

厚生労働科学研究費補助金

医療機器開発推進事業研究事業：ナノメディシン研究事業

胎児手術の技術的限界を克服しうる子宮内手術システムの開発：

超高精度3D/4D超音波誘導下での超高感度胎児内視鏡手術

平成 20 年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 千葉 敏雄

平成 21 (2009) 年 4 月

目 次

I. 総括研究報告

- 胎児手術の技術的限界を克服しうる子宮内手術システムの開発：
超高精度3D/4D超音波誘導下での超高感度胎児内視鏡手術 ----- 3
千葉敏雄

II. 分担研究報告

1. HARP方式超高感度・高精細撮像素子の開発
(FEA素子、及びFEA-HARP検出器の開発) ----- 6
河合輝男
2. HARP方式超高感度・高精細撮像素子の開発
(FEA-HARP用ターゲット、及びFEA-HARP検出器の開発) ----- 10
小林祐二
3. 超高精度3D/4D超音波診断装置の研究開発 ----- 13
望月剛
4. 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の開発 ----- 18
土肥健純

III. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 23

IV. 研究成果の刊行物・別刷

胎児手術の技術的限界を克服しうる子宮内手術システムの開発： 超高精度 3D/4D 超音波誘導下での超高感度胎児内視鏡手術

研究代表者 千葉敏雄 国立成育医療センター臨床研究開発部 部長

研究要旨

本研究は、胎児治療をより安全・低侵襲に施行し、母体・胎児の治療成績・予後を改善しうる手術システム・機器を開発することを目的とする。具体的には1) 胎児内視鏡へのHARP方式超高感度・高精細撮像素子の導入、2) 子宮内胎児観察、胎児手術誘導のための超高精度3D/4D超音波診断装置の開発、および3) 超高精度3D/4D超音波撮像データの3次元画像立体表示システムを開発からなる。本年度は、各研究課題における要素技術の開発と検証を進めた。次年度は、各要素技術の動物実験等による有用性評価、これらの技術を基本とし、胎児内視鏡および超音波機器としてのシステム統合及び評価・検討に取り組む。

分担研究者

河合 輝男	NHKエンジニアリングサービス先端開発研究部/部長
小林 祐二	浜松ホトニクス電子管事業部第5製造部/部門長
望月 剛	アロカ株式会社研究所/主幹研究員
土肥 健純	東京大学大学院情報理工学系研究科/教授

FEA-HARP内視鏡のデモストレーションを行い、現状の本内視鏡の改善点や将来的な本内視鏡の活用可能性について意見を頂くユーザーヒアリングを実施する。

B. 研究方法

B-1 胎児内視鏡へのHARP方式超高感度・高精細撮像素子の導入

HARP方式による超高感度・高精細の撮像素子FEA-HARPを開発する。具体的には常温動作可能、20倍の対CCD感度、画素数480×480（画素サイズ20×20マイクロン）、厚さ15mm以下、30枚/秒の更新速度を目標とする。

FEA-HARPの試作・評価に向けて、組立技術および特性評価技術の開発を進める。また、FEA-HARP検出器の信頼性を確保するための真空内組立装置を導入する。さらに、検出器の性能評価用カメラ、ならびに当該検出器を搭載した臨床評価用カメラとそれに必要な諸パーツ（内視鏡用アダプタなど）の準備を進める。

B-2 子宮内胎児観察、胎児手術誘導のための超高精度3D/4D超音波診断装置の開発

初年度の検証を基に8同時並列受信形成部の設計製作を行う。また、同時8方向並列受信により実時間転送される膨大なエコー信号をGPUがアクセス可能なメモリ領域に遅れなく格納するパスの構築、メモリ内データを用いて実時間で3次元画像を構築するGPUソフトウェアの開発を行う。

B-3 超高精度3D/4D超音波撮像データの3次元画像立体表示システムの開発

超高精度3D/4D超音波診断で得られたポリウムデータを、高速アルゴリズム演算により実時間処理し、立体表示を術者に提供することで、（子宮内）患部の3D的な空間把握を容易とする。

A. 研究目的

近年、画像診断法（超音波、MRI）の発展等により胎児診断技術は大きく進んだが、有効な治療に結びつけるには、今後新しい手技・機器の開発が必須となる。現在胎児手術は主に内視鏡下に行われるが、本手技では未解決の様々な問題、例えば、①使用される内視鏡光源による高い子宮腔内照度とこれに関連した胎児視覚器発達への負の影響、および、②従来の2D超音波画像誘導下での子宮腔内内視鏡の位置・動作追尾、あるいは内視鏡と他の術具・胎児組織間の立体的相互位置関係把握の困難性等が指摘されている。

そこで、本研究の目的は、認識が広まりつつある胎児治療の成績向上のため、より安全、効率的な母体・胎児への低侵襲手術システム・機器を開発することにある。具体的には、上記①に対しては、1) 胎児内視鏡へのHARP方式超高感度・高精細撮像素子の導入が、また上記②に対しては、2) 子宮内胎児観察、胎児手術誘導のための超高精度3D/4D超音波診断装置の開発、および3) 超高精度3D/4D超音波撮像データの3次元画像立体表示システムを開発することにある。本研究はNEDO技術開発機構との連携型事業であり、1)と2)はNEDO技術開発機構側事業、3)は厚生労働省側事業として、相互に連携を図りながら研究開発を進める。

さらに、今後の本内視鏡の開発・実用化に活用するために、内視鏡ユーザーである現場の医師に、現状の

実時間IV立体画像作成アルゴリズムを発展させ、超音波プローブの8同時並列受信による超高精度の大容量三次元データに対応させる。また、内視鏡画像と超音波データの重ね合わせをIV立体表示させるため、内視鏡と超音波プローブの三次元位置情報の統合に着手する。

B-4 第1回ユーザーヒアリングの実施

FEA-HARP内視鏡とCCD内視鏡とを用いて、低照度環境（間接照明あるいは、最小限の光源）下で、被写体（胎盤のレプリカ）を撮像し、モニタに映された画像をユーザーヒアリング対象者（以下、ユーザー）が確認する。

（倫理面への配慮）本研究は、あくまでデバイスやシステムの開発を主体とするものであり、当面倫理面での問題はない。動物モデルを使用する場合は、国立成育医療センター動物管理委員会の定める規定に厳密に則って行われる。

C. 研究結果

C-1 胎児内視鏡へのHARP方式超高感度・高精細撮像素子の導入

増倍率200(対CCD感度20倍)、有効画素数480×480、基準信号電流5%以下の放射電流ムラによるノイズを達成するFEA-HARP検出器を開発し、内視鏡へ適用するための十分な性能を示した。また、この検出器を搭載したモノクロ分離型カメラヘッドを製作し、接続ユニット（レンズアダプター）を介して通常の内視鏡と連結可能とした。

有効エリア内の画像欠陥3個以下を達成したHARPターゲットを製作し、スピント型およびHEED型FEAを用いて特性評価用のFEA-HARP検出器を製作した。また、寿命改善や更なる信頼性向上のため、FEA-HARP検出器を内製化するための真空内組立・組立後プロセスフローを整備した。

C-2 子宮内胎児観察、胎児手術誘導のための超高精度3D/4D超音波診断装置の開発

必要とするサイドロープレベルを達成するために、異なる周波数を用いる2方向同時送信、8方向同時受信法を考案し、シミュレーションにより仕様を満たすことを確認した。

C-3 超高精度3D/4D超音波撮像データの3次元画像立体表示システムの開発

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。

C-4 第1回ユーザーヒアリングの実施

最先端の医療に携わる専門医（医師）への本内視鏡のデモ及びそのヒアリングの結果、以下のような意見がまとめられた(Table.1)。

Table.1 ユーザヒアリング結果の概要

項目	コメント	活用可能性
高感度性	高感度性を活かして微弱な光や微細部分の検出に大きな効果があり、実用化を期待している	蛍光色素や波長の調整で観察できなかった（精度が低い）腫瘍の境目や血管の判定
低光源熱	特殊な場合を除き、熱損傷に関しては現状のCCDで問題ない	胎児治療等の特殊治療、熱損傷への懸念払拭
カメラ重量	内視鏡であれば、手で操作できる重さや操作性が必要	FEA-HARPでしか観察できないという特殊な機能があれば、内視鏡という扱いはなく、PETやCTのような装置と考えることも可能
カメラ大きさ	現場のスペースから内視鏡の設置場所は限られる	
画像（白黒、画質）	白黒画像でなくカラーであること、及び、画質が既存のCCDと同等以上であることは必須条件である	白黒であっても、高感度を活かし、不明瞭なリンパ節や血管の可視化に活用可能

