abfrage der implantierten Mikrostimulatoren, Mikrosensoren und Mikrotransponder der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0020] [Fig. 5A](#) ist eine Seitenansicht einer batteriebetriebenen implantierten Vorrichtung, z.B. eines Mikrostimulators, gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0021] [Fig. 5B](#) ist eine Seitenansicht einer weiteren implantierbaren batteriebetriebenen Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung, die einen internen Kopplungskondensator aufweist;

[0022] [Fig. 5C](#) und [Fig. 5D](#) zeigen zwei Schnittansichten der derzeit bevorzugten Ausführungsform einer implantierbaren Vorrichtung, die in einem Keramikgehäuse untergebracht ist;

[0023] [Fig. 6A](#) und [Fig. 6B](#) zeigen eine Parallel- bzw. Serienschaltung der Elektroden, die in einer Batterie einer bevorzugten implantierbaren Vorrichtung verwendet werden;

[0024] [Fig. 7A](#) zeigt die allgemeine zylindrische Form der Batterie, die in der bevorzugten implantierbaren Vorrichtung der vorliegenden Erfindung verwendet wird;

[0025] [Fig. 7B](#) zeigt das Basiselektrodenpaar, das in der Batterie der implantierbaren Vorrichtung der vorliegenden Erfindung verwendet wird.

[0026] [Fig. 8A-Fig. 8G](#) zeigen verschiedene Konfigurationen von Elektrodenwicklungen, -stapelungen, -verschachtelungen oder anderen Positionierungen des Basiselektrodenpaars, das in einer Batterie der vorliegenden

den Erfindung mit zylindrischer Form verwendet werden kann;

[0027] [Fig. 9A](#) und [Fig. 9B](#) zeigen eine Art, wie das Basiselektrodenpaar für die Verwendung in einer Serienelektroden-Batteriekonfiguration des in [Fig. 8C](#) dargestellten Typs gestanzte, gefaltet und verschachtelt werden kann; und

[0028] [Fig. 10](#) zeigt ein Beispiel für eine Wellenform für Ansteuerimpulse, die durch einen bevorzugten Mikrostimulator erzeugt werden, wobei der Ansteuerimpuls mit geringem Tastverhältnis dargestellt ist.

BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0029] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung, die zur Implantation unter die Haut eines Patienten zum Zweck der Gewebe-, z.B. Nerven- oder Muskel-, Stimulation und/oder Parameterüberwachung und/oder Datenübertragung konfiguriert ist. Vorrichtungen gemäß der vorliegenden Erfindung bestehen aus einem abgedichteten Gehäuse mit einer Achsenlänge von weniger als 60 mm und einer Seitenlänge von weniger als 6 mm, das eine Spannungsquelle und eine energieverbrauchende Schaltungsanordnung mit einer Steuereinrichtung, ein Adressenspeichermittel, einen Datensignalempfänger und einen Ein-/Ausgangswandler enthält. Wenn sie als Stimulator verwendet wird, ist solch eine Vorrichtung für viele verschiedene Anwendungen zur Stimulation von Nerven und den dazugehörigen Nervenbahnen nützlich, z.B. um Schmerzen zu verringern oder zu lindern, spezifische Muskel oder Organe zu stimulieren, eine Körperfunktion besser auszuführen (z.B. um schwache oder untrainierte Muskel zu trainieren oder Blaseninkontinenz zu kontrollieren) und dergleichen. Vorzugsweise sind Mikrostimulatoren der vorliegenden Erfindung zu Kontrollzwecken individuell über magnetische, HF- oder Ultraschallsignale adressierbar.

[0030] [Fig. 1](#) zeigt ein Beispiel für einen implantierbaren Stimulator **10** nach dem Stand der Technik (wie in [Fig. 1](#) des oben genannten US-Patents Nr. 5.312.439 dargestellt), der unter der Haut **12** eines Patienten implantiert ist und Energie von einer externen Energiequelle **14** bezieht, und zwar über ein magnetisches Wechselfeld, das von einer extern angebrachten Spule **18** erzeugt wird, die von einem Sender **20** gespeist wird. Innerhalb des Stimulators **10** erzeugt das Magnetfeld einen Wechselstrom in einer Spule **22**, die von einem Gleichrichter **24** gleichgerichtet und in einem Kondensator **26**, der mit einem Regler **28** verbunden ist, gespeichert wird, um eine Spannung zu erzeugen, die seine Logikschaltung **30** antreibt. Die Logikschaltung **30** wird dann verwendet, um einen Stimulationsstrom zwischen Elektroden **32** und **34** zu erzeugen. Da die Versorgung der Steuerlogikschaltung **30** mit Betriebsspannung von der Energie abhängt, die im Kondensator **26** gespeichert ist, hört diese typischerweise kurz nachdem die externe Energiequelle **14** entfernt wird zu funktionieren auf, wenn nämlich die im Kondensator **26** gespeicherte Ladung aufgebraucht ist. Folglich ist, wenn solch ein Stimulator **10** für eine Anwendung verwendet wird, die eine kontinuierliche Stimulation erfordert, z.B. zum Blockieren von Schmerz in einer Nervenbahn, die ständige Gegenwart und Aktivierung der externen Energiequelle **14** erforderlich. Solch eine ständige Gegenwart kann zwar durch die Verwendung einer tragbaren Energiequelle erreicht werden, ihre physikalische Gegenwart kann aber als Beeinträchtigung der Lebensqualität betrachtet werden.

[0031] Im Gegensatz dazu zeigt [Fig. 2](#) ein Blockdiagramm einer elektrisch betriebenen implantierbaren Vorrichtung **100** der vorliegenden Erfindung (konfiguriert als Mikrostimulator), die Gewebe (z.B. eine Nervenbahn oder einen Nerv) über einen längeren Zeitraum, z.B. über eine Stunde lang, stimulieren kann, ohne dass der kontinuierliche Einsatz einer externen Energiequelle erforderlich wäre. Folglich kann in einer als Beispiel angeführten Anwendung der bevorzugte Mikrostimulator **100** verwendet werden, um Schmerz in einem ausgewählten Nerv über einen längeren Zeitraum, noch lange nachdem die externe Energiequelle entfernt wurde, zu blockieren. Der Mikrostimulator **100** der vorliegenden Erfindung umfasst ein abgedichtetes Gehäuse **206** (siehe [Fig. 5](#)), das die Spannungsquelle **102**, z.B. eine wiederaufladbare Batterie **104**, und eine energieverbrauchende Schaltungsanordnung enthält, die (1) eine Steuerschaltungsanordnung **106**, die von der Spannungsquelle **102** betrieben wird und eine Adressspeicherschaltungsanordnung **108** mit einer darin gespeicherten Identifikationsadresse (ID) umfasst, (2) eine Stimulationsschaltungsanordnung **110**, die von der Spannungsquelle **102** betrieben und von der Steuerschaltungsanordnung **106** geregelt wird, um eine oder mehrere Elektroden (d.h. Wandler) **112** mit Ansteuerimpulsen zu versorgen, und (3) Empfängermittel **114** zur Bereitstellung von Befehlen und Adressenidentifikationsinformationen für die Steuerschaltungsanordnung **106** umfasst.

[0032] In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst die Spannungsquelle **102** eine wiederaufladbare Batterie **104**, die zusammen mit einer Ladeschaltung verwendet wird, um ausreichend Energie für eine längere Aktivierung der Steuerschaltungsanordnung **106** und der Stimulationsschaltungsanordnung **110** bereitzustellen. Alternativ dazu können andere Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung aber auch eine Primärbat-

terie anstelle der wiederaufladbaren Batterie **104** aufweisen, beispielsweise bei Anwendungen, bei denen die Behandlung relativ kurz ist und die Energieanforderungen deshalb durch die Energiekapazität der Primärbatterie abgedeckt werden.

[0033] Während des Betriebs empfängt die Spule **116** Energie in Form eines magnetischen Wechselfeldes, das von einer externen Energiequelle **118** (siehe [Fig. 3A](#)) erzeugt wird, und versorgt responsiv einen Gleichrichter **120** mit Wechselstrom, der als gleichgerichteter Gleichstrom zu einer Ladeschaltung **122** weitergeleitet wird. Die Ladeschaltung **122** überwacht dann die Spannung V an der Batterie **104** und lädt sie in Übereinstimmung mit ihren bevorzugten Merkmalen (Stromstärke und Spannung) auf. Wie weiter unten erläutert kommuniziert die Ladeschaltung **122** vorzugsweise über einen Weg **124** mit der Steuerschaltungsanordnung **106**, die wiederum mittels eines magnetischen, Ultraschall- oder HF-Signals periodisch mit der externen Energiequelle **118** kommuniziert.

[0034] In einer typischen Anwendung (siehe [Fig. 3A](#)) wird eine Vielzahl solcher Vorrichtungen **100**, z.B. Mikrostimulatoren, unter der Haut **12** eines Patienten implantiert und gleichzeitig einem magnetischen Wechselfeld **154** von der externen Energiequelle **118** ausgesetzt. Demgemäß verstimmt, sobald die Ladeschaltung **122** bestimmt hat, dass die Batterie **104** ausreichend geladen wurde, die Ladeschaltung **122** die Spule **116**, z.B. durch Nebenschließen des Mittelabgriffs **126** (oder Hinzufügen eines Kondensators an der Spule), und minimiert so jegliche Wärmeenergie im Ladekreis **122** oder in der Batterie **104** aufgrund von Überladung. So kann die externe Energiequelle **118** weiterhin über ein magnetisches Wechselfeld beliebig lange Ladeenergie bereitstellen. In einer bevorzugten Ausführungsform fragt die externe Energiequelle jedoch periodisch Statusinformationen von den implantierten Vorrichtungen ab und fährt fort, Ladeenergie bereitzustellen, bis sie von jeder der implantierten Vorrichtungen **100** die Statusinformation erhält, dass ihre Batterie **104** geladen ist.

[0035] Sowohl die Steuerschaltungsanordnung **106** (über den Spannungseingangsanschluss **127a**) als auch die Stimulationsschaltungsanordnung **110** (über den Spannungseingangsanschluss **127b**) erhalten Spannung vom Spannungsausgangsanschluss **128** der Batterie **104**. Die Verlustleistung der Schaltungsanordnung innerhalb der implantierten Vorrichtung **100** wird durch die Verwendung von CMOS oder einer anderen Logikschaltung mit geringer Leistung minimiert. Demgemäß wird die erforderliche Kapazität der Batterie **104** minimiert.

[0036] Die Steuerschaltungsanordnung **106** steuert den Betrieb der Stimulationsschaltungsanordnung **110** mithilfe einer Steuereinrichtung **130** (vorzugsweise ein Gerät oder Mikroprozessor nach dem Stand der Technik) in Übereinstimmung mit Konfigurationsdaten in einem Konfigurationsdatenspeicher **132**, der an die Steuereinrichtung **130** gekoppelt ist. Die Konfigurationsdaten spezifizieren verschiedene programmierbare Parameter (weiter unten beschrieben), welche die Merkmale der Ansteuerimpulse beeinflussen, die von der Stimulationsschaltungsanordnung **110** erzeugt und von der Steuereinrichtung **130** gesteuert werden. Vorzugsweise kann jede implantierte Vorrichtung **100**, z.B. Mikrostimulator, durch Kommunikationen mit einer oder mehreren externen Vorrichtungen betätigt (ein-/ausgeschaltet) oder in ihren Merkmalen verändert werden. Demgemäß nutzt jede implantierte Vorrichtung **100** ihren Adressenspeicher **108**, z.B. ein EEPROM, PROM oder eine andere nichtflüchtige Speichervorrichtung, die bei der Herstellung programmiert wird, dazu, sich selbst zu identifizieren (beispielsweise unter Verwendung eines ID-Codes, der in 8 oder mehr Bits gespeichert ist). Alternativ dazu kann der Adressenspeicher **108** auch aus einem Teil einer integrierten Schaltung, die maskenprogrammiert ist, um die gesamte oder einen Teil der ID zu bilden, und/oder der Verwendung eines Lasertrimmverfahrens, um die gesamte oder den restlichen Teil der ID bereitzustellen, bestehen. In einer weiteren alternativen Ausführungsform kann die ID durch eine Auswahl von Brücken gekennzeichnet sein, z.B. Drahtverbindungen, die einzeln oder in Kombination mit einem Lasertrimmvorgang verwendet werden. Während des Betriebs überträgt eine externe Vorrichtung (z.B. eine Ladevorrichtung **118**) ein moduliertes magnetisches, Ultraschall- oder HF-Befehlssignal, das Befehlsinformationen enthält, die ein Adressfeld umfassen. Wenn die implantierte Vorrichtung **100** dieses Befehlssignal empfängt und demoduliert, um die darin enthaltene Befehlsinformation zu erhalten, bestimmt sie zuerst, ob es eine Übereinstimmung mit ihren Adressen im Adressenspeicher **108** gibt, bevor der Rest der Daten verarbeitet wird. Andernfalls wird die Befehlsinformation ignoriert.

