

システム開発
20 - F - 10

超高感度撮像システムの高度な活用 に関するフィージビリティスタディ

報 告 書

- 要 旨 -

平成21年3月

財団法人 機 械 シ ス テ ム 振 興 協 会

委 託 先 財団法人デジタルコンテンツ協会

KEIRIN



この事業は、競輪の補助金を受けて実施したものです。

<http://ringring-keirin.jp/>



序

わが国経済の安定成長への推進にあたり、機械情報産業をめぐる経済的、社会的諸条件は急速な変化を見せており、社会生活における環境、都市、防災、住宅、福祉、教育等、直面する問題の解決を図るためには技術開発力の強化に加えて、多様化、高度化する社会的ニーズに適応する機械情報システムの研究開発が必要であります。

このような社会情勢の変化に対応するため、財団法人機械システム振興協会では、財団法人JKAから機械工業振興資金の交付を受けて、システム技術開発調査研究事業、システム開発事業、新機械システム普及促進事業を実施しております。

このうち、システム技術開発調査研究事業及びシステム開発事業については、当協会に総合システム調査開発委員会(委員長：東京大学名誉教授 藤正 巖氏)を設置し、同委員会のご指導のもとに推進しております。

本「超高感度撮像システムの高度な活用に関するフィージビリティスタディ」は、上記事業の一環として、当協会が財団法人デジタルコンテンツ協会に委託し、実施した成果をまとめたもので、関係諸分野の皆様方のお役に立てれば幸いです。

平成21年3月

財団法人 機械システム振興協会

はじめに

本報告書は、財団法人デジタルコンテンツ協会(DCAj)が、財団法人 機械システム振興協会から平成20年度事業として受託した「超高感度撮像システムの高度な活用に関するフュージビリティスタディ」の成果をまとめたものである。

政府の取り組む e-japan 計画の推進に伴い、文化をはじめ、行政、学術研究、教育などにおいて幅広くデジタルコンテンツの活用が期待されている。そのなかにおいて、高感度撮影技術は、従来、撮影装置のハード面での限界によって観測することのできなかった、低光量下での自然現象などを鮮明に映像化できるシステムとして、学術分野をはじめ、各分野で大いに期待されており、技術戦略マップにも記載されている。HARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 撮像デバイスは、この分野では数少ない日本発のオリジナルな高感度撮像技術であり、特に高感度撮影時の付加ノイズの少なさは、CCD (Charge Coupled Device) デバイスをはじめとした他の撮像技術においても比類するものはなく、これまで光量不足のため撮影できなかった被写体を鮮明な画質で撮影することができる。

本スタディでは、まず高感度カメラの改善として、操作性や画質の改善に効果があるレジストレーションずれ抑制方式として軽量で着脱の容易な磁気シールドケースの有効性を検証した。撮像デバイスの改良では、デバイスの用途拡大を目的として、ファイバーオプティクスプレート (FOP) を基板として用いた HARP 撮像デバイスの開発・試作を行い、性能や有用性の検証を行った。超高感度撮像システムの有効性の検証では、特に医療・バイオ関係への応用について手術用顕微鏡や蛍光顕微鏡などへの適用を想定した実験を行い、実用化に向け有効性を検証した。最後に、これまでの開発結果、及び、次世代 HARP 撮像システムを含めた評価を行い、活用が期待できる適用領域、有効性、課題を整理した。

本スタディの実施にあたり、ご指導・ご支援をいただいた関係の官庁、関係機関の各位に感謝の意を表します。

平成21年3月

財団法人 デジタルコンテンツ協会

目 次

序

はじめに

1	スタディの目的	1
2	スタディの実施体制	2
3	スタディの成果の要約	6
3-1	高感度カメラの改善	6
(1)	背景	6
(2)	周辺磁界が電子ビーム走査に及ぼす影響とシールドケースの効果	7
(3)	磁気シールドケースの形状と撮像管への装着位置の検討	8
(4)	運用性に優れたシールドケースの試作	9
(5)	まとめ	10
3-2	撮像デバイスの改良	11
(1)	開発の目的	11
(2)	FOP の構造と光伝達の原理	12
(3)	FOP-HARP 撮像管の試作	13
(4)	試作した FOP-HARP 撮像管の評価結果	15
(5)	FOP-HARP 撮像管の適用領域について	16
3-3	高感度カメラの有効性の検証	18
(1)	微弱光の蛍光計測	18
(2)	手術顕微鏡への応用可能性の検討	31
3-4	超高感度撮像システムの評価と次世代撮像システムの有効性・課題の整理	39
(1)	次世代撮像システム（冷陰極 HARP 撮像板）開発の現状	39
(2)	平成 20 年度スタディのまとめ	45
(3)	超高感度撮像システムの開発評価と有効性の分析	47
(4)	適用領域のまとめ	51
4	スタディの今後の課題及び展開	54

1 スタディの目的

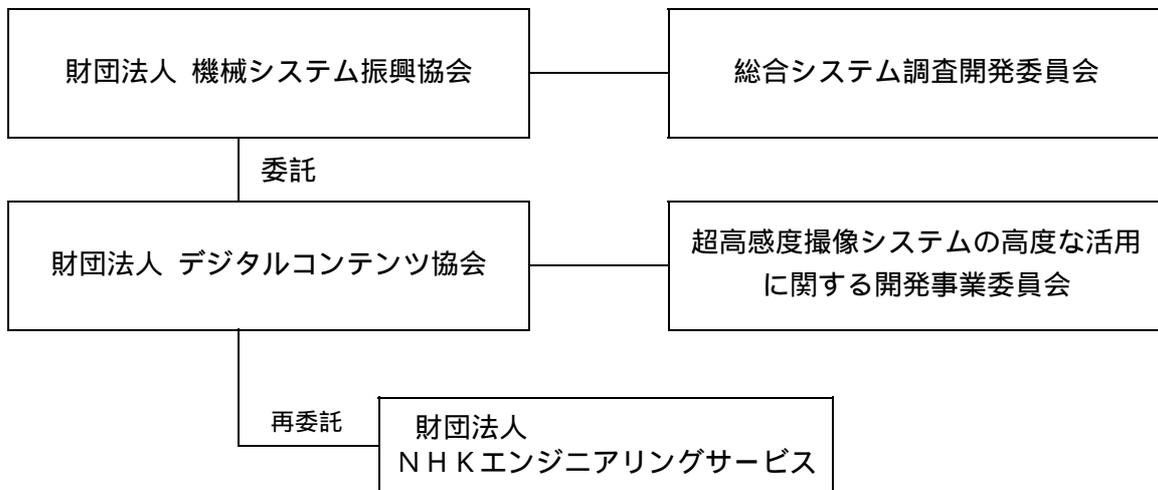
高感度撮影技術は、低光量下での自然現象などを鮮明に映像化できるシステムとして、学術分野をはじめ、各分野で大いに期待されている。なかでも HARP 撮像デバイスは、この分野では数少ない日本発のオリジナルな超高感度撮像技術であり、特に超高感度撮影時の付加ノイズの少なさは、CCD デバイスをはじめとした他の撮像技術においても比類するものではなく、これまで撮影できなかった低光量下の被写体を鮮明に映像化できる技術として、学術分野、産業分野で期待度が大きい。そこで、平成 18 年度より超高感度撮像システムの更なる応用分野の開拓と性能向上を目指して、フィージビリティスタディを開始した。本スタディにおいては、その基礎開発をもとに、各応用分野における機能性を改善・充実を図るとともに、各分野での実用に向け、そのレベル向上に大きく貢献することを目指す。

本年度のスタディでは、超高感度撮像システムを適用できる応用分野・領域の中から、主に医療・バイオ分野に着目し、有効性の検証を、実証実験を通して行う。デバイス改良に関しては、応用分野拡大を可能とする新たな、ファイバーオプティクスプレート(FOP)を基板として用いた HARP 撮像デバイス(FOP-HARP)の開発・試作を行い、その有用性を検証する。高感度カメラの改善については、操作性向上に有効なレジストレーションズれ抑制の検討を継続し、軽量化などの改善を図る。更に次世代撮像システムを含め、有効性の分析、用途拡大、適用領域などの検討を行い、活用が期待できる適用領域、課題を整理する。

2 スタディの実施体制

財団法人機械システム振興協会内に「総合システム調査開発委員会」を、財団法人デジタルコンテンツ協会内に当協会会員会社と外部有識者などからなる「超高感度撮像システムの高度な活用に関する開発事業委員会」を設置してスタディを実施した。

また、スタディの一部の業務は、財団法人デジタルコンテンツ協会より外部専門機関(財団法人NHKエンジニアリングサービス)に再委託を行った。



総合システム調査開発委員会委員名簿

(順不同・敬称略)

委員長	東京大学 名誉教授	藤 正 巖
委 員	埼玉大学 総合研究機構 教授	太 田 公 廣
委 員	独立行政法人産業技術総合研究所 エレクトロニクス研究部門 研究部門長	金 丸 正 剛
委 員	独立行政法人産業技術総合研究所 デジタルものづくり研究センター 招聘研究員	志 村 洋 文
委 員	東北大学大学院 工学研究科 教授	中 島 一 郎
委 員	東京工業大学大学院 総合理工学研究科 教授	廣 田 薫
委 員	東京大学大学院 工学系研究科 准教授	藤 岡 健 彦
委 員	東京大学大学院 新領域創成科学研究科 教授	大 和 裕 幸

超高感度撮像システムの高度な活用に関する開発事業委員会名簿

(順不同・敬称略)

(各委員の所属は平成20年6月5日現在)

委員長	静岡大学 名誉教授	安藤 隆男
委員	財団法人NHKエンジニアリングサービス 先端開発研究部 チーフエンジニア	白石 孝
委員	財団法人交通事故総合分析センター 研究部 担当部長 兼 研究第一課長	西田 泰
委員	セコム株式会社 IS研究所 セキュリティコンサルティンググループ グループリーダー	甘利 康文
委員	大日本印刷株式会社 C&I事業部 理事	久保田 靖夫
委員	東京大学 大学院 工学系研究科 精密機械工学専攻 教授	佐久間 一郎
委員	日本女子大学 人間社会学部 教授 総合研究所 市民安全学研究センター長	清永 賢二
委員	日本放送協会 放送技術研究所 材料・デバイス 主任研究員	久保田 節
委員	日本放送協会 放送技術研究所 材料・デバイス	松原 智樹
委員	浜松ホトニクス株式会社 電子管事業部 第5製造部 第9部門 主任部員	小林 昭
委員	株式会社日立国際電気 情報通信システム研究所 主管研究員	吉田 哲男

オブザーバー	財団法人NHKエンジニアリングサービス 先端開発研究部 エグゼクティブ・エンジニア	河合 輝 男
オブザーバー	防衛省 経理装備局 システム装備課 課長	外園 博 一
事務局	財団法人デジタルコンテンツ協会 常務理事、(兼)事業開発本部長 事業開発本部 先導的事業推進部長 事業開発本部 主任 事業開発本部 先導的事業推進部 研究主幹 事業開発本部 先導的事業推進部 事業開発本部 先導的事業推進部 研究主幹	田 中 誠 一 増 井 武 夫 須 藤 智 明 土 屋 光 久 岩 下 康 子 千 葉 祐 治

3 スタディの成果の要約

3-1 . 高感度カメラの改善

(1) 背景

本超高感度撮像システムでは、HARP 撮像管を赤、緑、青の各チャンネルに組み込み、それぞれのチャンネルより得られる単色の画像を重ね合わせることでカラー画像を得ている。しかし、撮像管カメラの位置や方向を変更した場合、地磁気の方位と撮像管の方向の相対関係が変化するため、偏向ヨークやフォーカスコイルが作り出す磁界が影響を受け、アドレスエラーが生じる。赤、緑、青の各チャンネルの撮像管はカメラ内では異なった角度で取り付けられていることから、地磁気が電子ビームの偏向やフォーカスに及ぼす影響もそれぞれ異なり、被写体のエッジ部に沿って色つきの輪郭が生じる。この現象はレジストレーションずれと呼ばれ、撮像管カメラの位置や方向を大きく変える場合には、その都度、レジストレーション調整作業が必要となる。レジストレーションずれは解像度が向上するほどより目立つようになるため、高画質が必要となるハイビジョンカラーカメラなどでは特に問題となる。

レジストレーションずれ対策としては、地磁気によって変化した撮像管内部の磁界を偏向ヨークの制御などによって補正する方法と、不要な磁気が撮像管内部に入らないように遮蔽する手法がある。しかし、レジストレーションずれは、画面中央部と周辺部で方向や距離が異なるため、画面全体を単純に平行移動や回転をするような手法では補正が難しく、前者の手法では、出力画像全体のレジずれを検知し、偏向ヨークを制御して補正する複雑な追加機構が必要となる。

そこで、補正機構を新設することなく、レジストレーションずれを防止するために、パーマロイなど透磁率が高く、磁力線が貫通しづらい材料を用いて撮像管周辺の空間を覆うことで、撮像管内部への磁気の混入を防ぐ手法が開発されている。従来の撮像管カメラでは、撮像管が収容された偏向ヨーク、あるいは、色チャンネルの偏向ヨークが接続されたプリズムユニットを、比透磁率の高いパーマロイなどの金属から成るケースによって覆うことで、撮像管内の磁界への外部の磁気環境の影響を低減し、レジストレーションずれを防止してきた。上記の手法で、レジストレーションずれをある程度は低減でき、NTSC方式など、比較的解像度の低い撮像装置においてはその有効性が確認できている。しかしながら、ハイビジョン方式など、解像度の高い撮像装置では、被写体輪郭部の偽色が目立つようになる。

そこで、本スタディでは、昨年度、ハイビジョンカメラ全体をパーマロイシールドで覆う構造のシールドボックスを作製した。このシールドボックスを装着したカメラのレジストレーションずれは2画素以下となり、該形状のシールドボックスは解像度の高いハイビジョン撮像装置においても有効であることがわかった。

しかしながら、このシールドボックスを装着すると、撮像装置のサイズが肥大化し、重

量も重くなるため、装置の運用性が大きく損なわれるという課題があった。そこで本年度は、高解像度の撮像管を用いた撮像装置においても十分にレジストレーションを抑制することができるシールドケースの形状や寸法と、該シールドケースと撮像管、特に光導電膜との位置関係を明確にし、撮像装置の運用性を損なわないサイズ、重量のシールドケースの実現を目指した。

(2) 周辺磁界が電子ビーム走査に及ぼす影響とシールドケースの効果

撮像管内の走査電子ビームの軌道に対する磁界の影響を明確にするため、一様な磁界の中を電子ビームが走行する場合、電子が進行方向に対して垂直に曲げられる距離を考える。一様な磁界 B がある空間を、電子が走行する場合を考えると、電子は、ローレンツ力を向心力とした図 1 のような円運動をする。その半径を r とおくと、

$$m \frac{v^2}{r} = evB$$

$$\therefore r = \frac{mv}{eB} \quad \dots (1)$$

磁界で電子が曲げられ、進行方向と垂直にずれる量を x と置くと、

$$\begin{aligned} x &= r - r \cos \theta \\ &= r(1 - \cos \theta) \\ &= r \left(1 - \sqrt{1 - \left(\frac{L}{r} \right)^2} \right) \\ &= r \left(1 - \left(1 - \frac{L^2}{r^2} \right)^{\frac{1}{2}} \right) \\ &\approx r \left(1 - \left(1 - \frac{L^2}{2r^2} \right) \right) \\ &= \frac{L^2}{2r} \\ &= \frac{eB}{2m} \frac{L^2}{v} \quad \dots (2) \end{aligned}$$

よって、電子が磁界によって曲げられる距離は、電子の走行速度に反比例することがわかる。

ところで、撮像管では、熱陰極で励起された電子をグリッド電極によって加速した電子を走査電子ビームとして用いているが、2 次電子の放出を防ぐため、電子が光導電膜に付着する直前に、強い減速電界を加え、電子速度を略零とする。このため、光導電膜の近傍

では、わずかな磁界の変化によっても、電子の軌道は大きく変化する。よって、レジストレーションずれに対しては、光導電膜の近傍において、外部の磁界の影響を低減することが最も効果的である。

一方、シールドケースで撮像管ユニット、あるいはプリズムユニットを覆う場合、撮像管へ光を入射するための開口部が必要となるが、透磁率の高いシールド材には磁力線が集中しているため、開口部では、外部からだけでなく、シールド内部を通過した磁力線も漏洩する。従来のシールドケースでは、開口部が、光導電膜周辺部に近接しているため、図2のように、最も磁気の影響が大きいと考えられる箇所にシールド材より漏れ出した磁力線が漏洩し、十分な磁気遮蔽効果が得られていなかったと考えられる。

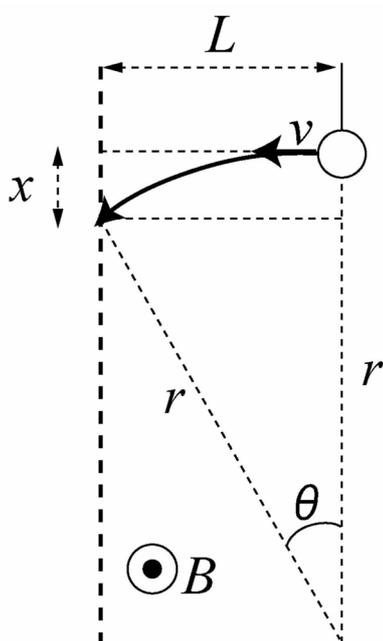


図1 静磁界による電子軌道の変化

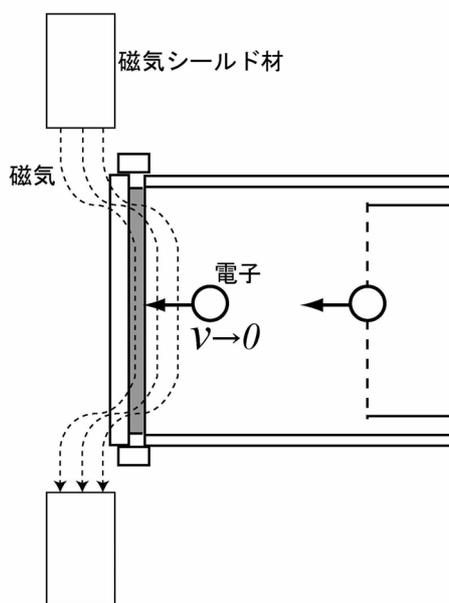


図2 光導電膜近傍での漏洩磁界

(3) 磁気シールドケースの形状と撮像管への装着位置の検討

以上よりシールドケースは、撮像管の走査電子ビームの速度が略零となる光導電膜の近傍において、磁界の影響が最も大きいと考えられる。そこで、シールド材料の形状や光導電膜との位置関係と、走査ビームが曲げられる距離や方向との関係について、シールドケースを試作して調査を行った。平板パーマロイからなるシールド材の形状と撮像管の位置関係を図3に示す。図3右のパーマロイ材の上辺、下辺は同じ平板パーマロイで覆われ、右側側辺が開放されたボックス状の構造となっている。また左側側辺を覆う平板パーマロイ材には、図3左に示すように光を入射するため半径 r の円形の開口部が設けられている。