D. 考察

HARP方式超高感度・高精細撮像素子を導入した内視鏡では、FEA-HARP検出器を搭載した分離型カメラヘッドを製作し、小型軽量化することができた。しかし、まだ医師が手に持って操作するには、若干大きく重い。現時点では、内視鏡操作ロボットアームとの並行使用を念頭にいられているが、将来的には、実際の臨床応用に耐えるように、さらなる小型軽量化を目標としている。画質についても、現状白黒であるが、次年度にはカラー化を目指す。

超高精度3D/4D超音波診断装置の開発としては、2方向同時送信、8方向同時受信法を実現するために、デジタルビームフォーマ基板上にあるFPGAを開発中であり、現在この方式を用いたときの断層画像を表示すべく作業中である。この表示後、断層面を機械的に走査し、3次元画像を構築する予定である。

超高精度3D/4D超音波撮像データの3次元画像立体表示システムでは、実用レベルの更新速度で体内組織（動物実験）の高速立体表示が可能であることを確認

した。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。

第1回のユーザーヒアリングで得られた見地を今後の内視鏡開発・実用化に活用していく。

E. 結論

本年度は、各研究課題における要素技術の開発と検証を進めた。次年度は、各要素技術の動物実験等による有用性評価、これらの技術を基本とし、胎児内視鏡および超音波機器としてのシステム統合及び評価・検討に取り組む。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1.論文発表

なし

2.学会発表

- 1) 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, Vol.10 No. 3, pp.281-282, 2008
- 2) 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, pp. 43, 2008
- 3) Keri KIM, Misao KUBOTA, Norifumi EGAMI, Teruo KAWAI, Tsuneo FUKUYO, Jun-ichi KURIWAKI, Akihiko ISHIYAMA, Hiromasa YAMASHITA, Takeyoshi DOHI, Toshio CHIBA: Night-vision fetoscope, The International Fetal Medicine and Surgery Society, Sep. 12-16, 2008 Athens, Greece

そのた各分担研究報告書に記載

H. 知的財産権の出願・登録状況

各分担研究報告書に記載

HARP方式超高感度・高精細撮像素子の開発 (FEA素子、及びFEA-HARP検出器の開発)

分担研究者 河合輝男 NHKエンジニアリングサービス・先端開発研究部 部長

研究要旨

近年の胎児診断技術の進歩はめざましいが、その成果は必ずしも胎児治療に結びついてはいない。理由の一つとしては、胎児治療手技の中でも特に大きな方向である胎児内視鏡手術機器の不十分さが挙げられる。内視鏡光源の使用による子宮内照度の非生理的上昇に伴う胎児視覚器発達への負の影響（子宮内羊水の加温による胎児リスクを含む）の可能性は否定できず、ごく小さな照明で観察可能な超高感度内視鏡が求められている。この課題に対し、我々は、超高感度・高精細な撮影を可能とするFEA-HARP (Field Emitter Array - High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 撮像素子の開発と内視鏡カメラへの搭載を進めている。H20年度には、(1) FEA素子の試作、(2) FEA-HARP検出器用カメラの検討と設計、(3) 内視鏡とFEA-HARPカメラ接続ユニットの開発、(4) 細径化内視鏡の試作、ならびに(5) 試作したFEA-HARP検出器の評価を行なった。

A. 研究目的

近年、胎児を一人の患者ととらえ医療行為の対象とする胎児手術への認識が広まっている。しかし胎児の診断技術は確実に進歩しているものの、その成果は必ずしも十分な胎児治療に結びついていない。その大きな理由の一つとして、胎児治療手技、特に今後の大きな方向である（超音波画像誘導下）胎児内視鏡手術で使用される機器の不十分さにあるといえる。現在の子宮内胎児治療で使用される内視鏡機器は、細径ではあるものの、基本的に成人へ使用するものと同じであり、胎児や胎盤などを明瞭に観察するためには十分な照明を当てる必要がある。しかし、正常な子宮内環境としてはこのような強力な照明に曝されることは明らかに不自然であり、内視鏡光源の使用と子宮内照度の非生理的上昇に伴う胎児視覚器発達への負の影響、さらには子宮内羊水の加温による胎児へのリスクの可能性は否定できない。そのため、ごく小さな照明であっても十分鮮明に子宮内の観察が可能となる超高感度内視鏡の開発が求められている。

この課題に対し、本研究グループでは、既に高感度カメラとして放送・医療・学術など様々な分野で使用されているHARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 方式を内視鏡に応用することで、従来のCCD内視鏡を遥かに凌駕する超高感度内視鏡の開発に取り組む。現行の超高感度HARPカメラに使用されているHARP撮像素子は全長100mm程度と大きく、内視鏡への搭載は困難であるため、電界放射陰極アレイ (FEA: Field Emitter Array) 技術とHARPを組み合わせたFEA-HARP検出器を開発することで、撮像素子の大幅な小型化を狙う (図1)。

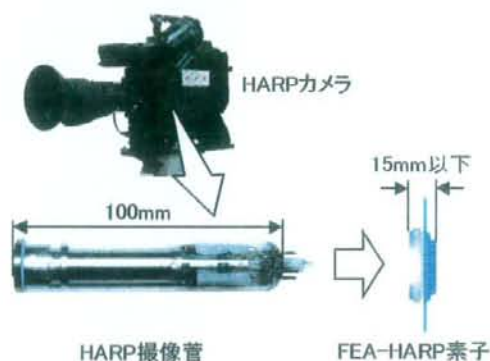


図1: HARP撮像素子の小型化

特にH20年度には、

- ①FEA素子の試作
- ②内視鏡とFEA-HARPカメラ接続ユニットの開発
- ③FEA-HARP検出器用カメラの検討と設計
- ④細径化内視鏡の試作
- ⑤試作したFEA-HARP検出器の評価

の5項目について研究開発を進めたので報告する。

B. 研究方法

①FEA素子の試作

スピント型FEAならびにHEED型FEAを用いて、画素数480×480 (画素サイズ20×20μm)、フレームレート30枚/秒で駆動可能な、駆動回路内蔵FEA素子を試作する。また、分担研究グループの浜松ホトニクスが執り行うFEA-HARP検出器の第2次試作に供給する。

②内視鏡とFEA-HARPカメラ接続ユニットの開発

開発した接続ユニット（レンズアダプター）の仕様を表1にまとめる。内視鏡からの光をFEA-HARP検出器の撮像領域全面に結像されるよう設計・製作する。

表1: レンズアダプターの仕様

マウント方式	Cマウント
重量	75g
外径	15.0mm
焦点距離	50mm
レンズ材質	BK7SF5(フリット・クラウン複合レンズ)
レンズコート	マルチコーティング
レンズ駆動	ヘリコイド方式
絞り機構	有り(スチール製羽根)
イメージサイズ	1インチ, 2/3インチとも共用可能
ピント調節機能	有り
防水機能	有り
内視鏡との接合部	ワンタッチ脱着機構

③FEA-HARP検出器用カメラの検討と設計

FEA-HARP検出器用モノクロカメラを用いた内視鏡接続用の小型ヘッド分離型カメラを設計・試作する。使用するFEA-HARP撮像素子の仕様は、素子サイズ1インチ（磁界集束型）、画素数480(H)×480(V)、有効面積9.6×9.6mm、画素サイズ20×20μm、フレームレートは30枚/秒とする。

カメラヘッド部については、内視鏡と連結する部分を可能な限り軽量・小型化するため、2ピース型とする。レンズの取り付け部（接続ユニット）は、後述するCマウント・レンズアダプター方式により取り外し自由とする。カメラヘッドAとカメラヘッドBはケーブルで接続し、手術環境で使用するのに問題ない長さとしても信号伝送に影響が出ないようにする。

カメラコントロール部(CCU)については、膜感度や増幅度を調節可能なゲイン調節機能を搭載し、NTSC方式並びにデジタル出力形式も可能とする。

④細径化内視鏡の試作

子宮環境下で用いるためには、子宮壁への刺激を可能な限り抑えるためにも内視鏡の細径化が必須である。試作した細径化内視鏡の仕様を表2に示す。

⑤試作したFEA-HARP検出器の評価

分担研究グループの浜松ホトニクスにより試作されたFEA-HARP検出器の特性について、感度、解像度、

放射電流ムラによるノイズ、暗部の階調再現、フレームレート、HARP膜の欠陥数を評価する。スピント型FEA-HARPとHEED型FEA-HARPの両方について比較評価する。

