

③3D/4D超音波診断装置からのリアルタイムデータ取得と計算機内データ転送の高速化

計算機内でのデータ転送にかかる無駄な時間を削減したところ、 $256 \times 256 \times 256$ のデータサイズであれば、1フレームあたり100ms程度の計算時間で済み、最大10fpsまでの更新速度も可能となった。

現行機種である3D/4D超音波診断装置 (Prosound α 10, ALOKA) を用いて、水槽内のシリコン製胎児ファントムの3D超音波データを取得しながら、IV立体画像表示を行った。胎児のモデルを動かすとその動きに追従し、若干の遅れを含みながらIV立体画像が更新された (図6)。撮像範囲を広角最大に設定した場合、超音波診断装置における3D超音波データの更新速度は1~3 fpsと遅かったが、IV立体画像も同等の更新速度で表示可能であった。



図6: 胎児モデルを使用したリアルタイム性検証

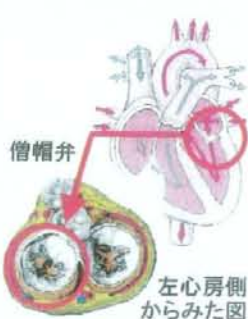


図7: 豚拍動心臓の可視化による更新速度向上の検証

次に、生体豚 (オス, 47.5 kg) を用いた in vivo 実験を行なった。特に高速に拍動する心臓に対して超音波撮像を行い、心臓内部のIV立体表示を試みた。医師の助言を受けながら適切な方向・視野角を設定し、8~10 fpsの更新速度で、左心の僧帽弁周辺の3D超音波データを取得した。3D超音波撮像の結果は超音波診断装置付属のモニタにも表示されるが、同等の更新速度でIV立体表示も可能であった。IVディスプレイの方が、奥行き方向に対する立体感を直感的に感じられた。特に僧房弁を心房側から心室側に向かって覗く方向に回転し観察した際には、奥行き方向にある弁の開閉をより立体的に感じられた (図7)。さらにディスプレイに対して観察方向を上下左右に動かすことによって、僧帽弁の周辺構造についても奥行き感のある運動視差を得ることができた。

D. 考察

ボリュームデータの色彩・透明度表現力の向上には、各ボクセルの輝度値分布に明確な差が見られる必要がある。ヒトの頭部3D-CTデータでは表皮部分と頭蓋骨部分でボクセル値が明らかに異なり、分りやすい結果であったが、3D超音波データの場合、特に成長途中にある子宮内胎児の場合は、胎児周辺の子宮内空間や胎児の表皮、胎児の体内組織の間にボクセル値の明確な差が認められない可能性がある。この場合、共同研究グループのALOKAが開発している8並列受信方式の新たな超音波診断装置により、従来の2倍の空間分解能を得ることで解決できる可能性が高いと考えられる。

3D-slicerをベースとしたインターフェースでは、超音波診断装置からデータを取得するためのソフトウェアとのデータ転送において、GPU計算に影響されない無駄時間が生じていた。3D-Slicer本体ではなく、必要なモジュールのみをデータ取得用のソフトウェアと一体化させることでこのデータ転送部分自体が不要となり、また、欲しい機能のみを追加できるようになった。これにより、超音波診断装置における最高更新速度 (10 fps) のデータ取得であってもリアルタイム表示可能となり、また8並列受信方式の採用により更新速度が現在の2倍となったとしても対応できると考えられる。

超高解像度を有する大型ディスプレイとしては、TOTO社製の21.3型液晶ディスプレイMS51i2がある。通常はRGBの光の3原色を表示させる1ピクセル (= 3サブピクセル) に対し、モノクロ3サブピクセル分を割り当てることで、7680サブピクセル \times 2048の超高解像度モノクロ画像を得ることができる。IV立体画像表示に特に重要な水平方向の解像度が従来の2倍以上の450dpiとなるため、従来の2倍高画質なIV立体表示を得られる可能性が高い。但し、本システムの検証に用いた解像度1024 \times 768の小型IVディスプレイに対して、

単純に解像度が20倍となるため、IV画像データ変換の更なる高速化が必要となる。

E. 結論

超高精度3D/4D超音波撮像データの3D画像立体表示システムを実現するため、GPUを用いたIVレンダリング処理の高速化を十分に活かした、表現力に富むIVレンダリングアルゴリズム、超音波データのシミュレータ及び拡張性に優れたモジュール型インタフェースを開発した。3D/4D超音波診断装置と直接接続しての動物実験では、8~10 fpsという実用レベルの更新速度で体内組織の高速立体表示を達成した。通常の2Dディスプレイと比較し奥行き感・立体感に優れた3D超音波画像を提示可能となった。

