

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3868904号
(P3868904)

(45) 発行日 平成19年1月17日(2007.1.17)

(24) 登録日 平成18年10月20日(2006.10.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 N 1/36 (2006.01) A 6 1 N 1/36
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 1 O 2 C

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2002-549127 (P2002-549127)	(73) 特許権者	591007804
(86) (22) 出願日	平成13年11月8日 (2001.11.8)		メドトロニック・インコーポレーテッド
(65) 公表番号	特表2004-534558 (P2004-534558A)		アメリカ合衆国ミネソタ州55432, ミ
(43) 公表日	平成16年11月18日 (2004.11.18)		ネアポリス, メドトロニック・パークウェ
(86) 国際出願番号	PCT/US2001/046493		イ 710
(87) 国際公開番号	W02002/047545	(74) 代理人	100089705
(87) 国際公開日	平成14年6月20日 (2002.6.20)		弁理士 社本 一夫
審査請求日	平成16年9月17日 (2004.9.17)	(74) 代理人	100076691
(31) 優先権主張番号	09/736,625		弁理士 増井 忠武
(32) 優先日	平成12年12月14日 (2000.12.14)	(74) 代理人	100075270
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小林 泰
		(74) 代理人	100080137
			弁理士 千葉 昭男
		(74) 代理人	100096013
			弁理士 富田 博行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 埋め込み可能な医療デバイス

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の体の中に埋め込まれて、治療送出および監視機能の少なくともいずれかを提供するようになっている、電池駆動式の埋め込み可能医療デバイス (IMD) であり、所定のアップリンク遠隔測定送信期間中に埋め込み可能医療デバイスから該デバイスが生成した患者データをアップリンク遠隔測定送信し、所定のダウンリンク遠隔測定送信期間中にダウンリンク遠隔測定データをダウンリンク遠隔測定受信するための遠隔測定送受信機回路を備える埋め込み可能医療デバイス (IMD) であって、

電圧制御発振器 (VCO) であって、印加される制御電圧に依存して、VCO出力でFM遠隔測定搬送波周波数を生成するためのVCO電圧入力、および患者データのアップリンク送信中に、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を変調するデータビット変調電圧を受信するVCO周波数変調 (FM) 入力を有する、電圧制御発振器 (VCO) と、

前記VCO出力の搬送波周波数を選択的に受信するようになっているPLL入力を有し、前記VCO電圧制御入力に結合されている容量性ループフィルタ回路に制御電圧を供給するための位相同期ループ (PLL) 回路と、

遠隔測定 (テレメトリ) 制御手段であって、アップリンクまたはダウンリンク遠隔測定送信の開始で動作して、前記アップリンク遠隔測定送信期間の初期LOCK期間中に、大きな電池エネルギー消費状態で、前記位相同期ループ回路および前記ループフィルタ回路を有する前記電圧制御発振器を周波数シンセサイザとして動作させ、前記ループフィルタ回路が格納し、前記VCO電圧入力に印加される周波数同期制御電圧を生じさせ、それに

10

20

よって、前記電圧制御発振器が、周波数同期された搬送波信号を前記VCO出力で発生するようにする、遠隔測定制御手段と、

アップリンク遠隔測定送信期間の後続のHOLD期間中に、前記位相同期ループ回路を前記電圧制御発振器から選択的にデカップリングし、患者データを前記FM入力に与える手段と、

前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に動作して、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を変調する周波数補正電圧を前記電圧制御発振器VCOのFM入力で生じて、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数のドリフトを補償して、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を、患者データの信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持するようにする、電圧保持手段と、
をさらに備え、

前記容量性ループフィルタ回路の電圧は、ループフィルタ・コンデンサが前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に放電する時に、所定のレートで徐々に消失する傾向を持っており、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電して、前記ループフィルタ・コンデンサの放電を相殺するようにする再充電手段をさらに備える埋め込み可能医療デバイス。

【請求項2】

埋め込み可能医療デバイスを作製している間の前記容量性ループフィルタ回路を試験している間に観察される漏れレートから導出される再充電電流値をIMDメモリに格納する手段をさらに備え、

前記再充電手段は、前記再充電電流値を前記IMDメモリから探索し、前記再充電電流値を使用して、ある再充電電流値を生成して、前記ループフィルタ・コンデンサに印加して、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電するようにする請求項1に記載の埋め込み可能医療デバイス。

【請求項3】

前記ダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中、前記遠隔医療デバイスから受信された受信搬送波周波数信号と前記電圧制御発振器が発生した前記搬送波周波数の間の差に応答して、前記遠隔医療デバイスから受信した前記受信搬送波周波数信号と前記電圧制御発振器が発生した前記搬送波周波数の間の差の関数として変化するAFC補正値を生じ

るようにする、自動周波数制御(AFC)手段と、
前記ダウンリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中、前記AFC補正値を周波数補正電圧に変換し、前記電圧制御発振器の前記FM入力に前記周波数補正電圧を印加して、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を、信頼性のあるダウンリンク遠隔測定データのダウンリンク遠隔測定受信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持するようにする、変換手段とをさらに備える請求項1に記載の埋め込み可能医療デバイス。

【請求項4】

前記容量性ループフィルタ回路の電圧は、ループフィルタ・コンデンサが前記ダウンリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に放電する時に、所定のレートで徐々に消失する傾向を持っており、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電して、前記ループフィルタ・コンデンサの放電を相殺するようにする再充電手段をさらに備える請求項3に記載の埋め込み可能医療デバイス。

【請求項5】

埋め込み可能医療デバイスを作製している間の前記容量性ループフィルタ回路を試験している間に観察される漏れレートから導出される再充電電流値をIMDメモリに格納する手段をさらに備え、

前記再充電手段は、前記再充電電流値を前記IMDメモリから探索し、前記再充電電流値を使用して、所定の再充電電流値を生成して、前記ループフィルタ・コンデンサに印加して、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電するようにする請求項4に記載の埋め込

10

20

30

40

50

み可能医療デバイス。

【請求項 6】

前記電圧保持手段は、前記ダウンリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に前記自動周波数制御手段が生じた前記AFC補正值に応答し、前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に動作する手段であって、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数のドリフトを補償するように、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を変調する周波数補正電圧を前記電圧制御発振器のFM入力で生じて、それによって、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を、患者データの信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持する手段をさらに備える請求項5に記載の埋め込み可能医療デバイス。

10

【請求項 7】

前記電圧保持手段は、前記ダウンリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に前記自動周波数制御手段が生じた前記AFC補正值に応答し、前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に動作する手段であって、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数のドリフトを補償するように、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を変調する周波数補正電圧を前記電圧制御発振器のFM入力で生じて、それによって、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を、患者データの信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持する手段をさらに備える請求項3に記載の埋め込み可能医療デバイス。

【請求項 8】

患者の体の中に埋め込まれて、治療送出および監視機能の少なくともいずれかを提供するようになっている、電池駆動式の埋め込み可能医療デバイス(IMD)において、所定のアップリンク遠隔測定送信期間中に前記埋め込み可能医療デバイスから該デバイスが生成した患者データをアップリンク遠隔測定送信し、所定のダウンリンク遠隔測定送信期間中にプログラミングおよび問合せコマンドをダウンリンク遠隔測定受信するための遠隔測定送受信機回路を備える埋め込み可能医療デバイスであって、

20

電圧制御発振器(VCO)であって、電圧入力および周波数変調(FM)入力を有して、前記電圧入力に印加される制御電圧および前記FM入力に印加されるFM入力信号に依存して、VCO出力でFM遠隔測定搬送波周波数を生成するようにする、電圧制御発振器と、

30

前記VCO出力の搬送波周波数を選択的に受信するようになっているPLL入力を有し、前記電圧制御発振器の電圧制御入力に結合されている容量性ループフィルタ回路に制御電圧を供給するための位相同期ループ(PLL)回路と、

アップリンク遠隔測定制御手段であって、アップリンク遠隔測定送信またはダウンリンク遠隔測定送信の受信の開始によって動作して、前記アップリンク遠隔測定送信期間のLOCK期間中に、大きな電池エネルギー消費状態で、前記位相同期ループ回路および前記ループフィルタ回路を有する前記電圧制御発振器を周波数シンセサイザとして動作させ、前記ループフィルタ回路が格納し、前記VCO電圧入力に印加される周波数同期制御電圧を生じさせ、前記電圧制御発振器が、周波数同期された搬送波信号を前記VCO出力で発生するようにする、アップリンク遠隔制御手段と、

40

アップリンクまたはダウンリンク遠隔測定送信のHOLD期間中に、前記制御電圧を前記電圧制御発振器に印加するように動作する手段と、

アップリンク遠隔測定送信の前記HOLD期間中に、前記VCO出力で前記電圧制御発振器が発生した周波数保持搬送波周波数を、患者データの信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持するのに十分な周波数保持制御電圧を、前記ループフィルタ回路に対して供給するように動作する手段と、