表2: 細径内視鏡の仕様

内視鏡タイプ	硬性内視鏡
外径	φ4.0mm
有効長	250mm
質量	105g
ピント調節	5~200mmまで不要
レンズタイプ	新ソフトレンズシステムの採用で高輝度・高解像度・色再現性に優れる

(倫理面への配慮) 該当しない

C. 研究結果

①FEA素子の試作

昨年度より開発を進めいたスピント型FEAとHEED型FEAの二種類についてアクティブ駆動回路内蔵FEAを試作した(図2)。両FEAともに画素領域外に水平・垂直走査回路を配置した。なおこれらのFEA素子を組み込んだFEA-HARP検出器自体の製作については、分担研究グループである浜松ホトニクスが行なった。

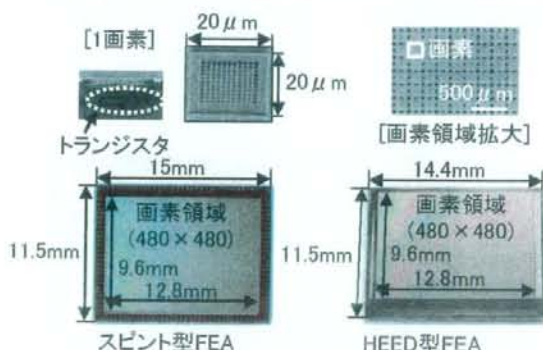


図2: アクティブ駆動回路内蔵FEA

②内視鏡とFEA-HARPカメラ接続ユニットの開発

図3に開発したカメラ接続ユニット（レンズアダプター）の概観と、従来のアダプター使用との比較効果を記す。内視鏡画像は既存のカメラ（2/3型HDプログレッシブ）を使用したものであるが、同一の内視鏡を装着して評価用チャートを観察したところ、解像度・フォーカスともに問題なく拡大表示することができた。

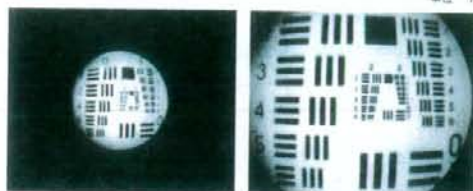


図3: 上)カメラ接続ユニット(レンズアダプター)。下左)既成のレンズアダプターを使用した場合、下右)今回開発したレンズアダプターを使用した場合。

③FEA-HARP検出器用カメラの検討と設計

従来のカメラヘッドは医師が手で持つには大きく、重量も6kgと重かった。そこでヘッド処理部を分割(カメラヘッドB)し、レンズアダプターを介して内視鏡と接続される部分(カメラヘッドA)を、約2kgまで軽量化し、直径100mmまで小型化を達成した。また、カメラヘッドAとカメラヘッドBを接続するケーブルは、3mまで延長しても信号に大きな影響を与えないことを確認した。

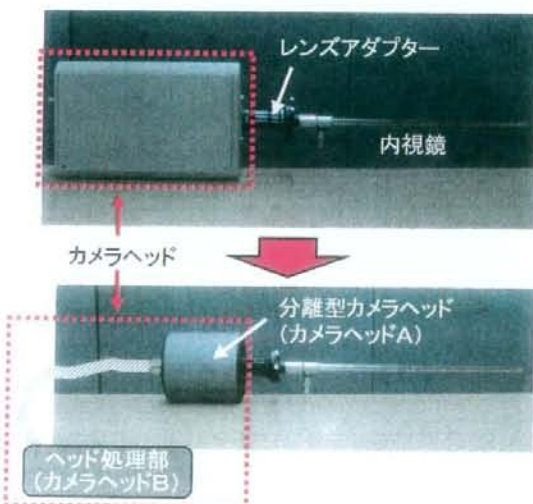


図4: FEA-HARP搭載小型分離型カメラ。上)従来のカメラヘッド(W: 140mm, H: 160mm, D: 245mm, 6kg)。下)新規開発の小型ヘッド分離型カメラ(W: ϕ 100mm, D: 106mm, 2kg)。

④細径化内視鏡の試作

胎児外科手術で子宮内に挿入可能な外径 ϕ 4.0mmの細径化内視鏡を試作した。既存の ϕ 10mm内視鏡や ϕ 5.4mm内視鏡と同様に、Cマウント方式によって前項にて製作した分離型カメラヘッドへと接続可能とした。

⑤試作したFEA-HARP検出器の評価

スピント型FEA-HARP検出器、HEED型FEA-HARP検出器の両方について特性評価を行なった。感度特性はいずれのFEA使用においても同様の結果が得られ、最大電荷増倍率200倍を達成した(図5)。解像度特性については、いずれのFEA使用においても画素数に相当する良好な解像度を実現した(図6)。放射電流ムラによるノイズについては、FEAの違いにより若干の差はあるものの、いずれも基準信号電流の5%以下を達成した(図7)。

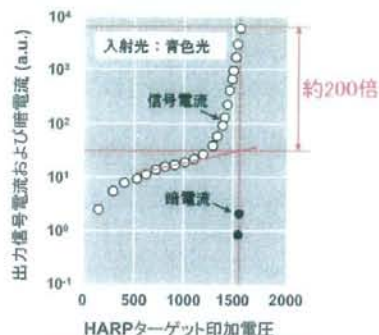


図5: FEA-HARPの感度特性

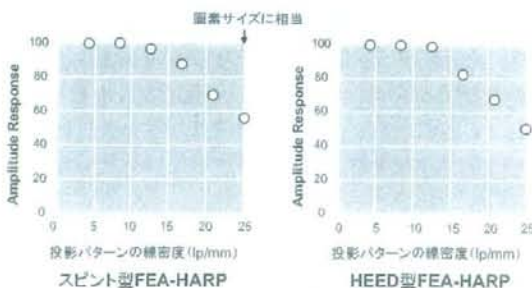


図6: FEA-HARPの解像度特性

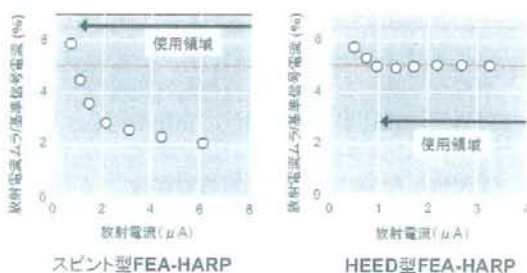


図7: 放射電流ムラによるノイズ

D. 考察

FEAにHARPターゲットを組み合わせて試作したFEA-HARP検出器において、中間目標としていた以下の項目を達成できた。

- ・増倍率200（対CCD感度20倍）を実現した
- ・画素数（480×480）に相当する解像度を実現した
- ・放射電流ムラによるノイズ（電流換算）を基準信号電流の5%以下に抑えた

これらの項目についてはスピント型FEAとHEED型FEAのいずれを用いた検出器においても達成されたが、実用化を考えた場合、駆動電圧が低い方が有利という観点から、HEED型FEAを使用の方が望ましい。放射電流ムラによるノイズや寿命の長さについては、分担研究グループである浜松ホトニクスによる真空内作成技術の確立により性能向上すると見込まれる。

FEA-HARP検出器を搭載したカメラヘッドについては、体積にして1/6以下、重量にして1/3まで小型軽量化したものの、いまだ医師が長時間持ち続けるには若干大きく重い。将来的には磁界集束ではなく電界集束などの採用により、カメラヘッドから磁石が取り除かれ更なる小型軽量化が期待できるが、現時点では、自由に取り回しの利くロボットアーム（三鷹光器、ポイントセッター・ユニアームなど）へ固定しての使用を想定している。

E. 結論

H20年度には、目標としていた増倍率200（対CCD感度20倍）、有効画素数480×480、基準信号電流5%以下の放射電流ムラによるノイズを達成するFEA-HARP検出器を開発し、内視鏡へ適用するための十分な性能を示した。また、この検出器を搭載したモノクロ分離型カメラヘッドを製作し、接続ユニット（レンズアダプター）を介して通常の内視鏡と連結可能とした。

H21年度は、真空内作成技術の確立によるFEA-HARP検出器の信頼性向上を目指し、臨床に適した超高度・高精細内視鏡の開発を進めていく。

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

該当なし

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

HARP 方式超高感度・高精細撮像素子の開発 (FEA-HARP 用ターゲット、及び FEA-HARP 検出器の開発)