最終年度であるH21年度には、2倍の情報量を有する3D超音波データを処理するための更なる高速化、飛び出し距離の大きな超高解像度大型ディスプレイへの対応を中心に進める。また、3D超音波データのIV画像に重ね合わせる形で、本ディスプレイを使用した胎児手術を想定し、手術器具（のCGモデル）や内視鏡画像表示との統合にも取り組む予定である。最終的には子宮内胎児の観察により、臨床応用における妥当性評価を行なう。

F. 健康危険情報

(総括研究報告書にまとめて記入)

G. 研究発表

1. 論文発表

該当なし

2. 学会発表

- 1) N. Herlambang, H. Liao, K. Matsumiya, K. Masamune, T. Dohi: Interactive Autostereoscopic Medical Image Visualization System using GPU-accelerated Integral Videography Direct Volume Rendering, Proc. 21th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery(CARS 2008), International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 3(suppl.1) pp.S110-S111, 2008.
- 2) ヘルランバン ニコラス, 廖 洪恩, 山下 純正, 正宗 賢, 土肥 健純: Integral Videography立体像表示システムのユーザインタフェースの開発, 日本コンピュータ外科学会誌, 10(3), pp. 363-364, 2008.

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

該当なし

2. 実用新案登録

該当なし

3. その他

該当なし

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
金季利, 久保田節, 江上典文, 河合輝男, 福与恒雄, 栗脇淳一, 石山昭彦, 山下紘正, 土肥健純, 千葉敏雄	超高感度カメラを用いた低照度・低温胎児鏡の基礎検討	日本コンピュータ外科学会誌	10-3	281-282	2008
金季利, 久保田節, 江上典文, 河合輝男, 福与恒雄, 栗脇淳一, 石山昭彦, 山下紘正, 土肥健純, 千葉敏雄	子宮内手術にも応用可能な“低照度・低温内視鏡”の開発に向けて	第6回日本胎児治療学会		43	2008
Keri KIM, Misao KUBOTA, Norifumi AMI, Teruo KAWAI, Tsuneo FUKUYO, Jun-ichi KURIWAKI, Akihiko ISHIYAMA, Hiromasa YAMASHITA, Takevoshi DOHI, Toshiro CHIBA	Night-vision fetoscope	The International Fetal Medicine and Surgery Society			2008
N. Herlambang, H. Liao, K. Matsumiya, K. Masamune, T. Dohi	Interactive Autostereoscopic Medical Image Visualization System using GPU-accelerated Integral Videography Direct Volume Rendering	Proc. 21th International Congress and Exhibition, Computer Assisted Radiology and Surgery(CARS 2008), International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery	3(1)	S110-S111	2008
ヘルランバン ニコラス, 廖洪恩, 山下紘正, 正宗賢, 土肥健純	Integral Videography立体像表示システムのユーザインタフェースの開発	日本コンピュータ外科学会誌	10(3)	363-364	2008

08(VI)-26

超高感度カメラを用いた低照度・低温胎児鏡の基礎検討

○ 金季利^a, 久保田節^b, 江上典文^b, 河合輝男^c, 福与恒雄^d, 栗脇淳一^a, 石山昭彦^a, 山下紘正^a, 土肥健純^a, 千葉敏雄^a

^a国立成育医療センター特殊診療部, ^bNHK放送技術研究所, ^cNHKエンジニアリングサービス, ^d新興光器製作所, ^e東京大学大学院情報理工学系研究科

Light-saving Endosurgical intervention using ultrasensitive HARP camera

Keri KIM^a, Misao KUBOTA^b, Norifumi EGAMI^b, Tetsuo KAWAI^c, Tsuneo FUKUYO^d, Jun-ichi KURIWAKI^e, Akihiko ISHIYAMA^a, Hiromasa YAMASHITA^a, Takeyoshi DOHI^d, Toshio CHIBA^a

^aDepartment of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

^bNHK Science & Technical Research Laboratories, Tokyo, Japan

^cNHK Engineering Services, Inc., Tokyo, Japan

^dShinko Optical Co., Ltd., Tokyo, Japan

^eGraduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: We developed a new endoscope to perform much less invasive surgical intervention within the dark intrauterine environment. As is well known, fetuses naturally grow and mature within the entirely dark uterine cavity. Currently, to observe the fetal patient, current fetoscope must employ an intense illumination that might adversely affect fetal ocular development along with fetal metabolic alterations due to a temperature rise in the amniotic fluid. Then, we should hopefully minimize the fetoscopic illumination during fetal intervention. Our fetoscope is equipped with a specifically designed camera using ultrasensitive HARP pickup tube enabling us to observe the fetus *in utero* with little extrinsic illumination. Using an anesthetized rabbit, a prototype fetoscope was used to observe the visceral blood vessels under low illumination environment or only making use of a flashlight located outside the peritoneal cavity. As a result, we could successfully obtain an intraperitoneal view either way. The outcome seems quite encouraging in terms of achieving much less invasive fetoscopic procedures.

