
介護支援用尿失禁ファイバマルチセンサ の開発と臨床応用

(13672500)

平成13年度～平成14年度科学研究費補助金（一般研究C（2））研究成果報告書

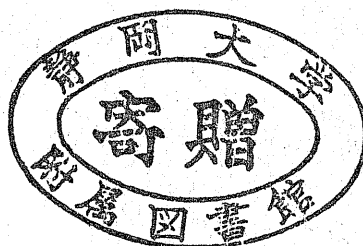
静岡大学附属図書館



030850605 4

平成15年6月

研究代表者 竹前 忠
(静岡大学工学部教授)



第1章 序論

現在迎えつつある本格的な高齢化社会に向けて寝たきり患者などを対象にした医用機器の充実はもはや急務であるといえる。寝たきり状態で大きな問題は床ずれを起こすことである。床ずれの原因として、一定の部位が長時間圧迫されることによるその部位の血行不良、湿潤、それに栄養不良であるといわれている。床ずれは本人にとって大変な苦痛であるばかりでなく、医師による治療も必要になり、それに伴う介護負担および経費負担も大きい。

本研究は湿潤の発生要因である尿失禁と適切な食材を選ぶ参考になる尿成分の同時モニタリングシステムの開発を目的にしている。

現在、病院などの医療施設や家庭での介護を受けている寝たきり患者はほとんど皆おむつを着用している。現状でのおむつ交換は、家庭では不定期に行っていることが多く排尿生理に関する研究も行われているが排尿感覚についてははっきりとした知見は得られていない。このことは被介護者及び介護者にとっては大きな負担となる。また医療施設や療養所では時間を決めて一度におむつ交換を行っている（たとえば6時間ごと）。その際、尿失禁の有無にかかわらず交換するので、コストが高くなる。また、取替え時期が適切でなく尿量の多い人は不衛生になる場合もある。この不衛生は床ずれの悪化につながり、被介護人の苦痛や痛みを引き起こすと伴に、治療の医療費が負担となる。

本研究はこのような問題に対して安価でかつ簡便なシステムの開発を目的としている。本システムは光センサによる尿失禁判定に加え、成分のモニタリングも同時に行うというものであり、これによって介護者の負担の軽減、病気の予防、患者の日常の体質管理に加え、患者にとっても不快感がなく衛生面に有効であるため、疾病予防にも効果が期待できる。

研究組織

研究代表者： 竹前 忠 （静岡大学工学部 教授）

研究分担者： 江上 力 （静岡大学工学部 助教授）

研究経費

平成 13 年度 1 9 0 0 千円

平成 14 年度
計

1 5 0 0 千円
3 4 0 0 千円

研究発表

(1) 学会誌等

- 1)T.Ejaz, T.Takemae, Y.Kosugi, M.Hongo”The high zero-flow pressure phenomenon in coronary circulation: A simulation study”:Frontiers of Medical and Biological Engineering. Vol.11,No.4335-340,2002
- 2)T.Ejaz, T.Takemae, Y.Kosugi, M.Hongo” Simulation studies of the ischemic vulnerability of the subendocardium : Frontiers of Medical and Biological Engineering Vol.11,No.2,103-115,2001
- 3)N. Kobayashi” High-density optical storage with nano spheres on surface relief structure”: Jpn. J. Appl. Phys, Vol.41,1907-1908 , 2002
- 4)F. Iwata” Nanometer-scale modification of a urethane-urea copolymer film using local field enhancement at an apex of a metal coated probe”: Nanotechnology, Vol. 13, 138-142, 2002
- 5)Tahseen Ejaz, Tadashi Takemae, Chikara Egami, Naoyuki Tuboi “ A sensing System for Simultaneous Detection of Urine and its Components Using Plastic Optical Fibers”
電気学会誌投稿中

第2章 尿失禁センサの現状と開発のする尿失禁・

尿成分センサ

2-1 はじめに

尿失禁センサを開発するにあたって留意すべき点として、検知機能の信頼性が高いこと、被介護者にとって不快感がないこと、介護者にとってセンサの装着が簡単であること、また出来るだけ廃棄する物が少なくランニングコストを安くすることが重要と考えられる。

本章では今までに研究開発されてきた尿失禁センサについて説明し、本研究で提案する尿失禁・尿センサについて述べる。

2-2 開発されている尿失禁センサ

今までに考案された尿失禁センサは赤外線センサを用いたもの、おむつの電気抵抗を測定するもの、おむつの温度を測定するものがある。以下にそれぞれの原理と特徴を求める。

(a) 熱伝対を使用したもの

体内の尿は体表面より温度が高いため、排尿によってその部位の温度が上昇する。この温度変化を体表面あるいはオムツに装着された熱伝対で検知する。この方法では介護者にとって、熱伝対が尿に触れるため、おむつの交換時に面倒がある。また、熱伝対をある程度使用によって腐食が生じるため、交換する必要がありコストがかかる。さらに、施設等はで多くの廃棄物がでるためその処理が大きな問題になる。

(b) 赤外センサを用いたもの

この方法は熱伝対と同様、尿失禁による体表面の温度変化をモニタリングするものであるが、赤外線センサは被介護者の衣服の表面に装着されるため、尿との接触は避けられ、ランニングコストは下げられる。しかしながら、被介護者の動きによる衣服に装着されたセンサの検知方向が変化し、必ずしも、信頼性の高い検知は望めない。

(c) オムツの電気抵抗を用いるもの

おむつに導電性の繊維を縫いこみ、尿失禁によっておむつの電気抵抗の変化をモニタリングする。この方法は信頼性が高いが、おむつは使い捨てになるため、ランニングコストが高くなる。また、施設での使用では大量の廃棄物とな

るため、その処理および経費が問題になる。

2-3 提案する尿失禁・尿成分センサ

本研究では2-2で記述した色々な問題のうち、特にコストの問題に配慮して開発を行った。センサ部はフレキシビリティのあるプラスチック光学ファイバを用いた光学的なもので、オムツと一緒に洗浄によって再利用でき、低いランニングコストが実現し、またオムツとの一緒に交換で介護者の手間をかなり削減できると思われる。さらに本研究では、床ずれの要因の一つである被介護者の栄養状態を管理し、適切な食事を提供するための参考となる尿成分も尿失禁と同時にモニタリングできるセンサシステムの開発を目的にしている。したがって、成分のモニタリングも同時に行うという点で従来の尿失禁センサに比べ、より付加価値の高いものになることが期待される。

第3章 提案するシステム

3-1 はじめに

本章では、提案する尿失禁および尿成分センシングの原理と、それに基づいて試作しセンサ部と提案するシステム構成について述べる。

3-2 センシング原理

提案する尿失禁および尿成分のセンシング原理は光学的なものである。センシング部は市販の用紙あるいは特に健康管理が必要な非介護者に対しては尿検査紙を用いる。尿による濡れあるいは尿成分によって、用紙あるいは検査紙の光透過率の変色を光電素子によって電気信号に変換する。光源および光の電気信号への変換部とセンシング部とはプラスチック光ファイバで接続する。プラスチックファイバは柔軟性があり、非介護者の動きに対する拘束が少ないと思われる。

まず尿失禁センサに関して説明する。図1に示すように、光を紙に入射させたとき、濡れていない場合、光は気体分子（酸素、窒素など）により拡散し、濡れた場合は水分子の中を透過する。それによって光の強度は大きくなると考えられる。

次に成分モニタリングに関する原理は、まず吸収体として通常尿検査で使用されている検査紙を用いた場合を考える。図2に示すように判定項目を蛋白質とした場合、成分異常のときは紙の色は黄色から緑色に変化する。ここで濡れた状態で光を入射させたとき、黄色の紙と緑色の紙では後者を光が通ったときのほうが光の吸収は大きく透過光の強さは弱くなると考えられる。それに伴う光強度の変化が考えられるので、これを電圧に変換させることによって図3のような出力電圧の時間波形が予想される。また、尿検査紙が尿を吸収した時点とその色が変わった時点の電位差を利用することにより、尿失禁と尿成分の同時モニタリングが可能と考えられる。