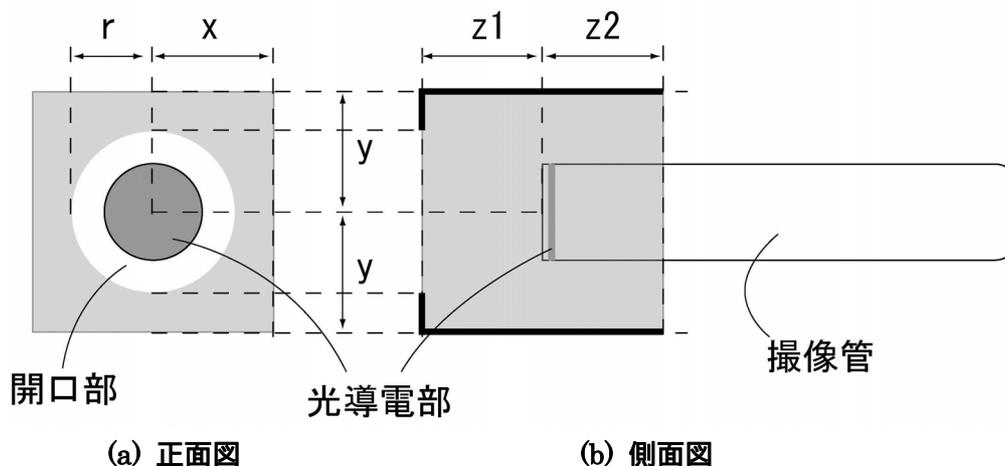


図3 試作シールドケースと撮像管の位置関係

図3中の寸法 x 、 y 、 $z1$ 、 $z2$ が可変なシールドケースを作成し、撮像装置に装着した状態で、プロジェクター付レンズを用いてレジストレーション調整用パターンを撮像面へ投射し、撮像装置を一定の方角に向けて撮影を行った。この際、シールドケースの開口部の半径 r は、一般的な $2/3$ レンズの接続が可能な最小の大きさである 32.5mm とした。ここで、撮像管カメラでは光導電膜周辺には信号読み出しや光導電膜保護のための熱制御のための機構が必要となり、更に磁界集束・磁界偏向型撮像管式のカメラでは、撮像管周辺に偏向ヨークや集束コイルを配置しなければならないため、上記の形状で x 、 $y > 30\text{mm}$ 、 $z1 > 20\text{mm}$ となるようなシールドボックスを実装はできない。また、 x 、 y 、 $z1$ 、 $z2$ のうち、ひとつの寸法を変化させる場合には、他の寸法は 40mm で固定とした。次に、シールドボックスを装着した撮像装置を回転させ、同様の撮影を行い、撮影された画面を比較することで、撮像装置を回転したことによる磁界の変化とレジストレーションずれの関係を評価した。

結果、 x 、 y 、 $z1$ 、 $z2$ が 40mm 以上であるときに十分な磁気シールド効果があることがわかり、レジストレーションずれは最大でも2画素以内に抑制することができた。今回は、撮像管前面の開口部の半径 r を 32.5mm としたが、開口部を小さくした場合、よりシールドボックス内部への磁界流入が少なくなるため、 $z1$ が 40mm 以上あれば、光導電膜近傍への磁界の漏洩は十分防ぐことができると考えられる。

(4) 運用性に優れたシールドケースの試作

以上の結果を元に、カメラ用のシールドケースを作成した。この際、本来は、赤、緑、青それぞれのチャンネルの撮像管ごとに、前記のシールドケースを装着することが望ましい。しかし、各々の撮像管はプリズムを介して近接に配置され、更に、光導電部周辺には、信号読み出しのためのプリアンプ回路や、光導電部を保護するための温度制御機構などが過密に配置されているため、個別にシールドケースを配置することは困難である。一方、

前述した、十分な磁界遮蔽効果が得られるシールドケースの条件は、光導電膜を中心とする 40mm の空間の外側が二つの開口部を除いてシールド材で覆われ、かつ当該空間内にはシールド材が含まれないことと言い換えることができる。そこで、各チャンネルごとに上述の条件を満たし、かつ、赤、緑、青チャンネルの撮像管の光導電部をプリズムユニットごと覆う構造のシールドケースを作成した。図 4 に試作したシールドケースの形状を示す。当該のシールドケースを装着したハイビジョン撮像管カラーカメラで撮影を行ったところ、従来、カメラの方向を回転して撮影した場合に、レジストレーションずれを 2 画素以下に抑制することができた。また、当該のシールドケースの、サイズ、重量は、ともに、カメラの運用性を大きく損なわない程度にまで抑えられている。



図 4 試作したシールドケース形状

(5) まとめ

超高感度撮像システムについて、周辺磁気に変化しても電子ビーム走査の影響を抑制することができるシールドケースの形状、寸法、装置内での位置といった条件を明確にした。また、上記結果を元に、カメラの運用性を損なうことなく、レジストレーションずれを 2 画素以内に抑制することができるシールドケースを開発した。

3-2 . 撮像デバイスの改良

(1) 開発の目的

HARP 撮像管に対する最大の要求は、より低照度の撮像への対応である。その方策としては、HARP 撮像管の増倍率の向上、分光感度特性の改善及び HARP 撮像管への入射光の増加を挙げることができる。本年度は、HARP 撮像管への入射光の増加を実現する手法として光入射部に FOP (Fiber Optic Plate) を使用した HARP 撮像管について検討し、試作及び評価を行った。

HARP 撮像管の最大増倍率は、現製品 (製品名 AP イメージャ) レベルで 200、開発途上品レベルで 1,000 である。HARP 撮像管はバイオイメージングや夜間の監視にも適用されているが、極微弱な蛍光像の観察や極低照度下の撮影では、HARP 撮像管カメラ単体では鮮明な映像を捕えるのが困難なケースもある。このような場合、従来はイメージンテンスファイア (図 5) の出力蛍光面にリレーレンズを介して HARP 撮像管を接続し、イメージンテンスファイアのゲインをそれほど高く設定せずに SN 比の低下を防ぎ、HARP 撮像管の増倍率を最大レベルに設定することで、極低照度の被写体を鮮明に捕え得るイメージングシステムを構成してきた。また、前段にイメージンテンスファイアを使用することで、HARP 撮像管単体では十分とはいえない長波長域の分光感度特性の大幅な改善が可能になった。

このように、イメージンテンスファイアと HARP 撮像管の二つの高感度撮像デバイスを組み合わせることで、新たなイメージングの領域が開拓されてきた。しかし、上記のレンズカップリングによる方法では、リレーレンズを使用することによってイメージンテンスファイアの出力蛍光像の強度に対する HARP 撮像管への入射光強度は数十分の一程度になる。そこで、従来から用いられているファイバカップリング (イメージンテンスファイアに FOP を介して CCD をカップリングする) 手法を HARP 撮像管に適用することで、光利用率を大幅に向上させ、極低照度撮像への適用を検討することとした。

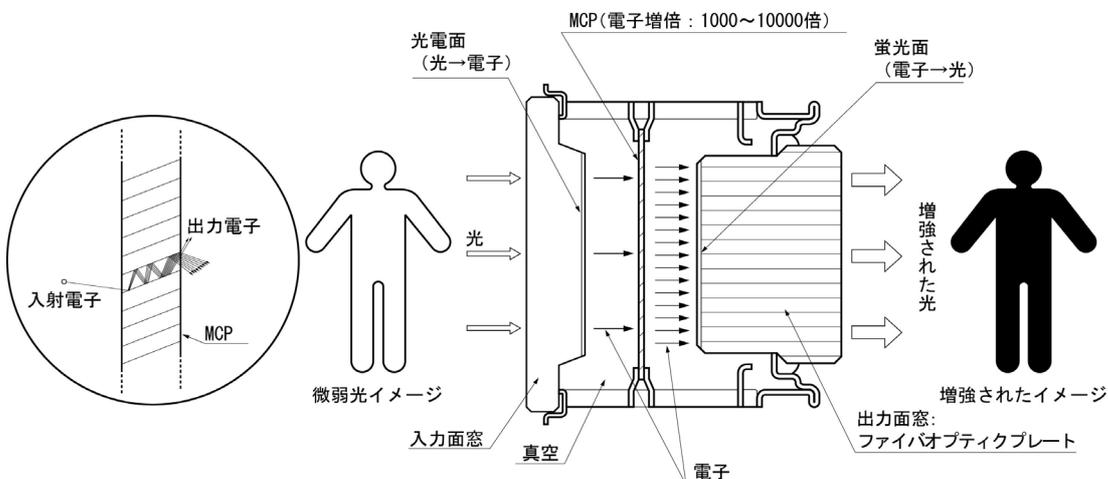


図 5 イメージンテンスファイアの構造と動作原理

FOP の保管及び使用の保証最低温度は-55 である。そのため、ノイズの抑制のために極低温で動作させる冷却 CCD カメラや EM(電子増倍型)CCD カメラには、FOP カップリングが困難なものもある。また、-55 以上の温度で使用する場合でも、カップリング用 FOP 及びその前後に位置する光学素子やデバイスの全体又は一部を温度制御する必要があり、検出系のコンパクト化は容易ではない。よって、高 SN 比の CCD カメラ、EMCCD カメラに FOP を適用することは困難である。一方、HARP 撮像管は室温(25)を若干超える程度の動作温度条件で高画質を実現できるため、FOP カップリングに適した高感度撮像デバイスである。

以上により、FOP-HARP 撮像管は他の高感度撮像デバイスにはない特長を有し、それゆえに様々な応用の可能性を持つものと判断するに至った。

(2) FOP の構造と光伝達の原理

FOP は、数 μm の光ファイバを束ねて加工した光学素子で、レンズと比較して光学像を高効率で伝達することが可能である。また、レンズとは異なり、光学設計において焦点距離を考慮する必要がないため、機器の小型化が容易である。

FOP の光伝達の原理と構造を図 6 に、写真上に FOP を置いたときの状態の例を図 7 に示す。FOP は、直径数 μm のシングルファイバを束ねたマルチファイバである。それぞれのシングルファイバは、光伝達部であるコアと、コアの周囲を覆うクラッド及びコアから漏れた光を吸収する吸収体で構成されている。コアとクラッドの屈折率の差により、コア内を走る光はクラッドとの境界で全反射し、反対側の面に伝達される。コアに対し最大受光角 θ_1 以上の角度 θ で入射した光は全反射せずにクラッド部に進むが、吸収体の効果によって隣のシングルファイバには達しない。このため、隣り合うシングルファイバ間の光学的クロストークがほとんどなく、伝達に伴う解像度の低下が非常に少ない。

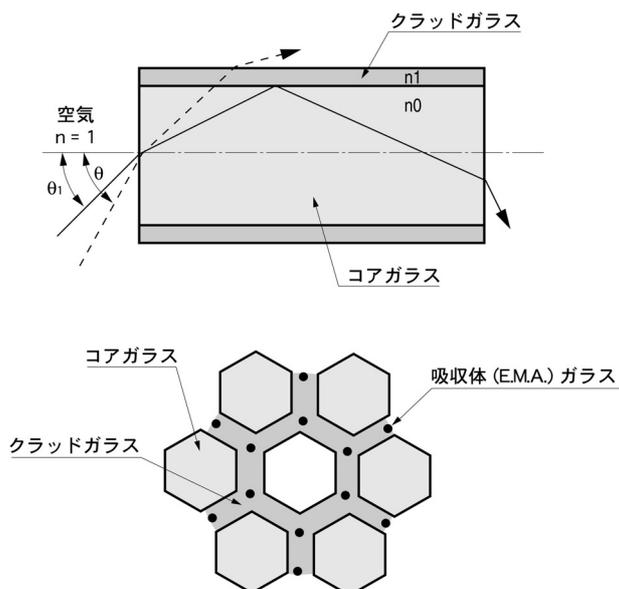


図 6 FOP の光学的な原理と構造



図 7 FOP による光学像伝達の例

(3) FOP-HARP 撮像管の試作

試作した FOP-HARP 撮像管の仕様の概略は、以下のとおりである。

サイズ	2/3 型
有効面積	5.39mm×9.59mm (ハイビジョン画角)
HARP 光導電膜厚	6 μ m
信号電極	ピン

FOP-HARP 撮像管の試作に使用したものと同一 FOP を図 8 に示す。径 17.6mm、厚さ 3.1mm、コアのピッチは 5 μ m である。前項の CCD へのカップリング例とは異なり、HARP 撮像管の基板として FOP を使用するため、FOP の一般的な光学研磨に使用するものよりもやや細かい研磨剤を使い、レーザー顕微鏡での凹凸の測定値 20nm 程度を実現した。

研磨済の FOP を洗浄した後、その上に透明電極を形成し、孔に信号電極を埋め込み、ホールブロッキングのための酸化セリウム層を堆積した。これを基板として、その上に厚さ 6 μ m の HARP 光導電膜を堆積し、有効領域以外には更に 10 μ m 程度の無感度化膜を追加した。試作した HARP 光導電膜付 FOP (FOP-HARP ターゲット) を図 9 に、同ターゲットの欠陥評価画像を図 10 に示す。これらの欠陥は、FOP の表面状態が十分に確立されていないために発生しているが、今後表面処理技術を確立することにより抑止が可能であると判断する。

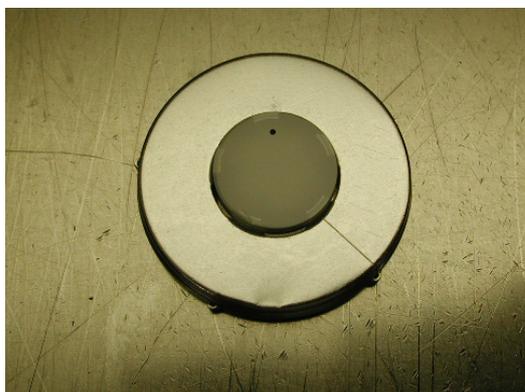
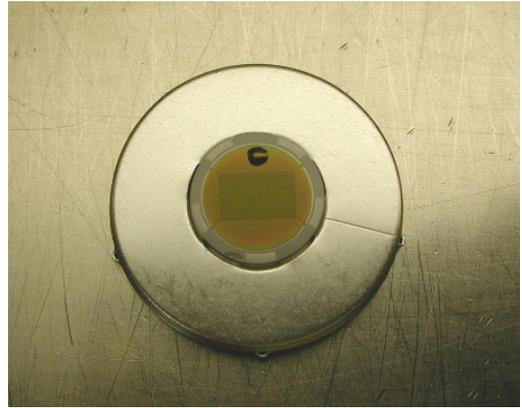


図 8 試作に使用したタイプの FOP



FOP 側



HARP 光導電膜側

図9 FOP-HARP ターゲット

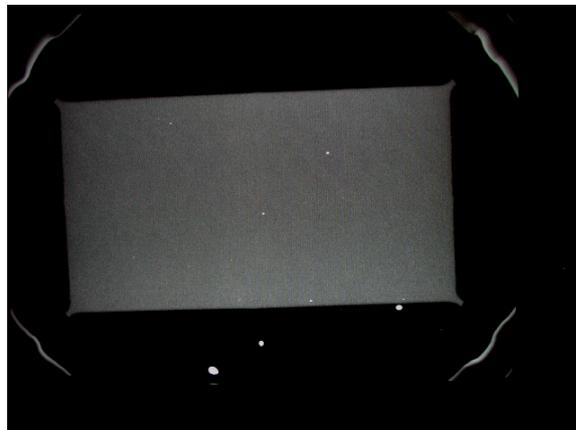


図10 FOP-HARP ターゲットの欠陥

上記 FOP-HARP ターゲットと HARP 撮像管用電子銃を使用して FOP-HARP 撮像管を組立て、真空に排気した。試作した FOP-HARP 撮像管を図 11 に示す。



図11 試作した FOP-HARP

(4) 試作した FOP-HARP 撮像管の評価結果

試作した FOP-HARP 撮像管の撮像特性を測定した。電流-電圧特性、分光感度特性を図 12 に示す。電流-電圧特性、分光感度特性ともに、従来のガラス基板を用いた HARP 撮像管と同程度であることがわかる。更に、FOP-HARP 撮像管をハイビジョン撮像管カメラに実装し、ハイビジョン用のレトマチャートを撮影したところ、解像度の劣化がほとんどないことが確認できた(図 13)。以上より、試作した FOP-HARP 撮像管では、当初計画したとおりの性能を得ることができたことがわかった。

