

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6285079号  
(P6285079)

(45) 発行日 平成30年2月28日 (2018. 2. 28)

(24) 登録日 平成30年2月9日 (2018. 2. 9)

(51) Int. Cl.

A 6 1 F 2/18 (2006.01)

F I

A 6 1 F 2/18

請求項の数 13 (全 8 頁)

|               |                               |           |                                                          |
|---------------|-------------------------------|-----------|----------------------------------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2017-514244 (P2017-514244)  | (73) 特許権者 | 505224569                                                |
| (86) (22) 出願日 | 平成27年9月30日 (2015. 9. 30)      |           | インハ インダストリー パートナーシッ<br>プ インスティテュート                       |
| (65) 公表番号     | 特表2017-516618 (P2017-516618A) |           | Inha-Industry Partn<br>ership Institute                  |
| (43) 公表日      | 平成29年6月22日 (2017. 6. 22)      |           | 大韓民国 402-752 インチョン<br>ナムグ インハーロ 100                      |
| (86) 国際出願番号   | PCT/KR2015/010286             | (74) 代理人  | 100121186                                                |
| (87) 国際公開番号   | W02016/072621                 |           | 弁理士 山根 広昭                                                |
| (87) 国際公開日    | 平成28年5月12日 (2016. 5. 12)      | (74) 代理人  | 100121500                                                |
| 審査請求日         | 平成28年11月21日 (2016. 11. 21)    |           | 弁理士 後藤 高志                                                |
| (31) 優先権主張番号  | 10-2014-0154154               | (72) 発明者  | キム キュソン                                                  |
| (32) 優先日      | 平成26年11月7日 (2014. 11. 7)      |           | 大韓民国 06557 ソウル ソチョグ<br>バンベロ 239 ヒョンデメンピスア<br>パート 101-802 |
| (33) 優先権主張国   | 韓国 (KR)                       |           | 最終頁に続く                                                   |

(54) 【発明の名称】 人工前庭器官システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部の一面に人工有毛手段を含む人工半規管と、  
 前記人工半規管内に充填された液体と、  
 前記人工半規管内に位置し、前記人工半規管内の前記液体の動きによって電気信号若しくは磁気信号を発生させる人工有毛手段と、  
 前記人工有毛手段で発生された前記電気信号若しくは前記磁気信号を用いて生体刺激パルスを生成し、生成された前記生体刺激パルスを膨大部に伝達する生体刺激パルス生成部と、  
 を含む人工前庭器官システム。

【請求項 2】

前記人工前庭器官システムは、  
 前記人工有毛手段で発生した電気信号若しくは磁気信号を生体刺激信号に変換する信号変換部と、  
 前記人工有毛手段と信号変換部及び生体刺激パルス生成部に電源を供給する電源部と、  
 をさらに備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 3】

前記人工有毛手段は、前記液体の流動による圧力を感知する圧力感知式からなることを特徴とする、請求項 1 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 4】

10

20

前記圧力感知式の人工有毛手段は、摩擦帯電 (triboelectric charging) 方式を利用するトリボセンサ方式からなることを特徴とする、請求項 3 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 5】

前記圧力感知式の人工有毛手段は、曲げセンサからなることを特徴とする、請求項 3 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 6】

前記圧力感知式の人工有毛手段は、ピエゾセンサからなることを特徴とする、請求項 3 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 7】

前記圧力感知式の人工有毛手段は、FSR (force sensing resistor) センサ方式からなることを特徴とする、請求項 3 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 8】

前記人工有毛手段は、前記液体の流動による流速を感知する速度感知式からなることを特徴とする、請求項 1 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 9】

前記速度感知式の人工有毛手段は、  
液体の流動によって回転する回転翼と、  
前記回転翼の回転速度を測定する速度測定機構と、  
を含んでなることを特徴とする、請求項 8 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 10】

前記速度測定機構は、ホールセンサ及び光学エンコーダのいずれか 1 つから構成されることを特徴とする、請求項 9 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 11】

前記人工前庭器官システムは 3 つで構成されるが、それぞれ互いに異なる 3 軸にそれぞれ配置されて全方位を認知することを特徴とする、請求項 1 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 12】

