

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第5155311号  
(P5155311)

(45) 発行日 平成25年3月6日(2013.3.6)

(24) 登録日 平成24年12月14日(2012.12.14)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 N 1/372 (2006.01)

F I  
A 6 1 N 1/372

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2009-521020 (P2009-521020)	(73) 特許権者	505003528
(86) (22) 出願日	平成19年7月20日 (2007.7.20)		カーディアック ペースメーカーズ, イ
(65) 公表番号	特表2009-544365 (P2009-544365A)		ンコーポレイテッド
(43) 公表日	平成21年12月17日 (2009.12.17)		アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 - 5 7 9 8
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/073989		ミネソタ, セントポール, ハムライン
(87) 国際公開番号	W02008/011570		アベニュー ノース 4 1 0 0
(87) 国際公開日	平成20年1月24日 (2008.1.24)	(74) 代理人	100068755
審査請求日	平成22年6月4日 (2010.6.4)		弁理士 恩田 博宣
(31) 優先権主張番号	60/820,062	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成18年7月21日 (2006.7.21)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100142907
			弁理士 本田 淳
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 植え込み型医療機器のヘッダ内に收容される超音波送受信トランスデューサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体内組織に埋め込まれる植え込み型医療機器であって、  
ハウジングと、前記ハウジングに接続されるヘッダと、  
前記ヘッダ内に配置されるキャビティと、  
前記キャビティ内に配置され、ダイヤフラムを含む結合表面を形成する壁を有する包装  
体と、  
前記包装体内に配置され、かつ超音波を伝搬周波数で送信するように適合される超音波  
トランスデューサであって、二フッ化ポリビニリデン（P V D F）材料を含む前記超音波  
トランスデューサと、  
前記トランスデューサを前記伝搬周波数で駆動して前記トランスデューサから受信した  
信号を処理することによりリモートデバイスと通信するように構成された制御回路とを備  
え、  
前記ダイヤフラムは、前記超音波トランスデューサと体内組織との間に配置され、前記  
ダイヤフラムは、2 0 キロヘルツを超える共振周波数を有し、前記ダイヤフラムは、体内  
組織と音響結合される、植え込み型医療機器。

【請求項 2】

前記超音波トランスデューサは、前記キャビティの後壁に隣接して配置される基板を更  
に備え、前記キャビティには、音響エネルギー伝達媒質が充填され、前記基板は開口を含  
み、前記 P V D F 材料は開口を覆って配置される、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 3】

複数のキャビティは前記ヘッダ内に配置され、超音波トランスデューサは各キャビティ内に配置され、ダイヤフラムは、各超音波トランスデューサと体内組織との間に配置され、かつ体内組織と音響結合される、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 4】

前記ヘッダは複数の表面を含み、これらの前記表面の内の少なくとも 2 つの表面にはキャビティが設けられる、請求項 3 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 5】

前記包装体は、前記キャビティに丁度収まるように構成される、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

10

## 【請求項 6】

前記超音波トランスデューサの概略形状は円形である、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 7】

伝搬周波数は約 40 キロヘルツである、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 8】

前記超音波トランスデューサは、超音波を伝搬周波数で受信するように構成される、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

## 【請求項 9】

パルス発生器を含む、請求項 1 記載の植え込み型医療機器。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、植え込み型医療機器と組み合わせて使用されることにより、無線通信を、植え込み型医療機器と、体内に埋め込まれるリモートセンサか、または他の植え込み型医療機器との間で行なうトランスデューサに関するものである。本発明は更に詳細には、植え込み型医療機器のヘッダ内に配置されるトランスデューサに関するものである。

## 【0002】

本出願は、2006 年 7 月 21 日出願の仮出願第 60 / 820 , 062 号の優先権を主張するものであり、2005 年 8 月 26 日出願の米国特許出願第 11 / 212 , 176 号の一部継続出願であり、これらの出願の両方を本明細書において参照することにより、これらの出願の内容全体が本明細書に組み込まれる。

