

USD. These items are consumer products and widely available through online shopping. The equivalent commercially used endoscope image processor costs over 10,000 USD.

The other examples, such as the endoscopic surgery training system had the similar tendency. The research systems from research laboratory were expensive, had number of functions that were customizable but required the inventing researcher's attendance to use.

Impact of SCC / Lowering the Barrier to Clinical Persons Try New Technology

We believe that these characteristics of SCC, 1) small, 2) single-purpose, 3) UI-less turn-key system 4) in lower cost will work positively to lower the barrier to try new technology by clinical persons at clinical environment. Because these characteristics will ease certain barriers that often prevent new ideas proceed to clinical research before discussing safety and effectiveness. Trying is crucially important for a new idea to be understood and SCC will contribute to demonstrate the new idea in clinical environment by clinical persons.

Future Extension Plans

We are currently working on the following extensions: 1) remote UI by smartphone or tablet, 2) Windows and Linux support, 3) wiki site for developer and user information and organizing a developer – clinical user community.

Acknowledgement

This work has been partially supported by NEDO P10003 and MHLW H24-Area-Norm-007.

Reference

- [1] S. Pieper, M. Halle, R. Kikini. *3D SLICER*. proc. 1st IEEE Intl Symp Biomed Imag: From Nano to Macro 2004; 632-635, 2004.
- [2] T. Suzuki, K. Yoshimitsu, Y. Muragaki, H. Iseki. *Intelligent Operating Theater; Technical Details for Information Broadcasting and Incident Detection System*, J Med Biol Eng, 33(1):69-78, 2013.
- [3] J. Yamashita, H. Murata, K. Tomoda, Y. Baba. *An in-situ Tele-mentoring System for Training Endoscopic Surgery in the Operating Room*. Simulation in Healthcare, 7(6):558-9, 2012
- [4] W. Fujisaki and S. Nishida. *Audio-tactile superiority over visuo-tactile and audio-visual combination in the temporal resolution of synchrony perception*, Exp Brain Res 198:245-59, 2009.

S2-03

立体神経内視鏡を用いた経鼻手術とその工夫

吉本 幸司、迎 伸孝、吉川 雄一郎、天野 敏之、村上 信哉、中溝 玲、溝口 昌弘
九州大学大学院医学研究院 脳神経外科

【はじめに】現在当院では最近開発された立体神経内視鏡を導入して経鼻手術を中心に手術を行っている。手術中に立体内視鏡を用いた手術操作にはいくつかのピットフォールがあり、今回は当院での立体視に基づく手術環境やその工夫、注意すべき点について報告する。【方法】立体神経内視鏡システムとして、スコープ外径4.7mm、有効長180mmのフルハイビジョン立体内視鏡（町田製作所）を用い、32型3D LCD モニター（パナソニック製）を頭側に配置する。最適な立体視が可能ないように3Dモニターは術者の立ち位置から約1-1.5mの距離とする。偏光メガネをかけて立体視による手術操作を行うが、助手以外にも介助ナース、麻酔科医や学生などにも偏光メガネをかけてもらい毎回立体視やその副作用について意見を収集した。これまでに12例（下垂体腺腫9例、頭蓋咽頭腫2例、斜台部腫瘍1例）の経鼻手術を本システムだけを用いて行った。【結果】全例で立体視を行いながらの手術操作が可能であったが、巨大下垂体腺腫、頭蓋咽頭腫、斜台部腫瘍など特に深部操作が必要になる症例で立体視が有効であった。手術時間は平均4時間程度であったが、偏光メガネをかけての立体視操作による副作用は多くのスタッフも含めてほとんどなかった。また手術操作中にある程度画面を見る角度や位置を変えても立体視は可能であった。ただし立体内視鏡は先端が2レンズとなっているため一方が汚れると画面は見えていても立体視が出来なくなるので注意が必要である。【結論】現時点での立体神経内視鏡システムの課題は、解像度が2Dハイビジョン内視鏡より劣ること、2D内視鏡より視野角が狭いことである。また立体視についてはその能力や副作用についての個人差が大きいという点を念頭に置く必要がある。しかし立体視での内視鏡操作の有用性は疑いがなく、今後最適な使用法や疾患の選択などについて症例を蓄積する必要がある。

