

(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2008-178680

(P2008-178680A)

(43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 F 11/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 F 11/00 3 1 5

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-336399 (P2007-336399)
 (22) 出願日 平成19年12月27日 (2007.12.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-354767 (P2006-354767)
 (32) 優先日 平成18年12月28日 (2006.12.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000153878
 株式会社半導体エネルギー研究所
 神奈川県厚木市長谷398番地
 (72) 発明者 廣田 宗司
 神奈川県厚木市長谷398番地 株式会社
 半導体エネルギー研究所内
 (72) 発明者 山口 真弓
 神奈川県厚木市長谷398番地 株式会社
 半導体エネルギー研究所内

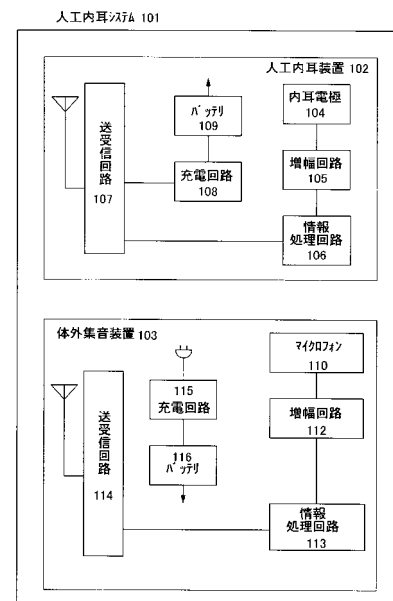
(54) 【発明の名称】 人工内耳装置、および体外集音装置、ならびにそれらを有する人工内耳システム

(57) 【要約】

【課題】、人工内耳システム、人工内耳装置、及び体外集音装置を、より生活に支障のなく、使いやすくすることを課題とする。

【解決手段】内耳電極、情報処理回路、送受信回路、充電回路、およびバッテリーを有する人工内耳装置であり、送受信回路で受信した電磁波を、充電回路を介してバッテリーで充電する。また、バッテリーに充電された電力を人工内耳装置内に供給する。また、送受信回路で受信した電磁波を情報処理回路で信号化して、当該信号を内耳電極から聴神経に刺激する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人工内耳装置、および、体外集音装置を有し、

前記人工内耳装置は、内耳電極、第 1 の情報処理回路、第 1 の送受信回路、充電回路、および第 1 のバッテリーを有し、

前記体外集音装置は、マイクロフォン、第 2 の情報処理回路、第 2 の送受信回路、および第 2 のバッテリーを有することを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 2】

人工内耳装置、および体外集音装置を有し、

前記人工内耳装置は、内耳電極、第 1 の増幅回路、第 1 の情報処理回路、第 1 の送受信回路、第 1 の充電回路、および第 1 のバッテリーを有し、

前記体外集音装置は、マイクロフォン、第 2 の増幅回路、第 2 の情報処理回路、第 2 の送受信回路、第 2 の充電回路、および第 2 のバッテリーを有し、

前記第 1 の送受信回路、および、前記第 2 の送受信回路は、1 つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路、復号化回路、論理演算・制御回路、記憶回路、符号化回路、および変調回路を有することを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 3】

請求項 2 において、

前記内耳電極は、前記第 1 の増幅回路と接続され、

前記第 1 の増幅回路は、前記第 1 の情報処理回路と接続され、

前記第 1 の送受信回路は、前記第 1 の情報処理回路、および、前記第 1 の充電回路と接続され、

前記第 1 の充電回路は、前記第 1 のバッテリーと接続され、

前記第 1 のバッテリーは、前記人工内耳装置内部に電力を供給し、

前記マイクロフォンは、前記第 2 の増幅回路と接続され、

前記第 2 の増幅回路は、前記第 2 の情報処理回路と接続され、

前記第 2 の送受信回路は、前記第 2 の情報処理回路と接続され、

前記第 1 のバッテリーは、前記第 1 の増幅回路、前記第 1 の情報処理回路、前記第 1 の充電回路、及び前記第 1 の送受信回路と接続されると共に、電力を供給し、

前記第 2 のバッテリーは、前記マイクロフォン、前記第 2 の増幅回路、前記第 2 の情報処理回路、前記第 2 の充電回路、及び前記第 2 の送受信回路と接続されると共に、電力を供給することを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか一項において、電子機器に接続する端子と、外部入力回路とを有し、前記外部入力回路は、前記増幅回路または前記情報処理回路に接続し、且つ前記電気機器の信号を処理することを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 5】

請求項 2 乃至請求項 4 のいずれか一項において、前記第 2 のバッテリーは、

前記第 2 の充電回路を介して、前記外部電源から充電されることを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のいずれか一項において、前記第 1 のバッテリーは、

前記第 1 の送受信回路が受信した電磁波から、前記第 1 の充電回路を介して充電されることを特徴とする人工内耳システム。

【請求項 7】

内耳電極、情報処理回路、送受信回路、充電回路、およびバッテリーを有することを特徴とする人工内耳装置。

【請求項 8】

内耳電極、増幅回路、情報処理回路、送受信回路、充電回路、および、バッテリーを有し、

、

10

20

30

40

50

前記送受信回路は、

1 つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路、復号化回路、論理演算・制御回路、記憶回路、符号化回路、および変調回路を有し、

前記充電回路は、前記送受信回路が有するアンテナに生じた誘導起電力を整流する整流回路、電流・電圧制御回路、および充電制御回路を有することを特徴とする人工内耳装置。

【請求項 9】

請求項 8 において、

前記内耳電極は、前記増幅回路と接続され、

前記増幅回路は、前記情報処理回路と接続され、

10

前記送受信回路は、前記情報処理回路、および前記充電回路と接続され、

前記バッテリーは、前記内耳電極、前記増幅回路、前記情報処理回路、前記充電回路、及び前記送受信回路に接続されると共に、電力を供給することを特徴とする人工内耳装置。

【請求項 10】

請求項 8 または請求項 9 において、

前記バッテリーは、

前記送受信回路が受信した電磁波から、前記充電回路を介して充電されることを特徴とする人工内耳装置。

【請求項 11】

マイクロフォン、情報処理回路、送受信回路、およびバッテリーを有することを特徴とする体外集音装置。

20

【請求項 12】

マイクロフォン、増幅回路、情報処理回路、送受信回路、充電回路、およびバッテリーを有し、

前記送受信回路は、

1 つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路、復号化回路、論理演算・制御回路、記憶回路、符号化回路、および変調回路を有することを特徴とする体外集音装置。

【請求項 13】

請求項 12 において、

前記マイクロフォンは、前記増幅回路と接続され、

30

前記増幅回路は、前記情報処理回路と接続され、

前記送受信回路は、前記情報処理回路、および前記充電回路と接続され、

前記バッテリーは、前記マイクロフォン、前記増幅回路、前記情報処理回路、前記充電回路、及び前記送受信回路に接続されると共に、電力を供給することを特徴とする体外集音装置。

【請求項 14】

請求項 12 または請求項 13 において、電子機器に接続する端子と、外部入力回路とを有し、前記外部入力回路は、前記増幅回路または前記情報処理回路に接続し、且つ前記電気機器の信号を処理することを特徴とする体外集音装置。

【請求項 15】

40

請求項 12 乃至請求項 14 のいずれか一項において、

前記バッテリーは、

前記充電回路を介して、前記外部電源から充電されることを特徴とする体外集音装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人工内耳装置、および体外集音装置、ならびにそれらを有する人工内耳システムに関する。

【背景技術】

【0002】

50

人工内耳システムは、内耳（蝸牛）に直接電気信号を与え、脳に音を感じさせる仕組みの装置である。人工内耳システムは、大きく分けてスピーチプロセッサ（本明細書では体外集音装置と記載する）と、内耳電極（本明細書では人工内耳装置と記載する）の２つの部分から構成される。そして、スピーチプロセッサ（体外集音装置）は、検知した外界の音を電気信号に変換し、内耳電極（人工内耳装置）に伝達する。その電気信号を受信した内耳電極（人工内耳装置）は、蝸牛の内部に挿入した電極から聴神経に刺激を与える仕組みになっている。このような人工内耳システムの利用によって、従来の補聴器では補えなかった難聴を改善することが出来る（特許文献１、２）。

【０００３】

人工内耳装置は、体外集音装置から電磁誘導方式で無線通信を行い、さらに電力供給を受ける。したがって人工内耳装置は、電池等の電源を有していない。具体的には、体外集音装置のコイルアンテナを、皮膚を介して人工内耳のコイルアンテナに電磁結合させるように配置し、磁力で貼り付け使用している。体外集音装置のアンテナ部分はヘッドピースと呼ばれ、直径３ｃｍ程度の円形であり、厚さは８ｍｍ程度、重さ５ｇほどである。このヘッドピースを、耳の後ろの頭皮の下に埋め込まれた人工内耳のコイルアンテナと皮膚を介して対向するように磁石で貼って使う。