ダウンリンク遠隔測定送信の前記HOLD期間中に動作する手段であって、前記受信搬送波周波数信号と前記電圧制御発振器が発生した前記搬送波周波数の間の周波数の差から周波数補正電圧を発生させ、前記周波数補正電圧を前記電圧制御発振器の前記FM入力に印加して、前記電圧制御発振器が発生した前記搬送波周波数の自動周波数制御を提供する

50

よう動作する手段と、
をさらに備え、

前記容量性ループフィルタ回路の電圧は、ループフィルタ・コンデンサが前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に放電する時に、所定のレートで徐々に消失する傾向を持っており、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電して、前記ループフィルタ・コンデンサの放電を相殺するようにする再充電手段をさらに備える埋め込み可能医療デバイス。

【請求項9】

前記ループフィルタ回路と結合され、前記アップリンク遠隔測定送信期間の前記HOLD期間中に動作して、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数のドリフトを補償するように、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を変調する周波数補正電圧を前記電圧制御発振器のFM入力で生じて、それによって、前記電圧制御発振器が発生した搬送波周波数を、患者データの信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にする許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持する、電圧保持手段をさらに備える請求項8に記載の埋め込み可能医療デバイス。

10

【請求項10】

埋め込み可能医療デバイスを作製している間の前記容量性ループフィルタ回路を試験している間に観察される漏れレートから導出される再充電電流値をIMDメモリに格納する手段をさらに備え、

前記再充電手段は、前記再充電電流値をIMDメモリから探索し、前記再充電電流値を使用して、ある再充電電流値を生成し、前記ループフィルタ・コンデンサに印加して、それによって、前記ループフィルタ・コンデンサを再充電する請求項8に記載の埋め込み可能医療デバイス。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

〔発明の属する技術分野〕

本発明は、概して埋め込み可能医療デバイスの分野、より詳細には、埋め込み可能医療デバイス(IMD)遠隔測定(テレメトリ)送受信機用の低エネルギーアップリンクおよびダウンリンク遠隔測定制御に関する。

【0002】

〔従来の技術〕

現在、種々の動作モードでプログラム可能で、RF遠隔測定送信を用いて問合せ可能な各種のIMDが臨床埋め込み用に市販され、または提案されている。こうした医療デバイスは、埋め込み可能心臓ペースメーカ、カーディオパター/ディフィブリレータ、心筋刺激器、ペースメーカ/カーディオパター/ディフィブリレータ、薬剤デリバリシステム、心臓および他の生理モニタ、神経および筋肉刺激器、深部脳刺激器および人工内耳を含む電気刺激器、および心臓補助デバイスまたはポンプなどを含む。

30

【0003】

通常、IMDの治療送出および監視用のいくつかの動作モードおよびパラメータは、プログラミングおよび問合せコマンドの外部プログラマからのダウンリンク遠隔測定送信(本明細書において、「ダウンリンク遠隔測定データ」と呼ぶ)を用いて、非侵襲的な(すなわち、非外科的な)方法で一時的にまたは絶えず変更される。さらに、各種のリアルタイムでかつ格納された生理的/非生理的データ(本明細書でひとまとめにして「患者データ」と呼ぶ)は、ダウンリンク遠隔測定された問合せコマンドに回答してプログラマに対してIMDによりアップリンク遠隔測定される。

40

【0004】

発展して一般に使われるようになった遠隔測定送信システムは、現在、送信モードにおけるRF遠隔測定アンテナのLC回路での電流発振による低振幅磁界の発生、および受信モードにおける密な間隔で配置されたRF遠隔測定アンテナによって誘導される電流検知によっている。種々の遠隔測定送信および符号化フォーマットを用いた短い持続期間の搬送

50

波周波数バーストは、皮膚の上にあるプログラミングヘッド内のアンテナおよび送受信機回路と皮膚の下のIMDとの間で患者の皮膚を通して送信される。現行のMedtronic（登録商標）製品ラインにおいて、RF搬送波周波数は175kHzに設定され、IMDのRF遠隔測定アンテナは、通常、密封エンクロージャ内にあるフェライトコアのまわりを螺旋状ワイヤで巻かれている。密封エンクロージャはまた、通常、電池電源、ならびにIMDの動作および外部プログラミングヘッド内において外部印加磁界に応答するリードスイッチすなわちMAGNETを制御する回路を収容して、IMDによるダウンリンク遠隔測定送信の復号化およびIMDからのアップリンク遠隔測定の送信を可能にする。

【0005】

IMDからのアップリンク遠隔測定送信において、単にIMDの寿命を長くするために、できる限りIMD電池からの電流ドレインを制限するのが望ましい。技術が進歩するにつれて、IMDは、考えられるプログラム可能な動作モード、利用できる動作パラメータのメニューおよび増加する種々の生理的状态および電気信号を監視する機能が一層複雑になる。これらの複雑さは、プログラミングおよび問合せシステム、およびそれらを使う医療介護プロバイダにますます大きな要求を課す。したがって、デバイスの動作および監視機能が増すと、ますます増えるデータ量を、高い信頼性および高いスプリアス雑音イミュニティを持って、リアルタイムでまたは出来るかぎり短い送信時間で、送出できることが望ましい。さらに、プログラミングヘッドとIMDとの間の磁界結合の必要をなくし、セキュアなプログラミングおよび問合せが、IMDとプログラマアンテナの間のより遠い距離で起こることを可能にするのが望ましい。

【0006】

これらの事を考慮した結果として、セキュリティおよびデータ送信レートならびにIMDとプログラマアンテナの間の安全な動作距離を増やす多くのRF遠隔測定送信データ符号化方式がこれまで提案され、または現在使用されている。データ送信の容量を増やす一方法は、同一譲受人に譲渡された米国特許第5,861,019号、およびVillesca他によって1999年4月30日に提出された「Telemetry System for Implantable Medical Devices」についての同時係属中の米国特許出願第09/302,932号に記載されているように、RF搬送波周波数および有効送信チャンネルに割り当てられている帯域幅をMHz範囲を増やすことである。

【0007】

先に言及した175kHzのRF搬送波周波数は、比較的簡単な低電流消費L-Cタンク回路および切換え回路を使用して発生される。しかし、高周波RF発生器は、MHz範囲の高周波RF搬送波信号を発生する必要がある、IMD電池からの電流消費を不当に増加させることなく周波数ドリフトを防止するように発生器を注意深く制御する必要がある。

【0008】

同様の問題は、たとえば、米国特許第4,521,918号、第4,955,075号、第5,335,365号、第5,748,103号、第5,767,791号および第5,944,659号に記載されているように、FM送信および受信モードにおいて、特定のRF搬送波周波数で、または特定の割り当て周波数帯域内で動作する他の非IMD通信システムに存在する。通常、電池駆動式遠隔デバイス、たとえば、外部患者モニタまたはモバイル携帯電話は電池で駆動され、モニタの場合には周期的に、または、携帯電話の場合にはユーザが着呼に答えるかまたは発呼を開始する時に、遠隔のライン駆動された機器と通信する。電池駆動式モニタまたは携帯電話は、周波数シンセサイザを使用して、データまたは音声送信中にRF搬送波信号を発生し、周波数シンセサイザは、通常、電圧制御発振器(VCO)と、生成されたRF信号の周波数を調節する位同期ループ(PLL)回路とを備える。PLL回路は、基準周波数を使用するフィードバックパスで動作して、容量性ループフィルタ上で維持されるPLL制御電圧を生成する。そのPLL制御電圧はVCOの制御入力に印加され、VCOは制御電圧が生じたRF搬送波周波数で発振することで応答する。送信モードにおいて、RF搬送波周波数は、制御電圧上にデータまたは音声電圧を重ね合わせることによって周波数変調され、それによって、VCOが発生した搬

10

20

30

40

50

送波周波数を増減する。

【 0 0 0 9 】

P L L回路は電池エネルギーを消費する。そのため、P L L回路はしばしばV C Oを安定化するために動作するだけであり、したがって、先に言及した米国特許第 5 , 3 3 5 , 3 6 5号で提案されているように、データまたは音声送信中、またはスタンバイモード中はオフされる。さらに、先に言及した米国特許第 4 , 9 5 5 , 0 7 5号では、V C O周波数を安定化するために、R F搬送波周波数の受信中における、受信信号の自動周波数制御 (A F C)を使用することが提案されている。受信モードにおいて、V C O周波数は最初、P L L回路によって安定化され、次に、A F CがP L Lに代えられ、P L LはV C Oから切り離され、かつ/または電源をオフされる。

10

【 0 0 1 0 】

V C O電圧が許容可能な周波数許容誤差内に安定した後、送信モード中に、電源をP L L回路からはずすか、または電源をV C Oから切り離し、容量性ループフィルタに制御電圧を供給することもまた提案されている。しかし、ループフィルタが格納する制御電圧は、電流が漏れるために徐々に減衰する傾向を有しており、そのため、先に言及した米国特許第 4 , 5 2 1 , 9 1 8号に記載されているように、P L L回路を周期的に電力供給する、かつ/またはループフィルタおよびV C Oに再結合して、制御電圧を回復する必要がある。または、先に言及した米国特許第 5 , 3 3 5 , 3 6 5号に記載されているように、送信または受信モードで生成された制御電圧は、スタンバイモード中に格納され、マイクロコンピュータの制御下でフィードバックループを介して制御電圧を維持するために使用される。フィードバックループは、A / DおよびD / A変換器を使用し、送信または受信モード中は使用されない。その理由は、A / DおよびD / A変換器の使用によって、本質的に送信信号または受信信号に雑音が導入されると思われるからである。こうしたフィードバックループの回路もまた、I M Dハウジング内の限られた空間にピッタリ収まらねばならないR Fモジュールについての空間を消費する。