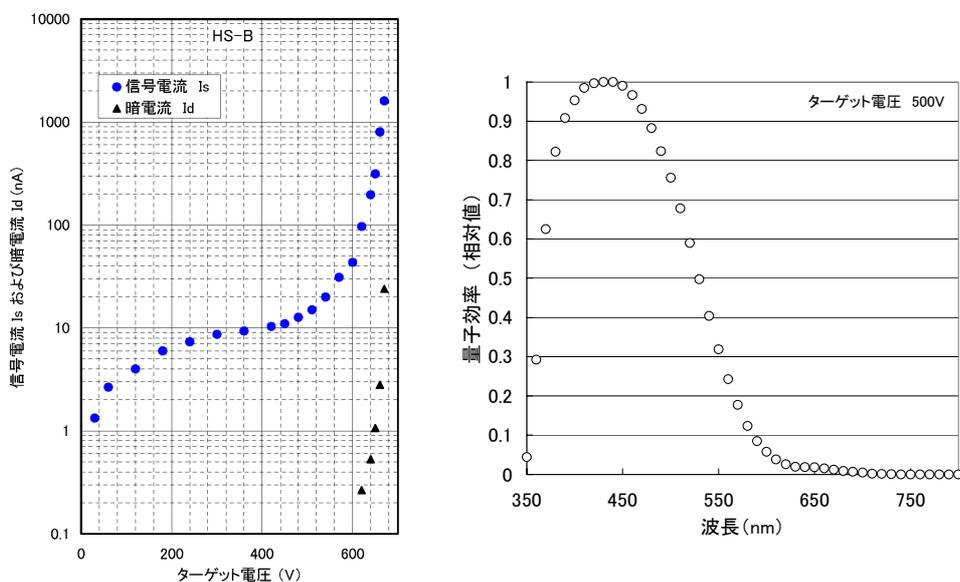
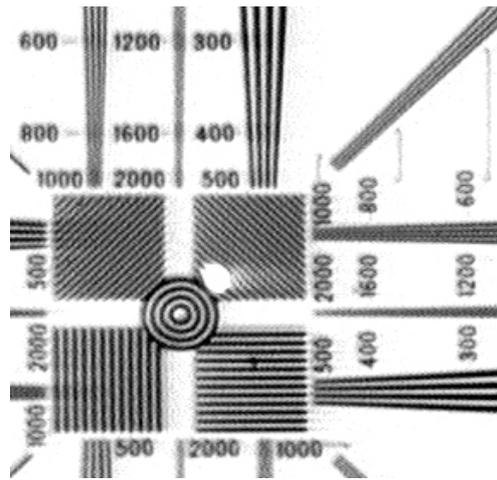
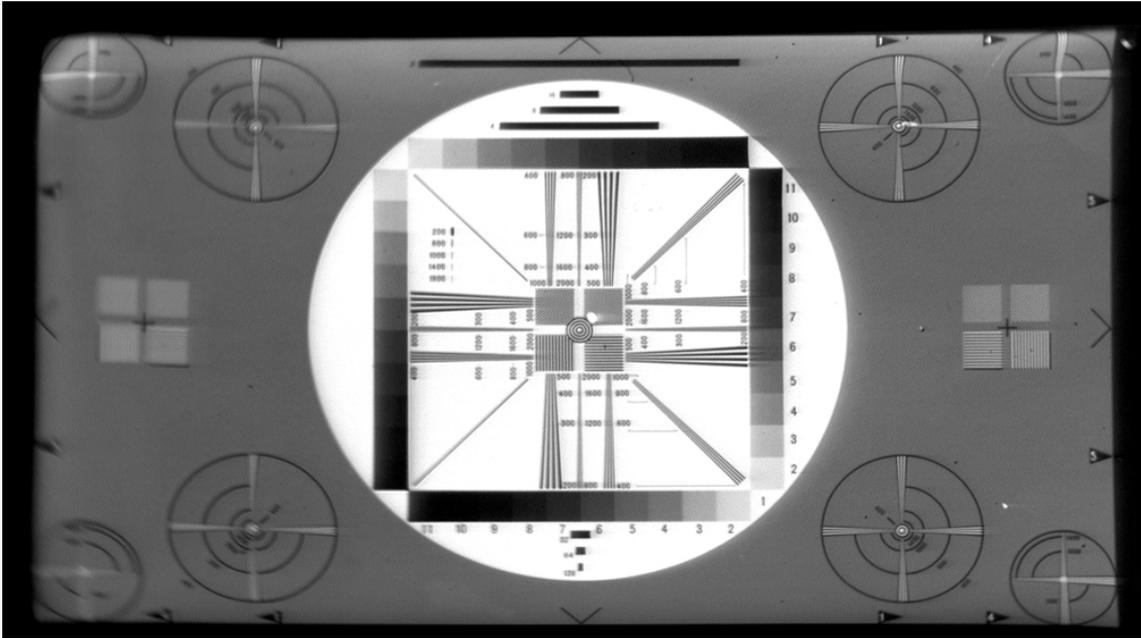


図 12 FOP-HARP 撮像管の電流-電圧特性、分光感度特性



(中心部拡大)

図 13 FOP-HARP 撮像管によるレトマチャート撮影例

(5) FOP-HARP 撮像管の適用領域について

FOP カップリングは撮像素子を被写体に密着させる方式であるから、レンズが必須の通常の撮影に使用するものではなく、レンズからの置換えによってそのメリットが十分に引き出せる用途に適用するものである。そのような用途として、代表的なものを以下に挙げる。

イメージインテンシファイアとのカップリング

もっとも適用範囲の広い応用例は夜間監視である。可視域の低照度撮影により、

近赤外線画像では得られない情報を捕えることが可能になる。また、バイオイメージングや産業分野で実績のある塵埃可視化用カメラとしても、従来の検出能力を大幅に向上させることが可能である。更に、イメージンシファイアのゲート機能を活用し、極短時間の入射光量の非常に少ないイベントの撮影が、従来の方式と比較して格段に高画質で可能となる。

透過型電子顕微鏡への適用

透過型電子顕微鏡での試料観察では、撮影箇所を特定するための動画撮影に時間を要する。試料で吸収される電子線は、直接又は熱に変換されることで間接的に試料の変形や変質の原因になり得る。よって、動画撮影時には電子線量を低減する必要がある。

透過型電子顕微鏡の出力は蛍光像であり、特に上記動画撮影時には電子線量の低減に伴って極微弱である。そのため、出力窓に FOP が採用され、FOP 入力窓タイプのイメージンシファイアを使用したカメラなどを取り付ける手法が一般化している。

現行の HARP 撮像管も、透過型電子顕微鏡の出力蛍光像の撮影に使用され非常に高い評価を得ているが、一方で更に微弱な蛍光像の撮影への対応も要求されている。FOP-HARP 撮像管は、この要求に応え得る高感度、高画質、高解像度デバイスとして期待される。

X線イメージング

FOP-HARP 撮像管を、FOS (FOP with Scintillator、X線用シンチレータ付 FOP)と組み合わせることにより、医科学応用や医療診断への適用が可能になる。特に、動画撮影が必須の動物の血管造影などの医科学への適用では、映像の1フレームあたりの入射 X 線量が少なく蛍光像が暗いため、HARP 撮像管の特長である高感度高画質が優位性を持つ。更に、テーパ FOP によって撮影領域を拡大することで、実際の医療における血管造影診断へも適用可能となるであろう。

内視鏡への適用

ファイバースコープタイプの内視鏡の出力面に FOP-HARP 撮像管をカップリングすることにより、高感度内視鏡を実現できる。特に、呼吸器系や消化器系の蛍光内視鏡において、微弱蛍光をハイコントラストで捕えることにより、低負担で副作用の少ない検査が可能になる。

3-3 . 高感度カメラの有効性の検証

超高感度撮像システムの適用範囲の中から、特に医療・バイオ分野への応用について、主に蛍光計測と手術用顕微鏡への適用を想定した実験を行い、実用化に向け有効性を検証した。

(1) 微弱光の蛍光計測

HARP 撮像システムの術中蛍光計測の可能性を検討するために、手術中に腫瘍等を選択的に染色し蛍光計測によりその部位を同定する光計測を想定し、ProtoporphyrinIX (PpIX) を含む測定試料(ファントム)を作成し、蛍光計測に最適化されていない手術顕微鏡の光学系の影響を除いた評価を行うために、放送用の CCD カメラと HARP カメラで同一の試料を測定し、現在の HARP カメラの術中蛍光計測への応用可能性とその課題を検討した。

術中蛍光計測

近年内視鏡検査においても可視光による肉眼観察機能だけではなく、照明光の波長を変えることで、肉眼では診断できない粘膜内の病変を描出するために、狭帯域観察^[1]や、自家蛍光観察^[2]などが行われている。また内視鏡下手術においては、腫瘍摘出術におけるリンパ節隔清(摘出臓器に所属するリンパ節を取り除く処置)を行う際に、がん細胞がリンパ流に乗って最初に到達するリンパ節と考えられるセンチネルリンパ節(sentinel lymph node)と呼ばれる構造を検出するために、蛍光色素である indocyanine green (最大吸収波長: 800nm 付近、蛍光極大波長: 850nm 付近)を組織に注入し、近赤外領域での内視鏡による蛍光観察により、センチネルリンパ節の術中同定を行った報告がなされている^[3]。このように肉眼的に観察できる、構造や色とは異なり、術中診断情報として光計測の応用が検討されている。蛍光計測は近年の in vitro での細胞機能計測に用いられる分子イメージング用蛍光プローブの開発が急速に進んでおり、これらの成果の in vivo 計測への応用が期待されている^[4]。

蛍光とは、外部より照射された X 線や紫外線、可視光などのエネルギーを蛍光色素が吸収し、電子が励起され、内部転換の後に基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出する現象のことである。したがって一般には励起光波長に比べ長い波長の蛍光が放出される。蛍光測定は、化学分析分野などで使用されてきた手法の一つであるが、近年、レーザなどの高出力光源や高感度検出器の登場により、微弱な蛍光を短時間で測定し、安定したデータを取得できるようになり、手術中での測定が行われるようになっている。

術中診断に利用される蛍光物質は、主に内因性のものと外因性のものに分類される。内因性蛍光物質(又は自家蛍光物質)とは、元来生体組織に含まれているコラーゲン、

NADH (ニコチンアミドアデニンジヌクレオチド酸)、FAD (フラビンアデニンジヌクレオチド)などの物質を示す。生体内に存在する蛍光物質の励起スペクトル及び蛍光スペクトルは図 16 に示す⁶⁾。

このような、生体内の自家蛍光を利用した腫瘍判別の研究としては A. Mahadevan-Jansen のグループらの研究がある。紫外光 (337nm) と白色光 (400 ~ 850nm) の二つの光源を用い、紫外光により自家蛍光物質を励起して蛍光計測を行っている。術中に脳表面を直接計測することを想定した手持ち型のスペクトル計測器を開発している。しかし、自家蛍光はきわめて微弱なため、一点の計測を行うのに 30 秒を要していた。

外因性蛍光物質による腫瘍判別は、患者に投与すると蛍光物質 (又はその前駆体) が腫瘍部位に特異的に集積する物質を利用している。このような外因性蛍光物質による蛍光は、自家蛍光と比較して強度が数十倍から数百倍も強いいため、通常のカメラや肉眼でも観察が可能という利点がある。用いられる物質としては、mono-L-aspartyl chlorine e 6 (Npe6、レザフリン)、porfimer sodium などがある。また、光線力学療法に使用される HpD (haematoporphyrin derivative) がある。5-aminolaevulinic acid (5-ALA) もそのような物質のひとつであり、術中の脳腫瘍同定に有効であることが報告されている⁶⁾。5-ALA それ自体は蛍光物質ではないが、投与後に腫瘍に蓄積して蛍光物質である ProtoporphyrinIX (PpIX) に変化する。

本検討では、このような色素として代表的であるポルフィリン系の色素を用いた術中蛍光測定を想定し、HARP カメラにより、このような蛍光信号を計測できるかを確認するために、脳腫瘍組織を模したファントム (寒天) を用いて計測実験を行った。

PpIX は図 14 に示す構造式の化学物質であり 405nm に最大吸収を有する (図 15)。またその蛍光スペクトルを図 16 に示す。波長 636nm 付近に極大を有する蛍光を放射する。ブタに 5-ALA を投与して得られた PpIX 蛍光スペクトルの例を示す。図中 2 本は異なるカットオフ波長を有するフィルタを内部に持つ光学系で測定した蛍光スペクトルを示す。このため短波長域でのスペクトル形状は異なっているが、PpIX 蛍光スペクトルの部分は一致している。

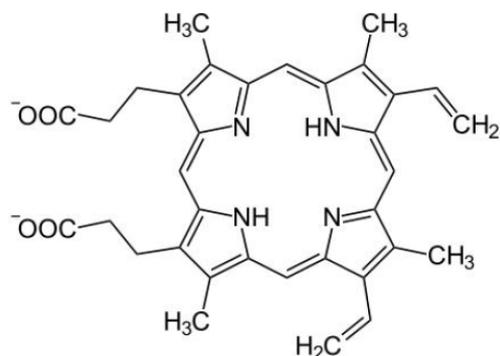


図 14 ProtoporphyrinIX

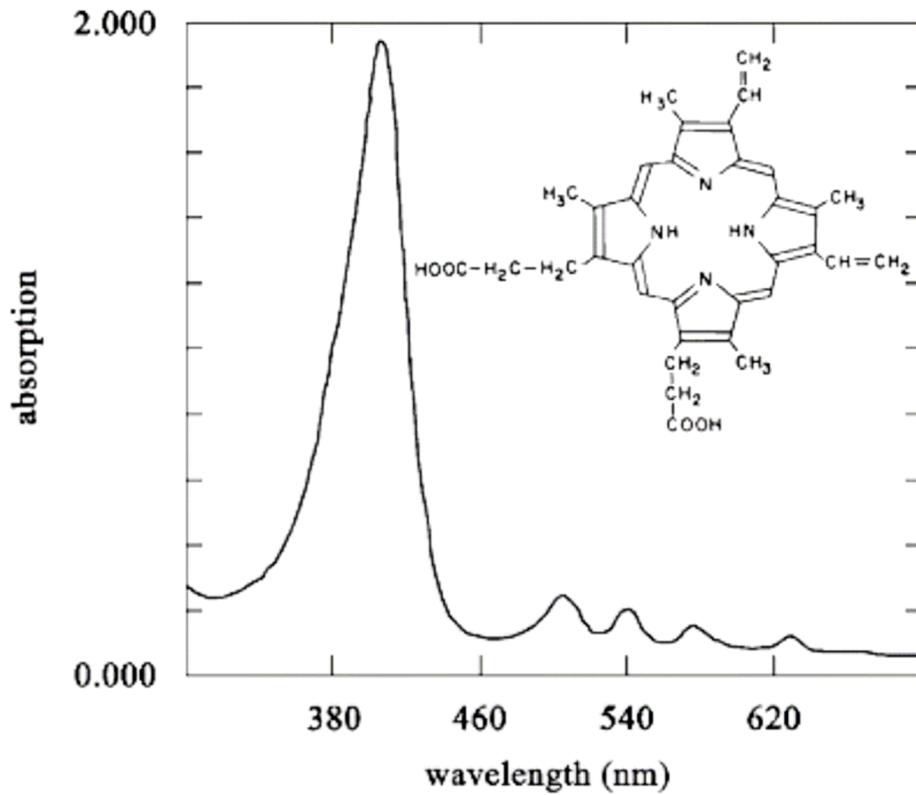


図 15 PpIX の吸収スペクトル^[6]

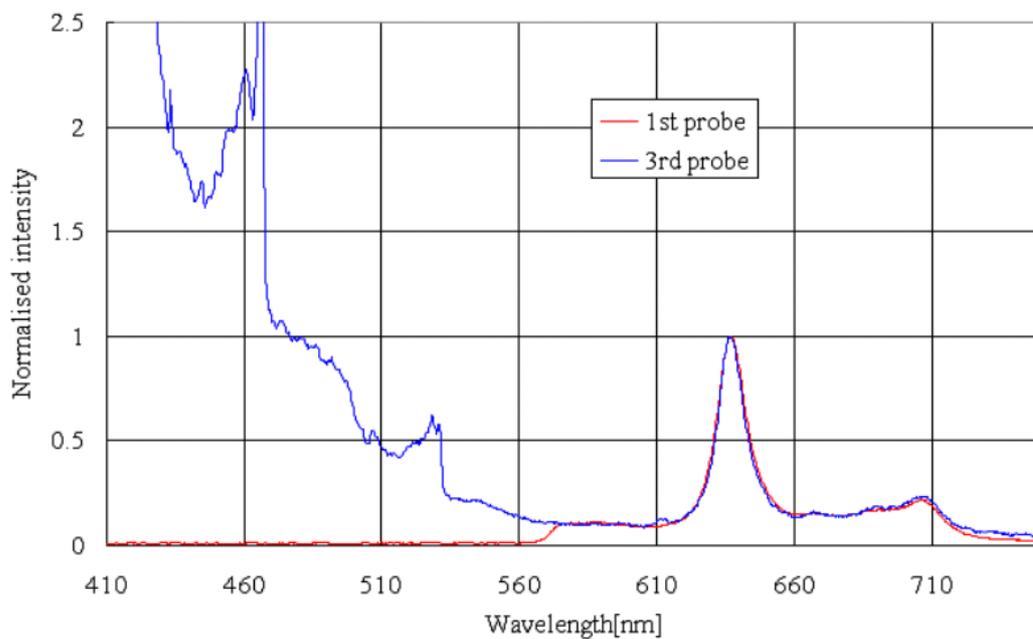


図 16 5-ALA 由来の PpIX の蛍光スペクトル例 (ブタ脳、励起光 405nm)

実験方法

a. 光学系

次の2種類の光学系を用いて評価を行った。

まず蛍光計測機能を有する手術顕微鏡（三鷹光器製）の両眼に相当する二つのカメラ接続部分の一方に放送用 HARP カラーカメラを適当なりレーレンズを介して光学系を接続し撮影を可能とした。また対象として同一の光学系に接続したカラーCCDカメラでの撮影を行った。この場合励起光と蛍光を分離する分光光学系は特にこの実験のために最適化されているものではない。

次に顕微鏡光学系が蛍光計測に最適化されていないことから放送用のカメラの光学系をそのまま使用し、ファントムを測定した。図 17 に蛍光計測実験の様子を示す。

PpIX 蛍光を励起するための光源には波長 405nm の光を発振する半導体レーザを用いた。励起光パワーを光パワーメータ（ADVANTEST TQ8210）によりレーザ照射部付近で計測し、単位面積当たりのパワーとして記録した。

b. 模擬測定試料

実験に使用した脳組織を模擬した測定試料（ファントム）の作成手順は次のとおりである。まず、水 47.85mL に対して 1.5g の寒天を混ぜた溶液を加熱して寒天を溶かす。そこへ 1.15mL の 10 %のイントラリピッド（散乱物質）と、PpIX 水溶液を加えた後、冷やして固めた。最終的な重量濃度はファントム A : 0.4mg/100g (0.0004%)、ファントム B : 0.2mg/100mg (0.0002%)、ファントム C : 0.1mg/95 g (0.0001%) である。またファントム B に関しては同一試料の中に PpIX を含む領域と含まない領域を持つファントムも作成し、画面のここに示したイントラリピッドの濃度は、イントラリピッドの散乱係数を計測した論文を元に、脳腫瘍の散乱係数^[7]を用いて決定した。

実際にこのファントムから得られる蛍光強度と、臨床的に脳腫瘍組織に集積した 5-ALA 由来の PpIX の蛍光測定によって得られる蛍光強度を直接比較することは容易ではないが、東京女子医科大学の臨床例で摘出された脳組織の蛍光スペクトルを測定する自作の装置で、上記ファントムを測定した際に得られる信号強度と、臨床例で観測された信号強度を比較すると、ファントム C (PpIX 重量% 0.0001%) から得られる信号強度は臨床試料から得られる典型的な蛍光信号の強度と同等の大きさであった。このことからファントムにおいてある程度臨床的に必要な感度というものを見積もることが可能であると考えられる。

