

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4546243号
(P4546243)

(45) 発行日 平成22年9月15日(2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月9日(2010.7.9)

(51) Int.Cl.			F I		
A 6 1 B	5/01	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 1 H
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 2 A
A 6 1 N	1/37	(2006.01)	A 6 1 N	1/37	
A 6 1 N	1/39	(2006.01)	A 6 1 N	1/39	

請求項の数 12 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-527861 (P2004-527861)	(73) 特許権者	505003528
(86) (22) 出願日	平成15年8月8日(2003.8.8)		カーディアック ペースメイカーズ, イ
(65) 公表番号	特表2005-535391 (P2005-535391A)		ンコーポレイテッド
(43) 公表日	平成17年11月24日(2005.11.24)		アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 - 5 7 9 8
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/024778		ミネソタ, セントポール, ハムライン
(87) 国際公開番号	W02004/014484		アベニュー ノース 4 1 0 0
(87) 国際公開日	平成16年2月19日(2004.2.19)	(74) 代理人	100078282
審査請求日	平成18年8月1日(2006.8.1)		弁理士 山本 秀策
(31) 優先権主張番号	60/401, 966	(74) 代理人	100062409
(32) 優先日	平成14年8月8日(2002.8.8)		弁理士 安村 高明
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100113413
(31) 優先権主張番号	10/269, 905		弁理士 森下 夏樹
(32) 優先日	平成14年10月11日(2002.10.11)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用デバイスにおける遠距離場遠隔測定システムおよび装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

感知された温度を基にして出力信号を供給するように構成された埋め込み可能な温度センサと、

前記センサと結合され、前記出力信号を基にして制御信号を発生させるように構成された埋め込み可能な比較器と、

前記埋め込み可能な比較器と結合され、前記制御信号を基にして送信周波数スペクトル帯域幅を調節させるように構成された埋め込み可能な無線遠距離場送信機と

を備える埋め込み可能な長距離にわたる遠隔測定システム。

【請求項 2】

前記無線送信機が、2つ以上の出力レベルで送信するように構成されている請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記無線送信機が、2つ以上のデータ速度で送信するように構成されている請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

前記埋め込み可能な無線送信機が、前記制御信号を基にして無効化されるように構成されている請求項1に記載のシステム。

【請求項 5】

埋め込み可能な医療用デバイスと結合された、異なる送信周波数スペクトル帯域幅の2つ

以上の選択可能な送信周波数スペクトルと周波数スペクトル選択手段とを有する遠距離場送信機と、

温度を基にした出力信号を有する温度センサと、

前記周波数スペクトル選択手段と結合され、かつ前記出力信号と結合され、前記出力信号を基にして、前記2つ以上の選択可能な送信周波数スペクトルの1つの送信周波数スペクトルを選択するように構成されているコントローラと

を備える埋め込み可能な長距離にわたる遠隔測定装置。

【請求項6】

前記埋め込み可能な医療用デバイスと結合された遠隔測定回路をさらに備える請求項5に記載の装置。

10

【請求項7】

前記コントローラが、電圧レベルを調節するように構成されている請求項5に記載の装置。

【請求項8】

前記コントローラが、電流レベルを調節するように構成されている請求項5に記載の装置。

【請求項9】

前記コントローラが、送信データ速度を調節するように構成されている請求項5に記載の装置。

【請求項10】

前記コントローラが、送信出力レベルを調節するように構成されている請求項5に記載の装置。

20

【請求項11】

前記コントローラが、遠距離場送信機を選択的に有効化するように構成されている請求項5に記載の装置。

【請求項12】

前記コントローラが、遠距離場送信機に選択的に付勢するように構成されている請求項5に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

30

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、米国特許法第119条(e)の下で、2002年8月8日に提出された米国特許仮出願第60/401,966号に対する優先権を請求する2002年10月11日に提出された米国特許出願整理番号第10/269,905号の利益を請求する。

【技術分野】

【0002】

本発明は一般に、埋め込み可能な医療用デバイスのための遠隔測定法に関し、詳細には、遠距離場送信機を使用する遠隔測定法に関するが、それに限定されない。

【背景技術】

40

【0003】

無線周波数(RF)干渉は、所望の信号の受信を混乱させることがある。干渉の影響を低減させるために、多くの政府団体が、所定のレベルを超える出力を有するRF送信機の送信帯域幅を制限する基準や規則を制定している。たとえば、合衆国では、長距離の無線周波数送信が、連邦通信委員会(FCC)によって規制され、ヨーロッパでは、ヨーロッパ電気通信規格研究所(ETSI)が、個々の国で考慮し実施するための基準を提案している。

【0004】

一般に、埋め込み可能な医療用デバイスの遠隔測定システムは、近距離場誘導コイルを備える。通常、近距離場遠隔測定システムは、遠距離場RF干渉を発生させず、したがっ

50

て、基準や規則に準拠して動作することができる。他方、近距離場遠隔測定システムは、埋め込まれたデバイスと外部プログラムの間の長距離の通信ができない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

R F相互干渉を制限する基準や規則に適合する、埋め込み可能な医療用デバイスとともに使用するのに適した長距離にわたる遠隔測定システムが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0006】

埋め込み可能な医療用デバイスの遠距離場送信機からの無線周波数送信が感知された温度を基にして調節される。規制要件に従うように、送信機周波数スペクトルの保護帯域が確立される。保護帯域の帯域幅は温度を基にして調整される。たとえば、体内に埋め込まれると、デバイスがさらされる温度範囲は狭い、したがって、保護帯域を狭くすることができ、このため、より大きな帯域幅がデータ送信のために利用可能になる。

10

【0007】

埋め込まれた医療用デバイス内の無線周波数送信機の動作を温度センサが制御する。送信される周波数スペクトルによって測定されるような送信機の作用が規制要件に適合するように調整される。一実施態様では、送信機の出力レベルが所定の温度に対して減少させられる。一実施態様では、送信データ速度が所定の温度に対して減少させられる。一実施態様では、送信機への供給電圧が所定の温度に対して無効にされる。送信機は、感知された温度または、導線の存在または欠如に基づいて、選択された2つ以上のモードのうちの一つで動作するように構成されている。

20

【0008】

また、送信が行われる温度範囲を限定することによって、送信機への供給電圧を減少させることができる。送信機への供給電圧を減少させることは、たとえば、バッテリー寿命を延長させることになる。

【0009】

温度の測定と記憶が、参照によって本明細書に組み込まれる、Ron A. Balczewskiらの「IMPLANTABLE MEDICAL DEVICE WITH TEMPERATURE MEASURING AND STORING CAPABILITY」という題の2001年3月3日に提出された、同一出願人による米国特許出願整理番号第09/823,260号で開示されている。

30

【0010】

一実施態様では、所定の振幅を超える変調積(modulation product)に対する選択された帯域幅内でのスペクトル効率を改善するために、波形形成が使用される。プログラミング可能なデジタル・アナログ変換器(DAC)が埋め込まれた送信機の変調入力を行う。

【0011】

この概要は、本システムの実施態様のいくつかを簡単に概観することが意図されており、排他的または網羅的ではないものとする。また、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲およびそれらの均等物によって定義されるものである。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図中では、類似の符号は、いくつかの図面を通してほぼ類似の構成要素を示している。異なる添え字を有する類似の符号は、ほぼ類似の構成要素の異なる例を表している。