[0037] In einer ersten Ausführungsform wird das magnetische Wechselfeld **154** mit diesem Befehlssignal amplitudenmoduliert. Die Empfängerschaltungsanordnung **114a** detektiert und demoduliert dieses Befehlssignal durch Überwachung des an der Spule **116** erzeugten Signals (vorzugsweise die gleiche Spule, die zum Laden der wiederaufladbaren Batterie **104** verwendet wird). Die demodulierten Daten werden über den Pfad **136** zu einem Steuereinrichtungsdateneingang **134** geleitet, wo ihre Eignung für eine bestimmte implantierbare Vorrichtung **100** bestimmt wird. Alternativ dazu kann das Befehlssignal ein HF-Signal modulieren, das auf ähnliche Weise von einem Empfänger **114a** (zur Demodulierung eines HF-Signals konfiguriert) unter Verwendung einer Spule **116** als Antenne oder unter Verwendung einer separaten Antenne detektiert werden kann.

[0038] In einer nächsten Ausführungsform kann ein Ultraschallsignal verwendet werden, um dieses Befehlssignal an die einzelnen implantierten Vorrichtungen **100** zu leiten. In dieser Ausführungsform erzeugt ein Ultraschallwandler **138**, der sich in der Vorrichtung **100** befindet, ein Signal **140**, das durch den Ultraschalldemodulator **114b** demoduliert wird. Dieses demodulierte Signal wird dann über einen Weg **144** zu einem Ultraschalldateneingang **142** geleitet und auf ähnliche Weise wie für das magnetische Signal beschrieben verarbeitet. Die Ultraschallausführung bringt bedeutende Vorteile mit sich, da der Körper des Patienten hauptsächlich aus Flüssigkeiten und Gewebe besteht, die Ultraschallsignale leiten. Folglich kann eine Kontrollvorrichtung, die sich irgendwo im Körper des Patienten (oder außerhalb, aber in Kontakt mit ihm) befindet, mit den einzelnen implantierten Vorrichtungen **100** kommunizieren.

[0039] In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst die implantierte Vorrichtung **100** Mittel zum Übertragen des Status und von Daten an externe Vorrichtungen. In einem exemplarischen Lademodus können die einzelnen Vorrichtungen **100** vorzugsweise individuell mit der Ladevorrichtung **118** kommunizieren, sodass die Ladevorrichtung **118** bestimmen kann, wann alle der implantierten Vorrichtungen **100** voll geladen sind. Vorzugsweise umfasst die Vorrichtung **100** ein Sendermittel, um ein magnetisches Signal auszusenden, das mit diesen Daten moduliert wurde. Dieses Sendermittel umfasst eine Modulatorschaltungsanordnung **146**, die eine Wechselspannung amplitudenmoduliert und dieses modulierte Signal an die Spule **116** weitergibt, welche ein modulierte magnetisches Signal aussendet. Während dieses modulierte Signal eine andere Trägerfrequenz verwenden kann als das Wechselsignal der Ladevorrichtung **118**, wird der Kommunikationskanal, d.h. das Magnetfeld **154** zwischen den Vorrichtungen, wie in [Fig. 3B](#) dargestellt im Time-Sharing-Modus benutzt. In [Fig. 3B](#) ist zu sehen, dass die Ladevorrichtung **118** während eines ersten Zeitraums **148** ein magnetisches Wechselfeld aussendet. Am Ende des ersten Zeitraums **148** wird dieses magnetische Wechselfeld moduliert (z.B. amplitudenmoduliert), und zwar mit einer Serie von Bits, die den Abfragedaten eines ausgewählten Mikrostimulators **100** entsprechen (d.h. einschließlich einer Adresse für eine implantierte Vorrichtung). Die Ladevorrichtung **118** schaltet dann für einen zweiten Zeitraum **150** in einen Empfängermodus um, während dem die ausgewählte Vorrichtung **100** ein magnetisches Signal aussendet, das mit einer Serie von Bits moduliert ist, die dem Batteriestatus entsprechen. Dieser Lade-/Abfrage-Zyklus wird vorzugsweise für alle implantierten Vorrichtungen innerhalb des Betriebsbereichs der Ladevorrichtung **118** wiederholt. Sobald die Ladevorrichtung **118** bestimmt hat, dass alle Vorrichtungen **100** geladen sind, ist der Zyklus abgeschlossen und der Patient oder Arzt wird vorzugsweise benachrichtigt, z.B. unter Verwendung eines visuellen oder Audiosignalebers **152**.

[0040] Alternativ dazu kann das Ultraschallmittel verwendet werden, um den Status oder andere Daten von der implantierten Vorrichtung **100** an eine externe Vorrichtung zu übermitteln. In solch einer Ausführungsform erzeugt ein Ultraschallsender **168**, der von der Steuereinrichtung **130** gesteuert wird, ein modulierte Signal auf der Leitung **170**, das durch den Ultraschallsender **138** ausgesendet wird. Wie oben erläutert passiert ein Ultraschallsignal effizient die Körperflüssigkeiten und -gewebe und ist deshalb ein bevorzugtes Kommunikationsmittel für die Kommunikation zwischen implantierten Vorrichtungen im Körper des Patienten, z.B. anderen Mikrostimulatoren **100**, und ist für die Kommunikation mit externen Vorrichtungen in Kontakt mit der Haut des Patienten geeignet.

[0041] Die Verwendung von magnetischen oder Ultraschallkommunikationsmitteln, d.h. Sendern und Empfängern, schließt sich gegenseitig nicht aus und umfasst in einer bevorzugten implantierten Vorrichtung tatsächlich beides. Wie beispielsweise in [Fig. 3A](#) zu sehen ist, kann ein Programmiergerät **172** (eine Vorrichtung, die primär zur Programmierung des Betriebs der implantierten Vorrichtungen **100** dient) mit einem Mikrostimulator **100a** kommunizieren, wobei ein modulierte magnetisches Signal von einem magnetischen Emitter **190** verwendet wird, und periodisch ein modulierte magnetisches Signal von Mikrostimulator **100a** empfangen, das seinen Batteriestatus wiedergibt. Während diese magnetische Kommunikation vorzugsweise während eines Lademodus stattfindet, kommuniziert eine Patientensteuereinheit **172** (z.B. eine Vorrichtung in direktem Kontakt mit der Haut, typischerweise in Form eines Armbandes, das primär zur Überwachung des Status der implantierten Vorrichtungen **100** dient) vorzugsweise unter Verwendung von Ultraschallmitteln. Außerdem ist auch eine Kommunikation zwischen implantierten Mikrostimulatoren **100** wünschenswert, beispielsweise in einer Master-Slave- oder Transponder-Slave-Konfiguration. Für diese Modi sind Ultraschallmittel bevorzugt, da Ultraschallsignale die Körperflüssigkeiten ohne Verluste passieren.

[0042] Die batteriebetriebene Vorrichtung **100** der vorliegenden Erfindung ist vorzugsweise so konfigurierbar, dass sie in einer Vielzahl von Betriebsmodi betrieben werden kann, beispielsweise über ein kommuniziertes Befehlssignal. Alternativ dazu können vorkonfigurierte, batteriebetriebene, implantierte Vorrichtungen verwendet werden und liegen ebenfalls innerhalb des Schutzbereichs der vorliegenden Erfindung. In einem ersten Betriebsmodus ist die Vorrichtung **100** (die eine Größe aufweist, sodass sie unter Verwendung eines Insertionswerkzeugs **176** in Form einer Nadel für subkutane Spritzen implantiert werden kann) so konfiguriert, dass sie

ein Stimulator ist, deshalb wird solch eine Vorrichtung als Mikrostimulator bezeichnet (z.B. **100a** und **100b**). In dieser Ausführungsform steuert die Steuervorrichtung **130** die Stimulationsschaltungsanordnung **110**, sodass diese eine Sequenz von Ansteuerimpulsen durch die Elektroden **112** erzeugt, um Gewebe, z.B. einen Nerv, der sich nahe der Implantationsstelle des Mikrostimulators **110a** oder **100b** befindet, zu stimulieren. Während des Betriebs werden ein programmierbarer Impulsgenerator **178** und ein Spannungsvervielfacher **180** mit Parametern (siehe Tabelle I) konfiguriert, die einer gewünschten Impulssequenz entsprechen und spezifizieren, wie stark die Batteriespannung vervielfacht werden muss (beispielsweise durch Summieren von geladenen Kondensatoren oder ähnlichen geladenen Batterieabschnitten), um eine gewünschte Bürdenspannung V zu erzeugen. Ein erster FET **182** wird periodisch mit Energie gespeist, um Ladung im Kondensator **183** zu speichern (in einer ersten Richtung bei geringer Stromflussgeschwindigkeit durch das Körpergewebe), und ein zweiter FET **184** wird periodisch mit Energie gespeist, um den Kondensator **183** in entgegengesetzte Richtung mit einer höheren Stromflussgeschwindigkeit zu entladen, wodurch ein in der Nähe liegender Nerv stimuliert wird. Alternativ dazu können, wie in den vorher genannten Verweisen geoffenbart wurde, Elektroden gewählt werden, die einen äquivalenten Kondensator innerhalb des Körpergewebes bilden.

Strom: kontinuierliche Ladung eines Speicherkondensators mit Strom

Ladeströme: 1, 2, 10, 30, 100, 250, 500 μ A

Strombereich: 0,8 bis 40 mA in nominalen 3,2%-Schritten

Bürdenspannung: wählbar, 3-24 Volt in 3-Volt-Schritten

Impulsfrequenz (PPS): 1 bis 5000 PPS in nominalen 30%-Schritten

Impulsbreite: 5 bis 2000 μ s in nominalen 10%-Schritten

Übertragungsblock-Einschaltzeit (BON): 1 ms bis 24 Stunden in nominalen 20%-Schritten

Übertragungsblock-Ausschaltzeiten (BOF): 1 ms bis 24 Stunden in nominalen 20%-Schritten

Getriggerte Verzögerung der BON: entweder gewählte BOF oder Impulsbreite

Übertragungsblock-Wiederholungsintervall: 1 ms bis 24 Stunden in nominalen 20%-Schritten

Anstieg-Einschaltzeit: 0,1 bis 100 Sekunden (1, 2, 5, 10 Schritte)

Anstieg-Ausschaltzeit: 0,1 bis 100 Sekunden (1, 2, 5, 10 Schritte)

Tabelle I – Stimulationsparameter

[0043] Während schon länger der Wunsch besteht, Gewebe über einen längeren Zeitraum stimulieren zu können, sind auch Ausfallmodi vorstellbar. Daher ist ein Magnetsensor **186** (vorzugsweise ein Halbleiter-, z.B. Hall-Effekt-Sensor) vorzugsweise an die Steuervorrichtung **130** gekoppelt, die verwendet werden kann, um die Funktion des Mikrostimulators **100** zu modifizieren, z.B. den Betrieb zu unterbrechen, wenn er einem statischen Magnetfeld ausgesetzt wird. Solch ein Magnetsensor **186** kann aktiviert werden, indem ein Sicherheitsmagnet **187** (zur Erzeugung des statischen Magnetfelds) nahe dem Mikrostimulator **100** auf der Haut **12** des Patienten platziert wird. Außerdem ist es wünschenswert, dass ein Mikrostimulator **100** aufhört zu arbeiten, wenn seine Batteriespannung eine Untergrenze erreicht (oder eine Höchsttemperatur übersteigt), wie durch die Ladeschaltungsanordnung **122** bestimmt und an die Steuerschaltungsanordnung **106** weitergeleitet wird. So wird ein verlässlicher Betrieb sowie längere Nutzlebensdauer der wiederaufladbaren Batterie **104** sichergestellt. Wenn diese Niederspannungsbedingung detektiert wird, sendet eine bevorzugte Vorrichtung periodisch ein entsprechendes Statussignal (vorzugsweise als Antwort auf ein fernerzeugtes Abfragesignal) aus, um zu fordern, dass die Batterie wiederaufgeladen wird.

