

# Real-time Virtual Sonography の開発

Development of Real-time Virtual Sonography

三竹 毅 Mitake Tsuyoshi 荒井 修 Arai Osamu

株式会社日立メディコ 技術研究所

超音波を生体に照射し、その反射信号より身体各臓器の形態や血流を観察する超音波診断法は、ベッドサイドで簡単に無侵襲でリアルタイムな画像を得られることから、現在多くの病院で使われている。しかし超音波の反射エコーを利用しているが故に、骨やガス・空気を透過しての撮像が困難であり、また検査者がセンサーである超音波探触子を手で保持して断層像を描出するために、その断層面の客観性に欠けるといった課題がある。われわれはこの問題を解決すべく超音波診断とCT画像情報を融合させる技術を開発し、Real-time Virtual Sonographyと命名した。本手法は、超音波とX線CTといった異なるモダリティの相互補完で、より診断に寄与できる情報を提供するための有効な手段であると考えている。臨床的な価値の詳細に関しては別の報告に譲ることとして、ここではその開発の背景や原理などに関して報告する。

Ultrasound scanner is the imaging system for the anatomy of organs and the flow of blood vessels, by using reflected ultrasound signals. Because this method is noninvasive and convenient examination, hence it became very popular diagnosis method at the hospital and the private clinics. But, it is based on reflected ultrasound signals, so it is difficult to get the image of the organ through bones or gases in gastrointestinal tract. In addition, the ultrasound probe is manipulated by freehand during examination, so its cross section is less objective compared with other modality.

We thought these issues should be improved, thus, we developed "Real-time Virtual Sonography". This newer system can display MPR (Multi-Planar Reconstruction) image, which indicates the same cross section as ultrasound image from CT volume data in real time. We believe that This is one of better ways to get more information which are contribute to diagnosis, by fusing together Ultrasound Imaging and CT imaging. Herein, we will describe about the background of development and the principle of our new technology, because other article will touch in the issue of clinical side.

Key Words: Ultrasound, CT, Virtual, Fusion, Sonography

## 1. はじめに

超音波を生体に照射し、その反射信号より身体各臓器の形態や血流を観察する超音波診断法は、ベッドサイドで簡単に無侵襲でリアルタイムな画像を得られることから、現在多くの病院・施設で使われている。特に1980年代後半に登場し1990年代半ばに急速な発展を遂げたデジタル超音波診断装置によりその画質は飛躍的に進歩し、より多くの情報を臨床診断の場に提供できるようになった。しかし超音波の反射エコーを使用しているが故に、骨やガス・空気を透過しての撮像が困難であり、また図1に示すように、検査者が超音波

の送受信を行う探触子を手で保持して観察したい部位を描出するために、その断層面の位置に客観性が欠けるといった課題がある。



図1：超音波診断装置の使用例

一方、肝臓がんの診断などでは、まずCTが画像診断装置の第一選択であり、その後、治療時のモニタリングやフォローアップに超音波装置が多用されることが多い。このとき検査者は、すでに体軸に垂直に撮像された複数枚のCT画像で肝臓がんの部位を確認しながら超音波による診断を行うが、超音波画像とCT画像の断面が異なるために頭のなかで両モダリティの断層面の位置対応を考えながら検査する必要があり、検査者の経験や知識に依存する部分が少なくない(図2)。

われわれはこの問題を解決すべく超音波診断とCT画像情報を融合させる技術を開発し、Real-time Virtual Sonographyと命名した。本手法は、超音波とX線CTといった異なるモダリティの相互補完で、より診断に寄与できる情報を提供するための有効な手段であると考えている。臨床的な価値の詳細に関しては別の報告に譲ることとして、ここではその開発の背景や原理などに関して報告する。

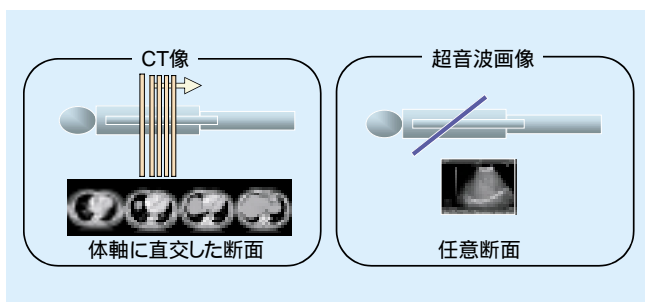


図2：CT画像と超音波画像の断層面の違い

## 2. 背景

本技術の基本発想に関しては、1996年に当時ハーバード大学医学部に所属していた押尾らより報告がなされている<sup>1)</sup>。本技術のためにはCT装置によるボリュームデータが必要であるが、当時はシングルスライスのヘリカルCT装置しかなかった。このため、肝臓全体のボリュームデータを取得しようと体軸方向に15cm程度のスキャンを息止め30秒で行った場合でも、各CT画像のスライス厚は5mm程度であった。スライス厚が厚いためにこのCTボリュームデータからMPR(Multi-Planar Reconstruction)画像を再構築しても体軸方向の分解能が悪く、診断に堪える画像を得ることはできなかった。