10

【０００４】

体外集音装置は、前記ヘッドピース、集音マイク、信号処理部等を有し、電池を電源として動作する。集音マイクと信号処理部とが分離しているタイプでは、信号処理部を胸ポケットに入れたり、ベルトに固定し、集音マイクは耳にかけて利用する。集音マイクの重さは５～１０ｇ程度である。また、集音マイクと信号処理部とが一体形成されているタイプでは、それを耳にかけたり、ベルト等に固定して外部に露出するように使用する。例えば耳にかけて利用する場合、耳にかかる重さは１２ｇ程度である。

20

【特許文献１】特開２００６－２０４６４６号公報

【特許文献２】特表２００４－５２７１９４号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかしながら、上記人工内耳システムは、ヘッドピースの装着に大きな問題点を有している。例えば、使用感の悪さは非常に大きな問題である。ヘッドピースの着用に当たっては、貼り付ける部分の髪を剃る必要は無いが、貼り合わせるために使用する磁石の強さに限界があるため、髪の上からつけると毛の量によっては安定が悪く、髪型や皮膚の厚さによってうまく装着することができない。さらに、装着時には貼り合わせによる不自然な不快感が生じる場合があり、また、自由に髪型を選ぶことができない場合もある。

30

【０００６】

また、耳にかけて使用するタイプのスピーチプロセッサは、発汗による水分、髪の毛、ほこり等により壊れることもある。

【０００７】

集音マイクと信号処理部とが一体形成され、耳にかけて使用するタイプのスピーチプロセッサは、１度の電池交換で６０から８０時間使用することができる。しかし、比較的高出力で、小型かつ軽量の必要があることから、スピーチプロセッサ専用の空気亜鉛電池を使用しなくてはならない。この専用電池は使い捨てであり、使用するためには維持費がかかる。さらに、当該専用電池は使用できる温度や湿度の範囲が狭く、高温や低温、高湿度や乾燥状態では使用することができない。

40

【０００８】

また、信号処理部を胸ポケットに入れ、集音マイクを耳にかけるタイプのスピーチプロセッサの場合、ヘッドピース、耳かけマイク、および信号処理部は、各々ケーブルで繋がれている。このケーブルは、使用者の動作の妨げとなり、時にはケーブルが切れることによって故障することがある。そのため、使用者は予備のケーブルを携帯していることも多い。

50

【 0 0 0 9 】

さらに、上記の装着方法では、入浴や、水泳など、水に入るときにはスピーチプロセッサ（体外集音装置）を取り外さなくてはならないため、人工内耳システムを使用することができない。

【 0 0 1 0 】

以上を踏まえ、本発明は、人工内耳システム、人工内耳装置、及び体外集音装置を、より生活に支障のなく、使いやすくすることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の一は、内耳電極、情報処理回路、送受信回路、充電回路、およびバッテリーを有する人工内耳装置であり、送受信回路で受信した電磁波を、充電回路を介してバッテリーで充電することを特徴とする。また、バッテリーに充電された電力を人工内耳装置内に供給することを特徴とする。また、送受信回路で受信した電磁波を情報処理回路で信号化して、当該信号を内耳電極から聴神経に刺激することを特徴とする。

10

【 0 0 1 2 】

また、本発明の一は、マイクロフォン、外部入力回路、情報処理回路、送受信回路、充電回路、およびバッテリーを有する体外集音装置であり、マイクロフォンで検知した音を情報処理回路で信号化し、送受信回路で人工内耳装置に当該信号を送信すると共に、送受信回路を介してバッテリーに充電された電力の電磁波を人工内耳装置に送信することを特徴とする。

20

【 0 0 1 3 】

また、本発明の一は、内耳電極、第1の情報処理回路、第1の送受信回路、第1の充電回路、および第1のバッテリーを有する人工内耳装置、並びにマイクロフォン、外部入力回路、第2の情報処理回路、第2の送受信回路、第2の充電回路、および第2のバッテリーを有する体外集音装置を有する人工内耳システムであり、第1の送受信回路及び第2の送受信回路において、マイクロフォンで検知した音に関する信号を送受信すると共に、第2のバッテリーに充電されている電力を第1のバッテリーに電磁波を用いて供給することを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

ここで、上記第1の情報処理回路は、増幅回路、中央演算処理回路等を有する。また、上記第2の第2の情報処理回路は、外部入力回路、増幅回路、中央演算処理回路等を有する。

30

【 0 0 1 5 】

ここで、人工内耳装置に設けられる第1の送受信回路、および、体外集音装置に設けられる第2の送受信回路は、1つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路、復号化回路、論理演算・制御回路、記憶回路、符号化回路、および変調回路を有する。

【 0 0 1 6 】

人工内耳装置に設けられる第1の充電回路は、人工内耳に設けられる第1の送受信回路が有するアンテナに生じた誘導起電力を整流する整流回路、電流・電圧制御回路、および充電制御回路を有し、体外集音装置に設けられる第2の充電回路は、外部電源から入力された電力を整流する整流回路、電流・電圧制御回路、および充電制御回路を有することを特徴とする。

40

【 0 0 1 7 】

また、本発明の人工内耳システムにおいて、内耳電極は人工内耳装置に設けられる第1の増幅回路と接続しており、当該第1の増幅回路は、人工内耳装置に設けられる第1の情報処理回路と接続している。また、人工内耳装置に設けられる第1の送受信回路は、人工内耳装置に設けられる第1の情報処理回路、および人工内耳装置に設けられる第1の充電回路と接続しており、人工内耳装置に設けられる第1の充電回路は、人工内耳装置に設けられる第1のバッテリーと接続している。そして、人工内耳装置に設けられる第1のバッテリーは、人工内耳装置の内部に電力を供給する。

【 0 0 1 8 】

50

また、体外集音装置が有するマイクロフォンは、外部入力回路と接続し、外部入力回路は、体外集音装置に設けられる第２の増幅回路と接続する。しかしながら、体外集音装置は外部入力回路を有さず、マイクロフォンが増幅回路と接続する構成を有していても良い。そして、体外集音装置に設けられる第２の増幅回路は、体外集音装置に設けられる第２の情報処理回路と接続しており、体外集音装置に設けられる第２の送受信回路は、体外集音装置に設けられる第２の情報処理回路、および体外集音装置に設けられる第２の充電回路と接続している。そして、体外集音装置に設けられる第２の充電回路は、体外集音装置に設けられる第２のバッテリーと接続しており、体外集音装置に設けられる第２のバッテリーは、体外集音装置の内部に電力を供給することの特徴とする。

【００１９】

ここで、体外集音装置に設けられる第２のバッテリーは、体外集音装置に設けられる第２の充電回路を介して、外部電源から充電されることを特徴とする。また、人工内耳装置に設けられる第１のバッテリーは、体外集音装置に設けられる第２の送受信回路から送信された電磁波を人工内耳装置に設けられる第１の送受信回路で受信し、上記人工内耳装置に設けられる第１の充電回路を介して第１のバッテリーに充電されることを特徴とする。

【発明の効果】

【００２０】

上記のように、本発明の人工内耳装置は、元来有していなかった自己の駆動電力源であるバッテリーを有する。さらに、体外集音装置との通信方法を電磁結合方式に限らず、電磁波を用いた通信を行う構成を有することで、体外集音装置との通信距離を延長することができる。したがって人工内耳システムの利用者は、体外集音装置を頭部以外のところに設けることが可能であり、頭部にヘッドピースを装着する煩わしさから解放される。この結果、人工内耳システムの利用者の生活を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２１】

本発明の実施の形態について、図面を用いて以下に説明する。ただし、本発明は以下の説明に限定されない。本発明の趣旨およびその範囲から逸脱することなくその形態および詳細を様々に変更し得ることは、当業者であれば容易に理解されるからである。したがって、本発明は以下に示す実施の形態の記載内容のみに限定して解釈されるものではない。なお、図面を用いて本発明の構成を説明するにあたり、同じものを指す符号は異なる図面間でも共通して用いる。

【００２２】

（実施の形態１）

本実施の形態では、本発明の人工内耳装置、および体外集音装置、ならびにそれらを有する人工内耳システムについて説明する。本発明の人工内耳システム１０１は、体内に埋め込んで聴神経に音の情報を伝達する人工内耳装置１０２と、体外で周囲の音を検知して人工内耳装置に伝える体外集音装置１０３を有する。（図１参照）

【００２３】

はじめに、人工内耳装置１０２について説明する。人工内耳システム１０１の人工内耳装置１０２は、内耳電極１０４、増幅回路１０５、情報処理回路１０６、送受信回路１０７、充電回路１０８、およびバッテリー１０９を有する。

【００２４】

内耳電極１０４は内耳の聴神経に電氣的刺激を与える。増幅回路１０５は内耳電極１０４へ伝達する信号を増幅する。情報処理回路１０６は体外集音装置１０３との通信を行うための情報処理を行う。送受信回路１０７は体外集音装置１０３と無線通信を行う。充電回路１０８は体外集音装置１０３からの電磁波を電力としてバッテリーに充電する。バッテリーは人工内耳装置１０２内の内耳電極１０４、増幅回路１０５、情報処理回路１０６、送受信回路１０７、充電回路１０８等に電力を供給する。