30

## 【背景技術】

## 【0003】

植え込み型医療機器は多くの場合、種々の症状を治療するために使用される。植え込み型医療機器の例として、薬剤投与器具、鎮痛装置、及び心臓不整脈を治療する器具を挙げることができる。心臓不整脈を治療するために使用される植え込み型医療機器の一例が心臓ペースメーカーであり、心臓ペースメーカーは普通、患者の体内に埋め込まれることにより除脈（すなわち、異常に遅い心臓の拍動）を治療する。ペースメーカーはパルス発生器及び複数のリード線を含み、これらのリード線は、パルス発生器と心臓との間の電気接続を形成する。植え込み型除細動器（ICD）を使用して頻脈（すなわち、異常に速い心臓の拍動）を治療する。ICD もパルス発生器及び複数のリード線を含み、これらのリード線は、電気エネルギーを心臓に供給する。パルス発生器は通常、バッテリー及び電気回路を収容するハウジングと、そしてリード線をパルス発生器に接続するヘッダと、を含む。

40

## 【0004】

植え込み型医療機器は、心不全の治療にも有用である。心臓再同期療法（CRT）（普通、両室ペーシングとも表記される）は、心不全に対する新しい治療法であり、この治療法では、右心室及び左心室の両方を刺激して血流効率及び心拍出量を上げる。心不全及び心臓不整脈の治療は、長期植え込み型センサ（chronically implanted sensor）を使用することにより向上させることができる。例えば、圧力セン

50

サを脈管系内に配置することができれば有用である、というのは、拡張期圧が心不全患者における代償不全進展への有意な予測因子となり得るからである。圧力センサは、ペースング治療または除細動治療の一部として使用することもできる。植え込み型医療機器と長期植え込み型センサとの間で通信することによって、センサデータを臨床医がダウンロードすることができる、またはセンサデータを使用して、植え込み型医療機器で行なう治療を変更することができる。従って、長期植え込み型センサとの通信を行なうトランスデューサを含む植え込み型医療機器が必要になる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

10

1つの実施形態による本発明は、体内組織に埋め込まれるように適合された植え込み型医療機器である。植え込み型医療機器は、ハウジングと、そしてハウジングに接続されるヘッダとを備える。キャビティはヘッダ内に配置される。超音波を伝搬周波数で送信するように適合された超音波トランスデューサはキャビティ内に配置され、そして結合表面は超音波トランスデューサと体内組織との間に配置され、かつ体内組織と音響結合する。

【0006】

別の実施形態によれば、本発明は体内組織に埋め込まれる植え込み型医療機器である。植え込み型医療機器はハウジングと、そしてハウジングに接続されるヘッダと、を備える。キャビティはヘッダ内に配置され、そして超音波信号を送信する手段はキャビティ内に配置される。結合表面は超音波信号を送信する手段と体内組織との間に配置され、かつ体内組織と音響結合する。

20

【0007】

更に別の実施形態による本発明は、体内組織に埋め込まれる植え込み型医療機器である。植え込み型医療機器はハウジングと、ハウジングに接続されるヘッダと、そしてハウジングに接続されるタブと、を備える。キャビティはタブ内に配置され、そして超音波を伝搬周波数で送信するように適合された超音波トランスデューサはキャビティ内に配置される。結合表面は超音波トランスデューサと体内組織との間に配置され、かつ体内組織と音響結合する。

【0008】

複数の実施形態が開示されるが、本発明の更に別の実施形態が存在することは、この技術分野の当業者には、以下の詳細な記載から明らかであり、以下の詳細な記載では、本発明の例示としての実施形態が示され、そして記載される。従って、図面及び詳細な記述は本質的に例示として捉えられるべきであり、本発明を制限するものとして捉えられるべきではない。

30

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の1つの実施形態による植え込み型医療機器の断面透視図である。

【図2】本発明の1つの実施形態によるヘッダ内に配置される超音波トランスデューサを有する植え込み型医療機器の正面図を示している。

【図3】図2の植え込み型医療機器の1つの実施形態の断面図を示している。

40

【図4】図2の植え込み型医療機器の別の実施形態の断面図を示している。

【図5】図2の超音波トランスデューサの1つの実施形態の透視図を示している。

【図6】本発明による植え込み型医療機器の更に別の実施形態の正面図を示している。

【図7】本発明による植え込み型医療機器の更に別の実施形態の正面図を示している。

【図8】本発明による植え込み型医療機器のブロック図を示している。

【図9】超音波信号を送信する図2の植え込み型医療機器を使用する例示としての方法を示すフローチャートである。

【図10】超音波信号を受信する図2の植え込み型医療機器を使用する例示としての方法を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 1 0 】