S2-04

2D、3D 神経内視鏡併用での経鼻的傍鞍部手術経験

柿澤 幸成、荻原 利浩、本郷 一博
信州大学 医学部 脳神経外科

【目的】2D神経内視鏡での最大の問題点は奥行きが分かりにくいことである。2Dで視認することで、今までの経験を生かし、見え方や内視鏡挿入度合いでその多くは解消しているのは事実ではあるが、実際の奥行きが分かった方が良いのは間違いない。我々は最近立体内視鏡を利用する機会を得たため、倫理委員会での承認の後、傍鞍部腫瘍摘出手術にて使用してみたので、その使用経験を報告する。【対象】2013年3月以降、傍鞍部腫瘍症例15例において立体内視鏡（新興光機製 4.7mm 径 0, 30度）を内容説明後、承諾の上使用した。既存の2D内視鏡システム（Storz製 4mm 径 0, 30, 70度）を併用した。【結果】鼻部でのアプローチにおいては細い2Dの方が操作性が高く、やや太い3D内視鏡は血餅の付着にて片目のみとなりたり不自由を感じた。蝶形骨洞前壁に至るあたりから蝶形骨洞内操作時には3D内視鏡の奥行きを観察に有用であり、ドリリングの際の安全性に寄与した。解像度は0.2mmの分解能は2D、3Dともに十分であったが、表示方法のため、縦方向半分となる。色調は2D、3Dで遜色なかった。特に海綿静脈洞内腫瘍浸潤にて正常構造物が壊れている症例において、腫瘍摘出時の2D観察下では分かり得なかった奥行きを3D利用で把握され、安全性向上に寄与した。発熱は、手で感知できないほどであった。偏光眼鏡を装着するため、特有の薄暗さを感じたが、見えるべき組織が見えないということはなく、眼精疲労は感じなかった。3D内視鏡使用による合併症はなかった。【結語】従来顕微鏡下経鼻的手術において術者以外には分かり得ない部分が多々あったが、このシステムを利用することで、手術場にいる全員が経験を共有できるため、教育面で有利である。現時点においては3D内視鏡のみでの手術は解像度の点で問題が生じ、2D内視鏡との併用が望ましいと言えるが、更なる機器の発展により3D内視鏡の活躍する機会が増えると思われる。

O9-1

内視鏡下経鼻下垂体腫瘍摘出術でのヘッドマウントディスプレイの使用経験

畑崎 聖二¹、小林 正佳²、鈴木 秀謙¹¹三重大学 大学院 医学系研究科 脳神経外科、²三重大学 大学院 医学系研究科 耳鼻咽喉・頭頸部外科

【はじめに】下垂体部病変への手術は周辺器具の進歩に伴い、顕微鏡手術から内視鏡手術へ、さらに内視鏡はハイビジョン化、そして今後は3D内視鏡の導入が見込まれる。そんな中、医療用として、新たな内視鏡モニターとして発売されたヘッドマウントモニター (Sony製、HMS-3000MT) を当院下垂体手術で使用する機会を得たので、その使用経験を報告する。【機器】ヘッドマウントモニター (HMM-3000MT)・ヘッドマウントイメージプロセッサユニット (HMI-3000MT)、内視鏡システム (STORZ IMAGE1 HUB HD、4mm硬性鏡)、ナビゲーション (StealthStation)。【方法】非機能性下垂体腺腫に対する、耳鼻科・脳神経外科共同での内視鏡下経鼻腫瘍摘出術。術者・助手はそれぞれにヘッドマウントモニターを装着し、看護師などそれ以外のスタッフは通常通りのモニターで観察。【結果】モニターの重さは今回の操作時間 (3時間弱) ではそれほど気になることはなかった。また顔の位置を自由に保つことができる為、特に助手では楽であった。モニター装着中も目線を下に向けることで直視下の操作が概ね可能であった。ナビゲーション画像は切り替えてフル画面表示やPinP表示することも可能であった。見え方は、両眼前に画像が占められることで臨場感と立体感が得られる印象であった。ただ設定 (レンズの幅、固定バンドの位置・強さ、など) がずれた時にはピントがずれたり画質が低下する為、使用者が不潔になるか介助者の助けを要した。【結語】装着後の微調整時などが必要な際などの不自由はあるものの、通常モニターでは感じにくい臨場感や立体感が感じられた。今回は機会がなかったが、3D内視鏡ではよりその恩恵が得られることが期待される。

