

三次元積層構造を有する完全埋込型人工網膜の開発

田中 徹

工学研究科 バイロボティクス専攻 バイオデバイス工学講座
准教授
E-mail: ttanaka@sd.mech.tohoku.ac.jp



1. 序論

高齢化社会の到来に伴い、加齢黄斑変性や網膜色素変性症などの網膜の疾病によって失明する患者の数が増加している。これらの疾患を患った場合、網膜内にある光信号を電気信号へ変換する機能を持つ視細胞が選択的に死滅してしまう。しかし、これらの疾病の医学的な治療法は未だ確立されておらず、一度失明すれば二度と光を取り戻すことは出来ない。現在、医学や再生医療、工学の分野において、失われた視覚を再生するための研究が世界20カ所以上の研究機関で精力的に行われている。加齢黄斑変性や網膜色素変性症では、視細胞以外の網膜細胞（水平細胞、双極細胞、アマクリン細胞、神経節細胞）が高い確率で生存していることが分かっている[1]。そこで、残存する網膜細胞を電気刺激することで視覚の再生を図る人工網膜の開発が広く行われている[2, 3]。

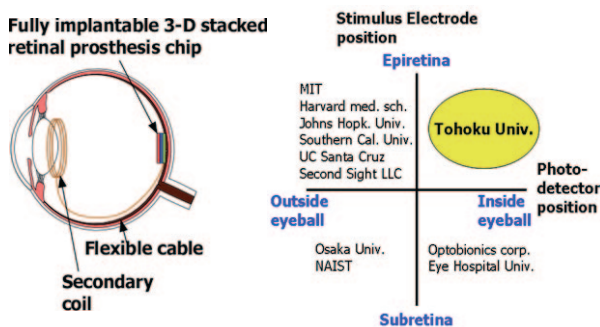


図1. 三次元積層構造を有する完全埋込型人工網膜の概要と人工網膜の分類

報告者のグループは、三次元積層構造を有する完全埋込型人工網膜の開発を行っている[4, 5]。図1に三次元積層構造を有する完全埋込型人工網膜の概要と人工網膜の分類を示す。他の研究機関の人工網膜が、受光素子を眼外に設置したり、網膜下に刺激電極を埋め込んでいるのに対して、本研究の人工網膜は、三次元積層型人工網膜チップ、刺激電極アレイ付きフレキシブルケーブル、電力

伝送用コイルを一つのモジュールとして一体化し眼内に埋め込む。三次元積層型人工網膜チップは、三次元集積回路技術を用いて、受光素子・信号処理回路・刺激電流生成回路を縦方向に積層したものである。受光素子をチップ表面全体に敷き詰めることができ、高開口率・高感度・高解像度の撮像が可能となる。また、受光素子が眼球内にあるため、患者の眼球の光学系の利用やサッカード効果を活用した高速・高機能の画像処理が可能となる。本研究の人工網膜は患者に高い QOL (Quality of life: 生活の質) を提供出来る。

本稿では、刺激電極アレイ付きフレキシブルケーブルと二次元人工網膜チップを一体化した人工網膜モジュールについての研究結果を報告する。また、三次元積層型人工網膜チップの回路設計、網膜刺激電極の試作解析結果、電力伝送用コイルと整流器の試作解析結果についても報告する。更に、人工網膜の動物実験の際に、実験動物の脳皮質視覚野から神経細胞活動を計測するための両面 Si 電極についても報告する。

2. 人工網膜モジュールの作製と解析

刺激電極アレイ付きフレキシブルケーブルと二次元人工網膜チップからなる人工網膜モジュールの作製プロセスを図2に示す。フレキシブルケーブルの材料には生体適合性の高いポリイミドを採用した。また、刺激電極材料には Pt、電力供給用の配線材料として Au/Cr を使用した。人工網膜チップはエポキシ樹脂を用いてケーブル上に接着し、ワイヤーボンディングによりフレキシブルケーブル側の配線と電氣的に接続される。フレキシブルケーブルに接続されたチップは生体内での腐食等を防ぐため、シリコンにより包埋する。4x4 配列の Pt 刺激電極はフレキシブルケーブルの一端に形成され、各電極のピッチは 200 μ m となっている。フレキシブルケーブルのもう一端には電力供給のためのパッドが形成される。

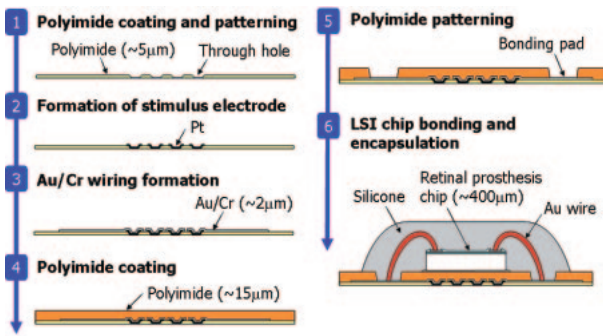


図2. 人工網膜モジュールの作製プロセスフロー

作製した人工網膜モジュールの写真を図3に示す。フレキシブルケーブルを眼球に固定する3つのリングが形成されている。1つは、網膜タックにより眼内へ固定するために用いられ、残りの2つは眼外(強膜上)へ固定するために用いられる。

作製した人工網膜モジュールを用い、入射光の照度と出力電流パルスの周波数の関係を測定した結果を図4に示す。包埋の前後において、入射光の照度と電流パルスの周波数の関係が変化しておらず、包埋プロセスによる特性劣化はないことが分かる。本モジュールはウサギの眼への埋め込みに成功している。