【0013】

以下の詳細な説明では、本明細書の一部を形成し、本発明が実施される特定の実施形態を一例として示す添付の図面を参照する。これらの実施形態は、当業者が本発明を実施できるように十分詳細に示されている。各実施形態は組み合わせられてもよく、または他の実施形態が使用されてもよく、構造的、論理的、電気的な変更が、本発明の精神と範囲を逸脱することなく行われてもよいことを理解されたい。したがって、以下の詳細な説明は

50

、添付の特許請求の範囲とその均等物によって定義される。図中で、類似の符号は、いくつかの図面を通してほぼ類似の構成要素を示している。異なる添え字を有する類似の符号は、ほぼ類似の構成要素の異なる例を表している。

【0014】

図1に示すように、埋め込まれた医療用デバイス100は、単一のライン110を介して、マイクロ・コントローラ、すなわちプロセッサ130Aと結合された温度センサ105を備える。プロセッサ130Aは、治療インターフェース・バス120を介して治療回路115とさらに結合され、さらに近距離場トランシーバ155や遠距離場トランシーバ160とも結合されている。図中では、遠距離場遠隔測定トランシーバ160は、送信出力制御150によって決定されるような出力レベルで送信するように構成された送信機を備える。近距離場遠隔測定と遠距離場遠隔測定は、参照によって本明細書に組み込まれる、Jeffrey A. Von Arxらの「AN IMPLANTABLE MEDICAL DEVICE WITH TWO OR MORE TELEMETRY SYSTEMS」という題の2001年12月19日に提出された、同一出願人による米国特許出願整理番号第10/025,183号に記載されている。

10

【0015】

温度センサ105は、ある実施形態では、アナログ出力信号を供給し、他の実施形態では、デジタル出力信号を供給する。たとえば、温度センサ105は、電流源、サーミスタまたは熱電対によって駆動される測温抵抗デバイス(RTD)を備えてもよい。別の例としては、温度センサ105は、その作用が温度とともに変動するトランジスタまたは半導体デバイスを備える。

20

【0016】

一実施形態では、温度センサ105は、絶対温度に比例する電流 I_{PTAT} を供給する回路またはデバイスを備える。通常、 I_{PTAT} は、バンドギャップ基準電圧とともに基準電圧を発生させるために使用される。また、 I_{PTAT} は、デバイスの温度を測定する簡便な方法も提供する。一実施形態では、 I_{PTAT} は、可変周波数振動子を供給するために使用される。振動子は、電流に比例する、すなわち温度に比例する周波数を有するクロック信号を発生させる。

【0017】

温度センサ105は、たとえば血管内導線などの外部導線内に組み込まれてもよい。一実施形態では、センサ105は、デバイス100のハウジングに対して内部に配置されている。

30

【0018】

一実施形態では、センサ・インターフェースが、温度センサ105からプロセッサ130Aに温度データを通信するために設けられている。センサ・インターフェースは、たとえば、サンプリング回路やアナログ・デジタル変換器を備えてもよい。図中では、ライン110が、温度センサ105の出力をプロセッサ130Aへ搬送する。

【0019】

プロセッサ130Aは、治療インターフェース・バス120によって治療回路115と結合されている。治療回路115は、パルス発生器、徐細動回路、電気徐細動器またはその他の治療回路である。

40

【0020】

プロセッサ130Aは、遠隔測定データ・バス140によって近距離場トランシーバ155と遠距離場トランシーバ160と結合されている。一実施形態では、遠隔測定データ・バス140はシリアル・データ・バスである。シリアル・データ・バスは、送信モードまたはスリープ・モードまたはその他の制御信号を送信する。一実施形態では、遠隔測定データ・バス140は、8ビット・データ・バスであるが、それよりも多いまたは少ないビットを有するバス、またはアナログ・ラインであってもよい。遠隔測定データ・バス140は、プロセッサ130Aとトランシーバ155、160の間でデータを通信するように構成されている。プロセッサ130Aは、近距離場イネーブル135によって近距離場

50

トランシーバ155と結合され、遠距離場イネーブル145によって遠距離場トランシーバ160と結合されている。

【0021】

近距離場トランシーバ155は近距離場アンテナ165を使用して送受信し、遠距離場トランシーバ160は遠距離場アンテナ170を使用して送受信する。

【0022】

一実施形態では、プロセッサ130Aが、送信出力制御150によって遠距離場トランシーバ160と結合されている。送信出力制御150は、温度センサ105によって感知された温度を基にして遠距離場トランシーバ160に信号を供給する。たとえば、一実施形態では、温度が所定の上側レベルと所定の下側レベルの間にあることを温度センサ105が示すとき、送信出力制御150が遠距離場トランシーバ160に信号を通信する。送信出力制御信号は、第1の所定の出力レベルで無線信号を送信するように遠距離場トランシーバ160に指示する。温度が上側レベルと下側レベルの間でない間は、送信出力制御150は、第2の所定のレベルで無線信号を送信するように、遠距離場トランシーバ160に指示する。

10

【0023】

一実施形態では、送信出力制御150は、1つまたは複数の導体を備え、アナログ信号またはデジタル信号を伝達する。一実施形態では、送信出力制御150はDACによって変調される。

【0024】

図2は、埋め込み可能な医療用デバイスのシステム90Aを示している。プロセッサ130Bは、温度センサ105、メモリ175、送信機180Aと結合されている。送信機180Aは、一実施形態では、遠距離場送信機を備え、遠距離場アンテナ170を使用してRF信号を送信する。ライン185を使用して、プロセッサ130Bは、送信機180Aに信号を供給し、送信データ速度を選択する。送信機180Aは、プロセッサ130Bによって指定されたような所定の速度で遠距離場信号を送信する。送信機180Aによって送信されるデータは、プロセッサ130B、治療回路、温度センサ105、またはその他のセンサまたは埋め込み可能な医療用デバイスの構成要素から電気接続部を通して受信したデータを含む。これらの接続部のいくつかは図示されていない。一実施形態では、送信機180は、RF受信機と組み合わせられている。

20

【0025】

一実施形態では、ライン185はデジタル信号を搬送する。一実施形態では、ライン185はアナログ信号を搬送する。ライン185は1つまたは複数の導体を備えている。一実施形態では、データ速度が、複数ビットのデジタル言語として、送信機180Aに通知される。一実施形態では、使用可能なデータ速度は、半分のクロック速度、1クロック速度または2倍のクロック速度である。

30

【0026】

一実施形態では、送信機180Aは、予め決めた2つのデータ速度の一方でデータを送信するように構成されている。一実施形態では、送信機180Aは、任意に変えることができるデータ速度でデータを送信するように構成されている。

40

【0027】

送信機180Aは、一実施形態では、シリアル・データ・バスによってプロセッサ130Bと結合されている。データは、データが送信されるべき速度でプロセッサ130Bから送信機180Aへクロックされる。

【0028】

プロセッサ130Bは、温度センサ105から受け取った温度信号を基にして、データ速度を選択するプログラミングを実行するように構成されている。プログラミング命令またはデータはメモリ175内に格納される。一実施形態では、プログラミング命令は、所定の範囲内の温度に対して、送信機180Aが第1のデータ速度でデータを送信し、所定の範囲内でない温度に対して、送信機180Aが第2のデータ速度でデータを送信するこ

50

とを指示する。たとえば、表 1 は、10 以下の温度に対して送信機 180 A が低いデータ速度で送信し、45 を超える温度に対しても送信機 180 A が低いデータ速度で送信し、10 から 45 の間の温度に対して送信機 180 A が高いデータ速度で送信する例を示している。別の例として、表 2 は、10 以下の温度に対して送信機 180 A が低いデータ速度で送信し、10 から 20 の間の温度に対して送信機 180 A が中間のデータ速度で送信し、20 から 45 の間の温度に対して送信機 180 A が高いデータ速度で送信し、45 を超える温度に対して送信機 180 A が低いデータ速度で送信する、一実施形態を示している。

