

Anmelden

Patentsuche

Deutsch

Englisch

Stand der Technik suchen

Über diesen Antrag diskutieren



Übertragungsspulenarchitektur

DE 112008003192 T5

ZUSAMMENFASSUNG

Drahtloses Transpondersystem für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das System umfasst:

- eine erste biokompatible Spule;
- eine elektrische Verbindung, die die erste biokompatible Spule mit einer zweiten biokompatiblen Spule koppelt; und
- einen biokompatiblen Mikrotransponder, der mit der zweiten biokompatiblen Spule drahtlos gekoppelt ist;

wobei der Mikrotransponder unter Verwendung von Leistung, die über die elektrische Verbindung von der ersten biokompatiblen Spule gekoppelt wird, durch die zweite biokompatible Spule mit Leistung versorgt wird.

Veröffentlichungsnummer	DE112008003192 T5
Publikationstyp	Anmeldung
Anmeldenummer	DE200811003192
PCT-Nummer	PCT/US2008/084911
Veröffentlichungsdatum	7. Okt. 2010
Eingetragen	26. Nov. 2008
Prioritätsdatum	26. Nov. 2007
Auch veröffentlicht unter	US20090157145 , WO2009070705A2 , WO2009070705A3
Erfinder	Lawrence James Plano Cauller
Antragsteller	Micro-Transponder, Inc., Dallas
Zitat exportieren	BiBTeX , EndNote , RefMan
Patentzitate (4), Klassifizierungen (28), Juristische Ereignisse (3)	
Externe Links: DPMA , Espacenet	

BESCHREIBUNG

QUERVERWEIS AUF VERWANDTE ANMELDUNGEN

[0001] Diese Anmeldung beansprucht die Priorität der vorläufigen Patentanmeldung 60/990.278, eingereicht am 26. November 2007, und der vorläufigen Patentanmeldung 61/088.774, eingereicht am 14. August 2008, die hiermit durch Literaturhinweis eingefügt sind.

HINTERGRUND

[0002] Die zahlreichen innovativen Lehren der vorliegenden Anmeldung werden mit besonderem Bezug auf eine Anzahl von Ausführungsformen einschließlich derzeit bevorzugter Ausführungsformen (beispielhaft und nicht als Beschränkung) sowie weiterer Ausführungsformen beschrieben.

[0003] Eine Vielzahl medizinischer Bedingungen umfassen Störungen des Nervensystems im menschlichen Körper. Diese Bedingungen können eine Lähmung infolge einer Wirbelsäulenverletzung, eine Zerebralparese, Poliomyelitis, Sinnesverlust, Schlafapnoe, akuten Schmerz usw. enthalten. Ein kennzeichnendes Merkmal dieser Störungen kann z. B. die Unfähigkeit des Gehirns sein, neurologisch mit den überall im Körper verteilten Nervensystemen zu kommunizieren. Dies kann eine Folge physikalischer Unterbrechungen innerhalb des Nervensystems des Körpers und/oder chemischer Ungleichgewichte, die die Fähigkeit des Nervensystems ändern können, elektrische Signale wie etwa jene, die sich zwischen Neuronen fortpflanzen, zu empfangen und zu senden, sein.

[0004] Fortschritte auf dem medizinischen Gebiet haben Techniken erzeugt, die auf die Wiederherstellung oder Rehabilitation neurologischer Mängel, die zu einigen der oben erwähnten Bedingungen führen, gerichtet sind. Allerdings sind diese Techniken üblicherweise auf die Behandlung des Zentralnervensystems gerichtet und somit recht invasiv. **Diese Techniken enthalten z. B. das Implantieren von Vorrichtungen wie etwa Elektroden in das Gehirn und das physikalische Verbinden dieser Vorrichtungen über Drähte mit einem externen System, das so ausgelegt ist, dass es Signale zu den implantierten Vorrichtungen sendet und von ihnen empfängt. Obgleich die Inkorporation von Fremdkörpern in den menschlichen Körper nützlich ist, erzeugt sie üblicherweise verschiedene physiologische Komplikationen einschließlich chirurgischer Wunden und Infektion, die diese Techniken sehr herausfordernd zu implementieren machen.**

[0005] Zum Beispiel können die Größe der implantierten Vorrichtungen und die davon ausgehenden Drähte die Patientenbewegung verringern oder wesentlich beschränken. Darüber hinaus können unvermeidliche

ANSPRÜCHE (58)

1. Drahtloses Transpondersystem für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das System umfasst: eine erste biokompatible Spule; eine elektrische Verbindung, die die erste biokompatible Spule mit einer zweiten biokompatiblen Spule koppelt; und einen biokompatiblen Mikrotransponder, der mit der zweiten biokompatiblen Spule drahtlos gekoppelt ist; wobei der Mikrotransponder unter Verwendung von Leistung, die über die elektrische Verbindung von der ersten biokompatiblen Spule gekoppelt wird, durch die zweite biokompatible Spule mit Leistung versorgt wird.
2. System nach Anspruch 1, bei dem die erste biokompatible Spule unter einer Hautoberfläche ist und näher daran als die zweite biokompatible Spule ist.
3. System nach Anspruch 1, das ferner umfasst: die erste biokompatible Spule, die Hochfrequenzleistung empfängt, die an eine kritische Frequenz einer Mikrospule angepasst ist, und eine Resonatorschaltung innerhalb wenigstens eines Mikrotransponders.
4. System nach Anspruch 1, das ferner umfasst: eine externe Spule, die ein Hochfrequenzleistungssignal zu der ersten biokompatiblen Spule sendet.
5. System nach Anspruch 1, das ferner umfasst: eine externe Spule, die ein Hochfrequenzsignal mit einer Resonanzfrequenz oder mit einer Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsschaltung in wenigstens einem Mikrotransponder an die erste biokompatible Spule sendet.
6. System nach Anspruch 1, das ferner umfasst: die erste biokompatible Spule, die ein Hochfrequenzleistungssignal empfängt, um es an die zweite biokompatible Spule zu senden, um wenigstens einen Mikrotransponder drahtlos mit Leistung zu versorgen.
7. System nach Anspruch 6, das ferner umfasst: einen Resonanzabstimmkreis, der zwischen der ersten und der zweiten biokompatiblen Spule positioniert ist.
8. System nach Anspruch 1, das ferner umfasst: das durch die erste biokompatible Spule empfangene Leistungssignal, das in die

Try the new Google Patents, with machine-classified Google Scholar results, and Japanese and South Korean patents.

Vorrichtung verschiebt, was zu Patientenbeschwerden und möglicherweise zur Funktionsunfähigkeit der implantierten Vorrichtung führt. Folglich können korrigierende invasive Eingriffe notwendig sein, um die Vorrichtung innerhalb des Körpers neu zu positionieren, wobei das Risiko einer Infektion oder anderer Komplikationen weiter erhöht wird.

- [0006] Außerdem erfordert eine implantierte Vorrichtung üblicherweise für den Betrieb eine Batterie, wobei die Batterien, falls die Vorrichtung für längere Zeitdauer innerhalb des Körpers verbleiben soll, ersetzt werden müssen, was zusätzliche Eingriffe erfordert, die zu weiteren Komplikationen führen können. Darüber hinaus erfordern bestimmte Anwendungen, dass die implantierten Vorrichtungen so weit wie möglich miniaturisiert sind, so dass sie genau in den menschlichen Körper implantiert werden können oder so dass eine Gruppe von ihnen innerhalb eines kleinen definierten Bereichs implantiert werden kann.
- [0007] Die Veröffentlichung [US20020198572](#) von Weiner beschreibt z. B. eine Vorrichtung zum Bereitstellen einer subkutanen elektrischen Stimulation. Die Vorrichtung ist sicher nützlich, da sie durch Stimulation peripherer Nerven eine Schmerzlinderung schafft und somit Eingriffe mit dem Ziel des Gehirns oder Zentralnervensystems (CNS) vermeidet. Allerdings ist die Vorrichtung voluminös und weist Drahtzuleitungen auf, die die Leistungsquellen mit der implantierten Elektrode verbinden.
- [0008] Techniken wie etwa die in der [US-Veröffentlichung 20030212440](#) von Boveja und in verwandten Patenten beschriebenen vermeiden das Problem des Batterieersatzes in einem Biostimulator unter Verwendung einer magnetischen Sendespule (HF-Sendungsspule), die über dem Gebiet des Körpers platziert wird, das die implantierten Elektroden enthält. Diese Spule empfängt über eine induktive Kopplung Leistung und Befehlssignale, um Stimulationsimpulse zum Aktivieren von Motoreinheiten zu erzeugen. Da die Vorrichtung keine Batterie enthält, wird die elektrische Leistung von dem extern erzeugten HF-Feld in der Sendespule abgeleitet. Allerdings ist die Vorrichtung spezifisch für den Stimulus des Hirnnervs ausgelegt und nicht allgemein auf die gegenwärtigen Neuerungen anwendbar. Ferner besitzt die offenbarte Vorrichtung immer noch ein wesentliches Implantatbauelement mit Zuleitungen, die die Elektroden (entlang des Hirnnervs) mit dem implantierten Stimulusempfänger (in der Brust) verbinden.
- [0009] Ein anderer Zugang wird in Vorrichtungen befolgt, die ähnlich jenen sind, die in der [US-Veröffentlichung 20030212440](#) von Boveja beschrieben sind, die unter dem Warenzeichen BION[®] gemacht wurden und gegenwärtig für die Behandlung der Haminkontinenz und von Kopfschmerzen in klinischen Studien sind. Die BION[®]-Einheiten sind recht groß, im Bereich von etwa 2 mm × 10 mm × 2 mm (Dicke), wobei wesentlich kleinere Ausführungsformen für die Implantation bevorzugt sind. Darüber hinaus müssen BION[®]-Einheiten hermetisch abgedichtet sein, um die Spulen vor den schädigenden Wirkungen von Wasser und anderen Körperflüssigkeiten zu schützen. Außerdem erfordern BION[®]-Einheiten verhältnismäßig hohe Pegel extern angelegter HF-Leistung (häufig > 1 Watt), um die höheren Stimulusströme bereitzustellen, die für ihren Hauptzweck zum aktiven Stimulieren einzelner Muskeln oder Muskelgruppen notwendig sind.
- [0010] Die [US-Veröffentlichung 20050137652](#) von Cauller u. a. schafft kleine, drahtlose Nervenstimulatoren. In dieser offenbarten Vorrichtung besitzen eine Mehrzahl von Einkanalelektroden eine Schnittstelle mit Zellmaterie und ermöglichen somit, dass kleinere Vorrichtungen verwendet werden, ohne Wirksamkeit zu opfern. Da das subdermale Gewebe elektrische Signale leitet, können die kleinen Elektroden trotz der kleinen Größe der Vorrichtungen und der Entfernung von dem Nerv ein ausreichendes Signal bereitstellen, um Neuronen zu stimulieren.
- [0011] Die [US-Veröffentlichung 20060206162](#) von Wahlstrand u. a. beschreibt außerdem eine Vorrichtung, die mit einer Anordnung von Elektroden, die an der Rückseite des Halses an der Hautoberfläche befestigt sind, zu transkutanen Stimulationen fähig ist. Allerdings enthält diese Vorrichtung innerhalb des Gehäuses eine Batterie und ist immer noch recht groß.

Wechselstromsignal umwandelt, das für die Leistungsübertragung von der zweiten biokompatiblen Spule zur drahtlosen Leistungsversorgung wenigstens eines Transponders kompatibel ist.