本発明は種々の変形物及び代替形態に変更することができるが、特定の実施形態が例示として図面に示されており、そして以下に詳細に記載される。しかしながら、本発明を、記載される特定の実施形態に制限しようと意図するのではない。そうではなく、本発明は、全ての変形物、等価物、及び代替物を、添付の請求項に規定される本発明の技術的範囲に含まれるものとして包含するものである。

## 【 0 0 1 1 】

図 1 は、植え込み型医療機器 ( I M D ) 1 0 の透視図である。 I M D 1 0 はパルス発生器 1 2 と、そして心臓リード線 1 4 と、を含む。リード線 1 4 は、電気信号を心臓 1 6 とパルス発生器 1 2 との間で伝送するように機能する。リード線 1 4 の近位端 1 8 はパルス発生器 1 2 に接続され、そして遠位端 2 0 は心臓 1 6 に接続される。リード線 1 4 は、リード近位端 1 8 からリード遠位端 2 0 に延びるリード線本体 1 7 を含む。

10

## 【 0 0 1 2 】

心臓 1 6 は、右心房 2 2 と、右心室 2 4 と、そして肺動脈 2 6 と、を含む。三尖弁 2 8 は右心房 2 2 と右心室 2 4 との間に位置し、かつ右心房 2 2 から右心室 2 4 への血流を制御する。肺動脈弁 3 0 は右心室 2 4 と肺動脈 2 6 との間に位置し、かつ右心室 2 4 から肺動脈 2 6 への血流を制御する。心臓 1 6 は更に、左心房 3 2 と、左心室 3 4 と、そして大動脈 3 6 と、を含む。僧帽弁 3 8 は左心房 3 2 と左心室 3 4 との間に位置し、かつ左心房 3 2 から左心室 3 4 への血流を制御する。大動脈弁 4 0 は左心室 3 4 と大動脈 3 6 との間に位置し、かつ左心室 3 4 から大動脈 3 6 への血流を制御する。図示の実施形態では、 I M D 1 0 は一つのリード線 1 4 を含むが、他の実施形態では、 I M D 1 0 は複数のリード線 1 4 を含む。例えば、 I M D 1 0 は、電気信号をパルス発生器 1 2 と左心室 3 4 との間で伝送するように適合された第 1 リード線 1 4 と、そして電気信号をパルス発生器 1 2 と右心室 2 4 との間で伝送するように適合された第 2 リード線 1 4 とを含む。

20

## 【 0 0 1 3 】

図 1 に示す実施形態では、螺旋電極 4 2 が右心室 2 4 の心内膜 4 3 を貫通し、そして心臓 1 6 の心筋 4 4 に埋め込まれる。上記のように配置される場合、電極 4 2 を使用することにより、心臓 1 6 の電気的活動を検出する、または刺激パルスを実心室 2 4 に印加することができる。他の実施形態では、本発明の心臓リード線 1 4 は、この技術分野では公知の如く、心臓 1 6 の他のいずれかの部分に埋め込むこともできる。例えば、リード線 1 4 は、右心房 2 2 、右心室 2 4 、肺動脈 2 6 、左心室 3 4 に、または冠状静脈に埋め込むことができる。1つの実施形態では、 I M D 1 0 は複数の電極 4 2 を含み、これらの電極は、電気的活動を検出し、そして / または治療を心臓 1 6 の左側及び右側に、または心臓 1 6 の両側に行なうように配置される。1つの実施形態では、リード線 1 4 は心外膜リード線とすることができ、この場合、電極 4 2 が心外膜 4 5 を貫通する。図 1 に示す I M D 1 0 は心臓ペースメーカーであるが、他の実施形態では、 I M D 1 0 は体内埋め込みに適する他のいずれかの医療器具を含むことができる。