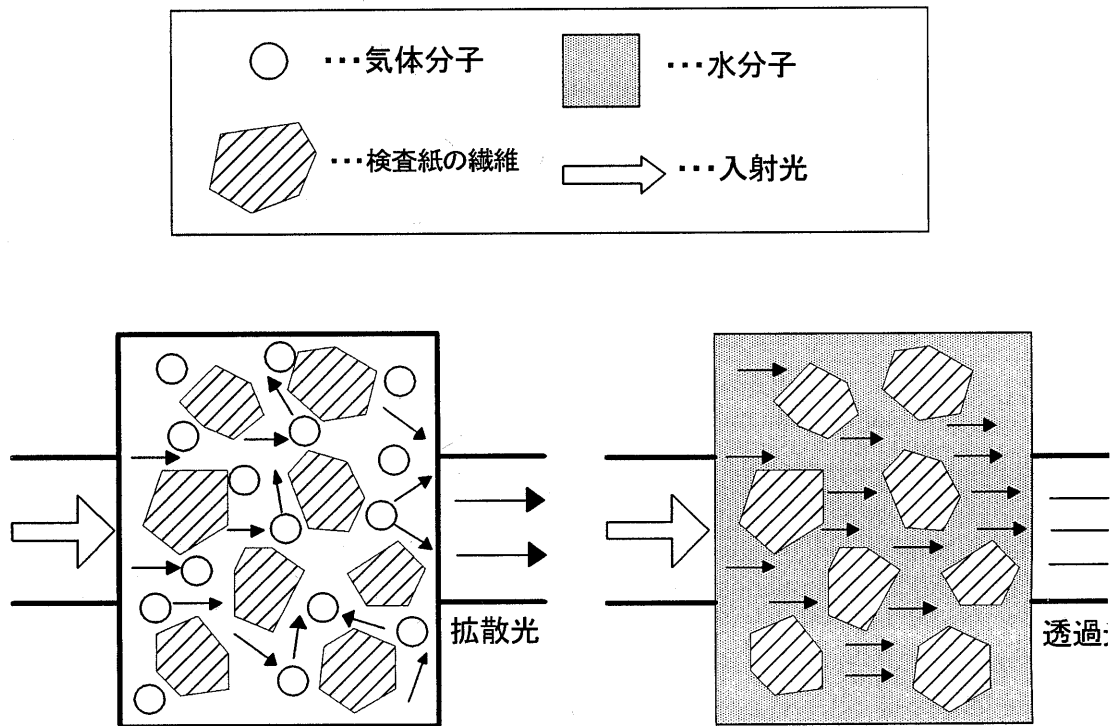


図1 尿失禁センサーに関する原理

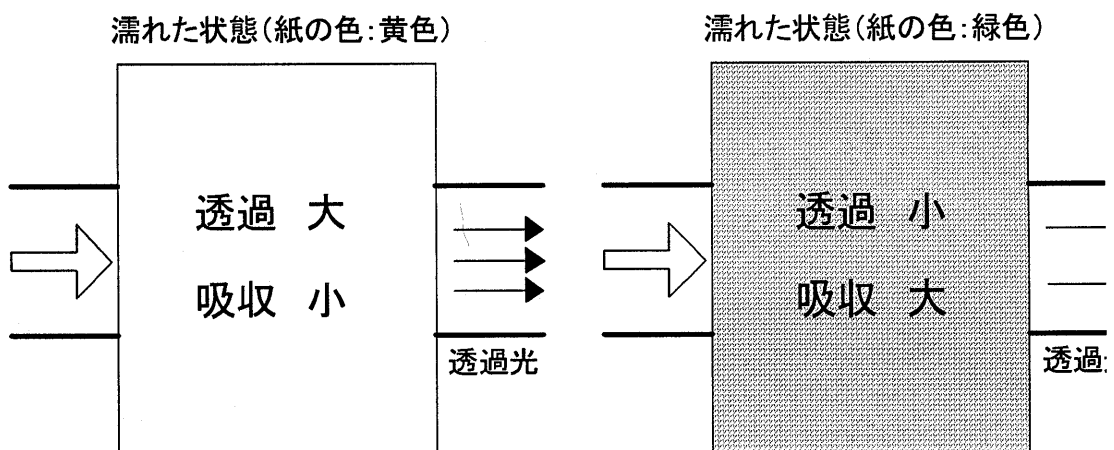
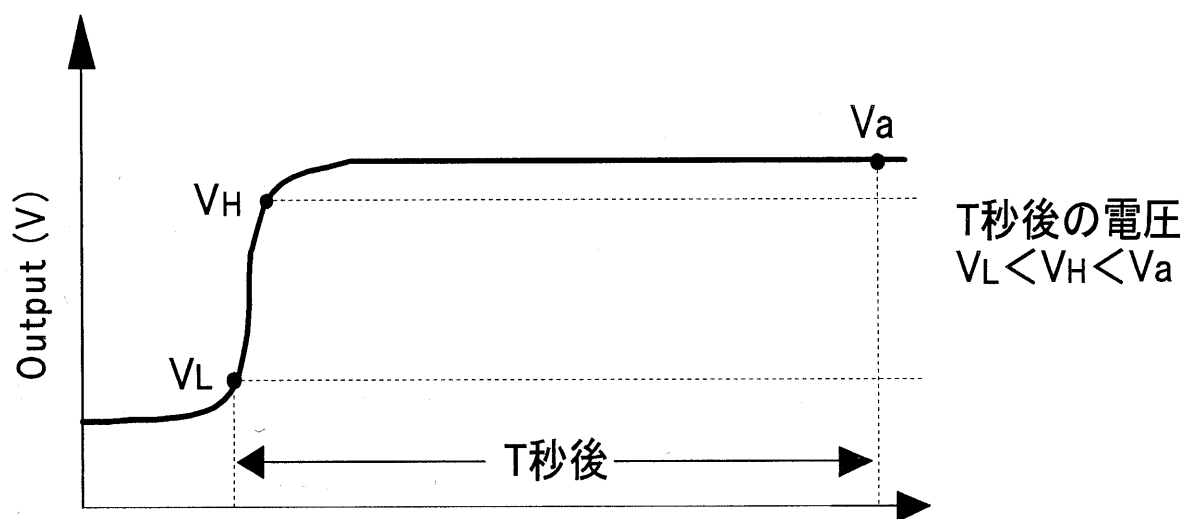
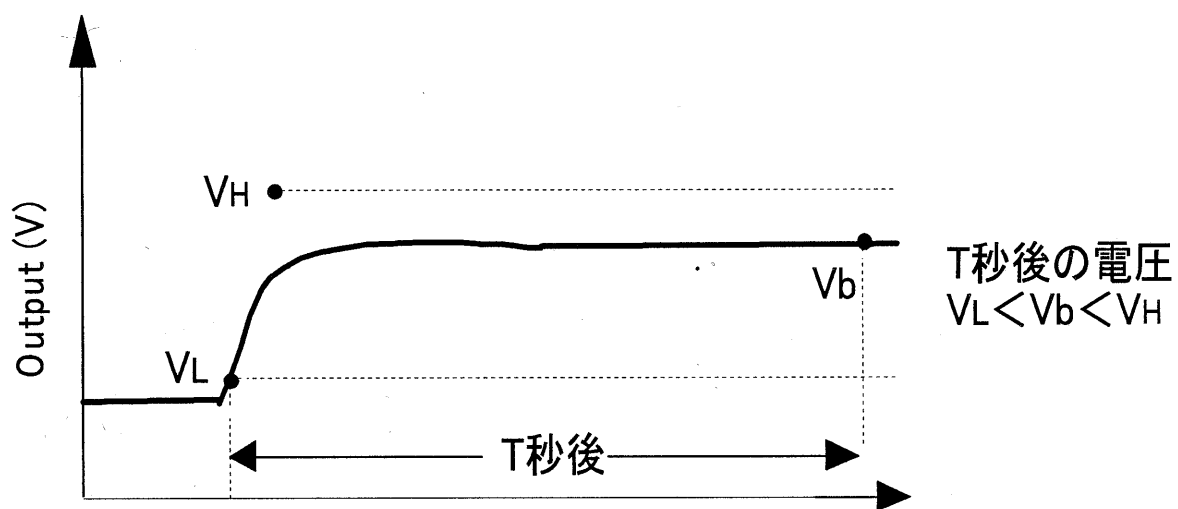


図2 成分モニタリングに関する原理
 例: 判定項目が蛋白質の場合



(a)正常のとき（色変化なし）



(b)異常のとき（色変化）

図3 予想される出力電圧の変化

3-3 システムの構成

本システムのブロック図を図4に示す。主に発光部、センサ部、受光部で構成される。発光部のLEDは500Hzのパルス波を用いた。そこで発生させた光パルス波はセンサを通して受光回路であるアナログ回路に入る。ここのPDによって受光された微弱なパルス信号を増幅させ、バンド・パス・フィルタにより平滑させる。ここで得られた直流成分 V_{out} を入力とした測定回路でスレッドショールド電圧を設定し一定時間の後にLED Aによって尿失禁判定、LED Bによって尿成分異常判定を行なった。また、発光部、受光部、判定部はマルチプレクサによって制御し多数の尿成分の判定を順番に行えるようにし、30秒ずつ尿成分の判定を行うように設定した。下にセンサ部のコネクタの拡大図を示す。図5(a)のように光ファイバで吸収体をはさんでコネクタで固定した。なお、こうすることによって使い捨て部分を吸収体だけにする事が出来る。また、図5(b)のように本研究の測定ではスポイトで直接液体を吸収させた。

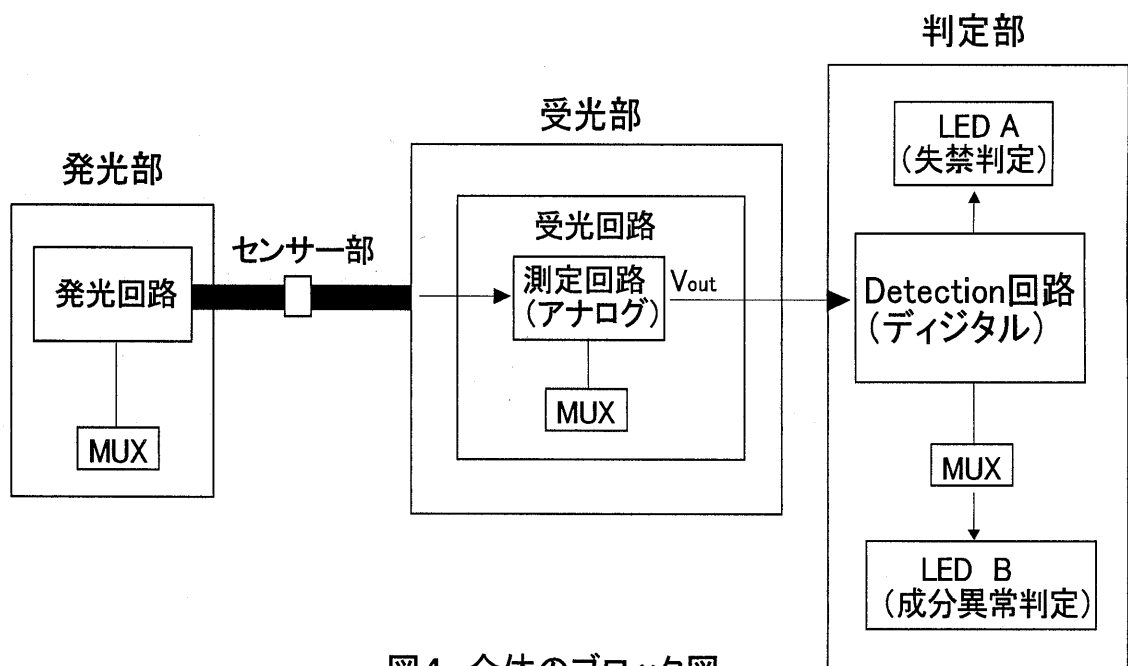


図4 全体のブロック図

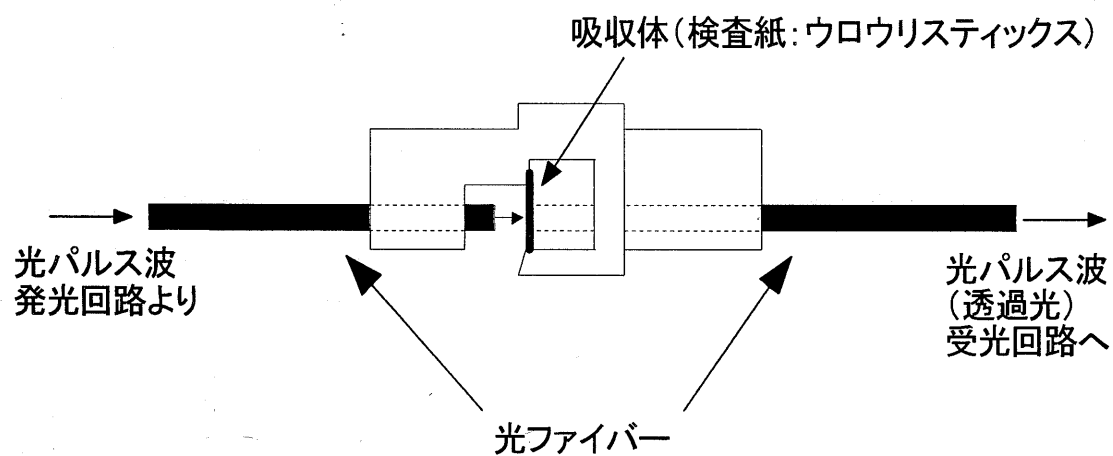


図5(a) センサー部の拡大図

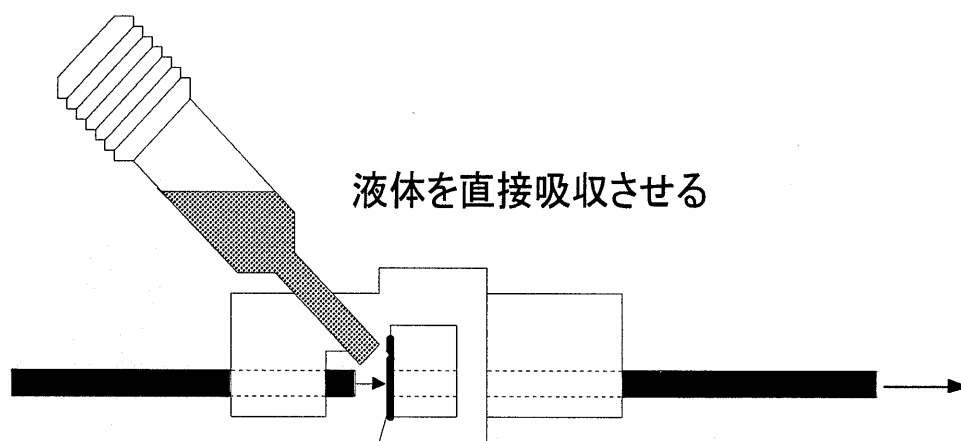


図5(b)

第4章 光源用 LED 選択

4-1 はじめに

尿成分モニタリングシステムを開発するにあたって、各検査紙の色変化に対して最適な LED を選択する必要がある。そのための準備実験について説明する。

4-2 実験と結果

今回の実験で用いた検査紙（ウロウリスティックス：以下略）によって検査できる尿内物質は蛋白質、ブドウ糖、ウロビリノーゲンであるので、異常尿に触れたときの色変化に対しての出力電圧を測定した。実験には本物の尿ではなく、薬品を溶かした溶液を用いた。実験は検査紙をセンサ部に挟み測定した。結果をそれぞれ図6、7、8に示す。白い棒グラフは検査紙が乾いているとき、薄い灰色は水に濡らしたとき、濃い部分はそれぞれの溶液に浸して色を変化させたときの出力電圧の大きさを示している。