9. Transpondersystem für die tiefe Implantation, wobei das Transpondersystem umfasst: eine äußere Übertragungsspule, die in der Nähe der Haut implantiert ist; eine innere Übertragungsspule, die in der Nähe eines oder mehrerer Mikrotransponder implantiert ist, die wenigstens in der Nähe von biologischem Gewebe implantiert sind, wobei die äußere Übertragungsspule und die innere Übertragungsspule elektrisch miteinander gekoppelt sind; und wobei die äußere Übertragungsspule auf eine externe Leistungsspule für die magnetische Nahfeldkopplung abgestimmt ist, was Leistung von der externen Spule zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder lässt.
10. System nach Anspruch 9, bei dem die innere Übertragungsspule Hochfrequenzleistung mit einer kritischen Frequenz einer Mikrospule und einer Resonatorschaltung innerhalb wenigstens eines Mikrotransponders empfängt.
11. System nach Anspruch 9, bei dem die externe Leistungsspule ein Hochfrequenzsignal sendet, das so abgestimmt ist, dass es an eine Resonanzfrequenz oder an eine Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsschaltung in wenigstens einem Mikrotransponder angepasst ist.
12. System nach Anspruch 9, bei dem die äußere Übertragungsspule ein Hochfrequenzsignal mit einer ausgewählten Frequenz empfängt, um ein Wechselstromsignal zu erzeugen, das auf die Leistungsversorgung wenigstens eines Mikrotransponders abgestimmt ist.
13. System nach Anspruch 9, das ferner umfasst: einen Resonanzabstimmkreis, der zwischen der äußeren Übertragungsspule und der inneren Übertragungsspule liegt.
14. System nach Anspruch 9, bei dem die innere Übertragungsspule Leistung bei einer Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsschaltung innerhalb eines Mikrotransponders empfängt, der aus wenigstens einer Mikrospule und einer Resonatorschaltung besteht.
15. System für eine drahtlose tiefe Implantation eines oder mehrerer Transponder in einen Patienten, wobei das System umfasst: einen oder mehrere drahtlose Mikrotransponder; eine erste Spule, die subdermal positioniert und mit einer zweiten Spule in der Nähe der Mikrotransponder elektrisch gekoppelt ist, wobei die zweite Spule mit einem der Mikrotransponder induktiv gekoppelt werden kann; und wobei die Mikrotransponder drahtlos mit der zweiten Spule gekoppelt sind und durch sie mit Leistung versorgt werden.
16. System nach Anspruch 15, das ferner umfasst: eine externe dritte Spule, die ein Resonanzfrequenz- oder Oberschwingungsfrequenzleistungssignal an die erste Spule sendet.
17. System nach Anspruch 15, das ferner umfasst: die erste Spule und die zweite Spule, die durch einen verdrahteten Verbinder gekoppelt sind, der ein Leistungssignal übermittelt, das von der ersten Spule drahtlos empfangen wird.
18. System nach Anspruch 17, das ferner umfasst: einen Resonanzabstimmkreis, der in dem verdrahteten Verbinder enthalten ist.
19. System nach Anspruch 15, das ferner umfasst: die erste Spule, die ein drahtloses Leistungssignal empfängt, das einen Wechselstromfluss für die zweite Spule induziert, wobei die Frequenz des zu der zweiten Spule gelieferten Wechselstroms

Länge eines Reiskorns ist in Glas gekapselt (um die inneren Bauelemente gegenüber dem Körper abzudichten) und wird über dem Bereich des Trizeps am rechten Arm einer Person implantiert. Wenn der VeriChip® mit der richtigen Frequenz abgetastet wird, antwortet er mit einer eindeutigen sechzehnstelligen Zahl, die den Nutzer für Identifizierungszwecke, für den Krankenaktenzugriff und zu anderen Zwecken mit in einer Datenbank gespeicherten Informationen korrelieren kann. Die Daten werden nicht verschlüsselt, was schwere Privatsphärenbedenken verursacht, und es gibt gewisse Hinweise darauf, dass die Vorrichtungen bei Mäusen Krebs verursachen können.



ZUSAMMENFASSUNG

[0013] Es gibt Vorteile der Verwendung noch kleinerer, zuverlässiger drahtloser implantierbarer Vorrichtungen und/oder Verfahren, die für die Behandlung von Nerven- oder anderen biologischen Störungen ausgelegt sind und auf die oben erwähnten Nachteile gerichtet sind.

[0014] Die vorliegende Anmeldung offenbart neue Zugänge zu Verfahren und Vorrichtungen für die Schaffung minimalinvasiver drahtloser Mikrotransponder, die subdermal implantiert und so konfiguriert werden können, dass sie eine Menge biologischer Signale abtasten und/oder eine Vielzahl von Gewebereaktionen stimulieren. Die Mikrotransponder enthalten miniaturisierte Mikrospulen und einen vereinfachten Schaltungsentwurf, um die Gesamtgröße der Mikrotransponder zu minimieren.

[0015] Leistung kann extern unter Verwendung der Nahfeldkopplung zum Liefern von Leistung an subkutan implantierte Mikrotransponder zugeführt werden. Zum Zuführen von Leistung an eine subdermale Spule über Nahfeldinduktion wird eine externe Spule verwendet. Die subdermale Spule kann durch einen abstimmbaren Resonanzkreis mit einer subkutanen tiefen Spule gekoppelt sein, um einem oder mehreren nahen Mikrotranspondern durch Nahfeldinduktion Leistung zuzuführen. Somit können vier Spulen (z. B. eine externe Spule, eine subdermale Spule (oder äußere Übertragungsspule), eine subkutane Spule (oder innere Übertragungsspule) und eine Mikrotranspondermikrospule) verwendet werden, um den Mikrotranspondern Leistung zuzuführen.

[0016] Die offenbarten Neuerungen schaffen in verschiedenen Ausführungsformen einen oder mehrere wenigstens der folgenden Vorteile:

- Option ferner HF-Leistungsquellen, die die Anforderung voluminöser Batterien beseitigt und eine tiefe Stimulation zulässt.
- Die Größen- und Leistungsvorteile ermöglichen, dass zu dem kleinsten Transponder verhältnismäßig komplexe Digitalelektronik hinzugefügt wird.
- Flexible Einsatzaktionen, die die Implantation in irgendeiner Tiefe und verschiedene Leistungsversorgungsoptionen zulassen.
- Lässt die Mikrotransponderimplantation an irgendeinem Punkt in dem Körper zu.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNG

[0017] Die offenbarten Erfindungen werden anhand der beigefügten Zeichnung beschrieben, die wichtige beispielhafte Ausführungsformen der Erfindung zeigt und die hier durch Verweis in die Beschreibung eingefügt ist, wobei:

[0018] 1 ein Funktionsschema eines vollständigen Mikrotransponders zum Abtasten und/oder Stimulieren der Nervenaktivität in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.

[0019] 2 eine Veranschaulichung einer Laminarspiralmikrospule ist, die in der Konstruktion einer Mikrotransponderplattform zum Stimulieren der Nervenaktivität in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen verwendet wird.

[0020] 3 eine Darstellung einer Laminarspiralmikrospule ist, die in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen auf einem Substrat galvanisch beschichtet worden ist.

[0021] 4 eine Veranschaulichung eines Stromlaufplans für einen drahtlosen Mikrotransponder, der für die unabhängige Selbstauslöseoperation (asynchrone Stimulation) ausgelegt ist, in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.

20. System nach Anspruch 15, das ferner umfasst: die zweite Spule, die drahtlos ein Hochfrequenzsignal zum wahlweisen Aktivieren wenigstens eines Transponders über eine Resonatorleistungsschaltung, die bei einer Resonanzfrequenz oder bei einer Oberschwingung der Frequenz in Resonanz ist, sendet.

21. Verfahren zum Betreiben einer drahtlosen Einheit für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: internes Verteilen einer oder mehrerer elektronischer Einheiten innerhalb eines gewünschten Volumens; Positionieren einer ersten Spule in der Nähe einer Oberfläche des Körpers und gekoppelt mit einer zweiten Spule in der Nähe der einen oder mehreren elektronischen Einheiten; und Leistungsversorgung der elektronischen Einheiten unter Verwendung einer drahtlosen Verbindung mit der zweiten Spule, die bei einer Frequenz, die harmonisch mit einer Resonanzfrequenz einer Resonatorleistungsversorgungsschaltung in einer der elektronischen Einheiten verwandt ist, in Resonanz ist.

22. Verfahren nach Anspruch 21, das ferner den folgenden Schritt umfasst: Senden eines Hochfrequenzsignals mit einer Frequenz, die mit der Resonanzfrequenz von einer externen Quelle harmonisch verwandt ist, an die erste Spule.

23. Verfahren nach Anspruch 22, das ferner den folgenden Schritt umfasst: Übermitteln eines Leistungssignals von der ersten Spule an die zweite Spule unter Verwendung einer verdrahteten Verbindung, die einen Resonanzabstimmkreis umfasst.

24. Verfahren nach Anspruch 21, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Empfangen eines Leistungssignals, das ein Wechselstromsignal induziert, bei der ersten Spule; Abstimmen des Wechselstromsignals auf ein Signal mit einer kompatiblen Frequenz, damit es mit der Resonatorleistungsschaltung in einer der elektronischen Einheiten in Resonanz ist; und Senden des Signals mit der abgestimmten kompatiblen Frequenz von der zweiten Spule.

25. Verfahren nach Anspruch 21, bei dem die erste Spule dauerhaft positioniert ist.

26. Verfahren nach Anspruch 21, bei dem die Leistungsversorgung der elektronischen Einheiten über eine Grenzschicht des Körpers zu der zweiten Spule stattfindet.

27. Verfahren zur Verwendung eines Transponders für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Positionieren einer ersten Spule in der Nähe der Oberfläche des Körpers und die mit einer zweiten Spule in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern, die innerhalb eines tiefen Gewebebereichs verteilt sind, gekoppelt ist; und Versorgen der Mikrotransponder unter Verwendung der zweiten Spule mit Leistung mit einer Leistungssignal-Signalfrequenz, die wenigstens eine harmonisch verwandte Frequenz einer Resonatorleistungsschaltung in wenigstens einem der Mikrotransponder enthält.

28. Verfahren nach Anspruch 27, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Senden des Leistungssignals von der ersten Spule zu einer dritten Spule, die subdermal positioniert und drahtlos mit der ersten Spule gekoppelt ist; und Verbinden der dritten Spule und der zweiten Spule mit einem Resonanzabstimmkreis, der zur Anpassung des Leistungssignals an die wenigstens eine harmonisch verwandte Frequenz der Resonatorleistungsschaltung verwendet wird.

29. Verfahren nach Anspruch 27, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Empfangen des Leistungssignals bei der subdermal positionierten ersten Spule; und Verbinden der ersten Spule und der zweiten Spule mit einem Resonanzabstimmkreis, der zur Anpassung des Leistungssignals an die Resonanzfrequenz oder

