

極細CMOSイメージセンサモジュール

光電子技術研究所 和田英之¹
新規事業推進センター 石橋健一²・中楯健一³
エネルギー・情報通信カンパニー 瀬木武⁴・飛田智史⁵

Superfine CMOS Image Sensor Module

H. Wada, K. Ishibashi, K. Nakatate, T. Segi, and S. Hida

あらまし 近年の医療機器市場において、使い捨て可能な内視鏡や、カテーテルに内蔵してその先端位置確認を行うためのイメージングデバイスに、実現の期待が高まっている。使い捨てとするためには、従来の内視鏡よりも十分に低いコストで抑えることが要求される。また、カテーテルに内蔵するためにはデバイスの小型・細径化が要求される。これらの要求を実現するために、我々は、TSVパッケージ技術を適用したCMOSイメージセンサによる、低コストかつ極細径のCMOSイメージセンサモジュールを開発した。開発したイメージセンサモジュールは、撮像部外径で1.2 mmを実現しており、カテーテルに十分内蔵可能なレベルの小型化を実現している。実現したデバイスに対して、各種性能の確認試験、および信頼性試験を行い、医療機器に適用可能な性能を有していることを確認した。

In the recent medical device market, it is strongly expected to realize an imaging device which is a disposable endoscope or embedded in a catheter in order to check its head's position visually. For a disposal endoscope, it is required to reduce its cost enough lower than that of a conventional endoscope. To embed a disposed endoscope in a catheter, the device is required to have miniature size and a small diameter. To meet those demands, we have developed a low cost and superfine CMOS image sensor module utilising a CMOS image sensor employing Through Silicon Via (TSV) technology. The outer diameter of the imaging part in the realized module is 1.2 mm which is enough size to be embedded in a catheter. Moreover, a variety of performance and reliability tests have been carried out for the realized module, and we have confirmed that the developed module have enough performance applicable to medical devices.

1. ま え が き

内視鏡を用いた治療や診断は、低侵襲性という特徴から、現在広く普及している。しかしながら、内視鏡に対しては、感染症を防ぐための滅菌作業が必要となる。その作業コスト、滅菌に対する耐久性を内視鏡に持たせるための製品コストが、医療費を押し上げる要因の一つとなっている。このため、滅菌処理に対しても十分な耐久性を持つ、低コストな内視鏡の実現が期待されている。

一方、栄養チューブ等のカテーテルを人体へ挿入、留置する場合には、X線による位置確認が必要な場合がある。そのようなX線による確認は、特定の病院施設以外での対応が難しく、かつ患者への体力的負担が大きいという問題もあり、在宅治療などでの対応を困難にしてい

る。また、ICUなどでは頻繁にこのようなカテーテルの交換が行われるケースもあり、そのような場合には患者の被曝量が増えてしまう問題もある。これらの問題に対し、現行のX線観察に代わり、位置確認に必要な「直接観察 (Direct observation)」を実現する「可視化カテーテル (Visualized Catheter)」が求められている¹⁾。

これらの要求に応えるため、我々は、CMOSイメージセンサ (以下、CIS) を用いた低コスト、小型、細径で、可視化カテーテルへ適用が可能なイメージセンサモジュールを開発した²⁾。本稿では、開発したイメージセンサモジュールの詳細について報告する。

2. 概 要

開発した医療用イメージセンサモジュールは、小型・細径の電子内視鏡として使用可能なCMOSイメージセンサモジュールである。このイメージセンサモジュールは、撮像部 (図1 (a)) と、インターフェースボード (以下、I/Fボード) 部 (図1 (b)) より構成されている。