O9-2

3D 神経内視鏡での経鼻的傍鞍部手術の有用性

柿澤 幸成¹、荻原 利浩¹、本郷 一博¹、千葉 敏雄²¹信州大学 医学部 脳神経外科、²東京大学 先端医療機器情報学連携講座

【目的】2D神経内視鏡での最大の問題点は奥行きが分かりにくいことである。2Dで視認することで、今までの経験を生かし、見え方や内視鏡挿入度合いでその多くは解消しているのは事実ではあるが、実際の奥行きが分かった方が良いのは間違いない。我々は最近立体内視鏡を利用する機会を得たため、倫理委員会での承認の後、傍鞍部腫瘍摘出手術にて使用したので、その使用経験を報告する。【対象】2013年3月以降、傍鞍部腫瘍症例23例において立体内視鏡 (新興光機製 4.7mm径 0, 30度) を内容説明後、承諾の上使用した。既存の2D内視鏡システム (Storz製 4mm径 0, 30, 70度) を併用した。【結果】鼻内では若干3D内視鏡の太さにおいてわずかに不利ではあるが、鼻内構造物の把握において良好な視野が得られた。蝶形骨洞前壁に至るあたりから操作感の不自由さは減り、腫瘍摘出に際しても奥行きが分かることで摘出時の無駄な操作は減った。解像度は理論的に3Dでは半分とされるが、特に問題とならなかった。色調は2D、3Dで遜色なかった。特に頭蓋底腫瘍の浸潤にて正常構造物が壊れている症例において安全性向上に寄与した。発熱は、手で感知できないほどであった。縫合針の把握が容易であった。偏光眼鏡を装着での薄暗さを感じたが、眼精疲労は感じなかった。レンズを回転した場合、天地がずれるため手元操作の不具合の可能性はあった。3D内視鏡使用による合併症はなかった。【結語】3D内視鏡を利用することで、手術場にいる全員が経験を共有できるため、教育面で有利である。顕微鏡術者から内視鏡への移行へのハードルは下がるであろう。現状において3D内視鏡に弱点はあるが、今後さらに開発が進めば、より重視されるツールとなると実感した。

O9-3

経鼻下垂体手術における術中モニタリングの適応と限界

佐藤 拓¹、岸田 悠吾¹、渡邊 督²、村上 友太¹、黒見 洋介¹、山田 昌幸¹、織田 恵子¹、市川 優寛¹、佐久間 潤¹、齋藤 清¹¹福島県立医科大学 医学部 脳神経外科、²名古屋第二赤十字病院 神経内視鏡センター

【はじめに】経鼻内視鏡手術は拡大術が施行されるに伴い、術後に視機能障害など神経症状が悪化する危険性がある。我々が経鼻下垂体手術に用いている術中モニタリングの適応と限界について検討した。

【対象・方法】対象は2009年以降に当科で経鼻内視鏡手術を施行した症例のうち、術中に視機能に影響がおよぶと考えられ、術中VEPおよび眼球運動のモニタリングを行った下垂体腺腫の23例である。

【結果】VEPは20例に行ったが、すでに眼球が摘出されていた1例1眼と高度に視力が低下していた1例1眼に対してはVEPを施行しなかった。VEPの振幅が不変であったものは25例でそのうち術前に完全な両耳側半盲を来していた症例の1眼で術後に視機能が悪化した。13眼にVEPの振幅の変動を認めたが、手術終了時にはVEPは回復傾向にあり術後に視機能が悪化した症例はなかった。眼球運動のモニタリングは海綿静脈洞内の動眼神経や外転神経の同定に有用であったが、モニタリングを行ったとしても海綿静脈洞内の腫瘍摘出には限界があった。

【結論】術中モニタリングにより手術操作を中断したり剥離操作を変更することにより症状の悪化を防ぐことが可能であった。VEPは術前の視機能障害が高度である場合には視機能の悪化を捉えることが困難な症例があるため、注意が必要である。また、眼球運動のモニタリングを用いることで海綿静脈洞内の病変に対してより安全にアプローチが可能となるものの、モニタリングにより海綿静脈洞内の腫瘍の摘出を向上するか否かについては今後症例を積み重ね、検討する必要がある。