- [0022] 5 mehrere graphische Darstellungen bietet, die zusammenfassen, wie die Stimulusfrequenz, die Stimulusstromspitzenamplitude und die Stimulusimpulsdauer eines drahtlosen Mikrotransponders unter verschiedenen Vorrichtungseinstellungen und Eingabebedingungen externer HF-Leistung in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen variieren.
- [0023] 6 eine Veranschaulichung eines Stromlaufplans für einen drahtlosen Mikrotransponder mit einem Demodulator für ein externes Auslösesignal zum Synchronisieren der gelieferten Stimuli mit mehreren weiteren drahtlosen Mikrotranspondern in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.
- [0024] 7 ein Diagramm ist, das die Demodulation eines Auslösesignals einer externen Unterbrechung durch Differentialfilterung in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen veranschaulicht.
- [0025] 8 mehrere graphische Darstellungen bietet, die die Ergebnisse von Tests eines drahtlosen Mikrotransponders (mit einem Demodulatorelement für die Auslösung einer externen Unterbrechung) unter verschiedenen Vorrichtungseinstellungen und Bedingungen der Stärke der externen HF-Leistung in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen zusammenfassen.
- [0026] 9A eine Veranschaulichung eines Einsatzes mehrerer drahtloser Mikrotransponder, die überall in subkutanen Gefäßbetten und Nervus-Terminalis-Feldern verteilt sind, in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist;
- [0027] 9B eine Veranschaulichung eines Einsatzes drahtloser Mikrotransponder, um eine Kopplung mit tiefen Mikrotransponderimplantaten zu ermöglichen, in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.
- [0028] 9C eine Veranschaulichung eines Einsatzes drahtloser Mikrotransponder, um die Kopplung mit tiefen Nervenmikrotransponderimplantaten zu ermöglichen, in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist;
- [0029] 10 eine Veranschaulichung ist, wie drahtlose Mikrotransponder unter Verwendung einer abgeschrägten rechteckigen Nadel zur subkutanen Injektion eingesetzt werden können, in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.
- [0030] 11 eine Veranschaulichung einer Herstellungsfolge für drahtlose Mikrotransponder vom Spiraltyp in Übereinstimmung mit den vorliegenden Neuerungen ist.
- [0031] 12 eine Veranschaulichung einer Baueinheit einer inneren und einer äußeren Übertragungsspule unter Verwendung eines Koaxialkabels ist. AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN
- [0032] Die zahlreichen innovativen Lehren der vorliegenden Anmeldung werden mit besonderem Bezug auf die derzeit bevorzugte Ausführungsform (beispielhaft und nicht als Beschränkung) beschrieben.
- [0033] **Verschiedene Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung sind auf die Miniaturisierung minimalinvasiver drahtloser Mikroimplantate gerichtet, die "Mikrotransponder" genannt werden, die klein genug sein können, um zu ermöglichen, dass zahlreiche unabhängige Mikrotransponder unter einem Quadratzoll Haut implantiert werden, um eine Menge biologischer Signale abzutasten oder eine Vielzahl von Gewebereaktionen zu stimulieren.** Die Mikrotransponder können ohne implantierte Batterien oder Drähte arbeiten, indem sie elektromagnetische Leistung von biegsamen Spulen empfangen, die auf der Oberfläche der darüber liegenden Haut platziert sind. Der Mikrotransponderentwurf beruht auf Hochfrequenzidentifizierungsvorrichtungen (RFIDs) mit drahtloser Technologie.
- [0034] Die vorliegende Anmeldung offenbart neue Zugänge zu Verfahren und Vorrichtungen zur Schaffung minimalinvasiver drahtloser Mikrotransponder, die subkutan implantiert und zum Abtasten einer Menge biologischer Signale und/oder zum Stimulieren einer Vielzahl von Gewebereaktionen konfiguriert werden können. Die Mikrotransponder enthalten miniaturisierte Mikroschaltungen, die unter Nutzung neuer Herstellungsverfahren gebildet werden, und weisen an die Oberschwingungsfrequenz der Resonatorleistungsschaltung verwendet wird.
30. Verfahren nach Anspruch 27, bei dem das Leistungssignal von einer Hochfrequenzquelle gesendet wird, um mit der ersten Spule in Wechselwirkung zu treten, um einen Wechselstrom zu erzeugen.
31. Verfahren nach Anspruch 27, bei dem das bei der zweiten Spule empfangene Signal mit der abgestimmten Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz wahlweise einen der Mikrotransponder mit Leistung versorgt.
32. Verfahren für die Leistungsversorgung eines Transponders für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Koppeln einer subdermalen äußeren Übertragungsspule mit einer inneren Übertragungsspule, die sich in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern befindet; und Ansteuern der inneren Übertragungsspule bei einer Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsschaltung in den Mikrotranspondern zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder.
33. Verfahren nach Anspruch 32, bei dem die subdermale äußere Übertragungsspule ein Leistungssignal von der äußeren Spule empfängt.
34. Verfahren nach Anspruch 33, bei dem das Leistungssignal ein Wechselstromsignal ist, das bei der Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz gesendet wird.
35. Verfahren nach Anspruch 33, bei dem das Leistungssignal unter Verwendung einer Umsetzerschaltung, die zwischen der äußeren Übertragungsspule und der inneren Übertragungsspule liegt, in die Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz umgesetzt wird.
36. Verfahren nach Anspruch 33, bei dem das Leistungssignal bei der Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz der inneren Übertragungsspule gesendet wird, um einen Wechselstrom von der inneren Übertragungsspule zu induzieren.
37. Verfahren nach Anspruch 32, bei dem ein Wechselstromleistungssignal der inneren Übertragungsspule auf die Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz abgestimmt wird.
38. System mit tiefen Transpondern, das umfasst: eine Mehrzahl unter der Haut implantierter äußerer Übertragungsspulen, die mit wenigstens einer einer Mehrzahl innerer Übertragungsspulen gekoppelt sind, die in der Nähe einer Mehrzahl in das Gewebe implantierter Mikrotransponder implantiert sind; wobei einzelne der Übertragungsspulen wenigstens auf eine einer Mehrzahl externer Leistungsspulen für die magnetische Nahfeldkopplung abgestimmt sind, was Hochfrequenzleistung von den externen Spulen zur Leistungsversorgung ausgewählter Mikrotransponder bei vorgegebenen Resonanzfrequenzen oder Oberschwingungsfrequenzen lässt.
39. System nach Anspruch 38, bei dem eine oder mehrere Übertragungsspulen ein Leistungssignal mit einer Frequenz zum Ändern und zur Leistungsversorgung bei wenigstens einem Mikrotransponder empfangen.
40. System nach Anspruch 38, bei dem ein durch wenigstens eine äußere Übertragungsspule empfangenes Hochfrequenzleistungssignal durch eine Abstimmungsschaltung auf eine vorgegebene Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz abgestimmt wird, die durch wenigstens eine innere Übertragungsspule gesendet wird.
41. System nach Anspruch 38, bei dem die vorgegebene Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz eine Resonatorleistungsschaltung in einem der ausgewählten

Mikrotranspondertechnologie ermöglichte beispiellose Miniaturisierung minimalinvasiver biomedizinischer Implantate ermöglicht neue Formen der verteilten Stimulation oder der Abtastung mit hoher Auflösung unter Verwendung von Mikroimplantaten, die so klein sind, dass Implantationsdichten von 100 pro Quadratzoll Haut möglich sind.

[0035] Die Einfachheit der Mikrotransponder ermöglicht äußerste Miniaturisierung und lässt zu, dass viele Mikrotransponder, üblicherweise durch verhältnismäßig nichtinvasive Injektionstechniken, in einen gegebenen Bereich implantiert werden. Die Mikrotransponder sind biologisch kompatibel und vermeiden somit die Notwendigkeit des Abdichtens der Vorrichtungen (wie bei dem VeriChip®) und tragen weiter zu kleiner Größe bei. Es sind viele biologisch kompatible Materialien und Beschichtungen wie etwa Gold, Platin, SU-8, Teflon®, Polyglycerine oder hydrophile Polymere wie etwa Polyethylenglycol (PEG) bekannt. Außerdem können viele Materialien biologisch kompatibel gemacht werden, indem die Oberfläche passiviert wird, um sie reaktionslos zu machen. In einigen Ausführungsformen kann der Mikrotransponder eine wanderungshemmende Beschichtung wie etwa ein poröses Polypropylenpolymer enthalten, um eine Wanderung von der Implantationsstelle weg zu verhindern. Allerdings zeigen Experimente bisher, dass die unbeschichteten Vorrichtungen nicht wandern. Diese kleinen Vorrichtungen schweben unabhängig in dem Gewebe und bewegen sich lediglich, während sich das Gewebe bewegt, und minimieren somit die Gewebeabstoßung und -kapselung und maximieren die Langlebigkeit und die Effektivität.

[0036] Die drahtlose RFID-Technologie umfasst die magnetische Nahfeldkopplung zwischen zwei einfachen Spulen, die auf Resonanz bei derselben Frequenz abgestimmt sind (oder eine Oberschwingung aufweisen, die zu einer Oberschwingung oder zu der Grundfrequenz der anderen Spule passt). Überall in diesem Dokument enthalten Bezugnahmen auf die Abstimmung zweier Spulen auf die "selbe Frequenz", dass die Frequenzen der Spulen bei der Grundfrequenz und/oder bei Oberschwingungsfrequenzen angepasst sind. Elektromagnetische Hochfrequenzleistung (HF-Leistung), die an eine dieser Spulen angelegt wird, erzeugt in dem Raum um diese Leistungsspule ein Feld. In irgendeiner fernen Spule, die innerhalb dieses Leistungsfelds platziert ist, kann fern elektrische Leistung induziert werden, solange die ferne Spule richtig abgestimmt ist, so dass sie mit derselben Frequenz wie die Leistungsspule in Resonanz ist. Allerdings ist die Abstimmung bei der inneren Grenze für induktive Kopplung nicht so kritisch.

[0037] Ein selbstauslösender drahtloser Mikrotransponder kann zur Bereitstellung einer asynchronen Elektrostimulation verwendet werden. Der Mikrotransponder dieser Ausführungsform enthält ein Resonatorelement, ein Gleichrichterelement, ein Stimulusspannungselement, ein Stimulusentladeelement und eine leitende Elektrode. Der Mikrotransponder ist so konfiguriert, dass er einen elektrischen Stimulus mit einer Wiederholungsrate entlädt, die durch die Stärke des extern angelegten HF-Leistungsfelds gesteuert wird.

[0038] Ein drahtloser Mikrotransponder mit einem Demodulatorelement für einen externen Auslöseimpuls kann verwendet werden, um synchronisierte Elektrostimulation bereitzustellen. Der Mikrotransponder dieser Ausführungsform enthält ein Resonatorelement, ein Gleichrichterelement, ein Demodulatorelement für einen externen Auslöseimpuls, ein Stimuluszeitgeberelement, ein Stimulustreiberelement und eine leitende Elektrode. Das Demodulatorelement für einen externen Auslöseimpuls ist so konfiguriert, dass es ein Auslösesignal von einem externen Hochfrequenz-Leistungsfeld (HF-Leistungsfeld) empfängt. Das Stimulustreiberelement ist zum Entladen eines elektrischen Stimulus, wenn das Demodulatorelement für einen externen Auslöseimpuls das Auslösesignal empfängt, konfiguriert.

[0039] 1 ist ein Funktionsschema eines vollständigen Mikrotransponders zum Abtasten und/oder Stimulieren der Nervenaktivität in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Die Schaltung ist für die abhängige

42. System mit tiefen Transpondern, das umfasst: eine Mehrzahl äußerer Übertragungsspulen, die mit einer Mehrzahl innerer Übertragungsspulen, die in der Nähe eine Mehrzahl in das Gewebe implanzierter Mikrotransponder positioniert sind, elektrisch gekoppelt sind; und wobei jeweilige der äußeren Übertragungsspulen induktiv mit einer beweglichen externen Leistungsspule gekoppelt sind, um dadurch Hochfrequenzleistung von den externen Spulen zur Leistungsversorgung ausgewählter Mikrotransponder bei vorgegebenen abgestimmten Frequenzen zu lassen.

43. Verfahren für den Betrieb eines Transponders für die tiefe Implantation, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Implantieren einer äußeren Übertragungsspule in subdermales Gewebe, das mit einer inneren Übertragungsspule gekoppelt ist, die in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern in Gewebe implantiert ist; und Koppeln der äußeren Übertragungsspule mit einer Epidermisleistungsspule unter Verwendung drahtloser magnetischer Nahfeldkopplung, um dadurch Hochfrequenzleistung von der Epidermisleistungsspule zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder zu lassen.

44. Verfahren nach Anspruch 44, bei dem die Hochfrequenzleistung bei einer Frequenz ist, um eine Leistungsschaltung innerhalb wenigstens eines Mikrotransponders in Resonanz zu versetzen.

45. Verfahren nach Anspruch 44, das ferner den folgenden Schritt umfasst: Abstimmen der Hochfrequenzleistung, um eine Resonatorleistungsschaltung eines Mikrotransponders mit einem Abstimmkreis, der zwischen der äußeren Übertragungsspule und der inneren Übertragungsspule liegt, in Resonanz zu versetzen.

46. Verfahren nach Anspruch 44, bei dem die Hochfrequenzleistung in der äußeren Übertragungsspule ein Wechselstromleistungssignal induziert.

47. Verfahren zum Betreiben eines tiefen Nerventransponders, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Koppeln einer Mehrzahl von Mikrotranspondern, die eine Schnittstelle zu einer Mehrzahl tiefer Nerven besitzen, mit einer in der Nähe implantierten ersten Spule unter Verwendung einer drahtlosen magnetischen Kopplung, wobei die erste Spule mit einer in subdermales Gewebe implantierten zweiten Spule verbunden ist; und Leistungsversorgung der Mikrotransponder durch Koppeln der zweiten Spule mit einer dritten Epidermisspule unter Verwendung der drahtlosen magnetischen Nahfeldkopplung und Senden von Hochfrequenzleistung von der dritten Epidermisspule.

48. Verfahren nach Anspruch 48, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Induzieren von Wechselstrom in der zweiten Spule mit der empfangenen Hochfrequenzleistung; und Abstimmen der Hochfrequenzleistung zur Resonanz einer Resonatorleistungsschaltung eines Mikrotransponders mit einem Abstimmkreis, der zwischen der zweiten Spule und der ersten Spule liegt.

49. In Gewebe implantierbare Übertragungseinheit für implantierte drahtlose Mikrotransponder, wobei die Übertragungseinheit umfasst: eine erste und eine zweite biokompatible Spule; und eine biokompatible elektrische Verbindung, die die erste und die zweite Spule koppelt; wobei die erste und die zweite Spule einen gekoppelten passiven Resonator bilden; und wobei die erste und die zweite Spule zusammen eine Leistungsübertragung von drahtlosen Leistungseingaben bei der ersten Spule zu drahtlosen Leistungsausgaben bei der zweiten Spule bereitstellen.

50. Einheit nach Anspruch 50, bei der die erste Spule von einer externen Spule ein Hochfrequenzleistungssignal empfängt, das bei einer Resonanzfrequenz für einen Leistungsresonator zu der zweiten Spule übertragen wird.

51. Einheit nach Anspruch 50, bei der die erste Spule von einer externen Quelle ein Hochfrequenzleistungssignal empfängt, das

enthält elektrische Bauelemente, die als elektrische Schnittstelle mit Neuronen peripherer Nerven ausgelegt sind. Ferner enthält die Schaltung 10 elektrische Bauelemente, die ermöglichen, dass der Mikrotransponder mit gegenüber dem Mikrotransponder externen Systemen in drahtlose Wechselwirkung tritt. Diese Systeme können andere in den Körper implantierte Transponder oder externe Spulen und/oder einen Empfänger enthalten. Die drahtlosen Fähigkeiten der Schaltung 10 ermöglichen die Lieferung elektrischer Signale zu und/oder von den peripheren Nerven. Diese enthalten elektrische Signale, die Nervenspitzen signale und/oder zum Stimulieren überall in dem subkutanen Gewebe verteilter peripherer Nerven konfigurierte Signale angeben.