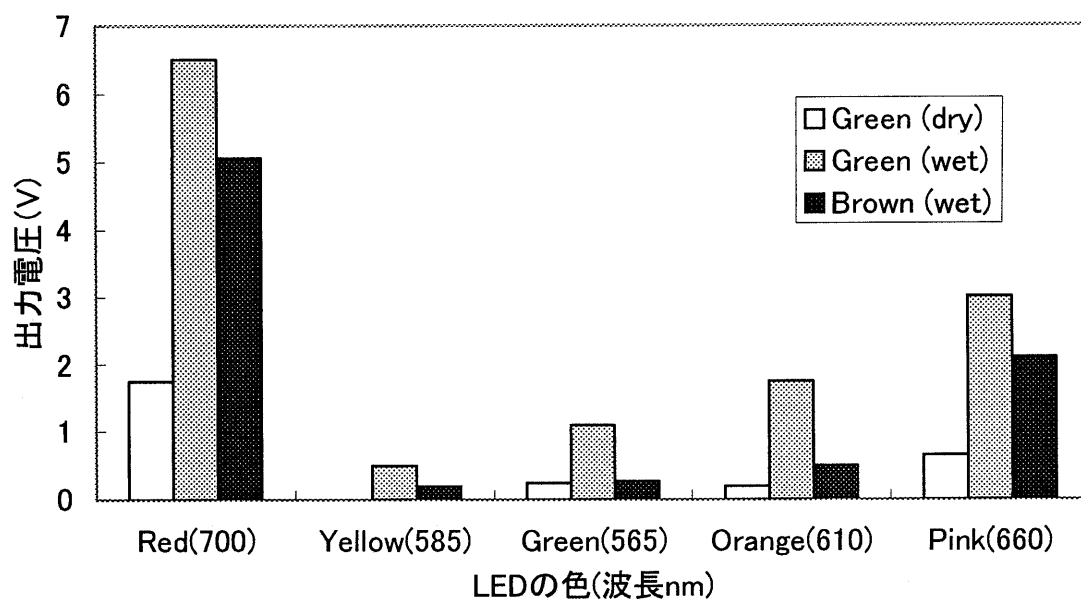


図6 ブドウ糖の検査紙のテスト

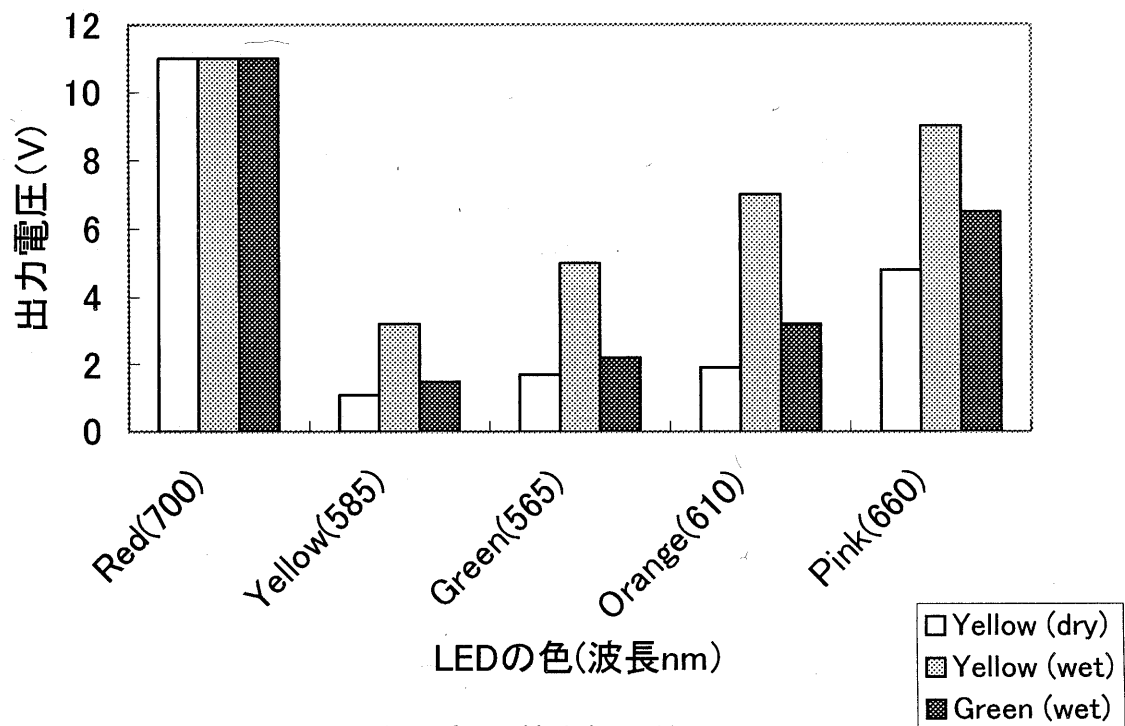


図7 タンパクの検査紙の質テスト

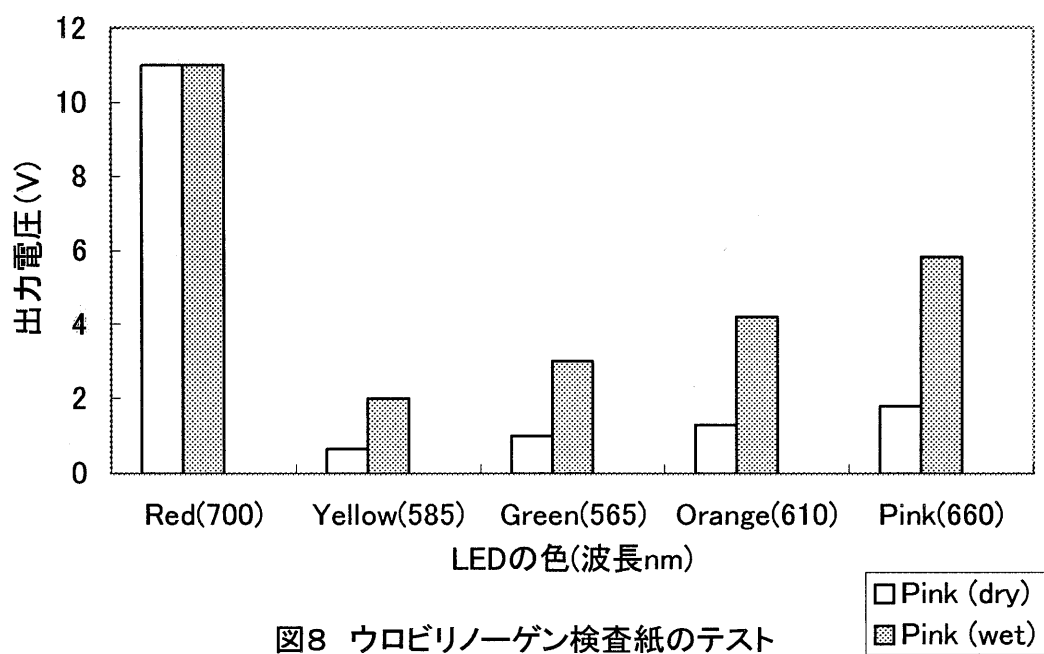


図8 ウロビリノーゲン検査紙のテスト

4－3 考察

尿成分として代表的なブドウ糖、蛋白質、およびウロビリノーゲン、それぞれの検査紙の色の変化にもっとも最適な LED を選んだ。すなわち、乾燥時、尿による濡れた時、尿成分により変色した時、それぞれの状態に対する出力電圧の差が大きいほど判定しやすいと考えられる。したがってこれらの結果より、ブドウ糖に対しては赤(波長 700nm)、蛋白質に対してはオレンジ(波長 610nm)、ウロビリノーゲンに対してはピンク(波長 660nm)の LED がそれぞれ最適な光源になると考えられる。

5章 測定回路の試作と実験

5-1 はじめに

第4章で決定した尿成分の検出に適したLEDを用いて、光源回路、受光回路および処理回路を試作した。また、これらの回路からなるシステムにより、センシング実験とその結果および考察を述べる。

5-2 測定回路の試作

光源回路と受光回路を図9に示す。ここで、自然光あるいは室内の照明による誤動作を防ぐため、発光部のLEDは500Hzのパルス波を用いて発光させた。発生させた光パルス波はファイバを通りセンサ部の検査紙を経て、受光部のフォトダイオード(PD)によって受光される。受光回路の出力信号は図10に示す処理回路で、3段階の逆相増幅器によって増幅する。なお、自然光や室内の照明による500Hzより低い信号成分をコンデンサおよびバンド・パス・フィルタによって除去する。次に、半波整流回路によって負の成分を除き、次のロー・パス・フィルタによって平滑する。このようにして得られた直流成分は正相増幅器によって調整される。

5-3 センシング実験

尿失禁センサに関する実験として、尿の代わりに水を検査紙に吸収させて濡れた前後の出力電圧の波形計測を行った。次に尿成分の異常判定について実験を行った。実験には尿成分の中でも代表的なブドウ糖、蛋白質を用いた。検査紙にブドウ糖溶液、蛋白質溶液をそれぞれ吸収させて検査紙の色を変えそのときの出力電圧の波形計測を行った。

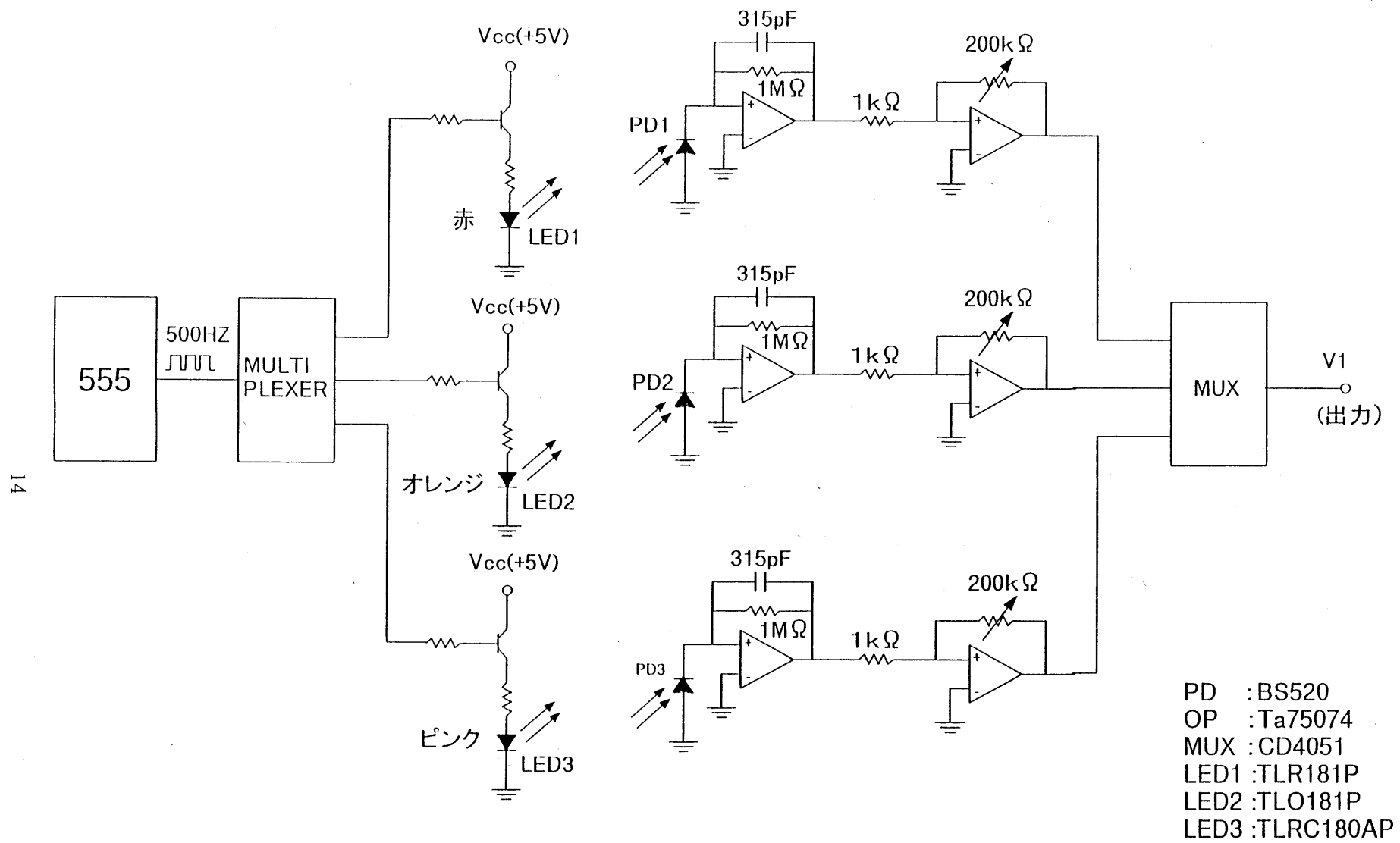


図9 測定回路(発光部、受光部)

