

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2021-511137
(P2021-511137A)

(43) 公表日 令和3年5月6日(2021.5.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 C	4 C 0 5 3
A 6 1 M 37/00 (2006.01)	A 6 1 M 37/00 5 5 0	4 C 1 1 7
A 6 1 N 1/372 (2006.01)	A 6 1 N 1/372	4 C 1 6 1
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 A	4 C 2 6 7
H 0 1 Q 1/24 (2006.01)	H 0 1 Q 1/24 Z	5 J 0 4 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2020-539283 (P2020-539283)
 (86) (22) 出願日 平成31年1月17日 (2019.1.17)
 (85) 翻訳文提出日 令和2年9月15日 (2020.9.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2019/051166
 (87) 国際公開番号 W02019/141782
 (87) 国際公開日 令和1年7月25日 (2019.7.25)
 (31) 優先権主張番号 1800820.1
 (32) 優先日 平成30年1月18日 (2018.1.18)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関 英国 (GB)

(71) 出願人 517258833
 オスロ ユニヴェルシテーツスィーケフ
 ース ホーエフ
 ノルウェー エヌー0424 オスロ,
 ニーダレン, ピーオー ボックス 49
 50
 (74) 代理人 110000556
 特許業務法人 有古特許事務所
 (72) 発明者 ハーレギー, アリ
 ノルウェー王国 7035 トロンヘイム
 ブラゲヴェーゲン 13
 (72) 発明者 バラシingham, イランコ
 ノルウェー王国 0489 オスロ グラ
 ッツ ヴァイ 11
 Fターム(参考) 4C053 KK02 KK10

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無線通信による医療用インプラント

(57) 【要約】

体内で使用するためのインプラントデバイス12は、データソースと、外部通信システムとの後方散乱通信のための非自己共振アンテナを備える。非自己共振アンテナは、インプラントデバイス12が使用されているときに間隔があくように構成されている2つの導電性パッチ16を含む少なくとも2つの電極16を備える。インプラントデバイス12は、それにより、データソースから外部通信システムにデータを送信するために非自己共振アンテナの後方散乱特性を制御するように構成されている。インプラントデバイス12は、非自己共振アンテナの後方散乱特性が、体組織18を介して少なくとも2つの電極16を結合することと、導電性経路を介して少なくとも2つの電極16を結合することとを切り替えることにより、非自己共振アンテナのインピーダンスを変化させるように構成されている電気スイッチを含む1つ以上の電気スイッチ14により制御されるように構成されている。

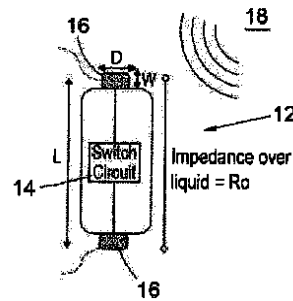


Fig. 2

【選択図】 図2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体内で使用するためのインプラントデバイスであって、前記インプラントデバイスが、データソースと、外部通信システムとの後方散乱通信のための非自己共振アンテナと、備え、前記非自己共振アンテナが、前記インプラントデバイスが使用されているときに間隔があくように構成されている 2 つの導電性パッチを含む少なくとも 2 つの電極を備え、前記インプラントデバイスが、それにより、データソースから外部通信システムにデータを送信するために非自己共振アンテナの後方散乱特性を制御するように構成されており、

10

前記インプラントデバイスが、非自己共振アンテナの後方散乱特性が、体組織を介して少なくとも 2 つの電極を結合することと、導電性経路を介して少なくとも 2 つの電極を結合することとを切り替えることにより、非自己共振アンテナのインピーダンスを変化させるように構成されている電気スイッチを含む 1 つ以上の電気スイッチにより制御されるように構成されている、インプラントデバイス。

【請求項 2】

前記電極間の間隔が、5 mm から 35 mm の範囲にある、請求項 1 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 3】

前記体組織と前記電極との間にギャップを提供するための生体適合性非導電性材料の層を含む、請求項 1 または 2 に記載のインプラントデバイス。

20

【請求項 4】

前記生体適合性非導電性材料の層が、前記インプラントデバイス外の周りのシェルにより提供される、請求項 3 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 5】

前記層が、約 0.5 mm の厚さなどの 1 mm 以下の厚さを有する、請求項 3 または 4 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 6】

前記導電性パッチの少なくとも 1 つが、導電性材料の管の形をとる、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

30

【請求項 7】

前記導電性パッチが、より大きな非導電性管上の 2 つの導電性管により提供される、請求項 6 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 8】

前記導電性パッチを形成する導電性管が、3 mm から 15 mm の範囲の直径と導電性管の軸に沿った 3 mm から 6 mm の範囲の長さを有する、請求項 6 または 7 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 9】

前記導電性パッチが、円板形パッチまたは球面断片により提供されるパッチの 1 つ以上により提供される、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

40

【請求項 10】

前記アンテナの後方散乱特性が、前記アンテナの負荷および/または形状を変化させる 1 つ以上の電気スイッチにより制御され、前記デバイスが、複数の電気スイッチと、アンテナの後方散乱特性への異なる影響を有するフィルターを備えていて、そのため、後方散乱信号に対して 2 つを超える異なる状態を可能にする、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

【請求項 11】

前記インプラントデバイスが、医療用インプラントデバイスであり、医療用データを集めるための 1 つ以上のセンサーを含む、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

50

【請求項 1 2】

前記 1 つ以上のセンサーが、データソースから外部通信システムに送信されるデータを生成するために使用される情報を提供するためにデータソースに接続されている、請求項 1 1 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 1 3】

前記データソースおよび / または前記インプラントデバイスの 1 つ以上のセンサーが、バッテリーまたは別の無線電力伝送システムにより給電される、請求項 1 1 または 1 2 に記載のインプラントデバイス。

【請求項 1 4】

前記インプラントデバイスが、インプラントアンテナを使用したデータの後方散乱通信中にインプラントアンテナの無線電力伝送がないように構成されている、請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

10

【請求項 1 5】

前記データソースが、前記アンテナの前記後方散乱特性を制御するためのデータ信号を提供し、それにより前記データソースから前記外部通信システムにデータを送信するように構成されている、請求項 1 から 1 4 のいずれか一項に記載のインプラントデバイス。

【請求項 1 6】

第 1 のインプラントデバイスとしての請求項 1 から 1 5 のいずれか一項に記載のインプラントデバイスと、前記第 1 のインプラントデバイスと通信するように構成された第 2 のインプラントデバイスとの組合せ。

20

【請求項 1 7】

請求項 1 から 1 5 のいずれか一項に記載のインプラントデバイスと、送信機から前記インプラントデバイスに向けて電磁波を送信し、前記インプラントデバイスからの後方散乱信号を受信機で受信するように構成されている外部通信システムとの組合せ。

【請求項 1 8】

前記電磁波が、医療用インプラントでの使用に認可された周波数の電波である、請求項 1 7 に記載の組合せ。

【請求項 1 9】

前記送信機が、体アンテナを備えている、請求項 1 7 または 1 8 に記載の組合せ。

【請求項 2 0】

前記インプラントデバイスに向けて電磁波を送信するために、一緒に作用する体の複数の位置に複数の送信アンテナを含む、請求項 1 9 に記載の組合せ。

30

【請求項 2 1】

前記外部通信システムが、受信機でヌル結合信号を作成するために複数の送信アンテナを使用することにより、送信アンテナによる受信アンテナでの結合電力の量を減少させ、前記信号を干渉比まで増大させるように構成されている、請求項 2 0 に記載の組合せ。

【請求項 2 2】

請求項 1 から 2 1 のいずれか一項に記載のインプラントデバイスまたは組合せの使用。

【請求項 2 3】

前記インプラントデバイスの患者への埋め込み、または挿入、体外にある外部通信システムからデバイスに向けて電磁波を送信すること、それにより、アンテナからの後方散乱信号を使用してデータソースからデータを送信するためにアンテナの後方散乱特性を制御すること、および外部通信システムで後方散乱信号を受信することを含む、請求項 2 2 に記載の使用。

40

【請求項 2 4】

前記インプラントデバイスを使用して患者の体内の 1 つ以上の位置で医療情報を集めること、および次いで体外のこの情報を外部通信システムとの後方散乱通信を介して送信することを含む、請求項 2 3 に記載の使用。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、体内からの無線通信のために構成された医療用インプラント、およびインプラントとの通信のためのシステム、ならびに関連方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

医療用インプラントは、体についての情報を集め、種々の状況で体と相互作用するために使用される。例えば、カプセル内視鏡は、消化器系内で画像を集めるため、ならびにサンプルを得たり、薬物を送達したりするために使用され、神経補綴システムは、脳と外部デバイスをリンクし、脳と電気信号を交換し、心臓ペースメーカーまたはリードレス心臓ペースメーカーは、心拍を同期させるために使用され、体内に保持されるか体を通することによって依存する種々の他のデバイスが提案されている。これらのすべての医療用インプラントデバイスにとって、体外または体内の他のデバイスとの無線通信が可能であれば、利点がある。これは、インプラントの無線制御またはプログラミング、例えば、カメラ、温度センサー、血液監視センサーなどのセンサーからのデータ送信などのためであってもよい。

