

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-82978

(P2015-82978A)

(43) 公開日 平成27年4月30日(2015.4.30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 0 1 K 67/00 (2006.01)	A 0 1 K 67/00 D	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 2 C	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-221947 (P2013-221947)	(71) 出願人	300001107
(22) 出願日	平成25年10月25日 (2013.10.25)		株式会社ピーダブルビー
			滋賀県草津市矢橋町 1 5 3 0 番地の 3 1
		(74) 代理人	100092727
			弁理士 岸本 忠昭
		(74) 代理人	100146891
			弁理士 松下 ひろ美
		(72) 発明者	相川 博治
			滋賀県草津市矢橋町 1 5 3 0 - 3 1 株式
			会社ピーダブルビー内
		F ターム (参考)	4C117 XB01 XC21 XE23 XE26 XG19
			XH02 XJ48 XL10

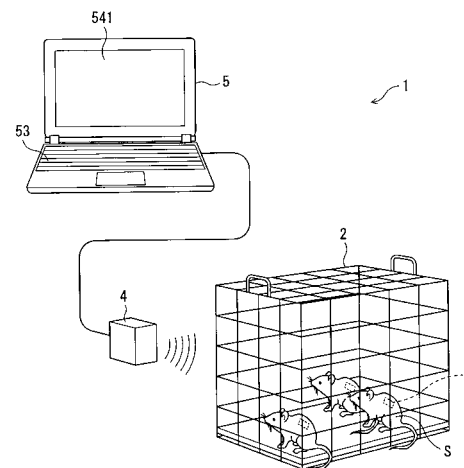
(54) 【発明の名称】 生体情報収集装置及び生体情報収集システム

(57) 【要約】

【課題】モデル生体の正確な生体情報を収集できる生体情報収集装置の提供

【解決手段】子機 3 はモデル生体 S の体内に埋め込まれて使用され、温度センサ 3 4 と、3 軸加速度センサ 3 5 と、センサ 3 4 , 3 5 からのセンサ値に基づきモデル生体 S の生体データを生成する制御手段 3 6 1 と、生体データを親機 4 へ無線で送信する通信接続部 3 3 と、を備える。温度センサ 3 4 、3 軸加速度センサ 3 5 、及び制御手段 3 6 1 は、コイン電池 B からの電力供給を受けて作動する。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の体内に埋め込まれて使用される生体情報収集装置であって、

センサと、前記センサからのセンサ値に基づき前記生体の生体データを生成する生体データ生成手段と、前記生体データ生成手段を収容保持するケーシングと、前記生体データを外部装置へ無線で送信する送信手段と、を備え、

前記センサ及び前記生体データ生成手段は、前記ケーシングに収容された電池からの電力供給を受けて作動することを特徴とする生体情報収集装置。

【請求項 2】

前記電池は、直径が 15 mm 以下及び厚さ 1.3 mm 以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報収集装置。

【請求項 3】

前記送信手段は、前記電池からの電力供給を受けて作動し、前記生体データ生成手段は、第 1 所定時間が経過する毎に前記生体データを生成し、前記送信手段は、前記第 1 所定時間よりも長い第 2 所定時間が経過する毎に前記生体データを送信することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の生体情報収集装置。

【請求項 4】

前記送信手段は、前記外部装置としての非接触電力伝送装置から供給される電力を受電する非接触受電手段として機能し、前記送信手段は、前記外部装置からの電力供給を受けて作動することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の生体情報収集装置。

【請求項 5】

前記センサには 3 軸加速度センサが含まれ、前記生体データには、前記生体の水平方向への移動距離を示す移動距離データと、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 1 所定距離を超えて移動したか否かを示す判定データと、が含まれ、

前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサからのセンサ値に基づき、前記移動距離データと前記判定データとを生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れかに記載の生体情報収集装置。

【請求項 6】

前記センサには 3 軸加速度センサが含まれ、

前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサからのセンサ値に基づき、前記生体が立ち上がり動作を行ったか否かを判定し、

前記生成データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 1 所定距離を超えて移動した場合には、前記生体が立ち上がり動作を行ったと判定することを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れかに記載の生体情報収集装置。

【請求項 7】

前記生体の基本姿勢を基準として、垂直方向に対する前記 3 軸加速度センサの Z 軸方向の傾き誤差に関連するオフセット値を算出するオフセット値算出手段を更に備え、前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサのセンサ値と前記オフセット値に基づき、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ前記第 1 所定距離を超えて移動したか否かを判定することを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の生体情報収集装置。

【請求項 8】

前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサからのセンサ値に基づき所定条件が満たされたか否かを判定し、前記所定条件が満たされたと判定した場合には、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 2 所定距離を超えて移動したか否かを判定し、前記第 2 所定距離は前記第 1 所定距離よりも短いことを特徴とする請求項 5 ~ 7 の何れかに記載の生体情報収集装置。

【請求項 9】

請求項 1 ~ 8 の何れかに記載の生体情報収集装置と、前記生体情報収集装置から前記生体データを受信する外部装置と、を備え、前記外部装置は前記生体データを表示する表示手段を備えることを特徴とする生体情報収集システム。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記外部装置は、前記移動距離データに基づき前記生体の積算移動距離を算出する算出手段を更に備えることを特徴とする請求項 9 に記載の生体情報収集システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体情報を検出して収集する生体情報収集装置及び生体情報収集システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来より、薬物等が生体へ与える影響を調査するため、モデル生体を用いた動物試験が行われている。この動物試験では、例えば薬物をモデル生体に投与し、薬物投与後におけるモデル生体の動きを監視カメラで撮像し、撮像された映像を目視してモデル生体の行動を分析すること等が行われている。モデル生体としては、マウス又はラットが用いられるのが一般的であるが、マウスの臓器の方がよりヒトの臓器に近いことから、多くの場合にはマウスが用いられる。

【0003】

また従来より、センサを用いて生体の状態を検出し、センサからの検出信号に基づいて生体の状態を管理するシステムが提案されている。例えば、特許文献 1 には、スポーツイベントに参加する選手を見守り対象者とする生体監視システムが開示されている。この生体監視システムでは、心拍センサ及び血圧センサを備えた情報取得装置が選手の腕に装着され、各センサからの検出信号が無線中継装置を介して管理サーバに収集される。これにより、各選手の活動状況を管理サーバ側で一元的に把握して管理することができる。

【0004】

また、特許文献 2 には、識別番号が記憶された IC チップを有する生体植込用 R F I D タグを動物の皮下に植え込み、この識別番号を読み取ることによって動物を識別する方法が提案されている。更に、特許文献 3 には、モデル生体にマイクロチップを埋め込み、外部に設置した計測器からマイクロチップへ電力供給すると共に、マイクロチップから送信される体内情報を計測器で受信する方法が提案されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 1 5 0 7 1 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 8 - 1 1 3 6 3 2 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 6 - 3 4 2 1 0 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

しかしながら、上述した従来の動物試験では、モデル生体の行動分析は試験員の目視によって行われ、客観的なデータに基づいた分析は行われていなかった。そのため、従来の動物試験ではデータ収集を効率的に行うことができず、非効率な動物試験を繰り返して行うこととなり、動物愛護の精神にも反する結果となっていた。

【0007】

そこで、モデル生体の体温等の生体情報を上述した生体監視システムを応用して収集することが考えられる。しかしながら、モデル生体としてマウス等の小型動物を利用した場合、従来の情報取得装置は大きすぎ、動物試験で用いることができなかった。通常、モデル生体の行動への影響を排除するためには、モデル生体に装着する器具の重量はモデル生体の重量の 5 % 以下であるのが好ましく、例えばマウスの体重は 2 0 g ~ 2 5 g 程であることから、器具の超小型化及び軽量化が求められる。

【0008】

10

20

30

40

50

一方、従来の生体植込用 R F I D タグであれば、小型のモデル生体へも問題なく植え込むことができるが、この R F I D タグを用いて収集できるのはモデル生体の識別番号のみであり、モデル生体の体温や行動量といった生体情報を検出して収集することはできなかった。更に、特許文献 3 に記載の方法では、生体情報を計測できるのは計測器からマイクロチップへ電力供給がなされているときに限定され、また計測器からマイクロチップへ電力供給できるのは、生体が計測器に近接した場合に限られることから、断片的な生体情報しか得ることができなかった。

【 0 0 0 9 】

本発明の目的は、モデル生体として小型動物を利用した場合であっても、モデル生体の正確な生体情報を収集できる生体情報収集装置及び生体情報収集システムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明の請求項 1 に記載の発明は、生体の体内に埋め込まれて使用される生体情報収集装置であって、センサと、前記センサからのセンサ値に基づき前記生体の生体データを生成する生体データ生成手段と、前記生体データ生成手段を収容保持するケーシングと、前記生体データを外部装置へ無線で送信する送信手段と、を備え、前記センサ及び前記生体データ生成手段は、前記ケーシングに収容された電池からの電力供給を受けて作動することを特徴とする。

