



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 53 943 A1** 2005.06.16

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 53 943.3**
 (22) Anmeldetag: **18.11.2003**
 (43) Offenlegungstag: **16.06.2005**

(51) Int Cl.7: **H02J 17/00**
G08C 23/04, A61N 1/378, H02J 7/00

(71) Anmelder:
**Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.,
 53175 Bonn, DE**

(74) Vertreter:
**von Kirschbaum, A., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 82110
 Germering**

(72) Erfinder:
**Gruber, Robin, Dipl.-Ing., 81371 München, DE;
 Schmid, Thomas, Dipl.-Ing., 82347 Bernried, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht zu ziehende Druckschriften:

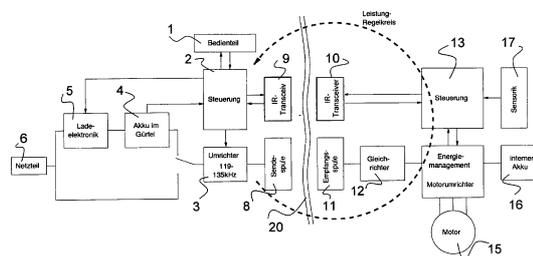
DE 199 15 487 C1
DE 199 46 934 A1
DE 196 17 102 A1
DE 101 19 283 A1
DE 41 32 557 A1
DE 41 04 359 A1
US 65 97 076 B2
US 57 02 431 A
JP 2002-1 98 873 A

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Der Inhalt dieser Schrift weicht von den am Anmeldetag eingereichten Unterlagen ab
 Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung**

(57) Zusammenfassung: Eine Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung weist einen externen Gürtel (7), in welchem ein Bedienteil (1) mit nachgeordneter Steuereinheit (2), eine Akku-Anordnung (4), ein Umrichter (3), eine Sendespule (8), welcher eine Anzahl Kondensatoren parallel geschaltet sind, und ein Infrarot-Transceiver (9) untergebracht sind. Ferner ist eine implantierbare Einheit vorgesehen, die eine den Abmessungen der Sendespule (8) entsprechende Empfangsspule (11), einen der Empfangsspule (11) nachgeordneten Gleichrichter, einen Infrarot-Transceiver (10) mit nachgeordneter Steuereinheit und einer dieser zugeordneten Sensorik (17), sowie eine Akku-Anordnung (16) zur Versorgung der implantierten Einrichtung über eine Energiemanagement-Einheit (14) aufweist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung, wie beispielsweise ein Herzunterstützungssystem oder ein künstliches Herz.

Stand der Technik

[0002] Ein großes Problem bei der Realisierung künstlicher Organ- oder anderer implantierter Systeme besteht in deren Energieversorgung. Bei Einheiten mit niedriger Leistungsaufnahme, wie beispielsweise bei Herzschrittmachern, kann die Energieversorgung über Batterien erfolgen. Für die Versorgung leistungsstärkerer Einheiten werden bisher folgende Systeme eingesetzt:

- eine direkte Versorgung über Kabel durch die Bauchdecke oder im Halsbereich, mit der Gefahr eines ständigen Entzündungsherd um die Durchführstelle herum und der schlechten Akzeptanz durch den Träger wegen der starken Einschränkung seiner Lebensqualität, da beispielsweise kein Duschen oder Schwimmen mehr möglich ist, die Gefahr schwerer innerer Verletzungen durch versehentliches Ziehen am Kabel besteht, usw.

- Induktive Systeme, welche ein hochfrequentes magnetisches Wechselfeld zur Energieübertragung nutzen. Hier sind folgende Varianten bekannt:

a) Die Verwendung zweier relativ kleiner Spulen in Verbindung mit zwei Ferritkernhälften, welche einen schmalen (Luft-)Spalt aufweisen, in welchem die Haut verlaufen kann. Die bei kleinen Abständen gute magnetische Kopplung ermöglicht eine geringe Größe der Spulen. Wegen der bei größeren Abständen, d.h. schon ab etwa 10mm, schnell schlechter werdenden Kopplung, muss das System jedoch direkt unter der Haut implantiert werden. Außerdem müssen Sende- und Empfangsteil immer präzise übereinander positioniert werden, da sonst auch die Kopplung schnell schlecht wird. Obendrein stellt der Kern der Empfangsspule einen schweren und starren Fremdkörper für den Träger dar.

b) Ein System mit einer eisenlosen, spiralförmig gewickelten Sende- und Empfangsspule. Um dennoch ausreichend Leistung übertragen zu können, werden entweder beide Spulen aufwendig mit Hilfe von Kondensatoren auf (nahezu) gemeinsame Resonanz abgestimmt oder ohne Kontrolle des Frequenzbereichs wird die Frequenz nachgeführt. Nachteilig bei dieser Anordnung ist, dass eine spiralförmige Spule nicht optimal bezüglich der Reichweite des magnetischen Feldes ist, und dass die Spulen im Vergleich zu der Anordnung mit Ferritkernen zwar leichter sind, dafür aber größer ausfallen und auch damit einen beachtlichen und starren Fremdkörper für den Trä-

ger eines solchen Systems darstellen. Auch bei diesem System führt eine Abstandsänderung zu einer Änderung der Kopplung, wobei hierdurch die Resonanzfrequenzen von Sender und Empfänger verstimmt werden, sodass auch in diesem Fall eine präzise Positionierung der Sende- und Empfangsspule erforderlich ist.