Development of Ultra high sensitivity CMOS HD camera for endoscopic surgery

Hisae Aoki, MD, Toshiyuki Mori, MD, PhD, Hiromasa Yamashita, PhD, Toshio Chiba, MD, PhD

NHO Murayama Medical Center, Kyorin University, National Center for Child Health and Development

Objective of the device

Laparoscopic surgery has been spread rapidly with development of equipment. Laparoscopic surgery is performed while watching the image that is projected on the monitor out, and that is required high quality image. So in the field of the camera, development has been progressed remarkable such as high-definition camera and 3D camera. In a high-quality surgical endoscope system is now obtained by the 3CCD system. However it is difficult to watch operating area under low-light. The endoscope light source currently being commonly used 6 lux. In the scope of the small diameter, the amount of light (6 Lux) will not be enough light to see. Also there is another problem. It's possible to happen complications such as burn caused the light source. We developed new camera that use CMOS image sensor and could be made more sensitivity. Using those camera can be made comfortable to watch and operate and doesn't need powerful light source.

Description

As a feature, it is an ultra-sensitive and high-definition. It has a wide range of spectral sensitivity characteristics. Unlike the CCD, this camera is not required the cooling system. Miniaturization is possible. And less power consumption could be possible. It's used a 2/3 inches format color CMOS image sensor as the imaging device. The number of output pixels 1.47 million pixels. Minimum illumination is 0.01LUX. The camera head is 50mm (W) × 50mm (H) × 50mm (D). Head weight is 170g. It can be connected to all the rigid endoscope.

Preliminary results

Using ultra high sensitivity CMOS HD camera, images were taken dark field to the bright field. In general illuminance of the meeting room is 300-800 lux and under the street light is 1-5 lux. The illuminance under moonlight is 0.01- 0.1lux. The quality of images taken with a 300 lux and images taken with 1 lux illumination was comparable.

Conclusions/Future directions

Ultra high sensitivity CMOS HD camera could be advanced development in laparoscopic surgical field. It can be expected to spread in the field of laparoscopic surgery as well as for fetal surgery area, the field of ophthalmology. Moreover, further miniaturization is possible in the near future and it would be cost savings. We have now developed a greatly improved version with CMOS image sensor. This camera is a powerful tool for watching surgical area at low-light

conditions. In future we will need to experiment for practical use.

Session: Poster Presentation

Program Number: ETP012



([http://www.sages.org/wp-content/uploads/posters/2013/50541.jpg?](http://www.sages.org/wp-content/uploads/posters/2013/50541.jpg?5de44c)

5de44c)

« [Return to SAGES 2013 abstract archive](http://www.sages.org/meetings/annual-meeting/abstracts-archive/?meeting=2013) (<http://www.sages.org/meetings/annual-meeting/abstracts-archive/?meeting=2013>)

Ultrasensitive Endoscope using CMOS HD Camera for “Surgery in the Dark”

Hiromasa Yamashita¹ Hisae Aoki² Tsuneo Fukuyo³ Toshiyuki Mori⁴ Toshio Chiba⁵

^{1,5} Clinical Research Center, National Center for Child Health and Development

² Department of Surgery, National Hospital Organization Murayama Medical Center

³ Shinko Optical Co. Ltd. ⁴ Department of Surgery, Kyorin University

¹ Yamashita-h@ymail.plala.or.jp ² hisae.aoki.m.d@gmail.com ³ shinko-koki@par.odn.ne.jp

⁴ mori@ks.kyorin-u.ac.jp ⁵ chiba-t@sea.plala.or.jp

Abstract: Recently needs of more sensitive imaging device becomes higher in laparoscopic surgery. In this paper we propose a new endoscope using CMOS HD camera for ultrasensitive color imaging. For feasibility study, at first we compared visible imaging with our camera using a single LED light and a conventional 3CCD camera using 300W xenon light source. Next we compared fluorescence imaging of indocyanine green with our camera and previously developed EM-CCD camera. Our camera can detect color image of target object under only 1/100 illumination intensity condition using a single LED light. About fluorescence imaging, our camera can display brighter ICG light than EM-CCD camera. In conclusion, our new ultrasensitive endoscope using CMOS HD camera performed clear visible imaging under weak light using only a single LED light, and bright fluorescence imaging of ICG. For future works, we will evaluate the camera *in vivo* experiments.