Key words: Computer aided surgery, Fetal surgery, Fetoscope, HARP, Ultrasensitive camera

1. はじめに

胎児は生理的に外部光から完全に遮断された子宮内で成長するが、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサを適用した現状の内視鏡では、胎児を観察する際に子宮内に強い光を照射しなければならず、羊水温の上昇をもたらす可能性があるとともに、胎児に負の影響 (胎児視覚器の発達阻害や代謝変動など) を及ぼすリスクがある [1][2]。一方、近年 CCD に比べ格段に高い感度を有し、わずかな照明でノイズの少ない鮮明な映像が得られる HARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) イメージセンサの開発が進んでいる [3]。

今回、我々は、子宮内手術にも応用可能な「低照度・低温胎児鏡」の開発に向け、超高感度 HARP 撮像管を搭載した内視鏡にて家兔の腹腔内観察を行い、現状に比べて格段に少ない照射光量で内視鏡観察が可能であることを確認したので報告する。

2. 方法

放送用の超高感度 HARP 撮像管カメラ (厚さ 15µm の HARP 膜を使用) と放送用 CCD カメラとに、外径 φ 5.4mm の硬性内視鏡を、今回開発したアダプタ (接続光学的) を介して接続し、撮像評価を行った。

2.1 胎盤ファントムの観察

暗室の中で、胎盤ファントムの撮影を行った (Fig. 1)。内視鏡の先端部から胎盤ファントムまでの距離は 30mm である。

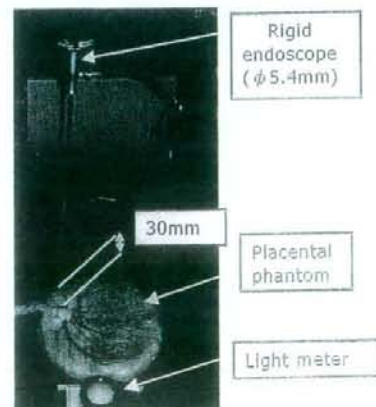


Fig. 1 Placental phantom imaging in a dark room.

2.2 低照度環境下での家兎腹腔内観察

麻酔を施した白色家兎の腹腔内を観察した。本実験では、内視鏡のライトガイドを通して白色家兎の腹腔内に照射される光量を減らし、HARP 撮像管と CCD で得られた映像を比較評価した。

2.3 体外照明下での家兎腹腔内観察

麻酔家兎の腹腔に本内視鏡を挿入し、手術室内無影灯や内視鏡自体の光源による照射を行うことなく、家兎体外からの懐中電灯による光のみを照射し、内臓・腸間膜血管の観察を試みた。

3. 結果

胎盤ファントムの撮像結果を示す(Fig. 2)。被写体照度は約 100lx (通常の内視鏡では、照度約 10 万 lx 以上)であった。HARP 撮像管では低照度環境下においても胎盤ファントムの観察が十分可能であることが判明した。家兎の腹腔内観察の結果(Fig. 3)では、内臓血管などの識別が十分可能であった。懐中電灯を家兎の体外から照射した場合でも(Fig. 4)、CCD に比べノイズのより少ない鮮明な映像を得ることができた。

4. 考察

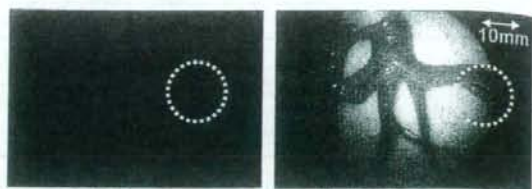
胎盤ファントムの撮像実験では、特に画像の辺縁部において、HARP 撮像管を用いた場合と CCD を用いた場合に顕著な差がみられた。即ち、暗部では CCD と比べて HARP の優位性が高いといえる。

家兎腹腔内観察では、HARP 撮像管にて内臓・腸間膜血管を識別することが可能であり、既存の CCD に比べ照射光量を格段に減らせることがわかった。懐中電灯による体外照明の場合、内視鏡の操作性向上、手術時間の短縮や医師の負担軽減も期待される。さらに、胎児や母体への侵襲が少ない細径内視鏡、即ち“低照度・低温内視鏡”実現の可能性も示唆される(Fig. 5)。