前記 3 軸は、ピッチ軸、ヨー軸、ロール軸であることを特徴とする、請求項 11 に記載の人工前庭器官システム。

【請求項 13】

前記人工半規管は回転し、  
前記液体は、前記人工半規管の回転によって流動し、  
前記曲げセンサは、前記液体の流動方向に傾くことを特徴とする、請求項 5 に記載の人工前庭器官システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は人体に適用され、損傷した半規管の役割を代替することができる人工前庭器官システムに関する。

【背景技術】

【0002】

前庭器官は、耳の最も内側にある内耳に位置し、身体の平衡感覚を担当する身体組織であって、円形嚢と球形嚢で構成されて平衡感覚を担当する前庭と回転感覚を感知する 3 つの半規管からなる。

【0003】

前庭の平衡班には、繊毛上に耳石が載っており、人体が傾いたり加速度運動をしたりすると、繊毛が耳石の動きを認識して感知する。

【0004】

各半規管は、回転運動の感知を担当し、その位置によって前半規管、後半規管、外側半

10

20

30

40

50

規管で構成され、空間の３つの平面において、それぞれ互いに直角に位置する。

【０００５】

半規管内はリンパ液で充填されており、半規管内の有毛細胞がリンパ液の動きを感知することによって回転運動を認識する。

【０００６】

人が頭を傾けたり、体を動かしたりすると、重力によって前庭器官の耳石が傾くことになり、有毛細胞を刺激して小脳が位置感覚を感じる。

【０００７】

すなわち、前庭は重力や三次元的な線形加速度運動を感知する機能をして、半規管は３つの官からなり、リンパ液の流れによって体の回転動きを感知する。

10

【０００８】

しかし、かかる前庭器官に障害が生じる場合、平衡感覚及び回転運動感知機能を喪失して正常な活動ができなくなるので、これを代替することができる人工前庭器官の開発が至急に求められている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

本発明は、上述した従来の問題点を解決するためになされたものであり、人体に適用され、損傷した半規管及び有毛細胞の役割を代替することができる人工前庭器官システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【００１０】

前記目的を達成するため、本発明に係る人工前庭器官システムは、人工半規管と、前記人工半規管内に充填された液体と、前記人工半規管において前記液体の動きを感知する人工有毛手段と、人工有毛手段で発生した信号を生体刺激信号に変換する信号変換部と、前記信号変換部で変換された生体刺激信号を膨大部に伝達する生体刺激パルス生成部と、前記人工有毛手段と信号変換部及び生体刺激パルス生成部に電源を供給する電源部とを含んでなる。

【００１１】

前記人工有毛手段は、液体の流動による圧力を感知する圧力感知式であってもよい。

30

【００１２】

前記圧力感知式の人工有毛手段は、曲げ素子を用いる曲げセンサ方式からなってもよく、圧電素子を用いる圧電センサ方式からなってもよく、重合体フィルムを用いるFSR (force sensing resistor) センサ方式からなってもよい。

【００１３】

前記人工有毛手段は、液体の流動による流速を感知する速度感知式であってもよい。

【００１４】

前記速度感知式の人工有毛手段は、液体の流動によって回転する回転翼と、前記回転翼の回転速度を測定する速度測定機構を含んでなることができる。

【００１５】

前記速度測定機構は、ホールセンサからなってもよく、または光学エンコーダからなってもよい。

40

【発明の効果】

【００１６】

以上で説明したような本発明に係る人工前庭器官システムは、前庭器官が損傷した人体に適用されて半規管の役割を代替することにより、前庭器官の損傷によって生活に支障をきたす人のリハビリに役立てるというメリットがある。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明に係る人工前庭器官システムを概略的に示す構成図である。

50

【図 2 a】本発明に適用される圧力感知式の人工有毛手段を概略的に示す構成図である。

【図 2 b】本発明に適用される速度感知式の人工有毛手段を概略的に示す構成図である。

【図 3】本発明に適用される圧力感知式の人工有毛手段の作動プロセスを示す例示図である。

【図 4】本発明の人工有毛手段内の構造を通じた摩擦帯電方式に関する図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照し、本発明の好適な実施例に係る人工前庭器官システムの構造及び動作について具体的に説明する。