10

【 0 0 0 3 】

一般的なデータ転送速度と体表面下のインプラントの深度を以下の表に示す。これらの範囲の無線データ送信は、インプラントの完全な無線操作を可能にするために非常に望ましい。実際、一部のアプリケーションでは、体外からインプラントへの有線接続は不可能であり、（神経補綴の一部の症例で使用されるように）体表面により近い別の埋込送信デバイスへの有線リンクは困難であるだけでなく不便である。

20

【 0 0 0 4 】

【 表 1 】

アプリケーション	必要なデータ速度	範囲
カプセル内視鏡 (ビデオストリーミング)	1 ~ 1 0 0 M b p s	3 0 ~ 1 5 0 m m
心臓モニタリング	4 0 ~ 2 0 0 K b p s	1 0 0 m m
神経モニタリング	5 1 2 センサー、4 3 0 M b p s	2 0 ~ 3 0 m m

30

【 0 0 0 5 】

体外からインプラントデバイスの位置への完全な無線接続にとって、最小のデータ転送速度の必要性と体組織の深度の両方により課題が発生する可能性がある。

【 0 0 0 6 】

先行技術では、無線通信機能およびまた無線電力伝送を備えたインプラントデバイスが提案されてきた。例えば、米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 1 5 9 7 9 号明細書は、体の外部からインプラントデバイスへの電力とデータの同時転送のための方法を記載している。インプラントデバイスの回路は、外部の R F 信号からの電力回収のために使用され、インプラントから外部デバイスへの後方散乱通信が可能である。データ信号を外部デバイスに戻して送信するために負荷変調が提案されている。充電用 R F 信号の一部が後方散乱通信のために使用され、残りが無線電力伝送のために使用される。

40

【 0 0 0 7 】

米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 0 5 5 0 8 8 号明細書は、インプラントデバイスの無線充電のための方法を記載している。通信コイルからの後方散乱が、効率的な充電のための最良の周波数を示すために使用される。したがって、外部送信機は、後方散乱情報を使用する基本的なフィードバック機構に基づいて、無線電力伝送のためのその周波数を調整することができる。

【 0 0 0 8 】

50

米国特許出願公開第2014/0084855号明細書は、インプラントへの無線電力伝送とデータ送信（外部からインプラントへ）を説明している。後方散乱信号は、インプラントのインピーダンス整合装置を制御するためか、または外部デバイスの周波数を変化させるために、外部システムで受信され、処理される。両方の場合に、最大の無線電力伝送を得るために、これが行われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許出願公開第2013/0215979号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2014/0055088号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2014/0084855号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

これらの既存のデバイスは、データ転送速度のための理想的な要件を完全に満たすことができず、体に十分深く侵入することもできない。同時にインプラントデバイスの内部電源の過度の使用を避けながら、医療用インプラントと通信するためのより効果的な方法、特に、通信が効果的である体組織の可能な深度を増大させるためのより効果的な方法が必要である。体内のより深い場所のインプラントデバイスと確実に通信する機能により、医療用インプラントの無線データ送信の有用性が大幅に向上するであろう。

【課題を解決するための手段】

【0011】

第1の態様から見ると、本発明は、体内で使用するためのインプラントデバイスであって、データソースと、外部通信システムとの後方散乱通信のための非自己共振アンテナであってインプラントデバイスが使用されているときに間隔があくように構成されている2つの導電性パッチを含む少なくとも2つの電極を備える非自己共振アンテナとを備え、それにより、データソースから外部通信システムにデータを送信するために非自己共振アンテナの後方散乱特性を制御するように構成されており、非自己共振アンテナの後方散乱特性が、体組織を介して少なくとも2つの電極を結合することと、導電性経路を介して少なくとも2つの電極を結合することとを切り替えることにより、非自己共振アンテナのインピーダンスを変化させるように構成されている電気スイッチを含む1つ以上の電気スイッチにより制御されるように構成されているインプラントデバイスを提供する。

【0012】

この特徴の組合せにより、非自己共振アンテナは、インプラントデバイスから要求される非常に低い電力で制御でき、アンテナインピーダンスが大きく変化する可能性があり、これにより、外部の送信機/受信機システムとの効果的な後方散乱通信が可能になり、これには通常、体外のアンテナが含まれる。非自己共振アンテナを使用することにより、大きなレーダー断面積(RCS)が可能になるため、効率的な後方散乱性能が可能になる。スイッチは、周囲の体組織がアンテナの実効インピーダンスに影響を与える程度を変化させることにより非自己共振アンテナのインピーダンスを変化させる。したがって、スイッチは、体組織がアンテナ回路内のカップリングの主要部分となるように開くことができ、または、体組織は、導電性経路と「平行」にアンテナ回路内にのみあるため、スイッチは、2つのパッチが導電性経路により結合し、体組織の影響が最小になるように閉じることができる。このアプローチと間隔をあげた2つのパッチアンテナの使用により、インプラントデバイスの電力の最小の使用で後方散乱特性を大幅に変化させることが可能になる。

【0013】

第1の態様のアンテナは、非自己共振アンテナである。本明細書において、自己共振とは、アンテナの構造と形状が、(一般的なアンテナ方法論で使用されるように)共振をもたらすように設計されていることを意味する。非自己共振(例えば電極アンテナ)では、アンテナそれ自体に共振はないが、アンテナの周りの媒体インピーダンスが共振をもたら

10

20

30

40

50

すことができる。非自己共振アンテナの動作には共振は不要な場合があり、代わりに、アンテナの動作は、インピーダンスの変化に基づいている場合がある。例示的な実施形態では、生体組織を含む導電性媒体で非自己共振アンテナが使用されると、導電性媒体内のアンテナの2つの電極間に電流経路が発生する可能性がある。電流経路は、生体環境まで延び、生体媒体に電流が分布するより大きな面積を生成する。面積のサイズはアンテナの物理的サイズよりもずっと大きい。これにより、アンテナの実効寸法と、したがって高効率化が実現される。自己共振アンテナを使用する先行技術では、アンテナ効率が、アンテナ形状の物理的サイズに制限されるが、第1の態様のような非自己共振アンテナでは、アンテナのより大きな実効寸法を使用することでアンテナ効率を上げることができる。

【0014】

非自己共振アンテナと電気スイッチは、体組織のインピーダンスを有利に使用して、使用時には間隔があき体組織と接触する2つの電極を有する2部品アンテナにより非自己共振アンテナの後方散乱特性に影響を与える。電極間の間隔は、例えば、5 mmから35 mmであり得る。

【0015】

非自己共振アンテナは、非自己共振アンテナの主要部品を形成し得る電極として2つの導電性パッチを使用する。金属パッチを使用してもよい。2つの電極は、パッチの導電性材料またはポリマーコーティングなどの薄い生体適合性非導電性コーティングの介在層との直接組織接触を介してなど、体組織と接触するように構成することができる。生体適合性非導電性材料の層は、アンテナの体組織への結合におけるギャップを可能にすることができ、これは、アンテナの動作を強化することができる。層は、アンテナの周りに配置されたシェルなどのハウジングおよびインプラントデバイスの他の部品を介して提供されてもよい。ハウジングまたはコーティングは、インプラントデバイスをカプセル化し、それを密封して内部部品が体組織および体液に直接暴露されることから防ぐのに役立つことができる。これは、デバイスの安全性を高めたり、デバイスの残部の生体適合性材料の必要性を減らしたりすることもできる。層は、例えば、1 mm以下の厚さ、例えば、約0.5 mmの厚さを有し得る。いくつかの例では、0.1 mm以下の厚さのコーティングを使用してもよい。

【0016】

非自己共振アンテナの後方散乱特性は、生体媒体（例えば体組織）を介して2つの電極を結合することと、導電性経路を介して2つの電極を結合することとを切り替えることにより、非自己共振アンテナのインピーダンスを変化させるように構成されている電気スイッチにより制御される。したがって、事実上、スイッチが開いていると、生体組織を介する結合により高インピーダンスが提供され、スイッチが閉じていると、スイッチを通る導電性経路により低（名目上はゼロ）インピーダンスが提供される。インピーダンスの大きな変動は、体表面または皮下に配置された受信アンテナにより識別することができる。反射の高効率は、大きなRCS、広帯域、広いインピーダンス変動により達成される。これは、低程度/中程度の送信機電力で深度最大18 cmの広い読み取り範囲を生成することができる。12 Mbpsの高データ速度が測定され、70 Mbpsの可能性を実現できることが期待されている。

【0017】

例のアンテナは、アンテナの2つの電極を提供する2つの導電性パッチを使用し、これらのパッチは、スイッチを介して選択的に結合される。導電性パッチは、種々の形をとることができる。それらは、パッチアンテナとみなされ得るため、コイルアンテナまたはループアンテナなどの他のアンテナとは異なるとみなされ得る。