5. まとめ

内視鏡に超高感度 HARP 撮像デバイスを搭載することで、わずかな光(あるいは外部照明のみ)を照射するのみで鮮明な映像の得られることが判明し、低侵襲の子宮内観察や胎児治療などに不可欠な“低照度・低温内視鏡”の開発を見通しをつけることができた。この結果を受けて、我々は現在、HARP 撮像管に比べて飛躍的に小型な次世代超高感度イメージセンサ“FEA(Field Emitter Array)-HARP”と、これを用いた“低照度・低温内視鏡”の開発に取り組んでいる。

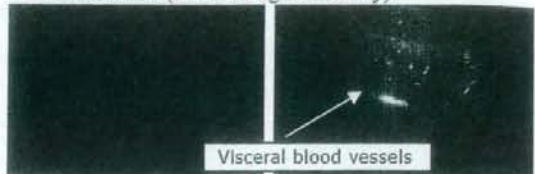
謝辞:本研究の一部は、経済産業省インテリジェント手術機器研究開発プロジェクト「研究連携型機器開発」、並びに厚生労働科学研究費補助金医療機器開発推進研究事業 (H20-ナノ一般-016) による。



(a) CCD camera

(b) HARP camera

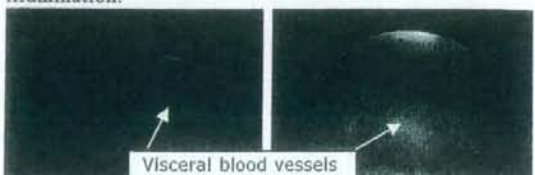
Fig. 2 Placental phantom images in a dark room with low illumination (100lx in light intensity).



(a) CCD camera

(b) HARP camera

Fig. 3 Rabbit's intraperitoneal images with low illumination.



(a) CCD camera

(b) HARP camera

Fig. 4 Rabbit's intraperitoneal images with a flashlight located outside the peritoneal cavity.

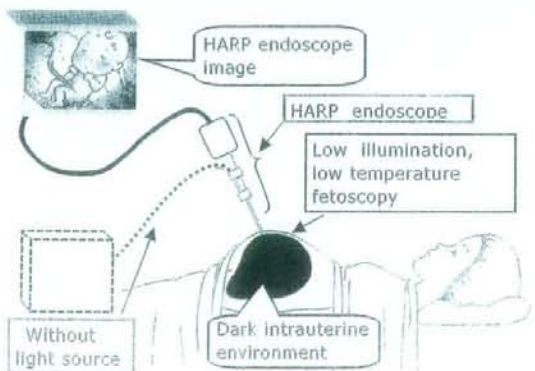


Fig. 5 Low-illumination, low-temperature fetoscope.

文献

- 1) Sanchez del Campo F et al: Action of laser light on the ocular development of chick embryos. *Anat Anz*169: 253-259, 1999
- 2) 西山昭彦, 山下純正, 三好敬喜, 宮本義孝, 千葉敏雄: 超高感度内視鏡技術の開発. *炎症と免疫*, vol.16 no.1, 15-20, 2008
- 3) Tanioka K et al: Ultra-High-Sensitivity new Super-HARP pickup tube and its camera. *IEICE Trans. Electron.* Vol.E86-C, No9, 1790-1795, 2003

子宮内手術にも応用可能な"低照度・低温内視鏡"の開発に向けて

金 季利¹⁾、久保田節²⁾、江上典文²⁾、河台輝男³⁾、福与恒雄⁴⁾、栗脇淳一¹⁾、石山昭彦¹⁾

山下紘正⁵⁾、土肥健純⁵⁾、千葉敏雄¹⁾

国立成育医療センター¹⁾、NHK放送技術研究所²⁾、NHKエンジニアリングサービス³⁾

新興光器製作所⁴⁾、東京大学大学院⁵⁾

【背景・目的】胎児は、外部光から完全に遮断された子宮内で成長するが、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサを適用した現状の内視鏡では、胎児を観察する際に子宮内に強い光を照射しなければならず、羊水温上昇の可能性とともに、胎児に負の影響を及ぼすリスクがある。一方、近年、CCDに比べて、格段に高い感度を有し、わずかな照明で鮮明な映像が得られるHARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) イメージセンサの開発が進んでいる。今回、超高感度なHARP撮像管を適用した内視鏡による家兎の腹腔内観察実験を行ったので報告する。

【方法】放送用の超高感度HARP撮像管カメラとCCDカメラとに硬質内視鏡を接続し、麻酔家兎の腹腔内を観察した。内視鏡のライトガイドを通して家兎の腹腔内に照射される光量を減らし、HARP撮像管とCCDで得られた映像を比較評価した。また、併せて、家兎の体外から懐中電灯による光のみを照射し、内臓・腸間膜血管の観察を試みた。