1. Introduction

In laparoscopic surgery conventional endoscopes require strong light source of a few dozen to hundred watt with strong light and heat, which involves occasional intraoperative thermal burn. And smaller endoscopes for minimal invasive surgery require stronger light source because of a small number of light fibers for illumination. On the other hand for endoscopic imaging of involvement of lymph nodes, some devices to detect faint fluorescence are necessary. For these issues, needs of more sensitive imaging device becomes higher.

We have already developed high sensitive endoscopic camera using a high-gain avalanche rushing amorphous photoconductor (HARP) [1] and fluorescence endoscope with high sensitive CCD camera [2, 3]. In this paper we propose a new endoscope using CMOS HD camera for ultrasensitive color imaging.

2. Method

Our new CMOS HD camera with 10mm endoscope is shown in Fig. 1, and its specifications are in Table 1. The camera head is connectable to current standard rigid endoscope. The CMOS image pickup device performs more sensitive imaging than conventional endoscopic camera by specific integral elongation treatment of maximum 64 times. In addition the camera has broad spectral sensitivity characteristic to detect near-infrared light.

For feasibility study, at first we compared visible imaging with the new CMOS HD camera using a single LED light driven by 4.5 volt button battery and a conventional 3CCD camera (specifications are in Table 2) using 300W xenon light source. Next, we compared fluorescence imaging of indocyanine green (ICG) with the new CMOS HD camera and previously developed EM-CCD camera (specifications are in Table 3). We used

300W xenon light source to excite ICG, which is excited by around 800 nm light and emits 845 nm near-infrared light. In these comparisons, we used a 10-mm endoscope (SK-2D10SK, Shinko Optical Co. Ltd).

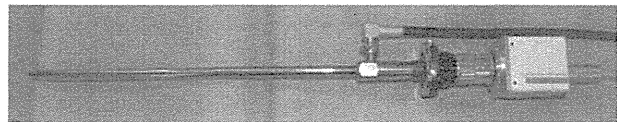


Fig. 1. New CMOS HD camera with 10mm endoscope.

Table 1 Specifications of the new CMOS HD camera.

Image sensor	2/3 inches CMOS
Output pixel	1.47 million
Camera head dimensions	45(W) x 45(H) x 50(D) mm
Weight of camera	170 g
Cooling system	Unnecessary

Table 2 Specifications of the conventional 3CCD endoscopic camera.

Image sensor	1/3 inches CCD
Output pixel	0.33 million
Camera head dimensions	38(W) x 48(H) x 55(D) mm
Weight of camera	100 g
Cooling system	Unnecessary

Table 3 Specifications of the previously developed EM-CCD fluorescence endoscopic camera.

Image sensor	2/3 inches EMCCD
Output pixel	0.33 million
Camera head dimensions	65(W) x 65(H) x 65(D) mm
Weight of camera	218 g
Cooling system	Necessary

3. Result

3.1 Visible imaging comparison

Results of comparison are shown in Fig. 2. To measure illumination intensity of endoscope, we used a light meter (DT-1308, CEM). Illumination intensity conditions in the comparison are shown in Table 4.

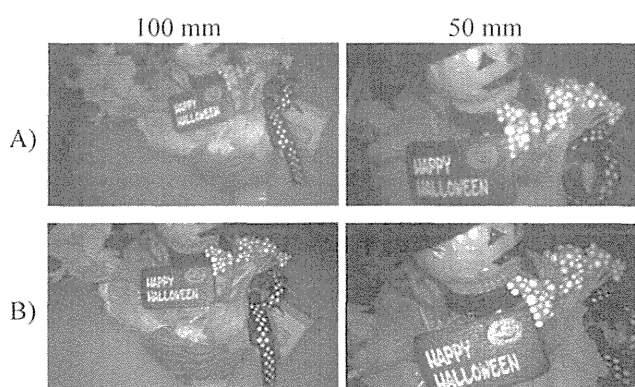


Fig. 2 Visible imaging with the new CMOS HD camera using a single LED light (A) and a conventional 3CCD camera using 300W xenon light source (B). Distances from an object to distal end of the endoscope are 100 mm and 50 mm,

Table 4 Illumination intensity conditions in the comparison of visible imaging.