[0044] In einem nächsten Betriebsmodus kann die batteriebetriebene implantierbare Vorrichtung **100** so konfiguriert sein, dass sie als Sensor, d.h. als Mikrosensor **100c**, fungiert, der eine oder mehrere physiologische oder biologische Parameter in der Implantationsumgebung der Vorrichtung abfühlt. In einem bevorzugten Betriebsmodus fragt eine Systemsteuervorrichtung, z.B. eine externe Vorrichtung oder eine implantierte Vorrichtung, periodisch die abgefühlten Daten von den einzelnen Mikrosensoren **100c** ab, wobei die im Adressenspeicher **108** gespeicherte ID verwendet wird, und sendet responsiv Befehlssignale an Mikrostimulatoren, z.B. **100a** und **100b**, die je nach den abgefühlten Daten eingestellt werden. Beispielsweise kann ein Sensor **188** an die Elektroden **112** gekoppelt werden, um einen biologischen Parameter, z.B. Temperatur, Glucosewert oder O_2 -Gehalt, abzufühlen oder auf andere Weise zu messen. Außerdem kann der Ultraschallwandler **138** oder die Spule **116** dazu verwendet werden, die Stärke von magnetischen oder Ultraschallsignalen (oder ihre Durchgangsdauer) zu messen, die zwischen einem Paar von implantierten Vorrichtungen übertragen werden, und so die relative Position dieser Vorrichtungen bestimmen. Diese Informationen können verwendet werden, um das Ausmaß an Körperbewegungen zu bestimmen, beispielsweise das Ausmaß, in dem ein Ellbogen oder Finger gebeugt wird, und so einen Abschnitt eines Bewegungsregelkreises mit geschlossenem Kreis zu bilden.

[0045] In einem anderen Betriebsmodus kann die batteriebetriebene implantierbare Vorrichtung **100** so konfiguriert sein, dass sie als Transponder, d.h. als Mikrotransponder **100d**, fungiert. In diesem Betriebsmodus

empfängt der Mikrotransponder (über die oben genannten Empfänger Mittel, z.B. magnetisch oder Ultraschall) ein erstes Befehlssignal von einer Systemstueereinrichtung und sendet dieses Signal (vorzugsweise nach einer Reformatierung) weiter an andere implantierte Vorrichtungen (z.B. Mikrostimulatoren, Mikrosensoren und/oder Mikrotransponder), wobei die oben genannten Sendermittel verwendet werden (z.B. magnetisch oder Ultraschall). Obwohl ein Mikrotransponder ein Befehlssignal in einem Modus empfängt, z.B. im magnetischen, kann er es in einem anderen Modus weitersenden, z.B. Ultraschall. Das Programmiergerät **172** des Arztes kann beispielsweise mithilfe eines magnetischen Emitters **190** ein moduliertes magnetisches Signal aussenden, um die implantierten Vorrichtungen zu programmieren oder ihnen Anweisungen zu geben. Die Stärke des ausgesandten Signals reicht jedoch eventuell nicht aus, um von allen implantierten Vorrichtungen erfolgreich empfangen zu werden. Deshalb kann ein Mikrotransponder **100d** das modulierte magnetische Signal empfangen und es als moduliertes Ultraschallsignal, das den Körper besser passieren kann, weiterzusenden (vorzugsweise nach einer Reformatierung). In einer weiteren exemplarischen Verwendung muss die Patienten-Stuereinheit **174** eventuell einen Mikrosensor **100c** in einem Fuß des Patienten überwachen. Trotz der Effizienz der Ultraschallkommunikation im Körper eines Patienten, kann das Ultraschallsignal immer noch unzureichend sein, um von einem Fuß des Patienten zu seinem Handgelenk durchzudringen (wo sich typischerweise die Patienten-Stuereinheit **174** befindet). Deshalb könnte ein Mikrotransponder **100d** im Torso des Patienten implantiert werden, um die Kommunikationsverbindung zu verbessern.

[0046] In einem weiteren Betriebsmodus kann eine batteriebetriebene Vorrichtung so konfiguriert sein, dass sie als Mastersystem-Stuereinheit fungiert, die den Betrieb der anderen implantierten Vorrichtungen, z.B. Mikrostimulatoren und Mikrosensoren, in einem Regelsystem mit geschlossenem Kreis ändern kann.

[0047] **Fig. 4** zeigt das Grundformat eines Beispiels für eine Nachricht zur Kommunikation mit den oben genannten batteriebetriebenen Vorrichtungen **100**, die alle in ihrem Identifikationsspeicher **108** mit einer Adresse (ID) vorkonfiguriert sind, die vorzugsweise speziell für diese Vorrichtung gewählt ist, sodass sie in einem oder mehreren der folgenden Modi arbeiten können: (1) zur Nervenstimulation, d.h. als Mikrostimulator, (2) zur Überwachung von biologischen Parametern, d.h. als Mikrosensor und/oder (3) zur Weitersendung von empfangenen Signalen nach einer Reformatierung an andere implantierte Vorrichtungen, d.h. als Mikrotransponder. Die Befehlsnachricht **102** besteht hauptsächlich aus (1) einem Anfangsabschnitt **194** (ein oder mehrere Bits, um den Beginn der Nachricht zu kennzeichnen und den Bittakt zwischen Sendern und Empfängern zu synchronisieren), (2) einem Modenabschnitt **196** (der den Betriebsmodus bezeichnet, z.B. Stimulator, Sensor, Transponder oder Gruppenmodus), (3) einem Adressen- (ID-) Abschnitt **198** (der entweder der Identifikationsadresse **108** oder einer programmierten Gruppen-ID entspricht), (4) einem Datenfeldabschnitt **200** (der Befehlsdaten für den vorgeschriebenen Betrieb umfasst), (5) einem Fehlerkontrollabschnitt **202** (um die Gültigkeit der Nachricht **192** sicherzustellen, z.B. durch Verwendung eines Paritätsbits) und (6) einem Endabschnitt **204** (um das Ende der Nachricht **192** zu bezeichnen). Die grundlegende Definition dieser Felder ist nachstehend in Tabelle II angeführt. Unter Verwendung dieser Definitionen kann jede Vorrichtung separat als Teil eines Systems zur Steuern einer oder mehrerer Nervenbahnen im Körper eines Patienten konfiguriert, gesteuert und/oder abgefühlt werden.

MODUS	ADRESSE (ID)
00 = Stimulator	8 Bit Identifikationsadresse
01 = Sensor	8 Bit Identifikationsadresse
02 = Transponder	4 Bit Identifikationsadresse
03 = Gruppe	4 Bit-Gruppenidentifikationsadresse

Datenfeldabschnitt

Programm/Stimulation = Parameter/ Vorkonfiguration	Auswahl des Betriebsmodus
Auswahl =	Auswahl eines programmierbaren Parameters im Programmmodus oder vorkonfigurierte Stimulation oder Abfühlp parameter in anderen Betriebsarten
Parameterwerte =	Programmwert

Tabelle II – Datenfelder einer Nachricht

[0048] Außerdem kann jede Vorrichtung **100** mit einer Gruppen-ID (z.B. ein 4-Bit-Wert) programmiert werden, die in ihrem Konfigurationsdatenspeicher **132** gespeichert wird. Wenn eine Vorrichtung **100**, z.B. ein Mikrostimulator, eine Gruppen-ID-Nachricht erhält, die mit ihrer gespeicherten Gruppen-ID übereinstimmt, antwortet

sie, als ob die Nachricht an ihre Identifikationsadresse **108** gerichtet wäre. Demgemäß können mit einer einzigen Nachricht Befehle an eine Vielzahl von Mikrostimulatoren, z.B. **100a** und **100b**, weitergegeben werden. Dieser Modus ist vor allem dann nützlich, wenn eine genaue zeitliche Abstimmung der Stimulation einer Nervengruppe erwünscht ist.

[0049] [Fig. 5A](#) zeigt eine Seitenansicht eines Mikrostimulators **100** gemäß der vorliegenden Erfindung, der eine Batterie **104** zur Speisung der darin angeordneten Schaltungsanordnung umfasst. Die Batterie **104** passt am besten in ein abgedichtetes längliches Gehäuse **206** (vorzugsweise hermetisch abgedichtet), das den Mikrostimulator **100** umfasst. In einer bevorzugten Vorrichtung **100** beträgt die Achsenlänge **208** weniger als 60 mm und die Seitenlänge **207** weniger als 6 mm.

[0050] Für die in [Fig. 5A](#) dargestellte Ausführungsform ist die Batterie **104** vorzugsweise in einem eigenen Batteriegehäuse **209** untergebracht, wobei die Batterieklemmen einen integralen Teil ihres Gehäuses **209** umfassen (praktisch wie bei einer herkömmlichen AA-Batterie). Somit können die Seiten und das linke Ende der Batterie **104** (in der in [Fig. 5A](#) dargestellten Ausrichtung) eine Batterieklemme **210**, z.B. die negative Batterieklemme, und das rechte Ende der Batterie **104** kann die andere Batterieklemme, z.B. die positive Batterieklemme, die als Ausgangsanschluss **128** verwendet wird, umfassen. Da solch ein Batteriegehäuse **209** leitfähig ist, dient es vorzugsweise als elektrischer Leiter zur Verbindung eines geeigneten Schaltungsknotens für die Schaltungsanordnung im Mikrostimulator **100** von einer Seite der Batterie zur anderen. Genauer gesagt kann die Batterieklemme **210** in der in [Fig. 5A](#) dargestellten Konfiguration als Erdungspunkt oder Knoten für die gesamte im Gehäuse **206** der Vorrichtung untergebrachte Schaltungsanordnung dienen. Somit kann das Querglied **212** der Elektrode **112a** am linken Ende des Mikrostimulators **100**, das vom Standpunkt der elektrischen Schaltung gesehen einfach geerdet ist, einfach das linke Ende der Batterie **104** kontaktieren. Die gleiche Erdungsverbindung wird nahe oder am Rand der Batterie **104** auf der rechten Seite ermöglicht, nahe einem oder mehrerer IC-Chips **216** (wodurch vorzugsweise die energieverbrauchende Schaltungsanordnung der Vorrichtung umgesetzt wird, z.B. die Steuereinrichtung **106** und die Stimulationsschaltungsanordnung **110**) auf der rechten Seite der Batterie **104** innerhalb des rechten Endes des Gehäuses **206**. Unter Verwendung des leitfähigen Gehäuses **209** der Batterie **104** auf diese Weise muss nicht versicht werden, einen separaten Draht oder anderen Leiter um die Batterie **104** zu legen, um die Schaltungsanordnung auf der rechten Seite der Vorrichtung **100** elektrisch mit der Elektrode **112a** auf der linken Seite der Vorrichtung **100** zu verbinden.

[0051] [Fig. 5B](#) zeigt einen batteriebetriebenen Mikrostimulator **100'**, der im Wesentlichen der Vorrichtung **100** aus [Fig. 5A](#) entspricht, mit der Ausnahme, dass der Mikrostimulator **100'** einen internen Kopplungskondensator **183** umfasst (der verwendet wird, um den Fluss von Gleichstrom durch das Körpergewebe zu verhindern). Der interne Kopplungskondensator **183** wird für die in [Fig. 5B](#) dargestellte Ausführungsform verwendet, weil beide Mikrostimulatorelektroden **112a** und **112b**, die im Mikrostimulator **100'** verwendet werden, aus dem gleichen Material bestehen, nämlich Iridium. Im Gegensatz dazu bestehen die Elektroden **112a** und **112b** des Mikrostimulators **100** aus [Fig. 5A](#) aus unterschiedlichen Materialien, genauer gesagt aus Iridium (Elektrode **112b**) und Tantal (Elektrode **112a**), und solche Materialien stellen von Natur aus eine wesentliche Kapazität zwischen ihnen bereit, wodurch der Fluss von Gleichstrom verhindert wird. Siehe z.B. Spalte **11**, Zeilen **26-33** des US-Patents Nr. 5.324.316.

[0052] [Fig. 5C](#) und [Fig. 5D](#) zeigen zwei Schnittansichten der derzeit bevorzugten Konstruktion des abgedichteten Gehäuses **206**, der Batterie **104**, des Kondensators **183** und der Schaltungsanordnung (umgesetzt auf einem oder mehreren IC-Chips **216**), die darin enthalten sind. In dieser derzeit bevorzugten Konstruktion besteht das Gehäuse **206** aus einer isolierten Keramikröhre **260**, die über eine Hartlötstelle **262** auf eine erste, eine Abschlusskappe bildende Elektrode **112a** hartgelötet ist. Am anderen Ende der Keramikröhre **260** befindet sich ein Metallring **264**, der ebenfalls auf die Keramikröhre **260** hartgelötet ist. Die darin befindliche Schaltungsanordnung, d.h. der Kondensator **183**, die Batterie **104**, die IC-Chips **216** und eine Feder **266**, ist mit einer zweiten gegenüberliegende Abschlusskappe bildende Elektrode **112b** verbunden. Ein Tropfen leitfähiges Epoxid wird verwendet, um den Kondensator **183** mit der Abschlusskappe **112a** zu verkleben, der durch eine Feder **266** in Position gehalten wird, während der Kleber härtet. Vorzugsweise sind die IC-Chips **216** auf einer Leiterplatte **268** montiert, über der halbkreisförmige längliche Ferritplatten **270** angebracht sind. Die Spule **116** ist um die Ferritplatten **270** gewickelt und an die IC-Chips **216** angeschlossen. Ein Getter **272**, der die Feder **266** umgibt, wird vorzugsweise verwendet, um die hermetische Abdichtung der Vorrichtung **100** durch Absorption des darin eingebrachten Wassers zu erhöhen. Ein exemplarischer Getter **272** absorbiert das 70fache Volumen an Wasser. Während die Schaltungsanordnung und die Abschlusskappe **112b** zusammengehalten werden, kann die Abschlusskappe **112b** an den Ring **264** lasergeschweißt werden. Außerdem wird vorzugsweise eine Platin-, Iridium- oder Platin-Iridium-Scheibe oder -Platte **274** an die Abschlusskappen der Vorrichtung **100** geschweißt werden, um die Impedanz der Verbindung mit dem Körpergewebe zu minimieren.