本発明の請求項 2 に記載の生体情報収集装置は、前記電池は、直径が 1 5 m m 以下及び厚さ 1 3 m m 以下であることを特徴とする。

20

【 0 0 1 1 】

本発明の請求項 3 に記載の生体情報収集装置は、前記送信手段は、前記コイン電池からの電力供給を受けて作動し、前記生体データ生成手段は、第 1 所定時間が経過する毎に前記生体データを生成し、前記送信手段は、前記第 1 所定時間よりも長い第 2 所定時間が経過する毎に前記生体データを送信することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本発明の請求項 4 に記載の生体情報収集装置は、前記送信手段は、前記外部装置としての非接触電力伝送装置から供給される電力を受電する非接触受電手段として機能し、前記送信手段は、前記外部装置からの電力供給を受けて作動することを特徴とする。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の請求項 5 に記載の生体情報収集装置は、前記センサには 3 軸加速度センサが含まれ、前記生体データには、前記生体の水平方向への移動距離を示す移動距離データと、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 1 所定距離を超えて移動したか否かを示す判定データと、が含まれ、前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサからのセンサ値に基づき、前記移動距離データと前記判定データとを生成することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明の請求項 6 に記載の生体情報収集装置は、前記センサには 3 軸加速度センサが含まれ、前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサからのセンサ値に基づき、前記生体が立ち上がり動作を行ったか否かを判定し、前記生成データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 1 所定距離を超えて移動した場合には、前記生体が立ち上がり動作を行ったと判定することを特徴とする。

40

【 0 0 1 5 】

本発明の請求項 7 に記載の生体情報収集装置は、前記生体の基本姿勢を基準として、垂直方向に対する前記 3 軸加速度センサの Z 軸方向の傾き誤差に関連するオフセット値を算出するオフセット値算出手段を更に備え、前記生体データ生成手段は、前記 3 軸加速度センサのセンサ値と前記オフセット値に基づき、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ前記第 1 所定距離を超えて移動したか否かを判定することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明の請求項 8 に記載の生体情報収集装置は、前記生体データ生成手段は、前記 3 軸

50

加速度センサからのセンサ値に基づき所定条件が満たされたか否かを判定し、前記所定条件が満たされたと判定した場合には、前記 3 軸加速度センサが垂直方向へ第 2 所定距離を超えて移動したか否かを判定し、前記第 2 所定距離は前記第 1 所定距離よりも短いことを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

本発明の請求項 9 に記載の生体情報収集システムは、請求項 1 ～ 7 の何れかに記載の生体情報収集装置と、前記生体情報収集装置から前記生体データを受信する外部装置と、を備え、前記外部装置は前記生体データを表示する表示手段を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

本発明の請求項 10 に記載の生体情報収集システムは、前記外部装置は、前記移動距離データに基づき前記生体の積算移動距離を算出する算出手段を更に備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

本発明の請求項 1 に記載の生体情報収集装置によれば、生体データはセンサからのセンサ値に基づいて生成されるので、客観的且つ正確な生体データを確実に取得することができる。よって、生体を用いた薬物試験等を効率的に行うことができ、従来のような非効率な薬物試験等を繰り返して行う必要がなくなり、動物愛護の精神にも合致する。また、生体の体内に埋め込まれて使用され、生体データは無線で送信されるので、生体の活動を妨げない。更に、センサ及び生体データ生成手段は、電池からの電力供給を受けて作動するので、生体データを継続的に収集することができる。

20

【 0 0 2 0 】

本発明の請求項 2 に記載の生体情報装置によれば、直径 15 mm 以下、厚さ 3 mm 以下の小型電池を用いるため、生体情報収集装置全体を小型化且つ軽量化することができ、マウス等の小型動物を生体として用いた場合であっても、生体の身体的負担を抑制できる。

【 0 0 2 1 】

本発明の請求項 3 に記載の生体情報収集装置によれば、生体データ生成手段は、第 1 所定時間が経過する毎に生体データを生成し、送信手段は、第 1 所定時間よりも長い第 2 所定時間が経過する毎に生体データを送信するので、電力消費量を抑制して、コイン電池の寿命を長くできる。特に、生体データの生成に要する消費電力よりも、生体データの送信に要する消費電力の方が遙かに大きいことから、生体データの送信頻度を低くして生体データを効率良く送信することにより、無駄な電力消費を回避することができる。

30

【 0 0 2 2 】

本発明の請求項 4 に記載の生体情報収集装置によれば、送信手段は、外部装置からの非接触給電を受電する非接触受電手段として機能し、外部装置からの電力供給を受けて作動するので、コイン電池からの電力供給を得ることなく生体データを送信することができる。よって、コイン電池の電力消費量を抑えることができ、コイン電池の寿命を長くできる。

【 0 0 2 3 】

本発明の請求項 5 に記載の生体情報収集装置によれば、生体データには、生体の水平方向への移動距離を示す移動距離データと、3 軸加速度センサが垂直方向へ第 1 所定距離を超えて移動したか否かを示す判定データと、が含まれるので、移動距離データに加え、生体の高さ方向における動作に関する判定データをも取得でき、生体の活動性向を客観的且つ多面的に把握することができる。よって、複数の異なる試験を行うことなく多面的なデータを一回の試験で取得することができるので、試験回数を削減でき、ひいては試験に用いられる生体の数を削減できる。

40

【 0 0 2 4 】

本発明の請求項 6 に記載の生体情報収集装置によれば、生体が立ち上がり動作を行ったか否かを判定するので、生体の活動性向を把握することができる。特に、マウス等の生体は、興奮時に立ち上がり動作を多く行う傾向があることから、立ち上がり動作の有無を判

50

定することにより、生体の興奮状態等を把握することができる。また、立ち上がり動作の有無は３軸加速度センサからのセンサ値に基づいて判定されるので、立ち上がり動作の有無を客観的且つ正確に把握することができる。

【００２５】

本発明の請求項７に記載の生体情報収集装置によれば、垂直方向に対する３軸加速度センサのＺ軸方向の傾き誤差に関連するオフセット値に基づいて判定が行われるので、子機の傾きに起因する検出誤差を補正することができ、より正確な判定を行うことができる。

【００２６】

本発明の請求項８に記載の生体情報収集装置によれば、所定条件が満たされた場合には、３軸加速度センサが垂直方向へ第１所定距離よりも短い第２所定距離を超えて移動したか否かを判定するので、生体の状態に応じた判定基準を用いた判定を行うことができる。所定条件としては、例えば生体が水平方向への移動も立ち上がり動作もしない状態が所定時間続くこととすることができる。薬物試験などにおいては、生体の活動量が徐々に低下していき、生存しているにも拘わらず水平方向への移動も立ち上がり動作もしない状態となる場合がある。このような場合、検出される水平方向への移動距離及び立ち上がり動作回数は共にゼロとなり、生存しているのか否かの判断が付きにくくなる。しかしながら、所定条件が満たされた場合に、判定基準を第２所定距離へ変更することにより、生体の僅かな動きを検出することができ、これを生体が生存しているか否かの判断材料とすることができる。

【００２７】

本発明の請求項９に記載の生体情報収集システムによれば、請求項１～７の何れかに記載の生体情報収集装置を備えるので、上述したのと同様の作用効果が得られる。また、外部装置は生体データを表示する表示手段を備えるので、生体情報を視覚的に確認することができる。

【００２８】

本発明の請求項１０に記載の生体情報収集システムによれば、移動距離データに基づき生体の積算移動距離を算出する算出手段を備えるので、生体の総合的な活動量を把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【００２９】

【図１】本発明の第１実施形態に係る生体情報収集システムを示す概略図。

【図２】図１に示す生体情報システム収集システムが備える子機を示す斜視図。

【図３】図１に示す生体情報システム収集システムが備える子機、親機、及びサーバの構成を示すブロック図。

【図４】図３に示すサーバに記憶される個体データテーブルの構成を示す図。

【図５】図３に示すサーバに記憶される生体データテーブルの構成を示す図。

【図６】図３に示すサーバの表示部に表示される生体情報管理画面を示す図。

【図７】図３に示す子機において実行されるメイン処理を示すフローチャート。

【図８】図３に示す子機において実行される測定処理を示すフローチャート。

【図９】図８のＳ２３にて実行される演算処理を示すフローチャート。

【図１０】本発明の第２実施形態に係る測定処理を示すフローチャート。

【図１１】図１０のＳ５０にて実行される閾値変更処理を示すフローチャート。

【図１２】本発明の第３実施形態に係る子機及び親機の構成を示すブロック図。

【図１３】図１２に示す子機において実行される生体データ検出送信処理を示すフローチャート。

【図１４】本発明の第４実施形態に係る子機の構成を示すブロック図。

【図１５】図１４に示す子機において実行されるメイン処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【００３０】