Distance from target	100 mm	50 mm
Single LED light	100 lx	200 lx
Xenon light source	10,000 lx	20,000 lx

3.2 Fluorescence imaging comparison

Results of comparison are shown in Fig. 3. We used xenon light source with fluorescence filter, of which illumination intensity conditions were same as 3.1. Target object was ICG solution (2.5×10^{-2} mg of ICG + 5% albumin) in a microtube. Distances from an object to distal end of the endoscope are 100 mm and 50 mm,

4. Discussion

We developed ultrasensitive endoscopic camera using CMOS HD imaging pickup device. Our camera can detect color image of target object under only 1/100 illumination intensity condition using a single LED light, contributing to electric power saving "Surgery in the Dark".

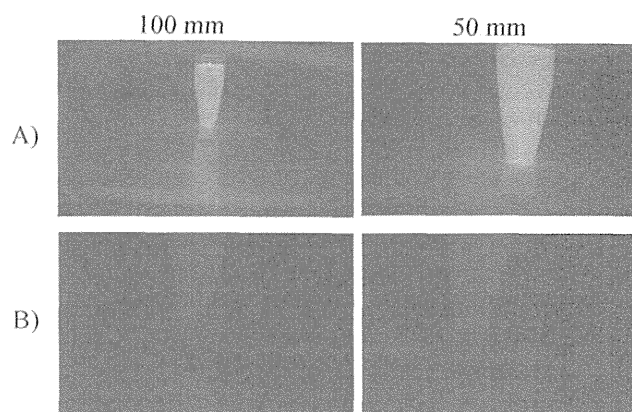


Fig. 3 Fluorescence imaging of indocyanine green (ICG) using 300W xenon light source with the new CMOS HD camera (A) and a EM-CCD camera (B).

Furthermore our camera can give bright 3D endoscopic view through a couple of extremely small lenses in small 3D endoscope (e.g. HD-5.4S, Shinko Optical Co. Ltd).

About fluorescence imaging, our camera can display brighter ICG light with hboring region than EM-CCD camera because of its broad spectral sensitivity characteristic. For next step, we will examine imaging of ICG in blood vessels of animals.

5. Conclusion

Our new ultrasensitive endoscope using CMOS HD camera performed clear visible imaging under weak light using only a single LED light, and bright fluorescence imaging of ICG. For future works, we will evaluate the camera *in vivo* experiments.

A part of this work was supported by Health and Labour Sciences Research Grants (H24-Area-Norm-007).

References

- [1] K. Kim, M. Kubota, Y. Ohkawa, T. Shiraishi, T. Kawai, A. Kobayashi, H. Yamashita and T. Chiba. "A novel ultra-low illumination endoscope system" *Surg Endosc.* Vol. 25, No6, pp. 2029-2033, 2011.
- [2] A. Ishiyama, K. Kim, H. Yamashita, Y. Miyamoto, S. Enosawa and T. Chiba. "New fluorescence endoscope for use in twin-twin transfusion syndrome: In vivo visualization of placental blood vessels" *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33No. 3, pp. 381-385, 2010.
- [3] K. Harada, M. Miwa, T. Fukuyo, S. Watanabe, S. Enosawa and T. Chiba. "ICG fluorescence endoscope for visualization of the placental vascular network" *Minim Invasiv Ther* Vol. 18, pp. 1-5, 2009

12(S)-6

Small Computing: コンピュータ外科アプリを小型安価な PC で

○鎮西清行^a, 小林英津子^b, 鄭常賢^b, 鈴木孝司^c, 篠塚康宏^d, 山内康司^d, 佐久間一郎^b, 伊関洋^c

^a産業技術総合研究所 ヒューマンライフテクノロジー研究部門, ^b東京大学大学院工学系研究科, ^c東京女子医科大学 先端工学外科, ^d東洋大学大学院 工学研究科

Small Computing: CAS apps running on a cheap, compact PC

Kiyoyuki Chinzei, Ph.D^a, Etsuko Kobayashi, Ph.D^b, Sanghyun Joung, Ph.D^b, Takashi Suzuki, Ph.D^c, Yasuhiro Shinotsuka, BSc^d, Yasushi Yamauchi, Ph.D^d, Ichiro Sakuma, Ph.D^d and Hiroshi Iseki, Ph.D, MD^c