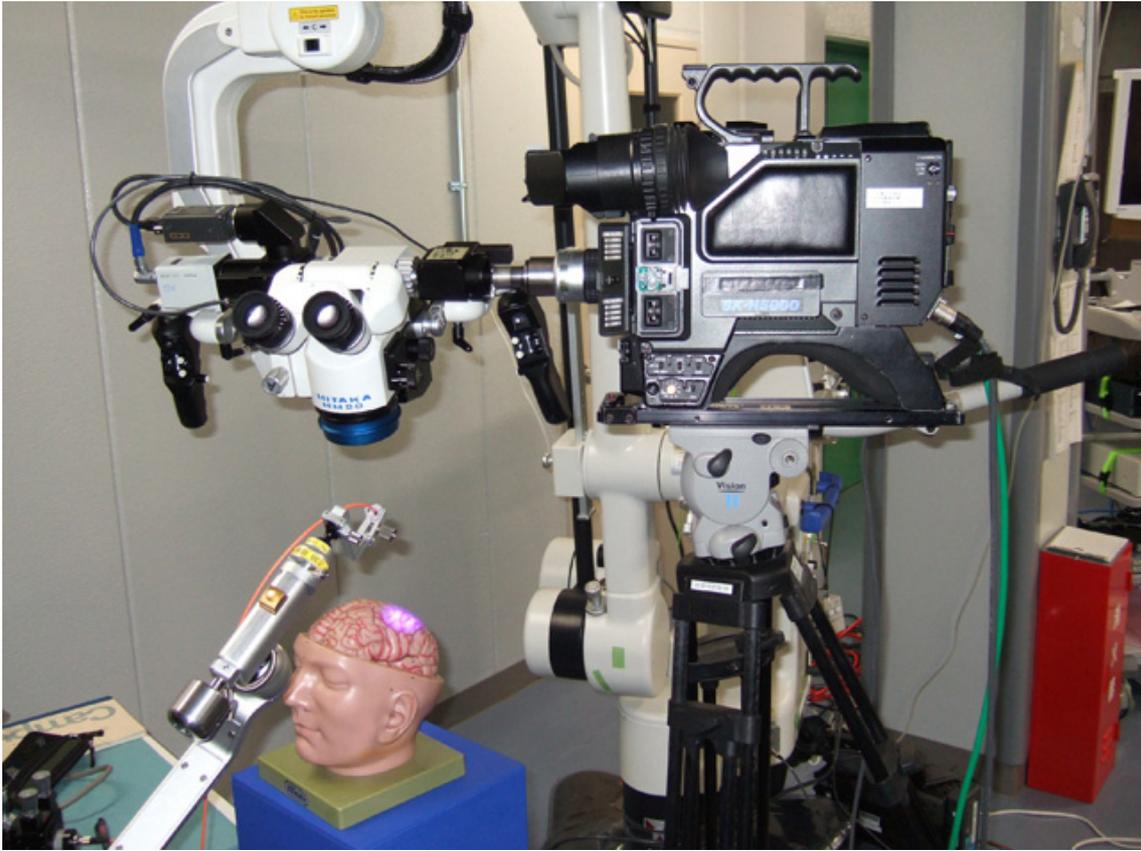


図 17 蛍光計測実験の様子

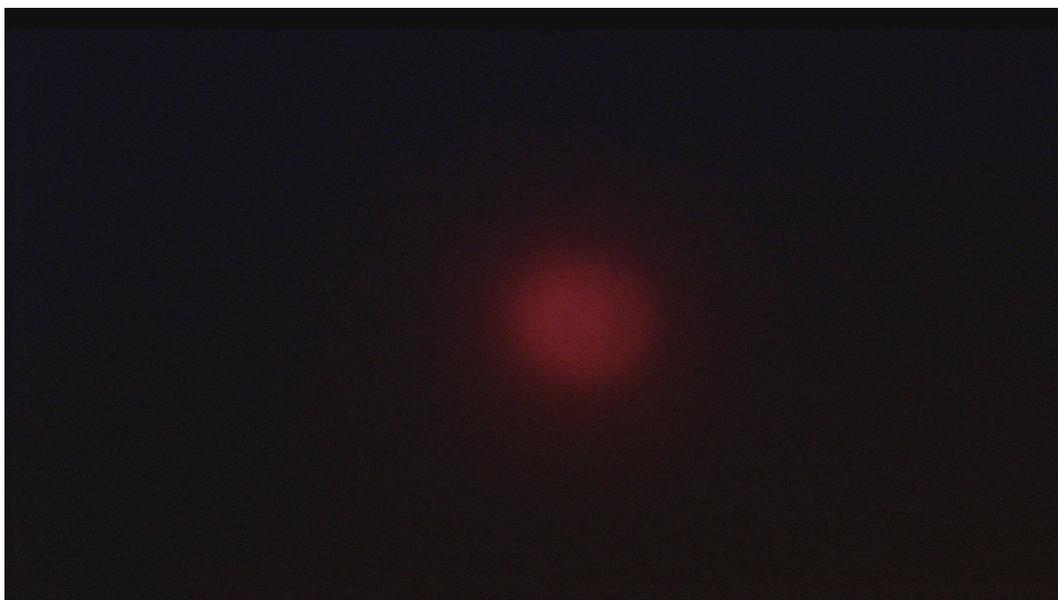
結果

a. PpIX 濃度の異なるファントムの顕微鏡観察によるカメラ比較実験結果

CCD カメラ、HARP カメラで観察された映像例を図 18～図 21 に示す。ファントムの PpIX 濃度、励起光強度、撮影条件などを図の説明に記載した。

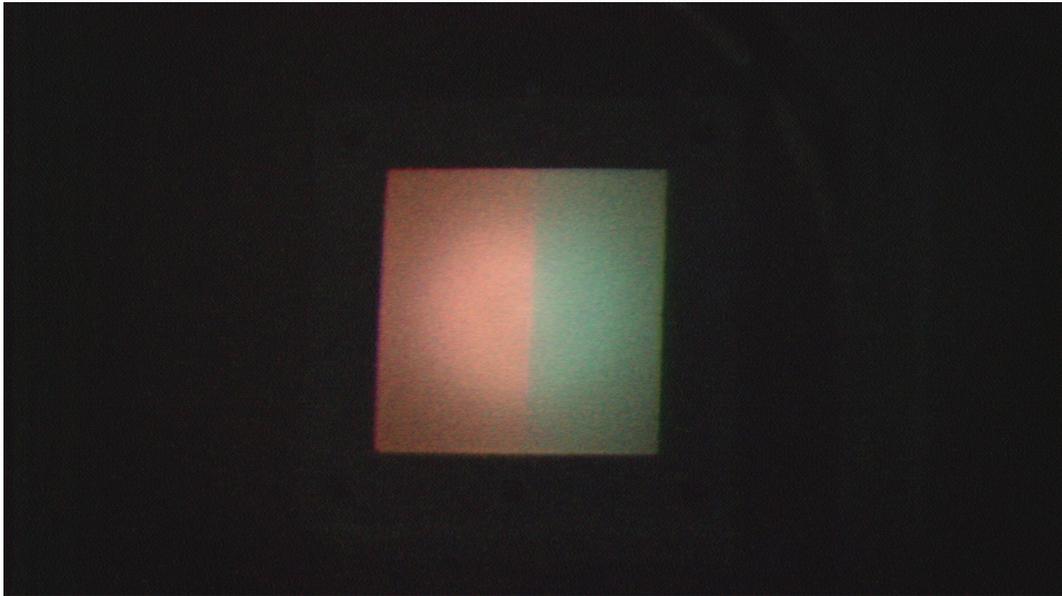


HARP (アンプゲイン : 0dB、増倍率 : 128)

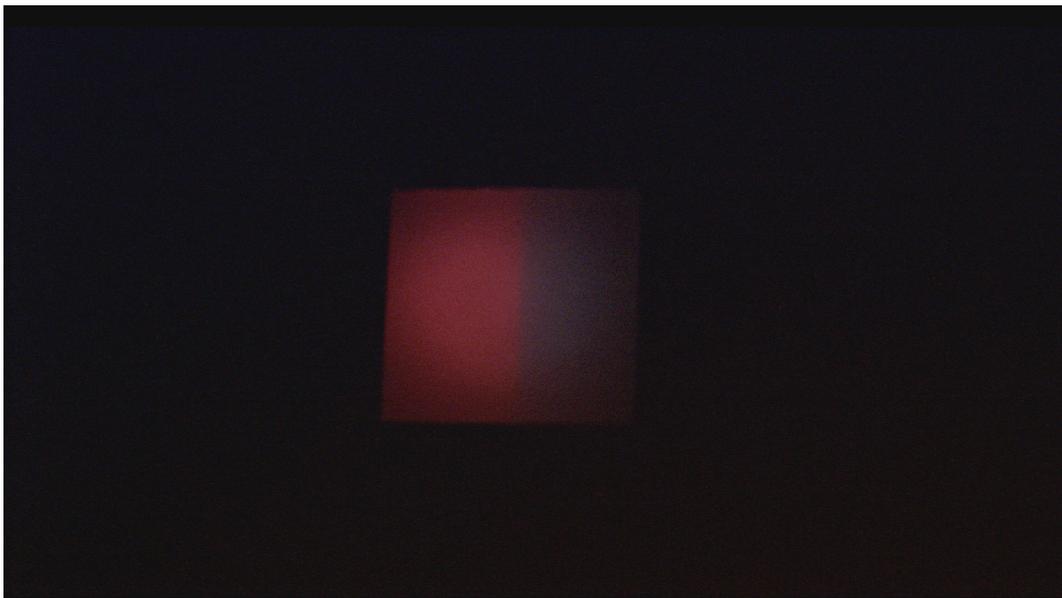


CCD (アンプゲイン : +18dB)

図 18 顕微鏡光学系を用いた励起光強度 $4\text{mW}/\text{cm}^2$ での
ファントム A (PpIX 濃度 $0.4\text{mg}/100\text{g}$ (0.0004%)) 撮影像



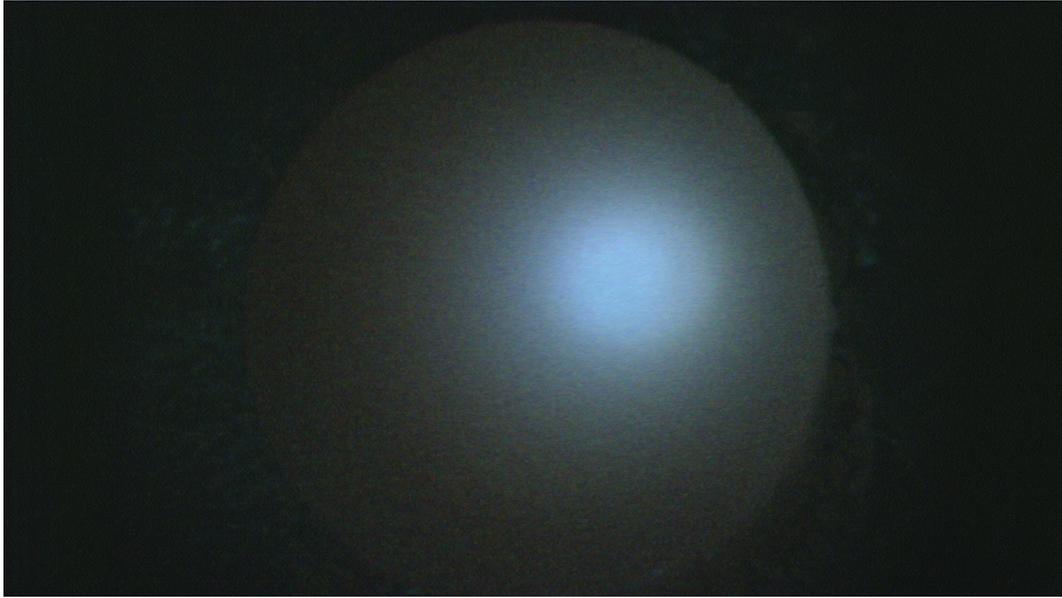
HARP (アンプゲイン : +3dB、増倍率 : 128)



CCD (アンプゲイン : +18dB)

図 19 顕微鏡光学系を用いた励起光強度 $3\text{mW}/\text{cm}^2$ での
ファントム B (PpIX 濃度 $0.2\text{mg}/100\text{g}$ (0.0002%)) 撮影像

ファントムの右半分は PpIX を含まない領域である。分光フィルタの励起光カットが完全でなく、HARP ではこの励起光成分に感度を有するため、緑がかった像となっている。



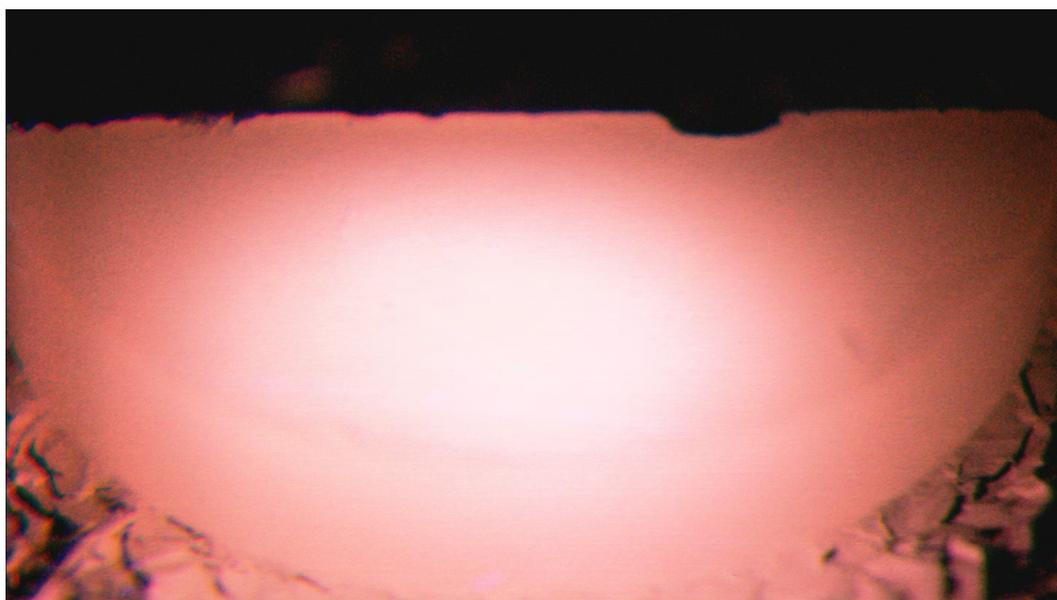
HARP (アンプゲイン : +6dB、増倍率 : 128)



CCD (アンプゲイン : +18dB)

図 20 顕微鏡光学系を用いた励起光強度 $7\text{mW}/\text{cm}^2$ での
ファントム C ($0.1\text{mg}/95\text{g}$ (0.0001%)) 撮影像

分光フィルタの励起光カットが完全でなく、HARP ではこの励起光成分に感度を有してしまうため、色調が白くなって描出されている。



HARP (アンプゲイン : +6dB、増倍率 : 128)



CCD (アンプゲイン : +18dB)

図 21 放送用レンズ光学系を用い、励起光強度 $0.5\text{mW}/\text{cm}^2$ での
ファントム C ($0.1\text{mg}/95\text{g}$ (0.0001%)) 撮影像

顕微鏡光学系を用いた場合と比較して弱い励起光強度でも PpIX の蛍光像を観測可能であった。

ハイビジョン映像よりキャプチャした画像から単色チャンネルのみを取り出した場合、輝度は 8 ビット ($0 \sim 255$) の階調で表現される。撮影した画像の赤チャンネルについて、

輝度が最高となる箇所（励起光により最も強く蛍光している箇所）と最低となる箇所（入射光がない箇所）の輝度差を読み取り、その値を階調数（255）で除することで、輝度を百分率表示した。また、ファントム B については、同一ファントム上で PpIX を添加した箇所としていない箇所との輝度差も測定した。ファントム A、B、C について、励起光強度（0.1~10mW/cm²）と蛍光の輝度との関係を以下に示す（図 22）。

測定データをまとめる上での問題として

- ・ファントム A において HARP(+6dB) のデータがない。
- ・ファントム C の HARP(+6dB)、強度 7mW/cm² でブリーチングによる減衰が生じている。

という点があるが、結果を次のように示す。信号強度としてはいずれの濃度においても HARP カメラの信号強度は高く、濃度（0.2mg/100g: 0.0002%）で評価した PpIX 添加部と非添加部の輝度比も HARP カメラのほうが大きかった。

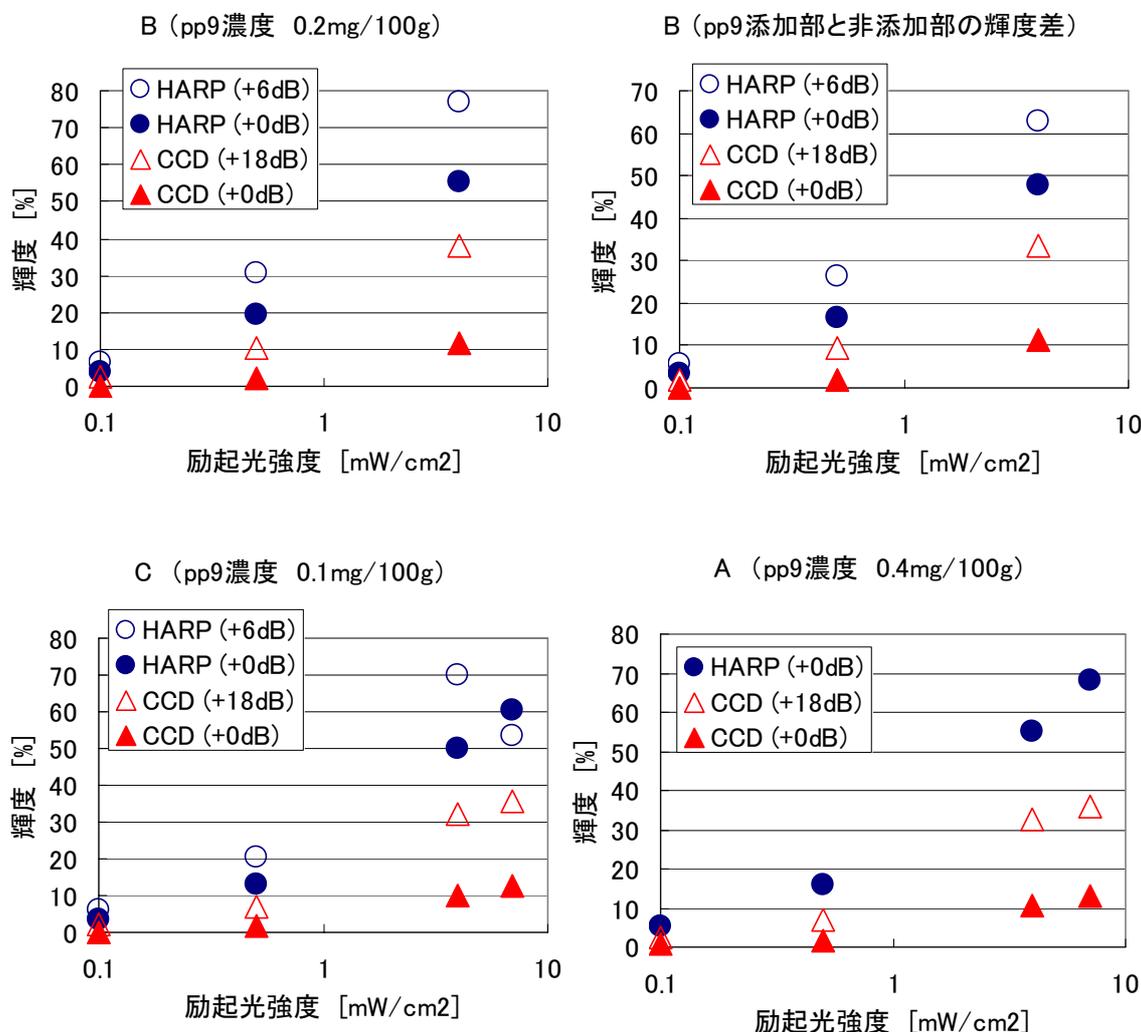


図 22 HARP カメラと CCD カメラによる PpIX ファントム撮影時の輝度比較
（ファントム A、C に関しては、最低輝度との比、ファントム B については PpIX 非添加部の部分の輝度との比を示す）

b. 顕微鏡との接続による光学的な減衰の検討

本実験では、顕微鏡とカメラの接続における光学的なロスが大きいと考えられる。そこで、放送用のカメラレンズで直接撮影した場合と顕微鏡と接続した場合を比較し、光学系による光の損失について検討した。ファントム C を用い、励起光強度を 0.01 ~ 0.1mW/cm² として、蛍光強度を観測した結果を図 23 上段に示す。