Aufgabenstellung

[0003] Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung mit einer an den benötigten Energiebedarf möglichst angepassten, gleichbleibenden Energieversorgung zu schaffen.

[0004] Diese Aufgabe ist bei einer Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung durch die Merkmale des Anspruchs 1 gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand von Ansprüchen 2 bis 25.

[0005] Die erfindungsgemäße Anordnung weist einen externen Gürtel auf, in welchem ein Bedienteil mit nachgeordneter Steuereinheit, eine Akku-Anordnung, ein Umrichter, eine Sendespule, welcher eine Anzahl Kondensatoren parallel geschaltet sind, und ein Infrarot-Transceiver untergebracht sind. Eine implantierbare Einheit gemäß der Erfindung weist eine den Abmessungen der Sendespule entsprechende Empfangsspule, einen der Empfangsspule nachgeordneten Gleichrichter, einen Infrarot-Transceiver mit nachgeordneter Steuereinheit und einer dieser zugeordneten Sensorik, sowie eine Akku-Anordnung zur Versorgung der implantierten Einrichtung über eine Energiemanagement-Einheit auf.

[0006] Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung ist die Sendespule aus wenigen, vorzugsweise drei Windungen mit jeweils einer Vielzahl von jeweils etwa 600 bis 800, vorzugsweise 720 gegeneinander isolierten Drähten mit jeweils einem Durchmesser in der Größenordnung von 0,1mm ausgebildet und als ein ovalförmiger Ring ausgeführt.

[0007] Gemäß der Erfindung weist die Empfangsspule die gleichen Abmessungen wie die Sendespule auf sowie eine größere Anzahl, vorzugsweise zwölf mit Mittelabgriff versehene Windungen auf, die aus vorzugsweise jeweils 100 bis 150 Kupferdrähten gebildet sind. Daher ist die Empfangsspule sehr flexibel ausgelegt.

[0008] Besonders vorteilhaft bei der erfindungsgemäßen Anordnung ist die automatische Leistungs- und Frequenznachführung bei einer sichergestellten Einhaltung eines gewünschten Frequenzbandes, die interne Energiespeicherung und eine damit verfügbare konstante Spannung, die Verwendung von flexiblen Ringspulen für eine bessere Implantierbarkeit

und eine mögliche Duplex-Informationsübertragung zwischen einem Implantat und einem externen Bediengerät. Dies ist insbesondere durch einen optimal ausgelegten Spulenaufbau und eine automatische, aber bandbegrenzte Nachführung der gesendeten Leistung und der Übertragungsfrequenz erreicht. Gleichzeitig ist dadurch ein Großteil der eingangs beschriebenen Probleme beseitigt.

Ausführungsbeispiel

[0009] Nachfolgend wird die Erfindung im einzelnen anhand der Zeichnungen beschrieben. Es zeigen:

[0010] [Fig. 1](#) in Form eines Blockschaltbilds die Komponenten einer Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung mittels eines Leistungsregelkreises;

[0011] [Fig. 2](#) eine schematisierte Darstellung einer möglichen Ausführungsform eines Bauchgürtels;

[0012] [Fig. 3](#) eine Ausführungsform eines Umrichters und einer Sendespule, und

[0013] [Fig. 4](#) eine schematisierte Darstellung einer Empfangsspule mit nachgeordneter Elektronik.

[0014] Bei einer Ausführungsform einer Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung gemäß [Fig. 1](#) sind in einem Gürtel **7** ([Fig. 2](#)) ein Bedienteil **1** untergebracht, welchem eine Steuereinheit **2** zugeordnet ist, durch die ein Umrichter **3**, eine Sendespule **8** sowie ein Infrarot-Transceiver **9** gesteuert werden. Ferner sind zum Laden einer in dem Gürtel **7** untergebrachten Akku-Anordnung **4** eine Ladeelektronik **5** vorgesehen.

[0015] Mittels eines externen Netzteils **6** kann die Akku-Anordnung **4** über die Ladeelektronik geladen werden.

[0016] Eine implantierte/implantierbare Einheit weist einen Infrarot-Transceiver **10** auf, welchem eine Steuereinheit **13** sowie eine Sensorik **17** zugeordnet sind. Über die Steuereinheit **13** werden ein Energiemanagement **14** und ein einem Motor **15** zugeordneter Umrichter gesteuert. Das Energiemanagement **14** wird von einer internen Akku-Anordnung **16** mit Energie versorgt. Das Energiemanagement **14** ist über einen Gleichrichter mit einer Empfangsspule **11** verbunden.