【0018】

導電性パッチは、1つの簡単な例では、体組織への取り付けのために構成されたパッチであってもよく、それにより、体組織への取り付けが、間隔をあけたパッチを固定するのに役立つ。次いで、スイッチは、体組織のインピーダンスが多かれ少なかれアンテナの実効インピーダンスに影響を与えるように、パッチ間に導電性経路を接続するかその接続を

10

20

30

40

50

断ってもよい。

【0019】

導電性パッチは、それらを体またはインプラントのハウジングなどのインプラントの一部に取り付けていることにより間隔があいてもよく、2つのパッチが、インプラントの長さに沿った異なる点にある。いくつかの例では、インプラントは、円筒管または他の任意の角柱形の管などの管状形を有し、2つの導電性パッチは、管に取り付けられ、管の長さに沿って間隔があいている。管は、カプセル内視鏡用など種々の目的のインプラントデバイス用の便利な形態である。

【0020】

1つまたは両方の導電性パッチは、通常長方形または円板などの2次元形状を有してもよい。1つまたは両方の導電性パッチは、管、球断片（例えば半球）または曲線の回転面などのいくつかの他の3次元表面形状などの3次元形状を有してもよい。

10

【0021】

一例では、インプラントデバイスは、インプラントの管状体などのインプラントの管上に有利に配置され得る2つの管形導電性パッチを備える。別の例では、インプラントデバイスは、1つの管形導電性パッチと円板または非管状の3次元形状（例えば半球などの球断片）などの異なる形状の1つのパッチを備える。この構成では、管導電性パッチと非管導電性パッチがインプラントの管、例えば管の平端に円板を備えた管、または管の丸端に半球または他の3次元形状を備えた管に配置されてもよい。

【0022】

導電性パッチは、円筒管またはリングなどの導電性材料の管の形状をとってもよい。このような管を製造し取り扱うことは簡単であり、それらは、種々の方法で容易に体組織に挿入することができる。さらに、体内の管間の必要な距離を実現するために2つの導電性管（またはリング）をより大きな非導電性管に配置するだけでなく、切り替え部品と、おそらくインプラントデバイスの他の構成部分も収容する空間を確保することは容易である。上記のように、管に取り付けられた他の形状の2つの導電性パッチについても同じアプローチを使用することができる。例示的な実施形態では、2つの導電性パッチ間の距離（例えば2つの管間の距離）は、50mm以下、任意に35mm以下に制限される。導電性管間の距離は、少なくとも5mmであり得、上記のように5mmから35mmの範囲にあり得る。リングなどの円筒管を使用することができる。円筒管は、少なくとも3mm、任意に少なくとも4mm、いくつかの例では、3mmから15mmの範囲の直径を有し得る。導電性管は、少なくとも1mm、任意に少なくとも3mm、いくつかの例では、その軸に沿った3mmから6mmの範囲の長さを有し得る。

20

30

【0023】

インプラントデバイスは、後方散乱特性を制御するための1つ以上の切り替えデバイスを使用し、これらは、トランジスタなどの低電力電気切り替えデバイスであり得る。例えば、電界効果トランジスタ（FET）、例えば、CMOS FETを使用することができる。一例では、トランジスタは、超低電力で有利に動作することができるCMOS MMICデバイスである。トランジスタの使用は、アンテナの後方散乱特性を変化させるための低電力法を提供する。

40

【0024】

インプラントデバイスの内部電源は、電気スイッチを制御するだけでなくデータソースも給電するための使用することができる。この内部電源は、バッテリーであり得、必要に応じて、それは、後方散乱通信のために使用されたアンテナと同じアンテナを使用できる無線電力伝送システムであり得る。インプラントデバイスは、好ましくは、後方散乱通信中にアンテナから電力を取らず、これは、アンテナが、最大反射および、したがって外部通信システムとの後方散乱通信の最大範囲に対して最適化することができる。実際、データのサイクル（0または1）は、電力回収のために使用することができ、他のサイクルは、データ送信のために使用することができる。

【0025】

50

複数の電気スイッチと、アンテナの後方散乱特性への異なる影響を有するフィルターが可能であるため、後方散乱信号に対して2つを超える異なる状態を可能にする。これにより、より複雑なデータ転送とより高いデータ速度が可能になり得る。本方法は、複数の周波数で高データ速度を減らすことにより、マルチバンドデータ通信の周波数分割多重化(FDM)と同様になる。さらに、スイッチとフィルターの組合せにより、無線電力伝送とデータ転送の経路を分離することができる。複数の周波数を使用する場合、外部デバイスは、対象の複数の周波数で送信する必要がある。

【0026】

インプラントデバイスは、好ましくは、医療用インプラントデバイスであり、それは、医療診断方法の用途などの医療用データまたは医学研究用データを集めるためのセンサーを含むことができる。センサーは、好ましくは、データソースから外部通信システムに送信されるデータを生成するために使用される情報を提供するためにデータソースに接続される。インプラントデバイスは、追加的に、コンピュータプロセッサおよび/またはデータ記憶用メモリなどの追加のデータ処理デバイスを含むことができる。

10

【0027】

上記のように、先行技術では、後方散乱通信と無線電力伝送とを組み合わせることが提案されている。アンテナは、送信されたエネルギーの一部、多くの場合、大部分を必ず吸収するため、無線電力伝送を使用することにより、体内の後方散乱範囲が減少する。本アンテナでは、後方散乱通信構成の設計は、最大反射および、したがってエネルギーの最小吸収であり、インプラントデバイスは、好ましくは、後方散乱通信のためにアンテナに入射するエネルギーをできるだけ多く使用するように構成される。インプラントデバイスは、アンテナを介するデータ通信中に無線電力伝送がないように構成することができる。場合によっては後方散乱通信が実行されていないときに無線電力伝送を別に使用することができるが、必要に応じた無線電力伝送はない。

20

【0028】

インプラントのデータソースまたはセンサーは、独自のバッテリーまたは別の無線電力伝送システムを有することができる。データソースは、アンテナの後方散乱特性を制御するためのデータ信号を提供し、それによりデータソースから外部通信システムにデータを送信するように構成することができる。好ましくは、これは、低電力データ信号であり、これにより、インプラントデバイスのための最大寿命を保証する。インプラントデバイスの所要電力を最小化することにより、後方散乱通信の高データ速度を可能にすると同時にデバイスの寿命が最大化される。

30

【0029】

インプラントデバイスは、第2のインプラントデバイスと通信するために使用することができるため、第1のインプラントデバイスと第2のインプラントデバイスとの間のデータ転送が可能であり、第2のインプラントデバイスは、インプラントデバイスに向けて電磁波を有利に送信し、インプラントデバイスから後方散乱信号を受信するように構成されている。

【0030】

代替的または追加的に、インプラントデバイスは、インプラントデバイスと相互作用してインプラントデバイスからデータを受信する外部通信システムと組み合わせて提供することができる。例えば、これは患者についての医療データを集めるためのシステムと関連し得る。

40

【0031】

外部通信システムは、インプラントデバイスに向けて電磁波を送信し、インプラントデバイスから後方散乱信号を受信するように構成することができる。これは、送信機と受信機の両方として機能する単一アンテナを使用して実施可能であるが、好ましくは、外部通信システムは、別の送信機と受信機を含む。複数のアンテナを使用する理由の1つは、受信機の飽和を防ぐために送信アンテナと受信アンテナとの間の結合を減少させることである。これにより、受信機は、比較的弱い後方散乱信号を受信するために全ダイナミックレ

50

ンジで動作することができる。さらに、マルチパス伝搬の場合、バイスタティック（二重アンテナ）またはマルチスタティック（複数アンテナ）構成を使用すると、これは、深い信号フェージングの可能性を排除するため、モノスタティック（単一アンテナ）構成よりも性能が良い。

【0032】

電磁波は、電波であり得、特に、医療用インプラントで使用するために指定された周波数であり得る。このような周波数は、生体組織でのそれらの利用可能性と損失特性に基づいて選択される。400MHz、600MHz、800MHzおよび1400MHzの工業・科学・医療（ISM）の周波数帯域および医療用インプラント通信サービス（MICS）が、医療用インプラントとの無線通信に使用され、したがって、外部通信システムは、これらの周波数のうちの1つを使用することができる。非自己共振アンテナの挙動により、直流から1500MHzまでの任意の周波数が、インプラントから外部通信システムへの通信を可能にすると期待される。

10

【0033】

送信機は、送信アンテナとして体内アンテナを備えることができる。これは、インプラントデバイスに向けた任意の効率的な送信アンテナの構成であり得る。インプラントデバイスに向けて電磁波を送信するために、一緒に作用する複数の位置に複数の送信アンテナが可能である。種々の位置で複数のアンテナを使用することにより、体表面での過度のレベルの電磁放射を避けながら医療用インプラントデバイスの信号強度を最大化することができるため、患者の放射線への暴露の限度を超えずに後方散乱通信のための電位範囲を拡大することができる。さらに、体表面の複数のアンテナは、直交構成に配置されて偏波ダイバーシティーを実現できるため、受信信号は、インプラントの向きにあまり依存しない。これは、カプセルが消化管内を移動するカプセル内視鏡などの用途に必須であり、それは、外部アンテナに対して向きが異なる場合がある。