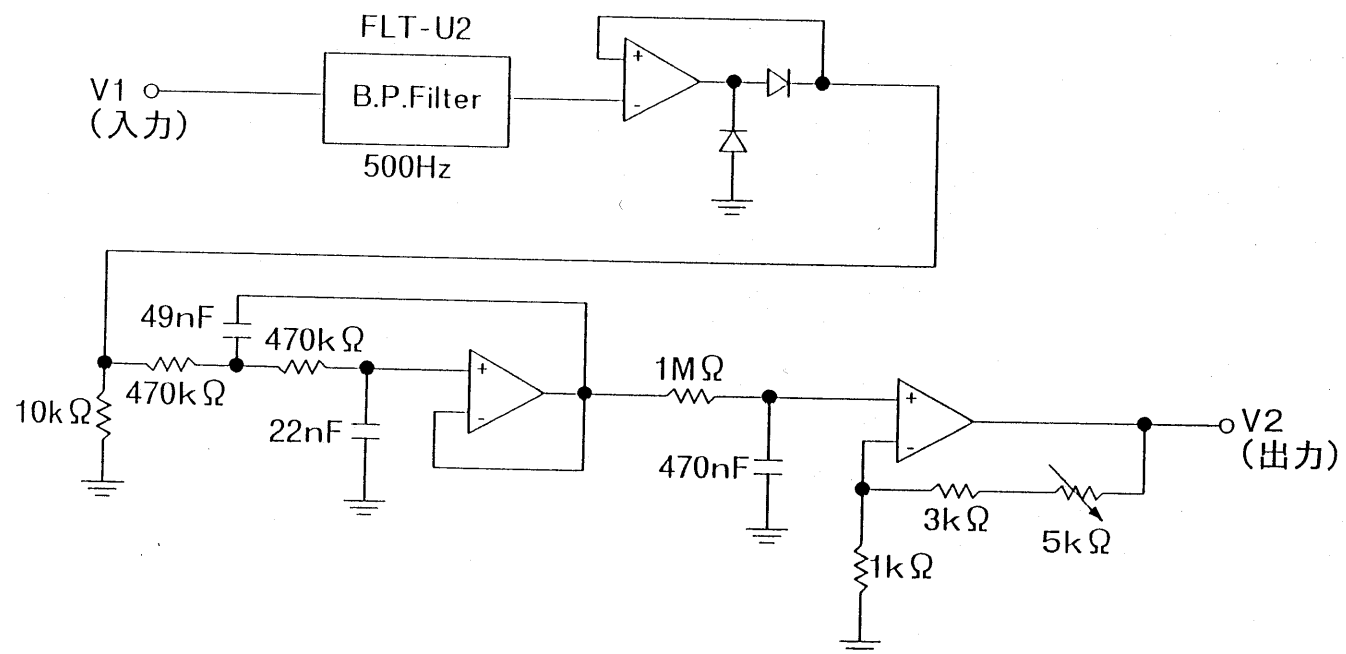


図10 測定回路(アナログ回路)

FLT:FLT-U2

5-4 結果と考察

ブドウ糖の検査紙をセンサ部に挟んだときの測定結果は図 11 に示す。図 11(a)の水を濡らしたときの波形を見ると 20 秒ほどで 5 V を超えていることがわかる。また図 11(b)のブドウ糖溶液を吸収させたときの時間波形は 4 V ほどで一定になっている。

また、蛋白質の検査紙をコネクタにはさんだときの結果は図 12 に示す。図 12(a)より、吸収時点から瞬時に 5 V を超えていることがわかる。また図 12(b)より、タンパク質溶液を吸収させたときの時間波形も 4 V を少し超えたところで一定になっている。

以上の結果から検出回路でスレッシュホールド電圧を $V_L = 2.2 \text{ V}$ 、 $V_H = 5 \text{ V}$ とした、また尿失禁を検知した時点から尿成分の判定時点までを検査紙が溶液を吸収してから、色が変わり終わるまでの時間を考慮し、 $T = 30$ 秒と設定した。よってブドウ糖の検査紙でも、蛋白質の検査紙でも尿失禁を検知してすぐに LED A によって尿失禁判定を行い、また吸収時点から 30 秒たってからの尿成分異常でもブドウ糖や蛋白質を含むときに LED B によって判定することが可能であるといえる。

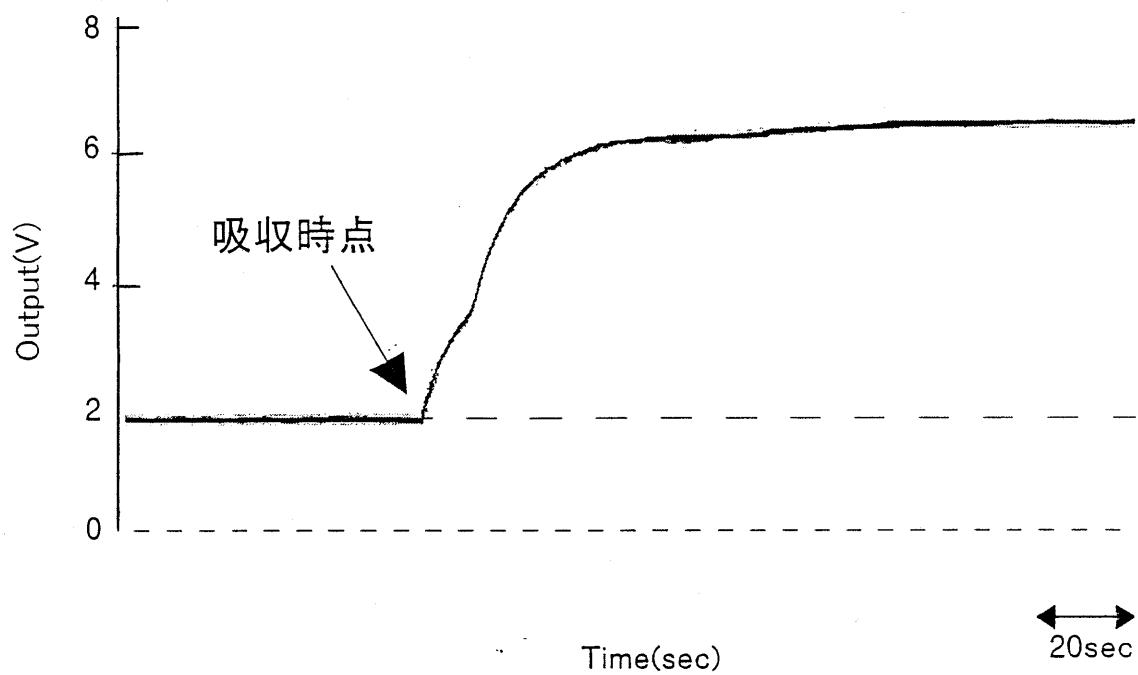


図11(a) ブドウ糖の検査紙を水で濡らしたとき(緑色)

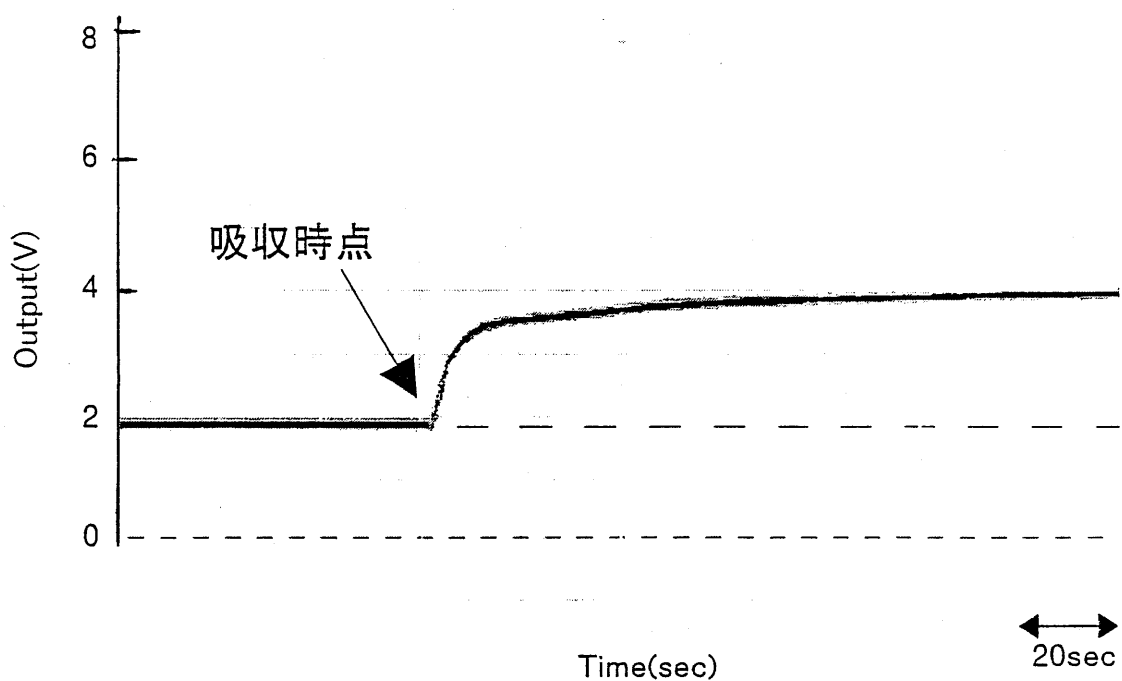


図11(b) ブドウ糖の検査紙をブドウ糖溶液で色を変えたとき(茶色)

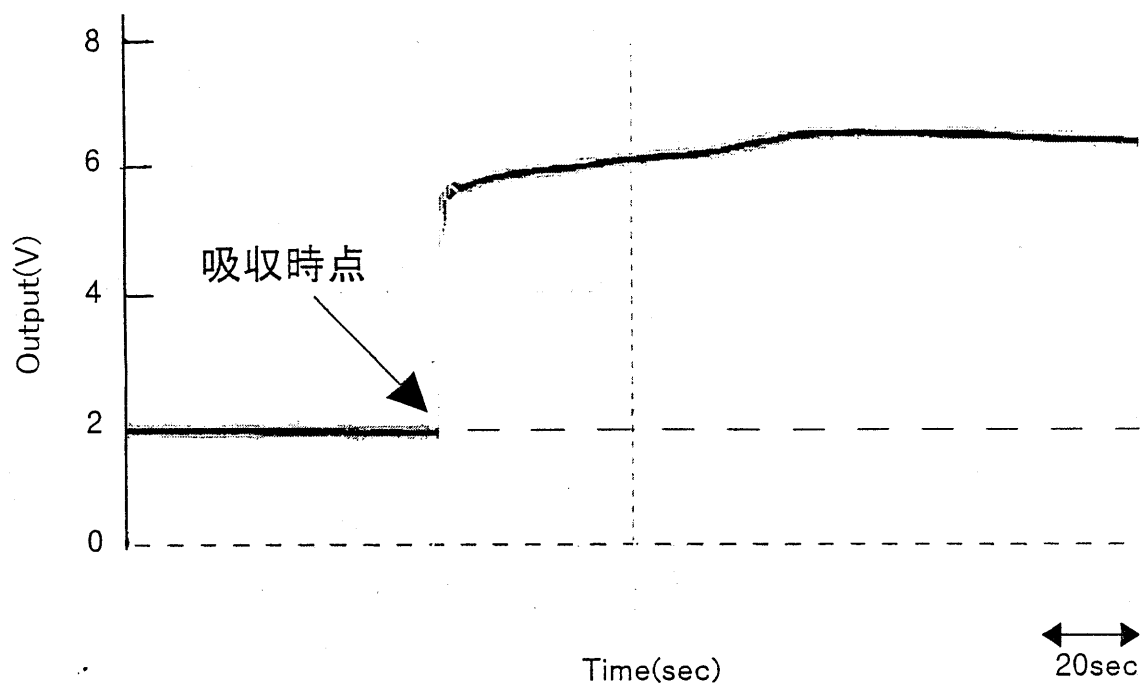


図12(a) 蛋白質の検査紙を水で濡らしたとき(黄色)