1 応用電子技術研究部係長

2 メディカル事業推進室メディカルデバイス部グループ長

3 ファイバーレーザ事業推進室上席技術員

4 光事業部品質保証部主席技術員

5 光事業部光ファイバ開発部

略語・専門用語リスト		
略語・専門用語	正式表記	説明
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor	MOSFET (金属酸化膜半導体電界効果トランジスタ) を相補形に配置したゲート構造のこと。
CIS	CMOS Image Sensor	CMOS 型の固体撮像センサ。
TSV	Through Silicon Via	シリコン貫通配線のこと。シリコン半導体基板にスルーホールを形成し、ホール内部の導体により基板表裏を電気的に接続した配線のこと。
TSVパッケージ	TSV package	TSV を用いたチップサイズの半導体パッケージ技術。
I/Oパッド	Input/Output Pads	I/O は Input/Output 略で「入出力」を意味する。電気信号を入力する電極のこと。
RIE	Reactive Ion Etching	反応性イオンエッチング法のこと。プラズマ放電により生じた反応性イオンにより、半導体基板などの加工に用いられる。
DRIE	Deep-Reactive Ion Etching	通常の RIE に比べ、半導体基板の深さ方向に異方エッチング加工が可能な RIE 法のこと。
PECVD	Plasma-Enhanced Chemical Vapor Deposition	プラズマ CVD (PE-CVD) は、プラズマを援用する方式の化学気相成長 (CVD) の一種である。さまざまな物質の薄膜を形成する蒸着法のひとつである。化学反応を促進させるため、高周波などを印加することで原料ガスをプラズマ化させるのが特徴である。
NTSC/PAL	National Television System Committee / Phase Alternating Line	アナログ映像出力方式のこと。
YUV出力	YUV Output	輝度信号 (Y) と、青色成分の差分信号 (U)、赤色成分の差分信号 (V) の3要素によって色を表現する方式で出力すること。
I/Fボード	Interface Board	CIS と PC 間の信号を処理するための電子基板。
A/D変換	Analog to Digital conversion	アナログ信号からデジタル信号に変換すること。
MTF	Modulation Transfer Function	光学系を一つの伝達系とみなしたとき、その光学系の性能を表わす指標の一つ。空間周波数ごとに正弦波状の入力像に対する出力像のコントラスト比で定義する。
TN	Temporal noise	光電変換時に生ずる光ショット雑音や暗電流雑音に代表される、自然界で根源的に生じるランダム雑音。
FPN	Fixed pattern noise	イメージセンサの各ピクセルの増幅器の増幅度の違いから生じるデバイスに固有の雑音。
SN比	Signal to Noise Ratio	信号量 (signal) と雑音量 (noise) の比。
RF	Radio Frequency	高い周波数の電気信号。高周波のこと。
ETO	Ethylene Oxide	酸化エチレンのこと。
ERCP	Endoscopic retrograde cholangiopancreatography	内視鏡的逆行性胆道膵管造影。
ENT	Ear, Nose, and Throat	耳鼻咽喉頭。
PEG	Percutaneous Endoscopic Gastrostomy	経皮内視鏡的胃瘻造設術。

撮像部は、内視鏡やカテーテル等の挿入部に内蔵され撮像、及び I/F ボード部までの信号伝送を担う。また、I/F ボード部は、顧客のイメージング装置、あるいは、内視鏡などの機器のハンドル部などに内蔵され、伝送されてきた RAW データを映像信号に変換し、液晶モニターや、PC など表示デバイスへ出力するものである。

本 CIS は、気管支、泌尿器や胆膵管など従来の内視鏡では適用が困難な狭隘部へ対応するとともに、様々な医療現場に対応可能であることを念頭に設計を行った。その諸元を表 1 にまとめるとともに、以下で主要項目について詳細を説明をする。

2. 1 撮像部

撮像部は、対物レンズ、CMOS イメージセンサ、電気ケーブルとその接続部及び先端部を保護するケーシングにより構成されている。その外観を図 2 に示す。撮像部先端のサイズは、本撮像部を使用する機器の挿入部径を決めるため、人体のどのような部位に適用可能かを決定する重要なパラメータである。本開発品では、微小光学系アSEMBL 技術、半導体微細加工技術の適用により、世界最小レベルである直径 1.2 mm、長さ 5 mm を実現した。このサイズは、気管支などの他、泌尿器や胆膵管など従来の電子内視鏡では観察が困難な狭隘部へ

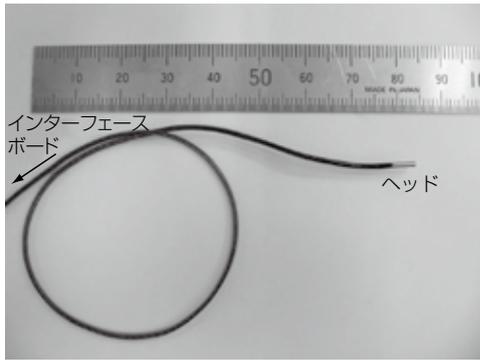


図1 (a) CMOSイメージセンサ撮像部
Fig. 1 (a). An imaging part of the CMOS image sensor module.