30

## 【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、遠隔操作器具 4 6 は肺動脈 2 6 内に配置される。別の構成として、器具 4 6 は右心室 2 4 内、大動脈 3 6 内に配置することができる、または心臓 1 6 内または脈管系内の、或いは心臓 1 6 または脈管系の近傍の他のいずれかの位置に配置することができる。器具 4 6 は圧力センサを備えることができる、または別の構成として、ボリュームセンサを備えることができ、或いは最高血圧または最低血圧のような他のいずれかの心臓パラメータを検出するか、或いは血圧勾配のような心臓パラメータの微分を計算することができる。他の実施形態では、器具 4 6 は、所望の生物学的パラメータを検出するために適合する体内のいずれの位置にも配置することができる。例えば、器具 4 6 を使用して、グルコース濃度のような他の生物学的機能を検出するか、またはモニタリングすることができる。図 1 に示す器具 4 6 は、肺動脈 2 6 内の圧力を検出するために使用されるリモート圧力センサとすることができる。検出された圧力を利用して、心不全患者の代償不全を予測する、またはペーシング治療または除細動治療を最適化することができる。圧

40

50

力を測定するために適合されたりモート圧力センサ 46 の一例が、W o l i n s k y らによる米国特許第 6 , 7 6 4 , 4 4 6 号に開示されている。

【 0 0 1 5 】

図 2 は、図 1 のパルス発生器 12 の 1 つの実施形態の正面図を示している。図 2 に示すように、パルス発生器 12 はハウジング 48 と、そしてヘッダ 50 と、を含む。ハウジング 48 は制御回路 52 を含む。ヘッダ 50 は、リード線 14 またはリード線群 14 との接続を行なうコネクタ 51 を含む。超音波トランスデューサ 54 はヘッダ 50 内に配置され、ヘッダ 50 は制御回路 52 に電気フィードスルー 55 を介して接続される。1 つの実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は、約 20 キロヘルツ超の周波数の超音波信号を送信し、そして受信する。別の実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は、約 40 キロヘルツの周波数の超音波信号を送信し、そして受信する。図 2 に示す超音波トランスデューサ 54 は円形形状を有するが、別の構成として、方形、矩形、三角形、または不規則形状のような他のいずれかの形状を有することができる。超音波トランスデューサ 54 はいずれかの圧電材料を含むことができる。1 つの実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は、二フッ化ポリビニリデン ( P V D F ) 材料を含むことができる。P V D F 材料により構成される一つの超音波トランスデューサが、T o d a らによる米国特許出願公開公報第 2002 / 0036446 号に開示されており、この特許文献をここで参照することにより、当該文献の内容全体が本明細書に組み込まれる。別の実施形態では、超音波トランスデューサ 54 はジルコン酸チタン酸鉛 ( P Z T ) 材料を含むことができる。P Z T 材料により構成される一つの超音波トランスデューサが、T o d a による米国特許出願公開公報第 2002 / 0027400 号に開示されており、この特許文献をここで参照することにより、当該文献の内容全体が本明細書に組み込まれる。別の構成として、超音波トランスデューサ 54 は、容量型超微細加工超音波トランスデューサ ( c M U T ) またはこの技術分野で公知の他のいずれかのトランスデューサを含むことができる。

【 0 0 1 6 】

植え込み型医療機器 10 の 1 つの実施形態の断面図を図 3 に示す。図 3 に示す実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は、P V D F トランスデューサを含む。キャビティ 56 がヘッダ 50 内に配置される。セラミック基板またはシリコン基板 58 がキャビティ 56 の後壁 60 から屹立して配置される。基板 58 は開口 62 を含み、そして P V D F 材料 64 が開口 62 の上に配置され、かつ開口 62 を覆う。P V D F 材料 64 は基板 58 にエポキシまたは医用接着剤を使用して接着させることができる。1 つの実施形態では、P V D F 材料 64 は、2 つの P V D F 材料層を有するバイモルフ構造を構成することができる。キャビティ 56 には水、油、超音波ジェル、超音波を伝達するように適合された他のいずれかの媒質または材料を充填することができる。1 つの実施形態では、キャビティ 56 には、超音波を伝達するように適合されたいずれかの生体適合材料を充填することができる。