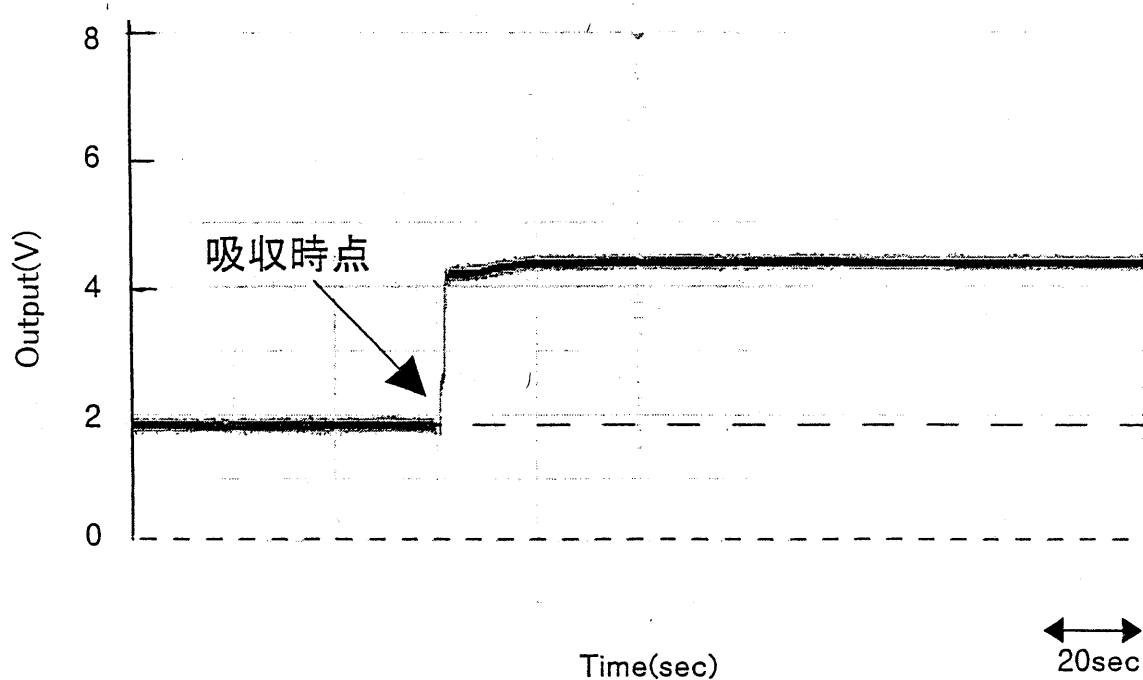


図12(b) 蛋白質の検査紙を蛋白質溶液で色を変えたとき(緑色)

第6章 判定回路

6-1 はじめに

本章では第5章の実験において得られた結果より、5-4で設定した V_L 、 V_H 、を用い、実際に判定回路を試作し全体的なシステムの動作を確認した。

6-2 判定回路

$V_L = 2.2\text{V}$ 、 $V_H = 5.0\text{V}$ 、 $t = 30$ 秒として、判定回路を試作した。第4章で試作した測定回路の出力 V_2 を入力 V_2 とする。まず V_2 が比較器に入り V_L (2.2V)を超えると、LED Aが点灯する。(尿失禁判定)。ここでは異常、正常にかかわらず V_L を超えるように設定してある。その後30秒ずつ尿成分異常判定が3つのLED Bで行われる。尿成分異常判定のときに出力電圧が V_L $2.2\text{V} \sim V_H$ 5.0V の間にあるときに尿成分異常とみなしLED Bが点灯する。

6-3 全システムの動作

第5章で試作した測定回路と図1-3に示す判定回路を一つにまとめて全システムを試作した。本システムはタイマーとマルチプレクサで制御され尿失禁判定と同時に3つの尿成分のモニタリングが可能である。3つの尿成分判定は順番に行われ30秒ずつセンシングが行われる。これらの判定は合計1分30秒で判定が行われ、その後10分間システムは動作しないようにタイマーで設定した。尿失禁、尿成分モニタリングのセンシングは10分毎に行われる。この動作については、実際に実験を行い確認した。なお、実際の使用では、これらのタイミングは被介護者の様態に合わせられるようにしてある。

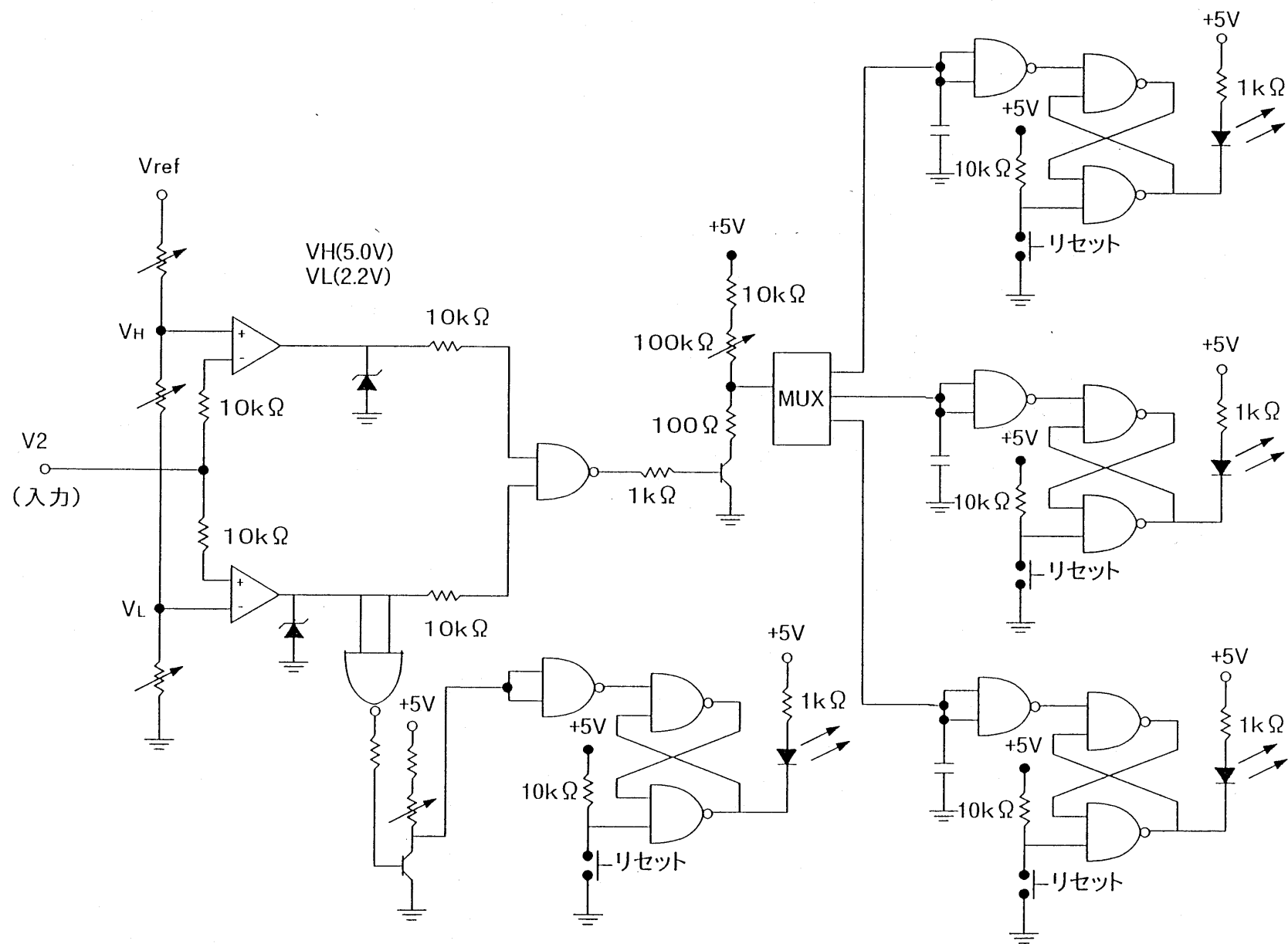


図13 判定部(Detection回路)

第7章 布を使用したセンサ部と

無線によるモニタリングシステム

7-1 はじめに

前章までに、センサ部に試験紙を利用して、尿失禁および尿成分の同時モニタリングシステムとした。本章では、さらにランニングコストを下げ、また介護者の手間をできるだけ省けるように、尿失禁のセンサ部として布の使用を検討した。また、今までに提案されている尿失禁モニタリングシステムは、尿失禁の有無の情報だけで、量的情報は得られていない。おむつの交換が適切に行うには、量的情報も重要であると考えられる。そこで、センサ部を複数用意し適当に離しておむつに装着することを考える。

さらに実際の使用を考え、遠隔モニタリングシステムを試作した。すなわち、提案した尿失禁および尿成分モニタリング装置を実際に家庭あるいは施設での使用では、被介護者の動きに対する負担を減らす必要がある。また、被介護者とは離れたところにいる介護者に尿失禁を知らせることが重要である。そこで、本研究では無線技術を利用したシステムを試作した。この無線によるシステムでは、他の医療機器が置かれている施設での使用を考慮して、微弱な電磁波を使用した

7-2 布を使用したセンサ部

通常簡単に手に入る布で、尿センシングに対するし性能を調べた。用いた布はポリエステル、綿、綿とポリエステルとし、尿の吸収前後で光透過度を4章で記した測定回路を用いて出力電圧を比較した。