分担研究者 小林祐二 浜松ホトニクス株式会社・電子管事業部第5製造部 部門長

研究要旨

近年、胎児の診断技術は確実に進歩しているものの、必ずしも有効な胎児治療には結びついていない。これからの胎児治療手技の主流になるだろう胎児内視鏡手術においては、子宮内環境下で使用するための十分な内視鏡機器が揃っているとはいえず、内視鏡の強力な光源使用による子宮内照度に伴う、自然な胎児視覚器の発達への負の影響（照明による子宮内羊水の加温とその影響による胎児リスク）の可能性は否定できない。そのため微小な光源でも観察できる超高感度内視鏡が求められ、我々の研究グループはこの課題に対して、超高感度・高精細な撮影を可能とする FEA-HARP (Field Emitter Array - High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 撮像素子の開発と内視鏡カメラへの搭載を進めている。H20 年度は主に (1) HARP ターゲットの設計・製作・評価技術の開発、(2) FEA-HARP 検出器の開発、(3) FEA-HARP 検出器内製化による安定した試作の実施について進めた。

A. 研究目的

近年、胎児を一人の患者ととらえ医療行為の対象とする胎児手術への認識が広まり、様々な胎児診断が行われるようになってきている。しかし診断技術は超音波診断装置を主として確実に進歩しているものの、その成果は必ずしも十分な胎児治療に結びついていない。理由の一つとして、胎児治療手技の主流になると考えられる胎児内視鏡手術においては、子宮内環境下で使用されることを想定した内視鏡機器が十分に揃っているとはいえない。現在使用されている内視鏡機器は、子宮への負担を減らすために細径ではあるが、基本的に成人へ使用するものと同じであり、子宮内を明瞭に観察するためには十分な照明が必要となる。しかし、自然な子宮内環境という観点から見ると、内視鏡の強力な光源の使用と子宮内照度の非生理的上昇に伴う胎児視覚器発達への負の影響、さらには子宮内羊水の加温による胎児へのリスクの可能性も否定できない。そのため、微小な光源であっても十分鮮明に子宮内観察を可能とする超高感度内視鏡の開発が求められている。

我々はこの課題に対し、高感度カメラとして放送・医療・学術など様々な分野で使用されている HARP (High-gain Avalanche Rushing amorphous Photoconductor) 方式と、電界放射陰極アレイ (FEA; Field Emitter Array) 技術を組み合わせた FEA-HARP 検出器の開発を進めている。現在の HARP 撮像素子は全長 100mm と大きく、内視鏡への搭載には不向きであるため、小型の FEA-HARP 検出器を開発することにより、超高感度・高精細撮像素子可能な内視鏡の実現を目的とする。H20 年度には特に、以下の3項目について研究開発を行う。

- ①HARP ターゲットの設計・製作・評価技術の開発
- ②FEA-HARP 検出器の開発

③FEA-HARP 検出器内製化による安定した試作

B. 研究方法

①HARP ターゲットの設計・製作・評価技術の開発

H19 年度に試作した HARP ターゲットは画像欠陥が多く、画面全体に細かな白い画素抜けが見られた。臨床で使用可能な内視鏡として実現させるため、H19 年度に導入した基板研磨装置を活用して硝子基板研磨技術を確立し、その技術を適用した硝子基板を HARP ターゲット試作に使用することにより、この画像欠陥を可能な限り削減する。

②FEA-HARP 検出器の開発

FEA-HARP 検出器のモデルを図 1 に、実際に組立てる際の構造の詳細を図 2 に示す。有効撮像領域は 9.6mm × 9.6mm、有効画素数は 480 × 480、画素サイズは 20 μm × 20 μm、HARP の有効撮像領域の膜厚は 15 μm、FEA と HARP の間隔は 2.5mm、放射電子群の集束方式は磁界集束、管内磁束密度は 0.125T とする。

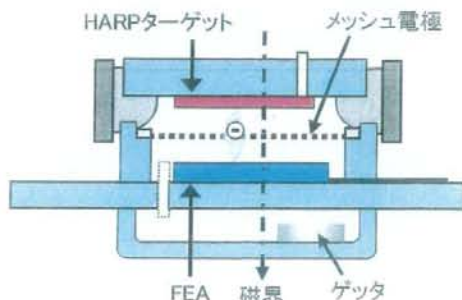


図1: FEA-HARP 検出器のモデル

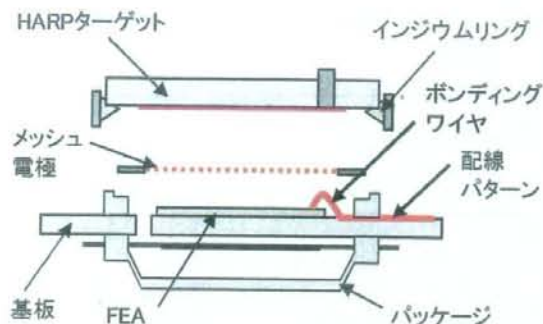


図2: FEA-HARP検出器の構造詳細

③FEA-HARP検出器内製化による安定した試作

FEA-HARP検出器の安定した試作（信頼性の向上）のため、真空内での組立が可能なプロセスフローを整備する（図3）。必要とする装置としては、ワイヤボンディング装置、ACF熱圧着装置、エミッタ活性化装置（活性化時の測定機能有り）、エミッタ活性化装置（活性化機能のみで測定機能無し）、質量分析装置（真空内組立装置のガス分析用）、クリーンベンチがある。また、真空内組立装置の設計概観を図4に示す。

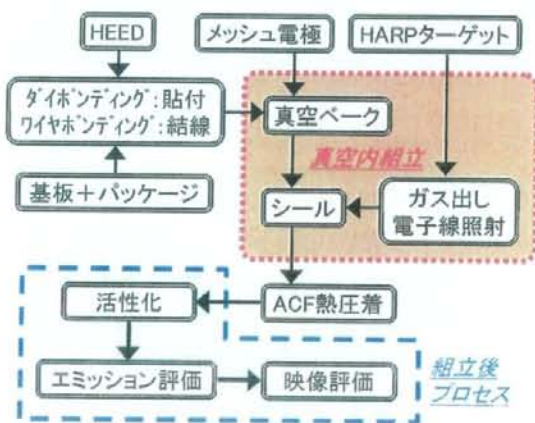


図3: FEA-HARP検出器組立および組立後プロセスフロー

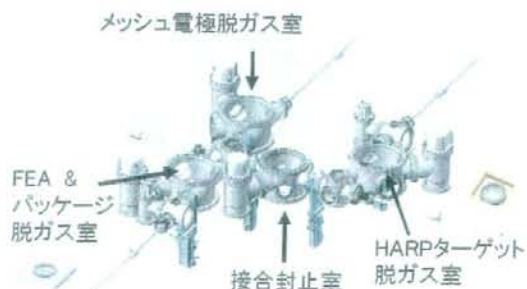


図4: 真空内組立装置の設計概観

(倫理面への配慮) 該当しない

C. 研究結果

①HARPターゲットの設計・製作・評価技術の開発

試作したHARPターゲットを図5に示す。また、磁界集束用に永久磁石を内蔵した特性評価装置を用いて、有効撮像領域内での画像欠陥を確認した（図6）。試作したHARPターゲットの平均画像欠陥は3個以下となり、欠陥1個のみという試作品も得られた。このときの有効撮像領域は9.6mm×9.6mm、安定して得られる最大電荷増倍率は200倍であり、いずれも目標としていた数値を達成することができた。

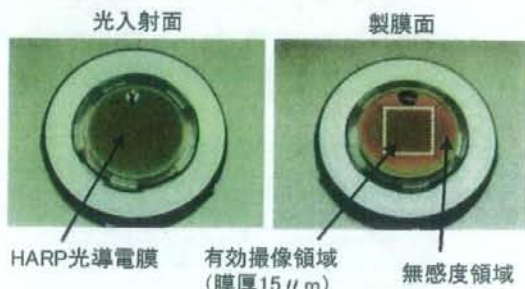


図5: 試作したHARPターゲット

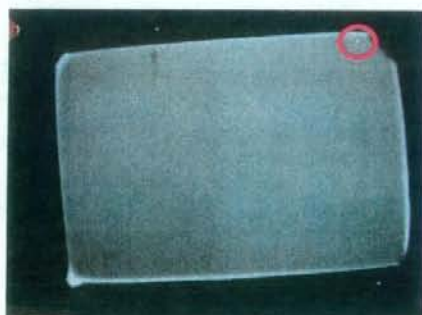


図6: 有効エリア内の画像欠陥(写真は右上に1個のみ)