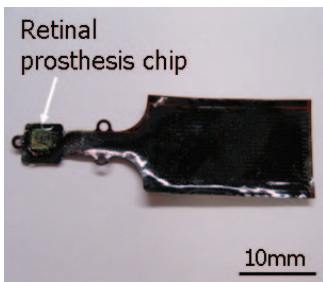


図3. 作製した人工網膜モジュール

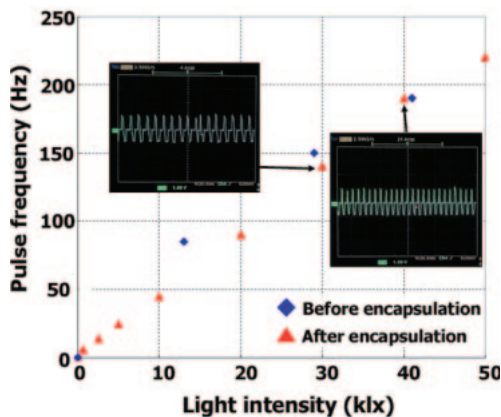


図4. 人工網膜チップに入射する光照度と出力電流パルス周波数の関係

3. 三次元積層型人工網膜チップの回路設計

人工網膜チップでは、外部から入射する光信号を電気信号に変換したあと、電気信号の処理を行い、刺激電流パルスを生じて網膜細胞を電気刺激する。網膜刺激に際して、最適な刺激電流は患者ごとに異なり、病状の進行によっても変化する。従って、刺激電流パルスの幅・振幅・パルス間隔等のパラメータを患者の病状に応じて調整する必要がある。これまでに、人工網膜チップに加えるバイアス電圧を変化させることで刺激電流パルスの幅・振幅・パルス間隔を調整することに成功している。現在、眼外装置から眼内の人工網膜チップに供給するバイアス電圧を変化させる無線システムの作製を行っている。本稿では、眼外装置より送信される ASK 変調波から刺激電流調整用データの復調とクロックの再生を行う ASK 復調/クロック再生回路の設計と試作評価結果について述べる。

眼内に埋め込まれる人工網膜チップは、発熱による網膜損傷を避けるために超低消費電力であることが求められる。また、チップ設置領域が中心窩付近に限定されるため、回路は小面積であることが求められる。今回、低消費電力化に向けシュミットトリガとフリップフロップのみで回路設計を行った。これにより、常に回路内を流れ続けて、消費電力増大の主要因となる直流電流を削減することができる。また、従来の ASK 復調/クロック再生回路に用いられていた占有面積の大きな抵抗とキャパシタを用いず、トランジスタだけを用いた回路を設計した。これにより、回路の小面積化が可能となる。

このようにして設計を行った ASK 復調/クロック再生回路の構成を図5に、回路の各ノードの電圧値を図6に示す。図6において、下図は上図の時間スケールを拡大したものである。

この回路はシュミットトリガ回路・フリップフロップ回路・分周回路などから構成され、2種類の振幅を持った ASK 変調波の入力に対応して、データとクロックを出力する回路である。データは1と0の配列で表され、入力信号の振幅が大きい時には1、入力信号の振幅が小さい時には0を表し、入力信号10周期分で1ビットのデータとなる。2つのシュミットトリガの閾値は互いに異なる値に設定してあり、ST_dataの閾値は高く、ST_clockの閾値は低くなっている。このため、ASK 変調波が入力されるとノード N1 には入力信

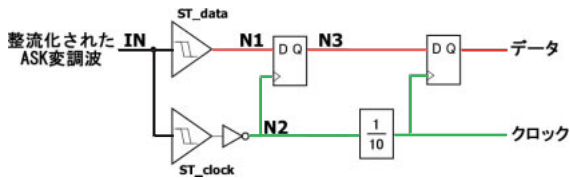


図5. ASK復調/クロック再生回路の構成

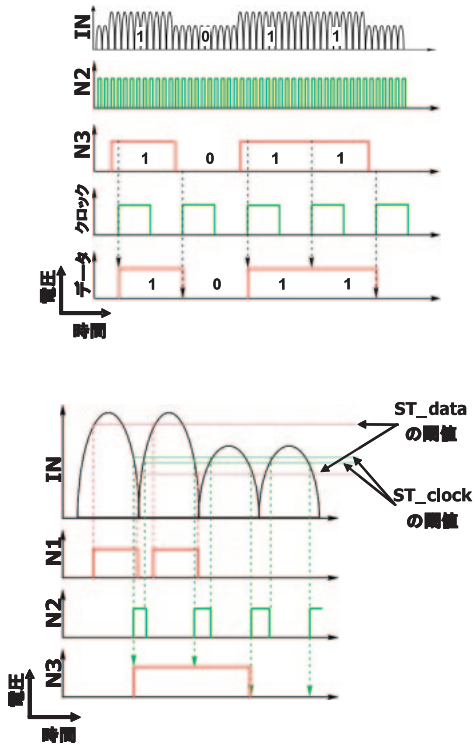


図6. 各ノードにおける電圧波形

号の振幅が大きい時のみパルスが出力され、ノード N2 には入力信号の振幅が大小どちらの場合でもパルスが出力される。フリップフロップ回路によって、ノード N3 には N2 の立ち上がり時の N1 の値が出力され、この出力値がデータとして用いられる。一方、N2 の信号は分周回路によって周波数が 1/10 に分周されることでデータの周波数と同じ値になる。最後にフリップフロップ回路によって、これら 2 つのデータとクロックの同期がとられる。