【0019】

図 1 は、本発明の好適な実施例に係る人工前庭器官システムを概略的に示す構成図である。

【0020】

図 1 を参照すると、本発明に係る人工前庭器官システムは、人工半規管 10 と、前記人工半規管 10 内に充填された液体 12 と、前記人工半規管 10 内において前記液体 12 の動きを感知する人工有毛手段 14 と、前記人工有毛手段 14 で発生した電気信号、若しくは磁気信号を生体刺激信号に変換する信号変換部 19 と、前記信号変換部で変換された生体刺激信号を膨大部に伝達する生体刺激パルス生成部 16 と、前記人工有毛手段 14 と信号変換部及び生体刺激パルス生成部 16 に電源を供給する電源部 18 とを含んでなる。

【0021】

前記人工半規管 10 は、密閉式チューブ管の形に作製してもよく、図 1 に示すように円形のチューブ管の形に作製してもよく、図 2 a に示すように半円形のチューブ管の形に作製してもよい。

【0022】

前記人工半規管 10 内に充填された液体 12 は、人工リンパ液に該当する。

【0023】

前記生体刺激パルス生成部 16 は、前庭神経刺激用電極から構成することができる。

【0024】

前記人工有毛手段 14 は、人工半規管内の液体 12 の動きを感知し、液体の動きによって電気信号、若しくは磁気信号を生成して信号変換部へ出力する。前記人工有毛手段 14 は、液体 12 の流動による圧力を感知し、感知された圧力に応じる電気信号、若しくは磁気信号を生成して出力する圧力感知方式で構成してもよく、液体 12 の流れによる流速を感知し、感知された流速に応じる電気信号、若しくは磁気信号を生成して出力する速度感知方式で構成してもよい。

【0025】

前記圧力感知式の人工有毛手段 14 は、液体 12 の流動圧力を感知できる様々な形態のセンサのうち、1 つからなり得るが、例えば、曲げセンサ (flex sensor)、ピエゾセンサ (Piezo electric sensor)、FSR (force sensing resistor) センサなどを用いることができる。

【0026】

図 2 a は、人工有毛手段として曲げセンサを用いる場合を例示的に示す使用状態図である。図 2 a を参照すると、前記曲げセンサは、外部の圧力によって変形若しくは曲げが生じる曲げ素子 141 を用いるものであって、曲げ素子 141 の変形度合いに応じて抵抗値が変わることによって液体の流動圧力の変化を測定する。

【0027】

前記曲げセンサは、図 1 に示す円形の人工半規管 10 だけでなく、図 2 a に示す半円形の人工半規管 10' にも適用することができる。

【0028】

前記ピエゾセンサは、結晶体が圧力を受けて結晶体内に電荷が発生するか、逆に結晶体に電界を加える際に機械的変形を起こすピエゾ素子によって圧力変化を測定する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 9 】

前記 F S R センサは、圧力が加えられることによって抵抗が減少する重合体フィルム (polymer film) 素子により圧力変化を測定する。ここで、前記 F S R センサによる抵抗値の変化を電気信号に変えるためには、ホイートストンブリッジを活用することができる。

## 【 0 0 3 0 】

図 2 b は、人工有毛手段を速度感知方式で構成した場合を例示的に示す使用状態図である。図 2 b を参照すると、前記速度感知方式の人工有毛手段 1 4 は、液体 1 2 の流れによって回転するように構成された回転翼 1 4 2 と、前記回転翼 1 4 2 の回転速度を測定する速度測定機構を含んでなることができる。ここで、前記速度測定機構は、ホールセンサないしは光学エンコーダで構成することができる。

10

## 【 0 0 3 1 】

以下、前述した構成からなる本発明に係る人工前庭器官システムの動作について具体的に説明する。

## 【 0 0 3 2 】

まず、人体が回転運動をすると、前記人工半規管 1 0 内の液体 1 2 が流動し、液体 1 2 の流動によって前記人工有毛手段 1 4 が反応することで電気信号が発生される。

## 【 0 0 3 3 】

前記人工有毛手段 1 4 を圧力感知方式で構成した場合、圧力感知のために用いられたセンサの特性によって液体 1 2 の流動圧力を測定し、それに応じる電気信号を発生する。前述したように、圧力感知のために曲げセンサ、圧電センサ、F S R センサのうち、1 つを用いることができる。