【0029】

異なる実施形態では、10 と 45 以外の温度が使用される。たとえば、20 と 43 が一実施形態で使用される。一般に、より狭い温度範囲は、温度変化に対してより少ない周波数スペクトルが割り当てられること、すなわち、データの遠隔測定に対してより多くの周波数スペクトルを使用できることを意味している。低い温度値は、一実施形態では、埋め込み可能なデバイスが凍結した環境から室温環境の下側温度限界まで遷移するために推定された時間を基にして決定される。高いほうの温度値は、一実施形態では、埋め込み可能なデバイスの電氣的動作（充電など）によって生じる予期された局所的な加熱を基にして決定される。

【0030】

【表 1】

温度X (°C)	伝送データ速度
$45 < X$	低
$10 < X < 45$	高
$X < 10$	低

表 1

【表 2】

温度X (°C)	伝送データ速度
$45 < X$	低
$20 < X < 45$	高
$10 < X < 20$	中
$X < 10$	低

表 2

【0031】

図 3 は、埋め込み可能な医療用デバイスのシステム 90 B を示している。プロセッサ 130 C は、温度センサ 105、メモリ 175、送信機 180 B と結合されている。送信機 180 B は、一実施形態では、遠距離場送信機を備え、遠距離場アンテナ 170 を使用して RF 信号を送信する。ライン 190 を使用して、プロセッサ 130 C が、送信機 180 B に信号を供給して送信出力を選択する。送信機 180 B は、プロセッサ 130 C によって指定される所定の出力で、遠距離場信号を送信する。送信機 180 B によって送信されるデータは、プロセッサ 130 C、治療回路、温度センサ 105、またはその他のセンサまたは埋め込み可能な医療用デバイスの構成要素から電気接続部を通して受信したデータを含む。これらのいくつかは図示されていない。送信機 180 B は、一実施形態では、R

10

20

30

40

50

F 受信機と結合されている。

【0032】

一実施形態では、ライン190はデジタル信号を搬送し、たの実施形態では、アナログ信号を搬送する。ライン190は、1つまたは複数の導体を備えている。一実施形態では、出力が、複数ビットのデジタル言語として、送信機180Bに通知される。

【0033】

一実施形態では、送信機180Bは、予め決められた2つの出力レベルの一方でデータを送信するように構成されている。一実施形態では、送信機180Bは、任意に変えることができる出力レベルでデータを送信するように構成されている。

【0034】

プロセッサ130Cは、温度センサ105から受信された温度信号を基にして、出力を選択するプログラミングを実行するように構成されている。プログラミング命令またはデータは、メモリ175内に格納される。一実施形態では、プログラミング命令は、所定の範囲内の温度に対して、送信機180Bが第1の出力でデータを送信し、所定の範囲内でない温度に対して、送信機180Bが第2の出力でデータを送信する。たとえば、表3は、10 以下の温度に対して送信機180Bが低い出力レベルで送信し、45 を超える温度に対して送信機180Bが低い出力レベルで送信し、10 から45 の間の温度に対して送信機180Bが高い出力レベルで送信する一実施形態を示している。一実施形態によると、低い出力レベルは、-20 dBmの信号レベルに対応し、高い出力レベルは、0 dBm (1ミリワット)の信号レベルに対応する。別の例として、表4は、10 以下の温度に対して送信機180Bが低い出力レベルで送信し、10 から20 の間の温度に対して送信機180Bが中間の出力レベルで送信し、20 から45 の間の温度に対して送信機180Bが高い出力レベルで送信し、45 を超える温度に対して送信機180Bが低い出力レベルで送信する、一実施形態を示している。一実施形態によると、中間の出力レベルは、-10 dBmの信号レベルに対応する。

【0035】

【表3】

温度X (°C)	送信出力
$45 < X$	低
$10 < X < 45$	高
$X < 10$	低

表3

【表4】

温度X (°C)	送信出力
$45 < X$	低
$20 < X < 45$	高
$10 < X < 20$	中
$X < 10$	低

表4

【0036】

図4は、埋め込み可能な医療用デバイスのシステム90Cを示している。プロセッサ130Dは、温度センサ105、メモリ175、電源205と結合されている。電源205は、ライン215を介して送信機180Cとさらに結合されている。送信機180Cは、一実施形態では、遠距離場送信機を備え、遠距離場アンテナ170を使用してRF信号を送信する。ライン200を使用して、プロセッサ130Dは電源205に信号を供給し、送信機180Cの電源電圧を選択する。電源205はバッテリー210に結合されている。送信機180Cは、プロセッサ130Dによって指定された供給電圧を使用して所定の出力で、遠距離場信号を送信する。送信機180Cによって送信されるデータは、プロセッサ130D、治療回路、温度センサ105、またはその他のセンサまたは埋め込み可能な医療用デバイスの構成要素から電気接続部を通して受信したデータを含む。これらのいくつかは図示されていない。送信機180Cは、一実施形態では、RF受信機と組み合わせられている。

10

【0037】

一実施形態では、ライン200はデジタル信号を搬送し、他の実施形態では、アナログ信号を搬送する。ライン200は、1つまたは複数の導体を備えている。一実施形態では、送信機180Cに供給される電圧が、複数ビットのデジタル言語として、電源205に通知される。一実施形態では、電源205は、プロセッサ130Dによって制御された、ライン215で送信機180Cにバッテリー210の出力を供給するスイッチを備える。スイッチは、一実施形態では、トランジスタまたはその他の半導体スイッチである。

20

【0038】

送信機180Cは、予め定められた2つのレベルの間の供給電圧を使用してデータを送信するように構成されている。一実施形態では、温度が所定の範囲外にあるとき、供給電圧は高く、温度が所定の範囲内にあるとき、供給電圧は低い。一実施形態では、送信機180Cは、所定の範囲外の温度に対して無効化される。たとえば、一実施形態では、送信機180Cに供給される電力は、10 から45 の間の範囲外の温度に対しては、わずかに増加される、または除去される。

【0039】

プロセッサ130Dは、温度センサ105から受信された温度信号を基にして、送信機180Cを動作させるプログラムを実行するように構成されている。プログラミング命令またはデータは、メモリ175内に格納される。一実施形態では、プログラミング命令は、所定の範囲内の温度に対して、送信機180Cが第1の供給電圧を使用してデータを送信し、所定の範囲内にない温度に対して、送信機180Cは無効にされる。たとえば、表5は、10 以下の温度に対して送信機180Cが電力供給されず、45 を超える温度に対して送信機180Cが電力供給されず、10 から45 の間の温度に対して送信機180Cが、調整供給電力を使用して送信する一実施形態を示している。別の例として、表6は、10 以下の温度に対して送信機180Cが電力供給されず、10 から20 の間の温度に対して送信機180Cがわずかに上昇された調整供給電力を使用して送信し、20 から45 の間の温度に対して送信機180Cが低下された調整供給電力を使用し送信し、45 を超える温度に対して送信機180Cが電力供給されない、一実施形態を示している。一実施形態では、増加された供給電力は、公称で2.4ボルトであり、低下された供給電力は2.2ボルトである。バッテリー寿命は、送信機の供給電圧を調節することによって改善される。

30

40

【0040】

一実施形態では、送信機180Cへの供給電圧は、比較的一定のままであり、所定の温度に対して、送信機180Cが無効化される。送信機180Cを無効化することは、一実施形態では、供給される電圧を除去することを含む。一実施形態では、送信機180Cを無効化することは、制御信号を基にしてスイッチを駆動することを含む。