次に試作した ASK 復調/クロック再生回路の評価を行った。信号発生器を用いてチップに ASK 変調波を入力し、その入力信号とチップからの出力信号をオシロスコープでモニターするという方法で測定を行った。測定結果から、周波数範囲 50kHz ~ 500kHz の ASK 変調波に対してデータの復調・クロックの再生・データとクロックの同期が可能で

あることを確認した。入力信号の周波数を 200kHz、変調指数を 20% としたときの測定結果を図 7 に示す。

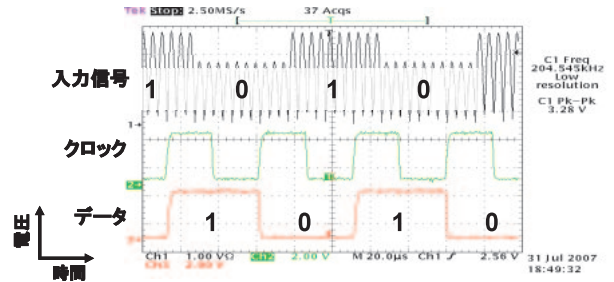


図7. 試作した ASK 復調/クロック再生回路の測定結果

データ「1010」を表す入力信号から、データ「1010」が復調され、クロック信号が再生されていること、およびこれらのデータとクロックが同期されていることが確認できる。この時、回路の消費電力は $300\mu\text{W}$ である。また、回路の面積は $75 \times 95\mu\text{m}^2$ である。これまでに報告されている ASK 復調機能とクロック再生機能を有する回路は、消費電力が $476\mu\text{W}$ [6], $500\mu\text{W}$ [7], 回路面積が $300 \times 600\mu\text{m}^2$ [8] であり、これらと比較して今回試作した回路は低消費電力動作かつ小面積化を実現できた。

4. 網膜刺激電極の試作と解析

網膜刺激電極の直径と材質が電極の電気的特性に及ぼす影響について検討を行った。ポリイミド上に直径が $5\mu\text{m}$ から $500\mu\text{m}$ まで異なる 20 種類の刺激電極アレイを作製し、電極インピーダンスを測定した。各刺激電極は幅 $50\mu\text{m}$ の Au 配線により、測定装置接続用パッドと接続している。刺激電極アレイ全体を生体適合性に優れた絶縁皮膜であるポリイミドによって被覆し、刺激電極とパッド部分のみ開孔してあり、外部との電氣的接続を可能にしている。刺激電極の材料には、Al, Au, Pt-b, Ir-b の 4 種類を用いた。

Pt-b 刺激電極アレイの作製プロセスフローを図 8 に示す。刺激電極アレイは、直径 2 インチで厚さ $280\mu\text{m}$ の Si ウェハ上に形成される。Si ウェハを希フッ酸 ($\text{HF}:\text{H}_2\text{O} = 1:200$) で洗浄し、Si ウェハ表面に形成されている自然酸化膜を除去する。Si ウェハ上にポリイミドの前駆体をスピコートし、高温乾燥する。スパッタリングにより成膜した Au

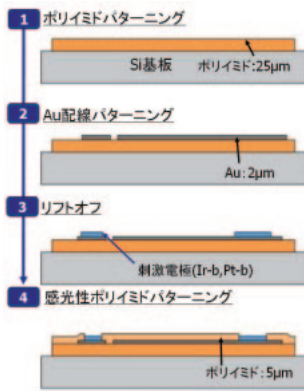


図 8. Pt-b 刺激電極アレイの作製プロセスフロー

を、所望の形状にパターニングして配線を形成する。リフトオフプロセスを用いて刺激電極アレイとパッド部分に Pt-b/Cr を成膜する。その上に、感光性ポリイミドの前駆体をスピコート・高温乾燥・パターニングすることにより、刺激電極と接続用パッドを形成する。Au 刺激電極アレイは、上記の作製工程から Pt-b/Cr リフトオフの工程を省いて作製する。

作製した刺激電極アレイの全体写真を図 9 に示す。材料の異なる刺激電極部(直径 500µm)の光学顕微鏡写真と Au 及び Ir-b 電極の表面分析結果を図 10 に示す。全材料の電極表面の分析を行った結果、Pt-b と Ir-b の電極表面は、Al と Au の電極表面に比べて多孔質であることが明らかになった。

刺激電極の電気的特性を評価するために、眼球内を満たしている硝子体に成分の近い 0.9%生理食塩水中で、刺激電極界面のインピーダンス(周波数 1Hz-10MHz)を計測した。参照電極には Ag/AgCl 電極、対向電極には Pt 電極を用いた。測定にはインピーダンスアナライザ Solartron1260 型を使用し、基準電圧 0mV かつ振幅 10mV の正弦波を印加した。測定精度を向上させるために積分回数は 100 回とした。

図 11 に直径 500µm の異なる材料の刺激電極の周波数とインピーダンスの関係を示す。100Hz~10kHz の刺激に用いる周波数帯において、Pt-b, Ir-b が小さなインピーダンス値を示し、それぞれ 1kHz において 3.8kΩ と 5.7kΩ であった。図 12 に 1kHz における各材料の電極直径とインピーダンスの関係を示した。直径 30~500µm の範囲においては、1kHz におけるインピーダンスが電極直径に対して -1.7~-1.9 乗の関係にあることが分かった。電極と溶液界面には電気二重層とよばれる静電容量が存在する。電気二重層容量が電極面積の増加に伴っ