【 0 0 1 7 】

結合表面 66 がキャビティ 56 の上に配置され、かつキャビティ 56 を覆う。1 つの実施形態では、結合表面 66 は、超音波圧力をキャビティ 56 の媒質と体内組織との間で伝搬させる性質を持ついずれかの表面を含む。1 つの実施形態では、結合表面 66 は、薄いチタンダイヤフラムを含むことができる。他の実施形態では、結合表面 66 は、超音波圧力をキャビティ 56 の媒質と体内組織との間で伝搬させる機能を実現する寸法を有するいずれかの生体適合材料を含む。超音波トランスデューサにおける使用に適合された P V D F 材料の一例は、米国ペンシルバニア州 19403 ノーリスタウンの 950 Forge Avenue を所在地とする Measurement Specialties, Inc. から入手することができる。

【 0 0 1 8 】

図 4 は、図 2 の植え込み型医療機器の別の実施形態を示している。この実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は P Z T 材料 68 を含む。キャビティ 56 がヘッダ 50 内に配置され、そして結合表面 66 によって覆われる。P Z T 材料 68 は結合表面 66 に接続

10

20

30

40

50

される。P Z T 材料 6 8 は結合表面 6 6 にエポキシまたはいずれかの医用接着剤を使用して接着させることができる。キャビティ 5 6 には空気、窒素、または他のいずれかのガスを充填することができる。別の構成として、キャビティ 5 6 は真空とすることができる。図 4 に示す実施形態では、結合表面 6 6 は、超音波伝搬周波数で共振する共振表面を含む。1 つの実施形態では、この周波数は 2 0 キロヘルツ超である。別の実施形態では、この周波数は約 4 0 キロヘルツである。

#### 【 0 0 1 9 】

超音波トランスデューサ 5 4 の別の構造を図 5 に示す。この実施形態では、超音波トランスデューサ 5 4 は包装体 7 0 の内部に配置される。包装体 7 0 はヘッダ内 5 0 に配置されるキャビティ 5 6 内に挿入することができる。包装体 7 0 はチタンまたは他のいずれかの適切な材料を含むことができる。結合表面 6 6 は包装体 7 0 を覆って配置される。包装体 7 0 の内部の超音波トランスデューサ 5 4 構造は、図 3 及び 4 に関して議論した構造を含むことができる、またはこの技術分野で公知の他のいずれかの超音波トランスデューサ構造を含むことができる。包装体 7 0 は円筒形状を図 5 では有するが、超音波トランスデューサ 5 4 の形状に丁度合うように適合されたいずれかの形状を有することができる。

#### 【 0 0 2 0 】

図 6 は、本発明の植え込み型医療機器 1 0 の別の実施形態を示している。この実施形態では、複数の超音波トランスデューサ 5 4 がヘッダ 5 0 内に配置される。超音波トランスデューサ 5 4 は、図 3、図 4 に関して、または図 3 及び 4 のいずれかの組み合わせに関して議論した超音波トランスデューサを含むことができる。複数の超音波トランスデューサ 5 4 は、c M U T トランスデューサまたはこの技術分野で公知の他の種類の超音波トランスデューサを含むこともできる。超音波トランスデューサ 5 4 はヘッダ 5 0 の複数の表面に配置することができる。6 個の円形超音波トランスデューサ 5 4 を図 6 に示しているが、どのような個数のいずれかの形状のトランスデューサも使用することができる。必要に応じて、超音波トランスデューサ 5 4 は包装体 7 0 を含むことができる。このような構成によって、超音波トランスデューサ 5 4 は並列に作動することができるので、共振特性及び増幅特性が向上する。

#### 【 0 0 2 1 】

図 7 は、植え込み型医療機器 1 0 の更に別の実施形態の正面図を示している。この実施形態では、超音波トランスデューサ 5 4 はタブ 7 2 内に配置され、タブ 7 2 はハウジング 4 8 に取り付けられ、かつ制御回路にフィードスルー 7 4 を介して接続される。タブ 7 2 はヘッダ 5 0 内に使用される材料と同じ材料を含むことができる。1 つの実施形態では、タブ 7 2 は T e c o t h a n e ( テコタン ) を含む。別の構成として、タブ 7 2 は、チタンのようないずれかの生体適合材料を含むことができ、そしてハウジング 4 8 に溶接によって接合する、またはハウジング 4 8 に取り付けることができる。タブ 7 2 は、複数の超音波トランスデューサ 5 4 を含むことができる。I M D 1 0 は複数のタブ 7 2 を含むことができる。超音波トランスデューサ 5 4 は、ヘッダ 5 0 内に、タブまたはタブ群 7 2 内に、或いはヘッダ 5 0 内、かつタブまたはタブ群 7 2 内に配置することができる。超音波トランスデューサ 5 4 は、P Z T トランスデューサ、P V D F トランスデューサ、c M U T トランスデューサのいずれかの組み合わせ、またはこの技術分野で公知の他のいずれかのトランスデューサを含むことができる。