20

〔 発明が解決しようとする課題 〕

したがって、本発明の目的は、遠隔測定セッション中にI M D電池エネルギーを節約し、一方、I M Dと患者から離れた場所の外部プログラマとの間で必要とされるデータ送信レートを提供するのに必要とする高いR F搬送波周波数を発生することであり、また精度、安定性および患者の安全性のために規制当局が規定する標準を満たすことである。

30

〔 課題を解決するための手段 〕

本発明によれば、I M D動作システムのR F送受信機に使用される周波数シンセサイザは、V C O周波数がP L Lによって支配されるP L L L O C Kモード、およびP L Lが動作しないエネルギー節約H O L D (ホールド) モードで機能し、制御電圧の消失はアップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信中に補償される。

【 0 0 1 1 】

R F送受信機は、通常、遠隔測定セッションの開始を示す事象が起こるまで休止しており、パワーダウン状態であり、遠隔測定セッションは、連続したアップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信においてI M Dおよび外部プログラマを動作させることを含む。P L L回路は電力供給され、V C Oの制御電圧入力および出力と結合されて、アップリンク (送信) およびダウンリンク (受信) 遠隔測定送信期間の両方の初期L O C K (ロック) 期間中、容量性ループフィルタが格納する周波数制御電圧を生成する。V C Oはまた、周波数変調 (F M) 入力を有し、その入力は、患者データのアップリンク送信の間に搬送波周波数を変調するデータビット変調電圧を受信する。P L L回路は、制御電圧および得られたV C O搬送波周波数が十分に安定化された時に、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の両方の後続のH O L D期間中、V C Oおよびループフィルタから切り離され、低エネルギー状態に置かれる。

40

【 0 0 1 2 】

ダウンリンク遠隔測定送信のH O L D期間中に、V C Oが発生した搬送波信号および受信信号はミキシングされ、プログラマが変調し送信したR F信号の遠隔測定された情報が復

50

調される。AFCアルゴリズムが、ダウンリンク遠隔測定送信のHOLD期間中、イネーブル状態にされ、受信搬送波周波数の平均周波数とVCOが発生した搬送波周波数の周波数の差から周波数補正值を導出する。周波数補正值はVCOに印加され、VCO周波数許容誤差および制御電圧のループフィルタ・コンデンサ放電を補償して、それによって、VCOが発生した搬送波周波数を受信搬送波信号の平均搬送波周波数に近づくようにする。

【0013】

AFCアルゴリズムから導出された周波数補正值は、VCOのFM入力に印加される周波数補正電圧値に変換される。補正電圧値は、VCOによって、減っていくループフィルタ・コンデンサ電圧と効果的に合算され、VCOは、合算電圧に 응답してVCO搬送波周波数を発生させ、その結果、VCOが発生した搬送波信号は、ダウンリンク遠隔測定送信を受信している間、HOLD期間にわたって比較的一定のままとなる。連続して確定される各補正電圧値は、ループフィルタ・コンデンサに格納された制御電圧が放電するにつれて、時間とともに増加する。

10

【0014】

好ましくは、アップリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間の間での、VCOが発生した搬送波周波数のドリフトは、ダウンリンク遠隔測定送信の先行するHOLD期間中に生成された周波数補正值の使用によって補償される。ダウンリンク遠隔測定送信のHOLD期間中に、AFCアルゴリズムが周期的に生成した周波数補正值は、送信ドリフト補償回路によって処理される。格納された周波数補正值のデータセットは、それぞれ連続して探索され、補正電圧値に変換され、補正電圧値は、VCOのFM入力に印加されるデータ信号の変調電圧と合算される。この場合、補正電圧値と患者データ信号の変調電圧との合算（それが存在する時）は、VCOによって、減っていくループフィルタ・コンデンサ電圧と効果的に合算される。再び、VCOは、2つの入力に印加された合算電圧に 응답して、VCO搬送波周波数を発生させ、その結果、VCOが発生した搬送波信号は、アップリンク遠隔測定送信のHOLD期間にわたって比較的一定のままとなる。

20

【0015】

さらなる好ましい実施形態において、一定の再充電電流が再充電電流源によってループフィルタ・コンデンサに印加されて、各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間のLOCK期間およびHOLD期間の両方で、電圧放電が補償される。導出され、IMDメモリに格納される一定の再充電電流値は、必要とされる制御電圧に向けてループフィルタ・コンデンサを再充電する傾向があり、それによって、電流の漏れを補償する。本実施形態の一変形形態において、ダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中にAFCアルゴリズムが導出する補正電圧値の変化レートは、計算され、IMDメモリに一定再充電電流値として格納される。本実施形態の別の変形形態において、所定時間にわたるループフィルタ・コンデンサのコンデンサ放電レートは、IMDのアセンブリ後に測定され、再充電電流値がコンデンサ放電レートの関数として導出され、メモリに格納される。

30

【0016】

再充電電流源の比較的粗い再充電関数とAFCアルゴリズムがイネーブルし、ダウンリンクおよびアップリンク遠隔測定送信期間中に、それぞれリアルタイムで印加されるか、または、メモリから探索される精密な再充電関数とは一緒に使用されることが好ましい。

40

【0017】

本発明のこの概要、および本発明の目的、利点および特徴は、本明細書では単に、本発明が従来技術分野で提示された困難さを克服する方法のうちのいくつかを指摘するため、また本発明を従来技術と区別するために提示されたのであって、初めは特許出願書類中で提示されており、最終的に付与される請求項の解釈に制限を課すように働くことを意図していない。

【0018】

本発明のこれらのおよび他の利点および特徴は、添付図面と結びつけて考える時、本発明の好ましい実施形態の以下の詳細な説明を参照することによって、よりよく理解されるようになることが理解されるであろう。その図面において、同様の番号がついた参照数字は

50

、本発明の図面全てにわたって同様の部品を指す。

【実施例】

本発明は、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定能力を有する任意のIMDで実施することができる。現在、各種のIMDが臨床埋め込み用に市販され、または提案されている。こうした医療デバイスは、埋め込み可能心臓ペースメーカ、ならびにICD、ペースメーカ/カーディオバータ/ディフィブリレータ、薬剤デリバリポンプ、心筋刺激器、心臓および他の生理的モニタ、神経および筋肉刺激器、深部脳刺激器、人工内耳を含む電気刺激器、人工心臓などを含む。技術が進歩するにつれて、IMDは、考えられるプログラム可能な動作モード、利用できる動作パラメータのメニュー、および増加する種々の生理的状态および電気信号を監視する能力が一層複雑になり、その複雑さが、遠隔測定送信システムにますます大きな要求を課す。本発明は、同じ患者に埋め込まれた2個以上のIMDで実施して、IMD間の通信を可能にすることができることも意図される。

10

【0019】

図1は、本発明の一実施形態による、外部プログラマ26とIMD100、たとえば、ICD、血行動態モニタまたは心臓ペースメーカIPG(埋め込み可能パルス発生器)12および心内膜リード線14の間の双方向遠隔測定通信を示す。IPG12は、患者の皮膚または筋肉の下で患者10に埋め込まれ、通常皮膚表面に向く。IPG12は、当技術分野で知られているように、ペーシング/検知またはカーディオバージョン/ディフィブリレーションの電極、およびIPGコネクタに結合された少なくとも1つの心内膜リード線14のリード線導体(複数可)を通して、患者10の心臓18に電氣的に結合される。IPG12は、電池および電池駆動される動作システムを収容し、動作システムは、プログラムされた動作モードに従ってデバイス機能のタイミングをとり、デバイス機能を制御するためにマイクロコンピュータまたはデジタルステートマシーンを使用してもよい。IPG12内に収納された例示的な動作システムは、図3に示され、以下でさらに述べられる。IPG12が心臓ペーシング機能を提供する時、RAM内の動作システム・メモリレジスタは、動作システムが使用する種々のプログラムされ組み込まれた動作モードおよびパラメータ値を格納するのに使用される。メモリレジスタはまた、ダウンリンク送信された検索または問合せコマンドの受信によって遠隔測定出力するために、検知された心臓アクティビティから編集されたかつ/または、デバイス動作履歴に関する患者データまたは検知された生理的パラメータを格納するのに使用される。動作システムはまた、心臓信号を検出する検知増幅器、ペーシングパルスを中心18の少なくとも1つの心臓室(heart chamber)に送出するパルス生成出力回路を含み、任意選択で、患者アクティビティセンサ、または心拍出量に対する必要を検知し、従来技術でよく知られている方法でそれに応じてペーシングパラメータを調節するための他の生理的センサを含む。IPG12がICDである時、IPGは、1つまたは複数のハイパワーカーディオバージョン/ディフィブリレーション出力コンデンサ、病理学的不整脈および/または非病理学的不整脈を検出し、互いを見分け、他の機能を提供するための、検知増幅器に結合された電子回路、出力コンデンサ(複数可)を電池電圧からより高い電圧に充電する高電圧電子充電回路、および出力コンデンサ(複数可)上に蓄積した電荷を、カーディオバージョン/ディフィブリレーションを通して放出する(dumping)電子切換え回路を含む。こうしたペーシングまたはICDのIPG12は、同一譲受人に譲渡された米国特許第5,626,620号または第5,931,857号にそれぞれ詳細に記載されている。