[第１実施形態]

10

20

30

40

50

以下、添付図面を参照して、本発明の第 1 実施形態に係る生体情報収集システムについて説明する。

【0031】

図 1 を参照して、図示の生体情報収集システム 1 は、モデル生体 S が収容されるケーシング 2 と、モデル生体 S に埋め込まれて利用される生体情報収集装置としての子機 3 と、子機 3 との間で通信を行う親機 4 と、親機 4 との間で通信を行うサーバ 5 とを備える。本実施形態においては、モデル生体 S としてマウスを用いる。また、親機 4 とサーバ 5 により外部装置が構成される。

【0032】

図 2 及び図 3 をも参照して、子機 3 は、表面に防水コーティングが施されたケーシング 3 1 と、電源回路部 3 2 と、通信接続部 3 3 と、温度センサ 3 4 と、3 軸加速度センサ 3 5 と、制御部 3 6 と、を備える。電源回路部 3 2、通信接続部 3 3、3 軸加速度センサ 3 5、及び制御部 3 6 は、ケーシング 3 1 に収容保持され、また、ケーシング 3 1 には電力供給手段としての電池（本実施形態ではコイン電池 B）が収容される。本実施形態ではモデル生体 S としてマウスを用いることから、使用する電池（コイン電池 B）は、直径が約 15 mm 以下、高さが約 3 mm 以下であるのが好ましい。このような小型の電池を用いることにより、子機 3 全体を小型化且つ軽量化して、モデル生体 S への身体的負担を軽減できる。

【0033】

電源回路部 3 2 は、コイン電池 B から供給された電圧を安定化させて、子機 3 の各部に電源電圧を供給する。通信接続部 3 3 は、第 1 接続手段 C 1 により親機 4 と通信接続が可能であり、本実施形態では第 1 接続手段 C 1 として近距離無線通信としてのブルートゥースローエナジー（登録商標）を用いる。温度センサ 3 4 はモデル生体 S の体温に係る値を計測するものであって、本実施形態では接触式温度センサを用いる。この温度センサ 3 4 は、モデル生体 S の体内組織に直接接触可能なようにケーシング 3 1 の外部に配置され、子機 3 の各部とはリード線 L を介して接続されている。3 軸加速度センサ 3 5 はモデル生体 S の動きに応じて 3 軸（X 軸、Y 軸、Z 軸）の 3 方向の加速度を計測する。

【0034】

制御部 3 6 は、子機 3 内の各部を制御するものであって、例えば MPU 等のマイクロコンピュータから構成され、種々の演算処理等を行う制御手段 3 6 1 と、記憶手段 3 6 2 と、を備える。記憶手段 3 6 2 は、ROM 及び RAM を備えて構成され、子機 3 に付与された識別コードや所定のプログラム等が予め格納されている。制御手段 3 6 1 は、記憶手段 3 6 2 に格納されている各種プログラムに従い後述の各種処理を実行することにより、モデル生体 S の生体データを検出する生体データ検出手段やオフセット値算出手段として機能すると共に、送信手段としての通信接続部 3 3 を制御して生体データを親機 4 へ送信させる。

【0035】

本実施形態における生体データには、モデル生体 S の水平方向における移動距離（単位時間移動距離）、体温、及び立ち上がり動作回数を示すデータ（移動距離データ、体温データ、判定データ）が含まれる。本実施形態においては、第 1 所定時間（本例では 1 分）が経過する毎に、モデル生体 S の水平方向における移動距離、体温、及び立ち上がり動作回数を示すデータが生成され、これらデータが生体データとして記憶手段 3 6 2 の所定領域に記憶される。

【0036】

より具体的に、記憶手段 3 6 2 はリングバッファメモリ（図示せず）を備え、このリングバッファメモリのメモリ領域には、先頭アドレスから最終アドレスまで順に生体データが格納され、これにより複数セット分（本例では 4 セット分）の生体データがリングバッファメモリに格納される。リングバッファメモリの最終アドレスまで生体データが格納されると、先頭アドレスに格納された最も古い生体データが消去されるとともに、最も新しい生体データが先頭アドレスに格納される。以下同様にして、先頭から 2 番目のアドレス

10

20

30

40

50

に格納された最も古い生体データが消去されるとともに、最も新しい生体データが先頭から 2 番目のアドレスに格納され、このようにして最も古い生体データが最も新しい生体データによって順次上書きされる。

【0037】

このように記憶された生体データは、第 2 所定時間（本例では 4 分）が経過する毎に通信接続部 33 から親機 4 へ送信される。即ち、4 セット分の生体データがまとめて親機 4 へ送信される。なお、モデル生体 S の移動距離は 50 msec 間隔で算出され、モデル生体の体温は 1 分間隔で算出される。

【0038】

親機 4 は、サーバ 5 と子機 3 との通信を中継するものであって、制御部 41 と、第 1 通信接続部 42 と、第 2 通信接続部 43 と、を備え、サーバ 5 からの電力供給を受けて動作するように構成されている。制御部 41 は、親機 4 内の各部を制御するものであって、例えば MPU から構成され、各種の演算処理等を行う制御手段と、各種データを格納する記憶手段とを備える。第 1 通信接続部 42 は、第 1 接続手段 C1 により子機 3 との通信接続を行い、第 2 通信接続部 43 は、第 2 接続手段 C2 によりサーバ 5 との通信接続を行う。本実施形態においては、第 2 接続手段 C2 として USB ケーブルを用いる。

【0039】

サーバ 5 は、通信接続部 51 と、制御部 52 と、入力操作部 53 と、表示部 54 と、を備え、図示しない電源プラグや AC アダプタ等を用いて外部からの電源供給を受けるように構成されている。通信接続部 51 は、第 2 接続手段 C2 により親機 4 との通信接続を行う。

【0040】

制御部 52 は、サーバ 5 の各部を制御するものであって、各種演算処理を行う制御手段 521 と、記憶手段 522 と、を備える。記憶手段 522 には、各種制御プログラムが記憶される他、モデル生体 S の個体データを記憶する個体データテーブル T1 及びモデル生体 S の生体データを格納する生体データテーブル T2 が記憶されている。個体データテーブル T1 及び生体データテーブル T2 の具体例を図 4 及び図 5 にそれぞれ示す。個体データテーブル T1 には、個々のモデル生体 S 毎に、識別コード、体長、体重、性別、日齢等が格納されている。一方、生体データテーブル T2 には、個々のモデル生体 S 毎に、子機 3 から提供された 1 分毎の生体データ、即ち、モデル生体 S の移動距離、体温、及び立ち上がり動作回数を示すデータが格納されると共に、移動距離に基づき制御手段 521（算出手段）により算出された積算移動距離が格納される。

【0041】

操作入力部 53 は、使用者からの操作入力情報を入力して制御部 52 に通知するものであって、例えばキーボードやマウス等から構成される。表示部 54 は表示画面 541 を備え、表示手段として機能する。表示部 54 は、制御部 52 からの制御指令に基づき、図 6 に例示する生体情報管理画面 D を含む種々の画像を表示画面 541 に表示する。図 6 に例示する生体情報管理画面 D には、個々のモデル生体 S に対応する複数（ここでは 3 つ）の設定領域 R1 と、選択されたモデル生体 S の生体データをグラフ表示するグラフ表示領域 R2 と、グラフ表示領域 R2 に表示する生体データの日時を指定する日時指定領域 R3 が含まれる。

【0042】

各設定領域 R1 には、オフセットボタン B1 及び測定開始ボタン B2 が表示されている。使用者がオフセットボタン B1 をクリックすると、オフセット信号が親機 4 を介して子機 3 へ出力される。また、使用者が測定開始ボタン B2 をクリックすると、測定開始信号が親機 4 を介して子機 3 へ出力される。

【0043】

グラフ表示領域 R2 には、選択された 1 のモデル生体 S の生体データであって、日時指定領域 R3 で指定された日時に対応する生体データがグラフ表示される。図 6 に示す例では、1 分毎の移動距離が棒グラフで表示され、体温が折れ線グラフで表示されている。ま