更に、図 23 下段には、同条件で同じカメラを用い、顕微鏡を用いた場合と放送用レンズを用いた場合の比較を、HARP、CCD カメラでそれぞれ示す。

(励起光強度が 0.7 以上のとき、HARP カメラの信号が飽和して歪んでいる。)

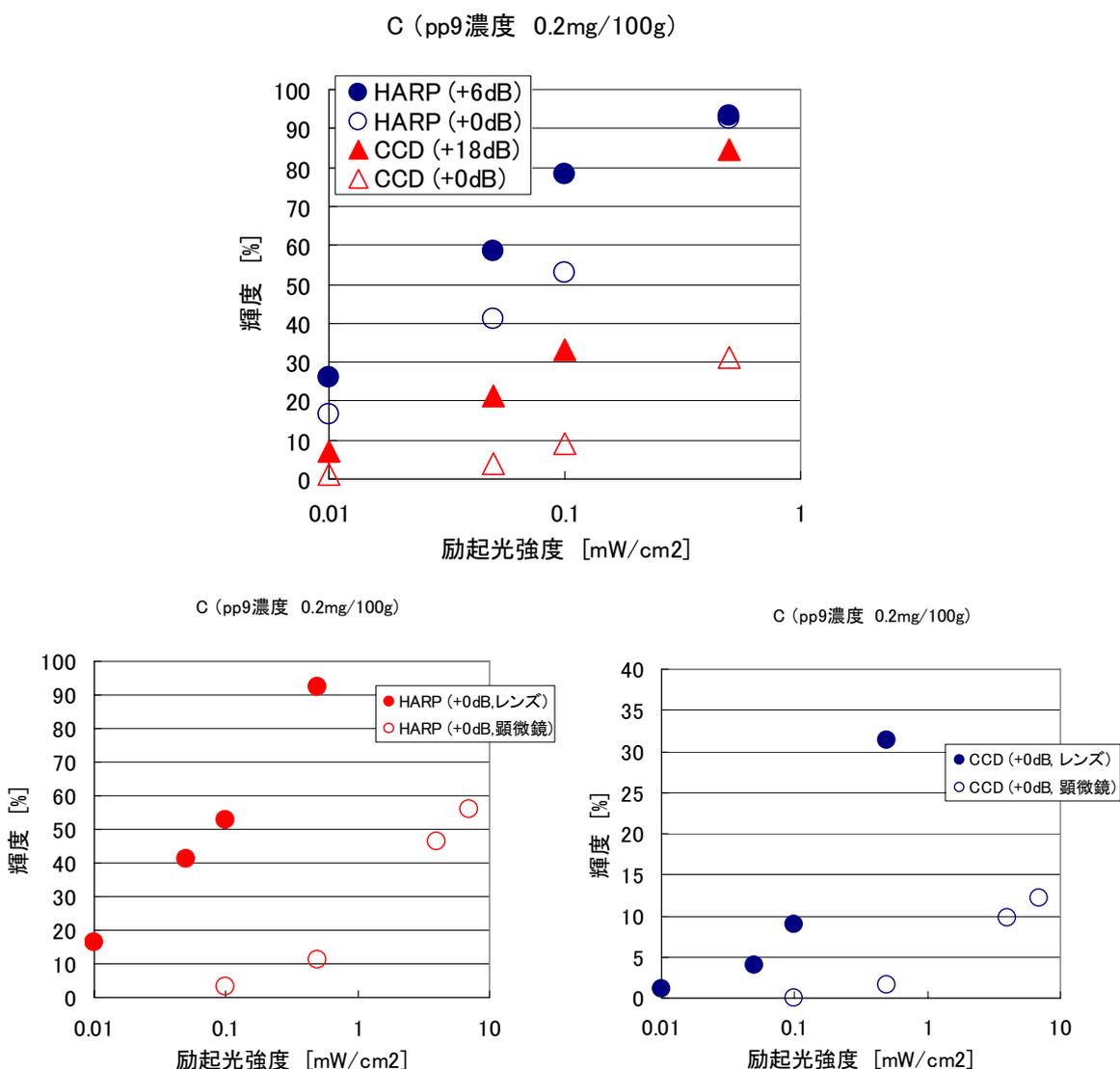


図 23 HARP カメラと CCD カメラによる PpIX ファントム撮影時の輝度比較

c. 励起光によるブリーチングの観測

一定強度の励起光を 10 分間、ファントム C (PpIX 濃度 0.1mg/100g) に照射し、実験 1 と同様の手法で蛍光の輝度を読み取った。照射する励起光の強度は (0.08、 0.65、 13 mW/cm²) とした。結果を図 24 左に示す。また、図 24 右は、同じデータを入射直後の蛍光強度を 100 として正規化したものである。

励起光強度が強いほど、蛍光強度が短時間で指数関数的に減衰していくことがわかる。

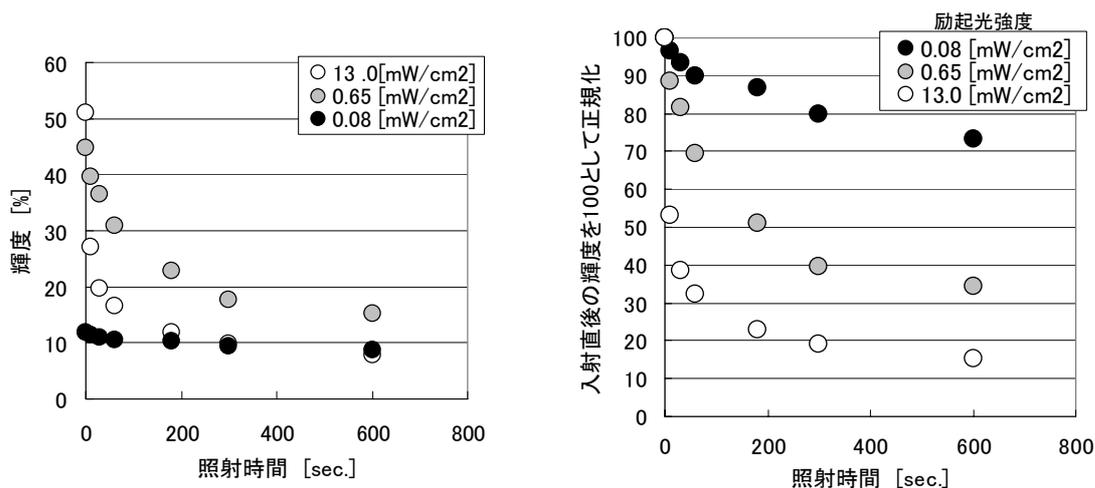


図 24 励起光強度と蛍光ブリーチング (脱色) による蛍光強度減衰の実測例

考察とまとめ

今回使用した HARP カメラは赤色領域での感度が劣化する特性を持つカメラであった。PpIX の蛍光スペクトルの極大波長は 636nm であり、主として赤色の蛍光である。しかしながら臨床的に脳腫瘍で観測される 5-ALA 由来の PpIX 蛍光信号とほぼ同等の信号を発生する PpIX 濃度のファントムにおいても CCD カメラに比べ高い信号強度が得られており、現行の感度においても応用は可能であると考えられる。しかしながら今回観測可能であった蛍光信号強度は肉眼で観測できる程度のものであり、肉眼で観測できないような微弱な蛍光計測を行うためには、更に数倍から 10 倍の感度増大が赤色領域で達成されることが望ましい。

また今回使用したカメラは放送用の大型のカメラであった。このため手術顕微鏡との接続は容易ではなく、実用的なシステムを実現するためには、イメージセンサーや周辺システムの小型化によるカメラ本体の小型化が不可欠である。

最後に、このような蛍光計測において不可避である励起光照射による色素破壊による脱色 (photo bleaching) について、励起光強度を変化させて測定を行った。当然のことながら撮影系の感度が十分でないためより大きな蛍光信号を得るために励起光強度を大きくすると、蛍光信号強度の減衰は大きくなる。13.0mW/cm² の励起光強度では 10 分間の連続照射で蛍光強度は 10 分の 1 に減衰する。カメラの高感度化は、術中に安定した蛍光計測

を行うためにも不可欠であり、現行の HARP カメラの感度が 10 倍となれば励起光強度を 10 分の 1 にしても通常の観測には適用可能と考えられることから、手術中に安定した観測を可能とするといった実用上の観点からもカメラのさらなる高感度化は重要である。

今回の光学系の設定は、蛍光測定に最適化された光学系で行ったものではない。たとえば顕微鏡を使った評価では、対物レンズから入射した光は、他のテレビカメラ、接眼光学系などいくつかの系統に分離されているため十分な強度の信号を今回使用した HARP カメラに導くことができていない。また放送用カメラ付属の光学系を用いた評価においても励起光が照射され、蛍光を発する狭い領域からの蛍光信号を効率的に集光する構成とはなっていない。今回の評価結果はこのような限定的な状況での評価結果であることに注意が必要である。

(2) 手術顕微鏡への応用可能性の検討

手術顕微鏡においては、明るく鮮明な視野を確保するために、強い光源で術野を照明することが一般的に行われている。しかしながら光強度が大きすぎる場合、組織の熱損傷や、術野表面の乾燥の促進などさまざまな副作用があり、可能な限り照明強度を抑えることが望ましいといわれている。そこで HARP カメラを現行の手術顕微鏡に接続し、臨床的に許容される範囲でどの程度まで照明光の照度を低減できるかを検討した。

方法

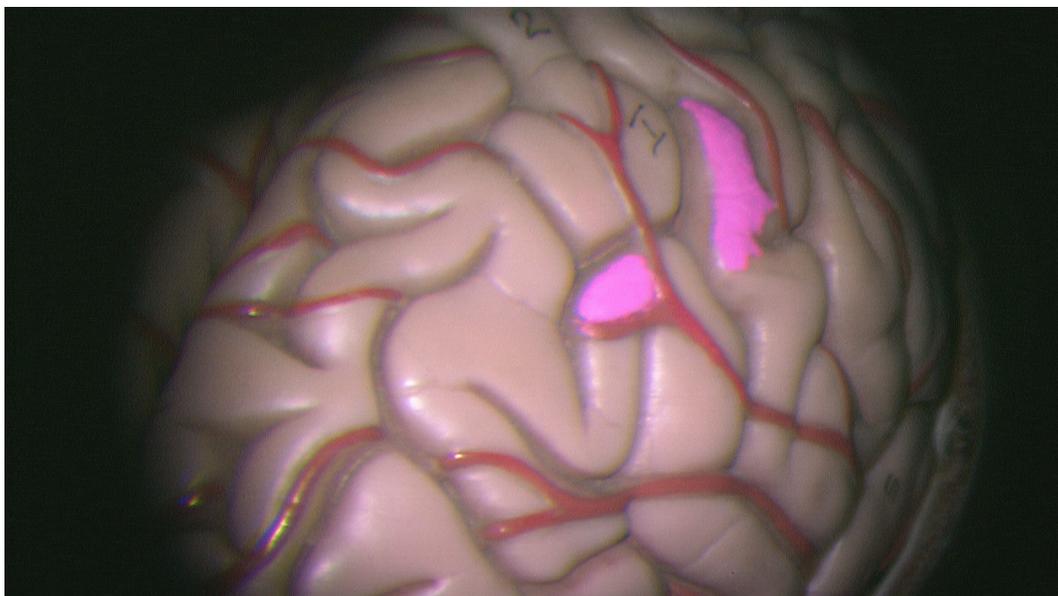
両眼立体視が可能な手術顕微鏡（三鷹光器製）に、適当なりレーンズからなる光学系を介して放送用 HARP カラーカメラと放送用 CCD カラーカメラを接続し、同一被写体を撮影したときの画質の差を検討した。被写体には脳組織模型を用いた。また照明は手術顕微鏡に備わっている強度可変の照明系をそのまま利用した。被写体上の照度を撮影開始前に測定した。（図 25）

各照度での画像を記録し、そこから作成した静止画を、どの画像を CCD カメラあるいは HARP カメラで記録したのかという情報を知らせない条件で、脳神経外科医に提示し、脳神経外科手術に使用可能と考えられる画像を選択するとともに、順位付けを行っていただいた。（図 26～図 30）

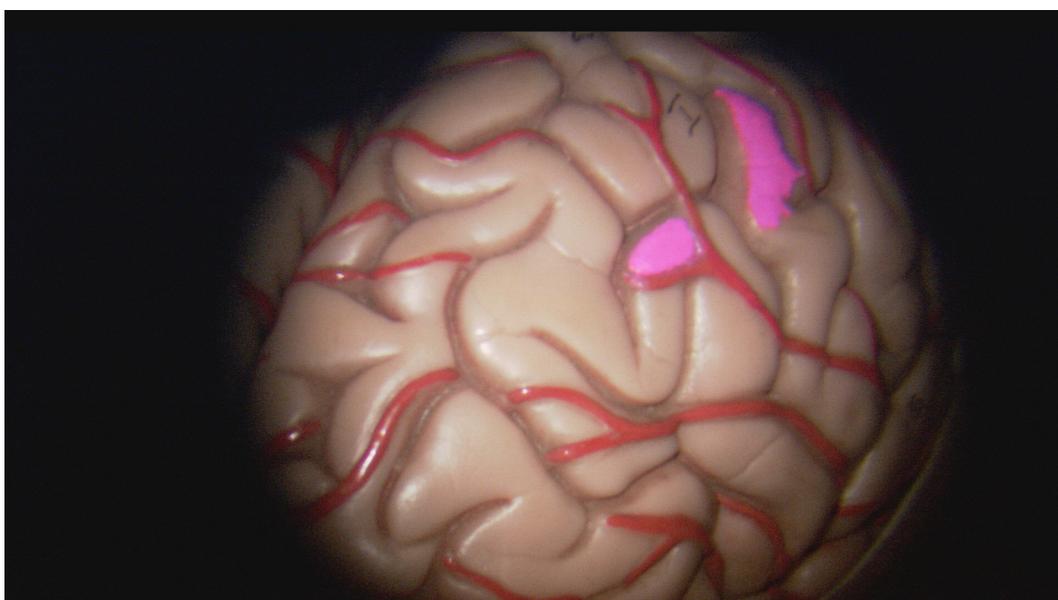


図 25 顕微鏡観察実験の様子

結果

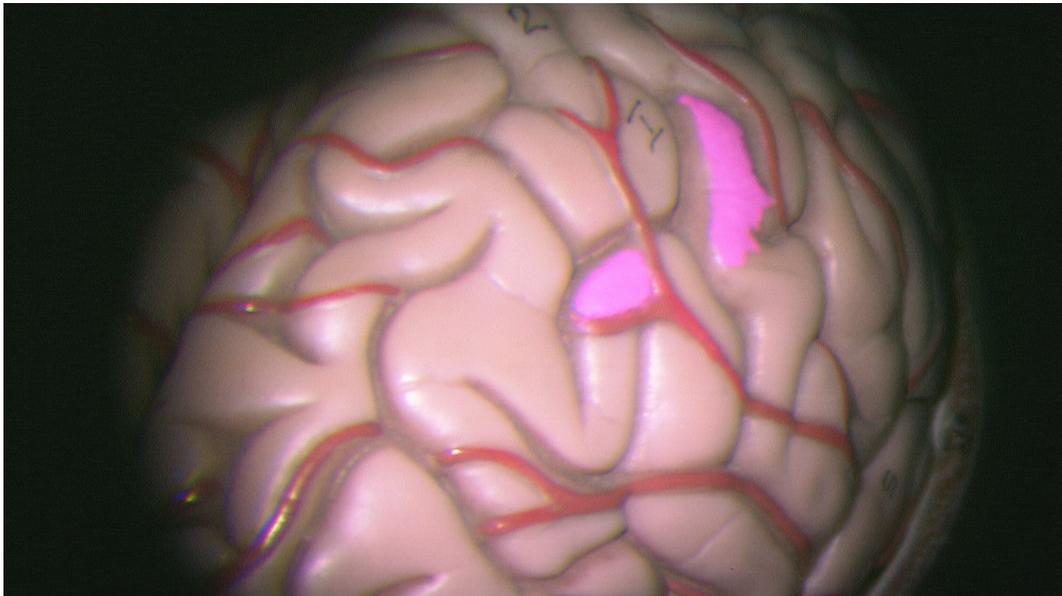


(a) HARP (アンプゲイン:0dB、増倍率:4、1/64 光量減衰フィルタ使用)