【００２５】

ここで、人工内耳装置に設けられる送受信回路１０７は、図５（Ａ）に示すように、体外

10

20

30

40

50

集音装置 103 と無線通信を行う回路である。したがって、例えば、1 つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路 201、復号化回路 202、論理演算・制御回路 203、記憶回路 204、符号化回路 205、および変調回路 206 を有する。このような構成を有することによって、復調回路 201 がアンテナに発生した誘導電圧に含まれるデータを復調して取り出し、復号化回路 202 によってそのデータを復号する。そして、論理演算・制御回路 203 等によって処理されたデータは、符号化回路 205 によって符号化信号にされ、変調回路 206 で符号化信号を基に搬送波を変調する。

【0026】

また、人工内耳装置に設けられる充電回路 108 は、図 5 (B) に示すように、アンテナに生じた誘導起電力を整流する整流回路 207、電流・電圧制御回路 (レギュレータともいう。) 208、および充電制御回路 209 を有する。具体的には、人工内耳装置に設けられる送受信回路 107 が有するアンテナが電磁波を受信すると交流の誘導起電圧が生じ、それを誘電回路に入力する。入力された交流電圧は、整流回路 207 によって整流され、電流・電圧制御回路 208 によって充電に適した電圧に制御され、バッテリー 109 を充電する。このとき、充電制御回路 209 はバッテリー 109 への充電状況を監視する。例えば、充電制御回路 209 は、バッテリー 109 の電圧をモニタリングし、バッテリー 109 の電圧が一定以上になると、電流・電圧制御回路 208 等を停止させたり、電流・電圧制御回路 208 とバッテリー 109 との電氣的な接続を切ることによって充電を終了させる。

【0027】

このようにして充電されたバッテリー 109 は、人工内耳装置 102 全体を駆動させるために、内耳電極 104、増幅回路 105、情報処理回路 106、送受信回路 107、充電回路 108 等の各回路に電力を供給する。なお、図 1 の人工内耳装置 102 のバッテリー 109 に接続する矢印は、内耳電極 104、増幅回路 105、情報処理回路 106、送受信回路 107、充電回路 108 等の各回路に電力を供給することを意味する。このように、無線通信機能を有する人工内耳装置 102 が、元来有していなかった自己の駆動電力源であるバッテリーを有する。さらに、体外集音装置との通信方法を電磁結合方式に限らず、電磁波を用いた通信を行う構成を有することで、無線通信の通信距離を長くすることができる。

【0028】

人工内耳装置 102 の、増幅回路 105、情報処理回路 106、送受信回路 107、及び充電回路 108 は、単結晶シリコン基板または SOI 基板を用いた電界効果トランジスタ (FET) または薄膜トランジスタで構成してもよい。また、電界効果トランジスタ及び薄膜トランジスタを組み合わせ任意の回路を構成してもよい。上記回路に薄膜トランジスタを用いることで、人工内耳装置の薄型化が可能である。

【0029】

次に、体外集音装置 103 について説明する。人工内耳システム 101 の体外集音装置 103 は、マイクロフォン 110、外部入力回路 111、増幅回路 112、情報処理回路 113、送受信回路 114、充電回路 115、および、バッテリー 116 を有する。マイクロフォン 110 は外部の音を検知する。しかしながら、体外集音装置 103 は外部入力回路 111 を有さず、マイクロフォン 110 が増幅回路 112 と接続する構成を有していても良い。増幅回路 112 は前記マイクロフォン 110 等から入力されたアナログ音声信号を増幅する。情報処理回路 113 は増幅回路 112 で増幅された音声信号を周波数ごとに分解して人工内耳装置 102 の内耳電極 104 で利用する電気信号に変える。送受信回路 114 は人工内耳装置 102 と無線通信を行う。充電回路 115 は電池や外部電源から供給される電力をバッテリー 116 に供給し、バッテリー 116 は体外集音装置 103 内に電力を供給する。

【0030】

ここで、送受信回路 114 は、図 5 (A) に示すような人工内耳に設けられる送受信回路 107 とほぼ同様の構成とすることができる。具体的には、1 つまたは複数のアンテナ、容量、復調回路、復号化回路、論理演算・制御回路、記憶回路、符号化回路、および変調

10

20

30

40

50

回路の他に、電磁波を発振する発振回路を有する。また、充電回路 115 は、図 5 (B) に示すような人工内耳に設けられるバッテリー 116 に外部電源 118 から供給される電力を供給するための整流回路 207、電流・電圧制御回路 208、および充電制御回路 209 等を有し、充電回路 115 を介して外部電源 118 からバッテリーを充電する。このようにして充電されたバッテリー 116 は、体外集音装置 103 全体を駆動させるために、各回路に電力を供給する。なお、図 1 の体外集音装置 103 のバッテリー 116 に接続する矢印は、体外集音装置 103 の各回路 (マイクロフォン 110、増幅回路 112、情報処理回路 113、送受信回路 114、充電回路等) に電力を供給することを意味する。ここで、体外集音装置 103 は充電回路 115 と充電回路によって充電されるバッテリー 116 ではなく、一般的な電池を有する構成とすることもできる。

10

【0031】

体外集音装置 103 の、外部入力回路 111、増幅回路 112、情報処理回路 113、送受信回路 114、充電回路 115 は、単結晶シリコン基板または SOI 基板を用いた電界効果トランジスタ (FET) または薄膜トランジスタで構成してもよい。また、電界効果トランジスタ及び薄膜トランジスタを組み合わせ任意の回路を構成してもよい。また、マイクロフォン 110 は MEMS を用いて構成してもよい。マイクロフォン 110 に MEMS を用いることで、微弱な信号をも検出することが可能であるため、小型で高感度なマイクロフォンとなり、微弱な音を検知することが可能である。

【0032】

次に、本発明の人工内耳システム 101 の利用形態について説明する。図 2 に示すように、人工内耳装置 102 は体内に埋め込み、体外集音装置 103 はベルトに固定し、またはポケットに入れて装着する。図 2 においては、体外集音装置 103 をベルトに固定した例を示している。

20

【0033】

なお、体外集音装置 103 は、外部の音を精度良く検知するために、マイクロフォンが外部に露出するように固定されることが望ましい。

【0034】

図 3 は、人工内耳装置 102 の配置を示すための耳の断面を示す図である。

【0035】

人工内耳装置 102 は、外耳道 122 及び頭蓋骨 123 の間、並びに皮膚 124 及び頭蓋骨 123 の間に埋め込まれる (図 3 (A) 参照)。また、図 3 (B) には、蝸牛の上断面図を示す。内耳電極 104 は蝸牛 121 内へ挿入され、聴神経に接続される。また、電磁波を用いて無線通信を行うことから、人工内耳装置 102 の内耳電極 104 以外を、頸部や背部に配置することも可能である。さらには、増幅回路 105、情報処理回路 106、充電回路 108、およびバッテリー 109 を 1 力所にまとめて外耳道 122 等に埋め込み、送受信回路 107 やアンテナのみを頸部に埋め込むなど、各回路の機能を考慮して分散させて体内に埋め込むことも可能である。

30

【0036】

このように設置された人工内耳システム 101 は、次のように機能する。まず、体外集音装置に設けられるマイクロフォン 110 にて外部の音を検知する。そして、外部の音情報は外部入力回路 111 を介して増幅回路 112 で増幅され、情報処理回路 113 で、A/D 変換、周波数ごとに分解され人工内耳装置 102 が必要とする信号に処理される。そして、送受信回路 114 から人工内耳装置 102 に信号を送信する。

40

【0037】

次に、人工内耳装置 102 では、送受信回路 107 で、体外集音装置 103 から送信された信号を受信する。そして、情報処理回路 106 で信号処理を行い、増幅回路 105 で信号を増幅し、内耳電極 104 から聴神経 125 を刺激することで、マイクロフォンが検知した音を人工内耳装置の使用者が認識することができる。

【0038】

また、本発明の人工内耳システム 101 の給電に関する機能は次の通りである。まず、体

50

外集音装置 103 は、電池や外部電源等から充電回路 115 へ電力供給され、充電回路はバッテリー 116 の充電を行う。充電されたバッテリー 116 は、体外集音装置 103 を駆動させるために、体外集音装置 103 の各回路へ電力供給を行うと共に、人工内耳装置 102 への電力供給を行うために送受信回路 114 へ電力を供給する。体外集音装置に設けられる送受信回路 114 は、人工内耳装置 102 へ電力供給のための電磁波を送信する。

【0039】

次に、人工内耳装置に設けられる送受信回路 107 では、体外集音装置 103 から送信された電磁波を受信し、その電力を充電回路 108 で整流し、バッテリー 109 を充電する。そして、充電されたバッテリー 109 は人工内耳装置 102 を駆動させるために、人工内耳装置 102 の各回路へ電力供給を行う。

10

【0040】

なお、人工内耳装置 102 は、上記のように体外集音装置 103 から無線充電することもできるが、枕やベッド、帽子、家具等の生活用品に組み込まれた無線充電装置によって充電することができる構成とすることも可能である。

【0041】

本発明の人工内耳装置 102 は元来有していなかった自己の駆動電力源であるバッテリーを有する。さらに、体外集音装置との通信方法を電磁結合方式に限らず、電磁波を用いた通信を行う構成を有することで、通信距離が長くなる。そのため体外集音装置 103 と人工内耳装置 102 との距離がある程度離れても音を聞くことができる。