[0053] Die Batterie **104** wird nachstehend in Zusammenhang mit der Beschreibung der **Fig. 6-8** genauer beschrieben. Vorzugsweise besteht die Batterie **104** aus geeigneten Materialien, um eine Energiekapazität von zumindest 1 Mikrowattstunde bereitzustellen, und vorzugsweise ist die Batterie so konstruiert, dass sie eine Energiedichte von etwa 240 mWh/cm^3 aufweist. Vorteilhafterweise stellt eine Li-I-Batterie solch eine Energiedichte bereit. Alternativ dazu stellt eine Li-I-Sn-Batterie eine Energiedichte von bis zu 360 mWh/cm^3 bereit. Jede dieser Batterien oder andere Batterien, die eine Energiekapazität von zumindest 1 Mikrowattstunde bereitstellen, können in der vorliegenden Erfindung eingesetzt werden.

[0054] Die Nennspannung V einer exemplarischen Batterie beträgt 3,6 Volt, was mehr als angemessen für den Betrieb der CMOS-Schaltungsanordnungen, die zur Umsetzung des/der IC-Chips **216** verwendet werden, und/oder einer anderen elektronischen Schaltungsanordnung innerhalb der Vorrichtung **100** ist. Die Batteriespannung V wird vorzugsweise im Allgemeinen nicht unter etwa 2,55 Volt entladen gelassen, ansonsten können permanente Schäden verursacht werden. Auf ähnliche Weise sollte die Batterie **104** vorzugsweise nicht auf einen Wert über etwa 4,2 Volt geladen werden, weil sonst permanente Schäden auftreten können. Deshalb wird der oben genannte Ladekreis **122** verwendet, um möglichen Schäden aufgrund von Entladung oder Überladung zu vermeiden.

[0055] In **Fig. 6-9** sind weitere Details in Bezug auf die Batterie **104**, die in der implantierbaren Vorrichtung **100** verwendet wird, dargestellt. Im Grund kann die Batterie **104** jede beliebige Form aufweisen, solange die Batterie in dem geringen verfügbaren Volumen Platz findet. Wie oben erläutert kann die Batterie **104** entweder eine Primärbatterie oder eine wiederaufladbare Batterie sein. Eine Primärbatterie bringt oft den Vorteil einer längeren Lebensdauer bei einer vorgegebenen Ausgangsenergie mit sich, weist jedoch den Nachteil auf, dass sie nicht wiederaufgeladen werden kann (was bedeutet, dass die Vorrichtung **100** nicht mehr funktioniert, sobald ihre Energie aufgebraucht ist). Für viele Anwendungen, wie z.B. einmalige Muskelrehabilitationsprogramme für beschädigtes oder geschwächtes Muskelgewebe, muss die Vorrichtung **100**, z.B. ein Mikrostimulator, lediglich für eine kurze Zeit eingesetzt werden (wonach sie explantiert und entsorgt oder einfach als benigne medizinische Vorrichtung implantiert gelassen werden kann). Bei anderen Anwendungen ist ganz klar eine wiederaufladbare Batterie die bevorzugte Energiequelle, da die durch den Mikrostimulator bereitgestellte Gewebestimulation wiederkehrender Natur ist.

[0056] Die Überlegungen in Bezug auf die Verwendung einer wiederaufladbaren Batterie, wie beispielsweise der Batterie **104** der implantierbaren Vorrichtung **100**, sind unter anderem in dem Buch "Rechargeable Batteries, Applications Handbook", EDN Series for Design Engineers, Technical Marketing Staff of Gates Energy Products, Inc., Butterworth-Heinemann (1992) dargelegt. Die Grundüberlegungen, die für eine wiederaufladbare Batterie sprechen, beziehen sich auf die hohe Energiedichte und die lange Zykluslebensdauer. In den letzten Jahren sind Batterien auf Lithiumbasis als wiederaufladbare Batterien auf den Markt gekommen. Batterien auf Lithiumbasis weisen typischerweise eine Energiedichte von 240 mWh/cm^3 bis 360 mWh/cm^3 auf.

[0057] Im Allgemeinen gilt, je höher die Energiedichte, desto besser, aber jede Batteriekonstruktion mit einer Energiedichte, die zu einer Energiekapazität von mehr als 1 Mikrowattstunde führt, ist für die vorliegende Erfindung geeignet.

[0058] Eine der größeren Schwierigkeiten bei der Verwendung einer Batterie **104** in der Vorrichtung **100** der vorliegenden Erfindung bezieht sich auf das relativ geringe Volumen im Gehäuse **206**, in dem die Batterie untergebracht werden muss. Eine typische Vorrichtung **100** gemäß der vorliegenden Erfindung ist vorzugsweise nicht größer als etwa 60 mm in Länge und 6 mm im Durchmesser und umfasst sogar kleinere Ausführungsformen, z.B. mit einer Länge von 15 mm und einem Außendurchmesser von 2,2 mm (was einen Innendurchmesser von etwa 2 mm ergibt). Bedenkt man, dass nur etwa $\frac{1}{4}$ bis $\frac{1}{2}$ des im Gehäuse **206** der Vorrichtung verfügbaren Volumens für die Batterie zur Verfügung steht, versteht man besser, wie klein das in der Vorrichtung **100** verfügbare Volumen und wie gering deshalb die Batteriespeicherkapazität ist.

[0059] Die Vorrichtung **100**, z.B. ein Mikrostimulator, der vorliegenden Erfindung ist so konstruiert, dass im Allgemeinen nur geringe Energiemengen verbraucht werden. Der Hauptleistungsverbrauch der energieverbrauchenden Schaltungsanordnung des Mikrostimulators **100** ist auf den Stimulationsstrom zurückzuführen, der an das Gewebe angelegt wird, das in Kontakt mit den Elektroden **112** ist. Ein typischer Stimulationsstrom, der ein sehr geringes Tastverhältnis aufweist, ist in **Fig. 10** dargestellt. Eine exemplarische Wellenform zur Bereitstellung einer im Wesentlichen kontinuierlichen Stimulation eines Nervs kann 0,2-ms-Impulse (T) umfassen, die alle 50 ms (T_1) auftreten, d.h. mit einer Frequenz von 20 Hz.

[0060] Wenn solche Stromimpulse einen Spitzenwert von 5 mA (I_p) aufweisen und mit einem Potential von

3,6 Volt (V) abgegeben werden, dann beträgt die Spitzenausgangsleistung (P) in Watt (W), die von der Vorrichtung bereitgestellt wird,

$$P = IV \\ = (5 \text{ mA}) (3,6 \text{ V}) = 18 \text{ mW}$$

und die mittlere Ausgangsleistung, die eine Funktion des Tastverhältnisses darstellt, ist

$$P(\emptyset) = 18 \text{ mW} \times 0,2/50 = 0,072 \text{ mW} = 72 \text{ }\mu\text{W}.$$

[0061] Wenn ein Mikrostimulator normaler Größe mit einer Länge L von 15 mm und einem Innendurchmesser ID von 2 mm (sodass der Radius r = 1 mm ist) eingesetzt wird und davon ausgegangen wird, dass 1/3 der verfügbaren Länge, oder 5 mm, für die Batterie zur Verfügung stehen (L_B), würde die Batterie folgendes Volumen aufweisen:

$$\text{Vol}_{\text{BAT}} = \pi r^2 L_B \\ = \pi (1 \text{ mm})^2 (5 \text{ mm}) (1 \text{ cm}^3/1000 \text{ mm}^3) \\ = 0,0157 \text{ cm}^3.$$

[0062] Angenommen die Batterie wird aus Materialien hergestellt, die eine Energiedichte von 240 mWh/cm³ aufweisen, so zeigt sich, dass eine voll geladene Batterie eine Nennladung von 72 μ W (0,072 mW) über eine Dauer von

$$(240 \text{ mWh/cm}^3) (0,0157 \text{ cm}^3)/(0,072 \text{ mW}) = 52,3 \text{ h}$$

unterstützen kann, was etwa 2,2 Tagen entspricht. Wenn ein Sicherheitsfaktor von zumindest zwei eingesetzt wird, sollte die Batterie jeden Tag aufgeladen werden.

[0063] Andere Anwendungen können eventuell trotz eines höheren Tastverhältnisses deutlich schwächeren Ladestrom (z.B. 1 μ A), z.B. bei Knochenwachstumsstimulation, oder möglicherweise stärkeren Ansteuerstrom (z.B. 40 mA) bei einem geringeren Tastverhältnis erfordern, z.B. bei Blasenstimulation oder anderen Anwendungen, die vielleicht nur einige Minuten pro Tag Nervenstimulation erfordern. Eine Energiekapazität von 1 Mikrowattstunde wurde als minimale Spezifikation für eine Batterie gewählt, die in Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann. Wie oben gezeigt können Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung aber auch Batterien umfassen, die deutlich höhere Energiekapazitäten aufweisen, sodass solche Ausführungsformen für einen größeren Bereich von Anwendungen geeignet sind.

[0064] In [Fig. 6A](#) und [Fig. 6B](#) ist dargestellt, wie die Batterieplatten oder Elektroden parallel- oder serienschaltet sind. Eine Parallelschaltung von verschachtelten oder gestapelten positiven Elektroden **218** mit negativen Elektroden **220** ist in [Fig. 6A](#) zu sehen. Eine Serienschaltung solcher verschachtelter Elektroden ist in [Fig. 6B](#) zu sehen. Im Allgemeinen ist der Widerstand bei Parallelschaltungen geringer als der Widerstand bei Serienschaltungen, was bedeutet, dass die Zeitkonstante der Batterie, d.h. die Zeit, die es braucht, die Batterie bei einem vorgegebenen Strompegel zu entladen oder zu laden, bei Serienschaltungen höher oder länger ist als bei Parallelschaltungen. Obwohl die Entladezeitkonstante normalerweise zum Zwecke der vorliegenden Erfindung nicht von Bedeutung ist (weil so wenig Strom von der Batterie entnommen wird, wenn sie in Gebrauch ist), kann die Ladezeitkonstante wichtig sein (weil sie, zumindest teilweise, bestimmt, wie lange es dauert, die Batterie wiederaufzuladen).

[0065] [Fig. 7A](#) zeigt eine typische zylindrische Form der Batterie **104**. Im Allgemeinen weist solch eine Form eine Seitenlänge oder einen Durchmesser D und eine Achsenlänge oder Länge L_B auf. Natürlich sind auch andere Formen möglich und eventuell vorteilhaft. Beispielsweise kann auch eine rechteckige oder prismenförmige Batterie verwendet werden, einschließlich solcher, die sich über die gesamte Länge des Gehäuses **206** erstrecken, wobei die energieverbrauchende Schaltungsanordnung, z.B. die Steuereinrichtung **106**, die Stimulationsschaltungsanordnung **110**, im umliegenden Innenraum des Gehäuses **206** untergebracht sind.

[0066] Die in der Batterie **104** eingesetzten Elektroden sind in Paaren angeordnet und weisen eine allgemeine Beziehung auf, wie sie in [Fig. 7B](#) dargestellt ist, wobei die Elektroden oder Platten gegenüberliegend und voneinander beabstandet angebracht sind und dazwischen ein Elektrolyt angeordnet ist. Eine erste Elektrode **222** besteht aus einem ersten Material, z.B. Kupfer (Cu). Eine zweite Elektrode **224** besteht aus einem zweiten Material, z.B. Aluminium (Al). Ein Polypropylenseparator **226** trennt die beiden Elektroden. Der Separator **226**

trennt die Elektroden physikalisch voneinander und verhindert, dass sie sich gegenseitig berühren, sodass kein Elektronenstrom zwischen den Elektroden fließt, weist aber Poren auf, die es Ionen erlauben, ihn zu passieren, sodass Ionenstrom zwischen den Elektroden fließen kann. Eine geeignete elektrolytische Paste **228** umgibt die Elektrode **222**. Eine weitere geeignete elektrolytische Paste **230** umgibt die Elektrode **224**. Geeignete Materialien, aus denen solche elektrolytischen Pasten bestehen können, sind in der Literatur beschrieben. Typischerweise liegt die Dicke des Elektrodenpaars X, einschließlich Separator und elektrolytischer Paste, im Bereich von 0,0254 oder 0,06096 Zentimeter (0,010 oder 0,024 Zoll), wobei die Cu- und Al-Elektroden jeweils etwa 0,00254 Zentimeter (0,001 Zoll) dick sind, der Separator **226** etwa 0,00254 Zentimeter (0,001 Zoll) dick oder dünner ist und die elektrolytische Paste auf jeder Seite der Elektrode etwa 0,00508 bis 0,02032 Zentimeter (0,002 bis 0,008 Zoll) dick ist. Die Kombination aus den beiden Elektroden **222** und **224** bildet mit den Separatoren **226** und den elektrolytischen Pasten **228** und **230** eine Elektrodenschicht **232**. Eine Batterie wird gebildet, indem die Elektrodenschicht **232** effizient im verfügbaren Batterievolumen platziert wird und geeignete Stromabnehmer (Leiter) mit der positiven Elektrode **222** und der negativen Elektrode **224** verbunden werden, sodass elektrischer Kontakt damit hergestellt werden kann.