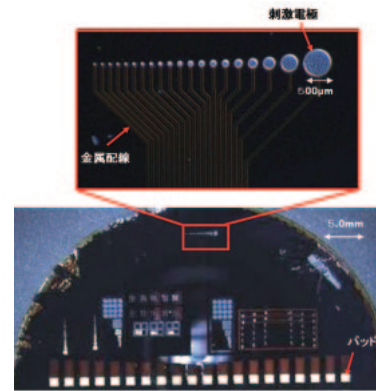


図 9. 作製した刺激電極アレイの全体写真

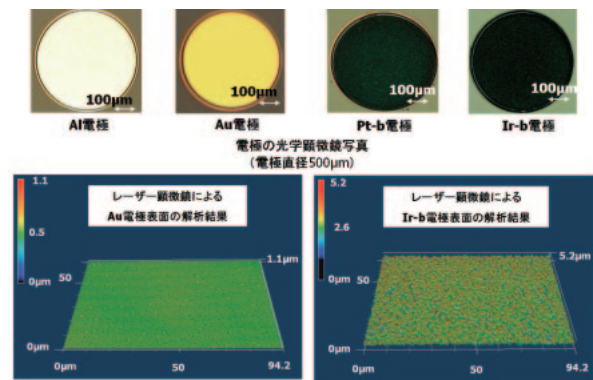


図 10. 刺激電極部の光学顕微鏡写真と電極の表面分析の結果

て増加するためにインピーダンスは電極直径に対して減少したと考えられる。Pt-b と Ir-b は、Al や Au に比べ電極表面が多孔質であるために、同じ電極直径でも溶液との接触界面の面積が大きくなる。従って、Pt-b と Ir-b は、Al や Au に比べインピーダンス減少の傾きが小さくなっていると考えられる。現在、詳細な解析を継続中である。

溶液中に電流を流すとき、電位窓の範囲を超えると不可逆な化学反応が進行する。刺激電極と 0.9%生理食塩水の電位窓は-1.0~1.0V であり、細胞を発火させるときの閾値電流 50µA とすると、インピーダンスは 20kΩ 以下である必要がある。今回、この条件を満たすのは直径が 200, 300, 500µm (Ir-b 電極の場合)であった。1000 画素以上の高解像度な人工網膜システムを実現するためには、より小さな電極が必要となる。小さい電極面積でも所望の電荷を網膜に与えることが可能な電極材料を検討する必要がある。

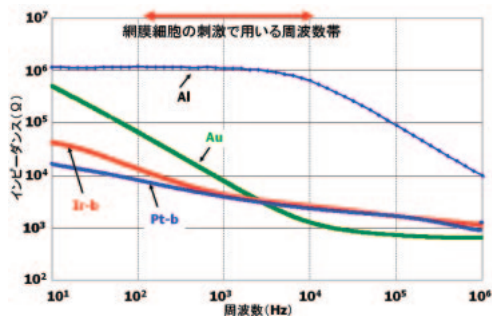


図 11. 周波数とインピーダンスの関係

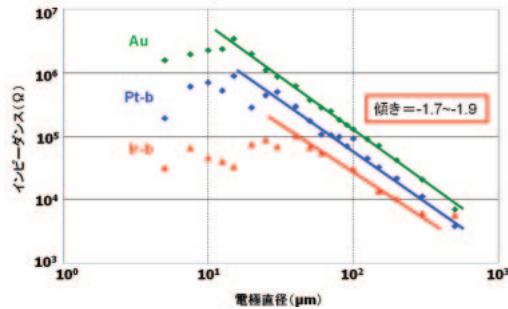


図 12. 電極直径とインピーダンスの関係

5. 電力伝送用部品の開発

5.1 電力伝送用コイルの試作と解析

電力伝送用コイルは水晶体(人工レンズ)に設置する可能性があるため、小型・軽量化が強く求められる。電力伝送用コイルがチップ駆動電圧を受電するためには、 μH オーダーのインダクタンス値が必要である。今回、半導体微細加工技術を用いて、1層1巻きの電力伝送用コイルとそれを積層した2層2巻きの電力伝送用コイルを作製した。作製したコイルのインダクタンスを測定して、計算値と実測値の誤差を調べた。また、上記スペックを実現するための電力伝送用コイルの構造の検討を行った。

電力伝送用コイルを眼球の水晶体に埋植する場合を想定して、コイルの外径は水晶体の大きさである1cmとした。また、虹彩は最大で6mmまで広がるためにコイルの内径は8mmとした。コイルが発生する熱を考慮して、十分小さい抵抗となるように厚さ7 μm のCuでコイルを作製した。想定パラメータを用いた電力伝送用コイルの断面構造を図13に示す。

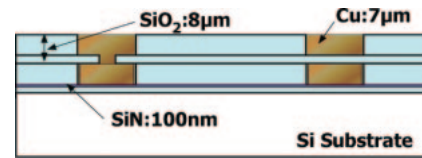


図 13. 電力伝送用コイルの断面構造

コイルのインダクタンスを(1)式を用いて計算した値は、1層1巻きの場合に16nH、2層2巻きの場合は32nHとなった。

$$L(\mu\text{H}) = 0.3937 \times \frac{(NR)^2}{8R + 11W} \quad (1)$$

L: インダクタンス

N: 巻き数

R: コイルの平均半径(cm)