[0040] Dementsprechend enthält die Schaltung 10 die um eine Mittelachse 12 gewickelte Mikrospule 22. Die Mikrospule 22 ist zu einem Kondensator 11 und über einen Schalter 15 zu einem HF-Identitätsmodulator 17 parallelgeschaltet. Der HF-Identitätsmodulator 17 ist mit einem HF-Identitäts- und HF-Auslöseimpulsdemodulator 13 gekoppelt, der wiederum mit einem Gleichrichter 14 gekoppelt ist. Der Gleichrichter 14 ist mit einem Spitzensensorauslöser 16 und mit einem Stimulustreiber 20 gekoppelt. Der Gleichrichter 14 und der Spitzensensor 16 sind beide zu einem Kondensator 18 parallelgeschaltet. Außerdem ist der Spitzensensor 16 mit einer Nervenspitzenelektrode 19 gekoppelt und verbindet dadurch elektrisch den Spitzensensor 16 mit Nervenleitungsgewebe (Neuronen). Ähnlich verbindet die Nervenstimuluselektrode 21 den Stimulustreiber 20 mit Nervenleitungsgewebe (Axonen). Der Spitzensensor 16 besteht aus einem oder aus mehreren Sperschicht-Feldeffekttransistoren (JFET). Wie der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet würdigen wird, kann der JFET Metalloxidhalbleiter-Feldeffekttransistoren (MOSFETs) enthalten.

[0041] Die Sensoren, Treiber und anderen elektronischen Bauelemente, die in der vorliegenden Anmeldung beschrieben sind, können unter Verwendung von Standard-Hochintegrations- oder -Höchstintegrationsverfahren (VLSI-Verfahren) hergestellt werden. Ferner ist der Spitzensensor 16 mit dem HF-Identitätsmodulator 17 gekoppelt, der so ausgelegt ist, dass er ein ankommendes/HF-Trägersignal in Reaktion auf durch den Spitzensensor 16 erfasste Nervenspitzen signale moduliert. In einer Ausführung können die Nerven elektroden (d. h. die Nervenspitzenelektrode 19 und die Nervenstimuluselektrode 21), mit denen der Spitzensensor 16 bzw. der Stimulustreiber 20 verbunden ist, gebündelt und als Schnittstelle mit dem Nervenleitungsabschnitt (Axonenabschnitt) eines peripheren Nervs konfiguriert sein.

[0042] Eine wie durch 1 gezeigte Konfiguration der obigen Bauelemente ermöglicht, dass der Mikrotransponder als eine autonome drahtlose Einheit arbeitet, die durch periphere Nerven erzeugte Spitzensignale erfassen und diese Signale zur Weiterverarbeitung an externe Empfänger weiterleiten kann.

[0043] Selbstverständlich führt der Mikrotransponder diese Operationen aus, während er durch externe elektromagnetische HF-Signale mit Leistung versorgt wird. Die oben erwähnten Fähigkeiten werden durch die Tatsache erleichtert, dass Magnetfelder nicht leicht durch menschliches Gewebe gedämpft werden. Dies ermöglicht, dass die elektromagnetischen HF-Signale ausreichend in den menschlichen Körper eindringen, sodass Signale durch den Mikrotransponder empfangen und/oder gesendet werden können. Mit anderen Worten, die Mikrospule 22 ist für die magnetische Wechselwirkung mit dem HF-Feld, dessen Magnetfluss innerhalb des von der Mikrospule 22 umgebenden Raums schwankt, ausgelegt und konfiguriert. Da die Mikrospulen 22 Leiter sind, setzen sie die Schwankungen des Magnetflusses des externen HF-Felds in elektrische Wechselströme um, die innerhalb der Mikrospule 22 und der Schaltung 10 fließen. Der Wechselstrom wird z. B. in den Gleichrichter 14 geleitet, der den Wechselstrom in Gleichstrom umsetzt. Der Gleichstrom kann daraufhin zum Laden des Kondensators 18 verwendet werden, wodurch eine Potentialdifferenz über den JFET des Spitzensensors 16 erzeugt wird.

[0044] In einer beispielhaften Ausführungsform kann ein Gate des Spitzensensor-16-JFET über die Nervenspitzenelektrode 19 mit dem Nervenübertragungsgewebe (Neuronen) gekoppelt sein. Das Gate des Spitzensensor-16-JFET kann so gewählt sein, dass es eine Schwellenspannung aufweist, die innerhalb eines Spannungsbereichs jener durch die Nervenaxonen erzeugten Signale liegt. Auf diese Weise wird das Gate des Spitzensensors 16 während Spitzenphasen der Nervenaxonen offen, wodurch die Schaltung 10 schließt. Wenn die Schaltung 10 schließt, erzeugt das externe elektromagnetische HF-Feld eine LC-Antwort in der gekoppelten Induktionsspule 22 und dem Kondensator 18, die daraufhin mit dem externen elektromagnetischen HF-Feld in

Resonanzfrequenz für einen Leistungsresonator zu der zweiten Spule übertragen wird.

52. Einheit nach Anspruch 50, bei der die Leistungseingaben bei der ersten Spule auf eine vorgegebene Resonanzfrequenz als Leistungsausgaben abgestimmt sind.

53. Einheit nach Anspruch 50, bei der die Leistungsausgaben bei einer Frequenz sind, die eine Resonatorleistungsschaltung innerhalb eines Mikrotransponders in Resonanz versetzt.

54. Verfahren für die Leistungsversorgung eines drahtlosen Transpondersystems in einem Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Bereitstellen einer ersten biokompatiblen Spule; Herstellen einer elektrischen Verbindung, die die erste biokompatible Spule mit einer zweiten biokompatiblen Spule koppelt; und drahtloses Koppeln eines biokompatiblen Mikrotransponders mit einer zweiten biokompatiblen Spule; wobei der Mikrotransponder unter Verwendung von Leistung, die über die elektrische Verbindung von der ersten biokompatiblen Spule gekoppelt wird, durch die zweite biokompatible Spule mit Leistung versorgt wird.

55. System nach Anspruch 55, bei dem die erste biokompatible Spule unter einer Hautoberfläche und näher daran als die zweite biokompatible Spule ist.

56. System nach Anspruch 55, das ferner den folgenden Schritt umfasst: Empfangen von Hochfrequenzleistung bei der ersten biokompatiblen Spule, die an eine kritische Frequenz einer Mikrospule und einer Resonatorschaltung innerhalb wenigstens eines Mikrotransponders angepasst ist.

57. System nach Anspruch 55, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Senden eines Leistungssignals von einer externen Spule an die erste biokompatible Spule; und Ändern des Leistungssignals zum Senden von der zweiten biokompatiblen Spule unter Verwendung einer Schaltung, die zwischen der ersten und der zweiten biokompatiblen Spule liegt.

58. System nach Anspruch 55, das ferner die folgenden Schritte umfasst: Senden eines Hochfrequenzsignals von einer externen Spule bei einer Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsschaltung in wenigstens einem Mikrotransponder an die erste biokompatible Spule.

Spitzensensor-16-JFET können so gewählt werden, dass innerhalb der gekoppelten Mikrospule (d. h. der Induktionsspule) 22 und des Kondensators 18 eine eindeutige Modulation bestimmt wird, wodurch ein Identifikationssignal für den Mikrotransponder bereitgestellt wird. Dementsprechend stellt der Spitzensensor-16-JFET für den HF-Identitätsmodulator 17 ein eindeutiges Auslösesignal zum Erzeugen gewünschter HF-Signale bereit. Das Identitätssignal kann das Wesen der Nervenaktivität in der Nähe des Mikrotransponders sowie den Ort der Nervenaktivität innerhalb des Körpers, wie er aus der spezifizierten identifizierten Mikrotransponderposition abgeleitet wird, angeben.

- [0045] Es sollte gewürdigt werden, dass die HF-Fähigkeiten, wie oben in Bezug auf die Schaltung 10 diskutiert wurde, den Mikrotransponder zu einer passiven Vorrichtung machen können, die mit ankommenden HF-Trägersignalen reagiert. Das heißt, die Schaltung 10 emittiert nicht aktiv irgendwelche Signale, sondern reflektiert und/oder streut vielmehr die elektromagnetischen Signale der HF-Trägerwelle, um Signale mit einer spezifischen Modulation bereitzustellen. Dabei entnimmt die Schaltung 10 Leistung aus einer Hochfrequenz-Trägerwelle (HF-Trägerwelle), um die elektrischen Bauelemente, die die Schaltung 10 bilden, mit Leistung zu versorgen.
- [0046] Obgleich die in 1 veranschaulichten oben erwähnten Bauelemente verwendet werden können, um in Reaktion auf durch periphere Nerven erzeugte Spitzensignale Signale von dem Mikrotransponder zu empfangen, können andere Bauelemente der Schaltung 10 des Mikrotransponders Bauelemente zum Stimulieren der peripheren Nerven unter Verwendung der externen HF-Signale enthalten. Zum Beispiel können die durch die Mikrospule 22 empfangenen HF-Signale über den HF-Identitäts- und HF-Auslöseimpulsdemodulator 13 in elektrische Signale umgesetzt werden, um ausreichend Strom und Spannung für die Stimulation der peripheren Nerven bereitzustellen. Somit leitet der HF-Identitäts- und HF-Auslöseimpulsdemodulator 13 Leistung von einem HF-Trägersignal ab, um den Stimulustreiber 20 mit Leistung zu versorgen, der elektrische Signale liefert, die für die Stimulation von Nervenleitungs-gewebe (Axonen) geeignet sind. Dies kann verwendet werden, um Nerven zu behandeln, die beschädigt sind oder die auf andere Weise physiologisch mangelhaft sind. Wegen des Wesens des Identifikationssignals kann ein Mikrotransponder wahlweise aktiviert werden, um eine Elektrostimulation bereitzustellen.
- [0047] Selbstverständlich kann die Minimalgröße für die Mikrotransponder in bestimmten Ausführungsformen durch die Größe der für die Leistungsinduktion verantwortlichen Mikrospule und zweitens durch die Größe der für die Abstimmung der Leistungsspeicherung und Zeitgebung notwendigen Kondensatoren beschränkt sein. Selbstverständlich kann die Minimalgröße für die Mikrotransponder in bestimmten Ausführungsformen durch die Größe der für die Leistungsinduktion verantwortlichen Mikrospule und zweitens durch die Größe der für die Abstimmung der Leistungsspeicherung und Zeitgebung notwendigen Kondensatoren beschränkt sein. **Tatsächlich können Mikrospulen mit einem Durchmesser kleiner als 1 Millimeter und nur wenige Mikrometer dick ausreichend drahtlose Leistung bereitstellen, um die komplexe Mikroelektronik zu betreiben, die auf integrierten Schaltungschips, die üblicherweise viel kleiner als diese Spulen sind, hergestellt werden können. Die Kombination der anspruchsvollen Funktionalität mikroelektronischer Chips mit der drahtlosen Leistungsfähigkeit dieser Mikrospulen erzeugt die kleinstmöglichen minimalinvasiven Implantate in Form winziger Flecken so klein wie ~0,1 mm dick und ~1 mm breit. Diese Größen- und Leistungsvorteile ermöglichen es, zu dem kleinsten Transponder verhältnismäßig komplexe Digitalelektronik hinzuzufügen.**
- [0048] 2 ist eine Veranschaulichung einer Laminarspiralmikrofolie, die in der Konstruktion einer Mikrotransponderplattform zur Stimulation der Nervenaktivität in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform verwendet wird. Wie hier gezeigt ist, enthält der Mikrotransponder eine Laminarspiralmikrospule (L_T) 202, die mit einem Kondensator (C_T) 204 gekoppelt ist, der wiederum mit einem Mikroelektronikchip 206 gekoppelt ist. Der Mikroelektronikchip 206 enthält ein Leistungskondensatorelement 208, das mit einem Kondensatorelement (C_{DUR} -Element) 210 gekoppelt ist, das wiederum mit einem Nervenstimulationschipelement 212 gekoppelt ist. In einer beispielhaften Ausführungsform der Mikrotransponderplattform ist die Mikrospule nicht mehr als 500 μm lang mal 500 μm breit und trägt die kombinierte Dicke der Laminarspiralmikrospule (L_T) 202, des Kondensators (C_T) 204 und des Mikroelektronikchips 206 nicht mehr als 100 μm .
- [0049] 3 ist eine Veranschaulichung einer Laminarspiralmikrospule, die auf einem Substrat galvanisch beschichtet ist, in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie in der Zeichnung gezeigt ist, sind anfangs Stromleitungen 302 in einem engen Spiralmuster auf einem nicht reagierenden Substrat (z. B. Glas, Silicium usw.) galvanisch beschichtet. In einer Ausführungsform kann die Laminarspiralmikrospule Stromleitungen 302 enthalten, die etwa 10 μm breit sind, wobei der Abstand 304 zwischen den Stromleitungen 302 auf etwa 10 μm eingestellt ist. In einer weiteren Ausführungsform kann die Laminarspiralmikrospule Stromleitungen 302 enthalten, die etwa 20 μm breit sind, wobei der Abstand 304 zwischen den Stromleitungen 302 auf etwa 20 μm eingestellt ist. Allerdings können die Breiten der Stromleitung 302 und der Leiterabstand 304 zwischen ihnen selbstverständlich auf irgendeinen Wert eingestellt sein, solange die resultierende Mikrospule für die gewünschte Anwendung den gewünschten induzierten Strom erzeugen kann.
- [0050] Das bevorzugte Galvanisierungsmaterial zum Bilden der Stromleitungen 302 ist eine Platin-Iridium-Legierung. Gold oder Platin sind weitere akzeptable Leiter, die zum Bilden der Stromleitungen verwendet werden können.
- [0051] In bestimmten Ausführungsformen wird dann, wenn die Spiralmikrospule auf dem Substrat galvanisch beschichtet worden ist, auf den Mikrospulen eine Schicht auf Polymergrundlage rotationsbeschichtet, um eine Schutzschicht gegen Korrosion und Zerfall nach der Implantation bereitzustellen. Langzeitstudien an Tieren mit SU-8-Implantaten haben die Biokompatibilität des Kunststoffs SU-8 nachgewiesen, indem sie gezeigt haben, dass diese SU-8-Implantate ohne Anzeichen einer Gewebereaktion oder Materialverschlechterung für die Dauer dieser Studien funktional geblieben sind. Somit umfasst die Schicht auf Polymergrundlage üblicherweise einen Kunststoff SU-8 oder eines äquivalenten Typs mit einer Dicke von näherungsweise 30 μm .

