

超音波診断シミュレータにおけるアーチファクトの再現

箕岡 武志*・池田 聖*・井村 誠孝*・安室 喜弘**・
眞鍋 佳嗣*・千原 國宏*

Artifact Reproduction for Ultrasonic Diagnosis Simulator

Takeshi MINOOKA,* Sei IKEDA,* Masataka IMURA,* Yoshihiro YASUMURO,**
Yoshitsugu MANABE,* Kunihiro CHIHARA*

Abstract Ultrasonic diagnosis requires substantial experiences for both acquiring and reading echography. This paper describes a novel method for synthesizing ultrasound image with artifacts according to user's probe manipulation. The proposed method is a sample-based approach that stores pre-captured real echo images as a volume data set in which each voxel has multi-directional values. Output echography is synthesized by interpolating voxel values, considering spatial arrangement and directivity of the voxel values. Experimental results demonstrated spatially seamless echography synthesis and characteristic artifacts with various probe postures.

Keywords : Ultrasonic Diagnosis Simulator, Artifact, Multi-dimensional Voxel.

1. はじめに

超音波断層像による診断は、体外から超音波探触子を当てただけで検査できる、組織、臓器への障害を起しにくい、適用範囲が広いなどの理由から、現在の医療診断の重要な手法の1つとなっている。しかし、超音波断層像による診断は多くの経験を必要とするため、様々な超音波断層像を見て、超音波探触子の操作によって断層像の見え方がどのように変わるかを確認する訓練が必要である。超音波診断技術の訓練は、実患者を対象に行うことが望ましいが、時間や場所が制限される上、患者に不要な負担を強いという問題があり、これまでに実患者を必要としない訓練手法が考えられてきた。

実患者を必要としない訓練手法としては、精巧な患部の模型を使用する手法[1, 2]とコンピュータシミュレーションによる手法[3-6]が考えられる。前者は、超音波ファン

トムと呼ばれ、音速や弾力など体表や体内組織と同等の反応を示す素材を使うことで、訓練者の操作に応じた正確な断層像が取得出来る。後者を、本論文では、超音波診断シミュレータと呼ぶ。超音波診断シミュレータでは、予め蓄積した多数の断層像がボリューム化されており、訓練時には超音波探触子の位置・姿勢に応じてボリュームから新たな断層像が生成され、訓練者に提示される。ボリューム化とは、複数の断層像とそれらを取得した超音波探触子の姿勢を対にして蓄積し、各画素の輝度値をボクセルに格納することである[3-6]。個人差による取得断層像の違いを習得するために、多数の症例で訓練することを考えると、超音波ファントムの場合、症例毎に模型を準備する必要があるのに対し、超音波診断シミュレータの場合は、ボリュームデータを差し替えることで新たな症例の訓練ができるため、シミュレータの方に将来性があると言える。

超音波診断シミュレータにも、解決すべき問題がある。これを整理するために、まず最も単純なボリューム化手法を考える。単純なボリューム化手法とは、断層像の収集時には、超音波探触子を断層面に対して垂直方向に操作することで、ボリューム中の1点(1ボクセル)に、1枚の断層像の1画素の輝度値が割り当てられるようにし、訓練時には、超音波探触子の位置・姿勢から決まる任意の断層面上のボクセルの輝度値をサンプルすることにより新しい断層像を生成する手法である。このような単純な手法では、

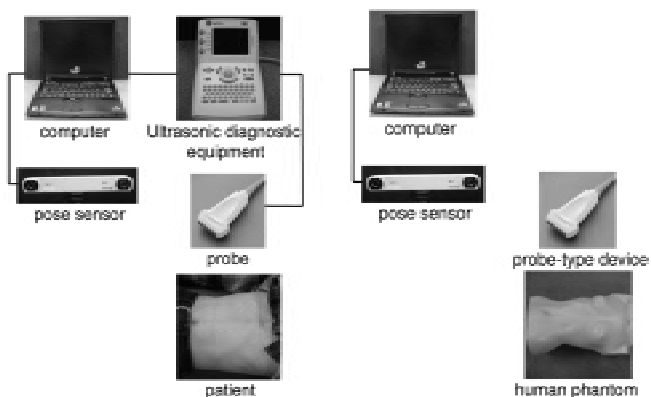
生体医工学シンポジウム 2008 発表 (2008 年 9 月, 大阪)
2008 年 8 月 6 日受付, 2008 年 12 月 2 日改訂
Received August 6, 2008; revised December 2, 2008.

*奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科
Graduate School of Information Science, Nara Institute of
Science and Technology

**関西大学環境都市工学部
Faculty of Environmental and Urban Engineering, Kansai
University

患部組織の変形やアーチファクトの影響が考慮されておらず、これらが再現された正確な断層像が生成されないという問題がある。患部組織の変形は、呼吸や心拍、臓器の運動により生じるものと超音波探触子を体表に押し付けることにより生じるものがある。収集した断層像をボリューム化する際には、これらの変形を考慮して画像データを統合する[6]必要があり、逆に断層像を提示する際には、探触子型デバイスに掛かる力や仮想的に運動する臓器に応じて、像を歪ませる必要がある。アーチファクトとは、探触子の特性や体内組織の反射率分布により同一の反射率を持つ組織を含む像を得ても異なる反射強度が観測される虚像のことで、本来診断の妨げになる[7]。注目している部分がアーチファクトであるかどうかは、探触子の位置や姿勢を変化させることにより判断でき、シミュレータを用いた診断技術の習得時には、逆にその様な性質が再現されている事が重要となる。

本研究では、組織の変形が少ない部位を対象とし、超音波診断シミュレータにおいて訓練者が操作する超音波探触子の位置・姿勢に応じて変化するアーチファクトを正確に再現し、断層像を生成することを目的とする。前提としている超音波診断シミュレータは、図1に示す機器で構成され、事前に実患者の断層像を蓄積し、訓練時には蓄積したデータから実時間で再構成した断層像を訓練者に提示する。断層像の蓄積では、図1(a)に示すように、実患者に対して超音波探触子を様々な姿勢で操作し得られる超音波断層像を3次元多値ボリュームに格納することでアーチファクトの見え隠れを記録する。断層像の再構成では、図1(b)に示すように、超音波診断の訓練者が人体模型に対して超音波探触子型デバイスを操作する。このとき超音波探触子型デバイスの位置・姿勢を計測し、探触子型デバイ



(a) 断層像収集時の機器と計測対象 (人体)
 (b) 訓練時の機器と計測対象 (人体模型)
 (a) Apparatus for acquisition images
 (b) Apparatus for training images

図1 超音波診断シミュレータの機器構成と計測対象
 Fig. 1 Configuration of ultrasonic diagnosis simulator.

スの位置・姿勢に対応する3次元ボリューム内のボクセルから断層像の輝度値を算出し、アーチファクトを含む断層像を生成する。

2. アーチファクトを再現する超音波断層像の再構成手法

本章では、まず、従来の単純な手法によりアーチファクトを含む断層像を再構成する場合の問題点について述べ、次に、どのように断層像を記録し、3次元ボリュームを構成すべきか説明する。

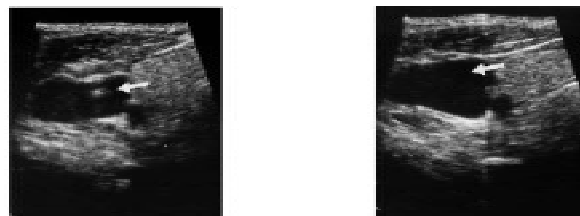
2.1 断層像再構成におけるアーチファクト

一般に、超音波探触子により受信される超音波の強度は、超音波の経路や反射組織への入射角度によって変化する。このため、生体内の同一点を観測するよう超音波探触子の姿勢を与え、断層像を取得しても、超音波探触子の位置により断層像中の対応箇所の輝度値は変化する。

図2(文献[8]より引用)に上記の例を示す。図2(a)では多重反射と呼ばれるアーチファクトを含んだ断層像の様子を示しており、矢印で示した内頸静脈内に多重反射の影が確認できる。多重反射とは、強い反射組織間で複数の反射が起こり、実際には存在しない像が断層像に現れる現象のことを指す。多重反射は、反射面が超音波の進行方向に対して垂直である場合において強い虚像を生み出す。そのため、角度を変えて同じ場所を観測した図2(b)においては、多重反射の影は確認されない。超音波断層像において、このような現象は数多く見られ、診断の際には、超音波探触子の操作角度を変えながら、断層像に映る像を確認する必要がある。