20

【0042】

さらにヘッドピースを頭部に装着する、耳にかける、といったことが不要になり、使用者は体外集音装置 103、特に送受信部（ヘッドピース）を耳付近に装着する不快感や煩わしさから解放される。

【0043】

また、本発明の人工内耳装置 102 は、無線で充電可能なバッテリーを有する構成である。この人工内耳装置 102 や体外集音装置 103 を防水仕様にすることで、体外集音装置 103 を手元に置いて、水泳や入浴を可能にすることができる。

【0044】

（実施の形態 2）

本実施の形態では、本発明の体外集音装置 103 が有する機能を利用して人工内耳システム 101 を使用する例を示す。

30

【0045】

本発明の体外集音装置 103 は、外部入力回路 111 を有する。また、体外集音装置 103 には、ラジオ、携帯電話 200、音楽プレイヤー等の電子機器に接続する接続端子を有する。この外部入力回路 111 に、接続端子を介して、ラジオや携帯電話 200、音楽プレイヤー等を接続することで、利用者は、人工内耳システム 101 を利用して、それらから発する音を聞くことができる（図 4 参照）。

【0046】

例えば、外部から入力される音情報がアナログ信号である場合には、外部入力回路 111 及び情報処理回路 113 の間に A/D 変換回路有する構成とすることができる。また、音情報がデジタル信号で入力される場合には、外部入力回路 111 と情報処理回路 113 とを接続した構成とすることができる。もちろん、どちらの形式の信号入力にも対応するよう構成することも可能である。

40

【0047】

このように、聴覚障害者であったとしても、本発明の人工内耳システム 101 を利用することで、音楽やラジオといった娯楽を楽しんだり、携帯電話で他者とのコミュニケーションをとることを可能にすることができる。

【0048】

なお、本実施の形態は上記実施の形態と自由に組み合わせて行うことができる。

【0049】

50

(実施の形態 3)

本実施の形態では、上記実施の形態 1 及び 2 で示した人工内耳装置の作製方法の一例に関して、図 1、図 6 ~ 10 を参照して説明する。人工内耳装置は半導体基板や S O I 基板を用いた電界効果トランジスタで作製することもできるが、本実施の形態においては、アンテナ、充電回路、送受信回路を同一基板上に設ける構成について説明する。また、充電回路、送受信回路を薄膜トランジスタを用いて作製する方法を例に挙げて説明する。なお、基板上に、アンテナ、充電回路、送受信回路、情報処理回路、増幅回路等を構成するトランジスタを薄膜トランジスタとすることで、小型化を図ることができるため好適である。

【0050】

まず、図 6 (A) に示すように、基板 1901 の一表面に絶縁膜 1902 を介して剥離層 1903 を形成し、続けて下地膜として機能する絶縁膜 1904 と半導体膜 1905 (例えば、非晶質珪素を含む膜) を積層して形成する。なお、絶縁膜 1902、剥離層 1903、絶縁膜 1904 および半導体膜 1905 は、連続して形成することができる。

【0051】

なお、基板 1901 は、ガラス基板、石英基板、金属基板 (例えばステンレス基板など)、セラミック基板、S i 基板等の半導体基板から選択されるものである。他にもプラスチック基板として、ポリエチレンテレフタレート (PET)、ポリエーテルサルフォン (PES)、アクリルなどの基板を選択することもできる。なお、本工程では、剥離層 1903 は、絶縁膜 1902 を介して基板 1901 の全面に設けているが、必要に応じて、基板 1901 の全面に剥離層を設けた後に、フォトリソグラフィ法により選択的に設けてもよい。

【0052】

また、絶縁膜 1902、絶縁膜 1904 は、CVD 法やスパッタリング法等を用いて、酸化シリコン、窒化シリコン、酸化窒化シリコン、窒化酸化シリコン等の絶縁材料を用いて形成する。例えば、絶縁膜 1902、1904 を 2 層構造とする場合、第 1 層目の絶縁膜として窒化酸化シリコン膜を形成し、第 2 層目の絶縁膜として酸化窒化シリコン膜を形成するとよい。また、第 1 層目の絶縁膜として窒化シリコン膜を形成し、第 2 層目の絶縁膜として酸化シリコン膜を形成してもよい。絶縁膜 1902 は、基板 1901 から剥離層 1903 又はその上に形成される素子に不純物元素が混入するのを防ぐブロッキング層として機能し、絶縁膜 1904 は基板 1901、剥離層 1903 からその上に形成される素子に不純物元素が混入するのを防ぐブロッキング層として機能する。このように、ブロッキング層として機能する絶縁膜 1902、1904 を形成することによって、基板 1901 から Na などのアルカリ金属やアルカリ土類金属が、剥離層 1903 から剥離層に含まれる不純物元素がこの上に形成する素子に悪影響を与えることを防ぐことができる。なお、基板 1901 として石英を用いるような場合には絶縁膜 1902、1904 を省略してもよい。

【0053】

また、剥離層 1903 は、金属膜や金属膜と金属酸化膜の積層構造等を用いることができる。金属膜としては、タングステン (W)、モリブデン (Mo)、チタン (Ti)、 tantalum (Ta)、ニオブ (Nb)、ニッケル (Ni)、コバルト (Co)、ジルコニウム (Zr)、亜鉛 (Zn)、ルテニウム (Ru)、ロジウム (Rh)、パラジウム (Pd)、オスミウム (Os)、イリジウム (Ir)、シリコン (Si) から選択された元素または当該元素を主成分とする合金材料若しくは化合物材料からなる膜を単層又は積層して形成する。また、これらの材料は、スパッタリング法やプラズマ CVD 法等の各種 CVD 法等を用いて形成することができる。金属膜と金属酸化膜の積層構造としては、上述した金属膜を形成した後に、酸素雰囲気または N_2O 雰囲気下におけるプラズマ処理、酸素雰囲気または N_2O 雰囲気下における加熱処理を行うことによって、金属膜表面に当該金属膜の酸化物または酸化窒化物を設けることができる。例えば、金属膜としてスパッタリング法や CVD 法等によりタングステン膜を設けた場合、タングステン膜にプラズマ処理

を行うことによって、タングステン膜表面にタングステン酸化物からなる金属酸化膜を形成することができる。また、この場合、タングステンの酸化物は、 $W O_x$ で表され、 x は2～3であり、 x が2の場合($W O_2$)、 x が2.5の場合($W_2 O_5$)、 x が2.75の場合($W_4 O_{11}$)、 x が3の場合($W O_3$)などがある。タングステンの酸化物を形成するにあたり、上記に挙げた x の値に特に制約はなく、エッチングレート等を基に、どの酸化物を形成するかを決めるとよい。他にも、例えば、金属膜(例えば、タングステン)を形成した後に、当該金属膜上にスパッタリング法で酸化珪素等の絶縁膜を設けると共に、金属膜上に金属酸化物(例えば、タングステン上にタングステン酸化物)を形成してもよい。また、プラズマ処理として、例えば上述した高密度プラズマ処理を行ってもよい。また、金属酸化膜以外にも、金属窒化物や金属酸化窒化物を用いてもよい。この場合、金属膜に窒素雰囲気下または窒素と酸素雰囲気下でプラズマ処理や加熱処理を行えばよい。

10

【0054】

また、半導体膜1905は、スパッタリング法、LPCVD法、プラズマCVD法等により、10～200nm(好ましくは30～150nm)の厚さで形成する。

【0055】

次に、図6(B)に示すように、半導体膜1905にレーザ光を照射して結晶化を行う。なお、レーザ光の照射と、RTA又はファーンেসアニール炉を用いる熱結晶化法、結晶化を助長する金属元素を用いる熱結晶化法とを組み合わせた方法等により半導体膜1905の結晶化を行ってもよい。その後、得られた結晶質半導体膜を所望の形状にエッチングして、結晶化した結晶質半導体膜1905a～1905fを形成し、当該結晶質半導体膜1905a～1905fを覆うようにゲート絶縁膜1906を形成する。

20

【0056】

なお、ゲート絶縁膜1906は、CVD法やスパッタリング法等を用いて、酸化シリコン、窒化シリコン、酸化窒化シリコン、窒化酸化シリコン等の絶縁材料を用いて形成する。例えば、ゲート絶縁膜1906を2層構造とする場合、第1層目の絶縁膜として酸化窒化シリコン膜を形成し、第2層目の絶縁膜として窒化酸化シリコン膜を形成するとよい。また、第1層目の絶縁膜として酸化シリコン膜を形成し、第2層目の絶縁膜として窒化シリコン膜を形成してもよい。

【0057】

結晶質半導体膜1905a～1905fの作製工程の一例を以下に簡単に説明する。非晶質構造を有する半導体層を公知の手段(スパッタリング法、LPCVD法、またはプラズマCVD法等)により成膜した後、公知の結晶化処理(レーザ結晶化法、熱結晶化法、またはニッケルなどの触媒を用いた熱結晶化法等)を行って得られた結晶質半導体層をフォトリソを用いてレジストマスクを形成した後、所望の形状にエッチングして、結晶質半導体膜1905a～1905fを形成する。

30

【0058】

なお、結晶化に用いるレーザ発振器としては、連続発振型のレーザビーム(CWレーザビーム)やパルス発振型のレーザビーム(パルスレーザビーム)を用いることができる。ここで用いることができるレーザビームは、Arレーザ、Krレーザ、エキシマレーザなどの気体レーザ、単結晶のYAG、YVO₄、フォスフェイト(Mg₂SiO₄)、YAlO₃、GdVO₄、若しくは多結晶(セラミック)のYAG、Y₂O₃、YVO₄、YAlO₃、GdVO₄に、ドープメントとしてNd、Yb、Cr、Ti、Ho、Er、Tm、Taのうち1種または複数種添加されているものを媒質とするレーザ、ガラスレーザ、ルビーレーザ、アレキサンドライトレーザ、Ti:サファイアレーザ、銅蒸気レーザまたは金蒸気レーザのうち一種または複数種から発振されるものを用いることができる。このようなレーザビームの基本波、及びこれらの基本波の第2高調波から第4高調波のレーザビームを照射することで、大粒径の結晶を得ることができる。例えば、Nd:YVO₄レーザ(基本波1064nm)の第2高調波(532nm)や第3高調波(355nm)を用いることができる。このときレーザのパワー密度は0.