- [0052] 4 ist eine Veranschaulichung eines Stromlaufplans für einen drahtlosen Mikrotransponder, der für einen unabhängigen Selbstausschöbebetrieb (asynchrone Stimulation) ausgelegt ist, in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie der Stromlaufplan zeigt, enthält der selbstausschöbende Mikrotransponder ein Resonatorelement 404 (d. h. "Parallelschwingkreis"), ein Gleichrichterelement 406, ein Stimulusspannungselement 408, ein Stimulussentladeelement 410 und eine oder mehrere Elektroden 412. Das Resonatorelement 404 enthält ein Spulenbauelement (L_T -Bauelement) 403, das mit einem Kondensatorbauelement (C_T -Bauelement) 407 gekoppelt ist. Das Resonatorelement 404 ist so konfiguriert, dass es mit einer genauen Frequenz, die von den Werten dieser beiden Bauelemente (d. h. des Spulenbauelements 403 und des Kondensatorbauelements 407) abhängt, wie in Gleichung 1 beschrieben oszilliert: $F_{res} = 1/(2\pi\sqrt{LC})$
- [0053] Das Resonatorelement 404 ist mit dem Gleichrichterelement 406 gekoppelt, das wiederum mit dem Stimulusspannungselement 408 und mit dem Stimulussentladeelement 410 gekoppelt ist. Das Gleichrichterelement 406 und das Stimulusspannungselement 408 sind beide zu einem Kondensator 411 parallelgeschaltet. Außerdem ist das Stimulussentladeelement 410 mit Elektroden 412 gekoppelt, wodurch das Stimulussentladeelement 410 mit Nervenleitungsgewebe (Axonen) elektrisch verbunden ist. Es sollte gewürdigt werden, dass in bestimmten Ausführungsformen unmittelbar nach dem Gleichrichterelement 406 ein Spannungserhöhungsbaulement (nicht gezeigt) eingefügt sein kann, um die für die Stimulation und für den Betrieb der integrierten Elektronik verfügbare Versorgungsspannung über die durch den miniaturisierten LC-'Parallelschwing'kreis 404 hinaus erzeugten Grenzwerte zu erhöhen. Diese Spannungserhöhungsschaltung kann unter Verwendung der kleinstmöglichen LC-Bauelemente, die zu kleine Spannungen ($< 0,5\text{ V}$) erzeugen können, eine Elektrostimulation und andere Mikrotransponderoperationen ermöglichen. Beispiele hocheffizienter Spannungserhöhungsschaltungen enthalten Ladungspumpen und Schalterhöhungsschaltungen, die Schottky-Dioden mit niedrigem Schwellenwert verwenden. Allerdings kann in dieser Kapazität selbstverständlich irgendein Typ einer herkömmlichen hocheffizienten Spannungserhöhungsschaltung genutzt werden, solange sie die für die bestimmte Anwendung des Mikrotransponders erforderliche Spannung erzeugen kann.
- [0054] In dieser Schaltungskonfiguration kann der selbstausschöbende Mikrotransponder einen bistabilen Siliciumschalter 416 nutzen, um zwischen der Ladephase, die auf dem Stimulusskondensator 411 eine Ladung aufbaut, und der Entladephase, die durch Schließen des Zustands des Schalters 416 zum Entladen des Kondensators 411 über die Stimuluselektroden 412 ausgelöst werden kann, wenn die Ladung die gewünschte Stimulationsspannung erreicht, zu oszillieren. Zum Regulieren der Stimulusfrequenz durch Begrenzen der Laderate wird ein einzelner Widerstand 413 verwendet. Die Durchbruchspannung einer einzelnen Zenerdiode 405 ist so konfiguriert, dass sie durch Entladen des Stroms und Auslösen des Schließens des Schalters 416, was den Kondensator 411 auf die Elektroden 412 (Gold oder Platin-Iridium-Legierung) entlädt, wenn sie die Stimulationsspannung erreicht, die gewünschte Stimulusspannung einstellt. **Obleich Anfangs Gold als das bevorzugte Elektrodenmaterial angesehen wurde, wurde erkannt, dass sich bei der Langzeitimplantation Goldsalzablagerungen bilden und eine Mikrobatterie bilden könnten, die das Stimulussignal stört.** Für einige Anwendungen bleibt Gold ein realisierbares Elektrodenmaterial, wobei aber für Langzeit-Daueranwendungen eine Platin-Iridium-Legierung als die bevorzugte Ausführungsform angesehen wird. Platin ist ein weiteres akzeptables Elektrodenmaterial.
- [0055] Die Stimulusspitzenamplitude und -dauer sind unabhängig von der angelegten HF-Leistungsstärke weitgehend durch den effektiven Gewebewiderstand (z. B. Haut 414, Muskel, Fett usw.) bestimmt. Allerdings kann das Erhöhen der HF-Leistung die Stimulationsfrequenz erhöhen, indem die zum Aufladen auf die Stimulusspannung erforderliche Zeit verringert wird.
- [0056] Der selbstausschöbende Mikrotransponder arbeitet ohne Taktsignale von der HF-Leistungsquelle (HF-Leistungsspule) 402 und "löst" die wiederholte Stimulation unabhängig "selbst aus". Im Ergebnis ist die durch eine Mehrzahl solcher selbstausschöbender Mikrotransponder erzeugte Stimulation in Abhängigkeit von der durch jede Transponderschaltung 404 induzierten effektiven Transponderspannung von einem Stimulator zu einem anderen in Bezug auf die Phase asynchron und in Bezug auf die Frequenz etwas veränderlich. Obleich sie für diese Technologie einzigartig ist, gibt es keinen Grund vorherzusagen, dass die verteilte asynchrone Stimulation weniger wirksam als die synchrone Stimulation wäre. Tatsächlich kann eine solche asynchrone Stimulation wahrscheinlicher die Art ungeordneter "Stifte und Nadeln" oder "erregt zitternde" Empfindungen der Parästhesie hervorrufen, die Stimulationsverfahren zugeordnet sind, die Schmerzsignale am effektivsten blockieren.
- [0057] 5 zeigt mehrere graphische Darstellungen, die veranschaulichen, wie Stimulusfrequenzen, Stimulusstromspitzenamplituden und Stimulusimpulsdauern drahtloser Mikrotransponder gemäß verschiedenen Vorrichtungseinstellungen und Bedingungen der Eingabe der externen HF-Leistung in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform variieren. In der ersten graphischen Darstellung 502 ist die externe HF-Leistungseingabe auf 5 mW eingestellt, was zu einer Stimulusfrequenz von 4 Hz führt. Wie zuvor diskutiert wurde, ist die Stimulusfrequenz eine Funktion der HF-Leistung, da sie direkt die Zeit beeinflusst, die das Aufladen auf die Stimulusspannung dauert. Diese direkte Beziehung zwischen HF-Leistung und Stimulusfrequenz ist deutlich in der graphischen Darstellung 502 im Vergleich zur graphischen Darstellung 504 zu sehen, wo die externe HF-Leistung von 5 mW auf 25 mW ansteigt, was zu einer wesentlichen Erhöhung der Stimulusfrequenz von 4 Hz auf 14 Hz führt. Allerdings sind dies selbstverständlich lediglich Beispiele dafür, wie sich die HF-Leistungseingabeeinstellungen auf die Stimulusfrequenz auswirken. In der Praxis können die Wirkungen der HF-Leistungseingabeeinstellung auf die Stimulusfrequenz in Abhängigkeit von der besonderen Anwendung (z. B. der Tiefe der Implantation, der Nähe störender Körperstrukturen wie etwa Knochen, Organe usw.) und der Vorrichtungseinstellungen verstärkt oder verringert sein.
- [0058] Während die HF-Stärke die Stimulusfrequenz steuert, wird die Stimulusspannung üblicherweise durch das Transponderzenerdiodeelement gesteuert. Ferner ist die Wirkung der Stimulusspannung auf die

Stimulusstromspitzenamplitude und auf die Impulsdauer durch die resistiven Eigenschaften des den Mikrotransponder umgebenden Gewebes bestimmt.