20

【0034】

送信アンテナは、皮膚に直接接触しないように分離ギャップとともに体に直接配置されてもよい。代替的または追加的に、整合層がアンテナと皮膚との間に配置されてもよい。整合層は、水または水性の誘電材料などの低損失誘電材料を含んでもよい。整合層の使用により、体の比吸収率（SAR）が低下し、放射により発生した熱が散逸し得る。

30

【0035】

いくつかの実施形態では、外部通信システムは、受信機でヌル結合信号を作成するために複数の送信アンテナを使用することにより、送信アンテナによる受信アンテナでの結合電力の量を減少させるように構成することができる。これは、非常に弱い後方散乱信号でも、受信機で回復できることを意味する。

【0036】

本発明は、さらに、例えば、患者についての医療情報を集めるため、または患者を治療するために、第1の態様のようなインプラントデバイスの使用に及ぶ。インプラントデバイスは、上記他の特徴のいずれかを含んでもよい。

【0037】

インプラントデバイスの使用は、インプラントデバイスの患者への埋め込み、または挿入、体外にある外部通信システムからデバイスに向けて電磁波を送信すること、それにより、アンテナからの後方散乱信号を使用してデータソースからデータを送信するためにアンテナの後方散乱特性を制御すること、および外部通信システムで後方散乱信号を受信することを含むことができる。

40

【0038】

必要に応じて、デバイスの使用は、インプラントデバイスを使用して患者の体内の1つ以上の位置で医療情報を集めること、および次いで体外のこの情報を外部通信システムとの後方散乱通信を介して送信することを含むことができる。デバイスの使用は、さらに、上記のように、後方散乱信号を介してスイッチによりデータを送信するためにアンテナの後方散乱特性を制御することを含むことができる。

50

【 0 0 3 9 】

次に、添付図面を参照して本発明の特定の好ましい実施形態を例としてのみ説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 0 】

【 図 1 】 いくつかの生体組織の導電率対周波数を示すグラフである。

【 図 2 】 非自己共振アンテナとしてのガルバニ電極の構成を示す図である。

【 図 3 】 図 2 のスイッチの動作を表す回路モデルを示す図である。

【 図 4 A 】 インプラントデバイスの種々の構成、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチの構成を示す図である。

【 図 4 B 】 インプラントデバイスの種々の構成、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチの構成を示す図である。 10

【 図 4 C 】 インプラントデバイスの種々の構成、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチの構成を示す図である。

【 図 4 D 】 インプラントデバイスの種々の構成、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチの構成を示す図である。

【 図 4 E 】 インプラントデバイスの種々の構成、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチの構成を示す図である。

【 図 5 】 周波数に対してプロットされた後方散乱信号レベルのテスト結果を示す図である。

【 図 6 】 45.5 MHz での種々のカプセルサイズ 2.5 mm、1.5 mm、5 mm についての後方散乱信号レベル対深度を示す図である。 20

【 図 7 】 深度 9 cm のインプラントカプセルで送信された周期信号をテストするためのスペクトラムアナライザでの後方散乱信号を示す図である。

【 図 8 】 同じテストの USRP スペクトラムアナライザの測定値を示す図である。

【 図 9 】 図 8 のテストから復号されたデータ信号を示す図である。

【 図 10 】 1.7 cm の深度でのインプラントカプセルの同様のテストのスペクトラムアナライザの測定値を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 1 】

好ましい実施形態は、後方散乱通信のための非自己共振アンテナを備えたインプラントデバイス、ならびにインプラントデバイスからデータを受信するための外部通信システムに関する。インプラントデバイスは、医療用インプラント通信用の無線後方散乱データ接続の新たな技術を生じる。提案された人体後方散乱通信 (HBB) は、組織の損失とインプラントアンテナの性能低下により、通常の後方散乱通信と RFID 技術が妨げられる導電性媒体に適している。後方散乱技術と同様に、我々のアプローチは、インプラントと物理的空間の消費電力を節約できるインプラントデバイスから送信機を除去する。リモートリーダーは、RF エネルギーを送信し、インプラントのデータソースにより変調される情報信号を読み取るために使用される。従来の無線通信では、このアプローチを使用すると、完全な送信機の連鎖の代わりにスイッチ回路を使用するため、通信のためのインプラントの消費電力は、数ミリワットから数ナノワットに減少する。したがって、高データ速度と長寿命の接続が、小型のインプラントデバイスで保証される。 30 40

【 0 0 4 2 】

我々の独自の技術は、導電性媒体で効果的に機能する非共振アンテナに基づいている。非共振アンテナは、共振アンテナと比較して、導電性媒体の超高効率と超広帯域性能を提供することができる。したがって、非共振アンテナを使用したリンクバジェットは、共振ベースアンテナより性能が大幅に良い。我々は、アンテナインピーダンス同調のためのアンテナの周りの媒体のインピーダンスを実現し、後方散乱法では、インプラントのデータ信号とスイッチを使用して媒体のインピーダンスが変化する。

【 0 0 4 3 】

インプラントの深度が 1.8 cm を超える場合、リモートリーダーの中程度の送信機の電 50

カレベル（100ミリワット）で低速から高速（最大70Mbpsの可能性）の信頼性のあるデータ接続が可能になる。したがって、高深度接続のためにシステムを実現することができる。我々の新たなアプローチでは、インプラントのサイズを5mmまで小さくすることができ、短距離の場合は、より小さく（1mm）することができる。本方法は、無線心臓ペースメーカー、無線カプセル内視鏡法（WCE）および体内無線センサーネットワークで可能性のあるアプリケーションを伴うインプラントからインプラントへの、またはインプラントから外部の体への通信シナリオのために使用することができる。

【0044】

通常無線後方散乱通信とRFID技術は、リモートリーダーがEM波を送信する自由空間で使用され、タグデバイスの共振アンテナ構造で受信された信号は、変調され、信号は、波伝搬チャネルで再送信される。タグデバイスのスイッチ回路は、信号変調を行う。リモートリーダーは、データ検出のために波反射を変調する。タグ共振での動作は、アンテナリーダーの断面積（RCS）を増やし、適切な後方散乱リンクバジェットを提供するために不可欠である。タグアンテナのサイズは、システムの性能に重要な役割を果たし、アンテナの電気サイズを共振長（ $\lambda/4$ ）から小さくすることにより、スキームの効率が低下する。

10

【0045】

従来の後方散乱法とRFID法の使用は、センシング目的の表面の医療用インプラント通信に適している。このアプリケーションでは、通信範囲は小さく（1cmから3cm）、データ速度は数kbpsに制限される。主要な制限は、小さい（ $<30\text{mm}$ ）必要があるインプラントのサイズと周波数とともに増える生体組織の周波数依存性損失にある。これは、MHz周波数範囲（ $<1500\text{MHz}$ ）の使用を強いる。したがって、標準化アンテナサイズは、小さくなり（ $\lambda/10$ ）、アンテナ効率の低下を引き起こす。さらに、小さなサイズにより、アンテナ反応場（近接場）は、大幅に強くなり、アンテナ周囲の組織により吸収され、比吸収率（SAR）を生じ、さらに全アンテナ効率を低下させる。これらの共振アンテナに伴う固有の制限は、生体インプラント通信のためのRFIDのアプリケーションを制限する。

20

【0046】

大きなRCSを備えたアンテナを使用することとインプラントアンテナの共振を調整することは、インプラントデバイスの通信範囲を拡大するのに役立つ。しかし、インプラントアンテナの低効率と印加されたリーダーの電力の制限（RF吸収とSARによる）により、共振アンテナについての初期の研究の通信範囲は、100ミリワットの印加電力で約8cmに制限されていた。また、インプラントアンテナの共振周波数は、後方散乱性能に重要な役割を果たす種々の組織の負荷によりシフトする。後方散乱の最良周波数を発見するには、複雑なシステムを使用する必要がある。さらに、小型共振アンテナで送信できるデータ速度は制限される。

30

【0047】

現在提案されているアプローチは、生体環境などの導電性媒体または損失性媒体に適合している後方散乱機構に基づいている。我々は、人体後方散乱通信（HBBC）を実現するために、中程度のインピーダンス変調を備えた非自己共振アンテナを使用する。新たなアンテナの効率は、共振アンテナのような損失性材料の影響を受けない。非自己共振アンテナは、整合のための環境の損失を利用することにより、導電性媒体に適切なインピーダンスを提供することができる。アンテナは、生体組織と直接接触する必要があり、周囲の材料でコーティングされているため、小さなギャップ（ $<0.5\text{mm}$ ）を保持することができる。アンテナは、非自己共振構造であるため、効率は、アンテナ電気長の要因ではない。したがって、アンテナは、高効率の非常に小さなサイズを保持することができる。非自己共振アンテナの近接場は、共振構造と比較して強くないため、アンテナの周りの散逸電力は大幅に低い。これにより、小さな比吸収率（SAR）が導入される。これらのすべての特徴は、従来のRFIDと自己共振技術では実現できないHBBCアプリケーションのためにリモートリーダーとの信頼性のある通信リンクを提供する。