[0017] Die Komponenten, die einem Leistungskreis zugeordnet sind, sind durch eine strichpunktierte Kreislinie eingerahmt. Ferner ist in [Fig. 1](#) durch zwei gewellte Linien eine Bauchdecke **20** angedeutet.

[0018] Der in [Fig. 2](#) schematisch dargestellte Gürtel **7** hat beispielsweise eine Breite in der Größenordnung von etwa 100mm und an seinen beiden Enden

sind Schließelemente **71** vorgesehen. Die in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) wiedergegebenen Komponenten sind ohne Gehäuse dargestellt. Selbstverständlich sind die implantierbaren Teile in einem aus körperverschlinglichem Material, wie Silikon hergestellten, im einzelnen nicht wiedergegebenen Gehäuse untergebracht.

[0019] Über das Bedienteil **1** werden einfache Steuerungsfunktionen für das Implantat eingegeben und der aktuelle Zustand wird über ein Display angezeigt bzw. abgefragt. Ein Prozessor im Bedienteil **1** sorgt für fehlerfreie Übertragung und Auswertung von per Infrarot vom IR-Transceiver **9** an den IR-Transceiver **10** und umgekehrt und damit zum und vom Implantat übertragenen Signalen. Ferner steuert dieser Prozessor Frequenz und Leistung des HF-Umrichters **3**. Ebenso überwacht der Prozessor eine Schnellladung der im Gürtel **7** untergebrachten Akku-Anordnung **4**, die je nach Leistungsaufnahme des Implantats für etwa eine Stunde einen netzfreien Betrieb sicherstellen kann.

[0020] Der Umrichter **3** wandelt die Akkuspannung von 20 bis 28V durch eine aus MOSFET-Transistoren aufgebaute Leistungs-Vollbrücke in eine Wechselspannung mit der vom Prozessor vorgegebenen Frequenz und Pulsweite um. Der Frequenzbereich der Übertragung liegt vorzugsweise zwischen 119 und 135kHz. Diese Wechselspannung wird, um Störungen durch Schaltflanken zu vermeiden, symmetrisch über zwei serielle Induktivitäten dem Schwingkreis der Sendespule **8** zugeführt. Ferner sind vorgesehen eine Strombegrenzung, eine Übertemperatursicherung und eine Begrenzung der Ausgangsspannung.

[0021] Zur eigentlichen Energieübertragung dient die Sendespule **8**, die zusammen mit parallelgeschalteten, sehr niederohmigen Polypropylen-Kondensatoren mit einer Gesamtkapazität von etwa 1µF als Schwingkreis für das Frequenzband zwischen 119kHz und 135kHz ausgeführt ist, um auch bei schlechter Kopplung noch genug Energie übertragen zu können.

[0022] Die Sendespule **8** besteht vorzugsweise aus drei Windungen von jeweils 720 einzeln gegeneinander isolierten Kupferdrähten mit jeweils einem Durchmesser von 0,1mm. Die Windungen sind in einem Schlauch aus körperverschlinglichem Material, wie Silikon untergebracht. Aus Platzgründen ist die optimalerweise ringförmig ausgelegte Sendespule **8** oval ausgeführt, so dass sich Außenabmessungen in der Größenordnung von etwa 150 × 100mm ergeben (siehe [Fig. 3](#)).

[0023] Diese Anordnung aus Sendespule **8** und parallel geschalteten Kondensatoren sorgt für eine hohe Schwingkreisgüte, da die gegeneinander isolierten Kupferdrähte gute HF-Eigenschaften aufweisen und zusammen mit den Kondensatoren einen

niederohmigen Schwingkreis bilden. Die Sendespule **8** ist darüber hinaus sehr flexibel, wodurch der Tragekomfort des Gürtels **7** insgesamt erhöht wird.

[0024] Die Empfangsspule **11** hat die gleichen Abmessungen, wie die Sendespule **8**, weist vorzugsweise zwölf Windungen mit Mittelabgriff und vorzugsweise jeweils 120 Einzeldrähten auf. Auch hier ist durch einen zwischen Spulenmitte und Spulenende parallel geschalteten Polypropylen-Kondensator mit einer Kapazität von 47nF bis 100nF wieder einen Schwingkreis gebildet, der auf eine Resonanzfrequenz abgestimmt ist, die etwa um das Zwei- bis Fünffache und damit weit oberhalb der Arbeitsfrequenz liegt. Somit wird bei einer Änderung des Abstandes zum Sendeschwingkreis dieser nicht stark verstimmt. Das durch die Senderresonanz sehr starke Feld reicht aber aus, um auch in einen schlecht abgestimmten Empfänger ausreichend Leistung einzukoppeln.