W: コイルの幅(cm)

実際に電力伝送用コイルを作製し評価を行った。電力伝送用コイルのプロセスフローを図14に示す。

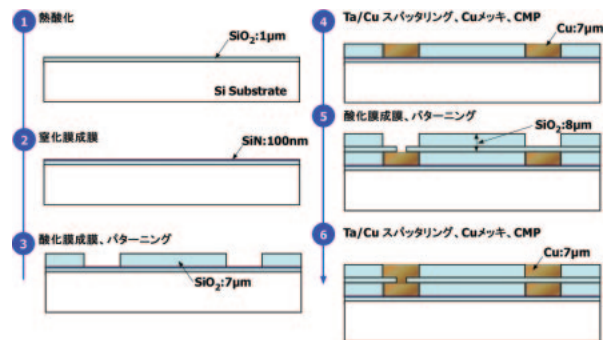


図 14. 電力伝送用コイルの作製プロセスフロー

厚さ280 μm のSiウェハを熱酸化して、厚さ1 μm のSiO₂膜を成膜する。Low Pressure Chemical Vapor Deposition (LPCVD)法を用いて厚さ100nmの窒化膜を成膜、続けて窒化膜上に厚さ7 μm のSiO₂膜を成膜する。緩衝フッ酸溶液(BHF)によるウェットエッチングを用いて7 μm のSiO₂をコイルの形状にパターニングする。次に、スパッタリング法によりTa(Cuの拡散バリア層)とCu(Cuのメッキシード層)を連続に成膜する。メッキ法でCuを成膜し、Chemical Mechanical Polishing (CMP)法で余分なCu領域を除去することで1層のコイルを作製する。2層のコイルを作製する場合は、1層目のコイル上に厚さ8 μm のSiO₂膜を成膜し、BHFによるウェットエッチングを用いて7 μm のSiO₂膜をコイルの形状にパターニングする。その後、1層目のCuと2層目のCuを接続するためのコンタクトホールを

開孔する．1層目の Cu と同様に2層目の Cu を作製する．作製した2層コイルの光学顕微鏡写真を図 15 に，走査型電子顕微鏡 (SEM) 写真を図 16 に示す．

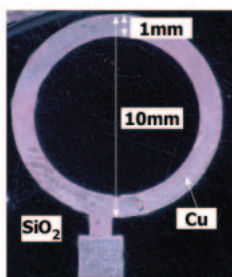


図 15. 作製した電力伝送用2層コイルの光学顕微鏡写真

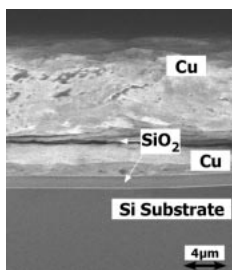


図 16. 作製した電力伝送用2層コイルの断面 SEM 写真

作製した1層1巻きのコイルとそれを積層した2層2巻きのコイルのインダクタンスをインピーダンスアナライザにより測定した．測定結果を図 17 に示す．

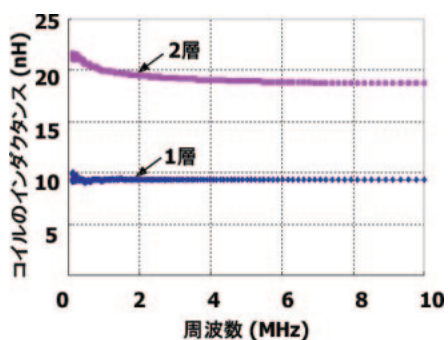


図 17. 作製した電力伝送用コイルのインダクタンス測定結果

1層コイルのインダクタンスは伝送周波数 2MHz において 9.3nH，2層コイルのインダクタンスは 19.3nH であった．実測値は計算値と比較して1層

1巻き当たり 7nH 程度小さい．今回の結果から μH オーダーのインダクタンスを得るためには $500\mu\text{m}$ 幅の Cu の銅線を4巻きしたものを17層積層する必要がある．詳細な解析を継続中である．今後は，Cu の絶縁層を酸化膜からポリイミドに変更する事で，フレキシブル性を有し，眼内に埋め込み可能なコイルを作製する．

5.2 ショットキーバリアダイオードの試作と解析

電磁誘導により電力伝送用コイルで生成される誘導起電力は交流電圧である．現状で想定している人工網膜チップの電源電圧は直流電圧 3.3V であるため，交流電圧を RF/DC 電圧変換チップにより直流電圧に変換する必要がある．RF/DC 電圧変換チップは整流化回路，平滑化回路，安定化回路(または定電圧ダイオード)から構成される．図 18 に整流・平滑化・安定化回路の回路図を示す．

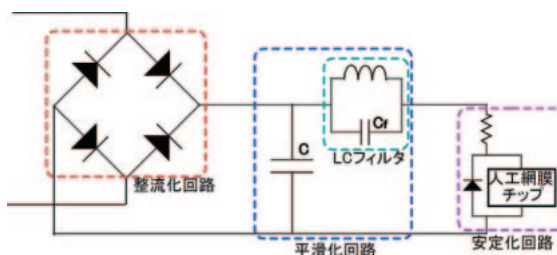


図 18. 整流・平滑・安定化回路の回路図

整流化回路には4個のダイオードを使用するブリッジ整流方式を採用して全波整流を行う．整流化された電圧は平滑化回路のキャパシタ C で脈流を滑らかにすることにより，直流成分と交流成分(リップル電圧)を持つ電圧となる．さらに LC フィルタで処理することによりリップル電圧の変動を小さくする．定電圧ダイオードにより整流・平滑化された電圧を人工網膜チップの駆動電圧である直流電圧 3.3V に変換する．