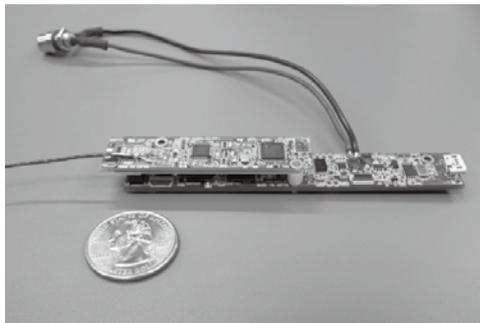


図1 (b) インターフェースボード (I/Fボード) 部
Fig. 1 (b). An interface (I/F) board part of the CMOS image sensor module.

表1 緒元
Table 1. Specifications.

		項目	仕様値/特性
撮像部	寸法	モジュール先端直径	$\phi 1.200 / -0.02 \text{ mm}$
		モジュール先端長さ	$5.0 \pm 0.1 \text{ mm}$
		集合ケーブル直径	$\leq \phi 1.0 \text{ mm}$
		集合ケーブル長	2 m (標準)
	光学特性	作動距離	10 mm
		画角	$95 \pm 5^\circ$
CMOSイメージセンサ	画素数	170×170	
	シャッタータイプ	ローリングシャッター	
I/Fボードサイズ	サイズ (W×L×H)	14 mm×105 mm×14 mm (A/D変換基板, イメージプロセッシング基板組み立て使用時)	
	電源	DC 5 V	
A/D変換基板	A/Dコンバータ	10 bit	
イメージプロセッシング基板	出力信号形式	NTSC/PAL (アナログ) YUV (USB)	
	ゲインコントロール	1. Automatic Gain Control 2. Automatic Light Control 3. Manual	
	露光時間	1 / 25 sec, 1 / 50 sec, 1 / 100 sec	

の適用が可能となる。以下、撮像部を構成する各要素について説明する。

2. 1. 1 対物レンズ

対物レンズは、モジュールの先端部に配置される微小光学系であり、観察対象をCISの撮像面に結像させる機能を持つ。観察する部位にもよるが、狭隘部ではできるだけ広画角のものが要求される。本撮像部では、画角 $95 \pm 5^\circ$ の対物レンズを採用した。

2. 1. 2 CMOSイメージセンサ (CIS)

CISは、対物レンズにより結像された像を、電気信号に変換する撮像素子である。CISは、既存の半導体の製造プロセスと同じ工程で作製されるため、一般的な半導体と同等の信頼性を有するとともに、ウエハサイズの大型化やチップサイズの小型化によりコスト低減が可能である。CISは、その使用用途に応じて様々な設計が可能であるが、本開発品では、その目的である小型化を達成するために、チップサイズが $0.7 \text{ mm} \times 0.7 \text{ mm}$ の小型のものを採用した。また、医療機器への適用を考慮して感度、耐ノイズ性を重視した仕様のものを採用した。

2. 1. 3 シリコン貫通配線 (TSV) パッケージ

CISと電気ケーブルとの接続部は、細径化を実現するための重要な構成要素である。そこで、我々は、半導体パッケージの小型化技術の1つであるTSVを用いた半導体チップサイズのパッケージ技術を採用した³⁾。

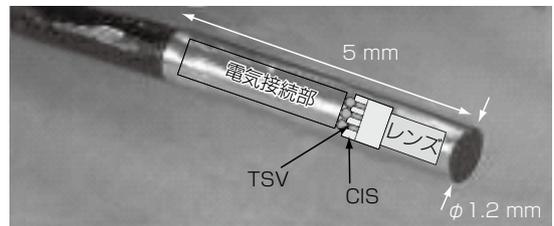


図2 撮像部先端構成
Fig. 2. A structure of the head of the imaging part.

TSVは、シリコン基板の内部を貫通した配線を設けて、基板表裏を電氣的に導通させる技術であり、これをウエハ状態のCIS素子に適用し、最終的にチップ化したCIS素子にした。具体的な構造を、図3に示す。CIS素子の受光エリアをガラス板で保護し、電気信号をCIS素子のI/OパッドからTSVを経由して素子裏面に取り出している。

この構造体の作製プロセスフローを図4に示す。まず初めに、イメージング素子形成済みのCISウエハの撮像面側に、ガラスウエハを接着樹脂で接合する。次に、CISウエハの裏面側シリコンを研磨により薄板化した後に、貫通孔をDRIEにより形成する。貫通孔形成後は、シリコン基板との絶縁をとるための絶縁層形成、銅めっきにより貫通電極および配線の形成を行う。接続端子である金属バンプを形成した後に、切断して個片化を行