20

30

40

【0020】

IPG動作システムはまた、遠隔測定回路および遠隔測定アンテナ28を含み、遠隔測定アンテナは、先に言及した米国特許第5,861,019号に記載される表面実装アンテナまたはIPGコネクタ内に収容されるか、またはコネクタに取り付けられるアンテナの形態をとることができる。IPGのサイズを小さくし、一方で、機能面の能力を向上させ、電池生命を長くして、寿命を増やすことが望ましい。本発明によれば、いくつかの送受信機回路の電流消費が減る。このことを本文脈で述べるための背景として、IPG遠隔測定システムおよび機能を以下でまず述べる。説明の便宜上、RFダウンリンク遠隔測定(

50

D T) 送信 2 2 およびアップリンク遠隔測定 (U T) 送信 2 0 を用いて、好ましい実施形態が以下で述べられる。「遠隔測定器」、「遠隔測定送信」という用語およびこれと同様なものは、I P G と任意の外部モニタリングデバイスまたはプログラマ 2 6 の間で、U T 方向および D T 方向にそれぞれ通信し、患者データおよびダウンリンク遠隔測定データを伝達する任意のアクションおよび方法を包含することを意図する。

【 0 0 2 1 】

ダウンリンク遠隔測定データパケットおよび患者データパケットは、I P G 1 2 の中またはその上またはその表面から延びる I P G R F 遠隔測定アンテナ 2 8 と外部プログラマ 2 6 と連結された外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 の間で送信される。4 0 2 ~ 4 0 5 M H z の範囲の高周波搬送波信号が使用されること、および外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 が I P G 1 2 を着けた患者の皮膚に近接していることが必要とされないことが好ましい。その代わりに、外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 は、患者 1 0 からある距離、たとえば、約 2 ~ 5 メートル離れた外部プログラマのケース上にあることができる。たとえば、外部プログラマ 2 6 および外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 は、たとえば、先に言及した米国特許第 5 , 8 6 1 , 0 1 9 号および同一譲受人に譲渡された米国特許第 5 , 6 8 3 , 4 3 2 号および第 5 , 8 4 3 , 1 3 9 号に記載するように、患者 1 0 から数メートル程度離れたスタンド上にあってもよい。さらに、患者 1 0 は、リアルタイム E C G または生理的パラメータのアップリンク遠隔測定問合せ中に、活動状態であってもよいし、トレッドミルまたはそれと同様なものの上で運動しているかもしれない。プログラマ 2 6 はまた、こうした I P G と共に選択的に使用するために、従来のフェライトコア、ワイヤコイル、従来技術の R F 遠隔測定アンテナを使用する、したがって、従来のプログラマ R F ヘッドおよび関連ソフトウェアを有する現行の I P G を一般にプログラムするように考えられている。

【 0 0 2 2 】

アップリンク遠隔測定送信 2 0 において、外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 は遠隔測定受信機アンテナとして動作し、I P G R F 遠隔測定アンテナ 2 8 は遠隔測定送信機アンテナとして動作する。逆に、ダウンリンク遠隔測定送信 2 2 において、外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 は遠隔測定送信機アンテナとして動作し、I P G R F 遠隔測定アンテナ 2 8 は遠隔測定受信機アンテナとして動作する。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、図 1 の外部プログラマ 2 6 および I P G 1 2 のある遠隔測定送信の機能ブロック図を示す。プログラマ 2 6 内の外部 R F 遠隔測定アンテナ 2 4 は、遠隔測定送信機 3 2 および遠隔測定受信機 3 4 を備える遠隔測定送受信機に結合される。プログラマ遠隔測定送信機 3 2 および遠隔測定受信機 3 4 は、たとえば、先に言及した米国特許第 5 , 8 4 3 , 1 3 9 号に記載されているように、マイクロコンピュータおよびソフトウェアの制御下で動作する制御回路およびレジスタに結合される。同様に、I P G 1 2 内で、I P G R F 遠隔測定アンテナ 2 8 は、図 3 および図 4 を参照して以下でさらに述べられる遠隔測定送信機 4 2 および遠隔測定受信機 4 4 を備える遠隔測定送受信機に結合される。

【 0 0 2 4 】

アップリンク遠隔測定送信 2 0 において、遠隔測定された患者データは、遠隔測定フォーマットのうちの任意のフォーマットに符号化されてよい。以下に述べる特定の例において、データ符号化またはデータ変調は、たとえば、搬送波周波数の周波数シフトキーイング (F S K) 変調の形態である。アップリンク遠隔測定送信 2 0 を開始すると、外部プログラマ 2 6 内の遠隔測定送信機 3 2 は、ユーザ入力に応答してイネーブル状態にされて、ダウンリンク遠隔測定送信 2 2 に問合せ (I N T E R R O G A T E) コマンドを生成する。問合せコマンドは、受信機 4 4 で受信され、復調され、I M D 中央処理ユニット (C P U) 、たとえば、マイクロコンピュータ (図示せず) の入力に印加される。I M D マイクロコンピュータは、符号化されたアップリンク遠隔測定送信 2 0 を生成させる送信機 4 2 に要求された患者データを転送することで応答する。

【 0 0 2 5 】

アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信 2 0 および 2 2 は遠隔測定プロトコルに従

10

20

30

40

50

い、遠隔測定プロトコルは、それぞれがFSK変調されたデータビットのビットストリームを含むダウンリンク遠隔測定データパケットおよび患者データパケットを処方に従って作成し、送信し、復調する。データパケットは、プリアンプル、データおよびエラー検査用データビットを有するFSKデータビットストリームから作成される。402MHzと405MHzとの間の300kHz帯に中心を持つ搬送波周波数は、周波数変調される、すなわち、周波数シフトアップされて、データビット「1」を表すか、または、周波数シフトダウンされて、データビット「0」を表す。各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信20および22は、各アップリンク遠隔測定送信期間およびダウンリンク遠隔測定送信期間中に起こる。

【0026】

図3は、治療の送出および/または生理的入力信号処理を可能にする、患者の体10に埋め込まれた例示的なIMD100のシステム・アーキテクチャを示す。通常のIMD100は、マイクロコンピュータ準拠のIMD制御およびタイミングシステム102について構築されるシステム・アーキテクチャを有しており、そのシステムは、システムに組み込まれるタイプおよび機能上の特徴によって、精巧さおよび複雑さが変わる。マイクロコンピュータ準拠のIMD制御およびタイミングシステム102の機能は、ファームウェア、ならびにRAMならびにPROMおよびEEPROMを含むROMに格納されたプログラムされたソフトウェア・アルゴリズムによって制御され、通常のマイクロプロセッサコア・アーキテクチャのCPU、ALUなどを用いて実行される。マイクロコンピュータ準拠の制御およびタイミングシステム102はまた、当技術分野でよく知られているように、ウォッチドッグ回路、DMAコントローラ、ブロックムーバ/リーダー、CRC計算器、ならびにオンチップデータバス、アドレスバス、電源ライン、クロックラインおよびバスまたはツリーの制御信号ラインによって一緒に結合された他の特定ロジック回路を含んでもよい。IMD100の制御およびタイミングを、プログラムされたマイクロコンピュータではなく、専用回路ハードウェアまたはステートマシンロジックで行なうことができることが理解されるであろう。

【0027】

IMD100は、通常、患者の体10における特定の部位にあるセンサまたは電極から信号を受信するための、かつ/または、治療を患者の体10の部位へ送出するための患者インタフェース回路104を含む。通常の患者インタフェース回路104は、したがって、治療デリバリシステム106および生理的入力信号処理回路108または単にいずれか一方を備える。

【0028】

治療デリバリシステム106は、電気刺激、たとえば、カーディオバージョン/ディフィブリレーション・ショック、および/または、心臓に送出される心臓ペーシングパルス、または、脳、他の器官、選択された神経、脊柱、蝸牛、または心臓の周りを包む骨格筋を含む筋肉群に送出される他の電気刺激を体に送出するように構成することができる。または、治療デリバリシステム106は、治療的処置のために器官内に、または、苦痛の軽減のために脊柱に薬剤を送出する薬剤ポンプとして構成することができる。または、治療デリバリシステム106は、心臓埋め込み手術を待つ患者に埋め込まれた埋め込み可能心臓補助デバイスまたはポンプを作動させるように構成することができる。