[0025] An den Spulenenden entstehende Gegenakt-Wechselspannung wird über je eine Diode oder einen Synchrongleichrichters gleichgerichtet und lädt über eine Induktivität einen Siebkondensator der angeschlossenen Implantatelektronik auf. Durch diese Induktivität wird der Stromflusswinkel breit genug gehalten, sodass die Verlustleistung an den Dioden klein bleibt.

[0026] Ebenso wie die Sendespule **8** ist auch die Empfangsspule **11** in einem Schlauch aus körperverträglichem Material, wie Silikon untergebracht. Die Körperverträglichkeit der Empfangsspule **11** ist durch ihre Flexibilität und die Ausführung als oval-förmiger Ring stark verbessert, da kaum Gewebe von der Blutzufuhr abgeschnitten wird und sich die Empfangsspule **11** bei Körperbewegungen mitverformen kann. Wie Untersuchungen gezeigt haben, weisen weder Sende- noch Empfangsspule eine nennenswerte Temperaturerhöhung auf.

[0027] Jeweils sehr nahe bei Sendespule **8** und Empfangsspule **11** befindet sich ein Halbduplex-Infrarot-Übertragungsmodul in Form der IR-Transceiver **9** und **10**. Dieser Übertragungsbaustein sorgt für die Kommunikation zwischen Implantatelektronik und dem Bedienteil **1** mit etwa 115kbit/s. Das Modul ist magnetisch abgeschirmt, um einen sicheren Betrieb auch bei voller Magnetfeldstärke zu ermöglichen.

[0028] Die Implantatelektronik enthält neben Siebkondensatoren zur Glättung und Pufferung der übertragenen Leistung auch einen Satz von z.B. zwanzig Nickel-Metallhydrid-(NiMH-) oder LiION-Akkus, welche auch bei unterbrochener Stromversorgung das Implantat mit Energie versorgen. Zusätzlich integriert ist ein Prozessor mit angeschlossenen Motortreibern für Motoransteuerung, Drehzahlregelung, Sensorauswertung, Akkuladung und -überwachung sowie

die Datenübertragung.

[0029] Ferner ist ein Summer vorgesehen, damit der Träger auch ohne Bedienteil **1** auf kritische Betriebssituationen, wie beispielsweise einen fast leeren Akku, aufmerksam gemacht werden.

[0030] Neben einer Temperaturüberwachung als Schutzfunktion besitzt die Implantatelektronik auch ein Relais, mit dessen Hilfe die Empfangsspule **11** abgetrennt werden kann für den Fall, dass eine Störung an der Sendespule **8** vorliegt und mehr Energie als benötigt übertragen würde.

[0031] Ein weiteres Relais trennt die Akku-Anordnung ab, wodurch die Möglichkeit eröffnet wird, die Elektronik zu lagern, ohne dass sich die Akkus entladen, und erst bei Aktivierung durch externe Energiezufuhr die Akkus anzukoppeln. Außerdem sind dadurch die Energiespeicher vor einer gefährlichen Tiefentladung geschützt, indem sie bei Unterspannung abgetrennt werden.

[0032] Eine weitere Besonderheit der erfindungsgemäßen Anordnung besteht in der Funktionsweise der Energieübertragung, da nur soviel Energie übertragen wird, wie von der Implantatelektronik benötigt wird. Die Verluste des Übertragungssystems können daher klein gehalten werden. Dazu wird die nachfolgend beschriebene Regelschleife verwendet. Hierbei ist vorausgesetzt, dass die Implantatelektronik einen positiven Innenwiderstand besitzt.

[0033] Die Implantatelektronik misst kontinuierlich die Spannung, welche ihr zur Verfügung steht, vergleicht diese mit der erforderlichen Spannung und gibt diese Information über die Infrarotschnittstelle an das Bedienteil **1** weiter. Beispielsweise wird zum Laden eines fast vollen Akkus eine höhere Spannung benötigt als zum Laden eines fast leeren Akkus. Über das Bedienteil **1** wird die Impulsbreite der Sendefrequenz erhöht oder verringert, so dass entsprechend mehr oder weniger Leistung übertragen wird. Die Pufferkondensatoren der Implantatelektronik sind groß genug ausgelegt, so dass auch bei einem maximal möglichen Lastsprung der Spannungsabfall oder -anstieg während der durch die Datenübertragung erzeugten Totzeit klein gehalten werden kann, bis der Sendeteil mehr Leistung zur Verfügung stellt.

[0034] Neben der Störung durch Lastwechsel kann sich auch durch die Änderung des Abstandes zwischen Sendespule **8** und Empfangsspule **11** beispielsweise beim Atmen die Kopplung ändern, wodurch der Schwingkreis der Sendespule **8** noch zusätzlich verstimmt wird. Dieser Gefahr ist dadurch begegnet, dass der Prozessor des Bedienteils **1** ständig die optimale Übertragungsfrequenz sucht.