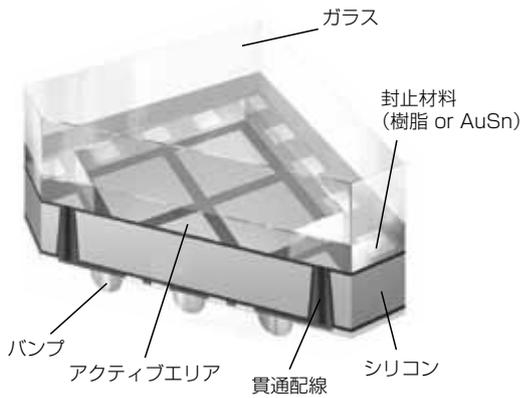


図3 イメージセンサ用貫通配線パッケージ断面模式図
Fig. 3. A schematic diagram of Through Silicon Via (TSV) package for an image sensor.

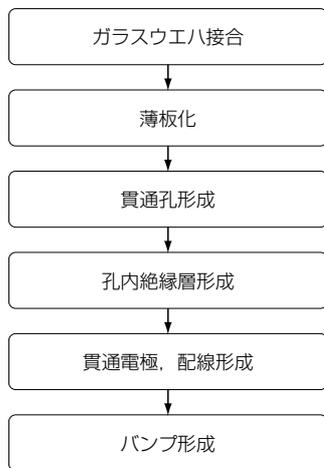


図4 TSVパッケージ作製プロセス
Fig. 4. A fabrication process of TSV package.

い、TSV加工したCISチップが完成する。

完成したこの構造体を、イメージセンサ用TSVパッケージと呼んでいる。このTSVの実施例として、CISのI/Oパッドに形成されたTSVの断面を拡大した写真を図5に示す。微細なTSVが、I/Oパッドから反対側の面まで一様な厚さで形成されていることが確認できる。このTSVを用いることにより、ワイヤボンディング接続のようにチップサイズよりも外側に配線を引き出す必要がなく、CISチップの小型サイズを生かしたまま接続基板への実装が可能となる。

TSVパッケージは、ウエハレベルで一括配線形成を行うことができるので、一般的な実装技術であるワイヤボンディング工法によるパッケージよりも低コスト化できる可能性がある。たとえば参考文献⁴⁾では、3.40 mm×3.15 mmのサイズのCISを用いたカメラモジュールに対して、TSVパッケージにより70%のコスト低減が可能であることが示されている。さらに、本CISではチップサイズが1 mm角以下であるので、上記文献に示されたCISのチップサイズから推定すると、1枚のウエハからとれるチップ数が10倍程度増えるため、1チップあたりのTSV加工コストはより小さくできると考えている。

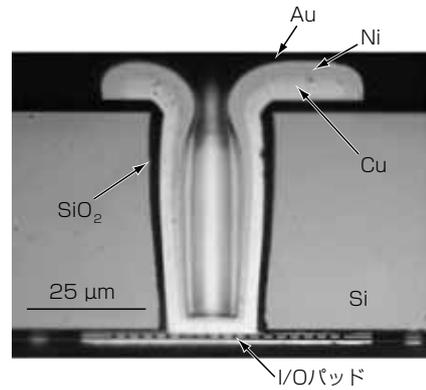


図5 シリコン貫通配線の断面写真
Fig. 5. A cross-sectional view of a TSV in the image sensor.

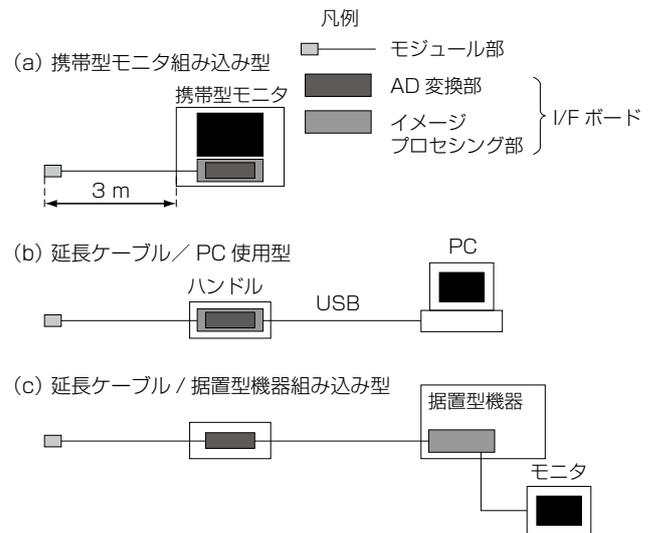


図6 I/Fボードの接続形態
Fig. 6. Connection types of I/F board.