#### 【 0 0 2 2 】

図 8 は、植え込み型医療機器 1 0 を模式的に示している。図示のように、パルス発生器 1 2 はハウジング 4 8 と、そしてヘッダ 5 0 と、を含む。ハウジング 4 8 は、制御回路 5 2 と、メモリ 8 0 と、バッテリー 8 2 と、受信機 8 4 と、そして送信機 8 6 と、を含む。超音波トランスデューサ 5 4 はヘッダ 5 0 内に配置され、かつ送信機 8 6 及び受信機 8 4 に電氣的に接続される。送信機 8 6、受信機 8 4、及びメモリ 8 0 は制御回路 5 2 に接続される。制御回路 5 2 にはバッテリー 8 2 から電源が供給される。

#### 【 0 0 2 3 】

図 9 は、図 1 の植え込み型医療機器 1 0 を使用して超音波信号を送信する例示としての

10

20

30

40

50

方法 200 を示すフローチャートである。制御回路 52 は送信機 86 に指示して伝搬周波数の AC 電圧を超音波トランスデューサ 54 に印加させる (ブロック 210)。この電圧によって超音波トランスデューサ 54 が伝搬周波数で周期的に変形する (ブロック 220)。この周期的な変形によって、結合表面 66 が伝搬周波数で振動するので、超音波信号が組織を伝搬周波数で通過する (ブロック 230)。1つの実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は P V D F 材料 64 を含み、そして結合表面 66 はダイヤフラムを含み、ダイヤフラムの往復動によって超音波が P V D F 材料 64 から外部組織に伝搬する。別の実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は P Z T 材料 58 を含み、そして結合表面 66 は、伝搬周波数で共振する共振表面を含む。

【0024】

10

図 10 は、図 1 の植え込み型医療機器を使用して超音波信号を受信する例示としての方法 300 を示すフローチャートである。超音波信号を結合表面 66 に照射することにより、結合表面が伝搬周波数で振動する (ブロック 310)。1つの実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は P V D F 材料 64 を含み、そして結合表面 66 はダイヤフラムを含み、ダイヤフラムの往復動によって超音波が外部組織から P V D F 材料 64 に伝搬する。別の実施形態では、超音波トランスデューサ 54 は P Z T 材料 58 を含み、そして結合表面 66 は、伝搬周波数で共振する共振表面を含む。結合表面 66 が振動することによって、超音波トランスデューサ 54 が周期的に変形する (ブロック 320)。この周期的な変形によって、電圧変化または電流変化が超音波トランスデューサ 54 に伝搬周波数で発生し、この変化が受信機 84 によって検出され、そして制御回路 52 によって処理される (ブロック 330)。図 9 及び 10 に示す態様で、超音波トランスデューサ 54 を使用することにより、信号を植え込み型医療機器 10 からリモートセンサ 46 に送信し、そして信号をリモートセンサ 46 から受信することができる。

20

【0025】

本発明を、ペースメーカ及び除細動器のような植え込み型医療機器に関して説明してきたが、本発明は、インスリンポンプ、神経刺激装置、薬剤投与システム、疼痛管理システム、心拍センサまたは肺音センサのような他のいずれかの植え込み型医療機器に、或いは他のいずれかの埋め込み可能な医療器具における使用に適合させることができる。遠隔操作器具 46 は、治療を行なうように適合された、または生物学的機能をモニタリングするように適合された、圧力センサ、グルコース濃度モニタ、肺音センサ、ボリュームセンサ、衛星を介してデータ伝送を行なうペーシング器具、または他のいずれかの遠隔操作型検出器または治療用器具のようないずれかの種類の長期埋め込み型機器またはリモートセンサを含むことができ、そして所望の生物学的パラメータを検出する、または治療を行なうために適合する体内のあらゆる部位に配置することができる。複数の遠隔操作器具 46 は体内のどこにでも、そして互いに、かつ IMD 10 と無線通信するように埋め込むことができる。