10

20

30

40

50

た、グラフ表示領域 R 2 の下方に設けられた立ち上がり表示部 R 2 1 には、ドットの表示 / 非表示により立ち上がり動作の有無が表示されている。なお、本実施形態においては、立ち上がり表示部 R 2 1 をマウスクリックすると、具体的な立ち上がり動作回数が表示されるように構成されている。また、図 6 に示す例では、モデル生体 S の生体データに加え、モデル生体 S の積算移動距離もグラフ表示領域 R 2 に折れ線グラフで表示されている。

【 0 0 4 4 】

このように構成された生体情報収集システム 1 では、使用者はまず、子機 3 を対応のモデル生体 S の体内（例えば背中や腹部）に埋め込んで装着させる。このとき使用者は、モデル生体 S が 4 つ足で真っ直ぐに立った姿勢（基本姿勢）を基準として、子機 3 の X, Y 軸方向が水平方向となり、子機 3 の Z 軸方向が垂直方向となるように装着させる。次に使用者は、モデル生体 S を基本姿勢に維持した状態において、オフセットボタン B 1 をクリックし、子機 3 に後述のオフセット処理を実行させる。次に、モデル生体 S をケージ 2 に放し、測定開始ボタン B 2 をクリックすることにより、子機 3 に後述の測定処理を開始させる。測定処理では、上述したように、1 分経過毎にモデル生体 S の水平方向における移動距離、体温、立ち上がり動作回数を示すデータ（移動距離データ、体温データ、及び判定データ）が生体データとして記憶手段 3 6 2 に格納され、4 分経過毎に、4 セット分の生体データが親機 4 を介してサーバ 5 1 へ送信される。

10

【 0 0 4 5 】

次に、子機 3 の制御手段 3 6 1 により実行されるメイン処理及び測定処理について順に説明する。これらメイン処理及び測定処理は、予め子機 3 の記憶手段 3 6 2 に格納されているプログラムに基づいて実行される。

20

【 0 0 4 6 】

まず、メイン処理について図 7 に示すフローチャートを参照して説明する。メイン処理が開始されると、制御手段 3 6 1 はまず初期設定を行い（S 1）、次に親機 4 との間で通信を試みる（S 2）。制御手段 3 6 1 は、親機 4 との通信が確立したか否かを判定し（S 3）、一定時間（例えば 30 秒）待機しても通信が確立しなかった場合には（S 3 : NO）、そのまま S 1 3 へ移行する。一方、通信が確立した場合には（S 3 : YES）、子機 3 の現在のモードが設定モードか否かを判定する（S 4）。現在のモードが設定モードの場合には（S 4 : YES）、オフセット信号を受信したか否かを判定する（S 5）。上述したように、オフセット信号は、図 6 に示す生体情報管理画面 D において、使用者が対応のオフセットボタン B 1 をクリックすると、サーバ 5 から親機 4 を介して子機 3 へ送信される。S 5 で一定時間（例えば 30 秒）待機してもオフセット信号を受信しない場合には（S 5 : NO）、S 7 へ移行する。

30

【 0 0 4 7 】

一方、S 5 でオフセット信号を受信したと判断した場合には（S 5 : YES）、オフセット処理を行い（S 6）、S 7 へ移行する。S 6 で実行されるオフセット処理では、3 軸加速度センサ 3 5 からのセンサ値に基づき、垂直方向に係るオフセット値を求め、このようにして求めたオフセット値を記憶手段 3 6 2 の所定領域に格納する。このオフセット値は、子機 3（モデル生体 S）の垂直方向（高さ方向）への移動距離の検出誤差の補正に利用される。即ち、子機 3 は、モデル生体 S の基本姿勢を基準として、子機 3 の Z 軸方向が垂直方向と一致するように埋め込まれるのが理想的であるが、子機 3 の Z 軸方向が垂直方向に対して傾いて装着される場合があり、このような場合には、垂直方向におけるモデル生体 S の移動距離に検出誤差が生じてしまう。そこで、予め子機 3 の垂直方向に対するオフセット値を求めておき、このオフセット値に基づいて垂直方向への移動距離を算出することにより、子機 3 の傾きに起因する移動距離の検出誤差を補正することができる。

40

【 0 0 4 8 】

S 7 では、測定開始信号を受信したか否かを判定する。上述したように、この測定開始信号は、使用者により測定開始ボタン B 2（図 6）がクリックされると、サーバ 5 から親機 4 を介して子機 3 へ送信される。一定時間（例えば 30 秒）待機しても測定開始信号が受信されない場合には（S 7 : NO）、S 1 2 へ移行する。一方、測定開始信号が受信さ

50

れた場合には (S 7 : Y E S)、子機 3 のモードを測定モードへ変更し (S 8)、S 1 2 へ移行する。S 1 2 では、親機 4 との通信を切断する。所定の通信間隔 (例えば、4 分間) だけ待機し (S 1 3)、その後 S 2 へ戻る。

【 0 0 4 9 】

一方、S 4 にて現在のモードが設定モードでないと判定した場合には (S 4 : N O)、現在のモードは測定モードであることを意味し、データ送信要求があるか否かを判定する (S 9)。データ送信要求がある場合には (S 9 : Y E S)、データ送信処理を行い (S 1 0)、送信間隔カウンタ K をリセットして (S 1 1)、S 1 2 へ移行する。S 1 0 で行われるデータ送信処理については後述する。

【 0 0 5 0 】

次に、測定処理について図 8 に示すフローチャートを参照して説明する。この測定処理は、メイン処理とは別タスクとして動作するものであって、所定の測定間隔で起動する。本実施形態においては、測定間隔は 5 0 m s e c に設定され、5 0 m s e c 経過毎に測定処理が開始される。

【 0 0 5 1 】

測定処理では、子機 3 の現在のモードが測定モードであるか否かを判定する (S 2 1)。現在のモードが測定モードでない場合には (S 2 1 : N O)、測定処理を終了する。一方、現在のモードが測定モードの場合には (S 2 1 : Y E S)、3 軸加速度センサ 3 5 から X、Y、Z 軸方向の加速度センサ値を取得すると共に、温度センサ 3 4 から温度センサ値を取得し (S 2 2)、演算処理を実行する (S 2 3)。この演算処理について図 9 に示すフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 5 2 】

演算処理が開始されると、制御手段 3 6 1 はまず、3 軸加速度センサ 3 5 からのセンサ値に基づき、モデル生体 S の水平方向における移動距離 d を算出する (S 4 1)。次に、移動距離 d を、既存の移動距離 D に加算して保存する ($D \leftarrow D + d$) (S 4 2)。そして、3 軸加速度センサ 3 5 からのセンサ値及びオフセット値に基づき垂直方向におけるモデル生体 S の移動距離を算出し (S 4 3)、S 4 3 にて算出された移動距離及に基づき、モデル生体 S が立ち上がり動作を行ったか否かを判定する (S 4 4)。ここでは、S 4 3 にて算出された移動距離に基づき、モデル生体 S が垂直方向へ所定の閾値 (例えば 3 0 m m) を超えて移動したか否か (より正確には、モデル生体 S に装着された子機 3 が備える 3 軸加速度センサ 3 5 が、高さ方向へ所定の閾値を超えて移動したか否か) を判定し、閾値を超えて移動した場合には、モデル生体 S が立ち上がり動作を行ったと判定し、閾値を超えて移動していない場合には、モデル生体 S は立ち上がり動作を行わなかったと判定する。

【 0 0 5 3 】

そして、S 4 4 にて、立ち上がり動作を行ったと判定した場合には (S 4 4 : Y E S)、立ち上がり動作カウンタ i に 1 を加算して ($i \leftarrow i + 1$) (S 4 5)、演算処理を終了して図 8 の S 2 4 へ移行する。一方、立ち上がり動作を行わなかったと判定した場合には (S 4 4 : N O)、そのまま演算処理を終了して図 8 の S 2 4 へ移行する。

【 0 0 5 4 】

図 8 へ戻り、S 2 4 では、計測間隔カウンタ j により第 1 所定時間 (本実施形態では 1 分間) が計測されたか否かを判定する (S 2 4)。第 1 所定時間が計測されていない場合には (S 2 4 : N O)、そのまま測定処理を終了する。一方、第 1 所定時間が計測された場合には (S 2 4 : Y E S)、温度センサ 3 4 からのセンサ値に基づきモデル生体 S の体温 (6 0 秒間の平均体温) を算出し (S 2 5)、S 2 5 で算出された体温を示す体温データと、S 4 2 で更新された移動距離 D を示す移動距離データと、立ち上がり動作カウンタ i に記憶された立ち上がり動作回数を示す判定データとを、生体データとして記憶手段 3 6 2 の所定領域に格納する (S 2 6)。次に、移動距離 D、立ち上がり動作カウンタ i、及び計測間隔カウンタ j をリセットし (S 2 7)、送信間隔カウンタ k が第 2 所定時間 (本実施形態では 4 分間) を計測したか否かを判定する (S 2 8)。第 2 所定時間を計測して