【結果】HARP撮像管では低照度の環境下においても家兎の内臓血管などの識別が十分に可能で、既存のCCDに比べて、照射光量を格段に減らせることがわかった。また、懐中電灯による光を家兎の体外から照射した場合においても、CCDに比べてノイズの少ない鮮明な映像が得られた。後者の結果は、操作性に優れ、かつ、母胎への影響も少ない光源レス細径内視鏡の実現可能性を示唆するものとして重要である。

【結論】内視鏡に超高感度なHARP撮像デバイスを適用することで、低照度で鮮明な映像が得られることがわかり、低侵襲な胎児治療などに不可欠な"低照度・低温内視鏡"の開発に見通しを得ることができた。ここでの結果を受けて、現在、我々は、HARP撮像管に比べて飛躍的に小型な次世代超高感度イメージセンサ"FEA (Field Emitter Array)-HARP"と、これを適用した"低照度・低温内視鏡"の開発に取り組んでいる。

Night-vision fetoscope

Keri KIM, Misao KUBOTA, Norifumi EGAMI, Teruo KAWAI, Tsuneo FUKUYO,
Jun-ichi KURIWAKI, Akihiko ISHIYAMA, Hiromasa YAMASHITA, Takeyoshi DOHI,
Toshio CHIBA

Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development,
Tokyo, Japan

NHK Science & Technical Research Laboratories, Tokyo, Japan

NHK Engineering Services, Inc. , Tokyo, Japan

Shinko Optical Co., Ltd., Tokyo, Japan

Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo,
Japan

We developed a new endoscope, the "night-vision fetoscope" to perform much less invasive surgical intervention within the dark intrauterine environment. As is well known, fetuses naturally grow and mature within the entirely dark uterine cavity. Accordingly, to observe the fetal patient, current fetoscope must employ an intense illumination that might adversely affect fetal ocular development along with fetal metabolic alterations due to a temperature rise in the amniotic fluid. Then, we should hopefully minimize the fetoscopic illumination during fetal intervention. Our night-vision fetoscope is equipped with a specifically designed camera using a miniaturized ultrasensitive HARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) enabling us to observe the fetus *in utero* with little extrinsic illumination.

Using an anesthetized rabbit, a prototype of the night-vision fetoscope was tested for observing the visceral blood vessels without laparotomy. Strikingly enough, we could successfully obtain an intraperitoneal view just making use of a flashlight located outside the peritoneal cavity.

In conclusion, the outcome seems quite encouraging in terms of achieving much more physiological fetoscopic procedures.

Interactive Autostereoscopic Medical Image Visualization System using GPU-accelerated Integral Videography Direct Volume Rendering

Herlambang N.¹, Liao H.², Matsumiya K.², Masamune K.¹, Dohi T.¹

¹ The University of Tokyo, Graduate School of Information Science and Technology, Tokyo, JAPAN

² The University of Tokyo, Graduate School of Engineering, Tokyo, JAPAN

Keywords

Integral videography, Stereoscopic image, Volume rendering

Purpose

In the development of 3D medical imaging, 3D image acquisition has reached the level that it is relatively easy to acquire 3D images of the human body. Medical imaging modalities such as MRI, CT, and Ultrasound have been able to provide 3D images needed for diagnosis and therapies. Acquired 3D images are usually displayed on 2D screen. While this visualization method is quite useful for diagnosis, it may not be enough for surgical navigation, where depth perception is very important. So it is required to display 3D images on 3D screen, as a stereoscopic image. One of the stereoscopic imaging methods is Integral Videography (IV), an autostereoscopic imaging