②FEA-HARP検出器の開発

スピント型とHEED型のFEAを用いて、FEA-HARP検出器を製作し、目標とした15mm以下である13mmまで厚さを抑えることに成功した。なお、検出器の特性評価については、分担研究グループのNHKエンジニアリングサービス（NES）の研究報告書にまとめた。



図7: 試作したFEA-HARP検出器

③FEA-HARP検出器の内製化による安定した試作

FEA-HARP検出器を内製化するため、図8に示す装置を導入し、組立プロセスおよび組立後プロセスフローを整備した。また、設計に則り製作した真空内組立装置全体の概観は図9に示した通りである。本装置を使用してテストサンプルを試作し、全ての製作工程を行えることを確認した。



図8:FEA-HARP検出器内製化のための装置群



図9:FEA-HARP検出器真空内組立装置の概観

D. 考察

H20年度には、目標としていた『9.6mm×9.6mmの有効域内最大約200倍の電荷増倍率』『有効エリア内の画像欠陥3個以下のHARPターゲット』を達成し、特性評価実験用にFEA-HARP検出器の試作機を分担研究グループであるNESに供した。NESにおける特性評価（別途報告書に記載）では、スピント型とHEED型のいずれのFEAも同等の性能を示したが、より低電圧での駆動が可能なることから、内視鏡としてはHEED型の方が望ましい。しかし放射電流ムラによるノイズや寿命はスピント型に若干劣っており、このHEED型FEAを用いた検出器の寿命と性能、信頼性を向上させるためには、今回整備を行った『組立技術及び真空内組立装置』が非常に有効に働くと期待される。従来は手作業による組立がほとんどであったため品質にもばらつきがあったが、真空内で機械的に組立を行うことで、高いレベルでの安定化が見込められると思われる。

E. 結論

H20年度には、目標としていた有効エリア内の画像欠陥3個以下を達成したHARPターゲットを製作し、スピント型およびHEED型FEAを用いて特性評価用のFEA-HARP検出器を製作した。また、寿命改善や更なる信頼性向上のため、FEA-HARP検出器を内製化するための真空内組立・組立後プロセスフローを整備した。

H21年度には、有効エリア内に観察の支障となる画像欠陥の無いHARPターゲットを試作し、また、整備した組立装置を用いて、目標平均寿命500時間以上のFEA-HARP検出器を試作し、評価実験に供する。

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
該当なし

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

超高精度 3D / 4D 超音波診断装置の研究開発

分担研究者 望月 剛 アロカ株式会社 研究所 主幹研究員

研究要旨

超音波 3 次元画像は胎児診断に必須な画像となり、さらに胎児治療においては手術器具のナビゲーション画像として期待されている。これに応えるには高分解能の 3D 画像を提供できる装置開発が重要である。本研究では従来のリアルタイム性を損なうことなく、かつ 3D 画像の空間分解能を 2 倍に向上させることを目的とする。平成 20 年度は“2 方向同時送信、8 方向同時受信”方式で目標の特性を達成する方法を考案し方式を完成した。またその成果を特許出願した。さらにそれを装置で実現するために、H19 年度に開発した基板に実装する IC (FPGA) 開発を実施中である。

A. 研究目的

超音波 3 次元画像は、母体内の胎児診断として必須の画像となり、さらに胎児治療においては、内視鏡や鉗子などの操作を助けるナビゲーション画像としての応用への期待が高まっている。この期待に応えるためには、ナビゲーションに使用される超音波 3D 画像が高画質で、かつ実時間で表示されることが重要な要求事項であり、それらの技術開発が強く要求されている。そこでこの研究では超高精度の 3D/4D 超音波診断装置の開発を目的とする。

超音波診断装置では空間分解能と時間分解能（リアルタイム性）の 2 種類の分解能が定義され、これらは互いにトレードオフの関係にある。すなわち、一定の走査エリア内では空間分解能を上げるために超音波ビーム密度を上げると、音速が一定であるためにエリア全体を走査する時間が増し 3D の画像更新レートが下がる。つまり時間分解能が低下する。逆にこの時間分解能を上げるには超音波ビーム密度を下げざるを得ない。これらは音速が一定であることに起因する。

この音速の制限を克服する方法の一つとして並列受信技術が開発されている。これは 1 回の送信で、複数の隣接する超音波受信ビームを得る方法である。たとえば、1 回の送信で、少し空間的に異なる位置から 2 本の受信ビームを構成したとする。これを 2 方向同時受信技術と呼ぶ。並列同時受信技術を用いない場合には 2 本のビームを得るために 2 回の送信時間を要するが、これが 2 方向同時受信では 1 回送信時間で済むことになる。これは見かけ上、音速が 2 倍の超音波を用いて 2 本の送受信ビームを得たと等価であり、音速の制限を見かけ上、対策したことになる。市販の超音波診断装置では 4 方向同時並列受信技術がすでに使用されている。

本研究の目的はこの同時受信技術をさらに発展させて、空間分解能と時間分解能の両方を同時に向上させ、かつ広い範囲の 3D 画像表示を実現する装置の開発を目的としている。

B. 研究方法

昨年度、空間分解能を向上する方法として、“2 方向同時送信、8 方向同時受信”方式を提案し、この特性をコンピュータシミュレーションにより、評価し問題点を明らかにした。今年度はこの問題解決として新しい方式を考案しこの有効性をさらにコンピュータシミュレーションにより確認する。

このシミュレーション検討と平行して、装置開発を進める。具体的には、昨年度開発したビーム処理基板上にある FPGA、同じくデジタルビーム形成基板上にある FPGA の回路設計を行う。

(倫理面への配慮)

コンピュータシミュレーションと超音波診断装置のハードウェア開発であり、この項目には該当しない。

C. 研究結果

C-1. 平成 19 年度の結果

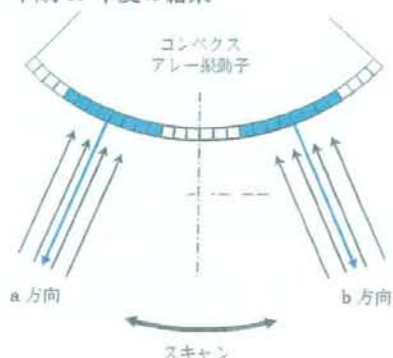


Fig. 1 2 方向同時送信、8 方向同時受信

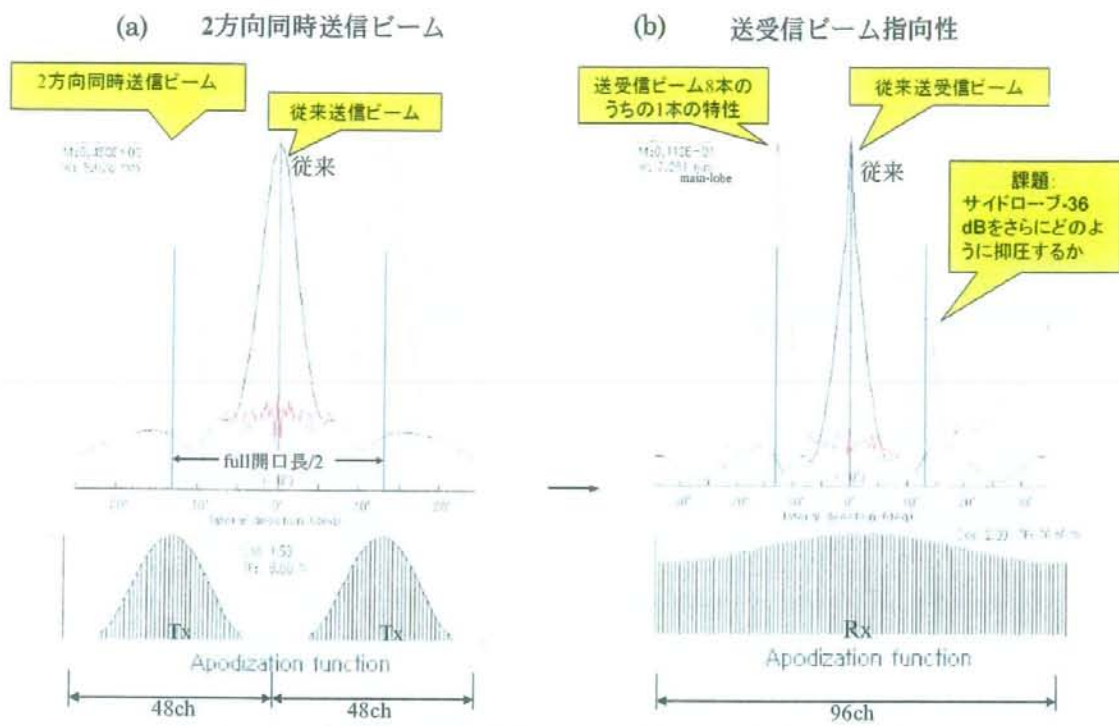


Fig. 2. “2方向同時送信, 8方向同時受信”のビームシミュレーション結果

2方向同時送信, 8方向同時受信方式では Fig. 1 に示すように2方向(a方向, b方向)に同時に送信し, 各方向から4本ずつ受信することにより, 1回の送受信で, 合計8本の超音波ビームを形成できる。市販の産科用装置では1方向送信, 4方向同時受信が最大であるので, この方式では従来の半分の時間で同じ超音波ビーム密度の画像を得ることが可能となる。