10

20

30

40

50

いない場合には (S 2 8 : N O)、そのまま測定処理を終了する。一方、第 2 所定時間を計測した場合には (S 2 8 : Y E S)、データ送信要求を出力し (S 2 9)、測定処理を終了する。

【 0 0 5 5 】

このように S 2 9 にてデータ送信要求が出力されると、図 7 の S 9 にて肯定判断がされ (S 9 : Y E S)、S 1 0 にてデータ送信処理が行われる。このデータ送信処理では、子機 3 に予め付与された識別コードに、記憶手段 3 6 2 の所定領域に格納された複数セット (ここでは 4 セット) 分の生体データが添付されて、親機 4 へ送信される。

【 0 0 5 6 】

子機 3 から親機 4 へこのように送信された生体データは、親機 4 の第 1 通信接続部 4 2 により受信され、第 2 通信接続部 4 3 からサーバ 5 へ送信される。サーバ 5 の通信接続部 5 1 が親機 4 からの生体データを受信すると、サーバ 5 の制御手段 5 2 1 は、生体データと共に受信した識別番号によりモデル生体 S の個体を特定すると共に、生体データの受信日時に基づき、受信した 4 セット分の生体データの検出日時 (生成日時) を特定し、記憶手段 5 2 5 に記憶されている生体データテーブル T 2 の所定領域に各生体データを格納する。また、各生体データに含まれる移動距離データに基づき積算移動距離を算出して、これを生体データテーブル T 2 の所定領域に格納する。

【 0 0 5 7 】

このように、本実施形態によれば、温度センサ 3 4 及び 3 軸加速度センサ 3 5 からのセンサ値に基づいてモデル生体 S の生体データを取得できるので、客観的且つ正確な生体データを確実に取得することができ、モデル生体 S の体温や活動量を正確に把握することができる。また、電源として小型のコイン電池 B を用いるため、子機 3 全体の大きさ及び重量を小さくでき、モデル生体 S として小型動物を利用した場合であっても、子機 3 が装着されるモデル生体 S への負担を軽減できると共に、モデル生体 S への装着作業も容易にできる。即ち、生体の体内に埋め込まれて使用される従来の検出装置の場合、当該検出装置の装着に際しては大がかりな手術が必要とされ、生体への身体的負担が大きいと共に、装着作業を短時間に行うことができなかった。これに対し、本実施形態における子機 3 の場合には、モデル生体 S の皮膚の一部を切開して子機 3 を挿入するだけで装着が可能であり、従来のような大がかりな手術を行うことなく短時間で装着させることができる。

【 0 0 5 8 】

更に、本実施形態においては、生体データは第 1 所定時間が経過する毎に生成されて保存され、第 2 所定時間が経過する毎に送信され、第 2 所定時間は第 1 所定時間よりも長く設定されているので、複数セット分の生体データがまとめて親機 4 へ送信される。換言すると、生体データが複数回 (複数セット分) 生成されて記憶されるごとに、生体データの送信を 1 回行うように構成されている。よって、生体データを個々のセット毎に送信する場合と比較して、コイン電池 B の電池消費量を少なくできる。特に、生体データの検出・算出に要する消費電力よりも、生体データの送信に要する消費電力の方が遙かに大きいことから、生体データの送信頻度を低くすることにより電力消費量が抑えられ、小型のコイン電池 B を用いた場合であっても、比較的長期間に亘る生体データの収集が可能になる。

【 0 0 5 9 】

また、本実施形態においては、単位時間当たりの移動距離に加え、立ち上がり動作回数をも検出できるので、モデル生体 S の活動性向をより正確に把握することができる。即ち、モデル生体 S は興奮時に立ち上がり動作を多く行う傾向があることから、モデル生体 S の水平方向への移動距離に加えて立ち上がり動作回数を把握することにより、例えば薬物が与えるモデル生体 S への影響等を多面的に評価することができる。さらに、本実施形態においては、子機 3 のモデル生体 S 内における傾きを考慮して垂直方向への移動距離を算出するため、子機 3 の傾きに起因する検出誤差を補正することができ、立ち上がり動作回数をより正確に検出することができる。

【 0 0 6 0 】

ここで、子機 3 から親機 4 へ一度に送信できるデータは、そのデータ長が固定とされて

いる。よって、子機 3 から親機 4 へ送信される生体データのデータ量の多寡に拘わらず、一度に送信されるデータのデータ長及びデータ送信に費やされる電力量は変わらない。そこで、子機 3 から親機 4 へのデータ送信を効率よく行うためには、一度に送信できるデータの固定データ長を超えない範囲で、一度に送信する生体データのデータ量を可及的に大きくするのが好ましい。この点、本実施形態では、一度に送信される生体データのセット数を例えば「4」とすることで、一度に送信される生体データのセット数を、一度に送信できるデータの固定データ長を超えない範囲で最大となるように予め設定しているので、データ長が固定されたデータ送信を効率良く行うことができ、ひいてはコイン電池 B の電力を無駄なく利用できる。

【0061】

更に、子機 3 における生体データはリングバッファメモリに格納され、所定数を超える数の生体データが保存されることはないため、仮に所定タイミング（前回の送信から 4 分後のタイミング）におけるデータ送信に失敗しても、一回のデータ送信処理（図 7 の S 10）にて所定数を超える数の生体データ（例えば 5 セット分の生体データ）が送信されることがなく、上述したような効率の良いデータ送信を確実に行うことができる。なお、このようなデータ送信の失敗が生じた場合には、1 又は複数セット分の生体データがサーバ 5 へ送信されずに消去されることになるが、このようにして生じる生体データの抜けは全体から見れば僅かであるため問題とならない。

[第 2 実施形態]

次に、本発明の第 2 実施形態に係る生体情報収集システムについて説明する。本実施形態に係る生体情報収集システムは、上述した第 1 実施形態に係る生体情報収集システムとほぼ同一であるが、図 10 に示す様に、子機 3 で実行される測定処理では、ステップ S 24 で肯定判断されると閾値変更処理（S 50）が実行される点で異なる。

【0062】

この閾値変更処理は、所定条件が満たされた場合に、モデル生体 S の立ち上がり動作の有無を判定する際の閾値を変更するものである。本実施形態においては、モデル生体 S が水平方向への移動も立ち上がり動作もしない状態が所定時間続くことを所定条件とし、この所定条件が満たされた場合には、閾値の値を当初の値よりも小さく設定する。例えば、薬物試験などにおいては、モデル生体 S の活動量が徐々に低下していき、生存しているにも拘わらず水平方向への移動も立ち上がり動作もしない状態となる場合がある。このような場合、上記実施形態においては、検出される移動距離及び立ち上がり動作回数は共にゼロとなり、生存しているか否かの判断が付きにくくなる。しかしながら、本実施形態では、所定条件が満たされた場合には、当初の閾値よりも低い第 2 の閾値へ変更することにより、モデル生体 S の僅かな動きを検出し、これをモデル生体 S が生存しているか否かの判断材料とすることができる。

【0063】

図 10 の S 50 で実行される閾値変更処理について、図 11 に示すフローチャートを参照して説明する。この閾値変更処理では、まず現在の閾値が第 2 の閾値か否かを判定する（S 51）。現在の閾値が既に第 2 の閾値に設定されている場合には（S 52：YES）、そのまま閾値変更処理を終了する。一方、現在の閾値が第 2 の閾値でない場合には（S 51：NO）、現在の閾値は当初の閾値（第 1 の閾値：第 1 所定距離）であることを意味し、移動距離 D が 0 であるか否かを判定する（S 52）。移動距離 D が 0 であれば（S 52：YES）、立ち上がり動作カウンタ i の値が 0 か否かを判定する（S 53）。立ち上がり動作カウンタ i の値が 0 であれば（S 53：YES）、閾値変更カウンタ m の値が所定値 n を超えたか否かを判定する（S 54）。所定値 n を超えていない場合には（S 54：NO）、閾値変更カウンタ m の値に 1 を加算して（S 56）、閾値変更処理を終了する。一方、所定値 n を超えた場合には（S 54：YES）、所定条件が満たされたこと（即ち、モデル生体 S が水平方向への移動も立ち上がり動作もしない期間が所定時間を超えたこと）を意味し、閾値を第 2 の閾値（第 2 所定距離）へ変更すると共に、閾値の変更をサーバ 5 へ報告し（S 55）、閾値変更処理を終了する。閾値の変更をサーバ 5 へ報告する