結果を図14に示す。乾燥状態と濡れたときの出力電圧の差は綿製の布が一番大きく、センサ部として適していると考えられる。

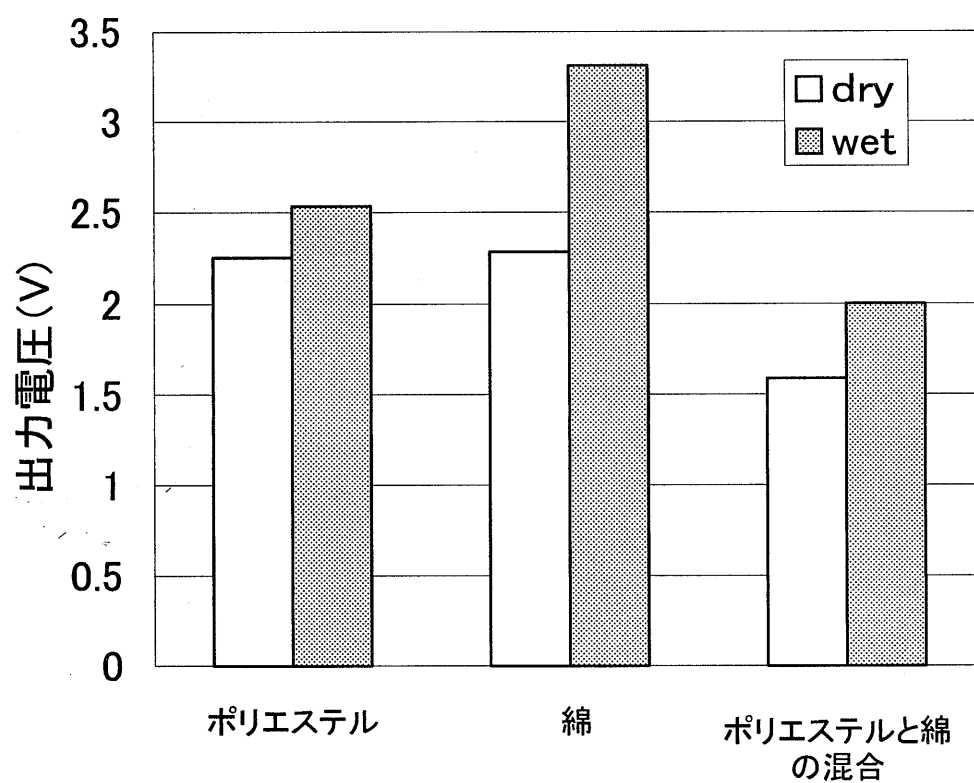


図14 各吸収体の乾燥している時と濡れている時の出力電圧比較

7-3 無線によるモニタリングシステム

被介護者と離れたところにいる介護者に尿失禁を知らせるため、無線方式によるシステムを用いた。試作した送受信システムのブロック図を図15に示す。このシステムにおいて送信側は被介護者に取り付けられ、受信側は被介護者のベットに取り付けられる。そこから介護者までは有線で信号を送る。すなわち、送受信器の距離を出来るだけ短くし弱い電力の無線を使うことで、他の医療機器への影響を防ぐことができる。

また、本システムはセンシング部を3箇所として、尿の量的情報を介護者に知らせるようにした。そのための送信側の回路と受光側の回路を図16、17にそれぞれ示す。これらの回路は図15における発光回路と受光回路を3つ並列にしたものである。受信回路の論理回路数により、尿が検知された箇所が3つのときは“赤色”、2つのときは“黄色”、1つのときは“緑色”の発光ダイオードを点灯するようにした。

この尿の量的情報はオムツの交換時期を決めるのに参考になると考えられる。すなわち、オムツの交換について、以下の3段階で介護者に知らせられる。

3箇所ですべて同時検出：至急交換が必要

2箇所の同時検出：できるだけ早い交換が必要

1箇所の検出：急ぐ必要がない

これらの情報は被介護者の尿の出方に関する情報でもあり、介護方法を考える上で有用な情報になると考えられる。

本システムの動作はまず、尿を吸収した時点で、受光部の出力が増加し、JK-FFのトリガとして働く。このトリガによりJK-FFの出力が“H”から“L”に変化し、送信機から進号が送信される。この信号によって受信側の判定部出力が“L”から“H”に変わり、介護者に尿失禁を知らせる発光ダイオードが点灯する。実験の1例を図18に示す。

7-4 考察

本章では、よりランニングコスト軽減のため、センサ部に布の使用を考え、それに適する布を選定した結果、綿製の布がセンサ部に適していると考えられる。

複数箇所のセンシングによって尿の量的情報を無線によって介護者に知らせるモニタリングシステムを試作して、その動作を実験的に確認した。これにより、実際の臨床現場で有用な尿失禁モニタリングシステムになると考えられる。なお、本章の無線を使用することで、尿検査紙を使用した尿失禁と尿成分の同