[0035] Dazu wird die aktuelle Frequenz in eine Rich-

tung variiert. Gleichzeitig wird die Sendeleistung gemessen, die erforderlich ist, damit der Empfänger in Form der Empfangsspule **11** genug Energie enthält; dabei wird der Minimalwert gespeichert. Überschreitet die erforderliche Sendeleistung diesen Minimalwert wieder, so wird die Richtung der Variation umgedreht. Dies wird als Maximum Power-Point Tracking bezeichnet.

[0036] Da diese Nachführung nur durch Software erfolgt, ist sichergestellt, dass das gewünschte Frequenzband nicht verlassen wird, was bei einem selbsterregten Oszillator nur schwer garantiert werden kann. Aufgrund des großen Spulendurchmessers sind Reichweiten bis 30mm und Leistungen bis ca. 60 Watt realisierbar.

[0037] Die Implantatelektronik übernimmt neben der bereits beschriebenen Energieverwaltung auch noch die Aufgabe, den internen Nickel-Metallhydrid- oder LiION-Akku zu laden. Dieser Akku kann in etwa 2 Stunden mittels einer sogenannten Delta-Peak- und Delta-Theta-Abschaltung voll geladen werden.

[0038] Im Falle einer fehlenden externen Energieversorgung, beispielsweise beim Duschen des Trägers, kann der interne Akku den angeschlossenen Motor in Abhängigkeit jeweils von dessen Leistung und des Akkutyps auf jeden Fall mindestens 30 min. lang versorgen. Wird die Akkuladung zu gering, wird der Träger durch einen Signalton gewarnt. Des Weiteren können Sensoren angeschlossen werden, und zwar können dies sowohl digitale Hall-Sensoren zum Betrieb des Motors als auch analoge Sensoren, wie Drucksensoren sein.

[0039] Zusätzlich ist eine Schnittstelle zur Kommunikation mit einem Herzschrittmacher vorgesehen. Diese Schnittstelle ermöglicht bei Herzunterstützungssystemen eine Synchronisation auf den Herzschlag oder – im Fall von Herzrhythmus-Störungen – eine Synchronisation des Herzmuskels auf das Herzunterstützungssystem.

Bezugszeichenliste

1	Bedienteil
2	Steuereinheit
3	Umrichter
4	Akku-Anordnung
5	Ladeelektronik
6	Netzteil
7	Gürtel
71	Schließelemente an 7
8	Sendespule
9/10	IR-Transceiver
11	Empfangsspule

12	Gleichrichter
13	Steuereinheit
14	Energiemanagement
15	Motor
16	Interne Akku-Anordnung
17	Sensorik
20	Bauchdecke

Patentansprüche

1. Anordnung zur drahtlosen Energieübertragung an eine implantierte Einrichtung gekennzeichnet durch einen externen Gürtel (**7**), in welchem ein Bedienteil (**1**) mit nachgeordneter Steuereinheit (**2**), eine Akku-Anordnung (**4**), ein Umrichter (**3**), eine Sendespule (**8**), welcher eine Anzahl Kondensatoren parallel geschaltet sind, und ein Infrarot-Transceiver (**9**) untergebracht sind, und eine implantierbare Einheit, die aufweist eine den Abmessungen der Sendespule (**8**) entsprechende Empfangsspule (**11**), einen der Empfangsspule (**11**) nachgeordneten Gleichrichter, einen Infrarot-Transceiver (**10**) mit nachgeordneter Steuereinheit und einer dieser zugeordneten Sensorik (**17**), sowie eine Akku-Anordnung (**16**) zur Versorgung der implantierten Einrichtung über eine Energiemanagement-Einheit (**14**).

2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Bedienteil (**1**) ein Display und einen Prozessor zur fehlerfreien Übertragung und Auswertung von per Infrarot zu und von der implantierten Einrichtung übertragenen Signale sowie zur Steuerung von Frequenz und Leistung eines Hochfrequenz-Umrichter (**3**) aufweist.

3. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Umrichter ein Hochfrequenz-Umrichter (**3**) ist und eine Leistungsbrücke aus MOSFET-Transistoren zur Umwandlung der Spannung der Akku-Anordnung (**4**) in eine Wechselspannung mit einer von dem Prozessor der Bedienteil (**1**) vorgegebenen Frequenz und Pulsweite aufweist.

4. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Sendespule (**8**) aus wenigen Windungen mit jeweils einer Vielzahl von gegeneinander isolierten Drähten gebildet ist.

5. Anordnung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Sendespule (**8**) aus drei Windungen mit jeweils etwa 600 bis 800 einzelnen, gegeneinander isolierten Kupferdrähten gebildet ist.

6. Anordnung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass jede der drei Windungen **720** gegeneinander isolierte Kupferdrähte mit jeweils einem Durchmesser in der Größenordnung von 0,1mm aufweist.

7. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Sendespule (8) als ein oval-förmiger Ring ausgeführt ist.

8. Anordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die ovalförmige Sendespule (8) Außenabmessungen in der Größenordnung von 100mm × 150mm hat.

9. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Sendespule (8) sehr niedrigohmige Kondensatoren mit einer Gesamtkapazität von 1µF parallel geschaltet sind.

10. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangsspule (11) die gleichen Abmessungen wie die Sendespule (8) aufweist.

11. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangsspule (11) eine größere Anzahl von mit Mittelabgriff versehenen Windungen als die Sendespule (8) aufweist.

12. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangsspule (11) aus zwölf Windungen mit Mittenabgriff und jeweils 100 bis 150 Kupferdrähten gebildet ist.

13. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Empfangsspule (11) flexibel ausgelegt ist.

14. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen Mitte und Ende der Empfangsspule (11) ein Kondensator mit einer Kapazität von 47 bis 100nF parallel geschaltet ist.

15. Anordnung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Kondensator ein Polypropylenkondensator ist.

16. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sowohl Sendespule (8) als auch Empfangsspule (11) in einem Schlauch aus körperverträglichem Material untergebracht sind.

17. Anordnung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass das körperverträgliche Material Silikon ist.

18. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Bereich von Sendespule (8) und Empfangsspule (11) eine Halbduplex-Infrarot-Übertragungseinheit vorge-

sehen ist.

19. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass sowohl die Akku-Anordnung (4) im Gürtel (7) als auch die interne Akku-Anordnung (16) Nickel-Metallhydrid-(NiMH-) oder LiION-Akkus aufweisen.

20. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Implantatelektronik eine Warneinrichtung zum Abgeben eines akustischen Warnsignals aufweist.

21. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Implantatelektronik neben einer Temperaturüberwachungseinheit auch ein Abschaltetelement (Relais) zum Trennen der Empfangsspule (11) von der Sendespule (8) aufweist.

22. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine Schnittstelle für eine Kommunikation mit einem Herzschrittmacher vorgesehen ist.

23. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Feldstärke der Sendespule (8) von der implantierten Einheit aus regelbar ist.

24. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Anordnung so ausgebildet ist, dass immer nur genau soviel Energie übertragen wird, wie von der implantierten Einheit benötigt wird.

25. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die implantierte Einheit die Akku-Anordnung (4) mittels eines Relais ankoppelt.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig.1