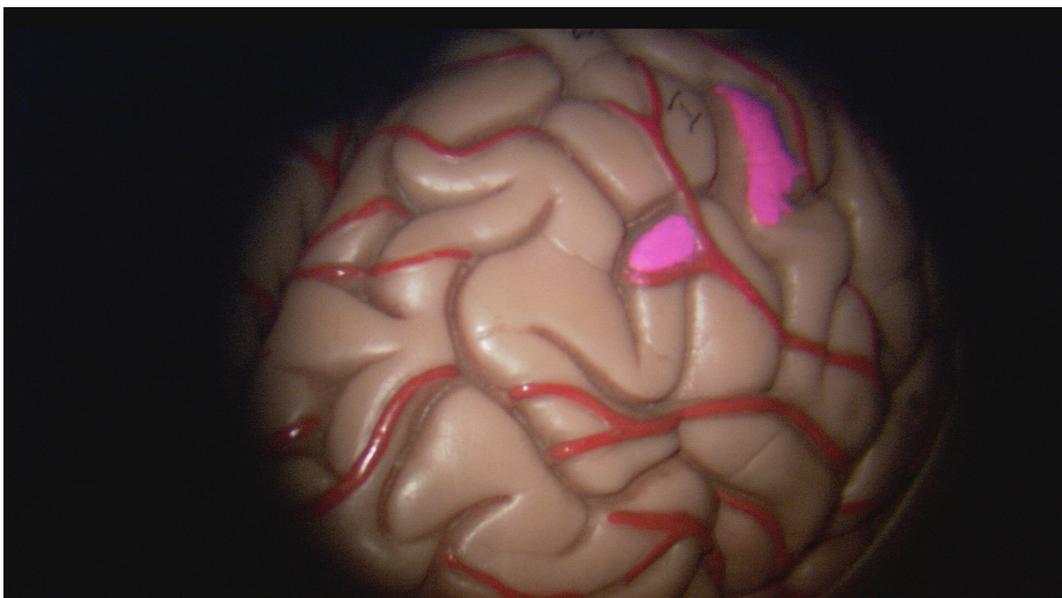


(b) CCD (アンプゲイン:0dB、1/64 光量減衰フィルタ使用)

図 26 照度 : 93000 lux での脳模型撮影像

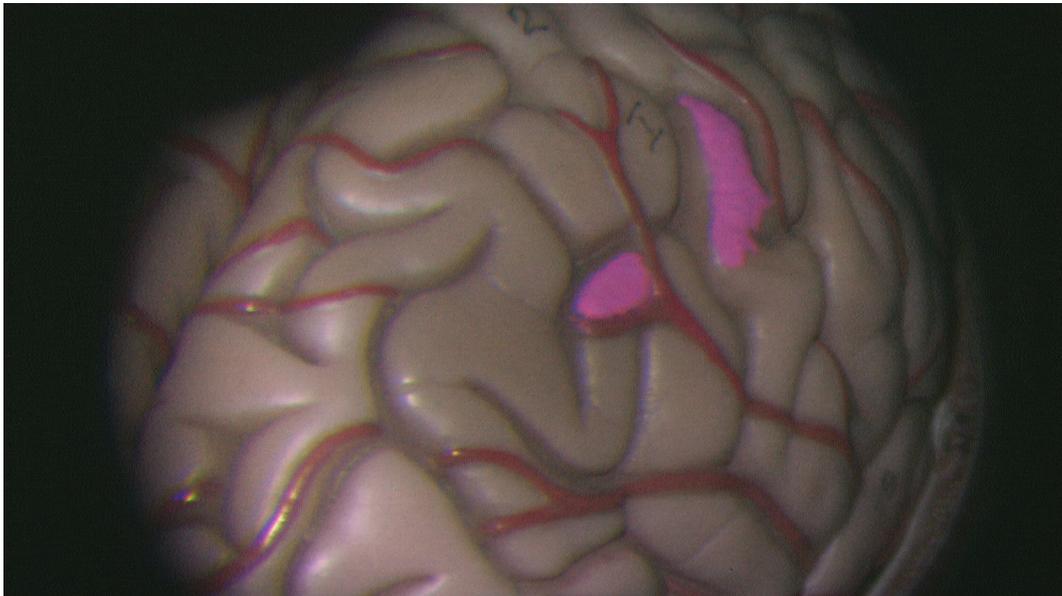


(c) HARP (アンプゲイン:0dB、増倍率:4、1/16 光量減衰フィルタ使用)

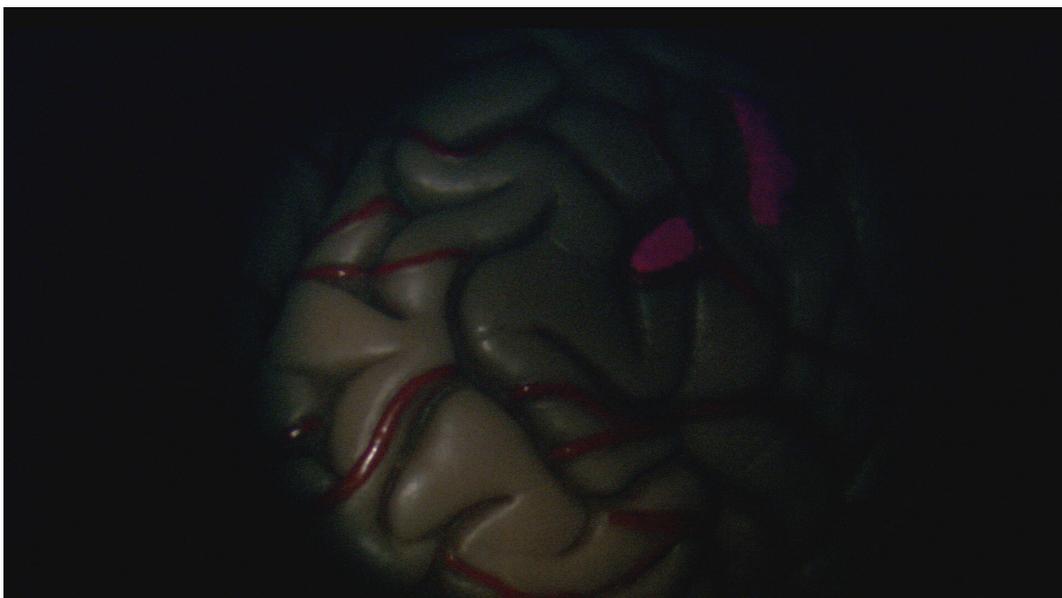


(d) CCD (アンプゲイン:0dB、1/16 光量減衰フィルタ使用)

図 27 照度：24000 lux での脳模型撮影像

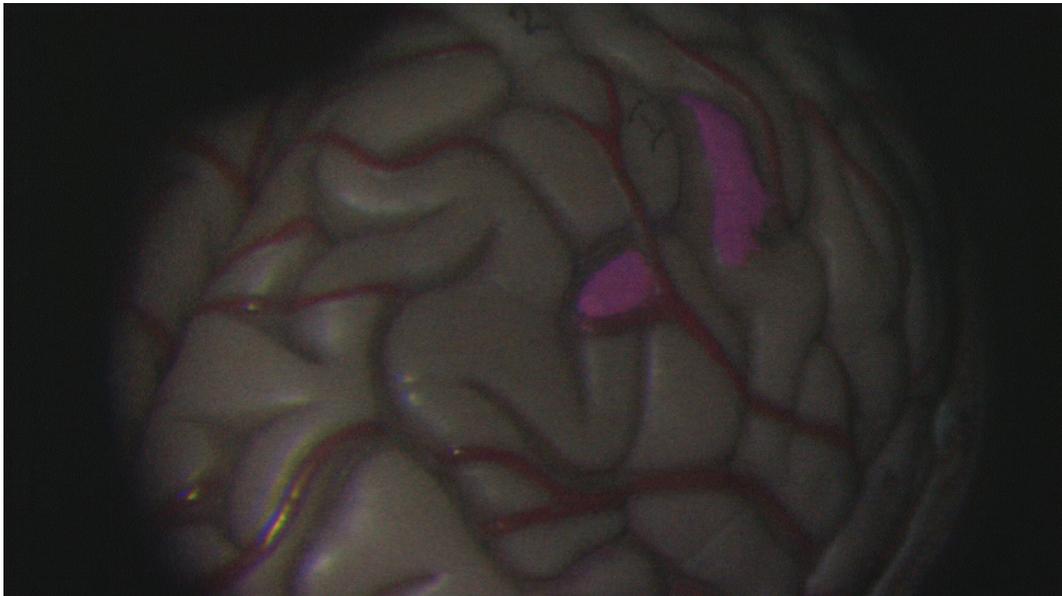


(e) HARP (アンプゲイン:0dB、増倍率:64)

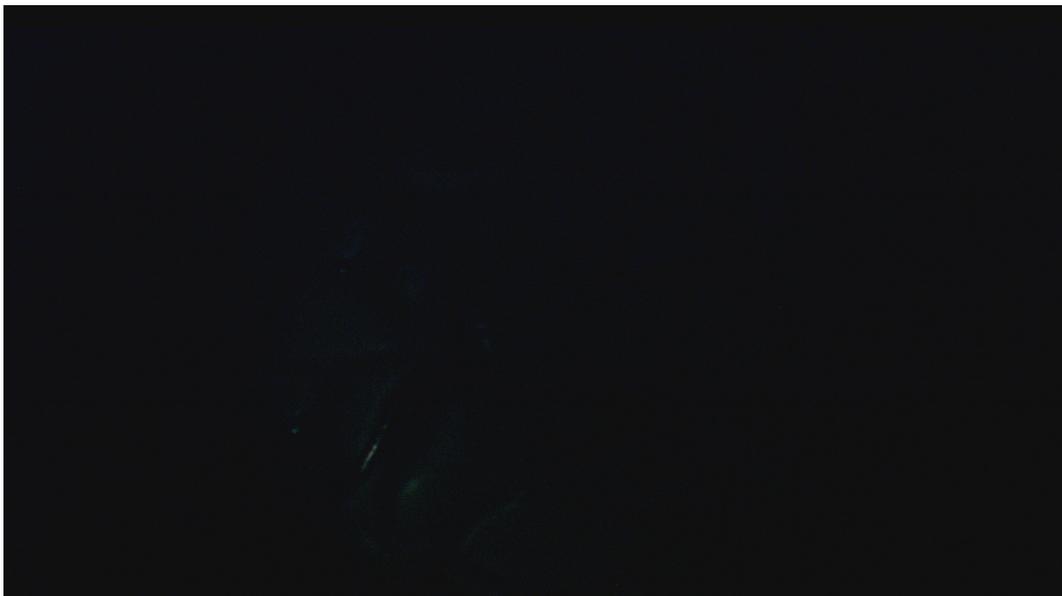


(f) CCD (アンプゲイン:+18dB)

図 28 照度：150 lux での脳模型撮影像



(g) HARP (アンプゲイン:0dB、増倍率:128)

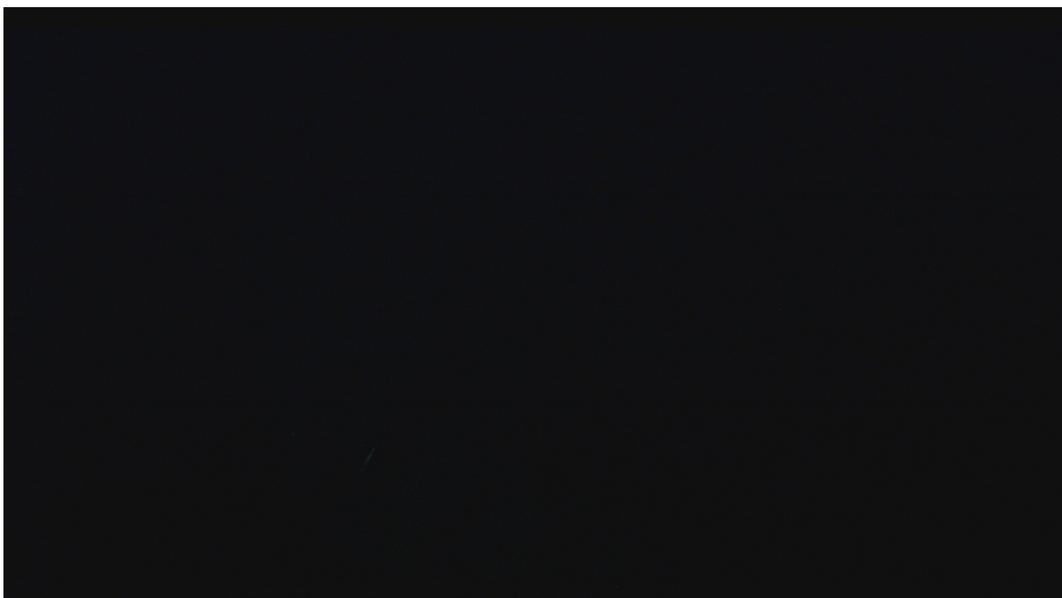


(h) CCD (アンプゲイン:+18dB)

図 29 照度：26 lux での脳模型撮影像



(i) HARP (アンプゲイン : +18dB、増倍率 : 128)



(j) CCD (アンプゲイン : +18dB)

図 30 照度 : 11.2 lux での脳模型撮影像

脳神経外科医による主観的評価では、手術に使用可能なのは、**図 26 ~ 図 30** の、(a)、(b)、(c)、(d)であり、 $(b) > (d) > (c) > (a)$ であるとのことである。これには撮像管と固体撮像デバイス間の解像感の差や、光電変換材料の違いによる分光感度特性の差という因子も関係していると思われる。今回は、同じ光学系での HARP と CCD の感度差を確認するために、極端に照度を落とした状態で比較を行ったが、画質等を勘案した実用上の最低照度については更に議論が必要である。

脳外科手術時、強い照明を当て続けると、照明光による脳の熱損傷や術野の乾燥などの影響が考えられる。通常の室内程度の照度でも暗部の階調がきちんと再現できる HARP カメラの有効性が確認できた。赤色増感型 HARP 光電変換膜の採用により、以前に比べて赤色の色再現性も改善されているが、現状の HARP カメラは顕微鏡に取り付けるには大きすぎるため、今後、カメラの小型化が課題である。

参考文献

- [1] Tatsuya Yoshida, Haruhiro Inoue, Shinsuke Usui, Hitoshi Satodate, Norio Fukami, Shin-ei Kudo, Narrow-band imaging system with magnifying endoscopy for superficial esophageal lesions, *Gastrointestinal endoscopy*, 59(2), 288-, 2004.
- [2] Mohammed A. Kara, Femke P. Peters, Paul Fockens, Fiebo J.W. ten Kate, Jacques J.G.H.M. Bergman: Endoscopic video-autofluorescence imaging followed by narrow band imaging for detecting early neoplasia in Barrett's esophagus *Gastrointestinal Endoscopy*, Volume 64, Issue 2, Pages 176-185, August 2006.
- [3] "Mitsuo Kusano , Yusuke Tajima, Kimiyasu Yamazaki , Masanori Kato, Makoto Watanabe, Mitsuharu Miwa: Sentinel Node Mapping Guided by Indocyanine Green Fluorescence Imaging: A New Method for Sentinel Node Navigation Surgery in Gastrointestinal Cancer", *Dig Surg* 25:103–108, 2008.
- [4] Tarik F.Massoud, Sanjiv S.Gambhir "Molecular imaging in living subjects: seeing fundamental biological processes in a new light", *GENES & DEVELOPMENT*, 17 545–580, 2003
Toms, Steven A.; Lin, Wei-Chiang; Weil, Robert J.; Johnson, Mahlon D.; Jansen, E Duco; Mahadevan-Jansen, Anita : Intraoperative Optical Spectroscopy Identifies Infiltrating Glioma Margins with High Sensitivity, *Neurosurgery*, 57(4) pp 382-391, 2005.
- [5] Walter Stummer, Uwe Pichlmeier, Thomas Meinel, Otmar Dieter Wiestler, Friedhelm Zanella, Hans-Jurgen Reulen, and A. L. A-Glioma Study Group. Fluorescence-guided surgery with 5-aminolevulinic acid for resection of malignant glioma: a randomised controlled multicentre phase iii trial. *Lancet Oncol*, 7(5),. 392–401, 2006.
- [6] Karsten Koönig, Marie-Therese Wyss-Desserich, Yona Tadir, Urs Haller, Bruce Tromberg, Michael W. Berns, P. Wyss: Modifications of protoporphyrin IX fluorescence during ALA-based photodynamic therapy of endometriosis, *Medical Laser Application*, 21, 291–297, 2006.
- [7] Tuan Vo-Dinh. *Biochemical Photonics HANDBOOK*. CRC PRESS, 2003.

3-4 .超高感度撮像システムの評価と

次世代撮像システムの有効性・課題の整理

現状の高感度カメラの比較や、これまでの超高感度撮像システムの開発評価を行い、また、次世代撮像システムを含め、有効性の分析、用途拡大、適用領域などの検討を行い、活用が期待できる適用領域、課題を整理した。

(1) 次世代撮像システム（冷陰極 HARP 撮像板）開発の現状

現在、ほとんどのテレビカメラに撮像デバイスとして用いられている CCD (Charge Coupled Device) は小型軽量で信頼性にも優れている。また、例えば、2/3 型サイズ (有効撮像領域の対角長 11mm) の CCD を適用したハイビジョンカメラでは、被写体照度 2000 ルクス、光学レンズの絞り値 F10 で、S/N 約 54dB の鮮明な画像を得ることができるなど、通常の撮影では問題のない感度を実現している。しかし、このように高性能な CCD カメラであっても、照明が制約される夜間緊急報道などの厳しい撮影条件下では、感度が十分であるとはいえず、さらなる感度の向上が求められている。

そこで、このような問題を抜本的に解決するため、電圧を印加するだけで電子を放射する微小な電界放射陰極 (以後、冷陰極と呼ぶ) のアレイに、超高感度な HARP 膜を対向させた新しいタイプの小型撮像デバイス「冷陰極 HARP 撮像板 (FEA-HARP)」の開発が進められている^{[1], [2]}。HARP 膜を適用した撮像デバイスとして、すでに、CCD の感度をはるかに凌駕するハイビジョン用 HARP 撮像管が実用化され、放送をはじめとするさまざまな分野で利用されているが、冷陰極 HARP 撮像板は HARP 撮像管に比べて格段に小さく、また、撮像管用に開発された超高感度な HARP 膜をそのまま適用できることから、小型超高感度カメラ用撮像デバイスとして大きな期待が寄せられている。

冷陰極 HARP 撮像板の基本構造と動作原理

冷陰極 HARP 撮像板の基本構造を図 31 に示す。撮像板は、冷陰極を平面上に多数並べたマトリクスアレイと、冷陰極アレイから放射された電子ビームを加速して引き出すメッシュ電極及びアモルファスセレン (a-Se) を主成分とする HARP 光電変換膜から構成される。

冷陰極アレイとして、スピント型^{[3], [4]}を例にとると、互いに直交する陰極配線とゲート電極配線との交差部分が画素に相当し、通常、撮像動作に必要な放射電子量を確保するため、各画素には複数のスピント型冷陰極が配置される。スピント型冷陰極は、円すい状の陰極とそれを取り囲むゲート電極からなり、ゲート電極に陰極より高い電圧が印加されると、針のようにとがった陰極の先端に電界が集中し、そこから電子が放射される。