2. 2 I/Fボード

I/Fボードは、CISのコントロールや電源供給の他、CISからの信号を処理し、表示機器や記録機器へ出力を行う。本品はNTSC/PALのアナログ映像出力と、USBによるYUV出力の2種類の映像信号出力を持つ。さらに、色補正や光量調整などの機能もあわせ持つ。なお、I/FボードはPCに接続できるほか、電源を外部より加えるのみで駆動できる。I/Fボードは2枚の基板からなり、それぞれA/D変換とイメージプロセッシングの機能を持つ。基板の接続方法を変更することにより、様々な接続形態に対応できるようにしている(図6)。

3. 性能試験結果

3. 1 画像特性

画像特性を評価するため、以下に示す3つの試験を実施した。各測定では、白色光源を照明とし、測定に適した各種ターゲットを用いて画像評価を実施した。また、モジュール先端からターゲットまでの観察距離は、いずれの評価においても10 mmとした。

3. 1. 1 変調伝達関数

(Modulation Transfer Function : MTF)

本CISモジュールにて取得したMTFを、図7に示す。このMTFは、測定対象面からモジュール出力への空間周波数の伝達関数であり、CIS撮像面上の空間周波数に換算して表示したものである。結果として、空間周波数 100 lp/mmにおいても 0.25 のコントラストが得られている。この値は、撮像面上で 10 μm周期の光強度変化が識別可能であることを意味している。対物レンズ等の光学系設計パラメータ、使用したCISの画素サイズ、ピッチなどから推定される値と概ね一致していることから、CISモジュールの画像伝達特性は設計通りであることを確認できた。

3. 1. 2 解像度

USAF 1951 分解能テストチャートを用いた解像度測定の結果を、図8に示す。2 Group-4 Lineのターゲット (5.66 lp/mm) までが判別可能で、これはCIS撮像面上での解像度で 186 lp/mmに相当する。この値は、撮像面上で約 2.7 μmの大きさの像が識別できることを意味しており、使用したCISの画素ピッチとほぼ一致する

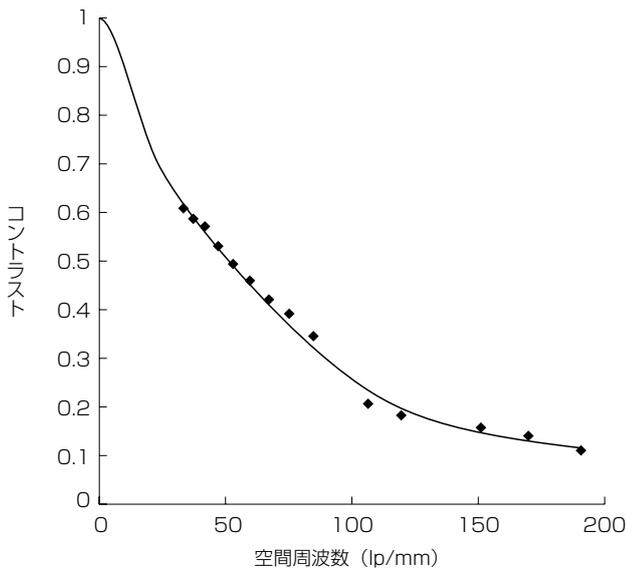


図7 CISモジュールのMTF
Fig. 7. An MTF of a CIS module.

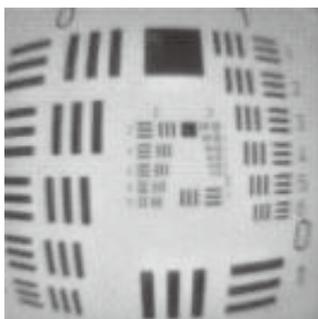


図8 USAF1951分解能テストチャートの伝送像
Fig. 8. A screen image of an 1951 USAF resolution test chart.