【0041】

【表 5】

温度X (°C)	送信機 供給電圧
45<X	オフ
10<X<45	調整される
X<10	オフ

表 5

10

【表 6】

温度X (°C)	送信機 供給電圧
45<X	オフ
20<X<45	調整、低下される
10<X<20	調整、増加される
X<10	オフ

表 6

20

【 0 0 4 2 】

図 5 は、温度を基にした埋め込み可能なデバイスの遠隔測定機能を示すグラフ 3 0 0 である。一実施形態では、埋め込み可能なデバイスは、近距離場トランシーバと遠距離場トランシーバを備える。

【 0 0 4 3 】

コラム 3 1 0 X で示すような近距離場送信機、コラム 3 1 0 R で示すような近距離場受信機、コラム 3 2 0 R で示すような遠距離場受信機は、温度補正なしで動作する。近距離場送信機、近距離場受信機、遠距離場受信機の作用は、感知された温度を基にしてプロセッサで制御されない。他方、遠距離場送信機の作用は、感知された温度を基にしてプロセッサで制御される。図中では、1 0 以下の温度に対して、または 4 5 を超える温度に対して、遠距離場送信機の帯域幅は減衰されるが、1 0 から 4 5 の間の温度に対して、遠距離場送信機は、帯域幅減衰なしで動作させられる。

30

【 0 0 4 4 】

図 6 A は、本主題の一実施形態によって実施される方法 4 0 0 のフロー・チャートを示している。図中では、近距離場遠隔測定システムが、4 0 5 で付勢される。近距離場遠隔測定システムは、一実施形態では、連続的に使用可能である。4 1 0 A で、周囲温度が感知される。デバイスが健康な人間の体内に埋め込まれている場合、感知される周囲温度は、ほぼ体温であることになる。デバイスがまだ埋め込まれていない場合、感知される周囲温度は、体温よりも高いまたは低いであろう。

40

【 0 0 4 5 】

4 1 5 で、本主題は、遠距離場送信機のための動作モードを選択する。動作モードは、たとえば、データ速度を制限し、送信機出力を制限することによって、または送信機への供給電圧を低下させるまたは除去することによって、低減された帯域幅を提供してもよいが、それに限定されない。プロセッサ、またはその他の埋め込み可能な装置の回路が、動作モードを選択し、4 2 0 で、それに応じて遠距離場送信機に信号を送信する。

【 0 0 4 6 】

一実施形態では、温度は、1 0 秒毎に 1 回の周波数で周期的にチェックされるが、それ

50

よりも高いまたは低いサンプリング周波数が使用されてもよい。

【 0 0 4 7 】

一実施形態では、回路が、導線が埋め込み可能なデバイスと接続されているかどうかを判定する。一実施形態では、回路またはプログラミングが、インピーダンスを決定する、または導線の存在を特徴付ける別のパラメータを測定する。図 7 は、治療回路 1 1 5 A と結合され、遠距離場送信機 1 8 0 D と結合された導線検知回路 2 2 0 を示している。導線検知回路 2 2 0 は、治療回路 1 1 5 A と結合された導線の存在、または欠如を表示する信号を遠距離場送信機 1 8 0 D に供給する。一実施形態では、導線が埋め込み可能なデバイスと結合されている場合、デバイスがすでに埋め込まれており、送信されるデータ速度を公称速度まで上昇させることができる、または送信機出力を公称値まで上昇させることができる。導線が接続されていない場合には、データが、低減されたデータ速度で送信される、または送信機の出力が低下させられる。一実施形態では、低いデータ速度から高いデータ速度への、または低い出力レベルから高い出力レベルへの遷移は、導線の検知の後、所定の時間だけ遅延される。たとえば、一実施形態では、送信されるデータ速度は、導線が埋め込み可能なデバイスに取り付けられていることを検知した後、30分で増加する。一実施形態では、このデータ速度または出力の選択は、導線検知を基にして決定され、温度とは無関係である。

10

【 0 0 4 8 】

図 6 B では、周囲温度が、4 1 0 B で感知される。4 3 0 で、感知された温度が埋め込み可能なデバイスが体内に埋め込まれていることを示しているかどうかを決定するために問合せが行われる。一実施形態では、4 3 0 の問合せは、感知された温度と格納されているデータとの比較を含む。たとえば、感知された温度が 1 0 から 4 5 の間である場合、一実施形態はデバイスが埋め込まれていると規定する。

20

【 0 0 4 9 】

感知された温度が、埋め込み可能なデバイスが所定の温度範囲内にあることを示した場合、4 3 5 で、遠距離場送信機は、増加したデータ速度で送信するように構成される。他方、温度が、デバイスが埋め込まれていないことを示した場合、4 4 0 で、遠距離場送信機は、低下したデータ速度で送信するように構成される。一実施形態では、送信機出力が、感知された温度を基にして調節される。データ速度の調節は、帯域幅を低減させるための 1 つの方法であり、本明細書で説明するように、たとえば出力レベルを調節することを含む、他の方法も企図されている。

30

【 0 0 5 0 】

4 4 5 で、4 3 5 または 4 4 0 に従って構成された遠距離場送信機を使用してデータが送信される。方法は、周囲温度をさらにチェックするために 4 1 0 B に戻る。このようにして、感知された温度を基にして、遠距離場送信機の構成が連続的に更新される。

【 0 0 5 1 】

一実施形態では、通信される信号のスペクトル成分を圧縮するために波形整形を使用する。それによってデータ送信速度を増加させることができる。波形整形は、周波数領域で見たときの帯域幅を減少させるために、時間領域での急な送信を滑らかなすることを含む。図 8 A は、波形整形の一実施形態を示している。図中では、治療回路 1 1 5 B が、プロセッサ 1 3 0 E を介して遠距離場送信機 1 8 0 E と結合されている。一実施形態では、プロセッサ 1 3 0 E は、送信されるデータに対応して遠距離場送信機 1 8 0 E に信号を供給する。一実施形態では、プロセッサ 1 3 0 E は、データが送信される出力レベルに対応して遠距離場送信機 1 8 0 E に信号を供給する。一実施形態では、プロセッサ 1 3 0 E は、遠距離場送信機 1 8 0 E に供給される信号を、帯域幅の利用可能性にしたがって適するように処理する。波形整形は、振幅変調、周波数変調または位相変調を基にして行われる。一実施形態では、送信されるデジタル・データの振幅が包絡線によって変調される。包絡線は、様々な実施形態では、サイン波、ハイパーサイン波またはその他の滑らかな移行信号を含む。一実施形態では、医療用デバイスは、すべての温度に対して送信されるデータに波形整形を適用する。

40

50

【 0 0 5 2 】

一実施形態では、本主題は、869.7から870.0MHzの間の周波数を有するSRD（短距離通信）k-サブ帯域を使用して通信するように構成されている。ある基準によると、この帯域での遠距離場送信に対して、放射される出力は、300kHz帯域の外側で-36dBmとされている。表7は、ある例示的な実施形態による300kHz帯域の割り当てを示している。

【 0 0 5 3 】

【表7】

帯域幅	説明
122 kHz	-36dBmを超える変調積
135 kHz	トランシーバ許容値
33 kHz	温度 (10~45°C) によるドリフト
10 kHz	保護周波数帯
300 kHz	全体