2.2 超音波断層像蓄積の方針

前節で述べたようなアーチファクトの現象を再現するための最も素直なアプローチは、超音波診断装置が観測している情報を無駄なく、不足なく蓄積することである。そこで本節では、まず超音波診断装置が観測している情報について再確認し、それらの記録手法について述べる。



(a) 多重反射を含む断層像
 (b) 図(a)とは異なる角度からの断層像
 (a) Ultrasonic image including multiple reflections
 (b) Ultrasonic image acquired from a different direction from Fig. 2(a)

図2 血管と筋肉による多重反射
 Fig. 2 Example images of multiple reflections.

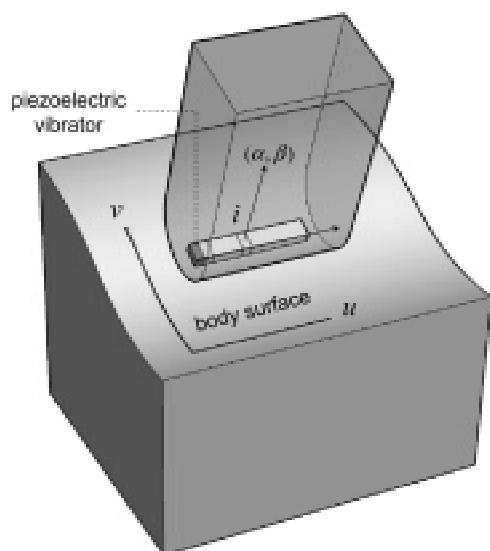


図3 超音波探触子と体表面上の座標
Fig. 3 Coordinate systems for probe and body surface.

超音波診断装置は、図3に示すように、体表に接する探触子内の各圧電振動子から体内に超音波を放出し、体内組織で反射され返ってきた超音波の強度を画像化するものである。従って、最も良く使用されるBモード断層画像を取得する場合、超音波断層像を記録するという事は、各時刻において各振動子*i*の体表面上での位置(*u, v*)および振動方向(α, β)に応じた反射波の強度*I*と音波が往復に要する時間 τ を記録することと等価である。

本研究では、組織の変形の少ない部位を対象としているため、超音波探触子が同じような位置・姿勢の際の断層像は重複して記録される。この重複を避けるために、次節で述べる3次元ボリュームに断層像の輝度値を格納する。

2.3 3次元ボリュームの生成

提案手法では、事前計測によって取得された断層像の各画素(*i, j*)の輝度値*I*(*i, j*)は、超音波探触子の位置・姿勢を表す並進ベクトル*t*、回転行列*R*を用いて以下の式で表される3次元ボリューム中のボクセル[*x, y, z*]^Tに格納される。

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} i \cdot p \\ j \cdot q \\ 0 \end{bmatrix} + t \quad (1)$$

ただし、上式ではリニア操作型の超音波探触子を想定している。他のタイプの探触子を使用する場合は式が異なるが、問題の本質は変わらない。超音波探触子の回転*R*および並進*t*は、位置・姿勢計測装置から得られ、キャリブレーションは予めされているものとする。*p, q*は定数であるが、実空間のスケールに対応させて*p*を圧電振動子の中心間距離とし、組織内の音速*c*と時間分解能 Δt を用いて*q* = *c* Δt とすることもできる。

しかし、音波の屈折や多重反射など音速が組織の位置に

より異なること、サイドローブやビーム幅の影響のように探触子内の1つの圧電振動子が理想的に1点の組織へ直線的に入射した音波を観測している訳ではないこと、から上記スケール*p, q*を正確に合わせて3次元ボリューム内のボクセルと実空間内の点を1対1に対応させることはできない。本研究では、そのような対応付けを考慮せずに、単に、圧電素子の位置(*u, v*)と振動方向(α, β)、音波の反射に要する時間 τ に対して1つの輝度値が対応する5次元スカラー場を、グラフィクスハードウェアなどで実装されている3次元多値ボリュームとして表現することを考える。