ことから、CISの持つ性能を十分に引き出していることがわかる。測定対象面での解像度としては、約 180 μmの大きさの物体を識別できる性能であり、本開発品が観察対象として想定している、数mmサイズの気管支や胆膵管においては、その内部の様子を観察するには十分な解像度であると言える。

3. 1. 3 感度特性

図9に感度特性を示す。低照度でも十分な画像取得が可能である感度特性が得られていることがわかる。

実際にカテーテル等に組み込んだ場合においても、F 4 のレンズを用い、200 lx程度の照度で十分な観察ができることを確認している。照明光は、通常、本モジュールとともにカテーテル内に挿入されるバンドルファイバで観察部位に供給するが、CISモジュールの感度が高ければ照明光を伝送するバンドルファイバ径の小径化が可能である。すなわち、本モジュールを用いることで、照明系も含めた観察系全体として細径化が可能となる。

3. 2 電気的特性

電気的な特性の評価として、S/N特性、耐RFノイズ特性の評価を実施した。結果を以下に示す。

3. 2. 1 S/N特性

各照度における、Temporal noise (以下TN)、Fixed pattern noise (以下FPN) についてのS/N比を、1, 2, 4 MHzのクロック周波数で測定した。結果を、それぞれ図10、図11に示す。

ここで、TNは、光電変換時に生ずる光ショット雑音や暗電流雑音に代表される、自然界で根源的に生じるランダム雑音であり、低照度域のS/N比決定において支配的である。一方FPNはCISの各ピクセルの増幅器の増幅度の違いから生じるデバイスに固有の雑音であり、画像上では空間的なムラとして現れるため、画像品質に影響を与える。ノイズは照度に比例するため、S/N比としては一定である。TNのS/N比は、推奨照度範囲 (300 ~ 2000 lx) で、40 ~ 60 dBの良好な値を示している。また 100 lxにおいても 30 dB以上のS/N比が得られている。FPNのS/N比についても 30 ~ 40 dBで標準的な値であることから、本品が内視鏡用途としては十分なS/N特性を持つことが確認できた。

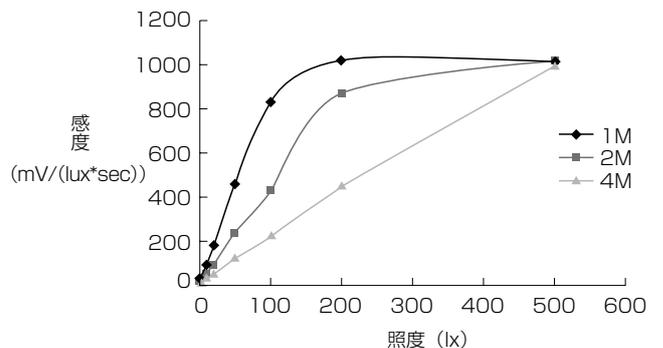


図9 CISモジュールの感度特性
Fig. 9. Sensitivities of a CIS module.

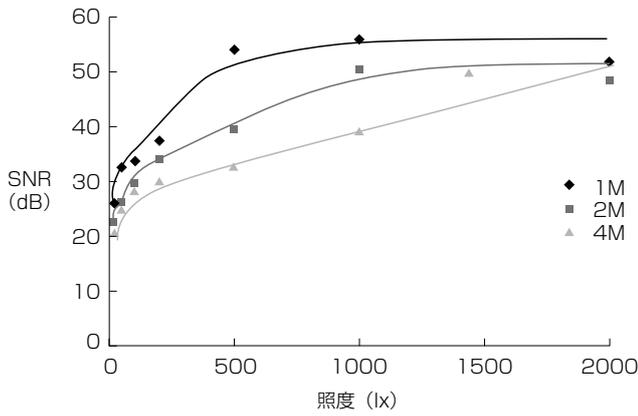


図10 TNのS/N比特性
Fig. 10. S/N ratios of TN.

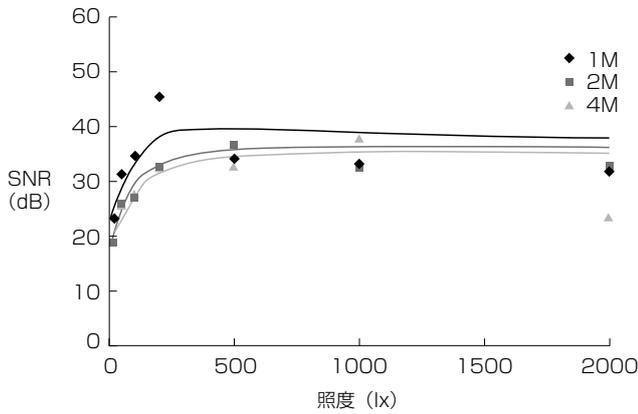


図11 FPNのS/N比特性
Fig. 11. S/N ratio of FPN.