今回，電力伝送用コイルの誘導起電力を全波整流するためのショットキーバリアダイオードの試作と解析を行った．図 19 に作製したショットキーバリアダイオードの構造を示す．

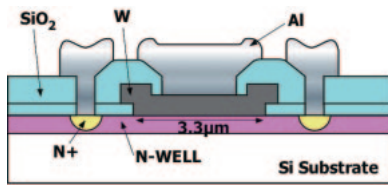


図 19. 作製したショットキーバリアダイオードの構造

ショットキー接合部の金属はタングステン(W)を採用し、ショットキー接合部の大きさを $3.3\mu\text{m}\times 3.3\mu\text{m}$ とした。ショットキー接合部の不純物濃度を $5\times 10^{16}\text{ion}/\text{cm}^3$ と低濃度にする事でより高耐圧特性を実現する。試作に際して、T-supreme4を用いたプロセスシミュレーションを行なった。その結果、リンイオン注入量 $5\times 10^{12}\text{ion}/\text{cm}^2$ 、アニール温度 1000°C 、アニール時間250分でショットキー接合部不純物濃度 $5\times 10^{16}\text{ion}/\text{cm}^3$ を実現できる可能性があることが分かった。シミュレーション結果を図20に示す。

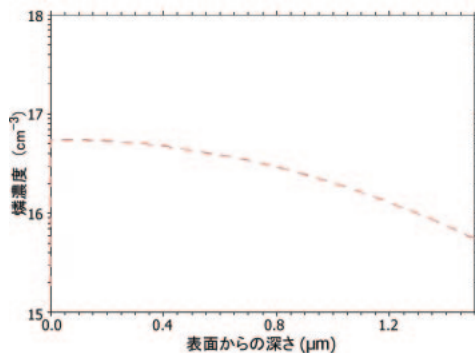


図 20. N-Wellのリン濃度シミュレーション結果

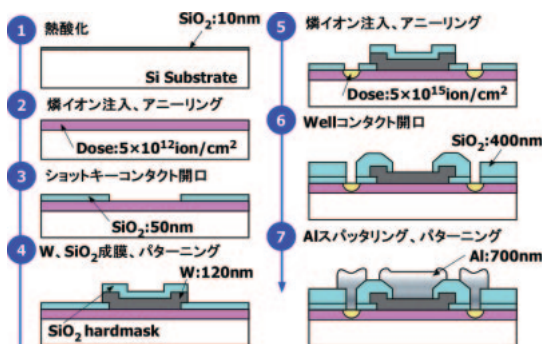


図 21. ショットキーバリアダイオードのプロセスフロー

ショットキーバリアダイオードのプロセスフローを図21に示す。厚さ $280\mu\text{m}$ のSiウェハを熱酸化することにより、厚さ 10nm の SiO_2 膜を成膜する。次に、リンイオンを注入し、アニールを行うことでN-WELLを形成する。熱酸化により厚さ 50nm の酸化膜を成膜し、 $\text{Ar}\cdot\text{O}_2\cdot\text{C}_4\text{F}_6$ をエッチングガスとして用いたReactive Ion Etching (RIE)法によりショットキー接合部を開孔する。その後、厚さ 120nm のWをスパッタリング法により成膜し、続いてW膜上に厚さ 80nm の SiO_2 膜を成膜する。W膜上の SiO_2 膜をエッチングし、それをマスク材として Cl_2 ガスを用いたRIE法によりWをパターニングする。次に、WELL接合部を形成するためリンイオンを注入しアニールを行う。その際、ショットキー接合部はWからWSiとなり接合抵抗が低減される。その後、Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition (PECVD)法により厚さ 400nm の SiO_2 膜を堆積させてWショットキー接合部を被覆し、 $\text{Ar}\cdot\text{O}_2\cdot\text{C}_4\text{F}_6$ をエッチングガスとして用いたRIE法により SiO_2 膜を開孔する。最後に厚さ 700nm のAlをスパッタリング法により成膜し、 BCl_3 と Cl_2 ガスを用いたRIE法によりAlをパターニングし、配線を形成する。作製したショットキーバリアダイオードの光学顕微鏡写真を図22に示す。

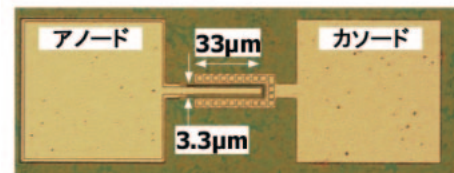


図 22. ショットキーバリアダイオードの光学顕微鏡写真

作製したショットキーバリアダイオードの電流電圧特性を図23に示す。作製したダイオードは 4.6V の逆方向耐圧を有することが確認できた。このショットキーバリアダイオードと平滑化用キャパシタの電圧損出を考慮すると、電力伝送用コイルに 4.5V の交流電圧を受信した場合、人工網膜チップ駆動電圧 3.3V を供給することが可能である。