[0067] Die [Fig. 8A-Fig. 8F](#) zeigen verschiedene Konfigurationen, die verwendet werden können, um die zylinderförmige Batterie **104** zu bilden, die für die vorliegende Erfindung notwendig ist. Jede der einzelnen Figuren zeigt eine seitliche Schnittansicht des Batteriebehälters unter einer Querschnittansicht (von oben gesehen) des Behälters.

[0068] In [Fig. 8A](#) ist die Länge der Elektrodenschicht **222** und **224** spiralförmig aufgerollt und der Länge nach in einen zylinderförmigen Behälter oder ein Gehäuse **234** eingeführt. Leitfähige Drähte oder Laschen **236** und **238** sind mit den Elektroden **222** bzw. **224** verbunden und dienen als Batterieklemmen.

[0069] In [Fig. 8B](#) sind ein parallelgeschalteter verschachtelter Stapel kreisförmiger positiver Elektroden **222** und negativer Elektroden **224** in einen leitfähigen Behälter **234** gelegt. Separatorschichten (nicht dargestellt) sind wie erforderlich zwischen den Elektroden angeordnet. Die positiven Elektroden **222** sind jeweils mit einem Bus verbunden, der den Behälter **234** kontaktiert. Die negativen Elektroden **224** sind jeweils mit einem Bus verbunden, der einen leitfähigen Deckel **239** des Behälters **234** kontaktiert. Alternativ dazu können die negativen Elektroden **224** mit dem Bus verbunden sein, der den Behälter kontaktiert, und die negativen Elektroden **224** können mit dem Bus verbunden sein, der den Deckel **239** kontaktiert. Kerben oder Ausnehmungen **240** können in jeder Elektrode ausgebildet werden, um einen Weg für die Busse zu schaffen, welche die Elektroden mit dem Behälter **234** oder dem Deckel **239** verbinden. Ein Isolationsring **241** stellt sicher, dass der Deckel **239** das Gehäuse **234** nicht kurzschließt oder berührt. Der Behälter **234** und der Deckel **239** dienen so als Batterieklemmen.

[0070] [Fig. 8C](#) zeigt einen seriengeschalteten verschachtelten Stapel. Mit Ausnahme der Serienschaltung entspricht die in [Fig. 8C](#) dargestellte Anordnung [Fig. 8B](#).

[0071] [Fig. 8D](#) zeigt einen parallelgeschalteten verschachtelten vertikalen Stapel von rechteckigen Elektrodenbändern mit unterschiedlicher Breite. Die negativen Elektroden **224** sind jeweils mit dem Deckel **239** verbunden. Die positiven Elektroden **222** sind jeweils mit dem Behälter **234** verbunden. Der Behälter **234** und der Deckel **239** dienen so als Batterieklemmen.

[0072] [Fig. 8E](#) zeigt eine parallelgeschaltete konzentrische Elektrodenkonfiguration, in der die Elektroden **222** und **224** konzentrische Röhren mit unterschiedlichen Durchmessern umfassen, die ineinander passen.

[0073] [Fig. 8F](#) zeigt eine Drahtelektrodenausführung, bei der die Elektroden **222** und **224** durch Positionieren einer Länge Draht (etwa L_B) aus einem geeigneten Material, z.B. Cu oder Al, in einer Anordnung gebildet werden, sodass die negativen Elektroden **224** neben positiven Elektroden **222** liegen. Separatorhülsen **226'** werden über die Elektrodendrähte, z.B. die negativen Elektrodendrähte, gegeben. Die geeignete elektrolytische Paste füllt die Hohlräume um die einzelnen Elektroden aus. Wie erforderlich hält der Separator **226'** die geeignete elektrolytische Paste um die geeignete Elektrode und verhindert, dass die andere elektrolytische Paste in die Nähe eines solchen Bereichs kommt. Die negativen Drähte **224** sind mit dem Boden des Behälters **234** verbunden, und die positiven Drahtelektroden **222** sind mit dem Deckel **239** verbunden.

[0074] [Fig. 8G](#) zeigt eine parallelgeschaltete zylindrische Elektrodenausführungsform, die [Fig. 8E](#) ähnelt, worin aber jede zylindrische Elektrode einen Spalt oder Schlitz **242** umfasst; wobei die zylindrischen Elektroden **222** und **224** auf jeder Seite des Spalts **242** einen gemeinsamen Anschlusspunkt für die Laschen **244** und **246** bilden, die als elektrische Anschlüsse für die Batterie dienen. Die Elektroden **222** und **224** sind durch einen

geeigneten Separator **248** getrennt. Der Spalt **242** minimiert den Fluss von Wirbelströmen in den Elektroden. Bei der in [Fig. 8G](#) dargestellten Ausführungsform gibt es vier konzentrische zylindrische Elektroden **222**, wobei die äußere (größter Durchmesser) als Batteriegehäuse **234** dienen kann, und drei konzentrische Elektroden **224**, die zwischen den Elektroden **222** verschachtelt sind, wobei sechs konzentrische zylindrische Separatorschichten **248** die Elektroden **222** oder **224** jeweils von den benachbarten Elektroden trennen.

[0075] Im Allgemeinen ist es vorzuziehen, den Fluss von Wirbelströmen in der Batterie zu minimieren, welche zu einem Wärmeschluss oder anderem Ausfall eines Teils des magnetischen Signals mit einem modulierten Befehlssignalabschnitt führen könnten. Deshalb werden, indem keine Batterie mit Platten gebildet wird, die geschlossene Kreise bilden, die Wirbelströme minimiert, wie es in den Konfigurationen der [Fig. 8A-Fig. 8D](#) und [Fig. 8F](#) der Fall ist. In Fällen, in denen jedoch ein Erhitzen erwünscht ist, könnte eventuell die Ausführungsform aus [Fig. 8E](#) besser geeignet sein.

[0076] In [Fig. 9A](#) ist eine Art, auf die kostengünstige Elektroden für einen seriengeschalteten Elektrodenstapel gebildet werden können, wie er beispielsweise in [Fig. 8C](#) zu sehen ist. Ein Satz Elektroden **250** kann beispielsweise in geeigneter Form, wie sie etwa dargestellt ist, aus einer 0,00508 Zentimeter (0,002 Zoll) dicken Platte gestanzt und geschnitten werden. Ein komplementärer Satz Elektroden **252** kann auf ähnliche Weise gestanzt und geschnitten werden, wie dargestellt ist. Jeder Elektrodenstapel umfasst kreisförmige Basiselektroden, die mit einer geeigneten Lasche **254** verbunden sind. Die Laschen **254** sind von einer Elektrode zur nächsten gegeneinander versetzt. Die Elektrodenansätze werden dann gefaltet und verschachtelt, sodass die versetzten Laschen **254** einander nicht stören, wie in [Fig. 9B](#) zu sehen ist. Jeder der Elektrodenansätze **250**, **252** wird dann in den Behälter **234** eingeführt, wobei eine Separatorhülse über einen der Elektrodenansätze gegeben wird, wobei eine geeignete elektrische Verbindung zwischen den einzelnen Elektrodenansätzen und den entsprechenden Batterieklemmen hergestellt wird.

[0077] Obwohl hauptsächlich magnetische und Ultraschall-Kommunikationsmittel erläutert wurden, sind auch andere Kommunikationsmittel möglich. In einer alternativen Ausführungsform können implantierbare Vorrichtungen **100** über eine Leitung, d.h. modulierte Stromimpulse unter der Stimulationsschwelle (Impulse, die nicht Muskeln oder Nerven stimulieren), die von den Elektroden ausgesendet werden, Infrarot oder, wenn eine implantierte Vorrichtung direkt unter der Haut platziert ist, durchscheinende optische Mittel kommunizieren. Außerdem können andere Mittel verwendet werden, um die Batterie in der implantierten Vorrichtung aufzuladen, einschließlich optischer (z.B. Solarzellen) und mechanischer Vorrichtungen, oder alternativ dazu kann eine Kernenergieausführung verwendet werden, um eine geeignete Primärbatterie zu bilden.

Patentansprüche

1. Zur Implantation unter die Haut des Körpers eines Patienten durch Injektion geeignete Vorrichtung, wobei die Vorrichtung Folgendes umfasst:

ein abgedichtetes längliches Gehäuse mit einer Achslänge von weniger als 60 mm und einer Seitenlänge von weniger als 6 mm;

eine zumindest teilweise im Gehäuse angeordnete, energieverbrauchende Schaltungsanordnung mit zumindest einer Elektrode, die zur Gewebstimulation oder zum Abfühlen von Körperparametern geeignet ist, wobei die energieverbrauchende Schaltungsanordnung auf ein entfernt bereitgestelltes Befehlsdatensignal reagiert, um dadurch den Betrieb der Vorrichtung zu ändern;

gekennzeichnet durch

eine im Gehäuse angeordnete und elektrisch mit der energieverbrauchenden Schaltungsanordnung verbundene Batterie zur Speisung der Schaltungsanordnung;

und worin:

die Batterie aus einem Paar aus leitfähigen Platten mit einem dazwischen angeordneten Elektrolyten aufgebaut ist und eine Energiekapazität von zumindest 1 Mikrowattstunde aufweist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die Batterie Folgendes umfasst:

ein Gehäuse;

die erste leitfähige Platte, welche im Gehäuse angebracht ist;

die zweite leitfähige Platte, welche in gegenüberliegender, beabstandeter Beziehung zur ersten Platte im Gehäuse angebracht ist;

den zwischen der ersten und der zweiten Platte angeordneten Elektrolyten;

und worin

die Platten ausgebildet sind, um Zwischenräume zu beinhalten, um darin entsprechende Wirbelströme zu minimieren.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die Batterie wiederaufladbar ist und die Vorrichtung zudem eine innere Spule und eine Ladeschaltung umfasst, welche im Gehäuse angeordnet sind, um der wiederaufladbaren Batterie als Reaktion auf ein extern bereitgestelltes Wechselstrom-Magnetfeld einen Ladestrom zuzuführen.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die Batterie eine Primärbatterie ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die energieverbrauchende Schaltungsanordnung Folgendes umfasst:

eine Steuereinrichtung;

ein Adressenspeichermittel zum Speichern einer Identifikationsadresse;

eine mit der zumindest einen Elektrode gekoppelte Stimulationsschaltungsanordnung; und

einen Datensignalempfänger zum Empfangen des entfernt bereitgestellten Befehlsdatensignals, das die gespeicherte Adresse identifiziert, um die zumindest eine Elektrode über die Stimulationsschaltungsanordnung mit einem elektrischen Strom zu speisen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, worin der Datensignalempfänger eine auf das entfernt bereitgestellte Befehlsdatensignal, das durch ein moduliertes Magnetfeld definiert ist, responsive Spule umfasst.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, worin der Datensignalempfänger einen auf das entfernt bereitgestellte Befehlsdatensignal, das durch ein moduliertes Ultraschallsignal definiert ist, responsive Wandler umfasst.

8. Vorrichtung nach Anspruch 5, worin die energieverbrauchende Schaltungsanordnung weiters einen Datensignalsender zur Fernübertragung eines Datensignals an eine externe Vorrichtung umfasst.

9. Vorrichtung nach Anspruch 5, worin die an zumindest eine Elektrode gekoppelte Stimulationsschaltungsanordnung konfiguriert ist, um einen elektrischen Strom für die Stimulation von Gewebe zu erzeugen; und worin

die Steuereinrichtung der zumindest einen Elektrode eine Sequenz an Ansteuerimpulsen zuführt, wenn die Stimulationsschaltungsanordnung betätigt wird.

10. Vorrichtung nach Anspruch 5, weiters umfassend:

einen mit der Steuereinrichtung gekoppelten Sensor, der auf ein statisches Magnetfeld responsiv ist; und worin die Steuereinrichtung konfiguriert ist, um die Funktion der Vorrichtung als Reaktion auf ein vom Sensor detektiertes statisches Magnetfeld zu ändern.