ことにより、サーバ 5 側では、子機 3 から送られてくる判定データが、立ち上がり動作回数を示すものであるか、あるいは第 2 の閾値に基づくモデル生体 S の僅かな動きの回数を示すものであるかを認識することができる。

【 0 0 6 4 】

一方、S 5 2 において移動距離 D が 0 でない (S 5 2 : N O)、或いは S 5 3 において立ち上がり動作カウンタ i の値が 0 なければ (S 5 3 : N O)、閾値変更カウンタ m の値を 0 にセットし (S 5 7)、閾値変更処理を終了する。

【 0 0 6 5 】

なお、閾値を変更するか否かの判断基準となる所定時間は、少なくともモデル生体 S の平均睡眠時間を超える必要があり、平均睡眠時間に個体差を考慮した値を加算した時間とすることが好ましい。また、生体情報管理画面 D に他の領域 (図示せず) を設け、ここに閾値変更後の判定データを示すようにしてもよい。

10

【 0 0 6 6 】

本実施形態においては、モデル生体 S が水平方向への移動も立ち上がり動作もしない期間が所定時間を超えたか否かを子機 3 の制御手段 3 6 1 により判定する構成としたが、例えば、子機 3 からの生体データに基づいてサーバ 5 (サーバ 5 の制御手段 5 2 1) がこれを判定する構成としてもよい。この場合には、サーバ 5 によりモデル生体 S が水平方向への移動も立ち上がり動作もしない期間が所定時間を超えたと判定された場合には、サーバ 5 は閾値変更信号を親機 4 を介して子機 3 へ送信し、子機 3 は、サーバ 5 からの閾値変更信号を受信した場合には、所定条件が満たされたとして、閾値を第 2 の閾値へ変更すれば

20

【 0 0 6 7 】

[第 3 実施形態]

次に、本発明の第 3 実施形態に係る生体情報収集システムについて説明する。なお、上述した第 1 及び第 2 実施形態に係る生体情報収集システムと実質同一の構成には同一の符号を付し、詳細な説明は省略する。

【 0 0 6 8 】

本実施形態に係る生体情報収集システムは、子機 3 及び親機 4 に代えて、図 1 2 に示す子機 3 A 及び親機 4 A を備える。

【 0 0 6 9 】

子機 3 A は、電池を内蔵しない所謂パッシブタイプの非接触 I C タグと同様に構成され、ケーシング 3 1 (図 2) と、通信接続部 3 3 A と、温度センサ 3 4 と、制御部 3 6 と、を備える。通信接続部 3 3 A は、非接触受電手段として機能し、アンテナ部 3 3 1 と、電源部 3 3 2 と、送信制御部 3 3 3 と、受信制御部 3 3 4 を備える。

30

【 0 0 7 0 】

アンテナ部 3 3 1 は、コイルとコンデンサからなる並列共振回路で構成され、2 次コイルとして作用し、コイルに誘起された交流電圧を電源部 3 3 2 に伝送する。電源部 3 3 2 は、アンテナ部 3 3 1 から受信した電圧を整流して、子機 3 A の各部に電源電圧を供給する。送信制御部 3 3 3 は、制御部 3 6 から入力された送信データに基づきアンテナ部 3 3 1 における磁界を負荷変調し、これによって、アンテナ部 3 3 1 を介して親機 4 A へデータを送信する。受信制御部 3 3 4 は、アンテナ部 3 3 1 にて受信したデータを復号処理して制御部 3 6 へ出力する。

40

【 0 0 7 1 】

親機 4 A は、電磁誘導方式で子機 3 A へ非接触給電すると共に子機 3 A からデータを受信し、子機 3 A から受信したデータをサーバ 5 へ転送する非接触電力伝送装置として構成されている。より具体的に、親機 4 A は、制御部 4 1 と、第 1 通信接続部 4 2 A と、第 2 通信接続部 4 3 と、を備え、第 1 通信接続部 4 2 A は、アンテナ部 4 2 1 と、送信制御部 4 2 2 と、受信制御部 4 2 3 と、を備える。送信制御部 4 2 2 は、所定周波数の搬送波 (例えば 1 3 . 5 6 M H z) を発生させてアンテナ部 4 2 1 に印加する。

【 0 0 7 2 】

50

アンテナ部 4 2 1 は、ケージ 2 の内部又はその近傍位置に配設され、例えば子機 3 A が装着されたモデル生体 S がケージ 2 内の所定領域内に位置すると、アンテナ部 4 2 1 と子機 3 A との距離が所定の給電距離（例えば 2 5 mm）以内となるようにされている。アンテナ部 4 2 1 は、コイルとコンデンサからなる並列共振回路で構成され、1 次コイルとして作用し、送信制御部 4 2 2 から出力される搬送波に応じた交流電界を発生させる。受信制御部 4 2 3 はアンテナ部 4 2 1 にて受信したデータを復号処理して制御部 4 1 へ出力する。

【0073】

このように構成された生体情報収集システムでは、親機 4 A のアンテナ部 4 2 1 で発生された交流電界による磁気結合の結果、子機 3 A 側のアンテナ部 3 3 1 に起電力が誘起され、これにより親機 4 A から子機 3 A へ非接触給電がなされる。一方、モデル生体 S（モデル生体 S に装着された子機 3 A）が親機 4 A による給電範囲（例えば、アンテナ部 4 2 1 から半径 2 5 mm の領域）から外れると、親機 4 A のアンテナ部 4 2 1 から子機 3 A（アンテナ部 3 3 1 A）までの距離が給電範囲から外れ、この場合には親機 4 A から子機 3 A への給電が中断される。

10

【0074】

次に、子機 3 の制御手段 3 6 1 により実行される生体データ検出送信処理について図 1 3 のフローチャートを参照して説明する。この生体データ検出送信処理は、予め子機 3 A の記憶手段 3 6 2 に格納されているプログラムに基づき実行される。

20

【0075】

生体データ検出送信処理は、モデル生体 S が親機 4 A による給電範囲に入り、子機 3 A が親機 4 A からの給電を受けると自動的に開始され、給電が中断すると中断される。この生体データ検出送信処理では、制御手段 3 6 1 は先ず、温度センサ 3 4 からのセンサ値を取得し（S 6 1）、取得したセンサ値に基づきモデル生体 S の体温を算出する（S 6 2）。そして、S 6 2 で算出した体温を生体データとして、予め割り当てられている識別コードに添付して親機 4 A へ送信する（S 6 3）。所定時間（例えば 1 分間）待機し（S 6 4）、S 6 1 へ戻り、上記処理を繰り返す。

【0076】

このようにして親機 4 A へ送信された生体データはサーバ 5 へ転送され、サーバ 5 の記憶手段 5 2 2 における所定領域に格納される。

30

【0077】

このように、子機 3 A は、親機 4 A からの給電を受けて生体データの検出を行うと共に、親機 4 A からの給電に重畳させて生体データを親機 4 A へ送信するので、子機 3 A に電池を搭載させる必要がなく、子機 3 A 全体の重量及び大きさを最小限にでき、モデル生体 S への負担を軽減できる。

[第 4 実施形態]

次に、本発明の第 4 実施形態に係る生体情報収集システムについて説明する。なお、上述した第 1 ～ 第 3 実施形態に係る生体情報収集システムと実質同一の構成には同一の符号を付し、詳細な説明は省略する。

40

【0078】

本実施形態に係る生体情報収集システムは、子機 3、3 A に代えて図 1 4 に示す子機 3 B を備え、また上述したサーバ 5 及び親機 4 A を備える。

【0079】

子機 3 B は、電池を備えた所謂セミアクティブタイプの非接触 IC タグと同様に構成されている。より具体的に、子機 3 B は、ケーシング 3 1（図 2）と、電源回路部 3 2 と、通信接続部 3 3 A と、温度センサ 3 4 と、3 軸加速度センサ 3 5 と、制御部 3 6 と、を備え、またケーシング 3 1 にはコイン電池 B が収容される。

【0080】

本実施形態においては、温度センサ 3 4、3 軸加速度センサ 3 5、及び制御部 3 6 は、コイン電池 B からの電力供給を受けて作動し、通信接続部 3 3 A は親機 4 A から供給され

50

た電力により作動する。よって、電力消費の大きい親機 4 A との通信は、親機 4 A から供給された電力を用いて行い、コイン電池 B の電力消費量を抑制する。

【 0 0 8 1 】

本実施形態における子機 3 B では、上述した測定処理（図 8）が実行される他、上述したメイン処理（図 7）に代えて、図 1 5 に示すメイン処理が実行される。これらの各種処理は、記憶手段 3 6 2 に予め記憶されている各種制御プログラムに基づき制御手段 3 6 1 により実行される。