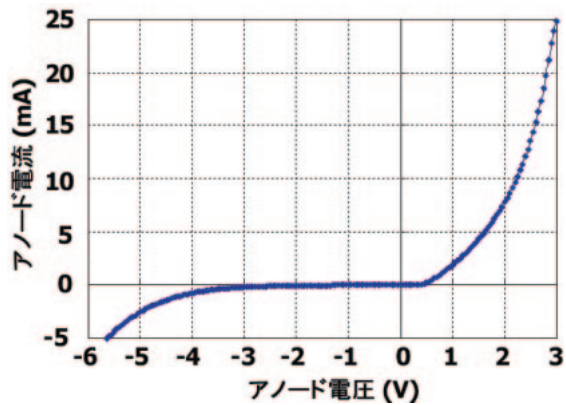


図 23. 作製したショットキーバリアダイオードの電流電圧特性

6. 活動電位計測のための両面 Si 電極の試作

人工網膜の動物実験の際に、実験動物の脳皮質視覚野から神経細胞活動を計測するために Si 電極を使用する。今回設計した両面 Si 電極の構造を図 24 に示す。この電極は先端が 4 本のシャンクに分かれており、各シャンク先端の上下両面に神経細胞の活動電位を記録するための記録点を有する。記録点・配線・ボンディングパッドが Si 電極に形成されている。配線には生体適合性を有する Au を用いる。Au 配線は SiO₂ 膜で被覆し、上面の記録点へ通じるボンディングパッドについては上部の SiO₂ を除去し開孔する。下面の記録点へ通じるボンディングパッドについては基板の Si を除去することで開孔する。脳軟膜を貫通する際の強度を考慮してシャンクの幅は 100 μ m、厚さは 100 μ m とし、各シャンクのピッチは 300 μ m とした。神経細胞の弁別を可能にするため、各シャンクには 4 つの記録点を形成し、記録点の間隔は 40 μ m、直径は 15 μ m とした。4 本のシャンクの内 1 本には、先端から 200 μ m の位置に差動増幅のための記録点がある。この記録点からの信号と他の記録点からの信号を差動増幅することでコモンノイズの低減を図る。

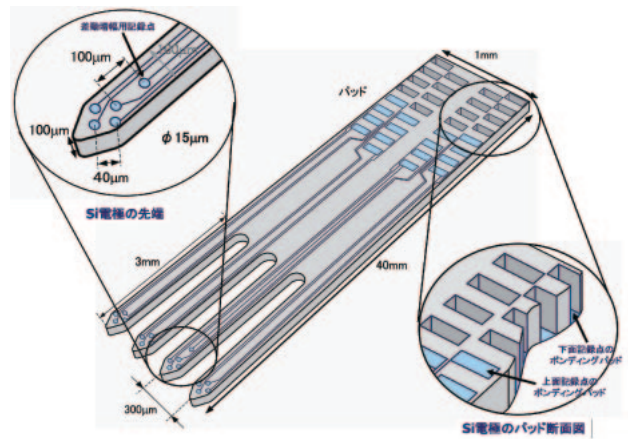


図 24. 設計した両面 Si 電極の構造

Si 電極の作製プロセスフローを図 25 に示す。厚さ 100 μ m の Si ウェハを熱酸化して、厚さ 1 μ m の SiO₂ 膜を成膜する。厚さ 50nm の Cr と厚さ 250nm の Au をスパッタリング法により成膜する。その後、ヨウ素系金エッチング液 (I₂+KI) 用いて Au を、硝酸 2 セリウムアンモニウム水溶液を用いて Cr をパターンニングして配線を形成する。PECVD 法により厚さ 1.5 μ m の SiO₂ 膜を堆積して Au 配線を被覆する。Si ウェハ下面についても上面同様、配線形成と絶縁膜形成を行う。その後、BHF によるウェットエッチングを用いて、記録点とパッド上部の SiO₂ 膜を開孔し、BHF により SiO₂ 膜を電極形状にパターンニングする。この SiO₂ 膜のエッチングを電極の上下両面について行う。次に、SF₆ と C₄F₈ を用いるボッシュプロセスと呼ばれる Deep Reactive Ion Etching (DRIE) 法により Si をエッチングし、下面電極の記録点へ繋がるボンディングパッドを形成する。

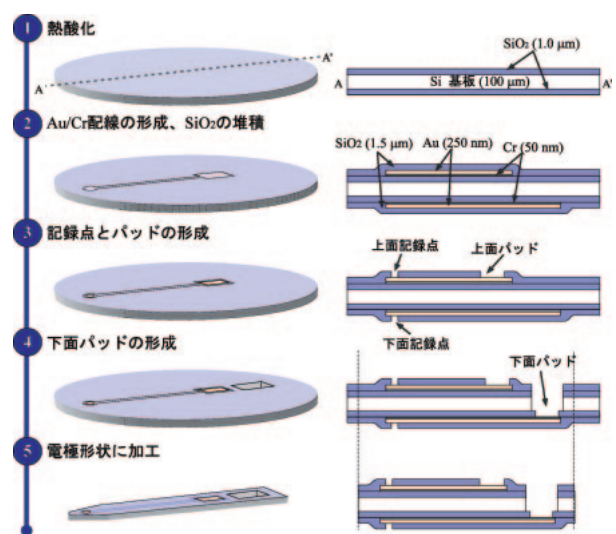


図 25. 両面 Si 電極作製プロセスフロー

最後に、この DRIE 法により Si を電極形状にパターニングして Si 電極が完成する。作製した Si 電極の光学顕微鏡写真を図 26 に示す。電極上下両面に記録点が形成されていることが分かる。