【0029】

これらの治療デリバリIMDのほとんどはまた、生理的入力信号処理回路108を有しており、処理回路は生理的信号を処理し、生理的信号は、治療デリバリをトリガーするかまたは調節するのに使用され、上述したように後で検索するために生理的信号データとして格納されることは理解されよう。生理的入力信号処理回路108は、IMD100のハウジング上かまたは中の、あるいは、IMDハウジングから離れた部位に位置する、通常、細長いリード線の遠位部の電気信号検知電極および/または生理的センサに結合される。ハウジングの外にあるセンサまたは電極は、ハウジング壁を通して延びるフィードスルー用のフィードスルーピンに導体によって結合される。いくつかの生理的センサまたは検知

10

20

30

40

50

電極は、コネクタアセンブリに取り付けることができ、その結果、導体は非常に短くなる。しかし、通常、導体は、遠隔に位置する生理的センサおよび検知電極へ延びるリード線の細長い導体を含む。

【0030】

IMD 100は、治療デリバリシステム106の無い埋め込み可能心臓モニタ、たとえば、同一譲受人に譲渡された米国特許第5,331,966号およびPCT公開WO 98/02209に記載される、心臓から遠く離れた電極からの心臓電位図を記録する埋め込み可能EGMモニタを備えてもよい。または、IMD 100は、心臓電位図および他の生理的センサによって導出された信号、たとえば、血圧、血液ガス、温度、心臓および/または胸部の電気インピーダンス、ならびに、患者アクティビティのうちの1つまたは複数
10
を記録する埋め込み可能血行動態モニタ(IHM)を備えてもよい。間隔を空けたハウジングEGM電極を有するMedtronic(登録商標)REVEAL(登録商標)挿入可能ループ記録器は前者の例であり、同一譲受人に譲渡された米国特許第5,564,434号に記載されているタイプの容量性圧力および温度検知リード線およびEGM検知電極と結合されたMedtronic(登録商標)CHRONICLE(登録商標)IHMは後者の例である。

【0031】

これらは、単に、IMD 100、治療デリバリシステム106および治療デリバリおよび/またはモニタリングのための生理的入力信号処理回路108の例示的な構成である。全
20
ての場合に、マイクロコンピュータ準拠の制御およびタイミングシステム102が、適当な、プログラム可能な動作アルゴリズムを使用して、全動作機能を支配する。図1はまた、これらの治療デリバリおよび/またはモニタリング構成の任意の構成における、IMD 100に共通する他の通常の構成要素を示す。

【0032】

全ての現在のIMDは、電気エネルギー源に依存して、IMD 100の回路を含むIMD動作システムに電源供給し、任意の電気機械デバイス、たとえば物質デリバリIMDのバルブ、ポンプなどに電源供給するか、ICDショック発生器、心臓ペーシングパルス発生器、または他の電気刺激発生器の電気刺激エネルギーを供給する。通常のエネルギー源は、パワー・オン・リセット(POR)機能を有する電源供給/POR回路126と結合した高エネルギー密度の低電圧電池136である。電源供給/POR回路126は、1つまた
30
は複数の低電圧電源V_{Io}、POR信号、1つまたは複数のV_{REF}電源、電流源、選択性置換インジケータ(ERI)信号、および、ICDの場合、治療デリバリシステム106への高電圧電源V_{hi}を提供する。これらの電圧および信号の従来相互接続の全てが図1に示されているわけではない。

【0033】

さらに、いくつかのIMDにおいて、患者警報ドライバ118によって駆動されると、トランスジューサ128が、可聴の患者警報の通告またはメッセージを生成して、デバイスの動作、電池電力レベルまたは監視された患者の状態について知らせるようにする。ICDにおいて、患者は、悪性頻脈性不整脈の検出およびカーディオバージョン/ディフィブリレーション・ショックの差し迫ったデリバリを通告されて、患者がデリバリの前に安静
40
位置を取ることを可能にする。

【0034】

実質的に全ての現行の電子IMD回路は、クロック動作するCMOSデジタルロジックICを使用しており、ICは、圧電結晶132および圧電結晶に結合したシステムクロック122が供給するクロック信号CLKを必要とする。図1において、システムクロック122が生成する各CLK信号は、クロックツリー138を介して全ての適用可能なクロック動作するロジックに送られる。システムクロック122は、電池動作電圧範囲にわたって電池電圧とは無関係である1つまたは複数の一定周波数CLK信号を、システムタイミングおよび制御回路に対して、またアップリンク遠隔測定信号送信を遠隔測定信号I/O回路124においてフォーマットする時に供給する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

I M D 1 0 0 において、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定機能が設けられて、図 1 および図 2 に関して先に述べたように、遠隔にある外部医療デバイスか、患者の体の上にあるより近位の医療デバイスか、または患者の体の中の別の I M D のいずれかと通信することが可能になる。

【 0 0 3 6 】

R A M レジスタは、ダウンリンク遠隔測定送信を介して検索指令または問合せ指令を受信する時にアップリンク遠隔測定送信するために、検知された心臓アクティビティまたは検知された生理的パラメータから編集された生理的患者データおよびデバイス動作履歴に関する非生理的患者データを含む患者データを格納するのに使用することができる。こうした患者データの格納をトリガーする基準もまた、ダウンリンク遠隔測定送信された指令およびパラメータ値を介してプログラムしてもよい。生理的データの格納は、周期的にか、生理的入力信号処理回路 1 0 8 内の検出口ジックによって所定のプログラムされ組み込まれた事象検出基準を満たすようにか、のいずれかでトリガーされる。ある場合には、I M D 1 0 0 は、磁界に应答して閉じる磁界敏感型スイッチ 1 3 0 を含み、閉じることによって、磁界スイッチ回路が、磁石モードで应答するスイッチ閉成 (S C) 信号を制御およびタイミングシステム 1 0 2 に出す。たとえば、患者が所定の症候を感じる時に、スイッチ 1 3 0 を閉じて、制御およびタイミングシステムが治療を送出する、かつ/または、生理的エピソードデータを格納するようにするために、皮下に埋め込まれた I M D 1 0 0 上で利用することができる磁石を患者が装着してよい。いずれの場合においても、事象関連データ、たとえば、年月日と時刻は、後で始動される遠隔測定セッションにおけるアップリンク遠隔測定のために、格納されている、周期的に収集されるかまたは患者が始動させる生理的データと共に格納してもよい。

【 0 0 3 7 】

さらに、リアルタイムで生成された生理的患者データは、ダウンリンク遠隔測定された問合せコマンドに应答して、I M D 1 0 0 から外部プログラマまたは他の遠隔医療デバイス 2 6 へアップリンク R F 遠隔測定法によって送信することができる。リアルタイム生理的データは、通常、リアルタイムサンプリングされた信号レベル、たとえば、心臓内電位図振幅値およびセンサ出力信号を含む。

【 0 0 3 8 】

I M D 1 0 0 から外部プログラマまたは他の遠隔医療デバイス 2 6 へアップリンク R F 遠隔測定法によって送信できる非生理的患者データは、現在のプログラムされたデバイス動作モードおよびパラメータ値、電池状態、デバイス I D、患者 I D、埋め込み日時、デバイスプログラミング履歴、リアルタイム事象マーカ、およびそれと同様なものを含む。埋め込み可能ペースメーカおよび I C D において、こうした非生理的患者データは、プログラムされた検知増幅器感度、ペーシングまたはカーディオバージョン・パルス振幅、エネルギー、およびパルス幅、ペーシングまたはカーディオバージョン・リード線インピーダンス、および蓄積されたデバイス性能に関する統計量、たとえば、検出された不整脈エピソードおよび与えられた治療に関するデータを含む。

【 0 0 3 9 】

本発明によれば、こうした I M D が生成した患者データのアップリンク遠隔測定送信、およびプログラミングおよび問合せコマンドのダウンリンク遠隔測定送信において費やされる電池エネルギーは、図 5 の状態図に従って動作する、図 4 に示す遠隔測定送受信機 1 2 4 を用いて保持される。各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間は、初期 L O C K 期間および後続の H O L D 期間に分けられる。プログラミング/問合せコマンドは、各ダウンリンク遠隔測定送信の後続の H O L D 期間の開始後および H O L D 期間中に受信される。同様に、符号化された患者データ (P A T I E N T D A T A) パケットは、各アップリンク遠隔測定送信の後続の H O L D 期間の開始後および H O L D 期間中に送信機 2 3 0 によって送信される。

【 0 0 4 0 】

遠隔測定送受信機 1 2 4 は、プロトコルに従って動作するのが好ましく、そのプロトコルによって、タイミングおよび制御信号は、患者データがアップリンク遠隔測定送信中に送信され、ダウンリンク遠隔測定データがダウンリンク遠隔測定送信中に受信されるように供給される。本発明に関連するタイミングおよび制御信号は、制御およびタイミングシステムによって適当な時刻に生成された、送信 (TRANSMIT) イネーブル信号、LOCK/HOLD 状態信号、および受信 (RECEIVE) イネーブル信号を含み、それらの信号は、送受信機 1 2 4 内に常駐しているか、またはタイミングシステムおよび制御 1 0 2 から受信することができる。