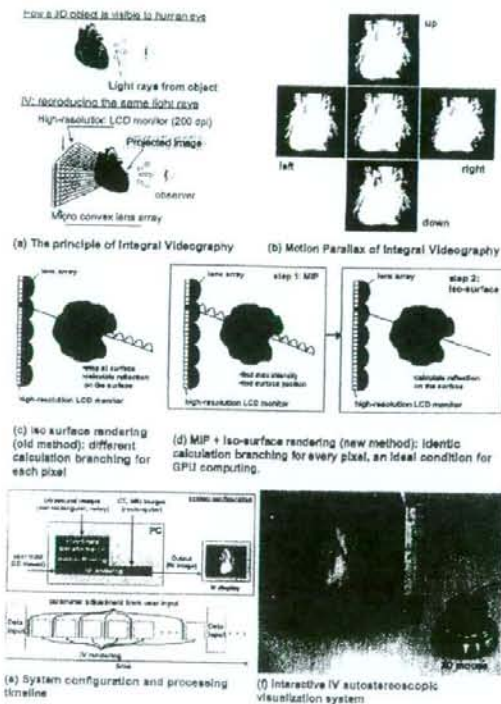


Fig. 1

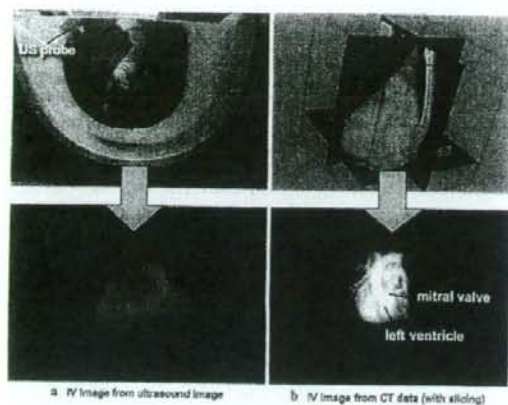


Fig. 2

method that projects light rays into 3D space using the combination of high resolution display and convex lens array that is placed in front of the display (Fig. 1(a)), so that IV has motion parallax (Fig. 1(b)). Compared to other stereoscopic imaging method such as binocular stereoscopic, IV has advantages that it does not need glasses or other viewing devices, it is spatially accurate, and it allows multiple spectators at the same time. Because of that, IV is said to be a suitable imaging method for use in clinical situation. However, IV rendering process, the process of creating IV image from a 3D image, is a computationally heavy process. It was not possible to render IV images in real-time manner, and therefore real-time user interactivity was not possible either. The purpose of this paper is to develop an interactive IV stereoscopic medical image visualization system. In details, we developed a GPU-accelerated real-time direct volume rendering method, and realized real-time user interactivity. Then we applied our system for some clinical studies on ultrasound data and CT data.

Methods

The system consists of a processing PC with GPU, a 3D mouse as input device, and an IV stereoscopic display (Fig. 1(e)). As IV rendering method, we implemented direct volume rendering based on ray-tracing method on NVIDIA Compute Unified Device Architecture (CUDA) as GPU programming platform. We used CUDA-compatible NVIDIA GeForce 8800 GTX as the GPU. For calculations on GPU to be optimum, an identical calculation branching for all calculations is required. Therefore, instead of using previous iso-surface rendering method (Fig. 1(c)), we developed a new ray tracing method by combining MIP rendering and iso-surface rendering (Fig. 1(d)). By finding surface position while doing MIP rendering, we can directly calculate reflection on the surface in iso-surface rendering and thus remove identical calculation branching for every pixels. Combining the result of both ray tracing methods also enable opacity control. The proportion of iso-surface rendering defines opacity, where 0% iso-surface rendering means totally transparent and 100% iso-surface rendering means totally opaque. We enabled our system to handle rectangular data set (MRI, CT) and non-rectangular data set (ultrasound). In case of non-rectangular ultrasound data, we performed coordinate transformation and median filtering as preprocessing, which were also performed on GPU. Interactive user interface was realized using a 3D mouse with 6 DOF and 2 input buttons (SpaceNavigator, 3dconnexion). If the rendering process is fast, user interactivity will become possible because now we can put multiple rendering cycles in between data input process. By adjusting rendering parameters before each rendering cycle, real-time

manipulation is possible (Fig. 1(e)). In this system, we realized real-time translation, rotation, data slicing, and threshold adjustment for maximum user experience. The Figure 1(f) shows the interactive IV image visualization system, that consists of a 3D mouse as the input device and an IV autostereoscopic display as the output device. As clinical studies, we applied our system for IV stereoscopic visualization from ultrasound and CT data.

Results

We evaluated the IV rendering speed by comparing IV rendering performances on CUDA compared to that on CPU (Pentium D 3.2 GHz). Rendering time was calculated for both architectures for various 3D data sizes. IV rendering average frame rate using GPU was 125, 59, 15, 2.5 fps compared to 4.2, 1.6, 0.3, 0.04 fps using CPU respectively for data size of 64^3 , 128^3 , 256^3 , 512^3 voxels. GPU-accelerated IV rendering using CUDA outperformed CPU rendering by scale factor of 30 to 63 times for the data size tested. It was observed that the bigger the data size, the higher the scale factor. This is because rendering process using GPU also included data transfer between CPU and GPU, and only the calculation time but not the data transfer time scales up with size. Because the data size of IV image remains the same for all data sizes, it contributes a lot to smaller data and become more negligible for larger data. As clinical study, we used our system to visualize 4D ultrasound data in real-time manner (Fig. 2(a)). For the case of ultrasound data ($64 \times 64 \times 64$ voxels), coordinate transformation and median filtering time was 1.7 ms and 13 ms on GPU, compared to 14 ms and 60 ms on CPU, which means about 8 and 5 times improvements respectively. Overall average frame rate of the system was 29 fps using GPU acceleration compared to 2 fps without GPU acceleration. Then we also used our system to observe mitral valve from 3D CT data ($512 \times 512 \times 190$ voxels). Overall average frame rate was 5.3 fps. User interactivity with data slicing and opacity adjustment function made it easy for user to find and observe mitral valve inside the heart (Fig. 2(b)).