- [0059] 6 ist eine Veranschaulichung eines Stromlaufplans für einen drahtlosen Mikrotransponder mit einem Demodulatorelement für ein externes Auslösesignal zum Synchronisieren der gelieferten Stimuli mit einer Mehrzahl weiterer drahtloser Mikrotransponder in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie hier gezeigt ist, ist der Entwurf des drahtlosen Transponders aus 5 so geändert, dass er ein Demodulatorelement 608 für ein externes Auslösesignal enthält, sodass die Stimululentladung durch ein Auslösesignal von einem externen HF-Leistungsfeld synchronisiert werden kann.
- [0060] Die geänderte Schaltung enthält ein Resonatorelement 604, ein Gleichrichterelement 606, ein Demodulatorelement 608 für einen externen Auslöseimpuls, ein Stimuluszeitgeberelement 610, ein Stimulustreiberelement 611 und eine oder mehrere Elektroden 612. Das Resonatorelement 604 enthält ein Spulenbauelement (L_T) 601, das mit einem Kondensatorbauelement (C_T) 607 gekoppelt ist. Das Resonatorelement 604 ist so konfiguriert, dass es mit einer genauen Frequenz, die von dem Wert dieser zwei Bauelemente (d. h. des Spulenbauelements 601 und des Kondensatorbauelements 607) abhängt, wie in Gleichung 1 beschrieben oszilliert.
- [0061] Das Resonatorelement 604 ist mit dem Gleichrichterelement 606 gekoppelt, das wiederum mit dem Demodulatorelement 608 für einen externen Auslöseimpuls, mit dem Stimuluszeitgeberelement 610 und mit dem Stimulustreiberelement 611 gekoppelt ist. Das Gleichrichterelement 606 und das Stimuluszeitgeberelement 608 sind beide zu dem Kondensator 607 parallelgeschaltet. Außerdem ist das Stimulustreiberelement 611 mit Elektroden 612 (Gold oder Platin-Iridium-Legierung) gekoppelt, wodurch das Stimulustreiberelement 611 mit Nervenleitungsgewebe (Axonen) elektrisch verbunden ist.
- [0062] Es sollte gewürdigt werden, dass in bestimmten Ausführungsformen unmittelbar nach dem Gleichrichterelement 606 ein Standardspannungserhöhungsbaulement (nicht gezeigt) eingefügt sein kann, um die für die Stimulation und für den Betrieb der integrierten Elektronik verfügbare Versorgungsspannung über die durch den miniaturisierten LC-Parallelschwingkreis (d. h. das Spulenbauelements 601 und das Kondensatorbauelements 607) hinaus erzeugten Grenzwerte zu erhöhen. Diese Spannungserhöhungsschaltung kann unter Verwendung der kleinstmöglichen IC-Bauelemente, die eine zu kleine Spannung ($< 0,5$ V) erzeugen können, Elektrostimulation und andere Mikrotransponderoperationen ermöglichen. Beispiele hocheffizienter Spannungserhöhungsschaltungen enthalten Ladungspumpen und Schalterhöhungsschaltungen unter Verwendung von Schottky-Dioden mit niedrigem Schwellenwert. Allerdings kann in dieser Kapazität selbstverständlich irgendein geeigneter Typ einer herkömmlichen hocheffizienten Spannungserhöhungsschaltung genutzt werden, solange sie die für die besondere Anwendung, auf die der Mikrotransponder angewendet wird, erforderliche Spannung erzeugen kann.
- [0063] Wie in 7 gezeigt ist, kann die (in 6 gezeigte) externe Synchronisationsauslöseschaltungskonfiguration ein Differentialfilterverfahren nutzen, um das Auslösesignal, das aus einer plötzlichen Leistungsunterbrechung 701 besteht, von dem langsameren Abfall der Transponderleistungsspannung 702 während der Unterbrechung abzutrennen. Insbesondere kann die Schaltungskonfiguration (in 6) in dem Stimuluszeitgeberelement 610 einen getrennten Kondensator (C_{Dur}) 605 nutzen, um die Stimulsdauer unter Verwendung eines monostabilen Multivibrators einzustellen. Die Stimulusstärke kann extern durch die Stärke des durch die externe HF-Leistungsspule 602 erzeugten angelegten HF-Leistungsfelds gesteuert werden. Da das HF-Leistungsfeld moduliert wird, werden die Zeiteinstellung und die Frequenz der Stimuli von allen Mikrotranspondern unter der HF-Leistungsspule 602 extern synchronisiert.
- [0064] Unter Verwendung der (in 6 gezeigten) externen Synchronisationsauslöseschaltungskonfiguration ist der Grad der raumzeitlichen Steuerung komplexer Stimulationsmuster im Wesentlichen unbeschränkt. In bestimmten Ausführungsformen kann die Schaltungskonfiguration der externen Synchronisationsauslöseschaltung weiter so geändert sein, dass sie zum Demodulieren des eindeutigen Identitätscodes jedes Mikrotransponders konfiguriert ist. Dies ermöglicht im Wesentlichen die unabhängige Steuerung jedes Mikrotransponders über HF-Signale. Diese zusätzliche Fähigkeit kann ein Verfahren bereitstellen, um die raumzeitliche Dynamik zu vermitteln, die notwendig ist, um natürliche Empfindungen bei künstlichen Gliedmaßen wiederherzustellen oder neue Sinnesmodalitäten (z. B. das Fühlen von Infrarotbildern usw.) zu ermöglichen.
- [0065] 8 bietet mehrere graphische Darstellungen, die die Ergebnisse aus Tests eines drahtlosen Mikrotransponders (mit einem Demodulatorelement für die Auslösung einer externen Unterbrechung) unter verschiedenen Vorrichtungseinstellungen und Eingabebedingungen externer HF-Leistung in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform zusammenfassen. In der ersten graphischen Darstellung 801 moduliert die externe HF-Leistungsspule das HF-Leistungsfeld, um eine erste Auslösesignaleinstellung zu übermitteln, die zu einer Stimulusfrequenz von 2 Hz führt. Wie zuvor diskutiert wurde, wird die Stimulusfrequenz durch ein Auslösesignal gesteuert, das erzeugt wird, wenn die HF-Leistungsspule das HF-Leistungssignal moduliert. Wie in der zweiten graphischen Darstellung 802 gezeigt ist, wo die Stimulusfrequenz gleich 10 Hz ist, hängt die Stimulusfrequenz somit direkt mit der HF-Leistungsfeld-Modulationsfrequenz zusammen.
- [0066] Während die Stimulusfrequenz durch externe HF-Leistungsfeld-Modulationseinstellungen gesteuert wird, wird die Stimulusstromspitzenamplitude, wie in der dritten graphischen Darstellung 803 gezeigt ist, durch die HF-Leistungsstärkeeinstellung gesteuert. Das heißt, die Stimulusstromspitzenamplitude hängt direkt mit der HF-Leistungsstärkeeinstellung zusammen. Zum Beispiel erzeugt eine HF-Leistungsstärkeeinstellung von 1 mW eine Stimulusstromspitzenamplitude von 0,2 mA, erzeugt eine HF-Leistungsstärkeeinstellung von 2 mW eine Stimulusstromspitzenamplitude von 0,35 mA und erzeugt eine HF-Leistungsstärkeeinstellung von 4 mW eine Stimulusstromspitzenamplitude von 0,5 mA. Selbstverständlich sind dies aber nur Beispiele dafür, wie die HF-Leistungsstärkeeinstellung die Stimulusstromspitzenamplitude beeinflusst. In der Praxis können die Wirkungen der HF-Leistungsstärkeeinstellung auf die Stimulusstromspitzenamplitude in Abhängigkeit von der besonderen

Anwendung (z. B. der Tiefe der Implantation, der Nähe zu störenden Körperstrukturen wie etwa Knochen usw.) und Vorrichtungseinstellungen verstärkt oder verringert sein.

- [0067] 9A ist eine Veranschaulichung eines Einsatzes einer Mehrzahl drahtloser Mikrotransponder, die überall über die subkutanen Gefäßbetten und Nervus-Terminalis-Felder verteilt sind, in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie gezeigt ist, sind über den betroffenen Bereich subkutan in einem verteilten Muster unter der Haut 904 eine Mehrzahl unabhängiger drahtloser Mikrotransponder 908 implantiert. In dieser Ausführungsform ist jeder Mikrotransponder in der Nähe und/oder mit einer Schnittstelle mit einem Ast der subkutanen sensorischen Nerven 901 positioniert, um für diese Nerven eine Elektrostimulation bereitzustellen. In einer Ausführungsform sind nur synchrone Mikrotransponder eingesetzt. In einer anderen Ausführungsform sind nur asynchrone Mikrotransponder eingesetzt. In einer abermals anderen Ausführungsform ist eine Kombination aus synchronen und asynchronen Mikrotranspondern eingesetzt.
- [0068] Nach dem Einsatz der Mikrotransponder kann durch Positionieren einer HF-Leistungsspule 902 in der Nähe des Orts, wo die Mikrotransponder implantiert sind, eine Elektrostimulation angelegt werden. Die Parameter für die wirksame Elektrostimulation können von mehreren Faktoren abhängen, einschließlich: der Größe des Nervs oder der Nervenfasers, der/die stimuliert wird, des effektiven Elektroden/Nerv-Schnittstellenkontakts, der Leitfähigkeit der Gewebematrix und der geometrischen Konfiguration der stimulierenden Felder. Während klinische und empirische Studien für herkömmliche Elektrodentechniken einen allgemeinen Bereich geeigneter elektrischer Stimulationsparameter bestimmt haben, unterscheiden sich die Parameter für die Mikroskalenstimulation weit verteilter Felder sensorischer Nervenfelder sowohl in Bezug auf die Stimulationsstromstärken als auch auf die durch diese Stimulation erzielte subjektive sensorische Erfahrung wahrscheinlich wesentlich.
- [0069] Die Parameter für die effektive wiederholte Impulsstimulation unter Verwendung herkömmlicher Elektrodentechniken werden üblicherweise mit Amplituden im Bereich bis zu etwa 10 V (oder bis zu etwa 1 mA), die bis zu etwa als 1 Millisekunde dauern, für Perioden, die jeweils mehrere Sekunden bis zu einigen Minuten dauern, bis zu etwa 100 Impulse/s wiederholt, berichtet. In einer beispielhaften Ausführungsform kann eine wirksame wiederholte Impulsstimulation mit einer Amplitude von weniger als 100 μ A erzielt werden, wobei die Stimulationsimpulse weniger als 100 μ s dauern.
- [0070] 9B ist eine Veranschaulichung eines Einsatzes drahtloser Mikrotransponder, um eine Kopplung mit tiefen Mikrotransponderimplantaten zu ermöglichen, in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie hier gezeigt ist, führen zwei einfache elektrische Drähte 903 von der subdermalen/subkutanen implantierten äußeren Übertragungsspule 907 zu der tieferen subkutanen implantierten inneren Übertragungsspule 903 in der Nähe des Feld implantiert Mikrotransponder 908. Das Fädeln der Drähte 903 durch die Zwischenräume zwischen den Muskeln und der Haut umfasst minimalinvasive Routineeingriffe, die so einfach sind wie das Leiten der Drähte durch eine hypodermale Röhre ähnlich endoskopischen Routineverfahren, die Katheter umfassen. Die minimalen Risiken solcher interstitiellen Drähte 903 sind umfassend akzeptiert.
- [0071] Die tiefe innere Übertragungsspule 905 wird implantiert, um mit dem tief implantierten Feld von Mikrotranspondern 908 zu koppeln, das sich nach Bedarf zur Behandlung einer Vielzahl klinischer Anwendungen in der Nähe tiefer Ziele der Mikrostimulation wie etwa tiefer peripherer Nerven, Muskeln oder Organe wie etwa der Blase oder des Magens befindet. Die innere Übertragungsspule 905 wird für maximale Kopplungseffizienz so abgestimmt, dass die Resonanz der externen Spule 909 auf die unmittelbare Nähe der implantierten Mikrotransponder 908 ausgedehnt wird. Außer dem Ausdehnen des effektiven Bereichs der Mikrotransponder-908-Implantate stellt die innere Übertragungsspule 905 eine weitere drahtlose Verbindung bereit, die die Integrität irgendeiner weiteren Schutzsperre um die Zielstelle erhalten kann. Zum Beispiel kann die tiefe Spule 905 Mikrotransponder 908 aktivieren, die innerhalb eines peripheren Nervs eingebettet sind, ohne das Epineurium zu schädigen, das das empfindliche Gewebe in einem Nerv schützt. Um optimale Abstimmung der Übertragungsspulen (z. B. der äußeren Übertragungsspule 907 und der inneren Übertragungsspule 905) sicherzustellen, werden zu der äußeren Übertragungsspule 907 ein veränderlicher Kondensator oder andere Abstimmeelemente in einem Resonanzabstimmkreis 911 hinzugefügt, wo sie mit minimalen Risiko einer Gewebeschädigung implantiert werden können. In bestimmten Ausführungsformen ist dieser Resonanzabstimmkreis 911 erforderlich, während er in anderen unnötig ist.
- [0072] 9C ist eine Veranschaulichung eines Einsatzes drahtloser Mikrotransponder, um die Kopplung mit tiefen Nervenmikrotransponderimplantaten zu ermöglichen, in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. Wie hier gezeigt ist, ist eine extraneurale innere Übertragungsspule 905, die in der Nähe (oder mit einer Schnittstelle mit) einer Nervenfasers oder eines Zellhaufens 901 positioniert ist, über ein einfaches Paar Zuleitungen 903, die alle Signale und die Leistung, die für den Betrieb der irgendwo in dem Körper implantierten Mikrotransponder 908 notwendig sind, über den direkt wirksamen Bereich irgendeiner externen Spule 909 (z. B. Epidermisspule usw.) hinaus übermitteln, mit einer äußeren Übertragungsspule 907 verbunden. In bestimmten Ausführungsformen wird die subdermale äußere Übertragungsspule 907 für eine maximale drahtlose magnetische Nahfeldkopplung auf die externe Spule 909 abgestimmt und unmittelbar unter der externen Spule 909 direkt unter der Oberfläche der Haut 904 implantiert. Dies ermöglicht ohne Langzeitschädigung für die Haut 904 und das Risiko einer Infektion, dass die durch die externe Spule 909 erzeugten HF-Wellen in den Körper eindringen. In anderen Ausführungsformen wird die äußere Übertragungsspule 907 auf die externe Spule 909 abgestimmt und subkutan tiefer in das Gewebe implantiert. In einigen Ausführungsformen muss zwischen der inneren Übertragungsspule 905 und der äußeren Übertragungsspule 907 ein Resonanzabstimmkreis 911 liegen, um die Frequenz des Signals bei der inneren Übertragungsspule 905 abzustimmen, während er in anderen unnötig ist.
- [0073] 10 ist eine Veranschaulichung, wie drahtlose Mikrotransponder unter Verwendung einer abgeschrägten rechteckigen Nadel zur subkutanen Injektion in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform implantiert werden

betroffenen peripheren Nervengewebes geführt wird. Wenn der Chirurg mit der Technik vertraut wird, beseitigt die schnelle Einführung üblicherweise die Notwendigkeit sogar einer kurzen aktiven Allgemeinanästhesie. Nach der Platzierung der Mikrotransponder 1003 von der Nadel 1002 wird die Nadel 1002 sorgfältig zurückgezogen und kann die Elektrodenplatzierung und -konfiguration unter Verwendung intraoperativer Tests bewertet werden. Unter Verwendung eines temporären HF-Senders, der in der Nähe desjenigen Orts platziert wird, wo die Mikrotransponder 1003 implantiert werden, kann eine Elektrostimulation angelegt werden, sodass der Patient über den Stimulationsort, die Stimulationsstärke und die Gesamtempfindung berichten kann.