【 0 0 8 2 】

図 1 5 を参照して、このメイン処理では、制御手段 3 6 1 はまず初期設定を行い（S 7 1）、子機 3 B の現在のモードが設定モードか否かを判定する（S 7 2）。現在のモードが設定モードであれば（S 7 2：YES）、オフセット信号を受信したか否かを判定する（S 7 3）。オフセット信号を受信した場合には（S 7 3：YES）、上述したオフセット処理を行い（S 7 4）、次に測定開始信号を受信したか判定する（S 7 5）。測定開始信号を受信した場合には（S 7 5：YES）、子機 3 B のモードを測定モードへ変更し（S 7 6）、S 7 2 へ戻る。一方、S 7 3 にて一定時間（例えば 3 0 秒）待機してもオフセット信号を受信しない場合には（S 7 3：NO）、そのまま S 7 5 へ移行し、また S 7 5 にて一定時間（例えば 3 0 秒）待機しても測定開始信号を受信しない場合には（S 7 5：NO）、S 7 3 へ戻る。

【 0 0 8 3 】

S 7 2 にて、現在のモードが設定モードでない場合には（S 7 2：NO）、現在のモードは測定モードであるので、親機 4 A からの給電中か否かを判定する（S 7 7）。給電中であれば（S 7 7：YES）、データ送信要求があるか否かを判定する（S 7 8）。データ送信要求がある場合には（S 7 8：YES）、記憶手段 3 6 2 に記憶されている生体データを識別コードに添付して、通信接続部 3 3 B を介して親機 4 A へ送信する（S 7 9）。そして、送信間隔カウンタ K をリセットして（S 8 0）、S 7 2 へ戻る。一方、S 7 7 にて給電中でないと判定した場合（S 7 7：NO）、或いは S 7 8 にてデータ送信要求がないと判定した場合には（S 7 8：NO）、そのまま S 7 2 へ戻る。

【 0 0 8 4 】

このように構成された生体情報収集システムでは、使用者はまず、子機 3 B を対応のモデル生体 S の背中に所要の通りに埋め込んで装着させる。次に、モデル生体 S を所定領域内に配置し、親機 4 A と子機 3 B の間における通信（給電）を確立させると共に、モデル生体 S を基本姿勢に維持し、この状態でオフセットボタン B 1（図 6）をクリックする。すると、子機 3 B ではオフセット処理が実行される（S 7 3：YES、S 7 4）。次に測定開始ボタン B 2（図 6）をクリックすると、子機 3 B は測定モードへ切り替わり（S 7 5：YES、S 7 6）、モデル生体 S の生体データの検出が開始される。

【 0 0 8 5 】

このように、子機 3 B における生体データの送信は、親機 4 A から給電があるまで実行されず、子機 3 B が親機 4 A からの給電を受けると、子機 3 B は親機 4 A からの給電に重畳させて生体データを親機 4 A へ送信する。よって、コイン電池 B の電力消費量を大幅に抑えることができ、コイン電池 B ひいては子機 3 B の寿命を長くできる。また、温度センサ 3 4、3 軸加速度センサ 3 5、及び制御部 3 6 は、コイン電池 B からの電力供給を受けて作動するので、親機 4 A からの給電が中断された場合であっても、継続して生体データを検出することができる。

【 0 0 8 6 】

[実施例]

第 1 実施形態に係る生体情報収集システム 1 を用いて、次の条件で生体データを収集した。コイン電池 B にはパナソニック株式会社製の C R 1 2 2 5 を用いた。コイン電池 B を含む子機 3 全体の重さは 1 . 2 g であった。また、ケーシング 3 1 の寸法は縦約 2 3 . 0 mm × 横約 1 3 . 0 mm × 厚さ約 2 . 8 mm とした。モデル生体 S としてマウスを用い、このマウスの体長（尾を除く）は約 7 0 mm、体重は 2 5 g であった。子機 3 はマウスの

10

20

30

40

50

背中部分に埋め込んだ。生体データの格納時間間隔（第１所定時間）を１分間とし、生体データの送信時間間隔（第２所定時間）を４分間とした。その結果、１２０時間に亘って子機３から生体データを継続的に取得することができた。

【００８７】

以上、本発明の実施形態に係る生体情報収集システムについて添付の図面を参照して説明したが、本発明はかかる実施形態に限定されず、本発明の範囲を逸脱することなく種々の変形乃至修正が可能である。

【００８８】

例えば、第４実施形態においても、第２実施形態における閾値変更処理を実行してもよい。また、上記実施形態においては、測定開始ボタンＢ２がクリックされるとサーバ５から測定開始信号が送信される構成としたが、サーバ５側にて測定開始予約時刻を設定しておき、測定開始予約時刻到達時に測定開始信号を送信するように構成しても良く、或いは測定開始ボタンＢ２がクリックされてから所定時間経過後に測定開始信号を送信する構成としてもよい。

10

【００８９】

第４実施形態においては、測定処理におけるＳ２８（図８）及びメイン処理におけるＳ８０の処理を省略し、生体データが格納される度にデータ送信要求を出力する構成としてもよい。第４実施形態においては、生体データの送信に係る電力は親機４Ａから供給されるため、このように構成してもコイン電池Ｂの寿命は変わらない。

20

【００９０】

上記実施形態においては、モデル生体Ｓの立ち上がり動作回数を示すデータ（判定データ）を子機３，３Ｂから出力したが、判定データはモデル生体Ｓが単に立ち上がり動作を行ったか否か（即ち、３軸加速度センサ３５が垂直方向に所定距離を超えて移動したか否か）を示すものであってもよい。

【００９１】

更に、上記実施形態においては、測定処理は５０ｍｓ経過毎に実行したが、測定処理の実行間隔はこれに限定されず、例えば図６に示す生体情報管理画面Ｄにおいて使用者が任意に設定できる構成としてもよい。同様に、生体データの送信時間間隔も、生体情報管理画面Ｄにおいて使用者が任意に設定できる構成としてもよい。

30

【００９２】

上記実施形態においては、マウスをモデル生体Ｓとして用いたが、モデル生体Ｓはマウスに限定されず、ラット等の他の生体を用いることが可能であるのは言うまでもない。

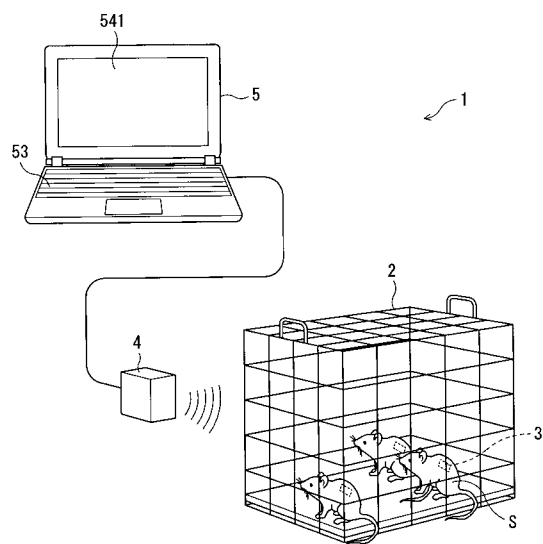
【符号の説明】

【００９３】

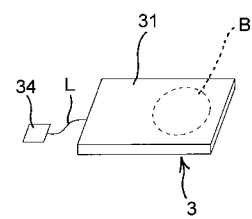
- １ 生体情報収集システム
- ２ ケージ
- ３，３Ａ，３Ｂ 子機
- ４，４Ｂ 親機
- ５ サーバ
- ３１ ケーシング
- ３４ 温度センサ
- ３５ ３軸加速度センサ
- Ｂ コイン電池
- Ｓ モデル生体

40

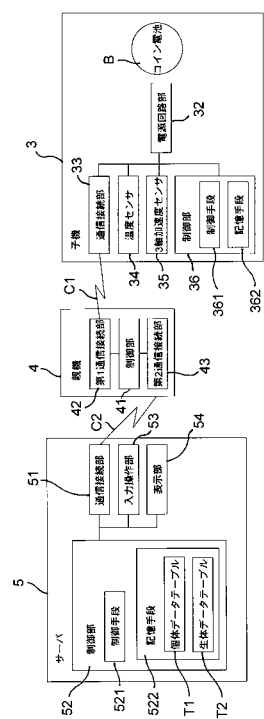
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