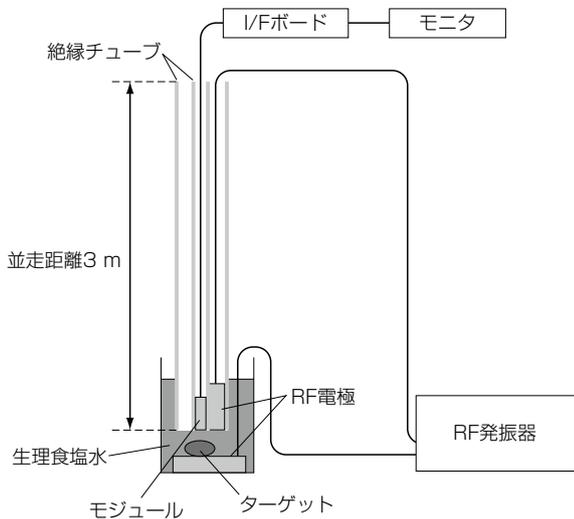
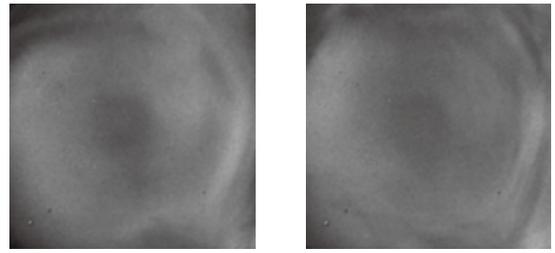


図12 電気メス使用時の耐RFノイズ特性試験
Fig. 12. A set up for RF noise immunity test emulating the use of electric cautery.

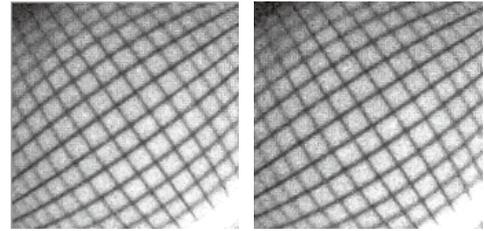
3.3 耐RFノイズ特性

本品を組み込んだ機器においては、電気メスなどのRFノイズを発生させる機器と同時に使用されることが想定されているため、電気メスの使用時でも画像に影響が出ないことが求められる。そこで、電気メスの使用を模擬して図12に示す試験を実施した。



(a) 印加なし (b) 500 kHz 10 W 印加時

図13 耐RFノイズ特性試験の伝送画像
Fig. 13. Screen image under RF noise immunity test. (a) No noise implied. (b) 500 kHz, 10 W noise implied.



(a) 動作開始時点 (b) 1000時間経過時点

図14 長期動作試験における格子撮影像
Fig. 14. Screen images of lattice patterns at continuous operation test. (a) At the start. (b) After 1000 hours.

試験では人体への挿入時を模擬して、モジュールとRF発振器（発振周波数 500 kHz）の一方の出力を 3 m の長さで並走させて、先端部を生理食塩水中に浸した。この状態で、RF発振器を作動させRFノイズのある環境を再現し、画像観察を行った。

図13に、RFノイズについて(a)印加無し、(b)出力 10 W で印加の2条件で、豚の組織を撮影した画像を示す。画像への影響はほとんど見られず、耐RFノイズ特性が十分であることを確認した。

4. 信頼性試験

CISモジュールの、実際の使用環境を想定した信頼性評価を実施した結果について述べる。

4.1 長期動作試験

製品寿命を確認するため、1000時間にわたり格子を連続撮影する長期動作試験を実施した。結果を図14に示す。動作開始時点の撮影画像(a)と1000時間後撮影画像(b)の比較から、1000時間の動作でも画像に変化は生じないことが確認できる。1000時間以上の寿命があることが確認できたことから、使い捨て用としては十分な信頼性を有している。

4.2 エチレンオキサイドガス滅菌処理試験

本品が組み込まれた医療機器は、使い捨て用途であっても、感染症予防のために滅菌処理が1ないし2回施される。通常は、エチレンオキサイド(Ethylene Oxide, 以下ETO)による滅菌処理が実施されるため、同滅菌法に対する耐久性の検証を実施した。