40

50

【 0 0 4 8 】

インプラント媒体は、アンテナ構造それ自体の代わりに、提案された非自己共振アンテナを定義する。中程度のインピーダンスは、中心周波数の30%以上で一定であると仮定できるため、我々は、アンテナを周波数に依存しないとして定義できる。その結果、アンテナは、超広帯域になり、直流から数GHzの周波数範囲で機能することができる。したがって、ガルバニ通信と放射通信に同じアンテナを使用することができる。また、システムの可能性のあるデータ速度は、小さな歪みの可用帯域により大幅に高くなる。

【 0 0 4 9 】

我々の非共振アンテナを使用して後方散乱変調を実現するには、我々は、内部スイッチ機構を介して媒体中のインプラント電極の2つの場所間にインピーダンスを変化させる。したがって、我々は、環境のインピーダンスを使用し、それを変調することができる。したがって、効率的な後方散乱性能が実現される。後方散乱デバイスは、超広帯域であるため、広範囲の周波数(直流から1500MHz)を生体組織のデータ通信に使用することができる。また、利用可能な広帯域の特徴により、我々は、非常に高いデータ速度(450MHzの中心周波数で70Mbps)で送信することができる。我々は、すべての周波数範囲の動作が、同様でなく、最適でないことに留意する。動作は、主に、アンテナの2つの電極間の分離に依存している。小さな分離は、より高い周波数でより良い動作を強いる。

10

【 0 0 5 0 】

提案された設計は、無線ペースメーカーおよび無線カプセル内視鏡法(WCE)のためのアプリケーションを伴うインプラントからインプラントへの、またはインプラントから体内受信機への通信に使用される。本明細書の開示は、上記技術の設計と測定結果を提供する。我々は、新たなHBBCデバイスの設計概念およびシステム実装と一緒にリーダーのアンテナの構成を説明する。HBBCのための最適な周波数を提供するために測定が行われ、デバイスサイズの影響と通信深度が測定される。

20

【 0 0 5 1 】

HBBCは、次の2つの可能なシナリオのために提示される。

- ガルバニ通信を伴う30MHz未満の周波数のためのインプラントからインプラントへの通信、
- 70MHzを超える周波数のための放射結合に基づくインプラントからの体内通信。

30

【 0 0 5 2 】

インプラントデバイスに後方散乱を使用するには、35mm未満のコンパクトサイズの実装が必要である。生体組織が小さな導電率値を示す(損失が少ない)周波数範囲は、1500MHz未満である(いくつかの生体組織についての導電率対周波数のグラフについては図1参照)。したがって、埋込アンテナの電気サイズは、小型アンテナのカテゴリーである / 10未満になる。小型アンテナは、高いQ係数と狭帯域を伴う強い近接場を示す。インプラントシナリオなどの損失性生体組織を小型アンテナにロードすると、ほとんどのエバネッセント波がアンテナ周囲の組織に散逸するため、アンテナ効率が低下し、Q係数が低下する。したがって、共振アンテナ構造の使用は、医療用インプラントのアプリケーションにとって問題になる。これは、インプラントアプリケーションにおける任意の小型アンテナの固有の特性であり、低効率を示す。

40

【 0 0 5 3 】

図2および図3は、特に後方散乱通信のために、生体導電性媒体について考慮された設計を示す。アンテナ12は、2つの金属電極16を含み、その電極16間に短い距離を有する。リモートリーダー18は、後方散乱通信を介してアンテナ12から信号を受信する。自由空間のアンテナ12は、2つの電極16間に無限のインピーダンスを示す。しかし、アンテナが導電性媒体に浸漬されている場合、デバイスのインピーダンスは、2つの電極16間の材料特性と電極16の分離により特定される。電極16と体組織との間のギャップはまた、図4B、図4Cおよび図4Dに関して以下に説明される任意のシェル24により提供されたギャップ22などの影響を与えることができる。また、生体組織の材料は

50

、周波数依存であるため、電極 16 間のインピーダンスも周波数依存になる。図 1 の曲線は、500 MHz 未満の周波数の帯域幅の約 30% について、導電率はほとんど平らであるとみなすことができることを示す。提案された 2 つの電極 16 を備えたアンテナ 12 は、適切なインピーダンス整合を備えた広範囲の周波数（直流から 1000 MHz）のためのアクティブな送信機または受信機として使用することができる。5 mm よりも大きいカプセルサイズのアンテナインピーダンスは、広帯域の使用のために効果的に調整することができる範囲にある。アンテナを直接送信機として使用することに伴う主要な問題は、2 つの電極 16 間の抵抗であり、これは、電極 16 間の組織に応じて小さい可能性がある。抵抗が小さいため、送信機の電力が消耗し、送信機の効率が低下する。

【0054】

後方散乱の目的のために、アンテナ電極 16 間の有線接続が、両方の電極 16 間のスイッチ回路 14 とともに使用される。スイッチ動作を制御することにより、2 つの電極 16 間の媒体のインピーダンスをゼロオーム（スイッチオンの場合）と媒体の導電率（S/m）および電極 16 間の分離により定義された媒体のインピーダンス（スイッチオフの場合）との間に変調することができる。導電率（例えば脂肪組織で）を低下させることにより、電極 16 間のインピーダンスは増え、高導電性組織（血液、筋肉）では、インピーダンスは低下する。したがって、アンテナは、共振アンテナと対照的に、損失性媒体で実現し易い。したがって、リモートリーダーが 2 つの電極 16 間に媒体中の電圧差をもたらす場合、切り替えは、リーダーにより回収することができる同等の回路内の電流を変化させる。インプラントデータソースでスイッチ 14 を制御することは、リーダー側 18 の信号変調を表している。見てわかるように、環境インピーダンスの切り替えは、デバイスの自己インピーダンスではなく、後方散乱通信の基礎である。したがって、2 つの電極 16 間に適切な電圧差をもたらすことができる任意の信号および周波数をセンシング目的のために使用することができる。

【0055】

電極 16 は、図 2 の側面図に示される導電性材料の円筒管（またはリング）により提供することができる。寸法 W は円筒の軸に沿った管の長さ/幅であり、寸法 D は管の直径である。寸法 L は、2 つの電極 16 間の間隔を示す。我々は、直流から 1000 MHz のすべての周波数範囲について最適なリンク性能のための範囲（ $5\text{ mm} < L < 35\text{ mm}$ ）の電極 16 間の距離を提案し、電極 16 の直径は、（ $D > 4\text{ mm}$ ）および（ $W > 1\text{ mm}$ ）のストリップ幅（管長）について提案される。しかし、我々は、小さなサイズ L、D および W を使用することができるが、システム性能がある程度損なわれる。

【0056】

図 4 A から図 4 E は、インプラントデバイス、特にアンテナの電極を提供する導電性パッチについての種々の構成を示す。これらのインプラントデバイスは、HBB C 測定のために製造されてもよい。

【0057】

図 4 A は、体組織 18 に取り付けられている、アンテナ電極のための 2 つの導電性パッチ 16 の使用を示す。スイッチ回路 14 は、ワイヤー 20 を介して 2 つのパッチ 16 に接続されている。パッチの体組織 18 への取り付けは、必要な間隔でそれらを固定するために使用される。

【0058】

図 4 B から図 4 E の例は、インプラントデバイス 12 の本体がパッチ 16 を支持し、したがってパッチ間隔を提供するために使用されるという点で、図 4 A の例と異なる。これらの例のインプラントデバイス 12 は、断面図に示される管状形を有する。スイッチ回路 14 ならびに導電性経路（20、図示せず）は、インプラントデバイス 12 の本体内部にある。アンテナの電極を形成するパッチ 16 は、インプラントデバイス 12 の外側部分に配置されている。

【0059】

図 4 B では、パッチ 16 は、インプラントデバイス 12 の 2 つの端部で 2 つの管の形を

10

20

30

40

50

とる。図4Cでは、インプラントデバイス12は、1つの管形パッチ16と1つの円板形パッチ16を使用する。円板形パッチ16は、インプラントデバイスの管状形の端部にある。図4Dの例は、インプラントデバイス12のために丸端を使用し、パッチ16の一方は管である一方、他方のパッチ16は丸端のうちの1つに取り付けられた曲面である。例えば、これは、球断片であってもよい。必要に応じて、パッチ16（すなわち、電極）と体組織との間にギャップ22が存在し、このギャップ22は、外殻24により提供される。ギャップ22は、容量素子として動作する。このように、ギャップ22の使用は、高周波（例えば70MHzを超える）での後方散乱アプリケーションのために行うことができる。

【0060】

インプラントデバイス12は、カメラ（図示せず）または他のセンサーを含むことができる。カメラの使用により、これは、図4Dのインプラントデバイス12の左端部などの、パッチ16がないデバイスの端部に配置することができる。