撮像板の動作原理を図 32 に示す。HARP 膜に光が入射すると膜内部に入射光量に応じ

た電子・正孔対が生成される。この内、正孔は透明電極を介して HARP 膜に印加された強い電界（電界強度 10^8V/m 以上）によって加速され、膜を構成する a-Se の原子と次々に衝突することで、新たな電子・正孔対を生み出す。これにより、HARP 膜の電子ビーム走査側には入射光像に対応し、かつ、増倍された電荷（正孔）の 2 次元パターンが形成される。一方、スピント型冷陰極アレイの陰極配線及びゲート電極配線には外部からテレビ規格に準じたパルス電圧が印加され、各画素から電子が順次放射される。この電子は冷陰極アレイの駆動電圧に比べて格段に高い電圧が印加されたメッシュ電極によって引き出され、HARP 膜に到達する。最終的に、冷陰極アレイから放射された電子と HARP 膜に蓄積された正孔とが結合した際に、外部回路に流れる電流を出力として取り出すことで、ノイズの少ない増幅された映像信号が得られる。

撮像板の開発状況

近年、標準テレビの解像度を持つ 1 型サイズ（有効撮像領域の対角長 16mm）の撮像板が開発された^[2]。

以下に、その構造と仕様ならびに主要撮像特性について述べる。

a. 構造と仕様

開発した標準テレビ用撮像板は、画素数 640×480 、画素サイズ $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ のアクティブ駆動回路内蔵スピント型冷陰極アレイに、メッシュ電極と厚さ $15\mu\text{m}$ の HARP 膜（電荷増倍率 約 200 倍）とを組み合わせたものである。

従来の撮像板では、外部からスピント型冷陰極アレイの陰極配線やゲート電極配線に直接、パルス電圧を印加することでアレイを駆動していたため、アレイの高速駆動が難しい、アレイを駆動するには膨大な数の配線を外部に取り出さなければならない、といった問題があり、多画素化を阻む大きな要因となっていた。この問題を解決するため、新たにアレイの高速駆動や外部接続配線数の大幅な削減が見込めるアクティブ駆動回路（各画素内にトランジスタを、画素外に画素内トランジスタの制御回路を配置したもの）を内蔵した高集積スピント型冷陰極アレイが開発され、初めて標準テレビの画素数を持つ撮像板が実現した。

標準テレビ用撮像板の外観を図 33 に示す。この撮像板の厚さは約 10mm で、HARP 撮像管（長さ約 100mm）に比べて、格段に小型である。また、外部接続配線数は約 10 本で、これらを介して外部からクロック信号や同期信号などを加えるだけで冷陰極アレイを駆動することができる。

b. 主要撮像特性

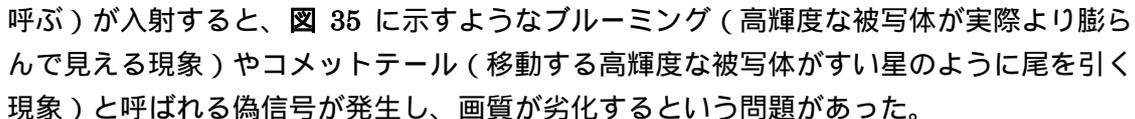
上記撮像板を NTSC 規格で動作させたときの撮像例を図 34 に示す。月明かり程度の明るさで（被写体照度 0.3 ルクス、光学レンズの絞り値 F1.2）、ノイズの少ない鮮明な映像が得られている。

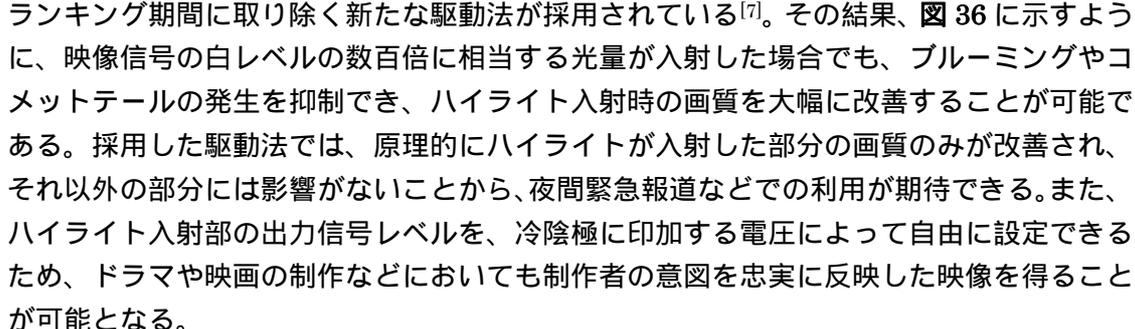
以下に、主要撮像特性を示す。

- 1) 感度 : 同じ厚さ (15 μ m) の HARP 膜を適用した撮像管^[5] ^[6]と同じ高い感度を得ることができる。
- 2) 解像度 : 標準テレビの画素数に相当する良好な解像度を得ることができる。また、画面内での解像度の一様性も良好である。
- 3) 消費電力 : HARP 撮像管に比べて 1/10 以下と格段に少ない。

なお、上述した撮像例ならびに諸特性は、撮像板の外部に 2 種類の永久磁石からなる磁界集束系^[1]を配置し、撮像板内部に一様な磁界を印加したときのものである。

c. ハイライト処理

HARP 撮像管やイメージインテンシファイアなど既存の超高感度撮像デバイスでは、夜間の超高感度撮影時などに車のヘッドライトや街路灯などの強い光 (以後、ハイライトと呼ぶ) が入射すると、 35 に示すようなブルーミング (高輝度な被写体が実際より膨らんで見える現象) やコメットテール (移動する高輝度な被写体がすい星のように尾を引く現象) と呼ばれる偽信号が発生し、画質が劣化するという問題があった。

この問題を解決するために、上記標準テレビ用撮像板には、ハイライト入射時に HARP 膜に生成された過剰な電荷の一部を、冷陰極アレイから放射された電子によって、水平ブランキング期間に取り除く新たな駆動法が採用されている^[7]。その結果、 36 に示すように、映像信号の白レベルの数百倍に相当する光量が入射した場合でも、ブルーミングやコメットテールの発生を抑制でき、ハイライト入射時の画質を大幅に改善することが可能である。採用した駆動法では、原理的にハイライトが入射した部分の画質のみが改善され、それ以外の部分には影響がないことから、夜間緊急報道などでの利用が期待できる。また、ハイライト入射部の出力信号レベルを、冷陰極に印加する電圧によって自由に設定できるため、ドラマや映画の制作などにおいても制作者の意図を忠実に反映した映像を得ることが可能となる。

まとめ

小型超高感度カメラを目指した取り組みとして、冷陰極アレイと超高感度な HARP 膜とを対向させた新しいタイプの小型撮像デバイス「冷陰極 HARP 撮像板」の開発概要について述べた。

これまで撮像板の開発は少数画素の撮像板試作による動作検証が主であったが、画素数 640 \times 480 の標準テレビ用 1 型撮像板の開発を契機に実用化に向かって第一歩を踏み出した。現状では、まだデバイスサイズが大きく、また、冷陰極から放射された電子群の集束に永久磁石を必要とするなど、実用化に至るまでに解決しなければならないいくつかの問題が残されているが、撮像板は HARP 撮像管に比べて、小型で消費電力が少ない、強い光が入射しても画質が劣化しない、高フレームレート化の可能性がある、などの優位性を持つことから、HARP 撮像管では困難であった内視鏡や顕微鏡への適用、照度差が大きい被写体の同時監視、高速度で移動する被写体の撮影といった用途への利用も可能となり、超高感度撮像システムの適用領域の拡大が期待できる。

なお、本項では割愛したが、スピント型冷陰極アレイ以外に、HEED (High-efficiency Electron Emission Device) 冷陰極アレイを適用した撮像板の開発も進められており⁸⁾、スピント型と同様、標準テレビ用撮像板の開発に成功している。

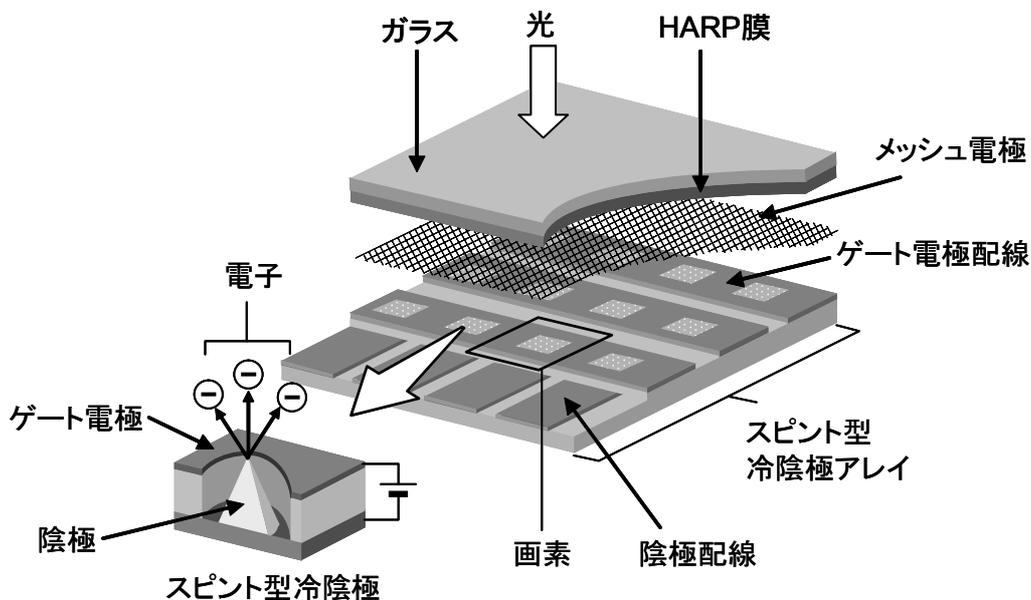


図 31 冷陰極 HARP 撮像板の構造

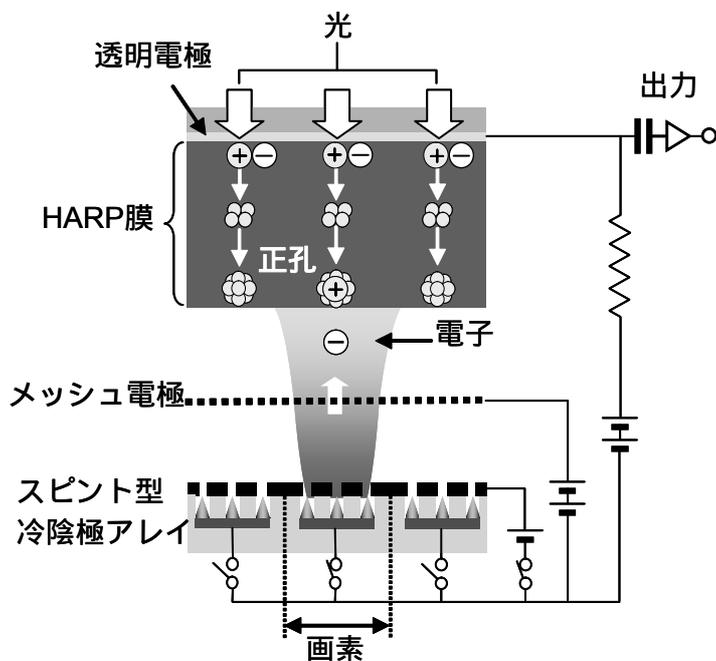


図 32 冷陰極 HARP 撮像板の動作原理

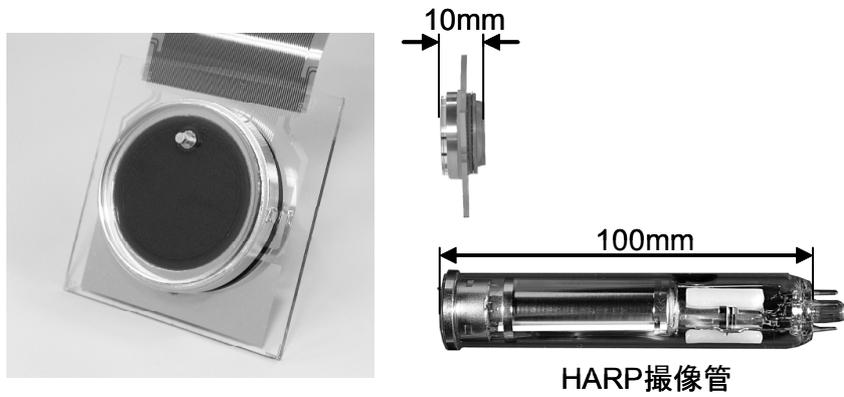


図 33 標準テレビ用 HARP 撮像板の外観



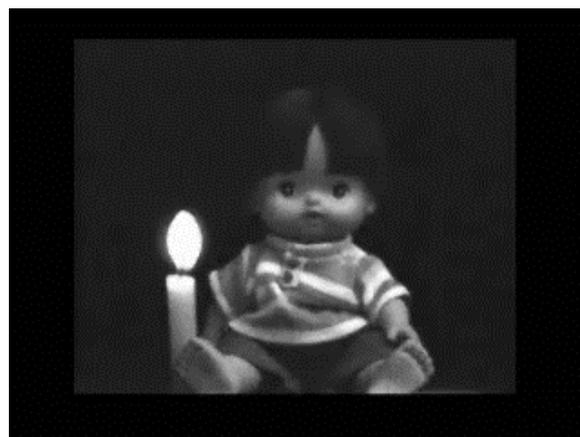
図 34 標準テレビ用撮像板での撮像例
(被写体照度 0.3 ルクス、光学レンズの絞り値 F1.2)



図 35 HARP 撮像管カメラでのブルーミング発生例



新しい駆動法



従来の駆動法

図 36 ハイライト入射時の撮像例

(2) 平成 20 年度スタディのまとめ

高感度カメラの改善

超高感度撮像システムの高画質化を目指し、昨年度、地磁気によるレジストレーションずれの抑制方法として、透磁率の高いパーマロイ材を用いてカメラ全体を覆う磁気シールドケースを試作し、レジストレーションずれを平均で 0.5 画素、最大でも 1.5 画素程度と大幅に低減できることがわかった。しかし、シールドケースの形状が大きく、重量も重く、カメラの操作性を著しく悪くなるという課題が残った。本年度は、カメラの運用性を考慮して、従来のカメラの形状を大幅に変えないシールドケースの形状と装着位置を検討した。

光導電型撮像管の動作原理上、光導電膜の近傍では僅かな磁界の変化によっても電子のランディング位置が変化し、レジストレーションずれの発生の大きな要因になる。そこでシールドケースの装着位置については、光導電膜の近傍に配置することが最も効果的である。シールドケースの形状、大きさについては、光導電膜を中心に磁気シールドの配置等の検討を行い、光導電膜の中心から上下方向、左右方向にそれぞれ 40mm、撮像管の管軸方向に前後方向に各 40mm、光が入射する方向には半径 32.5mm、撮像管が挿入される側は開放されたボックス状の構造が最適であると判断された。実際のカラーカメラでは、R、G、B チャンネルの 3 本の撮像管が互いに異なる角度で装着されている関係上、それぞれの撮像管ごとにボックス構造の磁気シールドケースを設けることは不可能であるので、3 本の撮像管の光導電部をプリズムユニットごと覆う構造のシールドケースを作製した（図 4）。その結果、レジストレーションずれを 2 画素以内に抑制できることを確認、その実用性を示した。

撮像デバイスの改良

デバイスの用途拡大を目的としてファイバーオプティクスプレート（FOP）を基板として用いた HARP 撮像デバイスの開発、試作を行った。

HARP 撮像デバイスの用途拡大として要請があるのは、より低照度の撮像と長波長域の感度の改善である。この目的のために、イメージンテンシファイア（II）と HARP 撮像デバイスを、リレーレンズを介して接続するイメージングシステムが考えられている。しかし、リレーレンズ結合による光の利用率は数%に留まり、HARP 撮像システムの用途拡大に対して一つのネックになっていた。そこで、リレーレンズ結合に代わり、1 桁以上の光利用率が期待できるファイバカップリング手法が適用できる HARP 撮像管を試作、検討した。

直径 17.6mm、厚さ 3.1mm、コアのピッチ 5 μ m の FOP（Fiber Optic Plate）の表面を凹凸 20nm 程度に光学研磨し、その上に透明電極と HARP 光導電膜（6 μ m）を堆積させ、これを HARP 撮像管のターゲットに用いた。電子銃と組み合わせ、2/3 型 FOP-HARP 撮像管を試作した（図 11）。R、G、B の各入射光に対する信号電流ならびに暗電流特性は通常の HARP 撮像管のものと同等で、ターゲット電圧 670V で 10～100 倍のアバランシェ

増倍率を実現した。ダーク時に光導電膜表面に起因すると思われる欠陥（キズ）が認められたが、今後の表面処理技術の確立により抑制が可能であると判断している。

超高感度撮像システムの有効性の検証

平成 20 年度は、HARP 撮像デバイスの医療バイオ領域での有効な応用分野として微弱光の蛍光計測と手術用顕微鏡への適用を想定した撮像実験を実施した。

まず、手術中に腫瘍等を選択的に染色し、その蛍光計測により腫瘍等の部位を同定する光計測を想定し、ProtoporphyrinIX (PpIX) を含む測定試料を作製し、手術顕微鏡に放送用 CCD カメラと HARP カメラを装着し、それぞれ同一の試料を測定した。PpIX 蛍光を励起する光源には波長 407nm の半導体レーザを用いた。

実験の結果、PpIX の蛍光スペクトルの極大波長は 636nm の赤色蛍光であるが、臨床的に脳腫瘍で観測される PpIX 蛍光信号とほぼ同等の信号を発する PpIX 濃度の試料で CCD カメラに比べ高い信号強度が得られることから現状の HARP カメラシステムで応用は可能である。しかし、HARP カメラで観測可能な蛍光信号強度は肉眼でも観測できること、大きな蛍光信号を得るために励起光強度を増すと色素破壊によるブリーチング現象により蛍光信号強度の時間的減衰が短時間で生じやすいことなどから、肉眼では観測できない微弱な蛍光計測を支障のない励起光強度で行うには、更に 10 倍程度の赤色感度の増大が望まれると結論した。ただ今回の実験で用いた顕微鏡の光学系は HARP 撮像カメラによる蛍光計測に最適なものではないこと、平成 18 年度に本プロジェクトで開発した赤色増感型 HARP 光電変換膜では約 2 倍の感度向上が達成できていることなどを考慮すると、HARP 撮像システムの術中蛍光計測に十分適用可能であると判断する。

現在の手術用顕微鏡においては、明るく鮮明な視野を確保するために強い光源を利用するために手術部位ならびにその周辺の組織の熱損傷や術野表面の乾燥の促進など多くの副作用があり、照明強度を如何にして抑えるかという問題がある。そこで HARP 撮像カメラを手術顕微鏡に装着して、臨床的に許容できるレベルまで照明光を低減できるかを検討した。