式(1)により算出したボクセルには、十分な数の断層像を取得していれば、多数の輝度値が対応する。圧電素子の振動方向(α, β)に関する輝度値分布として表現し、多数の輝度値を統合する。輝度値分布は、一般の関数として2変数(α, β)の*n*次多項式で以下のように表現する。

$$V(\alpha, \beta) = \sum_{l=0}^n \sum_{m=0}^n k_{lm} \alpha^l \beta^m \quad (2)$$

上記多項式の係数*k_{lm}*は、最小二乗法により決定する。

上式は、*n* = 0の場合において単純なボリューム化手法[3-6]と等価であり従来手法にも矛盾しない。次数*n*が大きければ正確に各ボクセルに対応する輝度分布を表現できるが、断層像のノイズや超音波探触子の位置・姿勢計測誤差があるため、高次の項には意味のない情報が含まれると考えられる。そのため、ノイズや位置・姿勢の誤差を考慮して経験的に次数*n*を設定する。対応する輝度値が不足し多項式が一意に決まらないボクセルに関しては、次数の小さな多項式により最小二乗法を行う。また、偏った方向(α, β)の輝度値が多数得られる場合についても、そのまま最小二乗法により係数*k_{lm}*を求めると、方向(α, β)の変化に対して急激に輝度に変化する関数*V*が算出される問題がある。この問題に対しては、方向 α, β の最大値、最小値を設定し、同変数に最大値、最小値を与えて輝度関数*V*(α, β)が輝度値の範囲0~255を超える場合は、次数*n*を下げて最小二乗法を行う。

2.4 超音波断層像の再構成

訓練時には、前節で生成した3次元ボリュームを用いて、訓練者が操作する探触子型デバイスの位置・姿勢に応じた断層像を生成する。式(1)を用いて断層像の各画素(*i, j*)に対応するボクセル[*x, y, z*]^Tを算出し、超音波探触子の姿勢*R*に対応する方向(α, β)を式(2)に代入することにより、輝度値を算出する。全ての画素において、同様の計算を行うことにより再構成断層像を生成する。

3. 実 験

アーチファクトを含む超音波断層像から、提案手法により3次元ボリュームを生成し、再構成される断層像内にアーチファクトが正しく表現されることを確認した。

3・1 実験環境

超音波断層像の取得には SonoSite180PLUS (SonoSite 社製) を用い、中心周波数 5.32 MHz, リニア操作型の超音波探触子を使用した。幅 37.8 mm, 深度 37 mm の断層像を取得し、435 × 383 画素のデータとして PC (CPU: Intel 社製 Core2 1.8 GHz, RAM: 1 GB) に取り込んだ。超音波探触子の位置・姿勢計測には、POLARIS (Northern Digital 社製) を用いた。以上の機器により得られた 1000 枚の断層像¹と探触子の位置・姿勢を基に 200 × 200 × 200 ボクセルの 3 次元ボリュームを生成した。本実験では、輝度が割り当てられなかったボクセルについては近傍ボクセルの輝度値により線形補間した。輝度関数 $V(\alpha, \beta)$ の次数 n をメモリの制約上 2 とし、各ボクセルに 6 つの係数を記録した。探触子と 3 次元ボリュームの座標系は、予めクロスワイヤーを用いたキャリブレーション手法 [9] により位置合わせをしておいた。以下、第 1 章で述べた単純な手法 [6] と比較し提案手法の有効性を示す。

3・2 音響増強が生じる対象

音響増強を含む断層像を生成するためスポンジを図 4 (a) のようにカットし、スポンジ全体を水に浸した状態のものを計測対象とした。比較手法と提案手法において図に示す断層面の断層像を再構成した。