10

表7

【 0 0 5 4 】

波形整形は、一実施形態では、-36dBmを超える変調積(modulation product)のための122kHzの帯域幅割り当てを満たすために使用される。一実施形態では、波形整形は、図8Bに概略的に示すように遠距離場送信機デジタル変調入力をフィルタの出力に結合することによって達成される。一実施形態では、フィルタ230は、ロー・パス・フィルタを備えるが、他のフィルタが使用されてもよい。一実施形態では、フィルタは、デジタル信号を受信し、送信機を変調させるために使用されるアナログ出力信号を発生させるDACを備える。一実施形態では、プログラマブルDACの出力が、変調入力と結合される。プログラマブルDACは、設計目的に適合するように再構成ができる。図8Cは、プロセッサ130Gが、DAC235とフィルタ240の直列結合を介して遠距離場送信機180Gに結合される一実施形態を示している。プログラマブルDACは、プログラマブル電流DACまたはプログラマブル電圧DACを備えてもよい。

20

30

【 0 0 5 5 】

振幅シフトキーイング(ASK)送信では、2つの送信出力レベルが、ロジック0とロジック1を表すために使用される。一実施形態では、トランシーバの変調入力ピンへ入る電流が送信出力を制御する。たとえば、10μAドライブの電流がロジック0を表し、450μAドライブの電流がロジック1を表す。送信のスペクトル成分を、2つのロジック・レベルの間での滑らかな移行によって減少できる。

【 0 0 5 6 】

図9Aは、変調入力の波形整形による、-36dBmを超える変調積の減少の一実施形態をグラフで示している。図示した例では、データ速度は83.333kbpsであり、8ビットDACが波形整形のために使用され、変調深さはフルである。図示のように、-36dBmの限界で、波形整形されていない信号に対する変調積の帯域幅は、760kHzであり、波形整形されている信号に対しては337.5kHzである。この例では、波形整形は、スペクトル帯域幅を50%以上減少させている。

40

【 0 0 5 7 】

一実施形態では、波形整形パラメータが、所望の帯域幅の減少をもたらすように選択される。たとえば、波形の形状は、スペクトル分布を減少させるように選択される。一実施形態では、ハイパーサイン波形形状が選択される。一実施形態では、ハイパーサイン波を近似する波形が選択される。一実施形態では、対称的な立上りと立下りエッジを有する波形が、ビット・タイミングを維持し、エッジ・ジッタの導入を回避するために使用される

50

【 0 0 5 8 】

別の例では、一実施形態では、ハイパーサイン形状の波が、DACの離散したステップによって近似され、ビット間隔の数が、所望の帯域幅を達成するように選択される。波形が分割されるビット間隔の数は、ハイパーサイン波がいかによく複製されるかに影響を与える。一実施形態では、12の間隔が、所望のデータ速度を生み出し、一様な間隔を維持する。ビット間隔の数は12よりも多くても少なくてもよい。

【 0 0 5 9 】

別の例として、一実施形態では、変調深さが、所望の帯域幅を達成するように選択される。変調深さを減少させることは、送信される信号のメイン・ローブを狭め、側波帯を抑制することによって、 -36 dBm を超える変調積を減少させる。ロジック0に対する出力レベルを増加させることか、ロジック1に対する出力レベルを減少させることのいずれか、または両方の組合せによって、変調深さをさらに減少させると、受信される信号のノイズ・マージンが減少する。ノイズ・マージンが減少すると、受信機の信号対ノイズ比が減少し、したがって、システムの最大レンジが減少する。図9Bは、変調深さを変更することに伴う変調積を示している。表8に示したデータは、フル・レンジからフル・レンジよりも小さいものへ変調深さを減少させることが、 -36 dBm を超える変調積の帯域幅を減少させることを示している。表はまた、帯域幅の連続的な減少による、ロジック0とロジック1に対して送信される出力の間の差の減少を示している。

【 0 0 6 0 】

【表8】

-36dBmを超える 変調積の帯域幅	変調深さ
337.5 kHz	61.9 dB
260.0 kHz	48.2 dB
260.0 kHz	35.4 dB
185.0 kHz	23.6 dB

表8

【 0 0 6 1 】

別の例として、一実施形態では、送信出力を変調させるためのビットの数が、所望の帯域幅を達成するように選択される。波形ステップの解像度が、DACビットの数によって制御される。図9Cは、DACビットの数の変化の影響をグラフで示している。図中に示すように、DACビットの数を4ビットに減少させることは、 -36 dBm を超える変調積の帯域幅に対してほとんど影響を有さない。サイド・ローブ内の出力は、DACビットの数が減少する際に増加するが、 -36 dBm の限界を超えない。

【 0 0 6 2 】

別の例として、一実施形態では、データ速度が、所望の帯域幅を達成するように選択される。ASK送信については、データ速度は、送信スペクトルの広がりに影響を与える。一般に、データ速度がより高いと、スペクトルの広がりより大きい。図9Dは、データ速度の関数としての変調積をグラフで示している。

【 0 0 6 3 】

別の例として、一実施形態では、ピーク送信出力が、所望の帯域幅を達成するために選択される。ロジック1送信出力を低下させることによって、変調波形を低下させることができる。ロジック0電流レベルが維持される場合、ロジック1送信出力を低下させること

はまた、変調深さも減少させることである。ロジック1とロジック0送信出力の両方が低下した場合、変調深さを維持することができる。いずれの場合も、ピーク送信出力を低下させることは、最大レンジを減少させる結果となる。図9Eは、ピーク送信出力の関数としての変調積を示している。図中に示すように、ピーク送信出力を低下させることは、 -36 dBm を超える変調積の帯域幅を減少させることである。

【0064】

別の例として、一実施形態では、DACの出力が、所望の帯域幅を達成するためにフィルタリングされる。電流DACの出力上の単極RCロー・パス・フィルタが、間隔の間の移行を滑らかにすることができる。図9Fは、DAC出力のフィルタリング後の帯域幅の変化をグラフで示している。図中に示すように、フィルタリングされた波形は、主にサイド・ローブ出力の抑圧による、 -36 dBm を超える変調積の帯域幅の減少を呈する。

10

【0065】

代替実施形態

上記の実施形態の変形形態も企図されている。たとえば、一実施形態では、本主題は、温度変動に割り当てられる周波数スペクトルの量を減少させ、それによってデータ送信のために使用可能な帯域幅を増加させる。たとえば、温度補正は、遠距離場データ送信速度を50キロバイト毎秒(kbps)から69kbpsに増加させることを可能にする。

【0066】

体温の狭い範囲のまたはその他の所定の範囲の外側の温度での遠隔測定のためには、送信機の帯域幅を減少させる。一実施形態では、たとえば20dBだけ送信機の出力を低下させることによって、帯域幅が減少する。出力での20dBの低下は、デバイスが体内に埋め込まれているときの組織損失によって起るものを近似したものである。一実施形態では、送信機は、特定の温度範囲の外側の温度に対して、低いデータ速度で動作する。一実施形態では、遠距離場送信機は、特定の温度範囲の外側の温度に対して、パワー・オフにされる、または低い給電圧で動作する。一実施形態では、近距離場遠隔測定が、すべての温度で使用可能である。

20

【0067】

一実施形態では、遠距離場送信機は、表面音波(SAW)振動子(または共振器)ベースの送信機を備える。SAW送信機は、たとえば100MHz台の範囲で動作する。ある政府基準の仕様によると、短距離デバイス(SRD)送信機が、0から55の温度範囲にわたって試験される。この範囲では、SAW送信機は、60kHzだけ変化する。20から45の温度範囲にわたって、SAW送信機は25kHzだけ変化する。埋め込まれたときなど、温度制御された環境で使用されるとき、35kHzの帯域幅の差を、データ送信速度を増加させるために使用することができる。