30

【0026】

種々の変更及び追加を、議論した例示としての実施形態に対して、本発明の技術範囲から逸脱しない限り行なうことができる。例えば、上に説明した実施形態は特定の特徴に関して記載されているが、本発明の技術範囲には、複数の特徴の異なる組み合わせを有する実施形態、及び記載の特徴の全てを含む訳ではない実施形態が含まれる。従って、本発明の技術範囲は、このような代替物、変形物、及び変更物の全てを、請求項の全ての等価物を含む請求項の範囲に含まれるものとして包含するものである。

40

【図 1】

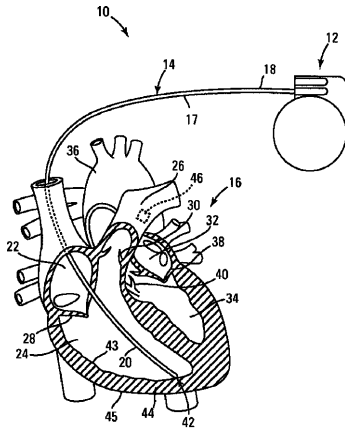


Fig. 1

【図 2】

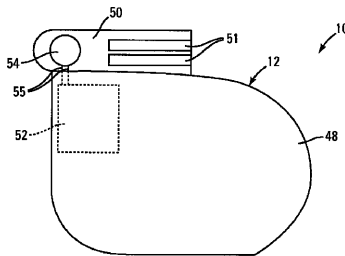


Fig. 2

【図 3】

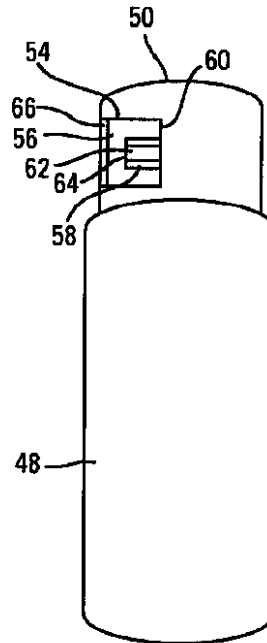


Fig. 3

【図 4】

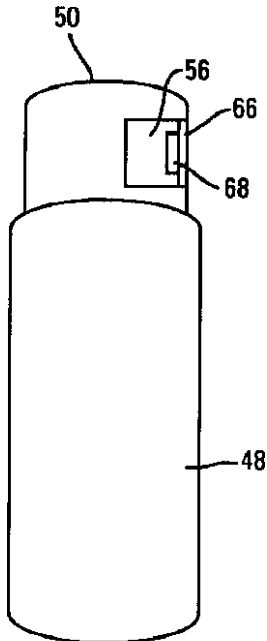


Fig. 4

【図 5】

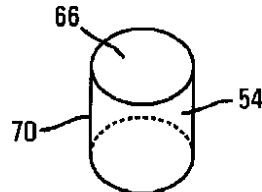


Fig. 5

【図 6】

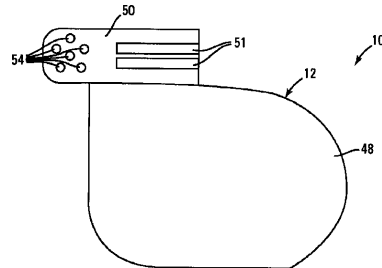
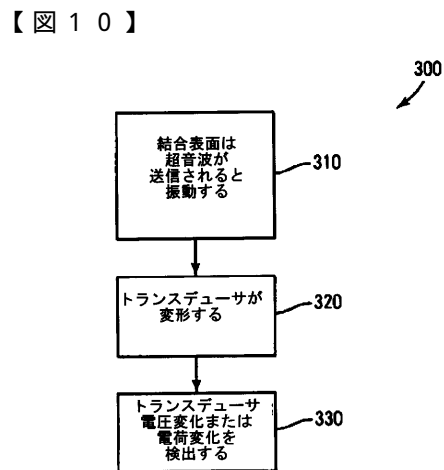
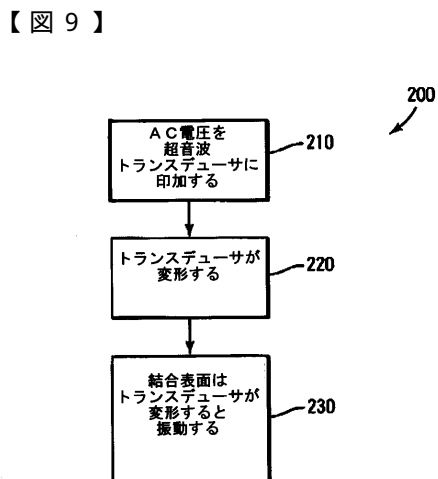
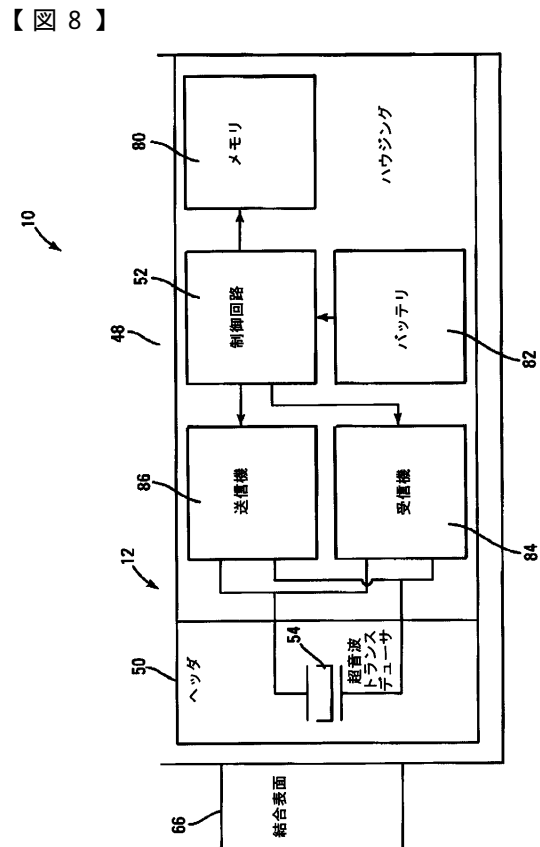