時モニタリングも遠隔で行われる。受信側で尿失禁の頻度と尿成分のデータをコンピュータを用いて自動的に蓄積することは患者の健康管理のために役立つと考えられる。

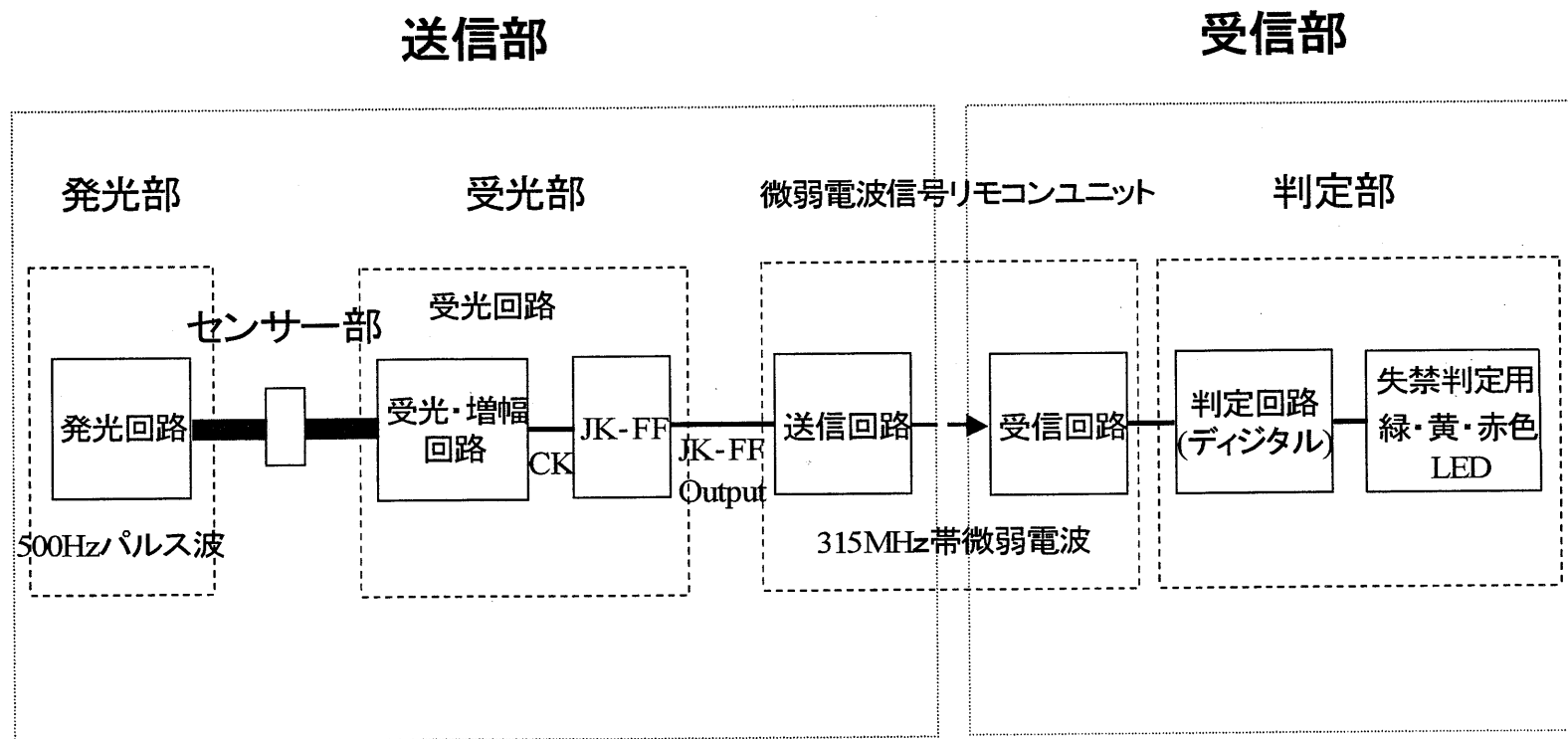


図 1 5 無線によるモニタリングシステム

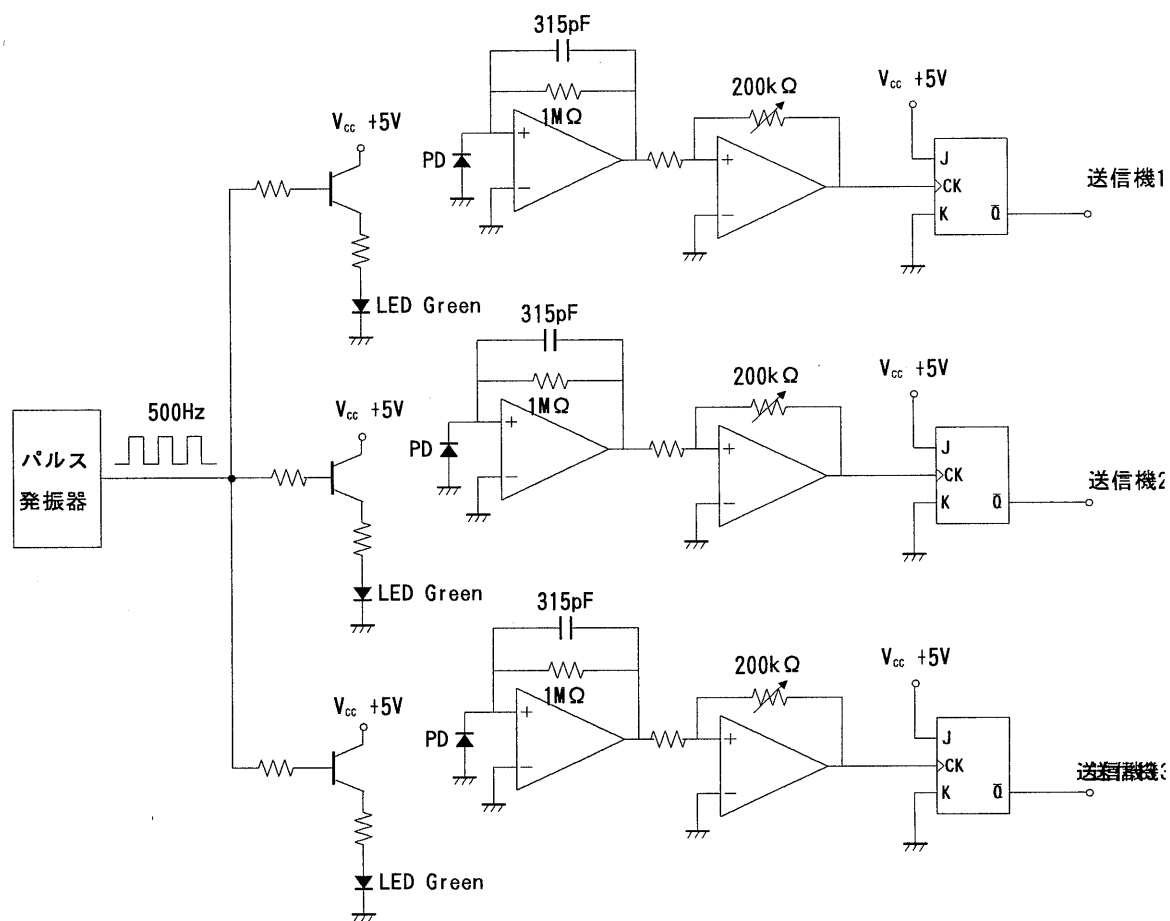


図 1 6 3 箇所の検出回路

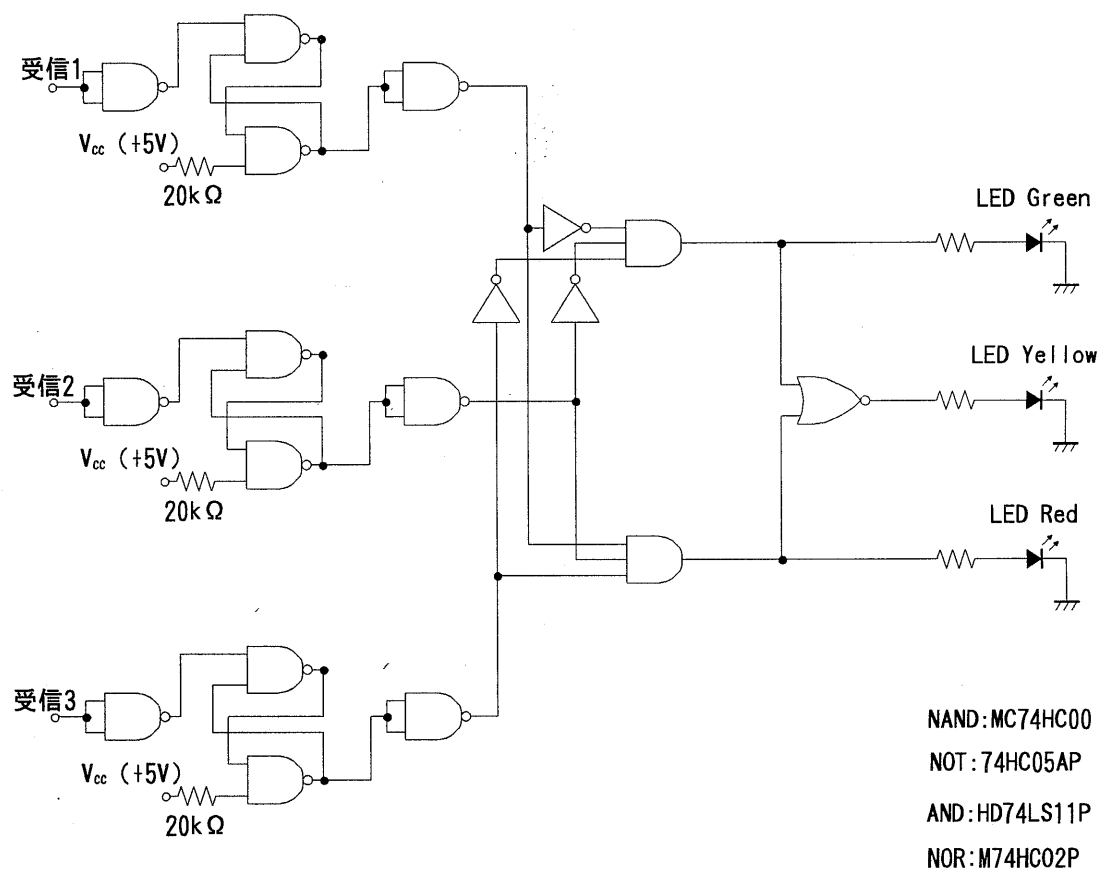


図 1 7 3 箇所の受信回路と論理回路

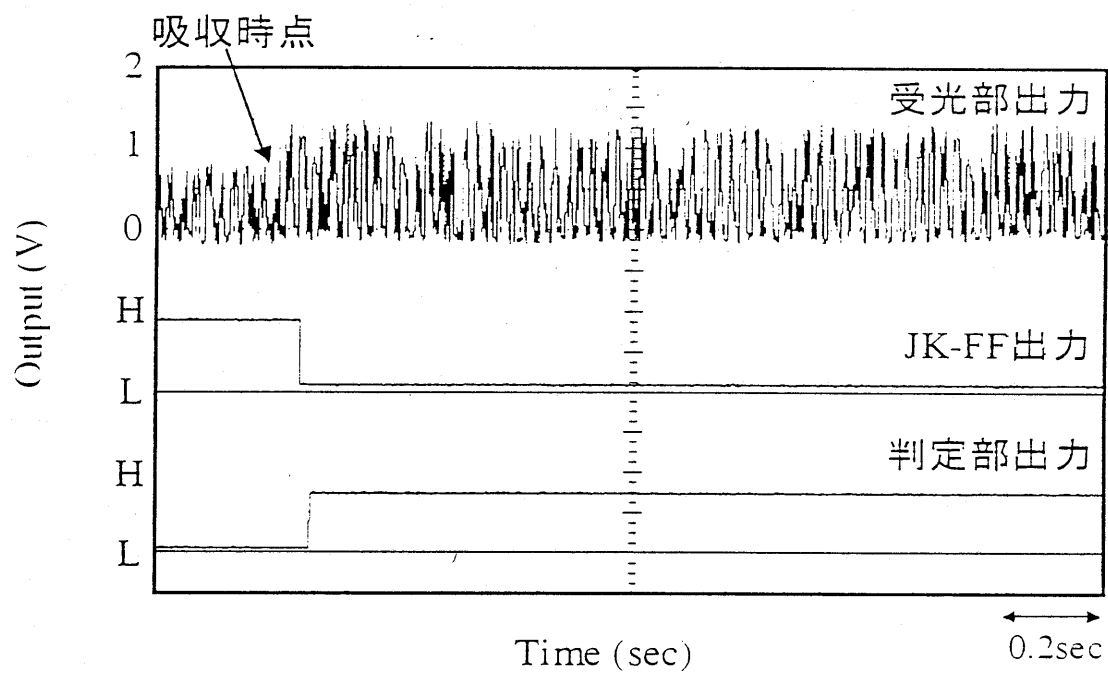


図 1 8 システムの動作実験結果

第8章 総論と今後の展望

本研究では、光ファイバを用いた尿失禁と尿成分の同時モニタリングシステム、消耗品を使わない尿失禁センシングおよび無線技術を使用した遠隔モニタリングシステムを提案した。

尿成分センサについては、市販の尿検査紙を使用し、ブドウ糖、蛋白質の異常な含有の検出に適した発光ダイオードを選定し、実験によりその検出を確認した。その結果をふまえ、実際にシステムを試作することで、尿失禁および尿成分モニタリングの可能性が確認された。なお他のウロビリノーゲン、潜血、ペーハーなどにおいても適切な発光ダイオードにより、それらのモニタリングが可能であると考えられる。尿成分のモニタリングは多くの患者がいる医療施設で、患者の様態把握に役立つと思われる。

よりランニングコストの軽減のために、尿失禁センサ部に紙おむつに布を使用したセンシングを提案した。このセンシング部はオムツとの洗浄によって、再利用可能である。使用する布は綿製のものが化繊に比べ、センシングに効果的であった。この布を使用したモニタリングについては、無線を利用した遠隔モニタリングシステムを構築し、実験的にその動作を確認した。このシステムは尿失禁と尿成分の同時センシングにも使用でき、多くの被介護者のいる施設での集中管理に役立つと考えられる。

今後の課題として、ランニングコスト低減化のため市販の検査紙に替わる高感度フィルムで再利用可能なセンサ部の開発、コンピュータの導入により被介護者のデータ集積と整理が可能な管理システムの開発が必要と思われる。

参考文献

- (1) E.D.James, F.C.Flack,K.P.S. Caldwell and M.R.Marth":Continuous measurement in urine and frequency in incontinent patients", Br. J. Urol., 43, pp.233-237,1971
- (2) S.L.Stanton and D.Ritchie:"Urios : The practical detection of urine loss", Am. J. Obstet. Gynecol., 128, pp.461-463, 1977
- (3) K.Nakajima, T.Tamura, H.Mike, S.Shimooki, T.Fujimoto and T.Nakano:"Disposable diaper with urinary incontinence monitor", Japanese J. Med., Elect. Bio. Engg., 32-2, pp.15-23,1994
- (4) 松井邦彦："センサ応用回路の設計・製作" CQ 出版社、p 88-99、1990
- (5) ビクターF ワイスコップ(尾中龍猛、三宅和夫)訳："光と像" 共立出版株式会社:p32-52、1972
- (6) 上野太平："確実に動作する電子回路設計" CQ 出版社、p165-168 1982
- (7) 中嶋一樹、田村俊世、三池秀敏、下沖 晋、藤元登四郎、中野寿彦 "：尿失禁センサ付き紙おむつの開発" 医用電子と生体工学、32-2、pp.97-105, 1994

Appendix

Wide Range pH Fiber Urinary Sensor with Congo-Red- and Methyl-Red-Doped Poly (Methyl Methacrylate) Cladding

Chikara EGAMI, Tadashi TAKEMAE

Department of Electrical and Electronic Engineering, Shizuoka University,
3-5-1 Johoku, Hamamatsu 432, Shizuoka, Japan

We introduce an evanescent-wave-spectroscopic fiber optic pH sensor. This sensor has part of the polymer cladding doped with either congo red (CR), which responds to pH = 3 to 5, or methyl red (MR), which responds to pH= 5 to 7, as the pH sensor film. In this study we succeeded in expanding the measurable pH range by using two pH sensor probes with the different pH sensitivities. In addition making the pH fiber sensor into a probe structure enabled us to achieve high pH sensitivity and to monitor the pH value easily. Reducing the quantity of doped dye made it possible to use the sensor for objects highly sensitive to pH chemical equilibrium.

KEYWORDS: pH sensor, fiber sensor, organic dye, evanescent wave spectroscopy

1. Introduction

The use of a fiber optic chemical sensor is an effective method of objects such as biomedical tissue and explosive gas, for which the electrical measurement of chemical compositions is difficult. Also, the sensor has the ability to combine the information transmission path with the sensor part. Due to the reason previously discussed, many fiber optic sensors have been studied for tens of years.¹⁻⁷⁾ Recently, attention has been given to the chemical sensors using evanescent-wave penetration into the cladding⁸⁻¹³⁾. There have been novel sensors developed through new techniques such as the use of nonlinear optical effects by evanescent-wave excitation using high power lasers and evanescent-wave spectroscopy using an infrared light source.

We present an evanescent-wave-spectroscopic fiber optic pH sensor which has part of polymer cladding doped with azo benzene derivative for the pH sensing. The pH sensor discussed in this paper has been developed from the previously invented fiber optic sensor¹⁴⁾ with a pH indicator dye. Since the indicator dye was sensitive only to pH=5 to 7, the pH sensor could not be used

Appendix

over a wide pH range. In this study, we succeeded in expanding the measurable pH range by using two fiber optic sensors with the different pH sensitivities. In addition, the pH sensor part into a probe structure enabled us to achieve high pH sensitivity and to easily monitor the pH value. The resulting reduction of the quantity of the indicator dye made it possible to use the sensor for objects having a high sensitivity to pH chemical equilibrium.

2. Principle of pH Measurement and Sensor Preparation

An absorber can be carried by a solvent into the polymer where it can interact with the evanescent field. Observing the wavelength shift of an absorption peak of an indicator dye doped in the polymer cladding by evanescent wave spectroscopy enables us to measure the pH. In this study we aimed at increasing the measurable pH range by using two fiber sensors with different pH sensitivities. We bundled two optical fibers with different sensor films for use as a pH fiber sensor probe. When the pH sensor probe is inserted into the objective solution, hydrogen ions penetrate the sensor-film-coated cladding on the core and interacts with indicator dyes semifixed in the polymer film. A chemical interaction between the dye and hydrogen ions in a solution is accompanied by a dipole change of the dye, resulting in a wavelength shift of the absorption spectrum. The wavelength shift is measured by the evanescent wave spectroscopy. Because only a small amount of the pH indicator dye is doped in the sensor, the pH chemical equilibrium of the solution is not affected, which means that the sensor can be used for objects such as biomedical tissue for which electrical measurement is difficult. Additionally, there is no risk of the indicator dye melting into the pH solution because the indicator dye is semifixed by the surrounding polymer molecule.

In view of the conditions of the indicator dye and penetration depth, the pH sensor probe was prepared using the following method. A polymer-clad silica (pcs) multimode optical fiber with the core diameter of 1000 μm , the cladding diameter of 1200 μm , respective refractive indices of the core and cladding of 1.50 and 1.33 at 656 nm and transmission loss of 1.5 dB/km at 550 nm was used for ease of chemical treatment when making the pH sensor cladding and of the introduction of a white light from a halogen lamp.