【0061】

図4Eに示されるように、いくつかのアプリケーションでは、導電性外殻26を有することが有用であり得る。この場合、一方の端部で円板形パッチ16と、他方の端部で管形パッチ16である得る2つのパッチ16は、絶縁材28により導電性外殻26から遮蔽される必要がある。関連アプリケーションには、インプラントデバイス12の生体適合性および/または長寿命の理由で金属を使用する必要があるアプリケーションが含まれる。この例は、リードレス心臓ペースメーカーの場合である。後方散乱電極16は、ケーシングからRF（リーダー周波数）で絶縁される必要がある。電極16は、囲まれた媒体または結合ギャップと接触し得る。

【0062】

提案された概念を検証するための実験では、人体組織をシミュレートするために、種々のインプラントカプセルが製造され、ファントム材料（例えば食塩4%）で満たされた体ファントム内で測定されている。50×30×30cm³の水容器が、我々のテストファントムとして使用され、流体で満たされた。体内アンテナが容器の表面に配置された。カプセルアンテナ12は、例として、図4Bに示されるアンテナ構成を使用して、リーダーアンテナの前で、リーダーのアンテナ表面と平行に液体に浸漬された。広範囲の視野角は、リーダーアンテナの前で、インプラントカプセル12とのデータ接続を提供することができる。カプセルデバイス12の未知の位置および向きを有するシナリオの全領域をカバーするために、接続を提供するための選択機構を有するマルチアンテナの使用が提案される。測定値は、液体の均一ファントムと同様の性能を確認する*in-vivo*動物実験で検証された。

【0063】

第1の測定セットアップでは、我々は、HBB Cアプリケーションに適した周波数範囲を定義する。我々は、導電性リンクと放射リンクを伴う2つの異なるシナリオを考慮する。放射リンクでは、体内アンテナは、容器の表面にギャップとともに配置される。

【0064】

電源は、0dBm（デシベルミリワット）（1ミリワット）であり、深度80mmでカプセルについて後方散乱信号レベルが記録される。25mmのカプセルサイズが測定プロセスで使用される。図5は、後方散乱信号レベル対周波数を示す。示されるように、420MHzから550MHzの周波数範囲は、高い後方散乱信号レベルを示す。90MHzと180MHzの他の周波数は、良好な信号レベルを示す。300MHz帯域の周波数では、信号レベルは低下する。ここで、我々は、MICSと402MHzおよび450MHzのRFID周波数帯域に関心がある。我々は、送信された信号は、変調されないため、非変調信号の規制が我々のシステムに適用されることに留意する。受信信号は、変調され、広帯域特性を有するが、信号レベルは、-85dBm未満である。変調された信号レベルが小さすぎるため、送信の規制基準が許容することができる。例えば、信号レベルが-80dBm未満の超広帯域送信は、無免許帯域である。したがって、微弱な反射された信

10

20

30

40

50

号には帯域制限はない。

【 0 0 6 5 】

H B B C の第 2 の測定では、液体ファントム内のリーダーアンテナを使用した同じシナリオが測定される。リーダーアンテナは、媒体と直接接触している。期待通り、高周波成分は、損失性媒体との直接接触により減衰する。しかし、後方散乱信号が大きい 3 0 M H z 未満の周波数では、低周波帯域（ガルバニ結合）が支配的である。したがって、ガルバニ部分は低周波に役立つ。低周波では、可用帯域が制限される。帯域幅は、送信機周波数の約 3 0 % の低速要件の H B B C 接続に十分である。低周波を送信し、より高い周波数（アップコンバートされた反射）で後方散乱信号を受信する高データ速度接続に同じセットアップを使用することができる。例えば、我々は、前向き経路で、数 K H z で送信することにより、後向き経路で、より高い副搬送波速度（1 M H z から 1 0 M H z ）で後方散乱信号を変調してデータのより大きな帯域幅を得ることができる。この場合、T X と R X のリーダーは、異なる周波数を有する。本方法は、無線ペースメーカーの使用に適しているであろう。また、我々は、前向き経路にガルバニ結合を考慮することができ、後向き経路に放射を考慮することができる。この通信スタイルを使用することにより、送信された信号は K H z であり、反射された信号は、高周波（M I C S 周波数帯域）である。要件は、後方周波数での高速切り替えを動作させる必要があることである。

10

【 0 0 6 6 】

放射 H B B C の 4 2 0 M H z から 5 5 0 M H z の周波数範囲を考慮して、我々は、種々のカプセルサイズでデータ接続を測定した。この測定シナリオでは、送信デバイスと受信デバイスとして S D R が使用される。我々は、5 0 ミリワットの電力レベルを適用して深度内の接続を測定し、後方散乱信号の品質が記録される。図 6 は、4 5 5 M H z での種々のカプセルサイズ 2 5 m m 、 1 5 m m および 5 m m の後方散乱信号レベル対深度を示す。サイズ 2 5 m m のカプセルは、電極端で利用可能な誘導電圧が高く、インピーダンスの切り替えにより提供される差動 R C S が大きいため、より小さなカプセルよりも性能が良い。5 m m サイズのカプセルは、2 5 m m のカプセルよりも約 1 5 d B 悪い。カプセルサイズを 2 5 m m よりも大きくしても、後方散乱信号はそれほど大きくなる。この調査結果は、我々が、適用可能な深度に応じてカプセルサイズを 5 m m 以下に小さくすることができることを示す。4 5 5 M H z での後方散乱経路の損失は、すべてのカプセルについて約 5 d B / c m である。リーダーの利用可能な近接場により、リーダーの近距離での損失減衰はより小さい。

20

30

【 0 0 6 7 】

我々は、5 0 ミリワットの印加電力を使用して、- 9 5 d B m の信号レベルで最大 1 8 c m の深度接続を提供することができる。5 m m サイズのカプセルは、約 1 3 c m の深度まで動作することができる。これらのシステムのデータ速度は、1 2 M b p s 前後である。システムは、小さな歪みを有する単一チャンネルで最大 7 0 M b p s の高データ速度を提供することができる。受信機性能の改良のために周波数分割多重化（F D M）を使用することができる。

【 0 0 6 8 】

6 5 0 M H z で動作すると、サイズ 5 m m の小さなカプセルは、リンク性能を 1 0 d B だけ向上させることができる。したがって、我々は、インプラントカプセルの周波数とサイズとの間のトレードオフを行う必要がある。小型サイズのカプセルは、高周波で改良された後方散乱を提供することができる。測定は、全身麻酔下のブタを使用した *i n - v i v o* 動物実験で行った。高データ速度接続が、無線カプセル内視鏡法と無線ペースメーカーのアプリケーションのための動物の腹部と胸部の詳細な（1 2 c m から 1 8 c m）アプリケーションについて示されている。

40

【 0 0 6 9 】

ガルバニカプセルによる後方散乱の測定は、信号損失が、一方向接続について最大 1 . 5 d B / c m であり、放射リンクについて 2 . 5 d B / c m であることを示す。体内アンテナと 2 5 m m のカプセルサイズのカプセルアンテナとの間のカップリングの効率は、-

50

10 dBである。完全整合のカップリングは、8 cmで30 dBの損失のリンクを提供する。これは、100ミリワットを送信することにより、カプセルで受信された電力が100マイクロワットであることを意味する。整流器回路の35%の効率を考慮すると、我々は、35マイクロワットの電力を400 MHzの周波数帯域でインプラントに送信することができる。より低い周波数では、損失が8 cmについて約8 dBだけ小さいため、我々は、非共振アンテナを使用して導電性シナリオのためにより多くの電力転送を期待する。したがって、WPTのために、提案された非自己共振アンテナ12を使用することができる。

【0070】

別の例では、450 MHz帯域でSDRにより測定を行った。リーダーシステムとしてUSRP N210を使用した。TX周波数を450 MHzに設定した。電力は0 dBmである。25 mmのカプセルサイズ(L)を9 cm深度で使用した。カプセルを1 Mbpsで切り替えた。図7に示されるように、スペクトラムアナライザーで後方散乱信号を測定した。同様に、USRPスペクトラムアナライザーでスペクトルを測定した。これは、図8に示される。図9に示されるように、データ信号が復号される。

【0071】

測定は、TX電力を15 dBm(30ミリワット)まで上げ、RXゲインを15 dBにして、1 Mbpsのデータ信号を検出できる17 cmの深度についても行われた。20 MHzのUSRP帯域幅に基づいて、最大10 Mbpsのデータ速度で同じ性能を実現することができる。17 cmについてのスペクトラムは、BSレベル-88.6 dBmで図10に示される。

【0072】

リーダーアンテナとカプセルアンテナ12の相対回転は、偏波の不一致により信号劣化を引き起こす可能性がある。45度の相対偏波角では、信号損失は、5 dBであり、60度の相対回転では10 dBに増大する。信号は、さらに回転角度を60度程度、減少する。したがって、リーダーアンテナの構成は、マルチアンテナ構成による相対回転を補償するように調整する必要がある。