40

50

0.1 ~ 100 MW/cm² 程度（好ましくは 0.1 ~ 10 MW/cm²）が必要である。そして、走査速度を 10 ~ 2000 cm/sec 程度として照射する。なお、単結晶の YAG、YVO₄、フォスフェイト（Mg₂SiO₄）、YAlO₃、GdVO₄、若しくは多結晶（セラミック）の YAG、Y₂O₃、YVO₄、YAlO₃、GdVO₄ に、ドーパントとして Nd、Yb、Cr、Ti、Ho、Er、Tm、Ta のうち 1 種または複数種添加されているものを媒質とするレーザ、Ar イオンレーザ、または Ti : サファイアレーザは、連続発振をさせることが可能であり、Q スイッチ動作やモード同期などを行うことによって 10 MHz 以上の発振周波数でパルス発振をさせることも可能である。10 MHz 以上の発振周波数でレーザビームを発振させると、半導体膜がレーザによって溶融してから固化するまでの間に、次のパルスが半導体膜に照射される。従って、発振周波数が低いパルスレーザを用いる場合と異なり、半導体膜中において固液界面を連続的に移動させることができるため、走査方向に向かって連続的に成長した結晶粒を得ることができる。

10

【0059】

また、非晶質構造を有する半導体層の結晶化処理として SLS 方式（Sequential Lateral Solidification method）を用いてもよい。SLS 法は、パルス発振のエキシマレーザ光を、スリット状のマスクを介して、試料に照射するものである。1 ショット毎に、試料とレーザ光の相対位置をスーパーラテラル成長による結晶長さ程度ずらして結晶化を行うことで、人工的に制御したスーパーラテラル成長による結晶を連続的に形成させる方法である。

20

【0060】

また、ゲート絶縁膜 1906 は、結晶性珪素膜 1905a ~ 1905f に対し前述の高密度プラズマ処理を行い、表面を酸化又は窒化することで形成しても良い。例えば、He、Ar、Kr、Xe などの希ガスと、酸素、二酸化窒素、アンモニア、窒素、水素などの混合ガスを導入したプラズマ処理で形成する。この場合のプラズマの励起は、マイクロ波の導入により行くと、低電子温度で高密度のプラズマを生成することができる。この高密度プラズマで生成された酸素ラジカル（OH ラジカルを含む場合もある）や窒素ラジカル（NH ラジカルを含む場合もある）によって、半導体膜の表面を酸化又は窒化することができる。

30

【0061】

このような高密度プラズマを用いた処理により、1 ~ 20 nm、代表的には 5 ~ 10 nm の絶縁膜が半導体膜に形成される。この場合の反応は、固相反応であるため、当該絶縁膜と半導体膜との界面準位密度はきわめて低くすることができる。このような、高密度プラズマ処理は、半導体膜（結晶性シリコン、或いは多結晶シリコン）を直接酸化（若しくは窒化）するため、形成される絶縁膜の厚さは理想的には、ばらつきをきわめて小さくすることができる。加えて、結晶性シリコンの結晶粒界でも酸化が強くされることがないため、非常に好ましい状態となる。すなわち、ここで示す高密度プラズマ処理で半導体膜の表面を固相酸化することにより、結晶粒界において異常に酸化反応をさせることなく、均一性が良く、界面準位密度が低い絶縁膜を形成することができる。

40

【0062】

なお、ゲート絶縁膜 1906 は、高密度プラズマ処理によって形成される絶縁膜のみを用いても良いし、それにプラズマや熱反応を利用した CVD 法で酸化シリコン、酸窒化シリコン、窒化シリコンなどの絶縁膜を堆積し、積層させても良い。いずれにしても、高密度プラズマで形成した絶縁膜をゲート絶縁膜の一部又は全部に含んで形成されるトランジスタは、特性のばらつきを小さくすることができる。

【0063】

また、半導体膜に対し、連続発振レーザ若しくは 10 MHz 以上の周波数で発振するレーザビームを照射しながら一方向に走査して結晶化させて得られた結晶質半導体膜 1905a ~ 1905f は、そのビームの走査方向に結晶が成長する特性がある。その走査方向をチャンネル長方向（チャンネル形成領域が形成されたときにキャリアが流れる方向）に合

50

わせてトランジスタを配置し、上記ゲート絶縁層を組み合わせることで、特性ばらつきが小さく、しかも電界効果移動度が高い薄膜トランジスタ (TFT: Thin Film Transistor) を得ることができる。

【0064】

次に、ゲート絶縁膜 1906 上に、第 1 の導電膜と第 2 の導電膜とを積層して形成する。ここでは、第 1 の導電膜は、CVD 法やスパッタリング法等により、20 ~ 100 nm の厚さで形成する。第 2 の導電膜は、100 ~ 400 nm の厚さで形成する。第 1 の導電膜と第 2 の導電膜は、タンタル (Ta)、タングステン (W)、チタン (Ti)、モリブデン (Mo)、アルミニウム (Al)、銅 (Cu)、クロム (Cr)、ニオブ (Nb) 等から選択された元素又はこれらの元素を主成分とする合金材料若しくは化合物材料で形成する。または、リン等の不純物元素をドーピングした多結晶珪素に代表される半導体材料により形成する。第 1 の導電膜と第 2 の導電膜の組み合わせの例を挙げると、窒化タンタル膜とタングステン膜、窒化タングステン膜とタングステン膜、窒化モリブデン膜とモリブデン膜等が挙げられる。タングステンや窒化タンタルは、耐熱性が高いため、第 1 の導電膜と第 2 の導電膜を形成した後に、熱活性化を目的とした加熱処理を行うことができる。また、2 層構造ではなく、3 層構造の場合は、モリブデン膜とアルミニウム膜とモリブデン膜の積層構造を採用するとよい。

10

【0065】

次に、フォトリソグラフィ法を用いてレジストからなるマスクを形成し、ゲート電極とゲート線を形成するためのエッチング処理を行って、結晶質半導体膜 1905a ~ 1905f の上方にゲート電極 1907 を形成する。ここでは、ゲート電極 1907 として、第 1 の導電膜 1907a と第 2 の導電膜 1907b の積層構造で設けた例を示している。

20

【0066】

次に、図 6 (C) に示すように、ゲート電極 1907 をマスクとして結晶質半導体膜 1905a ~ 1905f に、イオンドープ法またはイオン注入法により、n 型を付与する不純物元素を低濃度に添加し、その後、フォトリソグラフィ法によりレジストからなるマスクを選択的に形成して、p 型を付与する不純物元素を高濃度に添加する。n 型を示す不純物元素としては、リン (P) やヒ素 (As) 等を用いることができる。p 型を示す不純物元素としては、ボロン (B) やアルミニウム (Al) やガリウム (Ga) 等を用いることができる。ここでは、n 型を付与する不純物元素としてリン (P) を用い、 $1 \times 10^{15} \sim 1 \times 10^{19} / \text{cm}^3$ の濃度で含まれるように結晶質半導体膜 1905a ~ 1905f に選択的に導入し、n 型を示す不純物領域 1908 を形成する。また、p 型を付与する不純物元素としてボロン (B) を用い、 $1 \times 10^{19} \sim 1 \times 10^{20} / \text{cm}^3$ の濃度で含まれるように選択的に結晶質半導体膜 1905c、1905e に導入し、p 型を示す不純物領域 1909 を形成する。

30

【0067】

続いて、ゲート絶縁膜 1906 とゲート電極 1907 を覆うように、絶縁膜を形成する。絶縁膜は、プラズマ CVD 法やスパッタリング法等により、珪素、珪素の酸化物又は珪素の窒化物の無機材料を含む膜や、有機樹脂などの有機材料を含む膜を、単層又は積層して形成する。次に、絶縁膜を、垂直方向を主体とした異方性エッチングにより選択的にエッチングして、ゲート電極 1907 の側面に接する絶縁膜 1910 (サイドウォールともよばれる) を形成する。絶縁膜 1910 は、LDD (Lightly Doped drain) 領域を形成する際のドーピング用のマスクとして用いる。