20

## 【 0 0 3 4 】

図 3 は、曲げセンサを用いて人工有毛手段を構成した場合、人工有毛手段の動作を説明するため、例示的に示す状態図である。図 3 に示すように、特に人工有毛手段 1 4 として曲げセンサを用いた場合、人工半規管 1 0 ' が回転すると、人工半規管の回転によって液体 1 2 が流動することになり、液体流動の影響を受けて曲げ素子 1 4 1 が液体 1 2 の流動方向、すなわち人工半規管の回転による相対的な回転方向に傾くことになる。このように回転によって曲げ素子の傾きが発生し、かかる曲げ素子 1 4 1 の変形度合いに応じて抵抗値が変わることによって液体の流動圧力の変化を測定する。

30

## 【 0 0 3 5 】

一方、図 2 b に示すように、人工有毛手段 1 4 を、回転翼と速度測定機構を含む流速感知方式で構成する場合、回転翼が液体 1 2 の流れによって回転し、速度測定機構が、かかる回転翼の動きの速度を感知して感知された速度に対応する電気信号を発生させ、出力する。前記速度測定機構には、ホールセンサ若しくは光学エンコーダを用いることができる。

## 【 0 0 3 6 】

続いて、前記信号変換部 1 9 では、人工有毛手段 1 4 から伝達された電気信号を生体刺激信号に変換させて、生体刺激パルス生成部へ提供する。生体刺激パルス生成部 1 6 は、前庭神経刺激用電極で構成され、信号変換部から提供された生体刺激信号を生体刺激パルスに変換して膨大部へ伝達することになり、膨大部に伝達された生体刺激パルスによって、人体が回転運動を感知する。

40

## 【 0 0 3 7 】

一方、前述した構成を有する本発明に係る人工前庭器官システムにおいて、人工有毛手段 1 4 で発生する電気信号が微弱な場合には、それを増幅するための信号増幅部をさらに備えることができる。前記信号増幅部は、反転増幅器、非反転増幅器、若しくは計測増幅器などで構成することができる。前記信号増幅部は、人工有毛手段の出力端若しくは信号変換部の出力端に連結して使用することができる。

## 【 0 0 3 8 】

前記生体刺激パルス生成部 1 6 は、信号変換部から伝達を受けた生体刺激信号によって

50

神経の発火率を決定し、発火率に該当する周波数のパルス信号を生成して出力することになる。前記生体刺激パルス生成部16は、電圧制御発振器(voltage controlled oscillator: VCO)で構成することができる。

【0039】

一方、本発明において、前記曲げ素子141を、摩擦帯電(triboelectric charging)方式が可能なように構成すると、別途の電源供給手段がなくても作動が可能である。ここで、摩擦帯電方式とは、金属物体同士の摩擦によって生成される電気をを用いる方式である。

【0040】

図4は、本発明に係る人工前庭器官システムにおいて、人工有毛手段として摩擦帯電方式の曲げ素子を用いた場合を例示的に示す構成図である。図4を参照すると、摩擦帯電方式の曲げ素子は、1組の金属部材143を相互に接触可能に配置して構成することで、両金属部材143同士の動きによって両金属部材143が互いに摩擦し合っ

10

て電気が発生することになるので、これを電源として用いることができる。すなわち、人が動くと三半規管の液体によって曲げ素子が動き、それによって内側にある金属部材同士が摩擦を起こすことになる。

【0041】

本発明の場合、人体内部において低電力で作動することが可能なため、該当チャージ方式を用いるに非常に適合する。

20

【0042】

一方、本発明に係る人工前庭器官システムを3軸、すなわちピッチ軸、ヨー軸、ロール軸に拡張して構成し、これを三半規管内に設けることができる。このように構成された人工前庭器官システムを三半規管に設ける場合、全方位に対する認識が可能になる。

【産業上の利用可能性】

30

【0043】

以上、本発明について好適な実施例を中心に説明したが、これは例示であるだけで、本発明を限定するものではなく、本発明の属する分野における通常の知識を有する者であれば、本発明の本質的な特性から外れない範囲内で、以上に例示されていない様々な変形と応用が可能であることが分かるでしょう。さらに、かかる変形と応用に関係した相違点については、請求の範囲において規定する本発明の範囲に含まれるものとして解析すべきである。

課題固有番号：2010-0020163

部署名：教育部(Ministry of Education)

研究管理専門機関：韓国研究財団(National Research Foundation of Korea)