【0073】

導電性媒体に適合し、低電力使用で効果的な後方散乱通信を可能にする埋込型デバイスが提案されている。導入されたアンテナ12は、アンテナ動作中に体組織のインピーダンスを使用する2つの導電性電極16を備えた非自己共振構造である。アンテナ12は非共振デバイスであるため、小型の共振アンテナにおける近接場に関連した損失は制限要因ではない。非自己共振アンテナ12は、周波数に依存せず、周波数に対して非常に広範囲の安定したインピーダンスを有する。したがって、アンテナ12による超広帯域性能を得ることができる。後方散乱動作では、スイッチ機構14を使用して、2つの電極16間のシステムインピーダンスを変化させる。中程度のインピーダンスの変調は、データと後方散乱接続を表すために使用される。提案されたシステムは、18 cmを超える深度に対して、中心周波数450 MHzで70 Mbpsの非常に高いデータ速度接続を提供できる。本システムは、5 mm、15 mm、25 mmの種々のカプセルサイズでテストされ、50ミリワットの印加電力で、深さ12 cmから18 cmの最大12 Mbpsのデータ接続が実証されている。使用シナリオとアプリケーションシナリオに応じて、直流から1500 MHzの周波数範囲を後方散乱接続に使用することができる。インプラント内の完全な送信機の代わりに配電盤を使用することにより、インプラントデバイスの消費電力は、ミリワットから数ナノワットに減少する。本技術は、WCEおよびペースメーカーまたはインプラント無線センサーネットワーク接続に適している。

【0074】

提案された技術はまた、スイッチ回路14の代わりにバラクターダイオードがスイッチとして使用される場合、インプラントデバイスにアナログデータ接続を提供することができる。理由は、アンテナのRCSを低減できるアンテナインピーダンスではなく、中程度のインピーダンス変調を使用するからである。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

したがって、中程度のインピーダンス変調によるデータ転送の概念を使用することにより、媒体への小さな印加電力で非常に深いインプラントデバイスにデータ接続を提供できる。この理由の1つは、システムがアンテナの共振に基づいていないため、組織の負荷により小型アンテナの高いQ値が減少するためである。また、後方散乱データ転送のために直流から数GHzまでのすべての周波数範囲をカバーすることができる。インプラントデバイスの2つの電極16間に電圧差を提供することができる任意の方法を、後方散乱感知のために使用することができる。

【 0 0 7 6 】

導電性媒体の2つの場所間の電圧差を生成するために、2つの周波数範囲が考慮される。

- 1 - 媒体での信号送信の主要な方法が導電である低周波（30MHz未満）。
- 2 - 導電性媒体へのRF場の放射に基づく高周波（80MHzを超える周波数）。

【 0 0 7 7 】

導電には、電極16と導電性媒体との間の直接接触が不可欠である。しかし、放射結合の場合、環境内に電場を誘導するために、リーダー20と媒体との間のギャップが必要である。また、放射シナリオのインプラントデバイスは、スペーサーまたは非導電性コーティングを保持することができる。生体組織内に高い浸透を提供でき、インプラント電極16間に大きな電圧差を提供できる種々の周波数帯域は、広範囲にわたる測定を通じて発見される。特徴と調査結果の概要は次のとおりである：

- ・ 2つの電極16を備えた非自己共振アンテナ12を使用するインプラントデバイスは、直流からGHzまでのすべての周波数範囲の後方散乱データ接続のために動作できる。イオン移動と生体細胞損傷を防ぐために、下側帯域は数十kHzに制限される。上側帯域は、生体組織の材料損失により公称1000MHz未満に制限される。

【 0 0 7 8 】

- ・ 後方散乱法は、中程度のインピーダンス変調に基づいており、従来のRFIDおよび自由空間後方散乱で使用されるアンテナインピーダンス変調には基づいていない。

【 0 0 7 9 】

- ・ インプラントラジエーター用の共振アンテナはない。したがって、デバイスサイズとQ係数は、導電性媒体での後方散乱の基準ではない。

【 0 0 8 0 】

- ・ 媒体インピーダンス変調アプローチは、円筒構造や平面構造などのインプラントデバイスの任意の形状に統合することができる。唯一の要件は、電極16間の相当なインピーダンスを得るために、インプラントデバイスの電極16間の十分な分離を有することである。

【 0 0 8 1 】

- ・ デバイスの2つの電極16間の分離は、システムインピーダンスと性能を定義する。分離は、インプラントの利用可能な空間に依存する。25mmから35mmの長さが最適である。しかし、それは、性能がある程度損なわれるため、約15mmに減少する。約5mmの小さなサイズが可能であるが、より高い周波数での動作が勧められる。

【 0 0 8 2 】

- ・ デバイスの厚さまたは直径は重要な要素ではない。電極表面は、 mm^2 のオーダー（実験、 $2 \times 2 \text{mm}^2$ ）であり得る。

【 0 0 8 3 】

- ・ リーダーを使用することにより、インプラントデバイスへのエネルギー伝送の2つの方法：ガルバニ結合と放射結合が考慮される。

【 0 0 8 4 】

- ・ 直流から30MHzの周波数範囲のインプラントからインプラントへの通信用に、ガルバニ導電に最適な周波数帯域が提案されている。

【 0 0 8 5 】

10

20

30

40

50

・体の周りの波放射が許可されていない場合、ガルバニH B B Cを外部デバイス通信へのインプラントに使用することができる。

【0086】

・放射結合の周波数範囲がファントムで測定され、最適な動作周波数が抽出される。すなわち、90 MHz、180 MHzおよび450 MHzの3つの周波数帯域が区別される。我々は、サイズ5 mmの小型インプラントとの通信用に、650 MHzの周波数範囲を定義することができる。同様の結果が*in-vivo*動物実験を使用して確認されている。

【0087】

・ガルバニ法では、外部電極16と体との間の導電性接触が必要である。我々は、導電性ゲルを使用して接続を提供することができる。MHzの範囲では、脂肪組織のリンク性能の損失への影響が少ない。

【0088】

・インプラントシステムは周波数に依存しないデバイスであるため、後方散乱現象の性質により、データ送信に超広帯域幅を利用可能である。帯域幅は、主に後方散乱信号の振幅分散により制限される。この問題は、整合フィルターにより容易に解決することができる。利用可能な帯域幅は、放射結合機構の450 MHzの中心周波数での70 MHzよりも大きい。

【0089】

・送信機は単一トーン信号送信機であり、送信機電力の関連規制に従う。例えば、450 MHzでは、最大300ミリワットであり得る。変調される後方散乱信号は-80 dBm未満であり、無免許帯域のUWBスペクトラムとみなすことができる。

【0090】

・ガルバニ法を使用すると、帯域幅は、振幅分散なく約20%に制限される。それは、整合フィルターが使用される場合に、増やすことができる。

【0091】

・インプラントデバイスの切り替え経路にRFフィルターを適用することにより、マルチ周波数を使用してマルチカプセルを実装できる。

【0092】

・25 mmのカプセルと12 Mbpsのデータ速度での後方散乱は、深度8 cmと1ミリワットの送信された電力で実証される。50ミリワットの電力定格は、中心周波数450 MHzでの深度18 cmへの接続を提供することができる。

【0093】

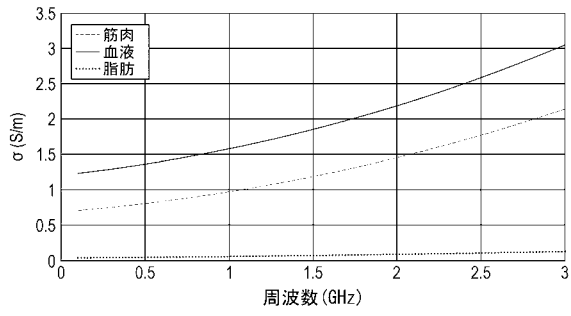
・同様の接続と通信の深度は、ガルバニ法により実現できる。しかし、制限された帯域幅により、データ速度は制限される。

10

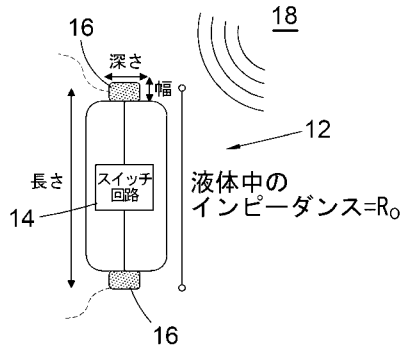
20

30

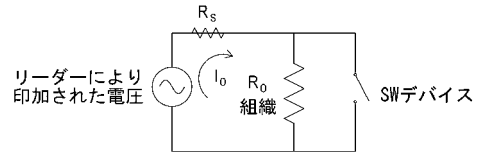
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 A 】