^a National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Tsukuba, Japan

^b Graduate School of Engineering, University of Tokyo, Tokyo, Japan

^c Faculty of Advanced Techno-Surgery, Tokyo Women's Medical University, Tokyo, Japan

^d Graduate School of Engineering, Toyo University, Saitama, Japan

Abstract: We propose a system architecture with single purpose, turn-key software on cheap (< \$1000), small (as a lunchbox) hardware. As examples we are building 1) pattern tracking based registration of ultrasound image to endoscopic image, 2) simplified surgical headquarters system, 3) device panel reading (VisualLog) and 4) image processing of stereo endoscope. Purpose is to provide opportunity to clinical researchers so that they can experience new technology with limited resources in human, finance, time and space. Past research software often demands large and expensive computers that may be even troublesome to find a place to install. Our system was built on Mac Mini (197x197x36mm, ca. \$600-1000). Once network setting and software installation completed, it runs by turning on the power button (without mouse and keyboard operation). We are testing the usability of these systems.

Key words: free open source software (FOSS), OpenCV, multicore CPU, fast image processing.

1. はじめに

コンピュータ外科と関連分野でも、医用画像処理を行うソフトウェアを中心に、ソースコードを積極的に公開する free open source software (FOSS)の取り組みが多くなされている[1, 2].

FOSSで見るとは、無償であることよりも、工学研究者がコードを書き、これを臨床研究者が試し、改良するポジティブなサイクルが研究者のコミュニティを形作ることにある。医学研究者、臨床家にとっては、ソフトウェアを無償で利用できれば、低コストで最新の研究成果を試すことができる。期待できる。

しかし、我が国では本分野の FOSS コミュニティは盛んとは言えない。海外でのコミュニティで日本の研究者にあまり会わない。

このサイクルが働かない要因としては、言葉の壁やコード保守や広報を行う人材を大学等で雇いにくいなどが考えられるが、本論文では「多忙で予算も時間もスタッフも研究スペースも潤沢でない臨床研究者にとって、FOSS を使うのは簡単ではない」「革新的なソフトウェアほど、試さねば有用性が理解できない」「使うのが難しく、有用性が見えない物に労力を割く人はいな

い」を指摘する。そして「小さな PC」でこれに対処する試みを提案する。

2. システム要件

本論文では、上記の状況認識に基づいて、次の特徴を持つソフトウェアを中心とするシステム開発を提案する。

- ・ システムの価値を理解するための「お試しシステム」。本格システムなら尚良し。
- ・ お試しで価値を感じられるだけのパフォーマンスを有しかつ安価。目標 10 万円以下。これは多くの法人で消耗品決済できる額。
- ・ 置き場所と使い場所に困らない。手術室では大きな PC は邪魔者である。
- ・ 術室スタッフだけで配線できる。
- ・ FOSS で構成される。インストールが簡単。
- ・ 電源 ON だけですぐ使える。キーボード等の操作はそれだけで壁となる。

我々は次章で述べるシステムを試作した。使用機器は、Mac Mini 型番 MC815J/A (Core i5 (コア数 2)/2GB RAM)あるいは型番 MC936J/A (Core i7 (コア数 4)/4GB RAM)を用いた。前者は約 47,000 円、後者は約 80,000 円で入手した。いずれも外

形は 197×197×36mm である。IEC60601-1 には適合しない。なお、HDD は 160GB の SSD (約 2 万円) で換装した。また、いずれも画像処理ライブラリ OpenCV を使用した。

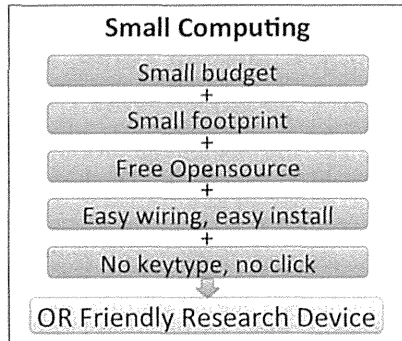


Fig. 1: Small computing; requirements for active clinical research.