【 0 0 4 1 】

送信制御信号は、送信機 2 3 0 が、FSK 変調された患者データパケットを送信することを可能にし、送信機 2 3 0 の出力をスイッチ 2 4 0 を通してアンテナ 2 8 に結合させる。好ましい一実施形態において、送信制御信号はまた、D/A 変換器 2 3 8 が、アップリンク遠隔測定送信期間の HOLD 期間中に、送信ドリフト補償回路 2 5 0 から、AFC が導出した格納された再充電データを受信することを可能にする。D/A 変換器は、以下でさらに述べるように、アナログ制御電圧を VCO 2 0 4 の FM 入力に供給することで応答して、ライン 2 0 6 上の VCO 搬送波周波数出力に対して微調整を行なう。

【 0 0 4 2 】

受信 (RECEIVE) 制御信号は、スイッチ 2 4 0 を通してアンテナ 2 8 を受信機 2 3 2 の入力に結合し、受信機 2 3 2 がダウンリンク送信され FSK 変調されたコマンドデータパケットを受信するのを可能にし、ダウンリンク遠隔測定送信期間の後続の HOLD 期間中に AFC アルゴリズムの動作を可能にする。AFC アルゴリズムは、デジタルロジック、ファームウェアまたはソフトウェアで具体化することができ、説明の便宜上、本明細書では、AFC アルゴリズム回路 2 3 6 によって実行されているとみなされる。AFC アルゴリズム回路 2 3 6 が生成した R x AFC によって導出された再充電データ (R x AFC RECHARGE DATA) は、ダウンリンク遠隔測定送信期間の HOLD 期間中に、D/A 変換器 2 3 8 の R x 入力に送られる。受信制御信号はまた、以下でさらに述べるように、D/A 変換器に印加されて、D/A 変換器が、アナログ制御電圧を VCO 2 0 4 の FM 入力に供給することを可能にして、ライン 2 0 6 上の VCO 搬送波周波数出力に対して微調整を行なう。

【 0 0 4 3 】

LOCK/HOLD 制御信号は、ダウンリンクおよびアップリンク遠隔測定送信期間の両方について、LOCK 期間中、ハイ (論理「1」) で、HOLD 期間中、ロー (論理「0」) であり、印加されて、スイッチ 2 1 6 および 2 1 8 を閉じるかまたは開き、AFC アルゴリズム回路 2 3 2 および D/A 変換器 2 3 6 をイネーブル (付勢) 状態またはディセーブル (消勢) 状態にする。

【 0 0 4 4 】

搬送波周波数を生成し、搬送波周波数を、アップリンク遠隔測定送信期間中に送信機 2 3 0 に、ダウンリンク遠隔測定送信期間中に受信機 2 3 2 に印加する必要がある。周波数シンセサイザ 2 0 0 は PLL 回路 2 0 2 を備え、VCO 2 0 4 は、各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の初期 LOCK 期間中に VCO ライン 2 0 6 上に搬送波周波数を発生する。PLL 回路 2 0 2 は、VCO 2 0 4 による搬送波周波数出力を安定化する時に大きなエネルギー消費レートで電池電流を引き出す。

【 0 0 4 5 】

VCO 2 0 4 は、ループフィルタ回路 2 1 4 に格納され、VCO IN に印加される制御電圧によって VCO 出力ライン 2 0 6 の公称局所搬送波周波数を制御するための電圧入力 VCO IN を有する。アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の初期期間または LOCK 期間は、スイッチ 2 1 6 および 2 1 8 が LOCK/HOLD 制御信号によって閉じられる時に始まる。PLL 回路 2 0 2 は、先に言及した米国特許第 5, 3 3 5, 3 6 5 号に記載される従来タイプのものであり、たとえば、1/N 周波数分周器 2 0 8、位相検出器 2 1 0、およびスイッチ 2 1 8 と容量性ループフィルタ 2 1 4 の間で結合された

10

20

30

40

50

チャージポンプ212を備える。PLL回路202は、ライン206上のVCO出力搬送波周波数、1/N周波数分周器208に対するプログラムされた値「N」および基準周波数を使用して動作する。基準周波数は、50kHzであるのが好ましく、周波数標準回路244によってシステムクロック122のCLK信号から得られ、周波数分周器245で分周される。

【0046】

LOCK/HOLDコマンドは、遠隔測定が利用できる時に制御およびタイミングシステム102から供給される。LOCK/HOLD信号はスイッチ216および218を閉じて、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の初期期間またはLOCK期間中に、50kHz基準周波数およびVCO204が発生した搬送波周波数をPLL回路202に印加する。次に、LOCK/HOLD信号はスイッチ216および218を開いて、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の後続期間またはHOLD期間中に、PLL回路202からこれらの信号を切り離す。別法としてまたは付加的に、PLL回路202の構成要素の1つまたは複数、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中パワーダウン状態にされてもよい。

10

【0047】

したがって、各LOCK期間中、位相検出器210は、50kHz基準周波数および1/N回路208において「N」で分周された搬送波周波数を受信し、2つの入力信号の間の位相差にตอบสนองして、チャージポンプ制御信号をチャージポンプ212に供給する。チャージポンプ212は、ループフィルタ回路214のループフィルタ・コンデンサをVCOIN電圧に充電または充放電することによって、チャージポンプ制御信号の大きさにตอบสนองする。チャージポンプ制御信号は、VCOIN電圧が、VCO204が公称局所搬送波周波数で発振させられるのに十分な電圧に達するにつれて減少する。

20

【0048】

LOCK/HOLD制御信号は、LOCK期間がタイマによってタイムアウトになった後か、または、VCOが発生した搬送波周波数が、公称搬送波周波数から許容される周波数許容誤差内に安定化された時に状態を変える。アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の後続期間またはHOLD期間は、LOCK/HOLD制御信号の状態の変化で始まる。LOCK/HOLD制御信号の状態の変化によってスイッチ216および218が開き、電源もまたPLLブロックのいくつかからはずされてもよい。

30

【0049】

患者データのアップリンク遠隔測定送信は、LOCK/HOLD制御信号の状態の変化に続いて始まり、アップリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中に終了する。患者データのアップリンク遠隔測定送信中、FSK変調器220は、VCO204のFM入力に印加される患者データの、各「1」または「0」データビットにそれぞれ対応するFSK入力信号値を生成する。FSK入力信号は、VCOがตอบสนองする全電圧を増減するために、VCOIN電圧と効果的に合算される電圧である。VCO204は、公称搬送波周波数に対して搬送波周波数を増減することで、FM入力のFSK入力信号電圧の合算値およびVCOIN電圧にตอบสนองする。そうでなければ、増減はVCOINの制御電圧によって行なわれるだけである。こうして、VCOが発生した搬送波周波数は、周波数シフトして、各「1」または「0」の2値データビットを反映する。変調された搬送波周波数は、送信機230に印加され、送信機230はT/Rスイッチ240およびアンテナ28を通して変調周波数を送信する。

40

【0050】

ダウンリンク遠隔測定送信は、LOCK/HOLD制御信号の状態の変化に続いて受信され、ダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中に終了する。受信機232は、受信制御信号によってイネーブル状態にされて、スイッチ240を通して、ダウンリンク送信されFSK変調された搬送波周波数およびライン206上のVCOが発生した搬送波周波数出力を受信する。スイッチ240を通したダウンリンク送信されFSK変調された搬送波周波数とライン206上のVCOが発生した搬送波周波数出力の間のある瞬間の周波数

50

差が、受信機 2 3 2 で測定され、差は、復調器 2 3 4 および A F C アルゴリズム回路 2 3 6 に印加される。ある瞬間の周波数差は、ダウンリンク送信され F S K 変調された搬送波周波数を持つ搬送波周波数の F S K 変調を反映するようにデータビットレートを変え、データビットは、復調器 2 3 4 によって復調される。それによって、各データパケットにダウンリンク遠隔測定データを含むデータビットストリームが復調器 2 3 4 から出力され、制御およびタイミングシステム 1 0 2 に供給される。

【 0 0 5 1 】

ループフィルタ回路 2 1 4 のコンデンサに格納された制御電圧は、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の L O C K 期間に確定されるが、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の後続の H O L D 期間中に、コンデンサが徐々に放電するにつれて消失する傾向があり、チャージポンプ 2 1 2 によって再充電されない。したがって、V C O 2 0 4 がライン 2 0 6 上に発生した搬送波周波数は、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の L O C K 期間中に確定された公称搬送波周波数からドリフトする傾向があり、それによって、送信および受信精度が悪くなる。

10

【 0 0 5 2 】

さらに、製造業者で生じるかまたは徐々に発生する所定電圧が V C O I N に印加された時に、V C O が発振することを意図されている、公称搬送波周波数からの偏差が存在する可能性がある。ループフィルタ・コンデンサが L O C K 期間中に充電される時、V C O 搬送波周波数を、たとえば、送信される搬送波周波数の、 $\pm 1, 0 0 0$ H z の公称許容誤差内に維持することが望ましい。しかし、V C O 搬送波周波数とダウンリンク送信された搬送波周波数との間の実際の周波数偏差は許容誤差を超える可能性がある。