30

【0068】

一実施形態では、遠距離場送信機は、フェイズ・ロックド・ループ(PLL)アップ・コンバートド水晶制御送信機などの水晶ベースの回路を備える。

【0069】

一実施形態では、遠距離場送信機は、バイポーラ・デバイス技術を使用して製造されている。たとえば、バイポーラ・トランジスタでは、ベースからエミッタの閾値電圧(V_{BE})は、通常、温度によって線形に変化する。0から55の温度範囲にわたって、各トランジスタに対する V_{BE} は、約100ミリボルト(mV)変化し、ある例示的な複数のトランジスタ送信機回路に対しては、変化は約200mVである。温度の関数としてのトランジスタ性能の変化は、温度係数として表される。同じ送信機回路が、20から45のより狭い温度範囲にわたって、53mVの V_{BE} の変化を呈する。したがって、より狭い温度範囲にわたる少ない V_{BE} の変化は、約140mVだけ低下した供給電圧で送信機を動作させることを可能にする。

40

【0070】

一実施形態では、本主題は、遠距離場トランシーバに供給される供給電圧の低下を可能にする。たとえば、一実施形態は、2.4ボルトから2.2ボルトへの供給電圧の低下を

50

可能にする。

【0071】

一実施形態では、送信機の出力レベルが電流源によって制御される。バイアス電流がトリマを使用して調節される。一実施形態では、出力レベルはプログラム可能である。ある例では、レジスタが、出力レベルを複数ビットの言語として記憶する。

【0072】

一実施形態では、データ速度、出力レベル、供給電圧の組合せが、送信帯域幅を決定するために使用される。

【0073】

一実施形態では、温度を決定した後、本主題が、所定の時間窓範囲に対して特定の送信帯域幅を調節し、維持する。

10

【0074】

一実施形態では、温度をサンプリングする周波数が、温度の関数として変化する。たとえば、極端な温度では、第1のサンプリング周波数が使用され、所定の範囲内の温度では、第2のサンプリング周波数が使用される。第2のサンプリング速度は、第1のサンプリング速度よりも遅い。

【0075】

一実施形態では、出力の送信出力レベルが連続的に可変である。一実施形態では、出力の送信出力レベルが、2つ以上の使用可能な離散した出力レベルから選択される。

【0076】

一実施形態では、可変なデータ速度が離散した温度帯域に対して調節される。

20

【0077】

一実施形態では、プロセッサが感知された温度での誤差修正を提供する。プロセッサのためのプログラミングとデータが、プロセッサにアクセス可能なメモリ内に記憶される。

【0078】

一実施形態では、比較器が、温度を基にした、または導線の存在または欠如を基にした出力信号を提供する。比較器からの出力信号が、送信機と結合される。比較器は、一実施形態では、アナログ比較器を備える。比較器に供給される基準電圧が比較のために使用される。比較器は、一実施形態では、プロセッサを備え、感知された温度とメモリ内に記憶されているデータの間で比較が行われる。

30

【0079】

結論

上記の説明は、例示的なものであり、限定的なものではない。他の多くの実施形態が、上記の説明を再読すれば当業者なら明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】近距離場および遠距離場遠隔測定回路を有する埋め込み可能な医療用デバイスのブロック線図である。

【図2】選択可能な送信データ速度を有する埋め込み可能な医療用デバイスの一部を示す図である。

40

【図3】選択可能な送信出力を有する埋め込み可能な医療用デバイスの一部を示す図である。

【図4】選択可能な出力を有する電源を有する埋め込み可能な医療用デバイスの一部を示す図である。

【図5】温度の関数としての動作モードを示すグラフである。

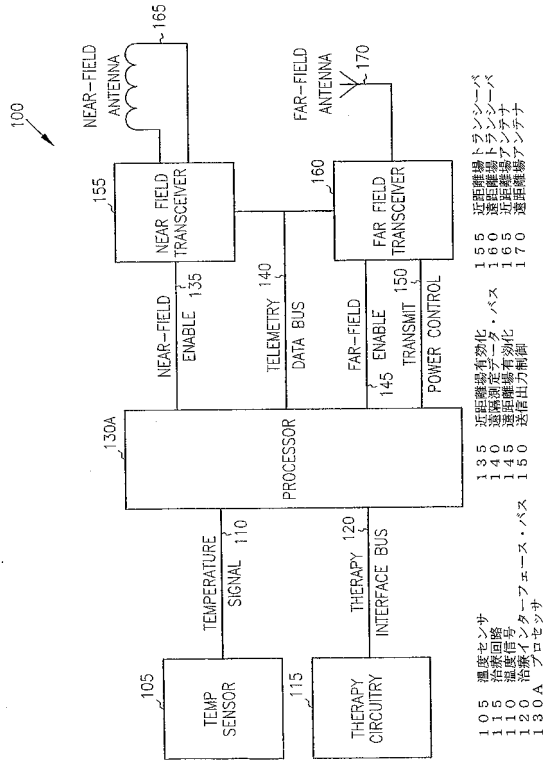
【図6】本主題の実施形態によるフロー・チャートの一部を示す図である。

【図7】導線検知回路を有する実施形態のブロック線図である。

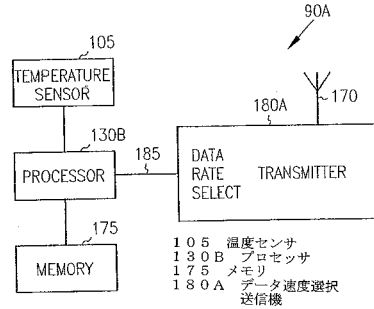
【図8】波形整形するように構成された埋め込み可能なデバイスのブロック線図である。