Congo red (CR), responding to pH = 3 to 5, and methyl red (MR), responding to pH = 5 to 7, were doped in the polymer cladding as the

Appendix

indicator dyes for pH measurement. The azo dye having the -N=N- bond is known for changes in resonant frequency depending on the logarithm of the hydrogen ion concentration surrounding the molecule. Poly (methyl methacrylate) (PMMA) was used for semifixing either CR or MR as a polymer matrix. We selected a pcs optical fiber with a high-refractive-index silica core and fluoro-acrylate cladding so that the refractive index of the dye-doped sensor-film part of the cladding was less than that of the core near the absorption peak wavelength of the indicator dye. Therefore, the pH sensor probe, satisfies the internal total reflection condition of refractive index dispersion. The theoretical prediction provided the thickness of the dye-doped cladding which was coated as the pH sensor film. The penetration depth for two polarization states are expressed by

$$d_{\parallel}(\theta, \lambda) = \frac{2(n_2/n_1)\cos\theta[2\sin^2\theta - (n_2/n_1)^2]}{\left|1 - (n_2/n_1)^2\right| \left|\sin^2\theta - (n_2/n_1)^2\cos^2\theta\right|} \times \chi_{eff}(\theta, \lambda),$$

$$d_{\perp}(\theta, \lambda) = \frac{2(n_2/n_1)\cos\theta}{1 - (n_2/n_1)^2} \times \chi_{eff}(\theta, \lambda),$$

$$\chi_{eff}(\theta, \lambda) = \frac{\lambda}{4\pi\sqrt{n_1^2\sin^2\theta - n_2^2}}.$$

where n_1 and n_2 are the refractive indices of the core and the MO- and MR-doped-PMMA film, respectively. When unpolarized light from a halogen lamp is used as a light source, the effective penetration depth of evanescent waves is approximated as

$$d_e(\theta, \lambda) = (1/2)(d_{\parallel}(\theta, \lambda) + d_{\perp}(\theta, \lambda)).$$

Under our experimental conditions the effective penetration depth of evanescent waves is estimated to be 10 to 30 μm for the absorption wavelength of MR and MO ranging from 400 nm to 750 nm. In view of this estimation, we prepared the pH sensor film of about 2 μm so that the thickness of the sensor film was far below that of the effective penetration depth of evanescent waves. Also a very small quantity of MR and MO molecules was doped to the pH sensor film. Dye concentration of the film was 0.15 wt%. A very low dye concentration of 0.15 wt% was required to reduce the influence of the indicator dye on pH chemical equilibrium in the objective

Appendix

solution, to satisfy the internal total reflection condition over a wide wavelength range and to facilitate monitoring of absorption peaks of the indicator dye.

We coated the pH sensor film as part of the cladding doped with pH indicator dyes by using the casting and drying method. We chemically removed part of the fluoro-acrylate cladding near the end of the pcs optical fiber by using 99 % chloroform. The composition of the CR or MR solution for sensor film preparation was CR:PMMA:dioxane:methanol=0.6 mg:400 mg:100 cm³:4 cm³ or MR:PMMA:dioxane=0.6 mg:400 mg:100 cm³, respectively. We have retained the transparency of the dye-doped PMMA film. The sensor probe, coated with the dye film, was annealed at 80 °C for 30 min to remove the intrinsic birefringence which causes the power loss of the transmitted light signal due to the dispersion of the evanescent wave and to increase the density of the PMMA matrix to prevent the melting of the dye into the objective solution.

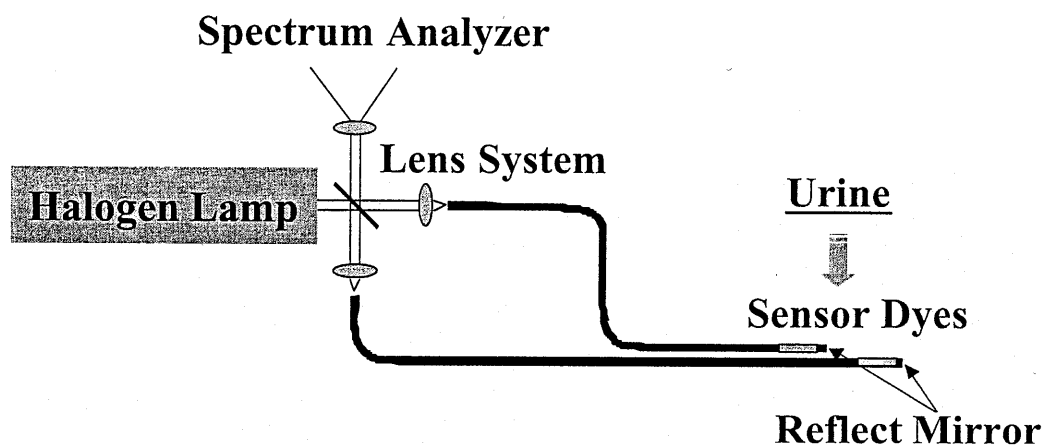


Fig. 1. Experimental setup for evanescent-wave-spectroscopic fiber optic pH sensor.

3. Experimental Setup

The evanescent-wave pH sensor was operated in the beam arrangement shown in Fig. 1. A continuous length of the pH sensor probe comprised the fiber input, pH sensor, reflector, fiber output, and monochromator. A beam of light from a halogen lamp was introduced to two input sites of the pcs

Appendix

optical fibers through the optical system. The ends of the optical fibers with the vacuum-evaporated aluminum film reflected the traveling beam. Two beams of light emerging from the input sites were passed through the half-mirrors and were focused on the monochromators. The separation of output light into its spectral components through a monochromator enables us to measure the wavelength shift of the indicator dye depending on the pH value. We measured the respective output light from two pH fiber sensors with the different pH sensitivity ranges. Making the sensor into a probe by vacuum-evaporating the aluminum film resulted in the flexibility for measuring pH and high sensitivity by virtue of double-passing the sensor. The probe structure resulted in a reduction of the amount of indicator dye in the sensor film. We measured the wavelength dispersion of the optical loss for the entire optical system consisting of the input and output optical lenses, the optical fiber with non-dye-doped cladding, the half-mirror, and the monochromator in advance. Normalizing the transmitted energy spectrum with this previously measured dispersion, we can obtain the absorption spectrum of indicator dyes which provides pH information. Moreover, to focus on just the peak wavelength of the spectrum we differentiated the spectrum curve.

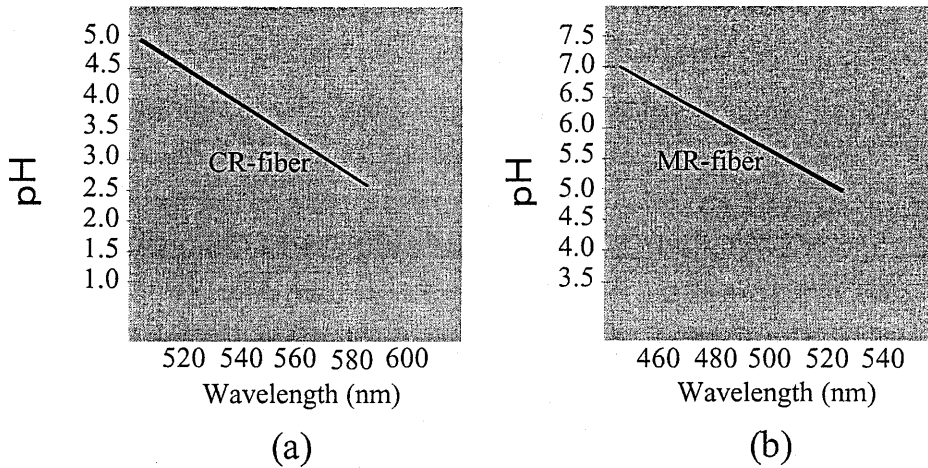


Fig. 2. Fiber sensor pH response for (a) CR- and (b) MR-doped fibers, respectively.

Appendix

4. pH Measurement

The absorbance spectrum of CR- and MR-doped PMMA film was measured by the evanescent-wave. The respective evanescent-wave spectra from two fiber sensor probes with different pH indicator dyes were observed before the sensor bundle was inserted to a pH solution. Namely, these spectra indicate the MO- and MR-doped PMMA film coated on the naked core to be the sensor film. The transmission spectrum was observed for the dye-doped film cast on the glass plate. It was found that the profile for the evanescent-wave spectrum coincides with that for the transmission spectrum. This result verified that the basic behavior of the evanescent-wave spectroscopy and the peak wavelength detection were highly accurate. In the evanescent-wave method we do not have to take the absolute value of the absorbance into account because we measured the wavelength shift of the fiber absorbance.

Figure 2 shows the pH responses of the (a) CR indicator and (b) MR indicator against the peak wavelength. We used a pH buffer solution ranging from pH = 3 to 7. The buffer solution was calibrated in advance using an electric sensor. The output signal from the CR fiber sensor probe was used for a solution with pH = 3 to 5 and that from the MR fiber sensor probe was used for a solution with pH = 5 to 7. If the objective pH value exceeded the response range for the respective indicator dyes, the sharp absorbance spectrum peak cannot be observed. The peak wavelength shift was found to linearly depend on the pH value for the CR and MR sensor probes. The pH decrease of 1.0 for the pH solution was measured as a peak wavelength shift of 40 nm. A small change in the pH value can be sensed as a large wavelength shift in the absorbance spectrum.

We also attempted to monitor consecutive pH values for an acid-water solution when we continuously changed the pH value ranging from 7 to 3 by adding a small portion of acid. Also, there was no melting of the indicator dye into the pH solution due to the previous annealing treatment. Consecutive measurements, which cannot be done using the electric sensor or pH test paper, have been demonstrated using our evanescent-wave-spectroscopic fiber optic pH sensor.

Appendix

5. Summary

We have developed an evanescent-wave spectroscopic fiber optic pH sensor. In this study we were successful in expanding the measurable pH range by using a fiber bundle of two pH sensor probes with the different pH sensitivities, and in increasing the sensitivity of the pH measurement by making the sensor into a probe structure. The resulting reduction of the quantity of the indicator dye made it possible to use the sensor for objects having a high sensitivity to pH chemical equilibrium, such as biomedical tissue. Moreover, since there was no melting of the indicator dye into the objective solution, consecutive monitoring of the pH value from pH=7 to 3 was possible. In order to expand the pH range of this sensor, phenolphthalein, which responds to pH = 8 to 10, could be used as an additional indicator dye.

- 1) D. A. Pinnow: Appl. Phys. Lett. 33 (1978) 28.
- 2) G. B. Hocker: Appl. Optics 18 (1979) 1445.
- 3) T. Takeo and H. Hattori: Jpn. J. Appl. Phys. 21 (1982) 1509.
- 4) T. Takeo and H. Hattori: Jpn. J. Appl. Phys. 22 (1983) 1920.
- 5) J. E. Freeman, A. G. Childers, A. W. Steele and G. M. Hieftje: Anal. Chem. Acta. 177 (1985) 121.
- 6) F. Farahi, L. P. Akahavan, C. J. Jones and D. A. Jackson: J. Phys. E20 (1987) 435.
- 7) E. Ito, J. Muramatu, T. Kanazawa, Y. Koike, U. Yagi, T. Sobukawa and K. Takada: Proc. Int. POF-94, Yokohama, 1994, p.~52.
- 8) H. Tai, H. Tanaka and T. Yoshino: Opt. Lett. 12 (1987) 437.
- 9) M. D. DeGrandpre and L. W. Burgess: Anal. Chem. 60 (1988) 2582.
- 10) S. W. Kang, K. Sasaki and H. Minamitani: Appl. Opt. 32 (1993) 3544.
- 11) I. Paiss, D. Bunimovich and A. Katzir: Appl. Opt. 32 (1993) 5863.
- 12) S. Muto, H. Sato and T. Hosaka: Proc. Int. POF-94, Yokohama, 1994, p.46.
- 13) H. Gnewuch and H. Renner: Appl. Opt. 44 (1995) 1473.
- 14) C. Egami, K. Takeda, M. Isai and M. Ogita: Opt. Commun. 122 (1996) 122.

A Sensing System for Simultaneous Detection of Urine and its Components Using Plastic Optical Fibers

Tahseen Ejaz★ Non—member

Tadashi Takemae★Non—member

Chikara Egami★Non—member

Naoyuki Tsuboi★student Member

P39～P41 は学会ポリシーにより未掲載