研究事業名：重点研究所支援事業

研究課題名：グリーンバイオミメティック植込み型の電子チップおよびU-生体情報処理プラットフォームの融合技術開発(Development of Convergence Technology for Green Biomimetic Implantable ICs and U-bioinformation Processing Platform)

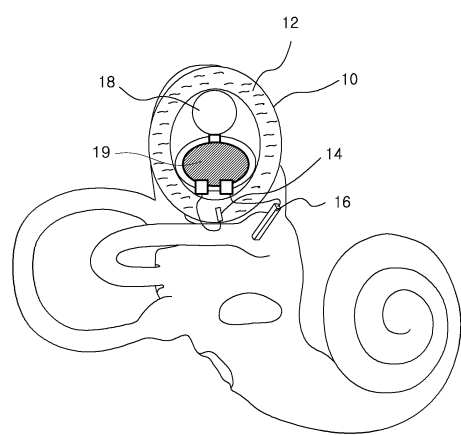
40

寄与率：1/1

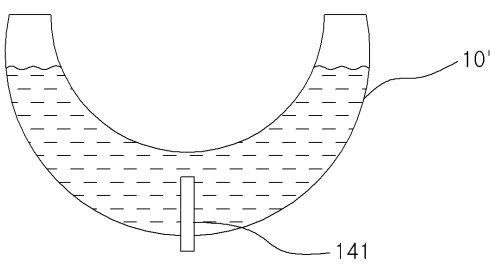
主管機関：インハ大学

研究期間：2016.05.01~2017.04.30

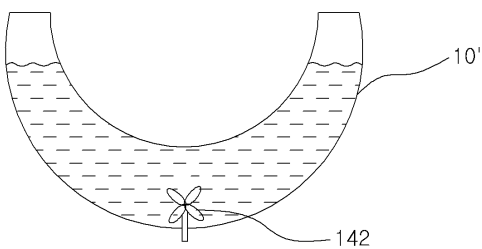
【図 1】



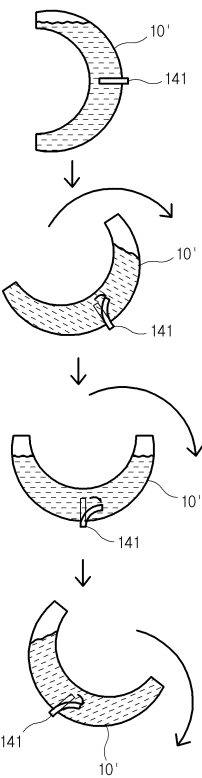
【図 2 a】



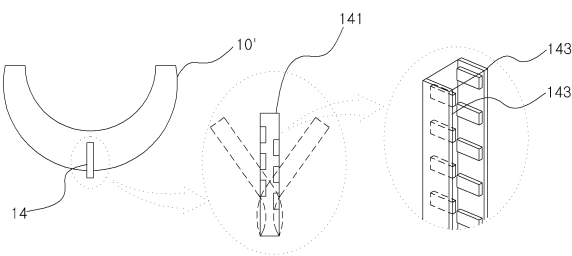
【図 2 b】



【図 3】



【図 4】



## フロントページの続き

(72)発明者 シム ヒョンミン

大韓民国 22224 インチョン ナング ソソノ 178ボンギル 5-13

(72)発明者 イ サンミン

大韓民国 22212 インチョン ナング インハロ 100

(72)発明者 イ ウキ

大韓民国 15804 キョンギド グンボシ サンボンロ 432ボンギル 25 ハニャンモンニョンアパート 1222-1302

(72)発明者 シム ボンソブ

大韓民国 22001 インチョン ヨンスグ コンベンシアデロ 42ボンギル 35、 ザンヤープグリーンアベニュー 805-1202

(72)発明者 ホン キファン

大韓民国 03457 ソウル ウンピョング ガザロ 10ギル 5

(72)発明者 パク スンヒョン

大韓民国 08012 ソウル ヤンチョング モクドンソロ 280 モクドンシンシガジアパート 8ダンジ 805-606

審査官 石田 宏之

(56)参考文献 米国特許出願公開第2012/0277835(US, A1)

米国特許出願公開第2014/0194673(US, A1)

米国特許出願公開第2007/0255154(US, A1)

特開昭62-035266(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 2/18