40

【0068】

続いて、フォトリソグラフィ法により形成したレジストからなるマスクと、ゲート電極 1907 および絶縁膜 1910 をマスクとして用いて、結晶質半導体膜 1905a、1905b、1905d、1905f に n 型を付与する不純物元素を高濃度に添加して、n 型を示す不純物領域 1911 を形成する。ここでは、n 型を付与する不純物元素としてリン (P) を用い、 $1 \times 10^{19} \sim 1 \times 10^{20} / \text{cm}^3$ の濃度で含まれるように結晶質半導体膜 1905a、1905b、1905d、1905f に選択的に導入し、不純物領域 1

50

908より高濃度のn型を示す不純物領域1911を形成する。

【0069】

以上の工程により、図6(D)に示すように、nチャネル型薄膜トランジスタ1900a、1900b、1900d、1900fとpチャネル型薄膜トランジスタ1900c、1900eが形成される。なお、ここでは、nチャネル型薄膜トランジスタ1900a、1900fはバッテリー109に接続される充電回路108の一部を示し、nチャネル型薄膜トランジスタ1900b、1900dとpチャネル型薄膜トランジスタ1900c、1900eは、送受信回路107の一部を示す。さらには、図示しないが、増幅回路105、情報処理回路106も上記工程で作製された薄膜トランジスタを用いて構成することができる。

10

【0070】

なお、nチャネル型薄膜トランジスタ1900aは、ゲート電極1907と重なる結晶質半導体膜1905aの領域にチャネル形成領域が形成され、ゲート電極1907及び絶縁膜1910と重ならない領域にソース領域又はドレイン領域を形成する不純物領域1911が形成され、絶縁膜1910と重なる領域であってチャネル形成領域と不純物領域1911の間に低濃度不純物領域(LDD領域)が形成されている。また、nチャネル型薄膜トランジスタ1900b、1900d、1900fも同様にチャネル形成領域、低濃度不純物領域及び不純物領域1911が形成されている。

【0071】

また、pチャネル型薄膜トランジスタ1900cは、ゲート電極1907と重なる結晶質半導体膜1905cの領域にチャネル形成領域が形成され、ゲート電極1907と重ならない領域にソース領域又はドレイン領域を形成する不純物領域1909が形成されている。また、pチャネル型薄膜トランジスタ1900eも同様にチャネル形成領域及び不純物領域1909が形成されている。なお、ここでは、pチャネル型薄膜トランジスタ1900c、1900eには、LDD領域を設けていないが、pチャネル型薄膜トランジスタにLDD領域を設けてもよいし、nチャネル型薄膜トランジスタにLDD領域を設けない構成としてもよい。

20

【0072】

次に、図7(A)に示すように、結晶質半導体膜1905a~1905f、ゲート電極1907等を覆うように、絶縁膜を単層または積層して形成し、当該絶縁膜上に薄膜トランジスタ1900a~1900fのソース領域又はドレイン領域を形成する不純物領域1909、1911と電氣的に接続する導電膜1913を形成する。絶縁膜は、CVD法、スパッタリング法、SOG法、液滴吐出法、スクリーン印刷法等により、珪素の酸化物や珪素の窒化物等の無機材料、ポリイミド、ポリアミド、ベンゾシクロブテン、アクリル、エポキシ等の有機材料やシロキサン材料等により、単層または積層で形成する。ここでは、当該絶縁膜を2層で設け、1層目の絶縁膜1912aとして窒化酸化珪素膜で形成し、2層目の絶縁膜1912bとして酸化窒化珪素膜で形成する。また、結晶質半導体膜1905a~1905fのソース電極又はドレイン電極として導電膜1913を形成する。

30

【0073】

なお、絶縁膜1912a、1912bを形成する前、または絶縁膜1912a、1912bのうちの1つまたは複数の薄膜を形成した後に、半導体膜の結晶性の回復や半導体膜に添加された不純物元素の活性化、半導体膜の水素化を目的とした加熱処理を行うとよい。加熱処理には、熱アニール、レーザーアニール法またはRTA法などを適用するとよい。

40

【0074】

また、導電膜1913は、CVD法やスパッタリング法等により、アルミニウム(Al)、タングステン(W)、チタン(Ti)、タンタル-Ta)、モリブデン(Mo)、ニッケル(Ni)、白金(Pt)、銅(Cu)、金(Au)、銀(Ag)、マンガン(Mn)、ネオジム(Nd)、炭素(C)、シリコン(Si)から選択された元素、又はこれらの元素を主成分とする合金材料若しくは化合物材料で、単層又は積層で形成する。アルミ

50

ニウムを主成分とする合金材料とは、例えば、アルミニウムを主成分としニッケルを含む材料、又は、アルミニウムを主成分とし、ニッケルと、炭素と珪素の一方又は両方とを含む合金材料に相当する。導電膜 1913 は、例えば、バリア膜とアルミニウムシリコン膜とバリア膜の積層構造、バリア膜とアルミニウムシリコン膜と窒化チタン膜とバリア膜の積層構造を採用するとよい。なお、バリア膜とは、チタン、チタンの窒化物、モリブデン、又はモリブデンの窒化物からなる薄膜に相当する。アルミニウムやアルミニウムシリコンは抵抗値が低く、安価であるため、導電膜 1913 を形成する材料として最適である。また、上層と下層のバリア層を設けると、アルミニウムやアルミニウムシリコンのヒロックの発生を防止することができる。また、還元性の高い元素であるチタンからなるバリア膜を形成すると、結晶質半導体膜上に薄い自然酸化膜ができていたとしても、この自然酸化膜を還元し、結晶質半導体膜と良好なコンタクトをとることができる。

10

【0075】

次に、導電膜 1913 を覆うように、絶縁膜 1914 を形成し、当該絶縁膜 1914 上に、結晶質半導体膜 1905a、1905f のソース電極又はドレイン電極を形成する導電膜 1913 とそれぞれ電氣的に接続する導電膜 1915a、1915b を形成する。また、結晶質半導体膜 1905b、1905e のソース電極又はドレイン電極を形成する導電膜 1913 とそれぞれ電氣的に接続する導電膜 1916a、1916b を形成する。なお、導電膜 1915a、1915b と導電膜 1916a、1916b は同一の材料で同時に形成してもよい。導電膜 1915a、1915b と導電膜 1916a、1916b は、上述した導電膜 1913 で示したいずれかの材料を用いて形成することができる。

20

【0076】

続いて、図 7(B) に示すように、導電膜 1916a、1916b にアンテナとして機能する導電膜 1917 が電氣的に接続されるように形成する。また、アンテナとして機能する導電膜 1917 と同時に導電膜 1915a、1915b にそれぞれ電氣的に接続する導電膜 1931a、1931b を形成する。ここでは、アンテナとして機能する導電膜 1917 が上記実施の形態で示したアンテナに相当する。また、薄膜トランジスタ 1900b ~ 1900e が上記実施の形態で示した送受信回路として機能する。また、導電膜 1931a、1931b は、後の工程においてバッテリーと電氣的に接続される配線として機能しうる。次に、導電膜 1917 及び導電膜 1931a、1931b を覆う絶縁層 1918 を形成する。

30

【0077】

また、導電膜 1917、1931a、1931b は、CVD 法、スパッタリング法、スクリーン印刷やグラビア印刷等の印刷法、液滴吐出法、ディスペンサ法、メッキ法等を用いて、導電性材料により形成する。導電性材料は、アルミニウム (Al)、チタン (Ti)、銀 (Ag)、銅 (Cu)、金 (Au)、白金 (Pt)、ニッケル (Ni)、パラジウム (Pd)、タンタル (Ta)、モリブデン (Mo) から選択された元素、又はこれらの元素を主成分とする合金材料若しくは化合物材料で、単層構造又は積層構造で形成する。

【0078】

例えば、スクリーン印刷法を用いてアンテナとして機能する導電膜 1917 を形成する場合には、粒径が数 nm から数十 μ m の導電体粒子を有機樹脂に溶解または分散させた導電性のペーストを選択的に印刷することによって設けることができる。導電体粒子としては、銀 (Ag)、金 (Au)、銅 (Cu)、ニッケル (Ni)、白金 (Pt)、パラジウム (Pd)、タンタル (Ta)、モリブデン (Mo) およびチタン (Ti) 等のいずれか一つ以上の金属粒子やハロゲン化銀の微粒子、または分散性ナノ粒子を用いることができる。また、導電性ペーストに含まれる有機樹脂は、金属粒子のバインダー、溶媒、分散剤および被覆材として機能する有機樹脂から選ばれた一つまたは複数を用いることができる。代表的には、エポキシ樹脂、シリコーン樹脂等の有機樹脂が挙げられる。また、導電膜の形成にあたり、導電性のペーストを押し出した後に焼成することが好ましい。例えば、導電性のペーストの材料として、銀を主成分とする微粒子 (例えば粒径 1 nm 以上 100 nm 以下) を用いる場合、150 ~ 300 の温度範囲で焼成することにより硬化させて

40

50

導電膜を得ることができる。また、はんだや鉛フリーのはんだを主成分とする微粒子を用いてもよく、この場合は粒径 $20\ \mu\text{m}$ 以下の微粒子を用いることが好ましい。はんだや鉛フリーはんだは、低コストであるといった利点を有している。