図 4 (b) は、図 4 (a) 中に示した再構成断層面で取得した実際の断層像、図 4 (c), (d) に比較手法、提案手法に

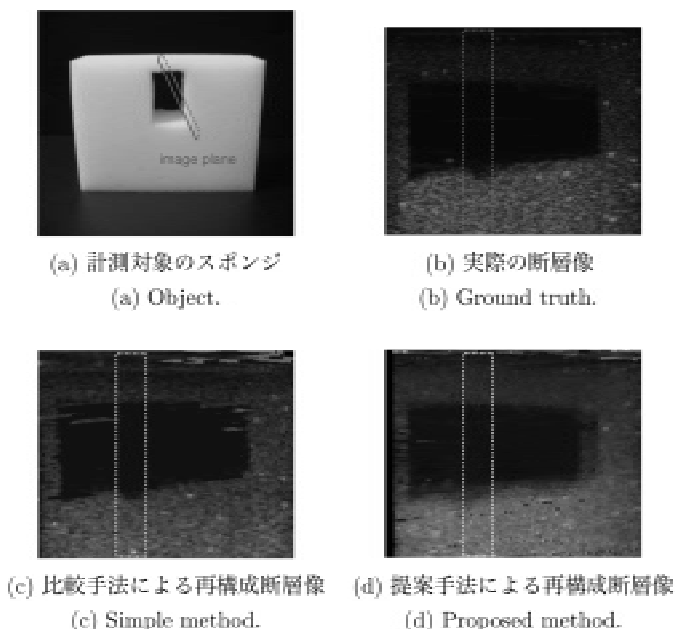


図 4 音響増強をシミュレートした計測対象および結果の比較
Fig. 4 Comparison of simulated ultrasonic images including acoustic enhancement.

¹ 大半のボクセルに 6 つ以上の輝度値が割り当てられるような様々な角度から探触子を走査すると 1000 枚程度であった。

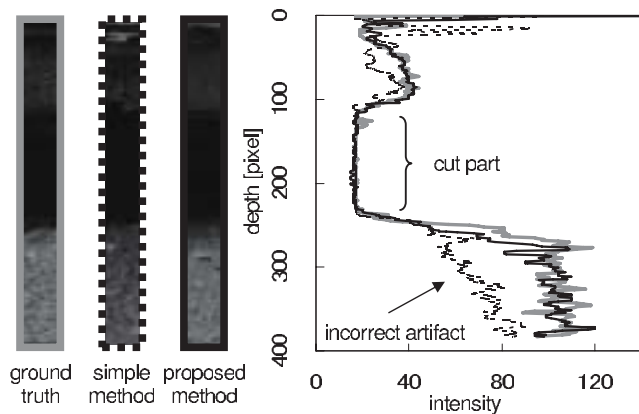


図 5 音響増強実験で得られた断層像の輝度値分布比較
Fig. 5 Intensity of simulated ultrasonic images including acoustic enhancement.

よる再構成断層像を示す。断層面に音響増強要因 (カットされた部分) を含んでいるため、図 4 (b) に示すように、中央に輝度の低い矩形部分が存在し、その下部の輝度値は矩形部分の左右の輝度よりも高く、断層像深部のエコーが増強されていることが分かる。再構成断層像を比較すると、比較手法の再構成断層像 (c) 中のカット部分の下には、実際の断層像 (b) に見られる音響増強の様子が見られないのに対して、提案手法の再構成断層像 (d) では、カット部分の左右よりも下部の輝度が高く、音響増強の様子が再現されていることが確認できる。図 5 に、図 4 の各断層像 (b) ~ (d) 中の矩形で示す範囲内における深度ごとの平均輝度値を示す。100 pixel から 250 pixel の範囲は、上述のカット部分に対応している。この部分に対して提案手法は実際の断層像と同様に、深度 250 pixel から 383 pixel の範囲の輝度値が高くなっており、比較手法よりも明らかに近い輝度を示している。以上より、定量的にも提案手法を用いた再構成断層像が音響増強を再現できていることが確認できた。

図 4 (c), (d) は、どちらも図 4 (b) に比べて微細なパターンが欠如しているが、これは 3 次元ボリュームの解像度が再構成断層像の解像度と比べて低いことが原因である。

3・3 多重反射が生じる対象

多重反射を含む断層像を得るため図 6 (a) に示すように、両面テープにより接着した 2 つのスポンジ全体を水に浸した状態のものを計測対象とした。スポンジの間に接着層を挟むことにより、超音波の強い反射を生み出し、多重反射を引き起こす。各手法において同図に示す面の断層像を再構成した。