- [0074] 11 ist eine Veranschaulichung einer Herstellungsfolge für drahtlose Mikrotransponder vom Spiraltyp in Übereinstimmung mit einer Ausführungsform. In Schritt 1102 wird auf einem Substrat (üblicherweise einem Material auf Pyrex[®]-Grundlage, wobei aber andere Materialien ebenfalls verwendet werden können, solange sie mit dem für die Spiralspule verwendeten leitenden Material und mit der besonderen Anwendung, auf die der resultierende Mikrotransponder angewendet wird, kompatibel sind) eine Schicht einer Goldspiralspule galvanisch beschichtet. Als das Leitmaterial wird wegen seiner hohen Leitfähigkeit, seiner Oxidationsbeständigkeit und seiner erwiesenen Fähigkeit, lange Zeitdauer in biologisches Gewebe implantiert zu werden, galvanisch beschichtetes Gold verwendet. Allerdings sollte gewürdigt werden, dass andere leitende Materialien ebenfalls verwendet werden können, solange das Material die von der besonderen Anwendung, auf die die Mikrotransponder angewendet werden, geforderten Leitfähigkeits- und Oxidationsbeständigkeitseigenschaften zeigt. Üblicherweise haben die Goldspiralspulenleiter eine Dicke zwischen näherungsweise 5 µm bis näherungsweise 25 µm.
- [0075] In einer Ausführungsform nimmt die Goldspiralspule eine erste Konfiguration an, in der der Goldleiter näherungsweise 10 µm breit ist und in der es zwischen den Wicklungen einen Abstand von näherungsweise 10 µm gibt. In einer anderen Ausführungsform nimmt die Goldspiralspule eine zweite Konfiguration an, in der der Goldleiter näherungsweise 20 µm breit ist und in der es zwischen den Wicklungen einen Abstand von näherungsweise 20 µm gibt. Wie der Durchschnittsfachmann auf dem Gebiet würdigen wird, ist der Umfang der vorliegenden Erfindung aber nicht nur auf diese beispielhaften Goldspiralspulenkonfigurationen beschränkt, sondern umfasst vielmehr irgendeine Kombination aus Leiterbreiten und Wicklungsabstand, die für die besondere Anwendung, auf die die Spule angewendet wird, geeignet ist.
- [0076] In Schritt 1104 werden die erste Schicht aus Photoresist und die Keimschicht entfernt. In einer Ausführungsform wird die Photoresistschicht unter Verwendung eines herkömmlichen flüssigen Resiststrippers entfernt, um den Photoresist chemisch in der Weise zu verändern, dass er nicht mehr an dem Substrat haftet. In einer anderen Ausführungsform wird der Photoresist unter Verwendung eines Plasmaveraschungsprozesses entfernt.
- [0077] In Schritt 1106 wird eine Trennschicht aus einem SU-8-Photoresist rotationsbeschichtet und so strukturiert, dass sie jeden Spiralleiter vollständig bedeckt. Üblicherweise hat die SU-8-Schicht eine Dicke von näherungsweise 30 µm. In Schritt 1108 wird auf der SU-8-Trennschicht unter Verwendung eines herkömmlichen Prozesses der Abscheidung aus der Dampfphase (PVD-Prozesses) wie etwa Zerstäuben eine oberste Keimschicht abgelagert. In Schritt 1110 wird auf der obersten Keimschicht und auf der SU-8-Trennschicht eine oberste Schicht aus einer positiven Photoresistbeschichtung strukturiert und in Schritt 1112 wird unter Verwendung eines herkömmlichen Galvanisierungsprozesses eine Schicht aus Platin aufgetragen. **In Schritt 1114 werden an der leitenden Platinschicht unter Verwendung von Epoxid ein Chipkondensator und ein RFID-Chip befestigt und durch Drahtkontaktieren die elektrischen Verbindungen hergestellt. In bestimmten Ausführungsformen hat der Kondensator einen Kapazitätswert von bis zu 10.000 Pikofarad (pF).**
- [0078] **Es ist möglich, so kleine Mikrotransponder einfach dadurch zu implantieren, dass sie in das subkutane Gewebe injiziert werden.** Der Patient kann unter Verwendung einer Lokalanästhesie an der Injektionsstelle in Abhängigkeit von dem Einschnitteintrittspunkt seitlich oder auf dem Bauch positioniert werden. Die subkutanen Gewebe unmittelbar seitlich von dem Einschnitt werden scharf unterhöhlt, um eine Schleife der Elektrode aufzunehmen, die nach der Platzierung und nach dem Tunneln erzeugt wird, um eine Elektrodenwanderung zu verhindern. Eine Tuohy-Nadel ist sanft gekrümmt, um sich an die seitliche hintere Zervixkrümmung anzupassen (konkav abgeschrägt), und wird ohne weitere Dissektion quer in den subkutanen Raum über die Basis der betroffenen peripheren Nerven geführt. **Wenn der Chirurg die Technik mühelos beherrscht, beseitigt die schnelle Nadeleinführung üblicherweise die Notwendigkeit selbst einer kurz wirkenden Allgemeinanästhesie.** Nach dem Platzieren der Elektrode in der Tuohy-Nadel wird die Nadel zurückgezogen und die Elektrodenplatzierung und -konfiguration unter Verwendung intraoperativer Tests bewertet.
- [0079] Nach der Zuleitungsplatzierung wird unter Verwendung eines temporären HF-Senders an verschiedene ausgewählte Elektrodenkombinationen eine Stimulation angelegt, die ermöglicht, dass der Patient auf dem Operationstisch über den Stimulationsort, die Stimulationsstärke und die Gesamtempfindung berichtet. Auf der Grundlage früherer Erfahrung mit verdrahteten Transpondern sollten die meisten Patienten bei Spannungseinstellungen von 1 bis 4 Volt mit mittleren Impulsbreiten und Frequenzen eine sofortige Stimulation in der ausgewählten peripheren Nervenverteilung berichten. Ein Bericht über brennenden Schmerz oder Muskelziehen sollte den Chirurgen warnen, dass die Elektrode wahrscheinlich entweder zu nahe an der Faszie oder intramuskulär platziert worden ist.
- [0080] 12 ist eine Veranschaulichung einer beispielhaften Baueinheit einer inneren und einer äußeren Übertragungsspule unter Verwendung eines Koaxialkabels. Eine erste Spiralspule 1205, die aus Magnetdraht der Stärke 30 (0,255 mm Durchmesser) gebildet wurde, ist mit einer gleich geformten zweiten Spule 1210 (Kantenansicht) gekoppelt. Der Kopplungsdraht ist in diesem Beispiel 15 cm Koaxialkabel Belden 83265 (1,7 mm Durchmesser, 50 Ohm), von dem festgestellt wurde, dass er zur Übertragung von Hochfrequenzsignalen geeignet ist. Die Baueinheit dieser Ausführungsform verzichtet auf eine Abstimmereinheit, sodass die in dieser beispielhaften Ausführungsform übertragene Leistungsfrequenz die Resonanzfrequenz oder eine kritische Frequenz der Resonatorschaltung in den

- [0081] Natürlich sind die Neuerungen der vorliegenden Anmeldung nicht auf die offenbaren Ausführungsformen beschränkt, sondern können über diese gezeigten Ausführungsformen hinaus, die nur beispielhaft sind, verschiedene Materialien, Konfigurationen, Positionen oder andere Abwandlungen enthalten.
- [0082] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein drahtloses Transpondersystem für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das System umfasst: eine erste biokompatible Spule; eine elektrische Verbindung, die die erste biokompatible Spule mit einer zweiten biokompatiblen Spule koppelt; und einen biokompatiblen Mikrotransponder, der mit der zweiten biokompatiblen Spule drahtlos gekoppelt ist; wobei der Mikrotransponder unter Verwendung von Leistung, die über die elektrische Verbindung von der ersten biokompatiblen Spule gekoppelt wird, durch die zweite biokompatible Spule mit Leistung versorgt wird.
- [0083] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Transpondersystem für die tiefe Implantation, wobei das Transpondersystem umfasst: eine äußere Übertragungsspule, die in der Nähe der Haut implantiert ist; eine innere Übertragungsspule, die in der Nähe eines oder mehrerer Mikrotransponder implantiert ist, die wenigstens in der Nähe von biologischem Gewebe implantiert sind, wobei die äußere Übertragungsspule und die innere Übertragungsspule elektrisch miteinander gekoppelt sind; und wobei die äußere Übertragungsspule auf eine externe Leistungsspule für die magnetische Nahfeldkopplung abgestimmt ist, was Leistung von der externen Spule zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder lässt.
- [0084] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein System für eine drahtlose tiefe Implantation eines oder mehrerer Transponder in einen Patienten, wobei das System umfasst: einen oder mehrere drahtlose Mikrotransponder; eine erste Spule, die subdermal positioniert und mit einer zweiten Spule in der Nähe der Mikrotransponder elektrisch gekoppelt ist, wobei die zweite Spule mit einem der Mikrotransponder induktiv gekoppelt werden kann; und wobei die Mikrotransponder drahtlos mit der zweiten Spule gekoppelt sind und durch sie mit Leistung versorgt werden.
- [0085] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren zum Betreiben einer drahtlosen Einheit für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: internes Verteilen einer oder mehrerer elektronischer Einheiten innerhalb eines gewünschten Volumens; Positionieren einer ersten Spule in der Nähe einer Oberfläche des Körpers und gekoppelt mit einer zweiten Spule in der Nähe der einen oder mehreren elektronischen Einheiten; und Leistungsversorgung der elektronischen Einheiten unter Verwendung einer drahtlosen Verbindung mit der zweiten Spule, die bei einer Frequenz, die harmonisch mit einer Resonanzfrequenz einer Resonatorleistungsversorgungsschaltung in einer der elektronischen Einheiten verwandt ist, in Resonanz ist.
- [0086] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren zur Verwendung eines Transponders für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Positionieren einer ersten Spule in der Nähe der Oberfläche des Körpers und die mit einer zweiten Spule in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern, die innerhalb eines tiefen Gewebebereichs verteilt sind, gekoppelt ist; und Versorgen der Mikrotransponder unter Verwendung der zweiten Spule mit Leistung mit einer Leistungssignal-Signalfrequenz, die wenigstens eine harmonisch verwandte Frequenz einer Resonatorleistungsversorgungsschaltung in wenigstens einem der Mikrotransponder enthält.
- [0087] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren für die Leistungsversorgung eines Transponders für die tiefe Implantation in einen Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Koppeln einer subdermalen äußeren Übertragungsspule mit einer inneren Übertragungsspule, die sich in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern befindet; und Ansteuern der inneren Übertragungsspule bei einer Resonanzfrequenz oder Oberschwingungsfrequenz einer Resonatorleistungsversorgungsschaltung in den Mikrotranspondern zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder.
- [0088] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein System mit tiefen Transpondern, das umfasst: eine Mehrzahl unter der Haut implantierter äußerer Übertragungsspulen, die mit wenigstens einer Mehrzahl innerer Übertragungsspulen gekoppelt sind, die in der Nähe einer Mehrzahl in das Gewebe implantierter Mikrotransponder implantiert sind; wobei einzelne der Übertragungsspulen wenigstens auf eine einer Mehrzahl externer Leistungsspulen für die magnetische Nahfeldkopplung abgestimmt sind, was Hochfrequenzleistung von den externen Spulen zur Leistungsversorgung ausgewählter Mikrotransponder bei vorgegebenen Resonanzfrequenzen oder Oberschwingungsfrequenzen lässt.
- [0089] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein System mit tiefen Transpondern, das umfasst: eine Mehrzahl äußerer Übertragungsspulen, die mit einer Mehrzahl innerer Übertragungsspulen, die in der Nähe einer Mehrzahl in das Gewebe implantierter Mikrotransponder positioniert sind, elektrisch gekoppelt sind; und wobei jeweilige der äußeren Übertragungsspulen induktiv mit einer beweglichen externen Leistungsspule gekoppelt sind, um dadurch Hochfrequenzleistung von den externen Spulen zur Leistungsversorgung ausgewählter Mikrotransponder bei vorgegebenen abgestimmten Frequenzen zu lassen.
- [0090] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren für den Betrieb eines Transponders für die tiefe Implantation, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Implantieren einer äußeren Übertragungsspule in subdermales Gewebe, das mit einer inneren Übertragungsspule gekoppelt ist, die in der Nähe einer Mehrzahl von Mikrotranspondern in Gewebe implantiert ist; und Koppeln der äußeren Übertragungsspule mit einer Epidermisleistungsspule unter Verwendung drahtloser magnetischer Nahfeldkopplung, um dadurch Hochfrequenzleistung von der Epidermisleistungsspule zur Leistungsversorgung der Mikrotransponder zu lassen.
- [0091] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren zum Betreiben eines tiefen Nervenansponders, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Koppeln einer Mehrzahl von Mikrotranspondern, die eine Schnittstelle zu einer Mehrzahl tiefer Nerven besitzen, mit einer in der Nähe