11. Vorrichtung nach Anspruch 8, worin die energieverbrauchende Schaltungsanordnung zusätzlich Folgendes umfasst:

eine mit zumindest einer Elektrode gekoppelte Sensorschaltungsanordnung; und

einen Datensignalempfänger zum Empfangen des entfernt bereitgestellten Befehlsdatensignals, das die gespeicherte Adresse identifiziert, um selektiv ein Signal von der zumindest einen Elektrode abzufühlen; und worin

die Vorrichtung über das entfernt bereitgestellte Befehlsdatensignal, das die gespeicherte Adresse identifiziert, so konfigurierbar ist, dass diese selektiv (1) die Zuführung einer Sequenz an Ansteuerimpulsen über die Stimulationsschaltungsanordnung zur zumindest einen Elektrode oder (2) das Abfühlen eines elektrischen Signals von der zumindest einen Elektrode über die Sensorschaltungsanordnung ausführt.

12. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die energieverbrauchende Schaltungsanordnung Folgendes umfasst:

eine Steuereinrichtung;

ein Adressenspeichermittel zum Speichern einer Identifikationsadresse;

eine mit der zumindest einen Elektrode gekoppelte Sensorschaltungsanordnung; und

einen Datensignalempfänger zum Empfangen des entfernt bereitgestellten Befehlsdatensignals, das die gespeicherte Adresse identifiziert, um über die Sensorschaltungsanordnung ein Signal von der zumindest einen Elektrode abzufühlen.