Conclusion

We have developed an interactive IV stereoscopic medical image visualization system by enabling real-time IV rendering through GPU acceleration. We also successfully realized user interactivity for IV visualization system. Clinical studies have shown that our system is capable to provide a real-time visualization and manipulation of various medical image data seamlessly. Applying this system on various IV surgery navigation system applications is our future plan in computer-aided surgery.

08(XV)-67

Integral Videography立体像表示システムのユーザインターフェースの開発

○ヘルランパン ニコラス^a, 廖 洪恩^b, 山下 紘正^a, 正宗 賢^a, 土肥 健純^a^a東京大学大学院情報理工学系研究科, ^b東京大学大学院工学系研究科

Development of User Interface for Integral Videography Autostereoscopic Image Visualization System

N. Herlambang^a, H. Liao^b, H. Yamashita^a, K. Masamune^a, T. Dohi^a^a Graduate School of Information Science and Technology,^b Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

Abstract: This paper presents a user interface for Integral Videography (IV) auto-stereoscopic visualization system. We developed IV visualization system as a module of open-source medical image processing software 3D Slicer. In order to be able to completely integrated into 3D slicer, we added some functionalities into IV rendering algorithm, such as Z-buffer support, multi data type support, and camera model. Interactive user interface was realized to allow user to change rendering parameters such as rendering algorithm, interpolation method, color and alpha transfer function. We also made our IV rendering module to interact smoothly with OpenGL module, that allows real-time visualization of real-time 4D image data, and ability to track position and orientation of surgical tools or images. As an example application, we use a 4D ultrasound simulator that send real-time 4D images to 3D Slicer through OpenGL module framework. We confirmed that real-time image datasets with the size of 256x256x256 voxels and 5 fps of data acquisition rate can be visualized smoothly with our system.

Key words: Integral Videography (IV), user interface, 3D Slicer

1. 序論

医用画像の発展では、三次元・四次元画像を比較的容易に取得できるようになった。それらの画像を診断・治療に活用するために、表現力の高い表示方法が望まれる。特に治療では、奥行き情報が重要であり、立体像表示のような直感的な画像表示方法が有効であると考えられる。

立体像表示方法として、以前からIntegral Videography(IV)^[1]を開発してきた。IVは、高解像度液晶ディスプレイ及び凸レンズアレイの組み合わせで、液晶ディスプレイからの光を凸レンズアレイにより三次元空間上に投影され、空間上に位置・姿勢を正確に表現できる立体像表示方法であり、患者さんに重ね合わせ表示いわゆるAugmented Realityが可能である。また、IVはメガネなどの装着が不要で、複数人に同時に観察可能などの利点が挙げられ、医療現場に最適であると考えられる。今までのIVの研究の中で、色や透明度の表現ができるIV画像を作成アルゴリズムやGPU処理を用いたリアルタイムIV画像の研究^[2]が行われ、手術誘導に必要なとされている基礎技術が揃っていると言える。

開発したそれらの基礎技術を臨床応用に導くためには、臨床現場のニーズに合わせたユーザインターフェースの開発も必要不可欠である。色々な手術の応用を考えると、多機能・拡張性の良いユーザ

インターフェースが望まれる。

本研究では、そのIV立体像表示システムのユーザインターフェースを開発することを目的とする。具体的には、多機能・拡張性の良いユーザインターフェースを目指し、3D SlicerのモジュールのIV立体像表示モジュールの開発を行う。

2. 方法

多機能・拡張性の良いユーザインターフェースを実現するためには、オープンソース医用画像処理ソフトウェア3D Slicer^[3]を利用し、IV立体像表示機能を拡張モジュールとして開発した。3D Slicerは様々な三次元データフォーマットの読み込み、画像レジストレーション・セグメンテーション機能などが充実した上、独自のMRMLデータ形式を使用しどの処理段階の三次元データも同様に扱うことができる。そのデータ形式の一様性を利用してIV立体像表示モジュールもMRMLデータ形式のみを考えれば済むとい利点を持っている。

あらゆる断面で三次元画像を切ったIV立体像の表示も考慮して、IV立体像モジュールは3D SlicerのvtkMRMLVolumeNode及びvtkMRMLTransformNode入力として用いる。vtkMRMLVolumeNodeは視覚化したい三次元データを表し、vtkMRMLTransformNodeは断面の位置・方向を表す。IV立体像パラメータは以下のものをユーザ入力から設定される。