- Mikrotransponder durch Koppeln der zweiten Spule mit einer dritten Epidermisspule unter Verwendung der drahtlosen magnetischen Nahfeldkopplung und Senden von Hochfrequenzleistung von der dritten Epidermisspule.
- [0092] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: eine in Gewebe implantierbare Übertragungseinheit für implantierte drahtlose Mikrotransponder, wobei die Übertragungseinheit umfasst: eine erste und eine zweite biokompatible Spule; und eine biokompatible elektrische Verbindung, die die erste und die zweite Spule koppelt; wobei die erste und die zweite Spule einen gekoppelten passiven Resonator bilden; und wobei die erste und die zweite Spule zusammen eine Leistungsübertragung von drahtlosen Leistungseingaben bei der ersten Spule zu drahtlosen Leistungsausgaben bei der zweiten Spule bereitstellen.
- [0093] In Übereinstimmung mit verschiedenen Ausführungsformen wird geschaffen: ein Verfahren für die Leistungsversorgung eines drahtlosen Transpondersystems in einem Patienten, wobei das Verfahren die folgenden Schritte umfasst: Bereitstellen einer ersten biokompatiblen Spule; Herstellen einer elektrischen Verbindung, die die erste biokompatible Spule mit einer zweiten biokompatiblen Spule koppelt; und drahtloses Koppeln eines biokompatiblen Mikrotransponders mit einer zweiten biokompatiblen Spule; wobei der Mikrotransponder unter Verwendung von Leistung, die über die elektrische Verbindung von der ersten biokompatiblen Spule gekoppelt wird, durch die zweite biokompatible Spule mit Leistung versorgt wird.
- Abwandlungen und Änderungen
- [0094] **Wie der Fachmann auf dem Gebiet erkennt, können die in der vorliegenden Anmeldung beschriebenen innovativen Konzepte über einen großen Bereich von Anwendungen abgewandelt und geändert werden, wobei der Umfang des Patentgegenstands dementsprechend nicht durch irgendeine der spezifischen gegebenen beispielhaften Lehren beschränkt ist.**
- [0095] Die hier gegebenen spezifischen Implementierungen sollen die Praxis der vorliegenden Neuerungen nicht beschränken.
- [0096] Eine solche spezifische Änderung ist der Verzicht auf die subdermale/äußere Übertragungsspule, um eine Dreispulen-Leistungsübertragungsanordnung zu verwenden. Die Leistung von der externen Spule würde auf die subkutane/innere Übertragungsspule übertragen, um die Mikrotranspondermikrospule mit Leistung zu versorgen.
- [0097] Die Schnittstelle zwischen den zwei Übertragungsspulen kann Hochfrequenz-, Niederfrequenz- oder Gleichstromleistung umfassen. Die verdrahtete Verbindung zwischen den zwei Übertragungsspulen kann üblicherweise koaxial oder eine Verbindung mit erdsymmetrischer Leitung sein. Die externe Spule und die subdermale/äußere Übertragungsspule können parallele Spulen an der Hautoberfläche umfassen. Ferner kann es mehrere interne Treiber für die Leistungsversorgung der Mikrotransponder geben. Die Konfiguration kann außerdem die räumliche Auflösung nutzen. Schließlich ist die beschriebene Ausführungsform eine Einzelleistungsübertragung über eine interne Gewebegrenze, während sich die Erfindung ebenfalls auf eine Doppelleistungsübertragung über zwei interne Grenzen oder potentiell mehr erstreckt.
- [0098] Außerdem ist es möglich, die Leistungsquelle in der wie oben erwähnten Erfindung zu ändern, so dass die Leistung nicht auf HF-Leistung beschränkt ist. Die Verbindung zwischen der subdermalen Spule (oder äußeren Übertragungsspule) und der subkutanen Spule (oder inneren Übertragungsspule) braucht nicht notwendig eine Verbindung zu sein, die eine Leistungsübertragung bei der Resonanz-HF-Frequenz verwendet. In alternativen Ausführungsformen wird betrachtet, dass diese Leistungsübertragungsverbindung Gleichstrom sein kann oder Wechselstrom mit einer niedrigeren Frequenz als HF oder eine Nicht-Resonanz-Wechselstromfrequenz der Mikrotransponder-Mikrospulen sein kann.
- [0099] Falls die Verbindung Gleichstrom ist, wäre in der äußeren Übertragungsspulenschaltungsanordnung oder an der Drahtverbindung zu der inneren Übertragungsspule eine Leistungsumsetzungsstufe enthalten, um die empfangene HF-Leistung in Gleichstrom umzusetzen. Dies kann recht ähnlich wie bei einer Wechselstrom-Gleichstrom-Umsetzung sein, die zum Aufladen eines Speicherkondensators für Stimulationsimpulse verwendet wird. In diesem Beispiel brauchte die innere Übertragungsspule keine Oszillatorschaltung zu enthalten oder mit ihr kombiniert zu sein, um aus der empfangenen Gleichstromleistung (für die drahtlose Kopplung) ein Wechselstromsignal zu erzeugen. Das Wechselstromsignal lässt daraufhin die drahtlose Kopplung von Leistung von der inneren Übertragungsspule auf die Mikrotransponderleistungsschaltungen zu.
- [0100] Eine ähnliche Anpassung kann bei dem Verbindungsglied, das bei einer niedrigeren Wechselstromfrequenz oder bei einer Nicht-Resonanz-Wechselstromfrequenz arbeitet, verwendet werden. In einer dieser Ausführungsformen wäre in der inneren Übertragungsspulenschaltungsanordnung oder an der Drahtverbindung zu der inneren Übertragungsspule eine Umsetzungsstufenschaltung enthalten, um die empfangene Niederfrequenz oder das Nicht-Resonanz-Wechselstromleistungssignal in ein Wechselstromsignal umzusetzen, das mit der Leistungsversorgung der Mikrotransponderleistungsschaltungen kompatibel (z. B. eine Resonanzfrequenz oder eine andere kritische Frequenz für die Resonatorschaltung) ist.
- [0101] Die folgenden Anmeldungen können zusätzliche Informationen und alternative Abwandlungen enthalten: Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-29P, lfd. Nr. 61/088.099, eingereicht am 12.8.2008 und mit dem Titel "In Vivo Tests of Switched-Capacitor Neural Stimulation for Use in Minimally-Invasive Wireless Implants"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-30P, lfd. Nr. 61/088.774, eingereicht am 15.8.2008 und mit dem Titel "Micro-Coils to Remotely Power Minimally Invasive Microtransponders in Deep Subcutaneous Applications"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-31P, lfd. Nr. 61/079.905, eingereicht am 8.7.2008 und mit dem Titel "Microtransponders with Identified Reply for Subcutaneous Applications"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-33P, lfd. Nr. 61/089.179, eingereicht am 15.8.2008 und mit dem Titel "Addressable Micro-Transponders for Subcutaneous Applications"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-36P, lfd. Nr. 61/079.004, eingereicht am 8.7.2008 und mit dem Titel "Microtransponder Array with Biocompatible Scaffold"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-38P, lfd. Nr. 61/083.290, eingereicht am 24.7.2008 und mit dem Titel "Minimally Invasive Microtransponders for Subcutaneous

61/086.309, eingereicht am 5.8.2008 und mit dem Titel "Wireless Neurostimulators for Refractory Chronic Pain"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-41P, lfd. Nr. 61/086.314, eingereicht am 5.8.2008 und mit dem Titel "Use of Wireless Microstimulators for Orofacial Pain"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-42P, lfd. Nr. 61/090.408, eingereicht am 20.8.2008 und mit dem Titel "Update: In Vivo Tests of Switched-Capacitor Neural Stimulation for Use in Minimally-Invasive Wireless Implants"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-43P, lfd. Nr. 61/091.908, eingereicht am 26.8.2008 und mit dem Titel "Update: Minimally Invasive Microtransponders for Subcutaneous Applications"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-44P, lfd. Nr. 61/094.086 eingereicht am 4.9.2008 und mit dem Titel "Microtransponder MicroStim System and Method"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-28, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "Implantable Transponder Systems and Methods"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-31, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "Implantable Driver with Charge Balancing"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-32, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "A Biondelivery System for Microtransponder Array"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-46, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "Implanted Driver with Resistive Charge Balancing"; Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-47, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "Array of Joined Microtransponders for Implantation"; und Aktenzeichen des Anwalts Nr. MTSP-48, lfd. Nr. ..., eingereicht am ... und mit dem Titel "Implantable Transponder Pulse Stimulation Systems and Methods", wobei diese hier sämtlich durch Literaturhinweis eingefügt sind.

- [0102] Nichts in der Beschreibung in der vorliegenden Anmeldung soll so gelesen werden, dass es bedeutet, dass irgendein bestimmtes Element, irgendein bestimmter Schritt oder irgendeine bestimmte Funktion ein wesentliches Element ist, das in dem Anspruchsumfang enthalten sein muss: DER UMFANG DES PATENTIERTEN GEGENSTANDS IST LEDIGLICH DURCH DIE ZULÄSSIGEN ANSPRÜCHE DEFINIERT. Darüber hinaus soll sich keiner dieser Ansprüche auf den Paragraphen sechs der 35 USC, Abschnitt 112, berufen, es sei denn, dass auf die genauen Wörter "Mittel zum" ein Partizip folgt.
- [0103] Die wie eingereichten Ansprüche sollen so umfassend wie möglich sein und KEIN Gegenstand ist absichtlich aufgeben, dediziert oder fallengelassen worden.
Zusammenfassung
- [0104] System drahtloser Mikrotransponder, die jeweils eine HF-Resonatorschaltung für die drahtlose Leistungsinduktion enthalten. Eine externe Leistungsspule sendet HF-Energie bei einer passenden oder Oberschwingungsfrequenz zum Liefern von Leistung durch Nahfeldinduktion an eine subkutane Zwischenspule. Die Leistung wird anfangs an eine subdermale Spule gesendet und an die subkutane Spule weitergeleitet. Die subkutane Spule wird zur Übertragung des HF-Signals und zur Leistungsversorgung des Mikrotransponders unter Verwendung der Resonatorschaltung verwendet. Die HF-Frequenz der externen Leistungsspule wird so abgestimmt, dass sie an die Mikrospule innerhalb des Resonators angepasst oder eine Oberschwingung davon ist.
ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG
- [0105] Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.
Zitierte Patentliteratur
- [0106] - US 20020198572 [0007]
- US 20030212440 [0008, 0009]
- US 20050137652 [0010]
- US 20060206162 [0011]

PATENTZITATE

Zitiertes Patent	Eingetragen	Veröffentlichungsdatum	Antragsteller	Titel
US20020198572	30. Juli 2002	26. Dez. 2002	Medtronic, Inc.	Peripheral nerve stimulation apparatus
US20030212440	16. Juli 2002	13. Nov. 2003	Boveja Birinder R.	Method and system for modulating the vagus nerve (10th cranial nerve) using modulated electrical pulses with an inductively coupled stimulation system
US20050137652	19. Dez. 2003	23. Juni 2005	The Board of Regents of the University of Texas at Dallas	System and method for interfacing cellular matter with a machine
US20060206162	11. März 2005	14. Sept. 2006	Wahlstrand Carl D	Implantable neurostimulator device

KLASSIFIZIERUNGEN

Internationale Klassifikation	A61F2/02 , A61F2/48
Unternehmensklassifikation	A61N1/37223 , A61N1/37205 , A61N1/40 , A61F2/68 , A61F2002/6827 , H01F38/14 , A61N1/08 , A61B2562/028 , A61F2002/705 , A61N1/3605 , A61N1/3756 , A61B2560/0219 , A61F2002/5058 , H01F27/402 , H01F17/0006 , A61N1/3787 , A61B5/6849 , A61B5/04001
Europäische Klassifikation	A61B5/68D1B2 , A61N1/36Z , A61B5/04B , A61N1/08 , H01F17/00A , A61F2/68 , A61N1/36 , A61N1/378C

JURISTISCHE EREIGNISSE

Datum	Code	Ereignis	Beschreibung
7. Okt. 2010	OP8	Request for examination as to paragraph 44 patent law	
18. Nov. 2010	8125	Change of the main classification	IPC: A61N 1/378 AFI20081126BHDE
13. Sept. 2012	R119	Application deemed withdrawn, or ip right lapsed, due to non-payment of renewal fee	Effective date: 20120601