【図9 A - F】様々な実施形態に対する周波数応答図である。

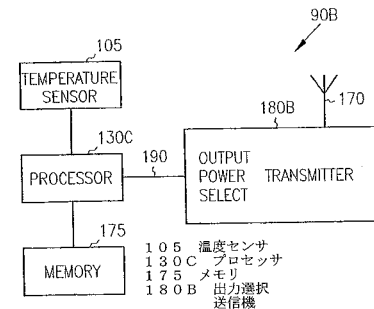
【図1】



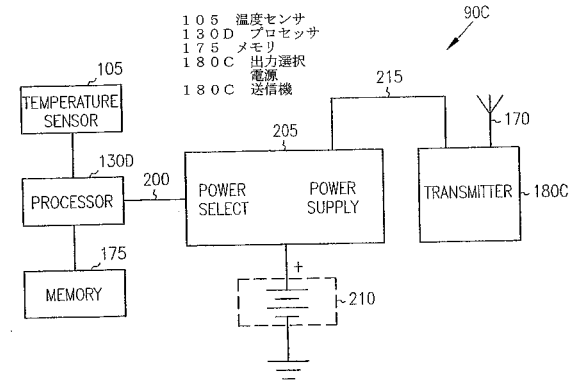
【図2】



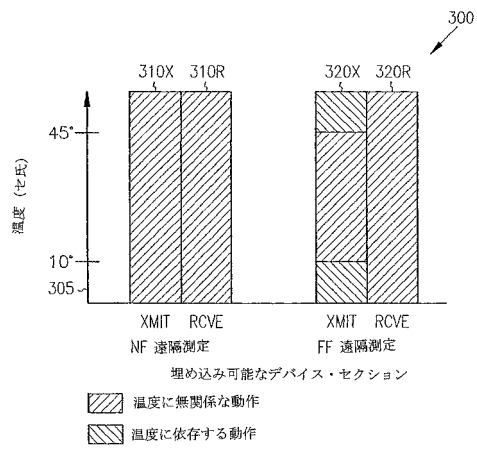
【図3】



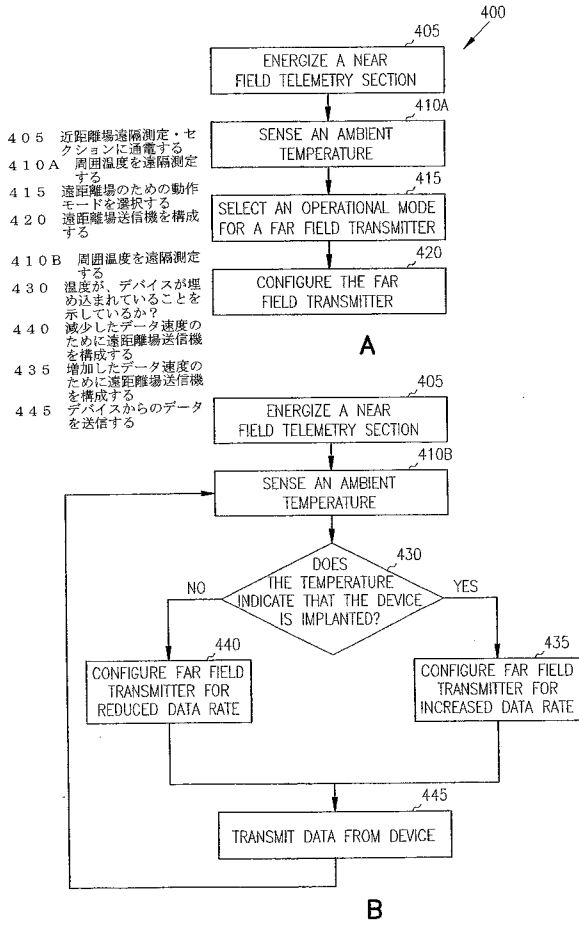
【図4】



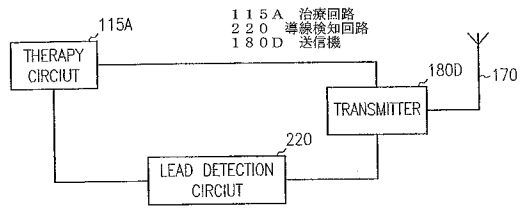
【図5】



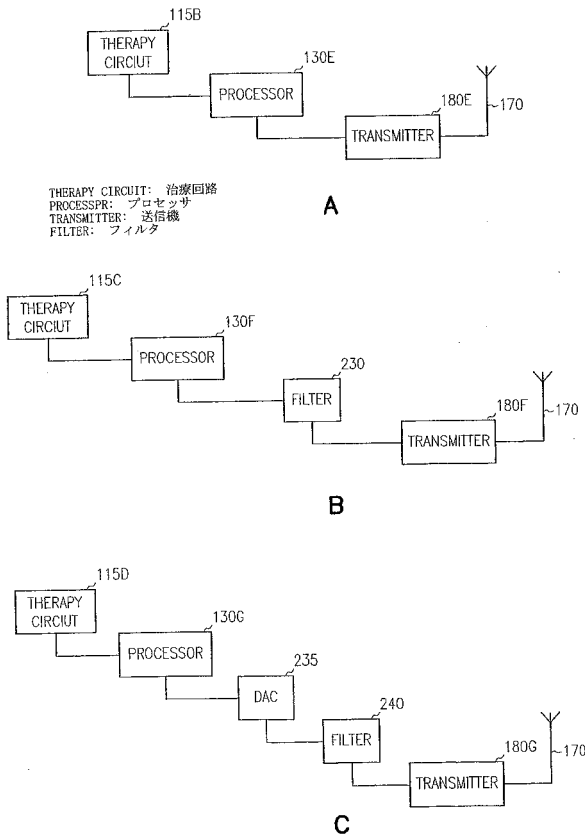
【図6】



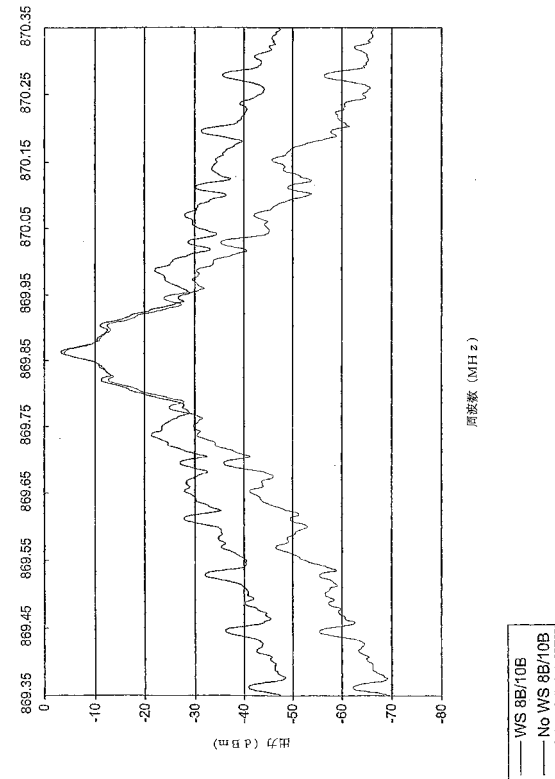
【図7】



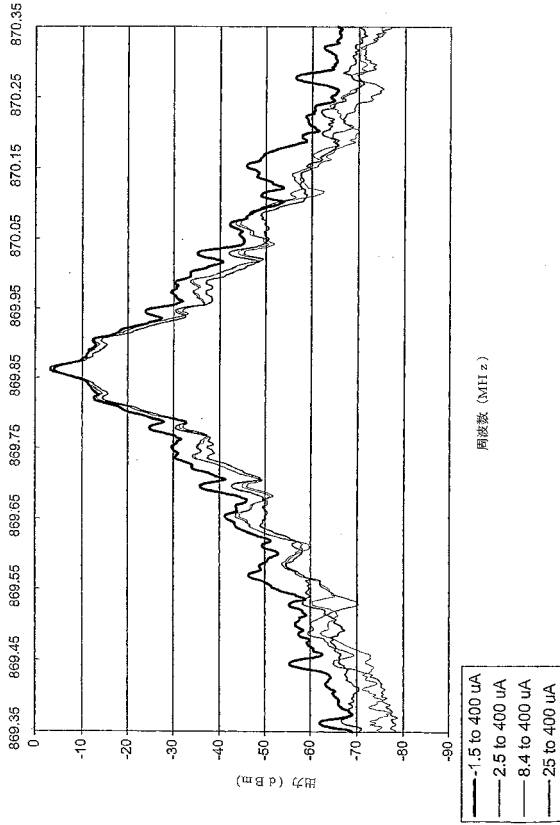
【図8】



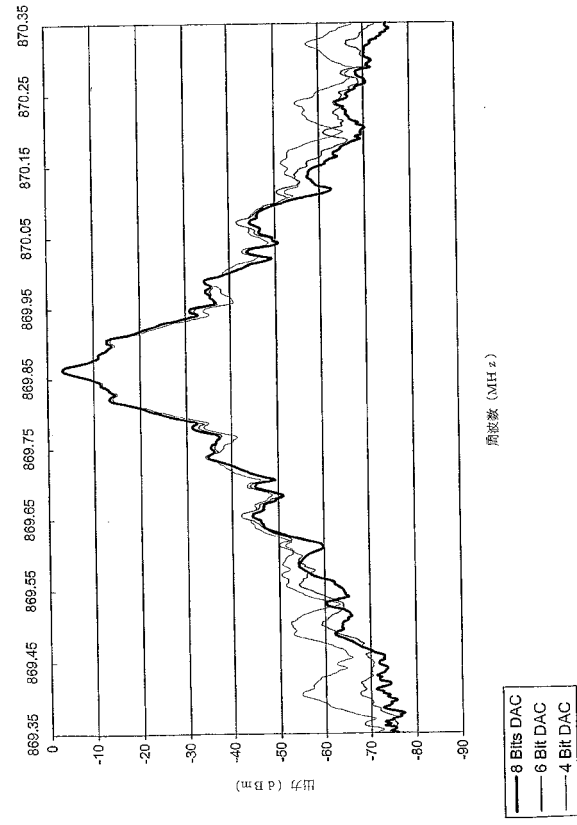
【図9A】



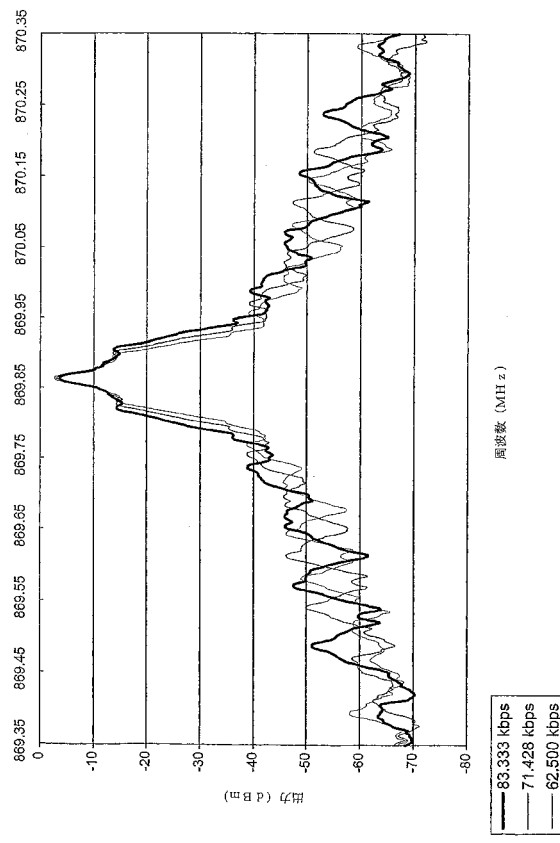
【 9 B 】



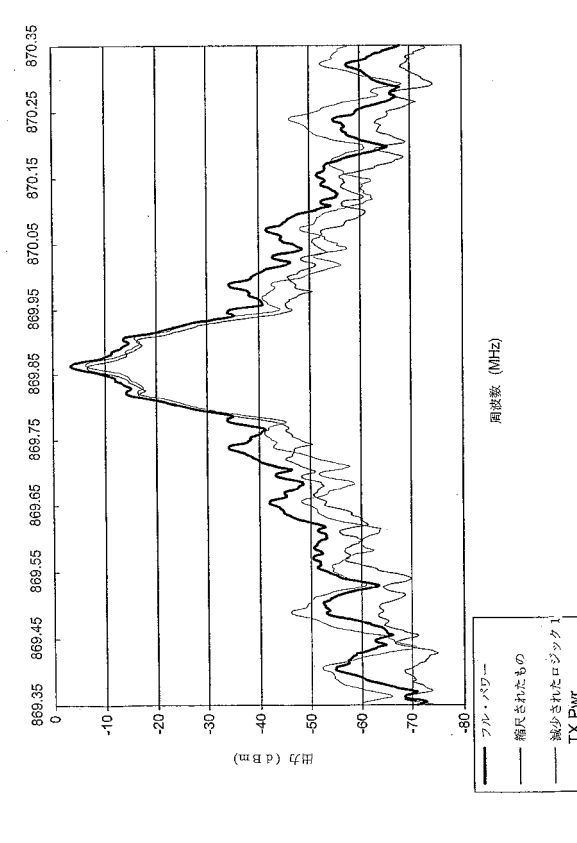
【 9 C 】



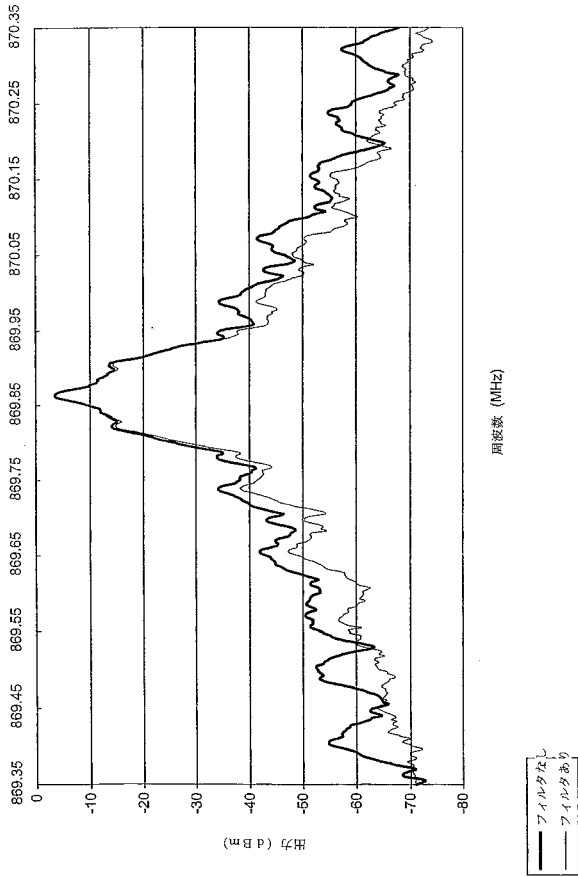
【 9 D 】



【 9 E 】



【 9 F 】



フロントページの続き

(72)発明者 フォン, アーックス・ジェフリー・エイ
アメリカ合衆国・55405・ミネソタ州・ミネアポリス・エーソン アベニュー サウス・211
5

審査官 森 竜介

(56)参考文献 特表平08-503648(JP, A)
実開平07-022702(JP, U)
国際公開第02/047545(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00-5/01