個体データテーブルT1

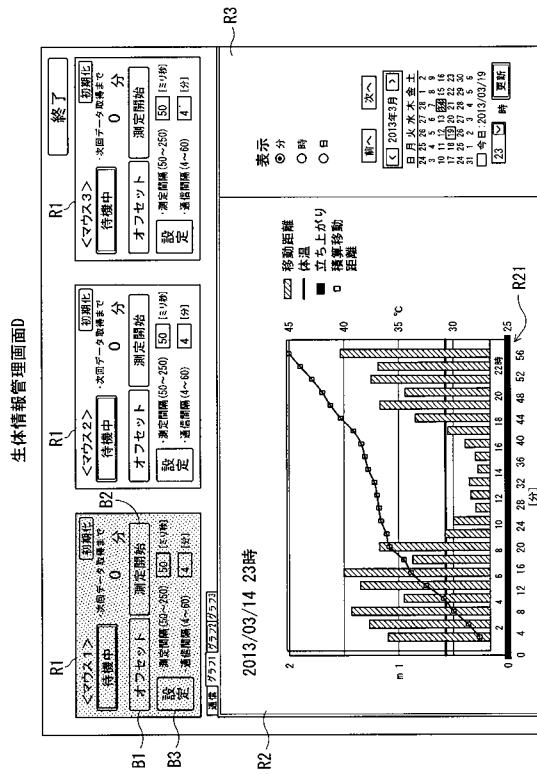
識別コード	体長	体重	性別	日齢
×××01	〇〇cm	〇〇g	メス	〇〇日
×××02	△△cm	△△g	オス	△△日
×××03	□□cm	□□g	オス	□□日

【図 5】

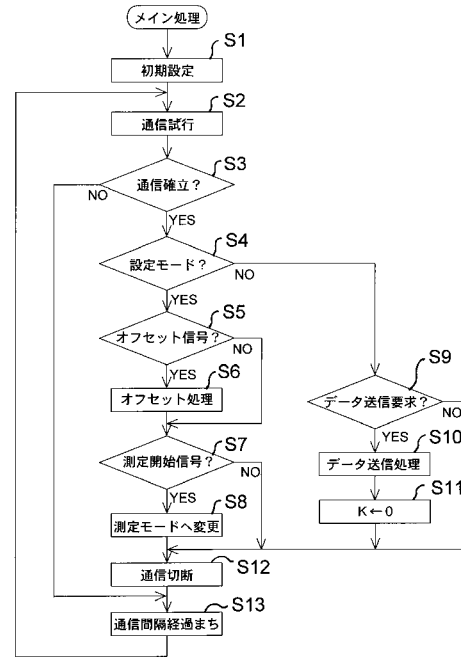
生体データテーブルT2

識別コード	項目	日 時	
		2013.10.1 10:00	2013.10.1 10:01
×××01	移動距離		
	体温		
	立ち上り動作回数		
	積算移動距離		
×××02	移動距離		
	体温		
	立ち上り動作回数		
	積算移動距離		
×××03	移動距離		
	体温		
	立ち上り動作回数		
	積算移動距離		

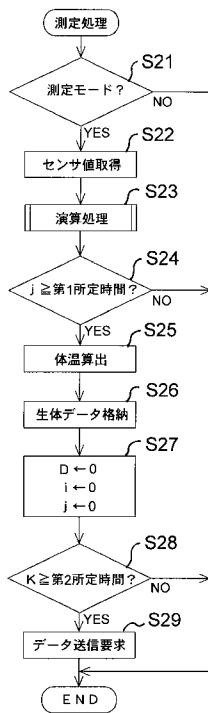
【図 6】



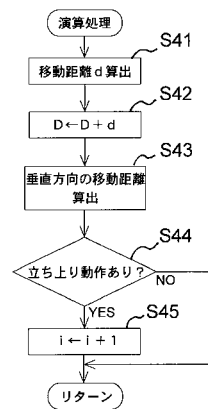
【図 7】



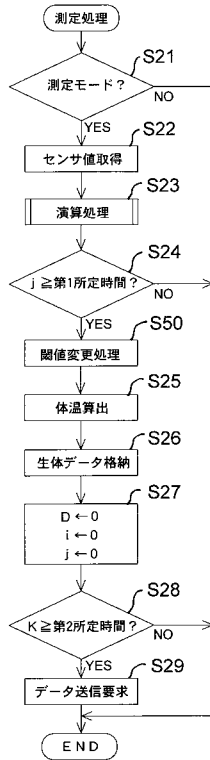
【図 8】



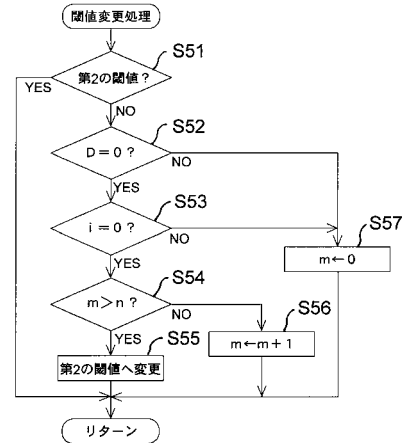
【図 9】



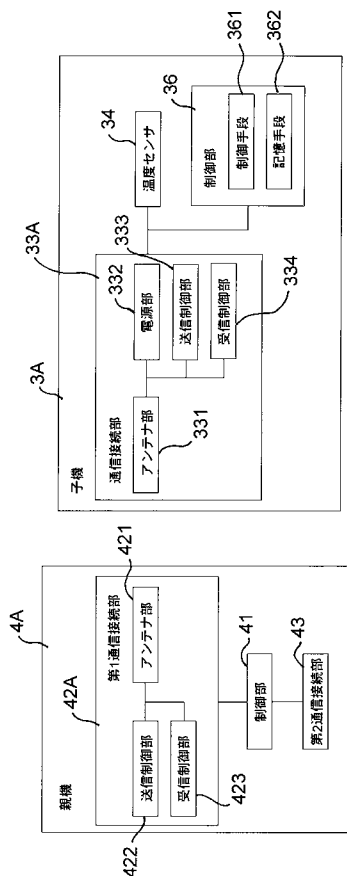
【図 10】



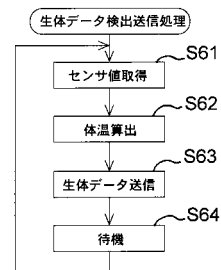
【図 11】



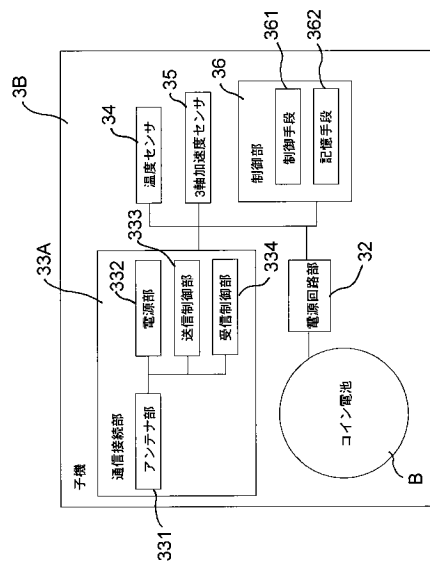
【図 12】



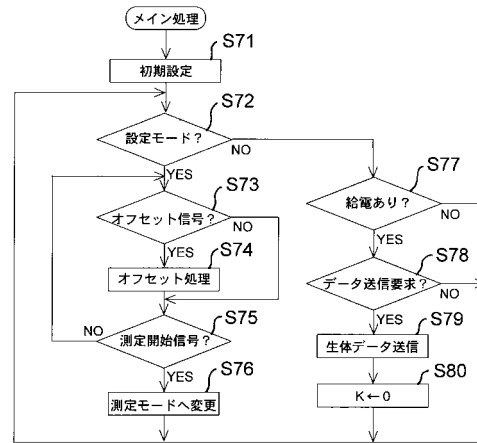
【図 13】



【図 14】



【図 15】



专利名称(译)	生物信息采集装置和生物信息采集系统		
公开(公告)号	JP2015082978A	公开(公告)日	2015-04-30
申请号	JP2013221947	申请日	2013-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	PWB		
申请(专利权)人(译)	有限公司峰值双峰		
[标]发明人	相川博治		
发明人	相川 博治		
IPC分类号	A01K67/00 A61B5/00		
FI分类号	A01K67/00.D A61B5/00.102.C		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XC21 4C117/XE23 4C117/XE26 4C117/XG19 4C117/XH02 4C117/XJ48 4C117/XL10		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够收集模型生物体的准确生物信息的生物信息采集装置。 解决方案：从属单元3通过嵌入模型生物S的主体中来使用，并基于来自温度传感器34，三轴加速度传感器35和传感器34,35的传感器值生成模型生物S的生物特征数据。 通信连接单元33将生物统计数据无线地发送到父设备4。 温度传感器34，三轴加速度传感器35和控制装置361通过从硬币电池B接收电力供应而工作。 [选型图]图1