2方向に同時に送信するアイデアは過去にも研究されていたが, この2方向に送信した超音波が互いに異なる受信素子に入り込むことにより形成されるサイドローブレベルが大きくなり, 実用にはならなかった。我々のシミュレーションの結果でもこのサイドローブが確認され, この対策に迫られた。その詳細を Fig. 2 を用いて説明を行う。

今回の2方向同時送信, 8方向同時受信方式を実施した場合にも超音波画像の画質を保つためには8本の各ビーム特性は従来と同じビーム特性を維持する必要がある。この点に関しては Fig. 2 (a) に示すように, 従来と同じ送信ビーム特性(ビーム幅, 形状など)を有しながら, 2方向に送信可能な特性ができることが分かった。さらに, Fig. 2 (b) に示すよ

うに, 送受信総合のビーム特性でも従来と同じ特性を形成することが可能であることが分かった。しかし当初から予想されていた2方向の送信波の相互干渉によるサイドローブレベルが-36dBとなることが明らかとなり, このレベルでは画質を大きく劣化させることとなり問題である。新たな対策法が必要となった。

C-2. 平成20年度の成果

平成20年度ではサイドローブレベルの対策と, これを含めた2方向同時送信8方向同時受信方式を超音波装置に実装する作業とを実施した。

C-2-1. サイドローブレベル対策

2方向の超音波が互いに干渉しないように異なる周波数の超音波を用いる方法を考案した。例えば2.5MHzと4.4MHzの超音波を用いて, さらに受信信号をそれぞれの周波数を中心周波数とする帯域通過フィルタ(BPF)を用いて分別する方法を考案し, 特許申請を行った。この方法では, たとえ2.5MHzの送受信を行なう振動子に他方の4.4MHzのエコー信号が混信しても, 中心周波数2.5MHzのBPFにより, 4.4MHzのエコー信号は

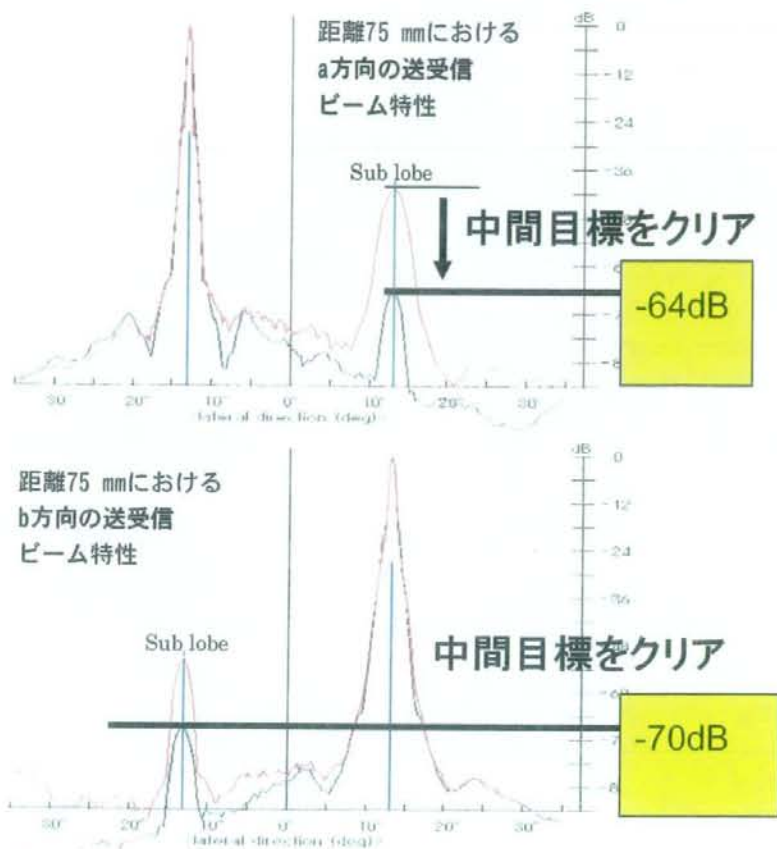


Fig.3

遮断される。逆に 4.4MHz の送受信を行なう振動子側では、混信してきた 2.5MHz のエコー信号を 2.5MHz の BPF で遮断できるので、サイドローブレベルを目標の -50dB 以下に押さえることが出来ることがわかった。このシミュレーション結果を Fig.3 に示す。同図上段は左側に 4.4MHz の超音波を送受信したときに、右側に漏れ込む信号をフィルタにより遮断した結果、-64 dB のサイドローブレベルにまで押さえられることを示している。下段は逆に右側に 2.5MHz の超音波を送受信したときに、左側に漏れ込むエコー信号をフィルタにより減衰させた結果、-70 dB のサイドローブレベルとすることができることを示している。いずれの場合にも目標の -50 dB を達成することが出来た。

しかし、ここで新たな問題が生じた。Fig.3 の上段と下段の超音波ビームのビーム幅を比較すると高い周波数である 4.4MHz のビーム幅が

2.5MHz のそれよりも細いことが分かる。ビーム幅が異なることにより、超音波画像も異なる分解能の画像となることが知られている。従ってこ



2MHz

4MHz

Fig.4

のままでは弱状に走査した超音波断面画像の右半分と左半分とで中央を境に画質の異なる画像となる。この様子を Fig.4 に示す。同じテストファントムで超音波周波数のみを変えたときの画像を並べて表示した。

そこで、この対策として、画像のフレームごとに送信周波数を入れ換えて、連続する2枚のフレーム間で画像の加算平均処理を行なう方法を考案した。これにより、左右での画質差を無くすることが可能である。

C-2-2. 装置開発

昨年度に開発したビーム処理基板、新 CPU 基板等を装置筐体内に実装した。全体を動作させる制御ソフトの作成を行った。その上でビーム処理基板と DBF 基板上にあるプログラマブル IC (FPGA: Field programmable gate array) の設計を行った。

開発のポイントは以下の通りである。

- 4 方向から 8 方向同時受信に対応するために、FPGA 内で時分割処理を行う。リアルタイム性を損なうことなくこれを実行するために、FPGA 内での処理能力を 2 倍とする必要があり、FPGA 内の処理クロックを 80MHz から 160MHz に変更し、全体の処理速度を 2 倍にした。
- 8 方向同時受信で得られる 8 方向からのエコー信号を超音波画像として構成するためのデータの高速並べ替え処理回路を追加した。
- ビーム処理基板上の FPGA では異なる周

波数の超音波エコー信号から目的の方向からのエコー信号を分別するフィルタなどを新たに追加した。

現在はビーム処理基板上の FPGA 開発は完了し、DBF 上の FPGA を開発中である。成果を Fig.5 にまとめる。FPGA 開発を含め、ビーム処理基板、画像処理基板、新 CPU 基板の開発は終了し、動作試験を完了した。

D. 考察

異なる周波数を用いた 2 方向同時送信、8 方向同時受信により、2 方向での相互干渉によるサイドローブを抑圧できることが分かったが、今後は使用するフィルタ特性の最適化が必要となる。すなわち、周波数の分別能力を上げために、通過周波数帯域を狭くすると、サイドローブ抑圧率はよくなる反面、超音波の伝播方向の分解能（距離分解能）が悪くなる。フィルタの帯域を広くすると距離分解能はよくなるが、2 方向の混信が多くなる。これらはトレードオフの関係であるので、今後動物実験等を通して最適なフィルタ特性を決定する必要がある。

また、装置全体を制御するソフトウェアを開発する必要があり、動物実験では短時間で装置の設定や表示機能等の変更が容易に行なえる必要がある。今後は動物実験で使用できる操作性等を検討し、操作ソフトウェアを開発する必要がある。