【0079】

さらには、図示しないがアンテナとして機能する導電膜 1917 を形成する際に、増幅回路 105 に電氣的に接続するように別途導電膜を形成し、当該導電膜を内耳電極 104 に接続する配線とする。

【0080】

絶縁層 1918 は、CVD 法やスパッタリング法等により、酸化珪素、窒化珪素、酸化窒化珪素、窒化酸化珪素、等の酸素または窒素を有する絶縁膜や DLC (ダイヤモンドライクカーボン) 等の炭素を含む膜、エポキシ、ポリイミド、ポリアミド、ポリビニルフェノール、ベンゾシクロブテン、アクリル等の有機材料またはシロキサン樹脂等のシロキサン材料からなる単層または積層構造で設けることができる。

10

【0081】

次に、図 8 (A) に示すように、導電膜 1931a、1931b の表面が露出するように絶縁層 1918 に開口部 1932a、1932b を形成する。

【0082】

次に、本実施の形態では、レーザ光の照射により薄膜トランジスタ 1900a ~ 1900f、導電膜 1917、絶縁層 1918 等を含む層 (以下、「素子形成層 1919」と記す) に開口部を形成する。

20

【0083】

次に、図 8 (B) に示すように、素子形成層 1919 の一方の面 (絶縁層 1918 の露出した面) に粘着部材 1920 を貼り付けた後、素子形成層 1919 を基板 1901 から剥離する。ここでは、レーザ光 (例えば UV 光) を照射することによって、薄膜トランジスタ 1900a ~ 1900f を避けた領域に開口部を形成後、物理的な力を用いて基板 1901 から素子形成層 1919 を剥離することができる。また、基板 1901 から素子形成層 1919 を剥離する前に、形成した開口部にエッチング剤を導入して、剥離層 1903 を選択的に除去してもよい。エッチング剤は、フッ化ハロゲンまたはハロゲン化合物を含む気体又は液体を使用する。例えば、フッ化ハロゲンを含む気体として三フッ化塩素 (ClF_3) を使用する。そうすると、素子形成層 1919 は、基板 1901 から剥離された状態となる。なお、剥離層 1903 は、全て除去せず一部分を残存させてもよい。こうすることによって、エッチング剤の消費量を抑え剥離層の除去に要する処理時間を短縮することが可能となる。また、剥離層 1903 の除去を行った後にも、基板 1901 上に素子形成層 1919 を保持しておくことが可能となる。また、素子形成層 1919 が剥離された基板 1901 を再利用することによって、コストの削減をすることができる。

30

【0084】

次に、図 9 (A) に示すように、素子形成層 1919 の他方の面 (剥離により露出した面) に、第 1 のハウジング 1921 を貼り合わせた後、素子形成層 1919 を粘着部材 1920 から剥離する。従って、ここでは粘着部材 1920 として粘着力が弱いものを用いる。続けて、開口部 1932a、1932b を介して導電膜 1934a、1934b とそれぞれ電氣的に接続する導電膜 1931a、1931b を選択的に形成する。

40

【0085】

導電膜 1934a、1934b は、導電膜 1917 と同様の材料及び形成方法を適宜用いることができる。

【0086】

なお、ここでは、基板 1901 から素子形成層 1919 を剥離した後に導電膜 1934a、1934b を形成する例を示しているが、導電膜 1934a、1934b を形成した後に基板 1901 から素子形成層 1919 の剥離を行ってもよい。

【0087】

第 1 のハウジング 1921 は、生物学的に不活性な材料を用いて形成されている。代表的

50

には、チタン、白金、金等の導電性材料からなるハウジングや、有機樹脂またはセラミックス等の絶縁性材料からなるハウジングでもよい。さらには、第1のハウジング1921として、上記材料を用いたフィルムであってもよい。第1のハウジング1921にフィルムを用いることで、薄型で、軽量で、体になじみやすく凹凸の少ない人工内耳装置102を作製することができる。

【0088】

次に、図9(B)に示すように、基板上に複数の素子を形成している場合には、素子形成層1919を素子ごとに分断する。分断は、レーザ照射装置、ダイシング装置、スクライプ装置等を用いることができる。ここでは、レーザ光を照射することによって1枚の基板に形成された複数の素子を各々分断する。

10

【0089】

次に、図10(A)に示すように、分断された素子をバッテリーの接続端子と電氣的に接続する。また、図示しないが、増幅回路105と内耳電極104とを電氣的に接続する。ここでは、素子形成層1919に設けられた導電膜1934a、1934bと基板1935上に設けられたバッテリーの接続端子となる導電膜1936a、1936bとをそれぞれ接続する例を示す。ここで、導電膜1934aと導電膜1936aとの接続、又は導電膜1934bと導電膜1936bとの接続は、異方導電性フィルム(ACF(Anisotropic Conductive Film))や異方導電性ペースト(ACP(Anisotropic Conductive Paste))等の接着性を有する材料を介して圧着させることにより電氣的に接続する場合を示している。ここでは、接着性を有する樹脂1937に含まれる導電性粒子1938を用いて接続する例を示している。また、他にも、銀ペースト、銅ペーストまたはカーボンペースト等の導電性接着剤や半田接合等を用いて接続を行うことも可能である。

20

【0090】

次に、図10(B)に示すように、素子形成層1919の他方の面(剥離により露出した面)及びバッテリーに、第2のハウジング1922を貼り合わせた後、加熱処理と加圧処理の一方又は両方を行って第1のハウジング1921及び第2のハウジング1922を貼り合わせる。第2のハウジング1922は、第1のハウジング1921に列記したものを適宜用いることができる。なお、この第1のハウジング1921及び第2のハウジング1922の貼りあわせの際に、内耳電極104はハウジングの外側に突出するようにする。また、第1のハウジング1921及び第2のハウジング1922は真空となるように貼りあわせても良い。

30

【0091】

さらには、第1のハウジング1921及び第2のハウジング1922の表面をシリコン、フッ素樹脂、パリレン、またはDLC等の保護層で保護することで、更に生体に対して安全となる。

【0092】

また、第1のハウジング1921及び第2のハウジング1922として、静電気等を防止する帯電防止対策を施した材料(以下、帯電防止材料と記す)を用いることもできる。帯電防止材料としては、金属、インジウムと錫の酸化物(ITO)、両性界面活性剤や陽イオン性界面活性剤や非イオン性界面活性剤等の界面活性剤用いることができる。また、他にも帯電防止材料として、側鎖にカルボキシル基および4級アンモニウム塩基をもつ架橋性共重合体高分子を含む樹脂材料等を用いることができる。これらの材料をハウジングに貼り付けたり、練り込んだり、塗布することによって帯電防止が可能となる。

40

【0093】

なお、バッテリー109及び充電回路108の接続、並びに内耳電極104及び増幅回路105の接続は、基板1901から素子形成層1919を剥離する前(図8(A)又は図8(B)の段階)に行ってもよいし、素子形成層1919を第1のハウジング及び第2のハウジングで封止した後(図10(B)の段階)に行ってもよい。

【0094】

50

バッテリーが素子より大きい場合には、図 9、図 10 に示したように、一枚の基板上に複数の素子を形成し、当該素子を分断後にバッテリーと接続することによって、一枚の基板に作り込める素子の数を増やすことができるため、人工内耳装置をより低コストで作製することが可能となる。

【 0 0 9 5 】

以上の工程により、人工内耳装置を作製することができる。なお、本実施の形態では、基板上に薄膜トランジスタ等の素子を形成した後に剥離する工程を示したが、剥離を行わずそのまま製品としてもよい。また、ガラス基板上に薄膜トランジスタ等の素子を設けた後に、当該ガラス基板を素子が設けられた面と反対側から研磨することにより、又は Si 等の半導体基板を用いて MOS 型のトランジスタを形成した後に当該半導体基板を研磨することによって、人工内耳装置の薄膜化、小型化を行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 6 】

【図 1】本発明の人工内耳装置、および体外集音装置、ならびにそれらを有する人工内耳システムの構成を示す図。

【図 2】本発明の人工内耳装置、および体外集音装置を装着し、本発明の人工内耳システムを利用している一形態を示す図。

【図 3】本発明の人工内耳システム用いた形態を示す図。

【図 4】本発明の体外集音装置の別の構成を示す図。

【図 5】本発明の人工内耳装置の一部を示す図。

【図 6】本発明の人工内耳装置の作製工程を示す図。

【図 7】本発明の人工内耳装置の作製工程を示す図。

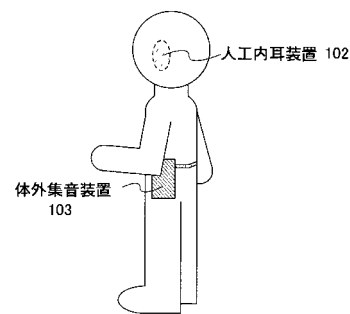
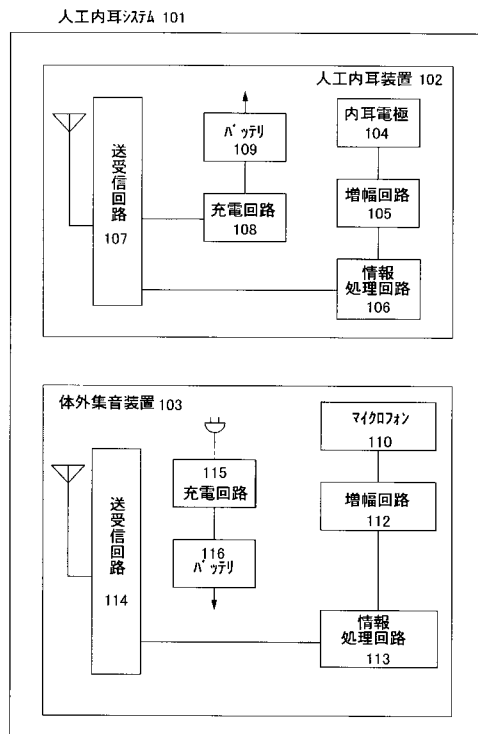
【図 8】本発明の人工内耳装置の作製工程を示す図。