Es folgen 13 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

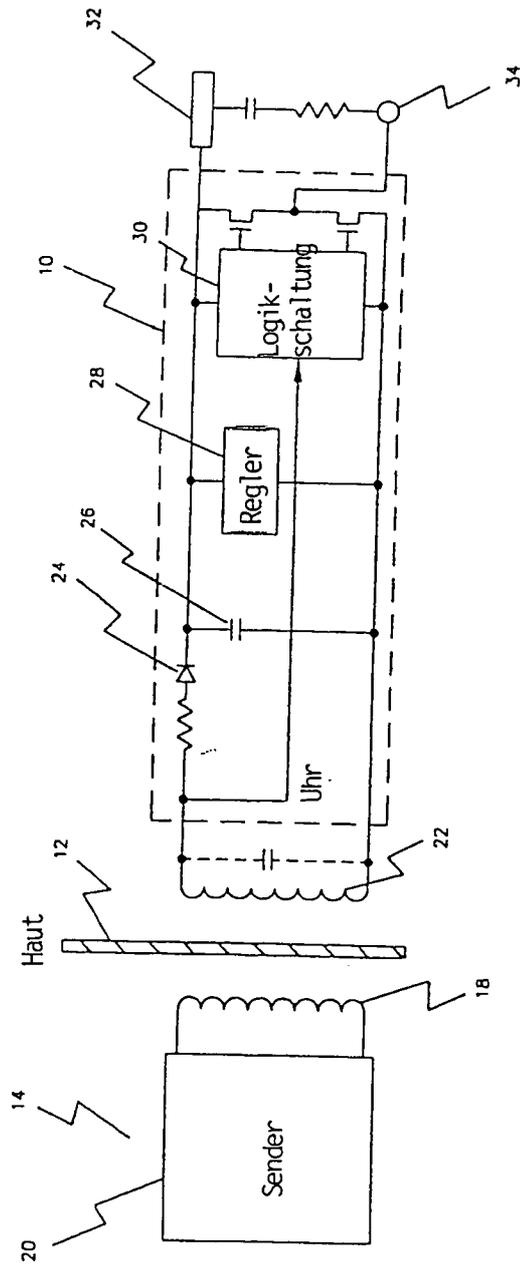


FIG. 1

Stand der Technik

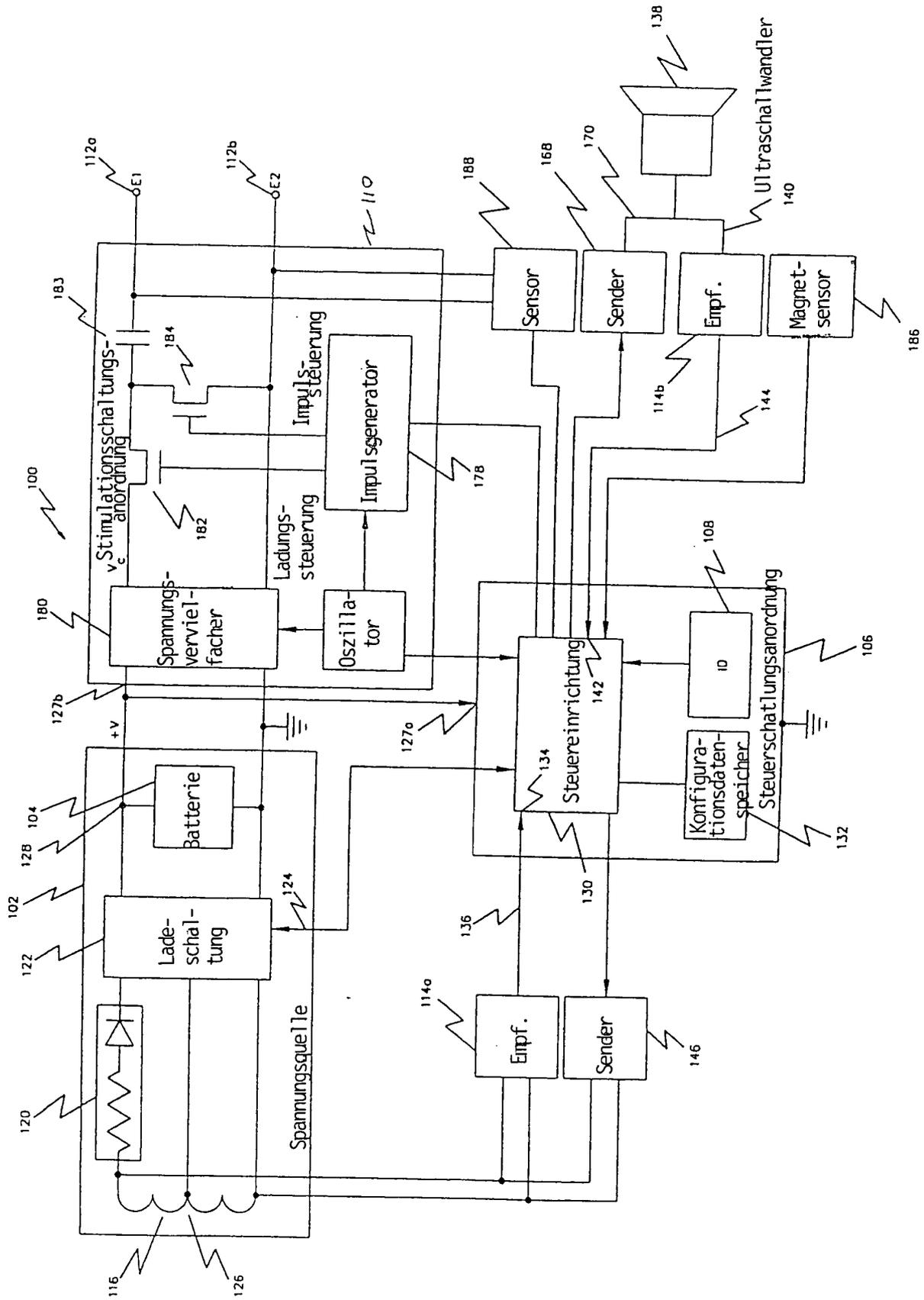


FIG. 2

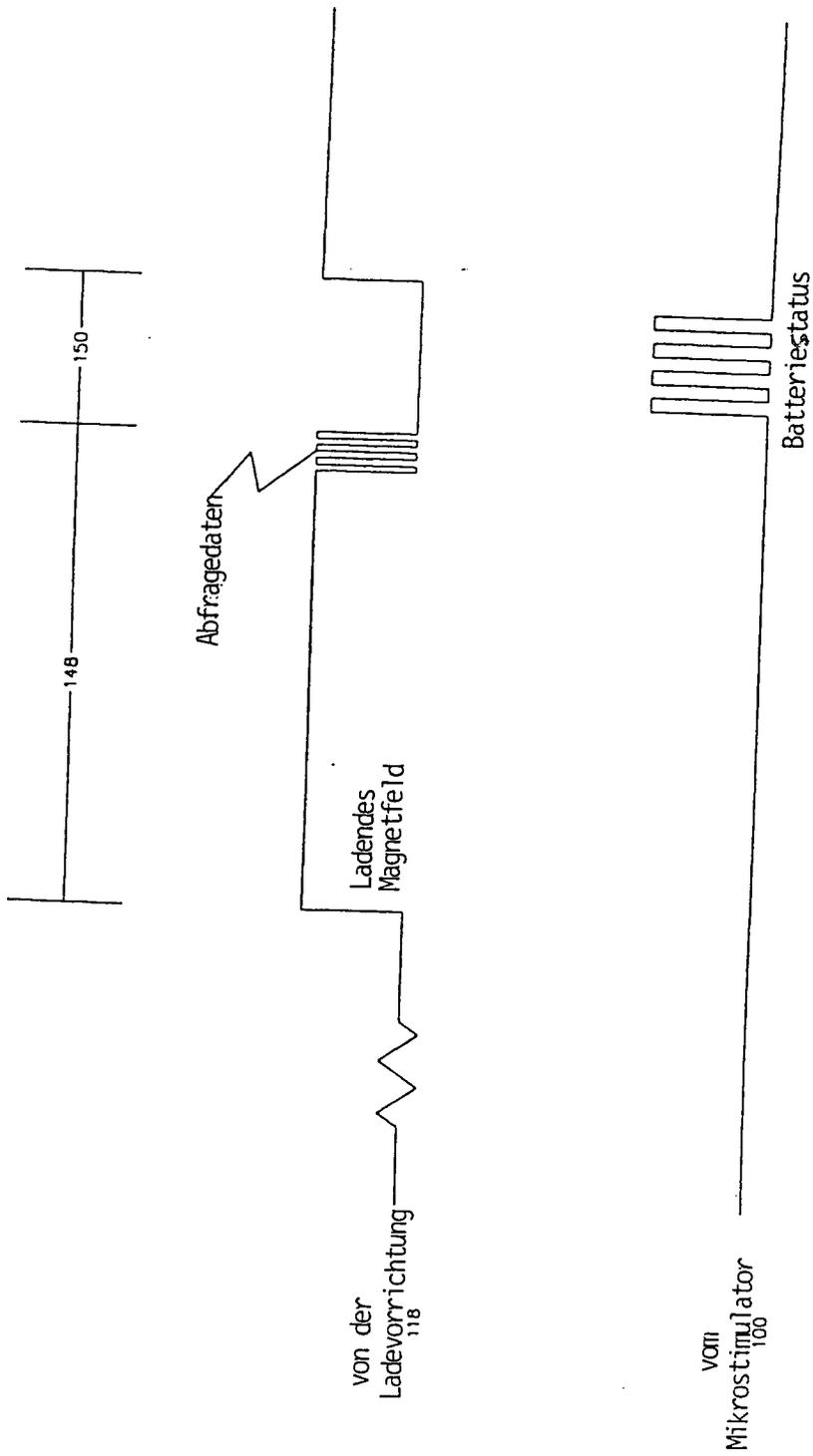


FIG. 3B

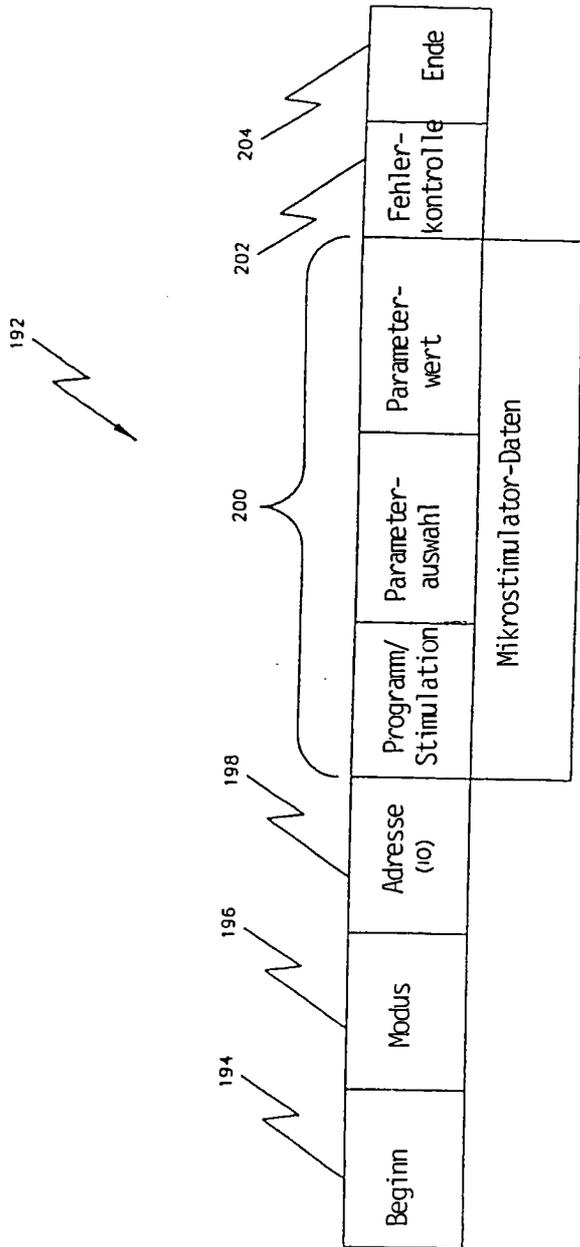


FIG. 4

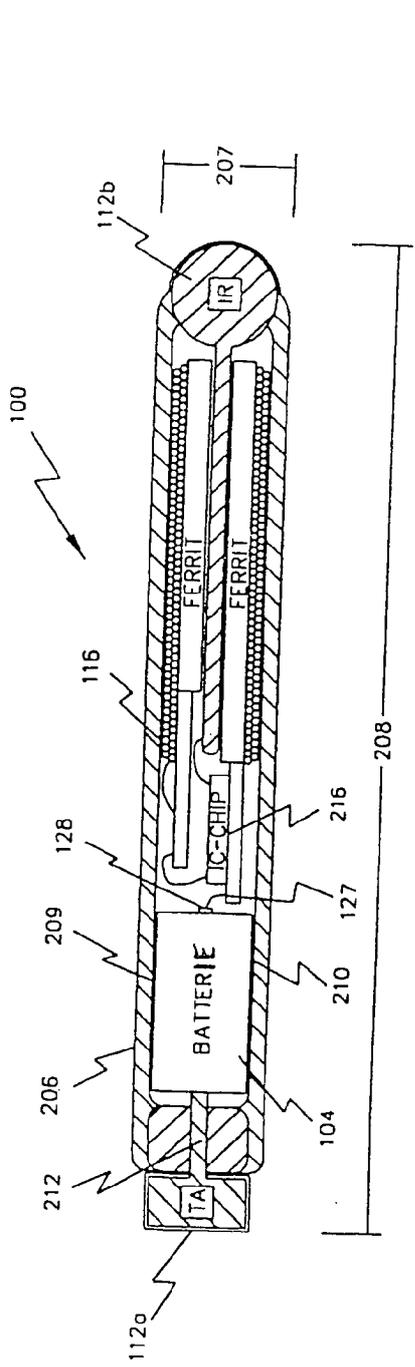


FIG. 5A

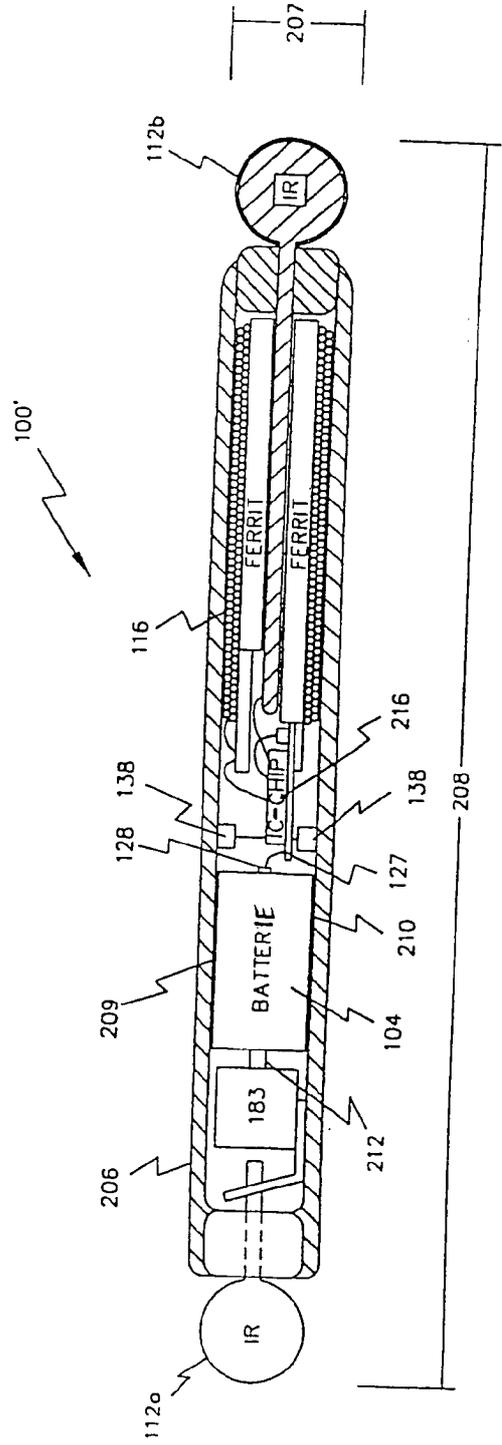


FIG. 5B

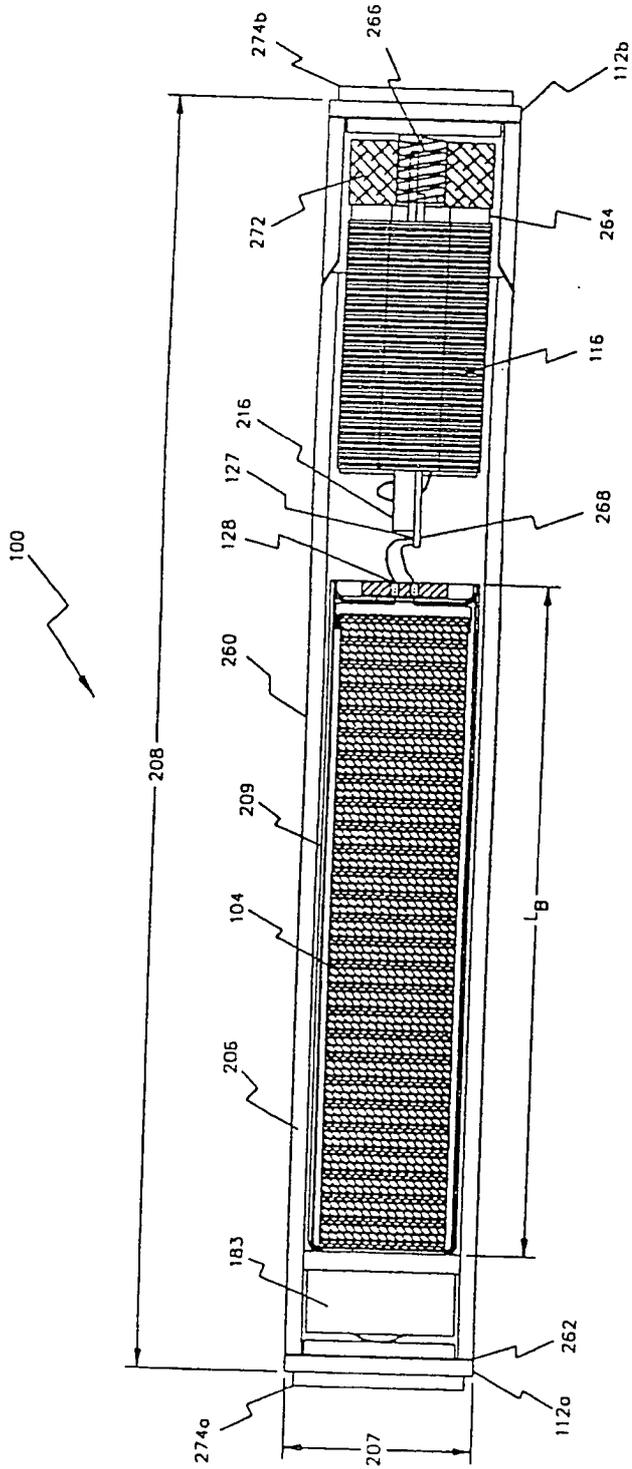


FIG. 5C

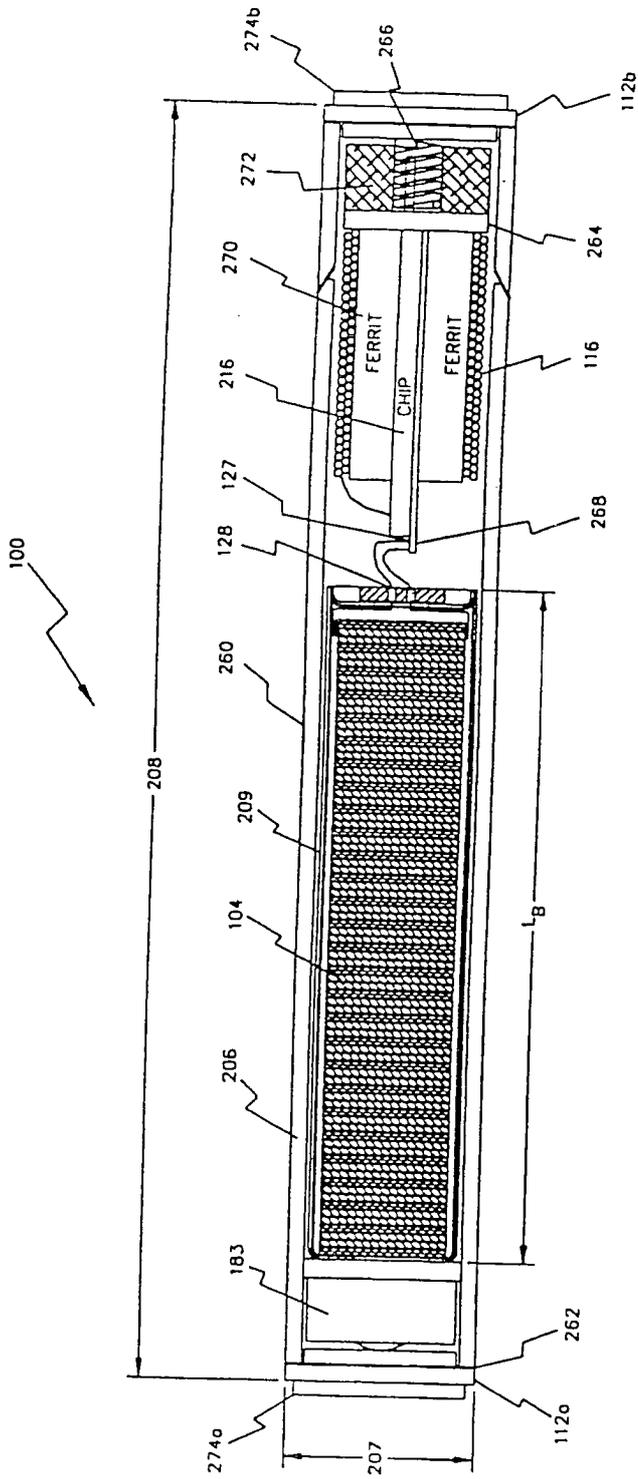


FIG. 5D

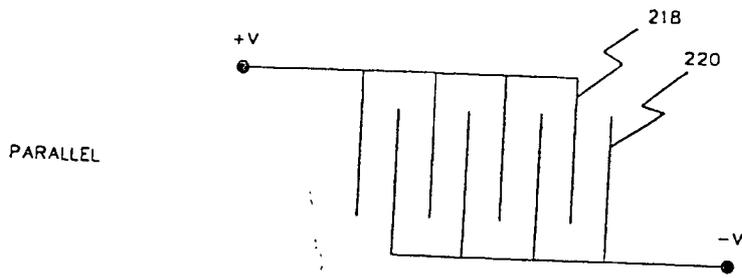


FIG. 6A

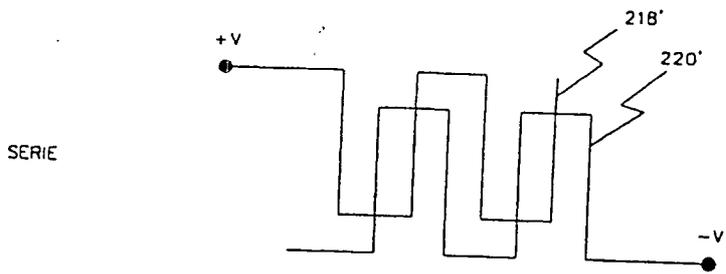


FIG. 6B

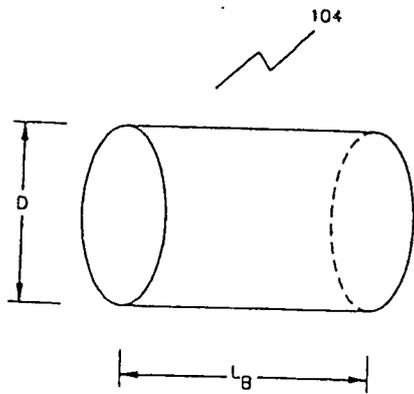


FIG. 7A