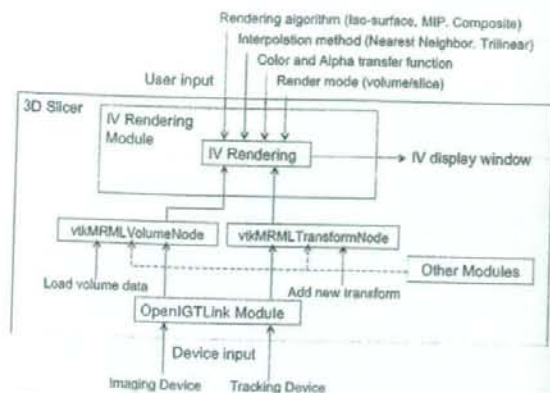


Fig.1 IV rendering module software configuration

- IVレンダリングアルゴリズム (Iso-surface/MIP/Composite)
- 補間方法 (Nearest Neighbor/Trilinear)
- 色と透明度のマッピング
- 表示モード (ボリューム/スライス)

また、3D Slicerに完全に統合できる用にするために、IV画像作成アルゴリズムに以下の機能を追加した。

- マルチデータタイプに対応化
- Z-Buffer
- VTKのカメラモデルに対応化

また、応用例としてOpenIGTLinkモジュールと組み合わせ、以下のことも考えられる。

- リアルタイムで四次元画像をIV立体像として表示する。OpenIGTLinkモジュールが四次元画像を受け取ってvtkMRMLVolumeNodeを更新しながら、一方で、IV立体像表示モジュールが更新された画像を基にリアルタイムでIV画像を更新する。
- 手術器具・画像・オーバーレイディスプレイをトラッキングする。OpenIGTLinkモジュールは行列を受け取って3D SlicerのあらゆるvtkMRMLTransformNodeを更新しながら、行列の更新ごとにIV立体像が更新する。

3. 結果・考察

開発したユーザインタフェースはFig.2に示す。IVディスプレイとして、6.4" XGA (200 dpi)の液晶モニタを使用した。処理速度は三次元データのサイズ・複雑さやレンダリングアルゴリズム・パラメタにより大きく変わるが、256x256x256 voxelsの三次元データを平均15 fpsの更新速度で表示可能である。

応用例として四次元超音波超音波画像をリアルタイムで取得しながらIV立体像で表示するようなアプリケーションを考えて動作確認実験を行った。四次元超音波のシミュレータからOpenIGTLinkを通して超音波データを3D

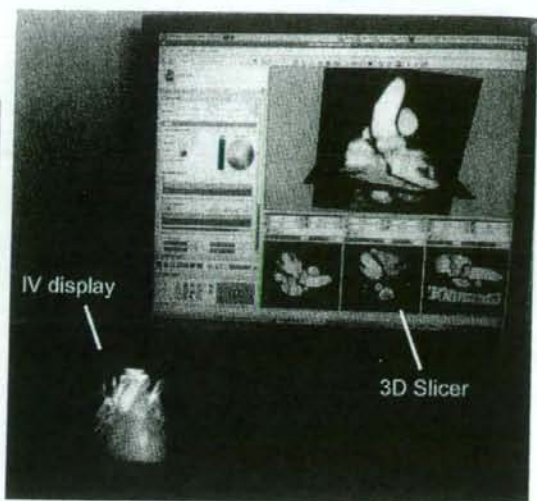


Fig.2 IV auto-stereoscopic visualization system with user interface

Slicerに送リアルタイムIV立体像として表示する。本実験では、256x256x256 voxelsの三次元データを5 fpsの更新速度で問題なくスムーズに表示できると確認した。

5. 結論

3D SlicerのモジュールとしてIV立体像表示モジュールを開発したことにより、多機能・拡張性の良いIV立体像表示のユーザインタフェースを実現した。また、OpenIGTLinkと連携させることにより、四次元データの視覚化やトラッキング機能も使用できると動作確認した。今後、臨床応用を目指して、臨床のニーズを考慮しながら機能・パフォーマンスを向上させたいと考えている。

本研究開発の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金(17100008)及び(19・2984)と総務省戦略的情報通信研究開発推進制度(062103006)とNEDO技術開発機構産業技術研究助成事業(07C46054)による。

参考文献

- 1) Liao H, Nakajima S, Iwahara M, Kobayashi E, Sakuma I, Yahagi N, Dohi T: Intra-operative Real-Time 3-D Information Display System based on Integral Videography. Proc. of MICCAI 2001, LNCS 2208, pp. 392-400, 2001
- 2) N. Herlambang, H. Liao, K. Matsumiya, K. Masamune, T. Dohi: Interactive Autostereoscopic Medical Image Visualization System using GPU-accelerated Integral Videography Direct Volume Rendering, Proc. of CARS 2008, pp.S110-S111, 2008
- 3) 3D Slicerホームページ <http://www.slicer.org>