【図 9】本発明の人工内耳装置の作製工程を示す図。

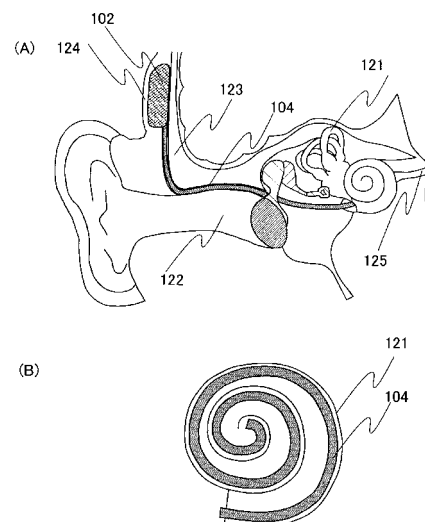
【図 10】本発明の人工内耳装置の作製工程を示す図。

【図 1】

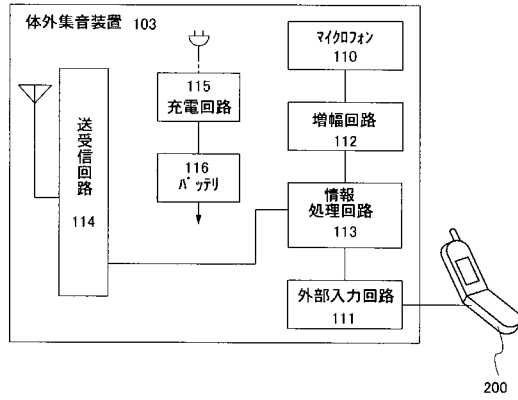
【図 2】



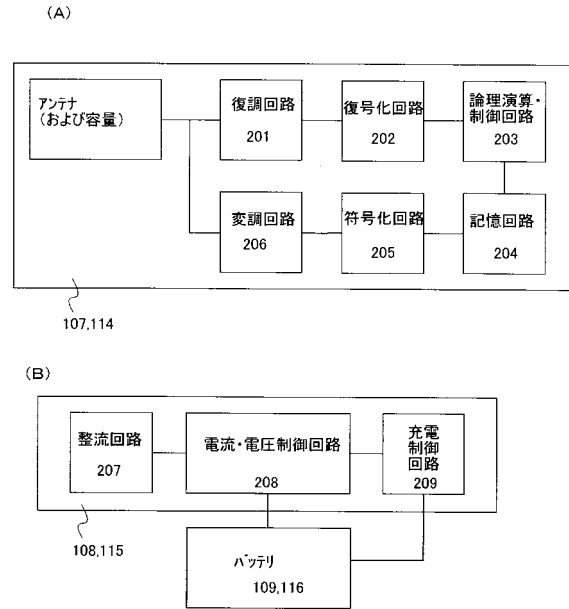
【図 3】



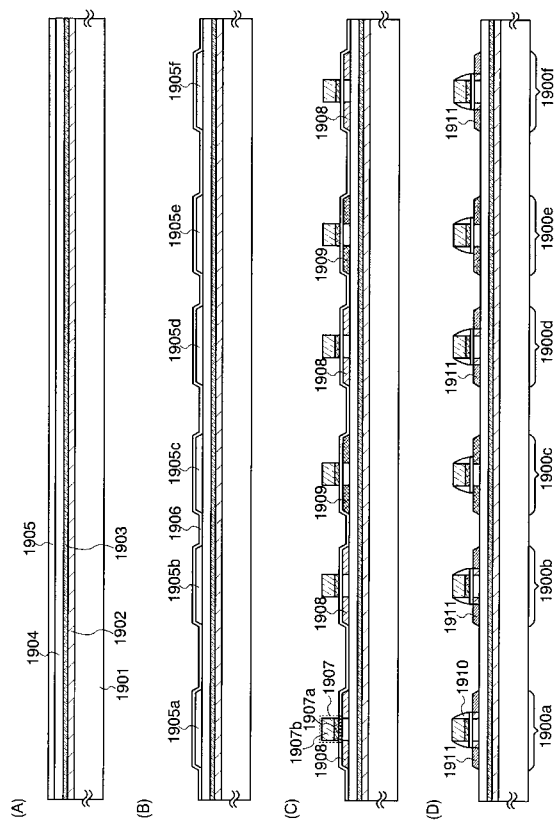
【図 4】



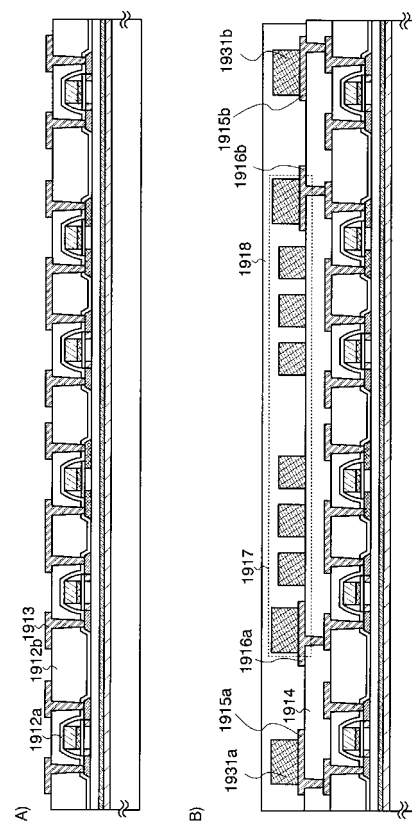
【図 5】



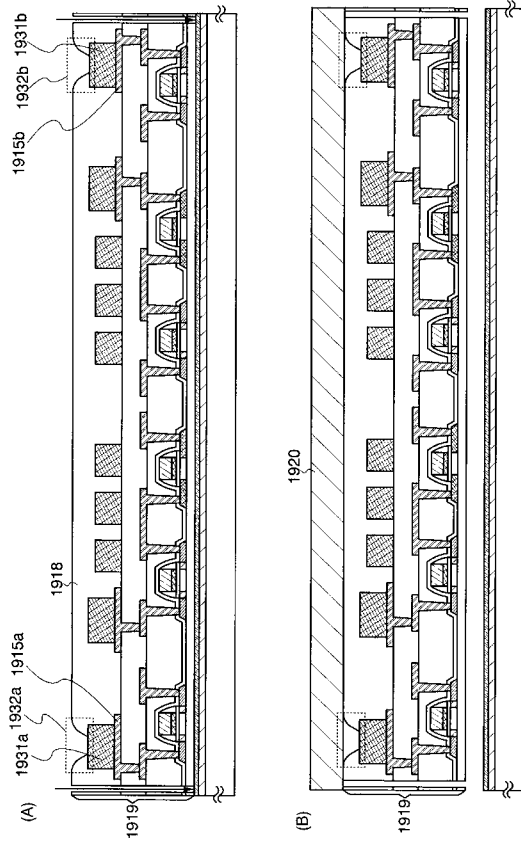
【図 6】



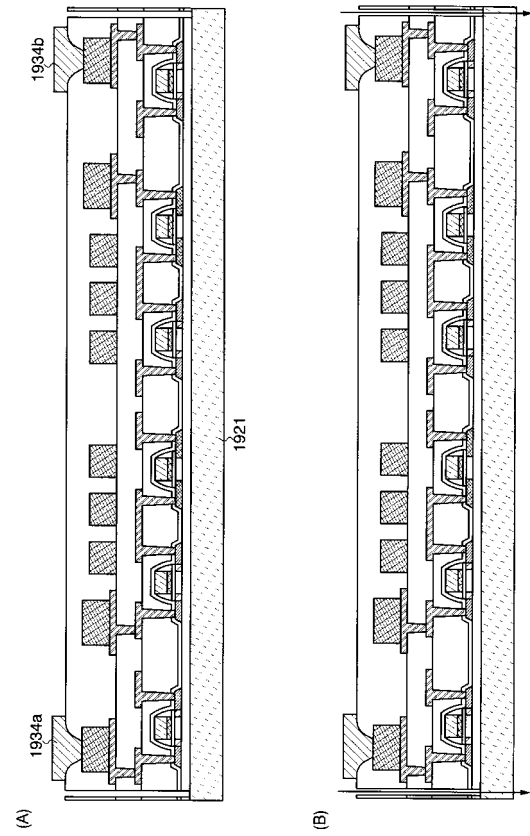
【図 7】



【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】