使用した手術顕微鏡は両眼立体視ができるもので、一方に放送用 HARP カメラをリレーレンズを介して接続し、もう一方に製品に備え付けられている CCD カラーカメラを使い、同一被写体を撮影した。被写体には脳組織の模型を使った。その結果、同一の被写体照度のもとでの比較では、CCD カメラでは撮像できない明るさでも HARP カメラでは撮影が可能であることを確認できた。しかし、様々な条件で脳組織模型を撮影した静止画を脳神経外科の医師に提示して、脳外科手術に使用可能と考えられる画像を評価していただいた結果によると、十分に明るい被写体照度では HARP カメラによる画像よりも CCD カメラによる画像の方が、評価が高いという結果が得られた。この原因としては主観的評価には解像度も関係していると考えられる。したがって、HARP カメラで達成できる臨床的に許容される最低照度の評価には、画質等を考慮したさらなる検討が必要である。

今回、術中蛍光計測顕微鏡ならびに脳外科用手術顕微鏡での実験に使われた HARP 撮像カメラは重く、大きいと顕微鏡に接続するのが容易ではなく、また操作性も悪い。実用的なシステムを実現するには今後、カメラの小型化、軽量化が不可欠である。

次世代 HARP 撮像システムの適用領域の調査

HARP 撮像管を使ったカメラシステムは、低照度領域での高い感度と画質が得られ、現状では、他の撮像システムでは実現し得ない特徴をもつ。一方、カメラシステムの重量や形状の大きさ、強い光が入射する箇所で白つぶれが発生しやすいなどハイライト処理、速い動きの被写体に追従するための高フレームレート走査に課題を残している。そこで、HARP 撮像板について開発状況を調査した。技術的には 1 型、VGA のデバイスを試作、撮影可能な最低照度レベル 0.3 ルクス（満月程度の明るさ）、HARP 撮像管で問題となったハイライトでのブルーミングを抑えるアンチブルーミング動作ならびにアンチラグ動作を確認し、上述の HARP 撮像管がもつ課題を解決できる見通しを得た。しかし、各画素上の信号電荷を読み取る電子ビームの集束に磁界を使っている関係上、カメラは大型になり、現状では 3 板方式のカラー撮像ができない。今後、撮像板ならびにカメラの小型化を目指すと共に早期の実用化と低価格化への努力を期待したい。

(3) 超高感度撮像システムの開発評価と有効性の分析

緑色用 HARP 膜の開発

入射窓側の LiF 添加条件を工夫し、かつ Te 添加領域を光入射側に近づけることで、初期白キズの発生を 0~3 個程度のレベル抑えることができ、波長 540nm の光に対する光電変換効率も従来の 1.3 倍に高めた緑色増感型 HARP 膜を開発できた。この結果は、HARP 撮像システムの S/N 向上ならびに色再現性の改善に有効で、鮮明な画質が要求される医療バイオ分野ならびにエンターテインメント分野での適用領域拡大に貢献できる。

赤色用 HARP 膜のさらなる光電変換効率の向上

これまでの HARP 撮像デバイスの S/N は、最も光電変換効率の低い赤色用 HARP 膜から得られる赤チャンネルの S/N に強く影響を受けることや色再現性からも一層の赤色光増感による分光感度特性の改善が望まれていた。今回、チャンネル専用の HARP 膜として赤白キズの発生を抑制する電界緩和層を厚くし、従来の赤色増感型 HARP 膜よりも長波長光での光電変換効率を 2 倍に高めることができる赤色増感型 HARP 膜を開発した。この結果は、緑色光、赤色光での光電変換効率の向上と白キズ発生の抑制による色再現性の向上とデバイスの安定動作につながり、色の再現性を重視する分野へ応用領域を広げることにつながる。

ファイバーオプティクスプレート (FOP) を基板として用いた HARP 撮像デバイス (FOP-HARP 撮像管) の開発

FOP-HARP 撮像管を試作し、その性能を評価した結果、FOP の表面処理技術が十分確立していないためと考えられる画像欠陥が若干発生したが、分光感度特性、光導電膜の膜厚に対応する信号増倍率ならびに暗電流特性が得られることを確認できた。画像欠陥の経時変化については今後も継続して調査する必要がある。

FOP-HARP 撮像システムはレンズを使った通常の撮像ではなく、FOP 付きの発光体、例えば蛍光面とファイバ結合で使用するものであるから、それにより十分なメリットが引き出せる下記の用途 (特に動画像の撮像分野) 等では非常に有効であると判断する。

- ・イメージンテンシファイアと組み合わせ、可視域の極低光量下での撮像や赤色成分の多い被写体の撮像、更には近赤外域での撮像分野
- ・FOP 付蛍光出力面との組み合わせで微弱な蛍光像の観測を容易にする透過型電子顕微鏡の分野
- ・X線用のシンチレータ付 FOP と組み合わせたX線イメージング分野
- ・その他としてファイバスコープ型の軟性内視鏡の分野

HARP 撮像カメラの高画質化・多機能化と操作性の改善

a. 信号電流の均一化による色残像の低減

開発した赤色増感型 HARP 膜を撮像カメラの赤チャンネルに適用し、R チャンネルの信号電流を 2 倍に高めることで、これまで R、G、B 各チャンネル間の出力信号電流の差によって発生していた色残像の低減が実現できた。この結果、動画の画質と色再現性が大幅に向上し、動きの激しい被写体の撮像に有効であることを確認した。動いている飛行体からの撮影や伸縮する血管機能の観察、同定、更に、低照度の条件下で撮影された映像と十分な照明下で撮影された映像との整合が容易になるなどエンターテイメント分野での貢献も大きい。

b. 映像設定の自由度向上と新規のカメラコントロールユニットの導入によるカメラの操作性向上

DSP 内のデジタル信号処理用ソフトの追加及び FPGA の内容変更により R、G、B 各チャンネルの DTL、マスキング、ガンマなどの信号処理を高精度に調整できる機能を実現、更に HARP カメラの各種機能を簡便に設定できるコントロールパネルを新規に開発し、カメラの操作性の向上を図った。この結果、カメラ操作者の技量に依存せず、幅広い撮影条件下で最適な画質を設計でき、撮影条件の急な変化にも即時に対応できるなど HARP 撮像システムの適用領域の拡大に有効であることを確認した。

c. 地磁気によるレジストレーションずれの抑制

カメラ周辺の地磁気が HARP 撮像管に及ぼす影響を最小限に抑える方法として、カメラの磁気シールドについて運用時の利便性を考慮した検討を行い、地磁気によるレジストレ

ーションずれを平均で2画素程度に抑えることが可能であることを確認した。

撮像管カメラの位置や方向を変えた場合、地磁気の方角と撮像管の方向の相対関係が変化するために、撮像管の周囲に配置された偏向ヨークや集束コイルによる磁界が影響を受け、電子ビームの走査位置に誤差が生じる。カラーカメラでは、R、G、B 3本の撮像管が互いに異なる角度で取り付けられているために、地磁気の影響も互いに異なり、被写体のエッジ部に沿って色つきの輪郭が生じる。このレジストレーションずれは、高画質なハイビジョンカメラを産業や医療など広く一般の用途に広げる際には特に大きな問題となる。

レジストレーションずれ対策としては、撮像管内部の磁界を偏向ヨークの制御などによって補正する方法と、地磁気が撮像管内部に入らないように遮蔽する方法が考えられる。ここではカメラの運用性を考慮して、従来カメラの大きさを大幅に変えないシールドケースの形状と装着位置を検討し、磁気シールドケースで R、G、B チャンネルの撮像管の光導電膜をプリズムユニットごと覆うことで、HARP 撮像カメラの重量ならびに大きさを殆ど変えることなくレジストレーションずれを大幅に抑制でき、広い応用分野でハイビジョンレベルの画質を得る道を拓いた。(図4)

以上のように、超高感度撮像システムの高度な活用に関するフェージビリティスタディの中で行われた超高感度撮像デバイスの改良やカメラの改善により出力信号の S/N 向上、残像の低減、光電変換膜の白キズ抑制による信頼性の向上、地磁気によるレジストレーションずれの抑制に伴う画質の向上などいくつかの点で性能向上が実現した。

現在、HARP 撮像デバイスの競合製品として、市場に出回る超高感度撮像デバイスには、EMCCD (Electron Multiplication CCD)、EBCCD (Electron Bombardment CCD) と II (Image Intensifier) がある。表1に超高感度撮像デバイスの6つの代表的な応用分野について、それぞれの適用性の比較を示す。現状では高い増倍率をもつ II (Image Intensifier) が最も光感度が高いが、高い画質が得られ難い。EMCCD も光感度が高く、かつ低照度領域でノイズが小さい優位性をもつが、動作温度が-80 ~ -90 と低く、大型の冷却装置を必要とするなど操作性に課題がある。星明り程度の明るさから昼間の明るさまでに相当する光量下の被写体を、付加ノイズが少なく、鮮明な画質で撮像できる超高感度撮像デバイスとしては HARP 撮像デバイスがそれぞれの応用分野で最も適用性が高いと判断できる。

以上の考察で分かるように性能的には HARP 撮像システムの適用分野は広く、それぞれの分野で実用化への期待は大きい。現状でそれを阻む要因に HARP 撮像デバイスのコストの他に、使い勝手の面で据え置き型を除くとカメラの重さと大きさがある。しかし、これらは今後、次世代 HARP 撮像板が量産可能になり、撮像システムが小型化・軽量化されれば、コスト面も含めて超高感度 HARP 撮像システムの将来性は高いと判断できる。

表1 HARP と他の高感度デバイスとの比較

応用例	監視	医療用 蛍光撮影	バイオ イメージング	透過電顕 (TEM)	微粒子可視化	表面検査
要求される 機能	耐周囲温度 カラーバランス	高画質 ハイコントラスト 直接変換	究極の高感度 定量性 解像度 カラーバランス ハイスピード システム化	高画質 ハイコントラスト 高解像度 なめらかな動画 無振動 FOPアップリンク*	高画質 動画 ワイドDレンジ 微分適性	高画質 解像度 コスト 大面積 システム化
HARP	○	○	○	◎	◎	○
EMCCD	◎	○	◎	△	△	○
EBCCD	○	△	△	△	△	△
I.I.	◎	△	◎	○	△	△

(4) 適用領域のまとめ

現状の HARP 撮像システムに関しては、形状、重量からくる運用上の制約がある。これらの点は、次世代撮像デバイスと期待される HARP 撮像板の今後の開発、実用化で解消できる判断している。

更に、FOP 基板表面を高精度で平面研磨する加工技術に現在、若干の課題を残すが、この基板上に HARP 膜を形成し、超高感度 HARP 撮像デバイスに適用できる見通しが立った。この結果、HARP 撮像デバイスを、不可視画像などを高感度・高画質で可視化できる II などと少ない光損失で結合することができ、超高感度 HARP 撮像システムの適用領域をオーロラ観測で代表されるような極低光量下での天空観測や極微弱な蛍光計測、更には煙や霧等を通して向こうを見る火災監視や洋上監視などの赤外線応用、透過型電子顕微鏡の出力蛍光像の観測や低被爆 X 線診断など極低照度画像や不可視画像領域への拡大が可能となる。

これまでの検討結果から得られた超高感度 HARP 撮像システムの性能が十分発揮できる適用領域を表 2 に示す。

表2 超高感度撮像システムの適用領域と要求仕様

	キーワード (細目) 安心・安全・環境	感度 (ルクス)	最大照度 (ルクス)	解像度 (分解能) (ピクセル)	使用波長 範囲 (nm)	露光時間 (fps)	使用上の特徴	使用環境	その他
富士通	夜間の広域監視	0.01	100	1920x1080	400~800	1~30	被写体は静止が中心		感度重視
	交通監視	0.5	2000	1920x1080	400~800	30~100	被写体が移動	画角ほぼ固定	速度重視
	入店者の顔認識	1	500	1920x1080	400~800	30	昼間・夜間併用	画角ほぼ固定	コスト重視
	その他	0.001	1	1920x1080 ~640x480	500~600	30	IIに入射するパルスレ ザ波長は800~900nm	IIと組合せ	
富士通	臨床での診断・ 手術	50		1920x1080	400~800	30	ファイバースコープ内視 鏡/顕微鏡に接続	医師が画面を 見ながら手術	色再現性・画 質・感度重視
	病室の監視	50	1000	1920x1080	400~800	30	両眼立体視への対応	医師が画面を 見ながら手術	色再現性・画 質・感度重視
	バイオ・生命科学 の構造解析・観察	0.1	500	1920x1080	400~800	30	昼間・夜間併用	画角ほぼ固定	コスト重視
	天体観察	0.01	10	1920x1080	400~1000	30~500	長時間観察、選択的治 療	IIと組合せ	感度重視
富士通	構造解析等	0.01		1920x1080	400~800	10~30		画角ほぼ固定	感度重視
	エンターテインメ ント	0.001	10	1920x1080	400~800	1	被写体が静止		解像度・色再 現性重視
	航空測量 損保査定 車載用途 高速撮影用途	0.001	10	1920x1080	500~600	30	電子線量低減		
	飛行体、移動体搭載カメラ からの撮影 動作解析等	5	10	1920x1080	400~800	30	航空機の対地速度 250Km/h (撮影頻度 2fps)	画角ほぼ固定	解像度・色再 現性重視 画質・速度重 視

(注) II：イメージインテンシファイア

参考文献

- [1] N. Egami, M. Nanba, Y. Takiguchi, K. Miyakawa, T. Watabe, S. Okazaki, K. Osada, Y. Obara, M. Tanaka, S. Itoh : “50x50 μm pixel magnetic focus field emitter array image sensor with high-gain avalanche rushing amorphous photoconductor target”, *JVST B*, 23, 5, pp.2056-2062, 2005.
- [2] M. Nanba, Y. Hirano, Y. Honda, K. Miyakawa, Y. Ookawa, T. Watabe, S. Okazaki, N. Egami, K. Miya, K. Nakamura, M. Taniguchi, S. Itoh: “640x480 Pixel HARP Image Sensor with Active-matrix Spindt-type FEA”, *IDW06, FED1-4*, pp.1817-1820, 2006.
- [3] C.A. Spindt, I. Brodie, L. Humphrey, E. R. Westerberg: “Physical Properties of Thin-film Field Emission Cathodes with Molybdenum Cones”, *J. Appl. Phys.*, 47, 12, pp. 5248-5263, 1976.
- [4] S. Itoh, N. Mutoh, M. Tanaka, T. Tonegawa, “Development of Field Emission Display”, *Tech. Digest 16th IVMC, I3-1*, pp.19-20, 2003.
- [5] 大川, 宮川, 鈴木, 高畠, 江上, 谷岡, 小林, 小楠, 平井 : “実用型新 Super-HARP 膜”, 2001 年映情学年次大, 23-7, pp.345-346, 2001.
- [6] 大川, 宮川, 松原, 菊地, 鈴木, 久保田, 江上, 谷岡, 小林 : “超高感度 15 μm 厚 HARP 光電変換膜”, *映情学誌*, 62, 10, pp.1641-1648, 2008.
- [7] 本田, 瀧口, 難波, 渡部, 江上, 宮, 中村, 谷口 : “アンチブルーミング FEA-HARP”, *映情学技報*, 32, 50, pp.1-4, 2008.
- [8] N. Negishi, Y. Matsuda, R. Tanaka, T. Nakada, K. Sakemura, Y. Okuda, A. Watanabe, T. Yoshikawa, K. Ogasawara, M. Nanba, S. Okazaki, K. Tanioka, N. Egami, N. Koshida: “Development of a high-resolution active-matrix electron emitter array for application to high-sensitivity image sensing”, *JOURNAL OF VACUUM SCIENCE & TECHNOLOGY B*, 25, 2, pp.661-665, 2007.

4 スタディの今後の課題及び展開

(1) 課題のまとめ

本スタディの中で行われた撮像デバイスの改良やカメラの改善により、HARP 撮像管を用いた超高感度撮像システムの性能向上や操作性向上が実現でき、また、他の超高感度撮像システムである EMCCD (Electron Multiplication CCD) や EBCCD (Electron Bombarded CCD)、II (Image Intensifier) との比較調査の結果、特別な冷却機構が不要である点や画質等の点で HARP 撮像管の優位性を確認した。しかし、監視分野や医療・バイオ分野での有効性検証実験の結果、HARP 撮像管を用いた超高感度撮像システムのさらなる適用分野拡大を図る場合、製品コスト、カメラの重さと大きさ、ハイライト入射時の画質、長波長光 (赤～近赤外) 感度の不足等の課題があることが明らかになった。

現在、次世代超高感度撮像デバイスとして開発されている、HARP 光電変換膜と冷陰極アレイを対向させた構造の冷陰極 HARP 撮像板 (FEA-HARP) は全長が 10mm と撮像管 (全長 100mm) に比べて飛躍的な小型化が図られており、また、量産化も可能となる。更に水平ブランキング期間中に信号電荷処理を行うことで、高輝度被写体撮影時のブルーミングを抑制する機能などを付加することができるため、今後、冷陰極 HARP 撮像板が実用化されれば、前記の課題のうち、製品コスト、カメラの重さと大きさ、ハイライト入射時の画質は解決できる。赤色感度の不足については、増感材増量によるアプローチのほか、本スタディで試作した FOP (Fiber Optic Plate) -HARP 撮像デバイスと II を組み合わせることにより赤～近赤外領域での感度を向上させる手段が考えられる。

(2) 今後の展開

現在、冷陰極 HARP 撮像板の早期の実用化に向けて、画素の微細化、多画素化、新しいビーム集束技術の開発が進められており、その実現が待たれる。超高感度撮像システムの小型化、性能向上により、監視用途、臨床医療、医学・バイオ等の学术研究、一般産業、映画等のエンターテインメントに至る幅広い領域において撮像に関する大きなブレイクスルーが期待でき、そのシステム実現により国民に安心・安全のための情報をもたらすことができる。また、超高感度という特性を生かした今までにないコンテンツ制作・利活用が可能になり、さらなるデジタルコンテンツの普及促進が期待できる。今後は、本スタディの成果をもとに、実用化に向け、関連企業・機関の協力を得て小型化・軽量化の開発を展開し、製品化に結び付けていきたい。

- 禁無断転載 -

システム開発 20 - F - 10

超高感度撮像システムの高度な活用
に関するフィージビリティスタディ
報告書

- 要 旨 -

平成21年3月

作成 財団法人 機械システム振興協会
東京都港区三田一丁目4番28号
TEL 03-3454-1311

委託先 財団法人デジタルコンテンツ協会
東京都千代田区一番町23番地3
TEL 03-3512-3900