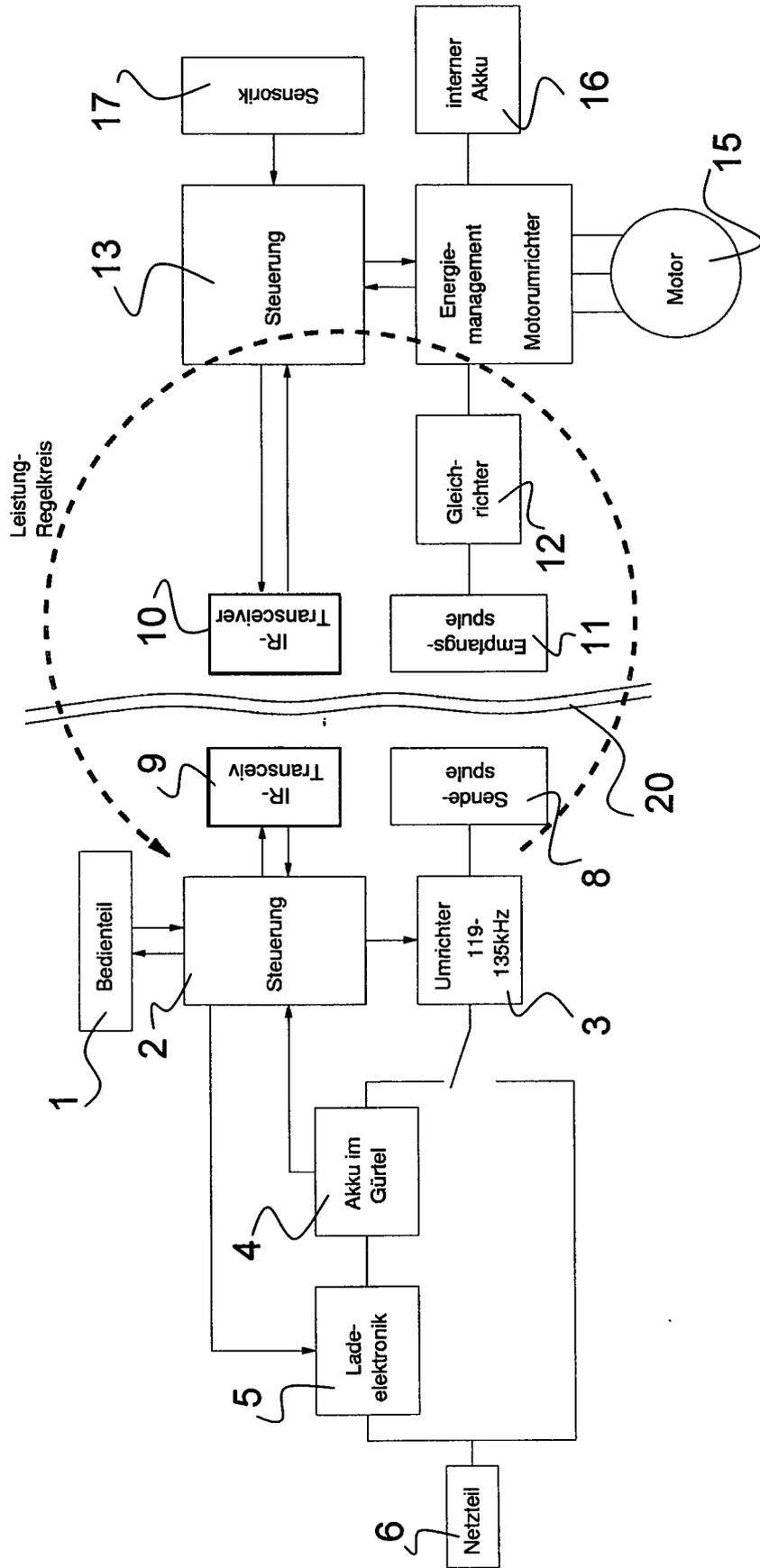


Fig.2

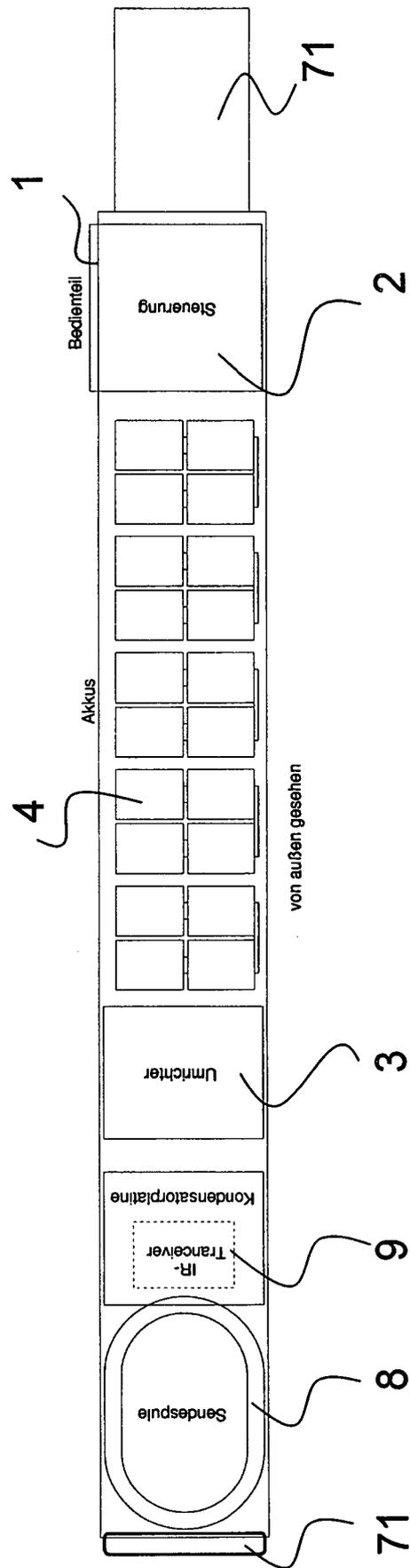
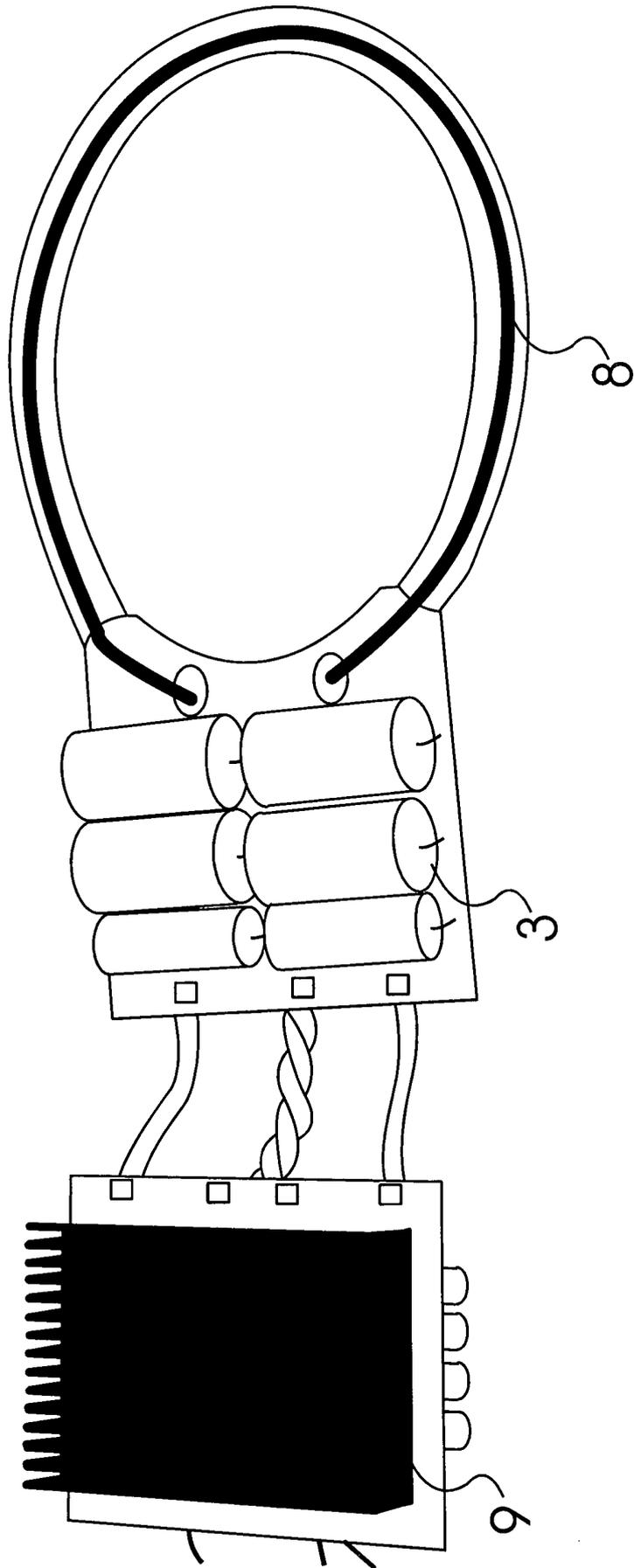