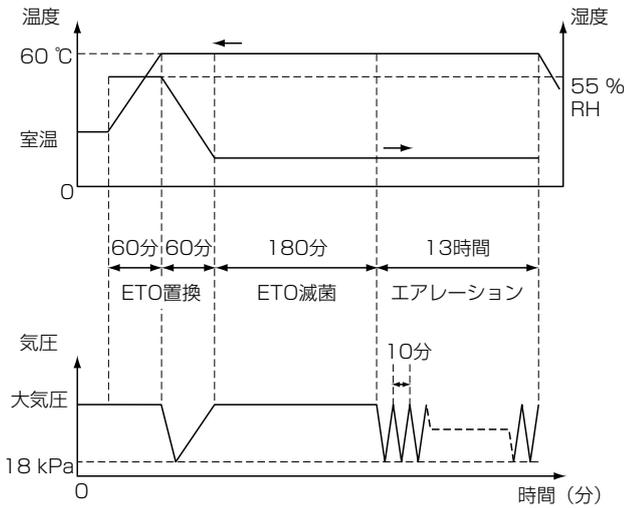


図15 滅菌温度・湿度・気圧プロファイル
 Fig. 15. Profiles of sterilizing temperature, humidity and atmospheric pressure.

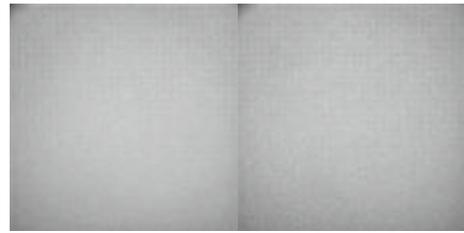
図 15 に示す温度・湿度・圧力プロファイルでの滅菌処理を実施した。図中、エアレーションは、給排気を繰り返して滅菌後のETOを取り除く工程である。この処理を 2 サイクル行った前後での白色ターゲット像を図 16 に示す。処理前後で画像にほとんど差がないことから、滅菌処理プロセスが本モジュールに与える影響はほぼないと考えられ、医療用内視鏡として適用可能であることを確認した。

5. 応 用 例

本品の主な用途としては、これまで述べてきたように、簡易型内視鏡あるいは可視化カテーテルを想定しており、適用部位としては下記が考えられる。

- ①胆膵管 : ERCPの改良
- ②気管支 : 気管チューブの挿入補助等
- ③耳鼻咽頭 : 簡易型ENTスコープ等
- ④消化器系 : Feeding tube (栄養チューブ), PEG (胃瘻) などの挿入補助等
- ⑤泌尿器系 : 尿路結石, 腎臓結石除去補助用

これらの部位に対しては、従来の内視鏡を直接適用することがこれまでは困難であったが、本モジュールを用いることで容易に観察することが可能となる。



(a) 滅菌前 (b) 滅菌2サイクル後

図16 白色ターゲット撮影像
 Fig. 16. Screen images of white reference.
 (a) before and (b) after 2cycles sterilization test.

6. む す び

今回我々は、小型CISチップに対してTSVパッケージ技術を適用することで、φ 1.2 mmの極細CMOSイメージセンサモジュールを実現した。このイメージセンサモジュールに対して、光学特性評価、電気特性評価および各種信頼性試験を行った結果、医療機器向けのイメージングデバイスとして十分適用可能な特性を有していることを確認した。

今後は、さらなる微細径・高感度・高画質のモジュールを開発することにより、本技術の適用分野の拡大を行っていく予定である。

参 考 文 献

- 1) P.Dragnov et al:Prospective evaluation of the clinical utility of ERCP-guided cholangiopancreatocopy with a new direct visualization system, GastrointestinalEndoscopy Vol.73 (5) , pp.971-979, 2011.
- 2) 和田ほか:「シリコン貫通配線を用いた極細CMOSイメージセンサモジュール」, 電子情報通信学会論文誌C, VOL.J96-C NO.11, pp.371-378, Nov. 2013年.
- 3) 猿田ほか:「ウエハレベルMEMSパッケージング」, フジクラ技報, 第110号, pp.46-50, Jun. 2006年.
- 4) H.Yoshikawa et al,“Chip Scale Camera Module (CSCM) using Through-Silicon-Via (TSV)”, Solid-State Circuits Conference-Digest of Technical Papers, ISSCC 2009, Paper No.28.5, 2009.