3. 試作システム

3.1 超音波-内視鏡重畳システム

Joung らは、内視鏡画像中の超音波プローブに貼付した格子パターンを追跡してその位置を同定し、超音波画像を重畳するシステムを開発した[3]。これをお試しシステムにした。両画像とも USB カメラで入力する。後述する HD 画像キャプチャー装置を使うこともできる。

3.2 手術ヘッドクォータシステム

鈴木らは、8 チャンネルのカメラ画像の記録、映像からの異常の予兆検出とその時点を記録してダイジェスト再生を可能とするシステムを開発した[4]。これを 4 チャンネルの USB カメラにしたお試しシステムを試作した。各カメラの解像度は 640×480 画素で、12 時間以上の連続記録が可能である。

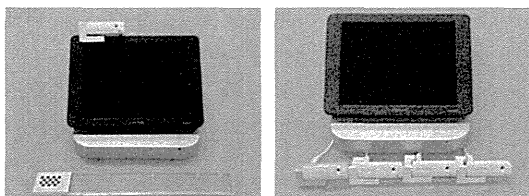


Fig. 2: Pattern tracking based ultrasound image - endoscopic image overlay system (left) and simplified surgical headquarters system (right).

3.3 医療機器パネル読取りシステム VisualLog

篠塚らは、医療機器のパネル面を画像処理して記録するシステム VisualLog を開発した[5]。同システムは記録したい機器のパネル面のレイアウトなどの設定情報を事前に保存しておき、これをシステム起動時に読込み、パネル面に貼付した追跡用マーカを検出して読取りする。

3.4 立体内視鏡画像プロセッサ

筆者は、立体内視鏡から得られる両眼用の画像を取込み、これを左右に切り出して出力するシステムを開発中である。内視鏡からの画像は 1 本の HD 画像に左右の映像が並んでいる。これを HD 画像キャプチャー装置 (Intensity Express, BlackMagicDesign 社, 約 22,000 円など) で取込み、画像を取得して、左右分離、画質調整を行い、PC の HDMI 端子から出力する。

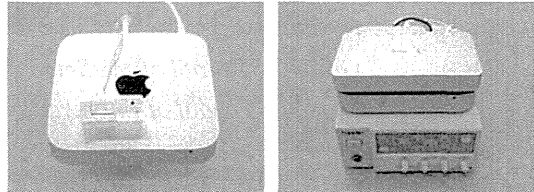


Fig. 3: Device panel reading system (left) and image processor of stereo endoscope (right).

4. 考察と結言

臨床的な有用性は各々のシステムにつき検証していく必要があるが、「低予算で医局でとりあえず試せる」「邪魔でない」「操作につき迷いようがない」は先端的なソフトウェアを早く臨床研究に移行する上で忘れてはならないポイントと考える。

技術的には、VisualLog 以外のシステムは「画像を取得して加工して直ちに呈示する」実時間性、3.1 節や 3.4 節のシステムでは、HD 品質の画像を扱う必要がある。従来の PC、画像取得装置では性能と価格・サイズが両立できなかった。昨年(2011 年)、実現できるハードウェアが出現した。マルチコア CPU を賢く使うソフトウェア技術が使えるようになった。今後は、臨床向けのソフトウェアとして、「ダウンロードして解凍すればそれで動く」状態の物を提供できるようにインフラ整備を進める予定である。

謝辞 これらの研究は NEDO 内視鏡下手術支援システムの研究開発事業(P10003)により実施されました。

文献

- [1] Pieper S., Halle M., Kikinis R. 3D Slicer. 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, 2004; 632-5.
- [2] Ratib Osman, Rosset Antoine. Open-source software in medical imaging: development of OsiriX. IJCARS 2006; 1(4):187-96.
- [3] Joung S, Kim H, Kobayashi E, et al. Ultrasound image overlay on endoscopic image for localizing coronary vessels. Proc. of the 25th International Congress and Exhibition. 2011; 6:
- [4] 鈴木孝司, 吉光喜太郎, 岡本淳ら. 術室映像 8ch 同時録画・解析システムの開発. JJSCAS 2012; 14(3):(投稿中).
- [5] 篠塚康宏, 鎮西清行, 山内康司, Visual Log. 医療機器パネル情報の読取り記録ソフトウェア. JJSCAS 2012; 14(3):(投稿中).