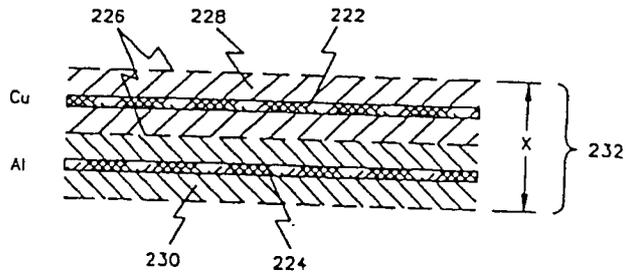


FIG. 7B

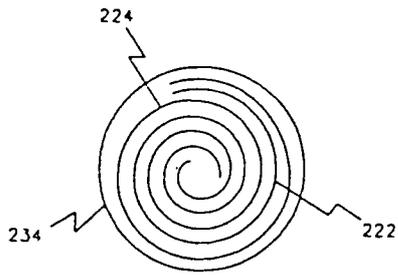


FIG. 8A

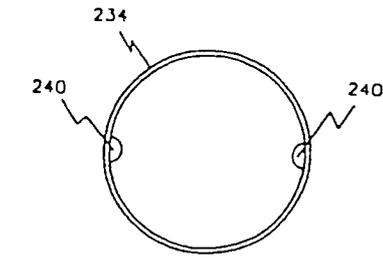


FIG. 8B

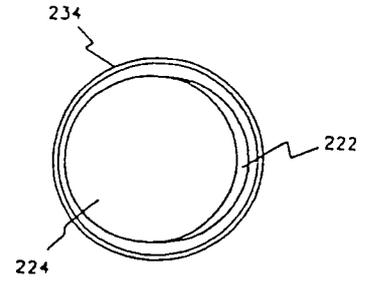


FIG. 8C

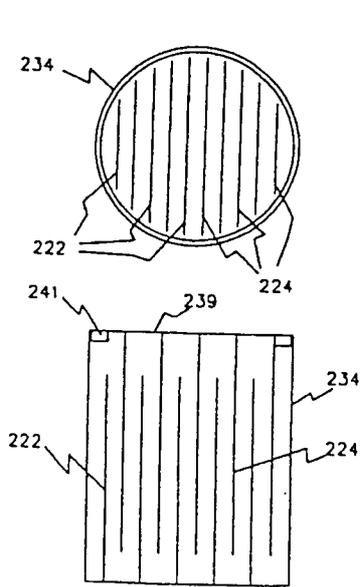
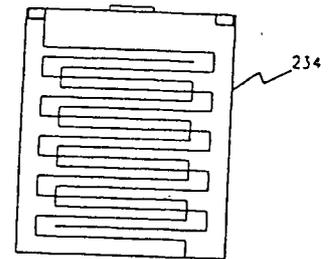
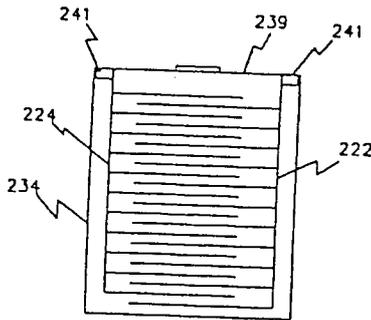
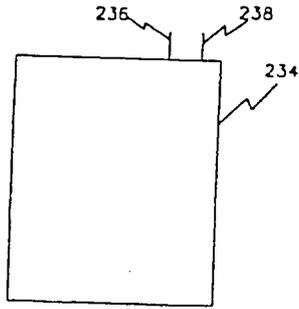


FIG. 8D

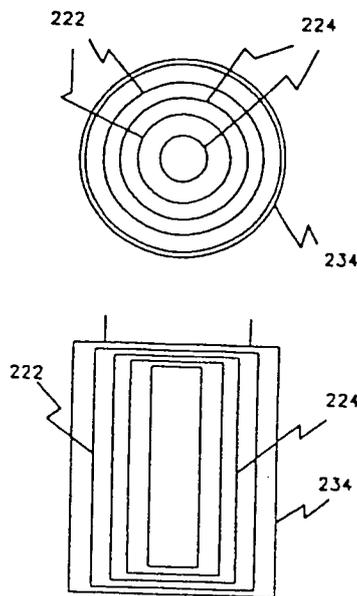


FIG. 8E

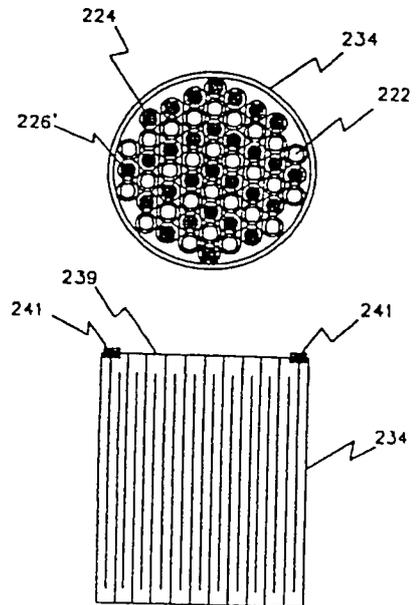


FIG. 8F

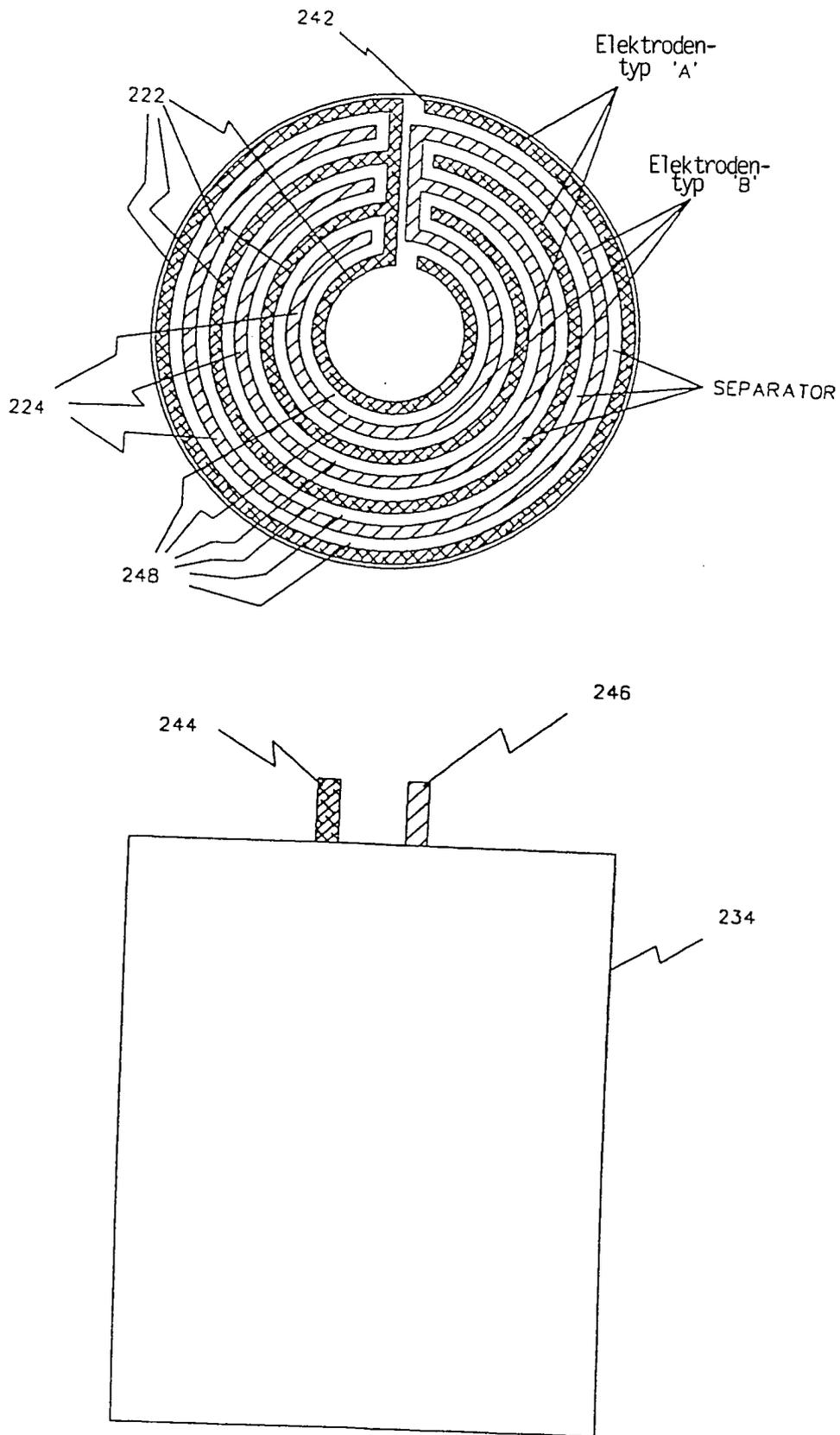


FIG. 8G

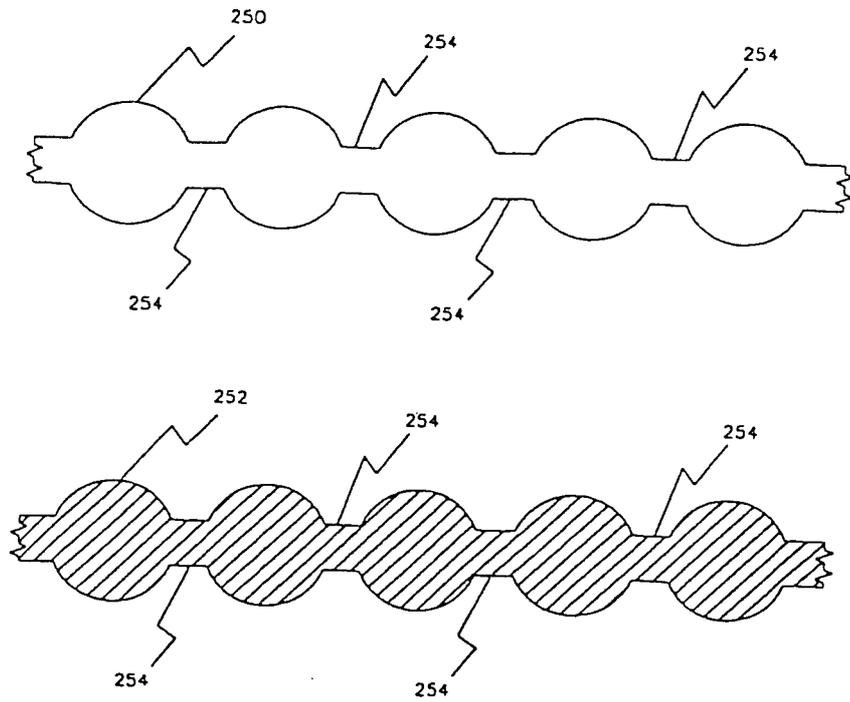


FIG. 9A

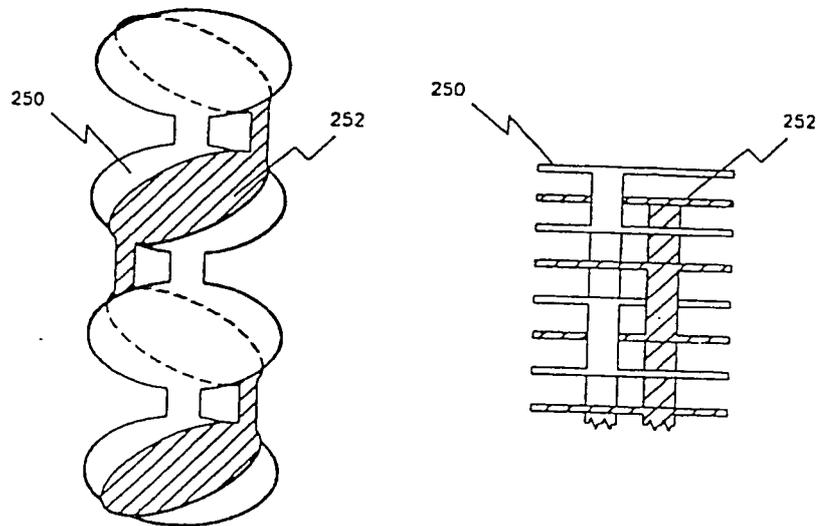


FIG. 9B

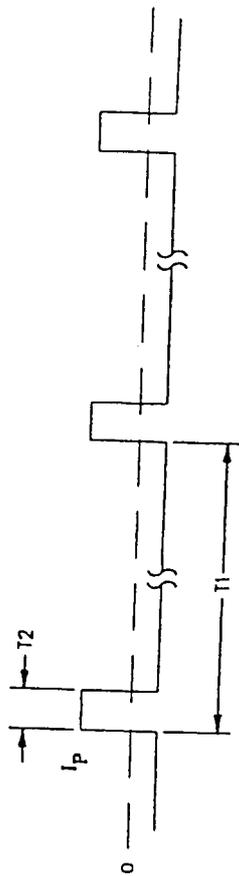


FIG. 10