20

【 0 0 5 3 】

本発明の一態様によれば、ループフィルタ 2 1 4 のループフィルタ・コンデンサが格納する電圧は、漏れ補償回路 2 4 2 が供給する再充電電流によって維持される。漏れ補償回路 2 4 2 は、各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の L O C K 期間および H O L D 期間の両方で、常にイネーブル状態にされて、再充電 (R E C H A R G E) 電流を供給する。この電流は、H O L D 期間中に、V C O 2 0 4 が発生する搬送波周波数を、許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持して、信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信を可能にするのに役立つ。再充電電流は、漏れ補償回路 2 4 2 によって、制御およびタイミングシステム 1 0 2 内のメモリに格納された再充電データ (R E C H A R G E D A T A) から導出される。再充電データは、I M D メモリにおいて、I M D を作製している間の容量性ループフィルタの試験中に観察される漏れレートから導出される。再充電データは、デジタル化され、制御およびタイミングシステム 1 0 2 の R A M 内の専用レジスタに格納され、漏れ補償回路 2 4 2 によって検索され、使用されて、再充電電流を生成し、印加して、上記ループフィルタ・コンデンサを再充電する。

30

【 0 0 5 4 】

しかし、アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信期間の H O L D 期間中に搬送波周波数のいっそう正確な、すなわちより細かい制御を実現するのが望ましい。本発明のさらなる態様によれば、A F C アルゴリズム回路 2 3 6 は、各ダウンリンク遠隔測定送信期間の H O L D 期間中に L O C K / H O L D および受信制御信号の状態によってイネーブル状態にされる。A F C アルゴリズム回路 2 3 6 は、デジタルロジックの A F C アルゴリズムを具現化する。A F C アルゴリズム回路 2 3 6 は、受信機回路 2 3 2 の出力をサンプリングし、2 つ以上の F S K 変調期間にわたって周波数差の移動平均を求めて、ダウンリンク遠隔測定された搬送波周波数信号の F S K 変調を平均化して出力する。次に、A F C アルゴリズムは、サンプルについてデジタル化した A F C 補正值を生成し、一連のこうしたデジタル化した A F C 補正值が、ダウンリンク遠隔測定送信期間の H O L D 期間にわたって生成される。デジタル化したそれぞれの A F C 補正值は、受信されかつ V C O が発生した一定期間にわたって平均化した搬送波周波数のそれぞれの間のサンプリングされた周波数差に関連する。各 A F C 補正值は補正電圧を表し、補正電圧は、V C O 2 0 4 の F M 入力に印加されると、V C O 2 0 4 が周波数を変え、周波数差を減らすようにさせる。

40

50

【 0 0 5 5 】

ダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中、AFCアルゴリズム回路236が生成したデジタル化したそれぞれのAFC補正值は、リアルタイムでD/A変換器238の入力に印加される。D/A変換器238は、受信制御信号およびLOCK/HOLD制御信号によってイネーブル状態にされて、リアルタイムで生成されデジタル化されたそれぞれのAFC補正值を補正電圧に変換する。補正電圧は、デジタル化された次の適時のAFC補正值がAFCアルゴリズム回路236から受信されるまで、VCO204のFM入力に印加される。この場合、D/A変換器238からの補正電圧は、VCOIN電圧と有効に合算されて、VCO204が応答する全電圧を増減する。

【 0 0 5 6 】

図6は、VCO204の周波数調整がどのようにして、 t_0 で始まるダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中に起こるかを示す。時刻 t_0 において、VCOが発生した搬送波周波数とダウンリンク遠隔測定送信された搬送波周波数の間の偏差は、生ずる可能性のあるVCOによる公称搬送波周波数からの上述した偏差のために比較的大きい可能性がある。したがって、AFCアルゴリズムが生成するAFC補正值は、最初はかなり大きい可能性があり、期間 $t_0 \sim t_1$ にわたる周波数の変化は、周波数差をゼロに減らすように行なわれる調整を反映する。次に、ループフィルタ・コンデンサのゆっくりした放電が始まって、VCOが発生した搬送波周波数に影響を与える。したがって、VCOが発生した搬送波周波数をダウンリンク遠隔測定送信された搬送波周波数の平均値にそろえさせるのに必要な周波数調整は、 t_1 の後では、図6に示すように、大きさを増やす傾向がある。

【 0 0 5 7 】

ダウンリンク遠隔測定送信期間のHOLD期間中、時刻 t_1 以降では、AFCアルゴリズムが生成したデジタル化されたAFC補正值のデータセットのそれぞれのAFC補正值は、送信ドリフト補償回路250で処理される。アップリンク遠隔測定送信中、VCOが発生した搬送波周波数をダウンリンク遠隔測定送信された搬送波周波数の平均値にそろえさせるのに必要な周波数調整の傾斜が求められ、デジタル化されたさらなる補正值が求められ、D/A変換器238の入力に印加される。D/A変換器238は、送信制御信号およびLOCK/HOLD制御信号によってイネーブル状態にされて、各補正值を補正電圧に変換する。補正電圧は、デジタル化された次の適時の補正值が印加されるまで、VCO204のFM入力に印加される。この場合、D/A変換器238からの補正電圧およびFM変調器220からのFSK入力信号はFM入力内で合算され、次に、合算された電圧はVCOIN電圧と有効に合算されて、VCO204が応答する全電圧を増減する。VCO204は、FSK入力信号電圧、補正電圧、およびVCOIN電圧の合算値に应答して、VCO出力搬送波周波数を許容可能な許容誤差内に的確に維持し、一方、VCO出力搬送波周波数の的確なFSK変調を維持して、各「1」または「0」の2値データビットを反映する。このことによって、VCO204が発生した搬送波周波数を許容可能な周波数偏差の許容誤差内に維持することを可能にし、それによって、VCO204のFM入力に印加される患者データの、信頼性のあるアップリンク遠隔測定送信が可能になる。

【 0 0 5 8 】

図5に戻ると、図5は、上述の動作状態、および、通常、遠隔測定セッションがダウンリンク遠隔測定送信の1つまたは複数のシーケンスとそれに続くアップリンク遠隔測定送信を含むような状態間の遷移を示す。遠隔測定セッションの終了前の、または終了に続くアイドル(IDLE)状態において、受信制御信号、送信制御信号、およびLOCK/HOLD制御信号はロジック・ローであり、周波数シンセサイザ200はライン206上に搬送波周波数を生成せず、漏れ補償回路242はエネルギーを下げられる。LOCK/HOLDおよび受信制御信号がハイになると、アイドル状態からRxPLLLOCK状態への状態遷移「A」が起こり、その状態の中で、漏れ補償回路242が動作し、VCO204およびPLL回路202が結合され、周波数シンセサイザ200が上述したように動作し始める。RxPLLLOCK状態は、上述したように、VCO出力搬送波周波数が安定化されるまで、ループ「B」に維持される。次に、LOCK/HOLD制御信号がロー

10

20

30

40

50

になると、状態遷移「C」を通過してRx HOLD状態に入り、AFCアルゴリズムが始まって、リアルタイムAFC補正值がD/A変換器238に供給される。Rx HOLD状態は、受信制御信号がローになるまで、ループ「D」を介してHOLD期間の持続期間の間続く。

【0059】

次に、送信制御信号がハイになり、LOCK/HOLD制御信号が再びハイになり、それによって、Tx PLL LOCK状態への状態遷移「E」を引き起こす。再び、漏れ補償回路242が動作し、VCO204およびPLL回路202が結合され、周波数シンセサイザ200が上述したように動作し始める。Tx PLL LOCK状態は、上述したように、VCO出力搬送波周波数が安定化されるまで、ループ「F」に維持される。次に、LOCK/HOLD制御信号がローになると、上述したように、状態遷移「G」を通過してTx HOLD状態に入り、D/A変換器238が格納されたAFC補正值を受信して、ドリフト補償がVCO204のFM入力に供給される。ドリフト補償を有するTx HOLD状態は、送信制御信号がローになるまで、ループ「H」を介してHOLD期間の持続期間の間続く。

10

【0060】

次に、遷移「I」が起こり、Rx PLL LOCK状態に戻って、全てが終了するまで、遠隔測定セッションの各アップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信の状態変化を繰り返す。そして、アイドル状態への最終遷移「J」が起こる。アイドル状態ループ「J」は、次のダウンリンク遠隔測定送信まで続く。

20

【0061】

本発明は、特に、好ましい実施形態によって例示し、記載してきたが、それによって、本発明の範囲を制限するつもりのないことを理解すべきである。本発明の範囲は、本明細書に併記する特許請求項によってのみ規定される。本発明の原理を組み込む、本明細書に記載の特定の実施形態の変形形態を当業者が思いつくであろうこと、また変形形態が併記特許請求項の範囲内にあるであろうこともまた理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 患者の体に埋め込まれた例示的なIMDと外部プログラムの間のアップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信を示す略図である。