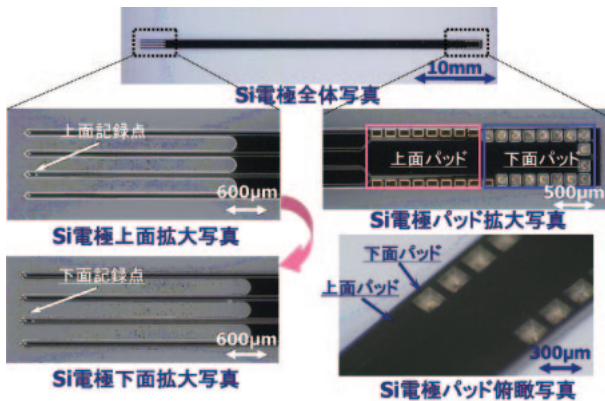


図 26. 作製した両面 Si 電極の光学顕微鏡写真

Si 電極は、外部記録装置と接続するため専用に設計したプリント基板に搭載される。上下両面電極用のボンディングパッドとプリント基板側のボンディングパッドの接続には直径 $25\mu\text{m}$ の Au 細線でワイヤーボンディングする。電極下面のボンディングパッドは電極上面から $100\mu\text{m}$ 深いところに位置しているので、ボンディングワイヤーのループ形状を制御することでボンディングを行う。

図 27 に Si 電極をプリント基板に搭載した様子と、ワイヤーボンディングを行った部分の拡大写真を示す。電極下面のボンディングパッドへのボンディングが良好に行われていることが分かる。

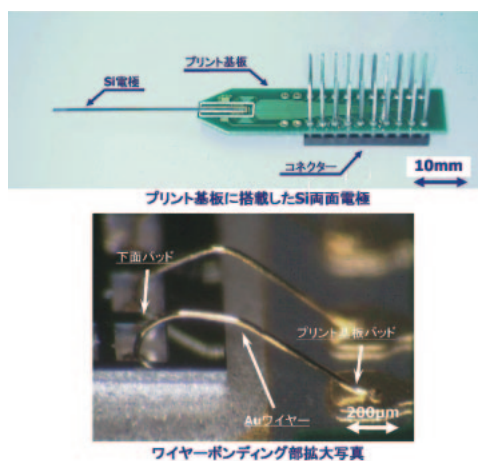


図 27. プリント基板に搭載した両面 Si 電極の光学顕微鏡写真

6. 結論

網膜疾患により失われた視覚再生のために、三次元積層構造を有する完全埋込型人工網膜の開発を行っている。今回、刺激電極アレイ付きフレキシブルケーブルと二次元人工網膜チップを一体化した人工網膜モジュールを作製し、モジュール化による特性劣化のないことを確認した。また、ウサギの眼への埋め込みに成功した。人工網膜チップ用 ASK 復調/クロック再生回路を設計し、低消費電力動作を確認した。異なる材料の刺激電極の試作解析を行い、多孔質電極の低インピーダンス特性を確認した。Cu 埋め込みによる電力伝送用 2 層コイルの試作に成功した。神経細胞活動を計測するための両面 Si 電極の試作に成功した。今後、要素技術の研究開発を進め、三次元積層型人工網膜の実現に繋げていく。

謝辞

本研究に対する東北大学グローバル COE プログラム「新世紀世界の成長焦点に築くナノ医工学拠点」の援助に感謝いたします。

文献

- [1] Medeiros NE and Curcio CA. Preservation of ganglion cell layer neurons in age-related macular degeneration. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* **42**, 795-803, 2001.
- [2] Humayun MS, Juan E, Weiland JE, Dagnelie G, Katona S, Greenberg R, and Suzuki S. Pattern electrical stimulation of the human retina. *Vision Research* **39**, 2569-2576, 1999.
- [3] Ohta J, Yoshida N, Kagawa K, and Nunoshita M. Proposal of application of pulsed vision chip for retinal prosthesis. *Japanese Journal of Applied Physics* **41**, 2322-2325, 2002.
- [4] Kurino H, Lee KW, Nakamura T, Sakuma K, Park KT, Miyakawa N, Shimazutsu H, Kim KY, Inamura K, and Koyanagi M. Intelligent image sensor chip with three dimensional structure. *International Electron Devices Meeting Technical Digest*, 879-882, 1999.
- [5] Koyanagi M, Nakagawa Y, Lee KW, Nakamura T, Yamada Y, Inamura K, Park KT, and Kurino H.

Neuromorphic vision chip fabricated using three-dimensional integration technology. *International Solid-State Circuit Conference Digest of Technical Papers*, 270-271, 2001.

[6] Coulombe J, Gervais J-F, and Sawan M. A cortical stimulator with monitoring capabilities using a novel 1 Mbps ASK data link. In *Proceedings of 2003 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Bangkok, Vol. 5, 53-56, 2003.

[7] Yu H, and Najafi K. Low-power interface circuits for bio-implantable Microsystems. In *Digest of Technical Papers of 2003 IEEE International Solid-State Circuits Conference*, San Francisco, Vol. 1, 194-195, 2003.

[8] Yu H, and Bashirullah R. A Low Power ASK Clock and Data Recovery Circuit for Wireless Implantable Electronics. In *Proceedings of 2006 IEEE Custom Integrated Circuits*, San Jose, 249-252, 2006.