図 6 (b) は、超音波診断装置から得られる実際の断層像、図 6 (c), (d) に比較手法、提案手法による再構成断層像を示す。接合面と超音波の進行方向の角度を垂直からずらすことにより、図 6 (b) に示すように、断層像に生じ

4. おわりに

本稿では、超音波診断の訓練をサポートする超音波診断シミュレータにおいてアーチファクトを再現する手法を提案した。提案手法を用いた超音波診断シミュレータを試作し、音響増強および多重反射を含む対象を計測することにより、アーチファクトの様子を再現できることを確認した。

しかしながら、実際の超音波診断を忠実に再現するためには、複数の技術的課題が残されている。具体的には、ゲイン調整やフォーカス位置の変更など実際の超音波診断装置が備えている機能の実現、体位の変更を再現するユーザーインターフェース、超音波探触子に加える圧力やターゲットとなる臓器に依存した断層像生成による精度向上などである。今後は、これらの課題に対する拡張手法を検討する予定である。また、人体を対象に超音波断層像を再構成し、ある程度の組織の変形が生じても正確な断層像が再現できることを確認する予定である。

謝辞 本研究を進めるにあたり、有意義なご助言を頂きました山口大学医学部保健学科 末永弘美先生に、御礼申し上げます。

文 献

1. Zagzebski JA, Madsen EL, Frank GR: A teaching phantom for sonographers. *J Clin Ultrasound*. **19** (1): 27-38, 1991.
2. Ma SC, Kong YK, Ahn YM, Park KJ: Development of an ultrasound training phantom of the thyroid gland: Physical characteristics of TMM. *Jap J Radiol Technol*. **60**(10): 1459-1466, 2003.
3. Weidenbach M, Drachsler H, Wild F, Kreutter S, Razek V, Grunst G, Ender J, Berlage T, Janousek J: EchoComTEE. A simulator for transoesophageal echocardiography. *Anaesthesia*. **62** (4): 347-353, 2007.
4. Berlage T, Fox T, Grunst G, Quast K: Supporting ultrasound diagnosis using an animated 3D model of the heart. *Proc IEEE Multimedia Syst'96*, 1996, pp. 34-39.
5. Aiger D, Cohen-Or D: Real-time ultrasound imaging simulation. *Real-Time Imaging*. **4**: 263-274, 1998.
6. Aiger D, Cohen-Or D: Mosaicing ultrasonic volumes for visual simulation. *IEEE Comput Graphics Appl*. **20**(2): 53-61, 2000.
7. 日本超音波医学会(編): 医用超音波の基礎, 新超音波医学. 医学書院, 東京, 2000.
8. 横沢 保: 甲状腺・上皮小体超音波診断アトラス. Atlas Series 超音波編, 第2巻. ベクトル・コア, 1990.
9. Detmer PR, Bashein G, Hodges T, Beach K W, Burns E P, Burns DH, Strandness Jr DE: 3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking: in vitro calibration and validation. *Ultrasound Med Biol*. **20** (9): 923-936, 1994.

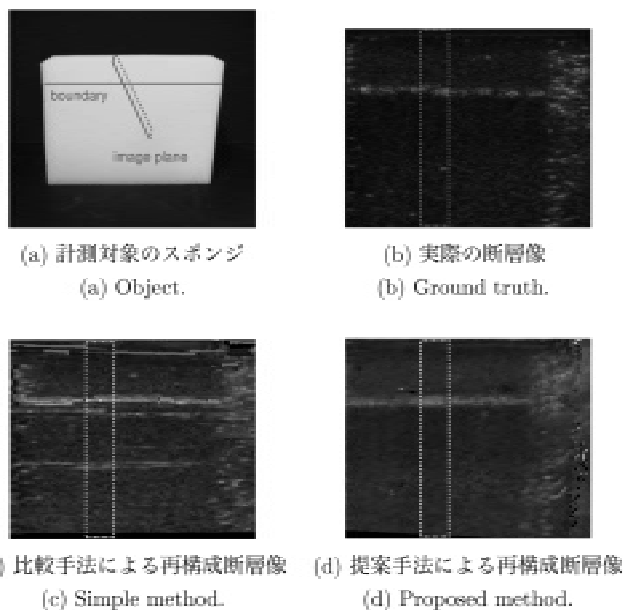


図 6 多重反射をシミュレートした計測対象および結果の比較
Fig. 6 Comparison of simulated ultrasonic images including multiple reflections.