专利名称(译)	用于医疗设备的现场远程遥测系统和设备		
公开(公告)号	JP4546243B2	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	JP2004527861	申请日	2003-08-08
[标]申请(专利权)人(译)	心脏起搏器股份公司		
申请(专利权)人(译)	心脏起搏器的公司		
当前申请(专利权)人(译)	心脏起搏器的公司		
[标]发明人	フォンアークスジェフリーエイ		
发明人	フォン,アークス・ジェフリー・エイ		
IPC分类号	A61B5/01 A61B5/00 A61N1/37 A61N1/39 A61N1/372		
CPC分类号	A61N1/37223 A61B5/0031 A61B2560/0209 Y10S128/903		
FI分类号	A61B5/00.101.H A61B5/00.102.A A61N1/37 A61N1/39		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/401966 2002-08-08 US 10/269905 2002-10-11 US		
其他公开文献	JP2005535391A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过控制数据速率，输出功率电平，发射器电源电压或其组合来调整来自可植入医疗设备的远场发射器的射频带宽。基于感测的温度，不存在或存在引线或通过波形整形来进行调整。基于表面声波 (SAW) 谐振器的发射器在温度受控的操作环境中表现出稳定的带宽。对于超出人体温度范围的温度，调节基于SAW的发射器的输出以提供减小的带宽。

温度X (°C)	伝送データ速度
$45 < X$	低
$20 < X < 45$	高
$10 < X < 20$	中
$X < 10$	低