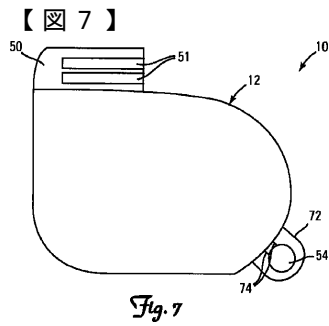


Fig. 6



---

フロントページの続き

(72)発明者 チャン、チェン

アメリカ合衆国 5 5 1 2 7 ミネソタ州 バドナイス ハイッ ヘリテージ コート 8 8 9

(72)発明者 ピアジェ、トーマス ダブリュ.

アメリカ合衆国 5 5 4 0 3 ミネソタ州 ミネアポリス ローレル アベニュー ダブリュ 1 3  
1 0 1 4 0 0

(72)発明者 チャワン、アビジート ブイ.

アメリカ合衆国 5 5 3 1 1 ミネソタ州 メープル グローブ ランチビュー レーン ノース  
6 4 9 1

(72)発明者 マイレ、キース アール.

アメリカ合衆国 5 5 1 1 2 ミネソタ州 ニュー ブライトン エヌ. パイク レイク コー  
ト 1 3 8 0

(72)発明者 バルツェウスキ、ロン エイ.

アメリカ合衆国 5 5 4 3 7 ミネソタ州 ブルーミントン ノースウッド リッジ 5 5 5 0

審査官 佐藤 智弥

(56)参考文献 特表 2 0 0 4 - 5 1 1 3 1 3 ( J P , A )

国際公開第 0 6 / 0 5 6 8 5 7 ( W O , A 1 )

国際公開第 0 6 / 0 1 0 0 1 0 ( W O , A 1 )

米国特許第 0 6 6 5 4 6 3 8 ( U S , B 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61N 1/372