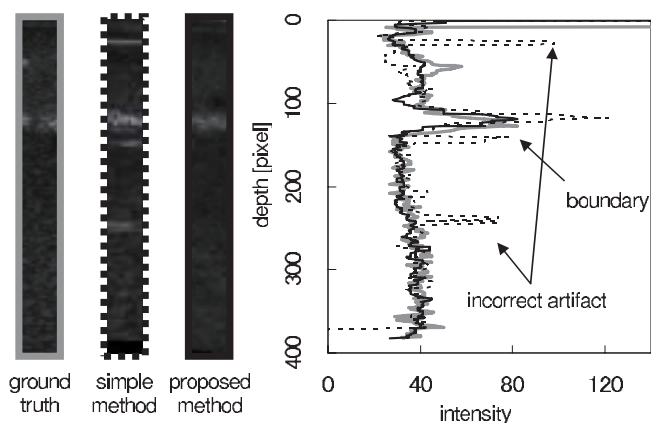


図 7 多重反射実験で得られた断層像の輝度値分布比較
Fig. 7 Intensity of simulated ultrasonic images including multiple reflections.

る多重反射による虚像を弱めることができる。再構成断層像を比較すると、比較手法による再構成断層像(c)には事前の計測時に得られた多重反射が生じていることが確認できるのに対し、提案手法による再構成断層像(d)には多重反射は確認できなかった。

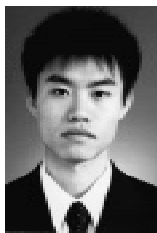
前節と同様に、図7に各断層像における深度ごとの平均輝度値を示す。図7より、比較手法には誤った多重反射の輝度値分布が確認されるが、提案手法ではそのような多重反射の像は確認できなかった。前節と同様の解像度不足の問題があるが、輝度に関しては正確にアーチファクトを再現できていると言える。

箕岡 武志 (ミノオカ タケシ)

2008 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士前期課程修了。

在学中、医用画像処理に関する研究に従事。

電子情報通信学会、自動車技術会各会員。



池田 聖 (イケダ セイ)

2006 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同年同研究科特任助教、2007 年同助教、現在に至る。

コンピュータビジョン、複合現実感の研究に従事。博士 (工学)。

日本バーチャルリアリティ学会等各会員。



井村 誠孝 (イムラ マサタカ)

2001 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同年同研究科助手、2007 年同研究科助教、現在に至る。

可視化および人工現実感に関する研究に従事。博士 (工学)。

日本バーチャルリアリティ学会等各会員。



安室 喜弘 (ヤスムロ ヨシヒロ)

2000 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。同年大阪大学大学院リサーチアソシエイト。2001 年奈良先端科学技術大学院大学助手、2007 年関西大学環境都市工学部准教授、現在に至る。

コンピュータグラフィクス、人工現実感に関する研究に従事。博士 (工学)。

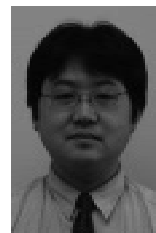
IEEE 等各会員。



眞鍋 佳嗣 (マナベ ヨシツグ)

1995 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士後期課程修了。同年同大学基礎工学部助手。1999 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助教、2007 年同研究科准教授、現在に至る。2001 年ヨエンスー大学客員研究員。

カラー画像処理の研究に従事。博士 (工学)。電子情報通信学会、色彩学会、IEEE 等各会員。



千原 國宏 (チハラ クニヒロ)

1973 年大阪大学大学院基礎工学研究科博士後期課程修了。同年大阪大学基礎工学部助手。1983 年同助教。1992 年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授、2007 年より同大学理事・副学長、情報科学研究科教授併任、現在に至る。

バーチャルリアリティの応用研究に従事。工学博士。システム制御情報学会、日本生体医工学会、IEEE 等各会員。