【図2】 図1の外部プログラムおよびIMDの主要な機能であるアップリンクおよびダウンリンク遠隔測定送信機能を示す簡易ブロック図である。

30

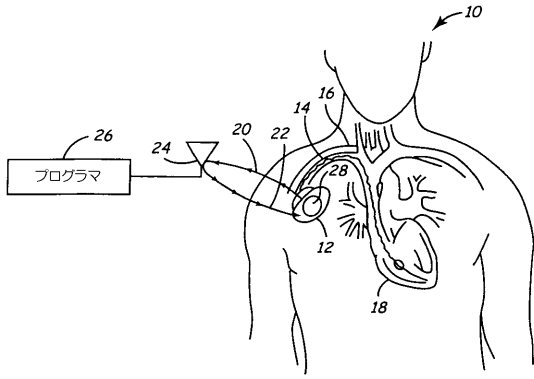
【図3】 治療の送出および/または生理的入力信号処理を組み込んでおり、本発明の遠隔測定システムが組み込まれている例示的なIMDのシステム・アーキテクチャを示すブロック図である。

【図4】 図3の例示的なIMDに組み込まれている本発明のRF遠隔測定送受信機を示す簡易ブロック図である。

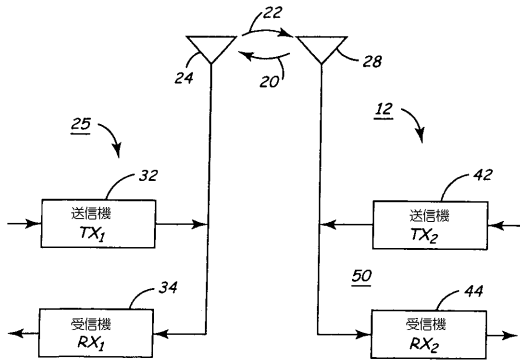
【図5】 図4に示す本発明のRF遠隔測定送受信機の動作を示す状態図である。

【図6】 AFCアルゴリズムの動作を示すタイミング図である。

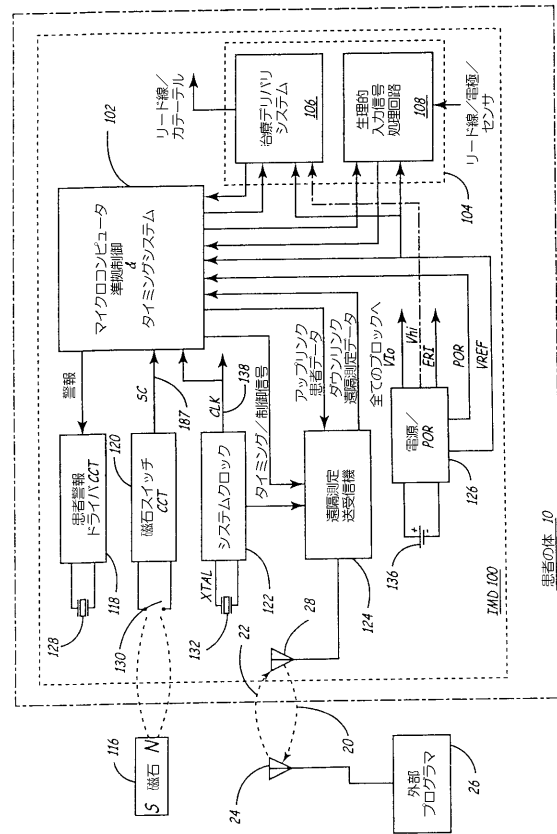
【図1】



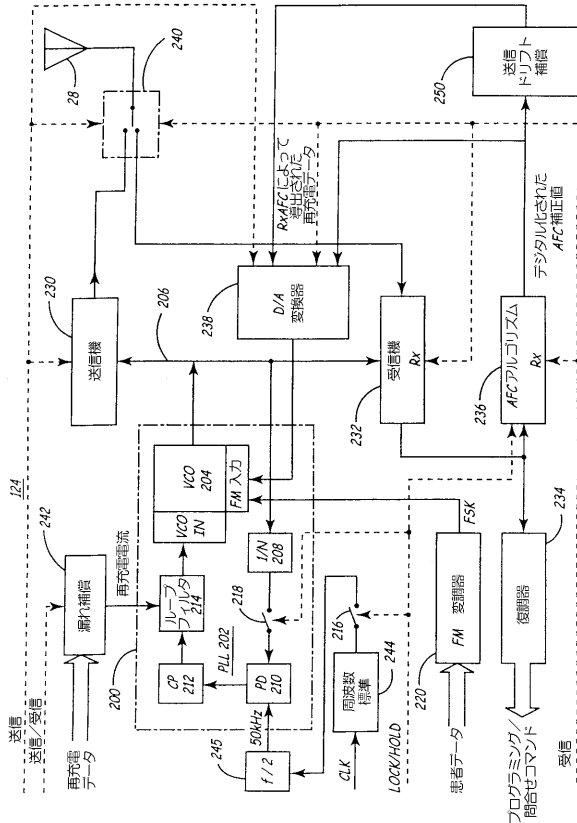
【図2】



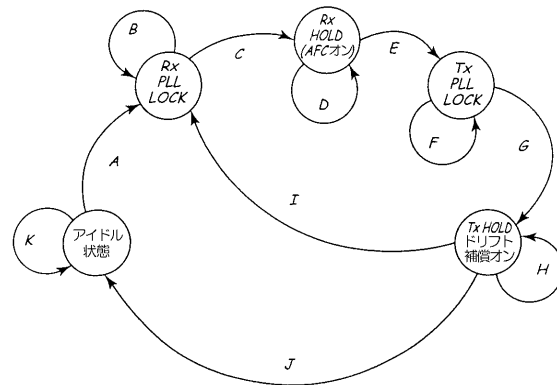
【図3】



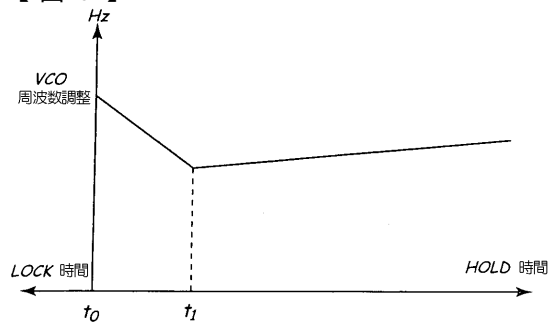
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

- (72)発明者 ダディング, チャールズ・エイチ
アメリカ合衆国ミネソタ州55014, リノ・レイクス, リバー・バーチ・プレイス 685
- (72)発明者 ホーブリッチ, グレゴリー・ジェイ
アメリカ合衆国ミネソタ州55316, チャンプリン, ヒルズボロ・アベニュー・ノース 111
90

審査官 西山 智宏

- (56)参考文献 特表昭62-502666(JP, A)
国際公開第97/018639(WO, A1)
米国特許第05548250(US, A)
米国特許第05335365(US, A)
国際公開第90/004888(WO, A1)
特開昭57-109428(JP, A)
国際公開第00/036861(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/00
A61B 5/00
H03L 7/00
H04B 1/00

专利名称(译)	植入式医疗器械		
公开(公告)号	JP3868904B2	公开(公告)日	2007-01-17
申请号	JP2002549127	申请日	2001-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
当前申请(专利权)人(译)	美敦力公司		
[标]发明人	ダディングチャールズエイチ ホーブリッチグレゴリージェイ		
发明人	ダディング,チャールズ・エイチ ホーブリッチ,グレゴリー・ジェイ		
IPC分类号	A61N1/36 A61B5/00 A61N1/372		
CPC分类号	A61N1/3727 A61N1/37276		
FI分类号	A61N1/36 A61B5/00.102.C		
代理人(译)	小林 泰 千叶昭夫		
审查员(译)	西山智博		
优先权	09/736625 2000-12-14 US		
其他公开文献	JP2004534558A5 JP2004534558A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在可植入医疗设备中，IMD操作系统的RF收发器中采用的频率合成器在PLL锁定模式下工作，在该模式下，VCO频率由PLL控制，在节能保持模式下，PLL不工作，并且产生了VCO。载波频率会随时间漂移。PLL电路加电并与控制电压输入和VCO的输出耦合，以在上行链路和下行链路遥测传输时间周期的初始LOCK部分期间形成由电容性环路滤波器存储的频率控制电压。VCO的调频(FM)输入接收数据位调制电压，该电压在患者数据的上行传输期间调制载波频率。在下行链路遥测传输的HOLD部分期间，启用AFC算法，并从恒定接收载波频率和漂移的VCO生成的载波频率的频率差中得出频率校正值，并将频率校正值应用于VCO FM输入以补偿环路滤波电容器放电引起的控制电压漂移。AFC算法得出的频率校正值存储在存储器中，并在上行链路遥测传输的HOLD部分期间应用于VCO FM输入，以补偿引起漂移的控制电压的环路滤波器电容放电。另外，再充电电流被施加到电容环路滤波器。