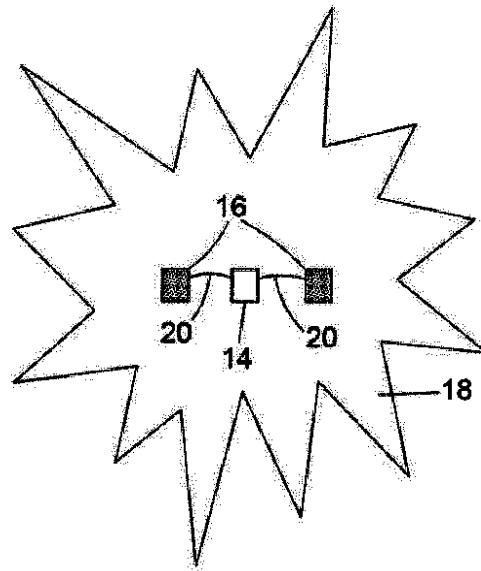


Fig. 4A

【 図 4 B 】

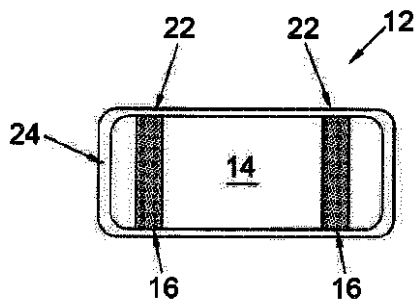


Fig. 4B

【 図 4 C 】

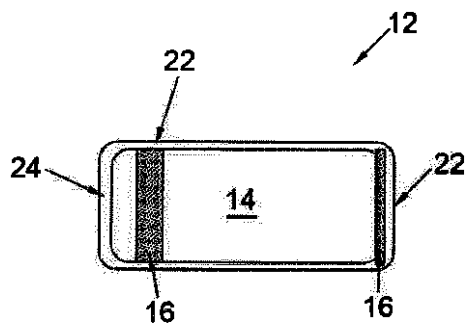


Fig. 4C

【 図 4 D 】

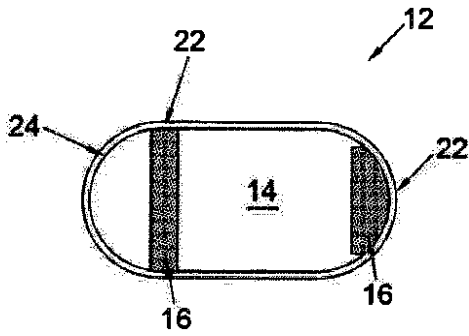


Fig. 4D

【 図 4 E 】

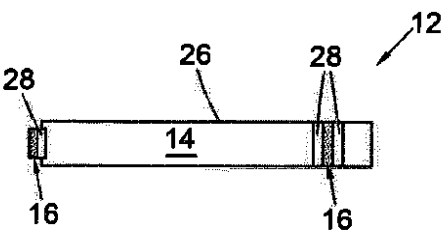
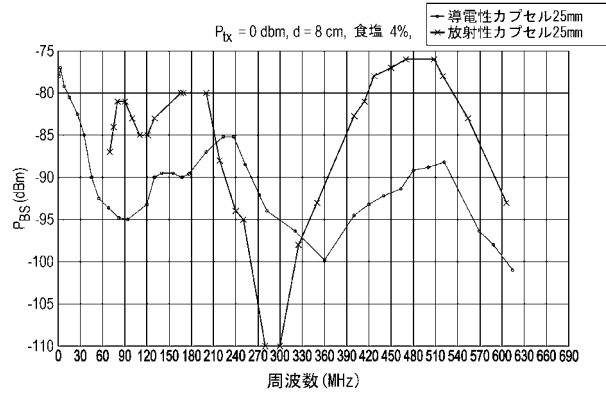
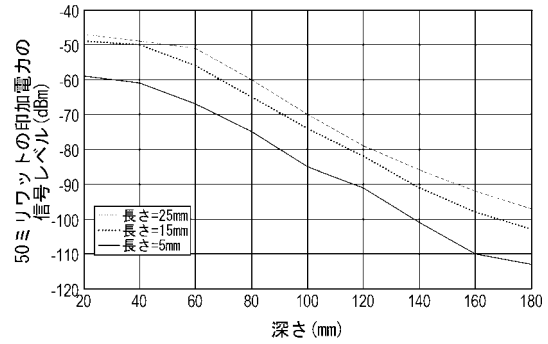


Fig. 4E

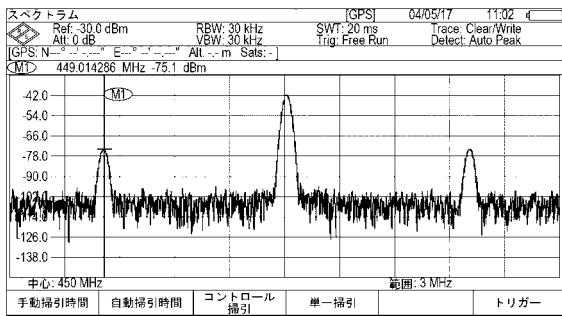
【 図 5 】



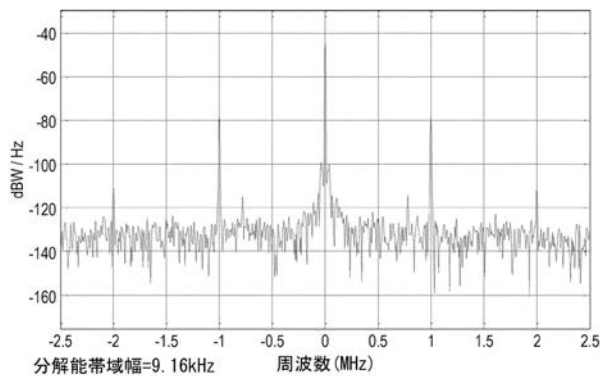
【 図 6 】



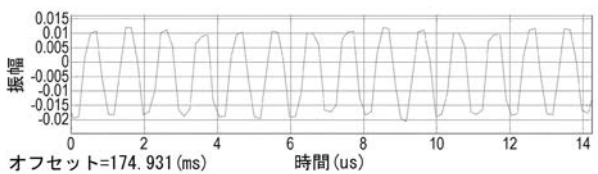
【 図 7 】



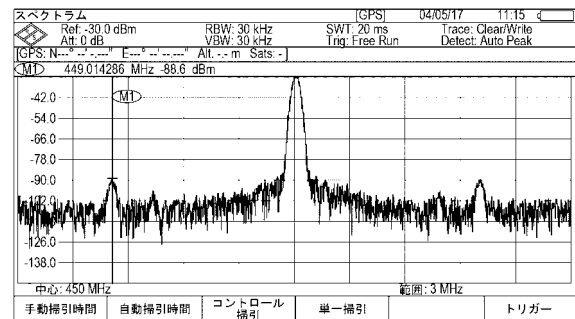
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2019/051166

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. H01Q1/27 H01Q15/14 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) H01Q		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	US 2009/043183 A1 (KERMANI MAHYAR Z [US] ET AL) 12 February 2009 (2009-02-12) figure 2 paragraph [0029] - paragraph [0031] paragraph [0034] -----	1,11-15, 17-24 2,6-9,16 10
X A	US 2015/182463 A1 (HAFEZI HOOMAN [US] ET AL) 2 July 2015 (2015-07-02) figure 13 paragraph [0051] - paragraph [0052] paragraph [0070] - paragraph [0072] -----	1,3-5,22 10
Y	US 2013/338452 A1 (ROBERTSON TIMOTHY L [US] ET AL) 19 December 2013 (2013-12-19) figure 7B paragraph [0019] - paragraph [0021] paragraph [0039] paragraph [0056] -----	2,6-9
----- -/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date		"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 9 April 2019		Date of mailing of the international search report 17/04/2019
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Yvonnet, Yannick

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2019/051166

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2012/008714 A1 (RIZWAN BASHIRULLAH [US]) 12 January 2012 (2012-01-12) figures 1-2 paragraph [0039]	6-9
Y	----- WO 2010/051389 A1 (MEDTRONIC INC [US]; KRAUSE PAUL G [US] ET AL.) 6 May 2010 (2010-05-06) paragraph [0042] -----	16

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2019/051166

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009043183	A1	12-02-2009	NONE
US 2015182463	A1	02-07-2015	EP 2083680 A2 05-08-2009 JP 5916277 B2 11-05-2016 JP 2010508293 A 18-03-2010 KR 20090076941 A 13-07-2009 MY 158019 A 30-08-2016 SG 175681 A1 28-11-2011 US 2010239616 A1 23-09-2010 US 2015182463 A1 02-07-2015 WO 2008052136 A2 02-05-2008
US 2013338452	A1	19-12-2013	US 2008306360 A1 11-12-2008 US 2008316020 A1 25-12-2008 US 2013002423 A1 03-01-2013 US 2013338452 A1 19-12-2013
US 2012008714	A1	12-01-2012	EP 2408357 A2 25-01-2012 JP 2012520746 A 10-09-2012 US 2012008714 A1 12-01-2012 WO 2010107980 A2 23-09-2010
WO 2010051389	A1	06-05-2010	EP 2370170 A1 05-10-2011 US 2010114209 A1 06-05-2010 WO 2010051389 A1 06-05-2010

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 4C117 XB01 XC21 XH02
4C161 AA00 BB00 CC06 DD07 FF14 NN03 UU07 UU09
4C267 AA74 BB70 GG16 HH30
5J047 AA03