Fig.3



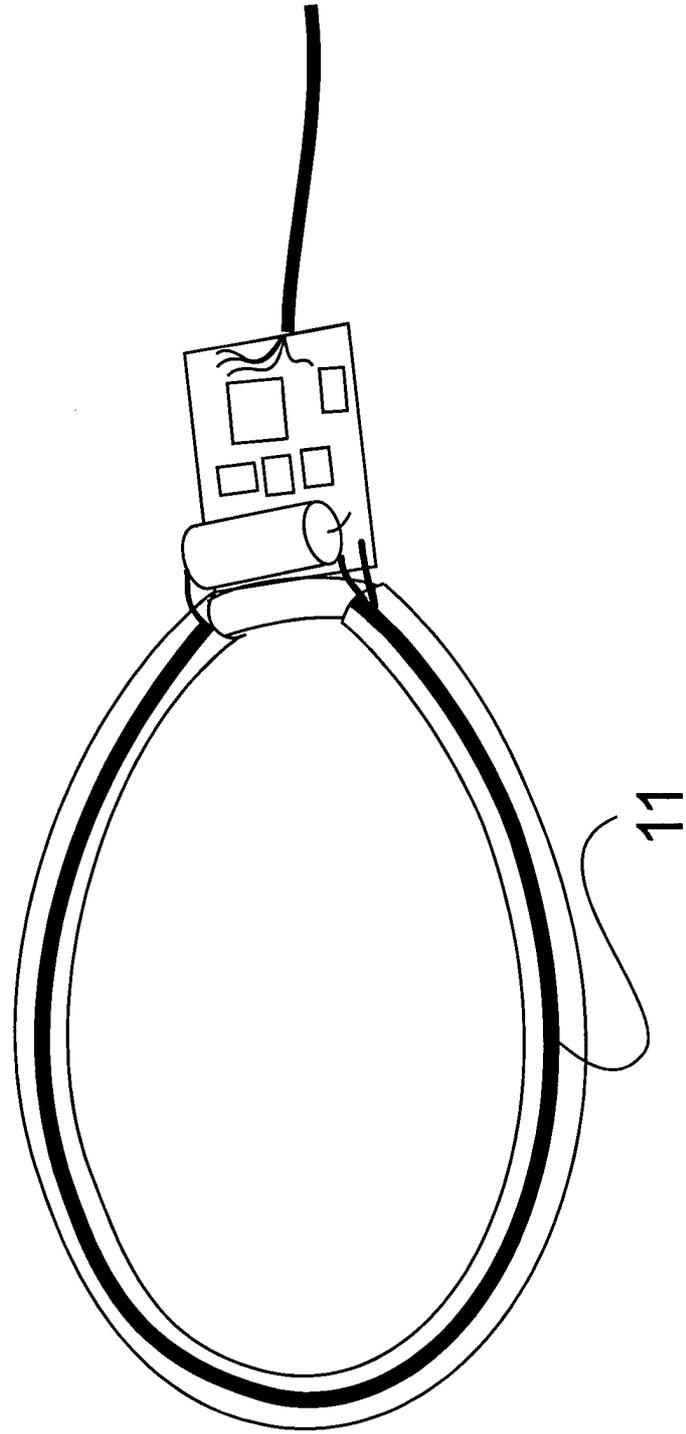


Fig.4