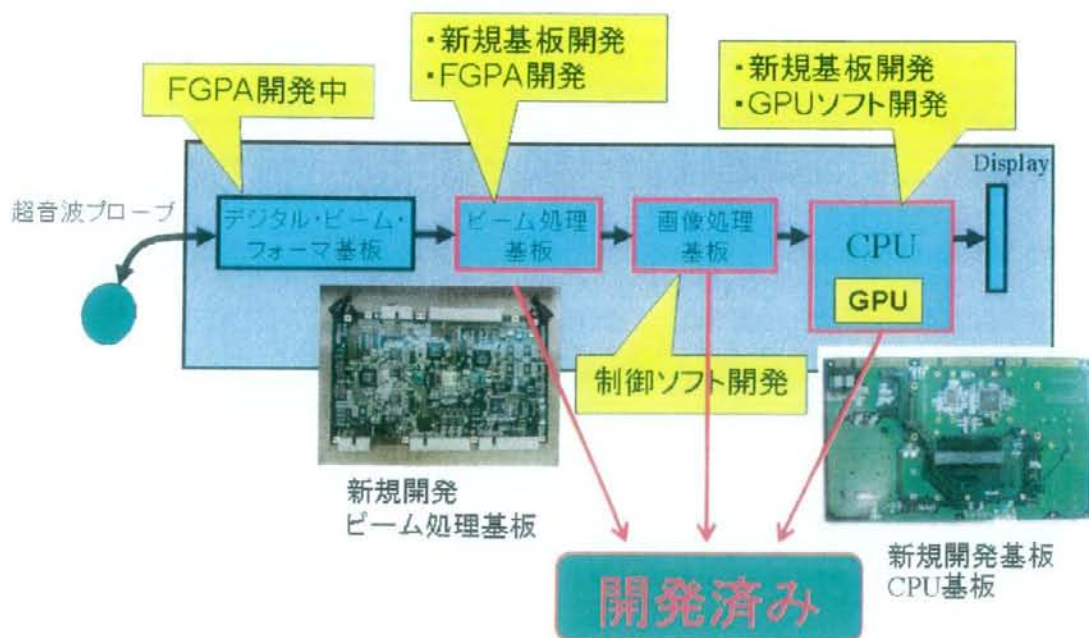


Fig.5 装置開発の進捗状況

E. 結論

必要とするサイドローレベルを達成するために、異なる周波数を用いる2方向同時送信、8方向同時受信法を考案し、シミュレーションにより仕様を満たすことを確認した。また、この方式を実現する仕組みは完成した。現在、デジタルビームフォーマ（DBF）基板のFPGAを開発中であり、近々に本方式の画像を表示する予定である。

G. 研究発表

1. 論文発表

なし。

2. 学会発表

なし。

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

特許出願：3件

- ・特願 2008-159536
- ・特願 2008-188832
- ・特願 2008-262388

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

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の開発

分担研究者 土肥 健純 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

研究要旨

3D 医用画像の立体表示は、複数人が高画質の立体画像を裸眼で観察可能であるべきである。そのため、分担研究グループにて開発中の超高精度 3D/4D 超音波診断装置と組み合わせたリアルタイム 3D 画像立体表示ディスプレイにより、安全で高精度な子宮内手術が可能となる。H20 年度は、IV 画像作成の際に領域の分類作業（セグメンテーション）が不要な表現力の高い IV レンダリングアルゴリズムを開発し、自由にモジュール拡張可能なグラフィカルユーザーインターフェース（GUI）と、この機能を用いたリアルタイム表示シミュレータを開発した。また、ブタを用いた動物実験では、3D/4D 超音波診断装置からリアルタイムに 3D 超音波データを取得しながら、8~10fps での IV 画像表示を確認し、拍動する心臓の僧帽弁の奥行き感ある実空間立体表示を術者に提示することができた。最終年度の H21 年度には、2 倍の情報量を持つ 3D 超音波データへと適応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適応と、手術器具や内視鏡画像表示との統合を進める。そして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。

A. 研究目的

近年の医用画像診断装置の発達に伴い、患部と周辺臓器の立体的空間認識は、診断・手術の安全性と有効性を向上する重要なキーポイントである。特に超音波診断装置は画質や画像取得速度において急速に発展し、断面画像のみの 2D 超音波から、ボリューム画像を取得できる 3D 超音波、更にそのボリューム画像をリアルタイムで取得できる 4D 超音波まで発展した。3D/4D 超音波診断が実現されたことにより、被曝なしに一瞬で体内の情報を得ることができるようになり、様々な診断や治療への応用が期待されている。特に手術中に患部の移動や変形が大きいと想定される手術では、リアルタイムの画像取得が欠かせないものとなっている。

胎児外科は超音波のリアルタイム性のメリットを活かせる手術の一つである。手術適用となる 19~25 週の胎児は羊水の中に浮いており、術中に位置や姿勢が大きく変化する。そのため術前画像による手術誘導は困難であり、術中に 3D/4D 超音波を用いることにより初めて胎児の位置や姿勢を把握でき、画像誘導下での低侵襲手術が可能となる。このように 3D/4D 超音波を用いることで体内の状況を把握することはできるものの、手術誘導に用いるためにはさらに直感的な画像表示が必要である。3D/4D 画像は通常 2D ディスプレイで表示されるが、一方からの表示のみでは奥行き情報を把握するのは難しい。3D/4D 画像はそのまま立体表示できた方が直感的であり、奥行き情報が重要な手術では特に有効であると考えられる。

本研究の目的は、分担研究グループにて開発中の超高精度 3D/4D 超音波診断装置から取得した 3D 超音波データ

を、リアルタイムで 3D 立体表示するシステムを開発することである。具体的には、従来の 2 倍のデータ量となる超高解像度 3D/4D 超音波データにも適応可能な高速 IV レンダリングアルゴリズムおよび、表現力と拡張性の高いグラフィカルユーザーインターフェースを開発する。超音波画像を取得しながらリアルタイムに更新可能な 3D 画像立体表示ディスプレイを提供することで、より安全で高精度な子宮内手術が可能となる。

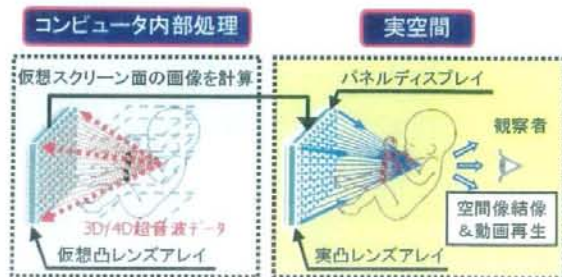


図1: Integral Videographyの原理

B. 研究方法

我々の研究グループでは 3D 立体画像表示方法として、これまでに Integral Videography (IV) を開発してきた。IV は高解像度液晶ディスプレイ及びマイクロ凸レンズの組み合わせを利用した裸眼立体表示方法である（図1）。IV は三次元空間に直接三次元画像を投影する。左右の目にそれぞれ異なる映像を投影する両眼立体視と比べ、特殊な眼鏡や視点追跡デバイスなどを用いることなく、また同時に複数の観察者が広い範囲から裸眼で観察できることが大きな利点となっている。このため、IV は医療現場に適していると考えられる。

IVを用いたこれまでの画像誘導手術では術前画像を用いたものがほとんどである。3DデータからIV画像を作成するための計算には膨大な時間がかかるため、胎児外科に必要とされているリアルタイム術中画像誘導の実現は不可能である。予備段階として3D/4D超音波画像をオンラインでIV画像表示するシステムの基礎研究を行ったところ、IV画像の更新速度は2 fps程度であった。更新速度が不足していること、他、分解能は高いものの表示画面サイズが小さい(6.4インチ液晶パネル)ことも問題として挙げられる。また、多様な手術用途に用いるためのインタラクティブな操作インタフェースも必要である。

理想的には、子宮内胎児の立体表示に十分な飛び出し距離を確保するための大画面ディスプレイを用いて、高解像度3D/4D超音波画像によるIV画像を、人間の目に違和感のない15 fps以上の画像更新速度でリアルタイム表示可能なシステムを実現することが望ましい。扱う3D超音波データサイズ・IV画像解像度・更新速度をスケールアップするには、新しいアルゴリズムやデータ処理技術を効果的に活かすことが重要である。

本研究では上記の条件を満たすため、H19年度の『高性能GPUによる3Dデータ変換、特にIVレンダリング処理の大幅な高速化』に続き、以下の3項目についての研究開発に取り組み、H20年度までに図2に示すシステムを構築した。

- ①色彩・透明度の表現力に富む、セグメンテーション不要なIVレンダリングアルゴリズムの開発
- ②3D超音波データの高速立体表示シミュレータ及び拡張性の高いモジュール型インタフェースの開発
- 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

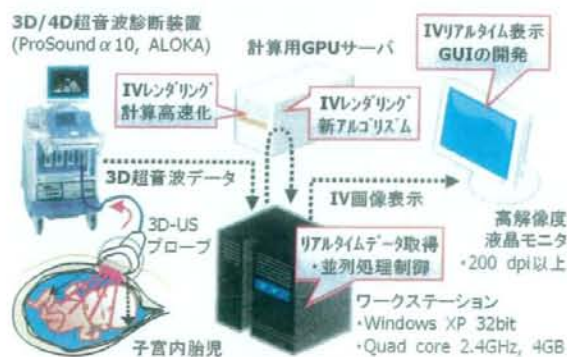


図2: 3D立体画像表示システム構成

以下、①～③の各要素の詳細について説明する。

①色彩・透明度の表現力に富む、セグメンテーション不要なIVレンダリングアルゴリズムの開発

従来のレンダリング手法では、基本的に対象物表面の立体表示しかできなかった(Iso surface)。内部の組織や器官の詳細を観察したい場合は、2Dでの断面表示での観察か、もしくは取得したボリュームデータを組織や器官ごとにセグメンテーションした上で、別々の3Dデータとしてグループ分けし観察していた。しかしリアルタイム性が重要な3D超音波画像誘導手術においては、これらの作業を行うことなく、対象物の内部構造を自動的に判別できることが理想的である。

そこで、色や透明度の表現を可能にしたCompositeレンダリング手法を開発した。各画素値に対して色・透明度をマッピングし、光線探索法によりIV画像を作成した。それぞれの光線に沿って、色・透明度を計算しながら対象物の内部まで光線探索をすることにより、同等の画素値を持つ領域が自動的にグループ分けされるため、内部の構造も視覚化可能となる。さらに光の反射などを光学的に計算することによってリアリティに優れたIV画像の表示が可能である。なお、このCompositeレンダリングにおいてもGPU計算を採用した。但し、対象物を明瞭に観察するためにはパラメータ調整が必要となる。全ての場合に対してパラメータを自動的に調整するのは不可能であるため、画像を確認しながらのパラメータ調整が現実的である。そのためには、IV画像の更新を確認しながら調節できるユーザーインタフェースを開発する必要がある。

②3D超音波データの高速立体表示シミュレータ及び拡張性の高いモジュール型インタフェースの開発

本システムは3D超音波画像を立体像として観察するのみならず、胎児外科手術誘導に使用することが目的であるため、手術誘導機能・拡張性に優れたインタフェースが望ましい。そこでIV画像表示用のインタフェースとして、オープンソースの医用画像処理ソフトウェア(3D-Slicer)に組み込み可能な独自のモジュールを開発した。3D-Slicerにはモジュール型の手術誘導機能が多く搭載しており、本研究で新たに追加したIV画像表示モジュールと連携させることができる。IV立体画像として表示させたい三次元画像を3D-Slicerに送り、3D-Slicerの内部で処理した後にリアルタイムIV画像として表示できる仕組みとなっており、3D/4D超音波診断装置で取得した三次元画像を表示する場合も同様である。3D超音波データを次々と3D-Slicerに送ることによって、リアルタイムに更新されるIV画像の表示が可能となった。また、動作確認とシステムの最適化を行なうため、同じ仕組みを用いて、3D/4D超音波診断装置実機の代わりにソフトウェア的に動作検証可能な超音波診断装置のシミュレータを作成した。

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

③で作成したシミュレータで本システムの動作検証をした後に、超音波診断装置(Prosound α10, ALOKA)に接続した。超音波診断装置からLAN及びLVDS接続を用いて3D超音波データをワークステーションに取り込んだ。取得した3D超音波データをユーザインタフェースに送り、リアルタイムIV画像として視覚化を行った。ここでは、3D超音波データ取り込み用のソフトウェア(ALOKA)から③のユーザインタフェース(3D-Slicer)へのデータ転送が全体の処理時間のボトルネックとなっていた(図3)。一般的な256×256×256のデータサイズの場合、データ取得に数ms、座標変換に16ms、フィルタリングに30ms、IVレンダリングに72ms、IV画像表示に数msかかり、各データ処理間のデータ転送にかかる時間は、座標変換とフィルタリングの間で30~100msかかるほかは数msのみかかっていた。これは3D-Slicerが1ボリューム分の処理が終わるのを待つ必要があるためであり、データ取得とのタイミングが合わない、最長100ms程度の遅れによるフレーム抜けが生じてしまうことがあった。

そこで、データ取り込み用のソフトウェアとユーザインタフェースを新たに一体化することで、無駄な時間を省き、データ変換にかかる時間の短縮化を図った。

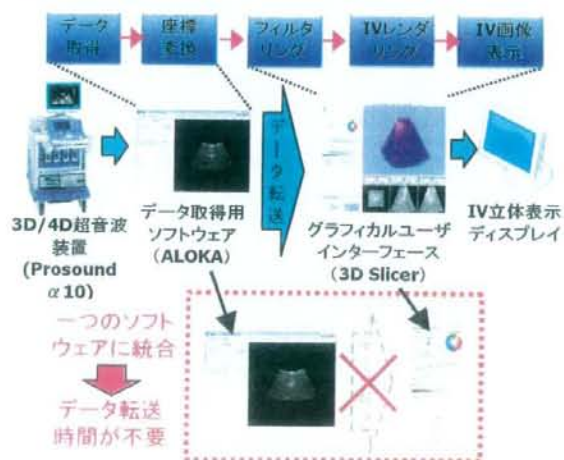


図3: ソフトウェアの統合による計算機内データ変換の流れとデータ転送時間の短縮

(倫理面への配慮) 該当しない

C. 研究結果

①色彩・透明度の表現力に富む、セグメンテーション不要なIVレンダリングアルゴリズムの開発

データサイズ256×256×94ボクセルの頭部3D-CTデ

ータを用いて、各ボクセルの持つ輝度値(ボクセル値)分布を考慮に入れ、輝度の閾値を適切にコントロールしIV表示を行った。頭部表面表示(Iso surface)から徐々に閾値を変化させることで、皮膚を透過し頭蓋骨を表示したComposite、さらに陰影を調節し色彩を明瞭にしたComposite-shadedまで、一切のセグメンテーション作業なしに内部構造の把握が可能となった(図4)。但し加える効果を増やすと画像の更新速度は遅くなり、同じデータに対してIso surfaceは15 fps、Compositeは11 fps、Composite-shadedは4 fpsであった。

②3D超音波データの高速立体表示シミュレータ及び拡張性の高いモジュール型インタフェースの開発

開発したシミュレータを用いて、あらかじめ保存しておいた3D超音波データを、あたかも実際の超音波診断装置からリアルタイムに取得しながら処理するようにし、IV立体表示を検証することができた(図5)。3D-Slicerをベースとしたグラフィカルユーザインタフェースにより、拡大縮小・自由回転・表示断面・明るさやコントラストなどのパラメータを調節しながらIV立体表示できることを確認した。

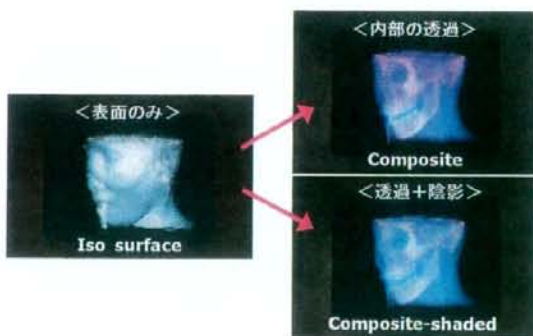


図4: 輝度値のマッピングによる色彩・透過度の調整

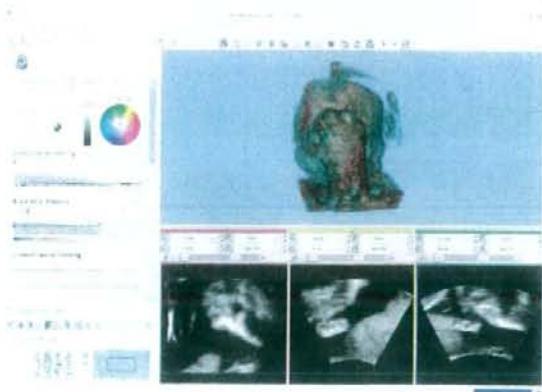


図5: 胎児の手周辺の3D超音波データを取り込んだインタフェース