しかし今日ではMDCT(Multi-Detector CT)が実用となり、短い息止め時間で肝臓全体を1mm程度のスライス厚でスキャンすることが可能となった。さらにペンティアムなどの高速プロセッサを使用したパソコン(以下PC)技術の進歩に伴い、MPR再構成のための演算処理も汎用のPC上で実現できる見込みが得られるようになった。

## 3. 全体の構成と各部の動作

図3は本システムの全体構成を示す。超音波診断装置および超音波の送受信を行う探触子、そしてPCと探触子の位置を検出するための磁気位置センサーユニットにより構成している。

事前に取得したCTボリュームデータは、CDROMなどの

記憶媒体、もしくはLAN経由でPC内に格納される。PCには探触子の位置情報を取得するために磁気位置センサーユニットが接続されている。磁気位置センサーユニットは、ユニット本体、磁気発生器、磁気センサーで構成されており、磁気発生器は患者の近くに置かれ、また磁気センサーは探触子に取り付けられる。表1にこの磁気位置センサーの主要な諸元を示す。

超音波診断装置による走査で得られた超音波断層像が表示されるのに同期して、PC上で実行されたVirtual Sonography用の処理プログラムが超音波探触子の位置と角度を検出し、それに対応した断面像をCTのボリュームデータからMPR像として再構成して表示を行う。

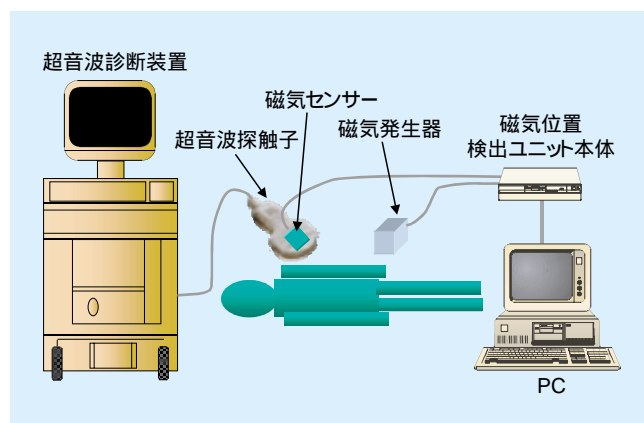


図3：システムの構成図

表1：磁気位置センサーユニットの主要な諸元

項目	仕様
位置検出範囲	全方向に±76.2cm
検出角度範囲	方位：±180°、仰角/傾き：±90°
位置精度(静止時)	1.8mm RMS
方位精度(静止時)	0.5° RMS
位置分解能(静止時)	0.5mm @30.5cm
方位分解能(静止時)	0.1° @30.5cm
検出速度	120回/秒

## 4. CTボリュームデータの取得

CT装置で取得された複数枚の画像をPCに取り込むにあたり、DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine)規格のフォーマットを採用した。本規格はほとんどのCT装置でサポートされており、また複数スライスのCT画像の集まりでボリュームデータを構成することができる。

本技術の実用化のためには、MDCTで短時間に微小スライス厚の画像取得を行うことが重要であり、現在では4列や16列と称される検出器が1回転する間に4あるいは16スライスの画像を得ることのできるCT装置が臨床の場に提供されている。この場合、20秒以下の息止め時間で1mm程度のスライス厚でほぼ肝臓全体をスキャンすることができ、臨床に十分耐えうるMPR像の再構成のためのボリュームデータの収集が可能である。

またDICOMフォーマットでは、各画像のヘッダー部分に画像情報(スライスの位置やスライス厚さなど)が書き込まれているため、収集された150枚程度の各画像でMPR像再構成を行う上で非常に有用であった。

### 5. 探触子位置情報の取得

超音波探触子の位置情報は磁気位置センサーで取得される。磁気位置センサーはRS232Cのインタフェースを介してPCに接続されている。磁気位置センサーよりPCが取得できる情報は、磁気発生器が作成するパルス磁場上の空間における空間位置(x、y、z)と角度(x軸、y軸、z軸に対しての回転角度)であり、あくまでも磁気発生器と磁気センサーの相対位置関係のみに過ぎない。このため、超音波断層面に対応したMPR像を作成するためには、事前に取得したCTボリュームデータの座標系と超音波検査を施行する際の座標系の位置関係を既知とする必要がある。

加えて磁気センサーは超音波探触子に取り付けられるため、このセンサーと超音波画像との位置関係も明確にする必要がある。

### 6. 超音波画像座標系とCT画像座標系間の変換

一般に三次元座標系の変換は変換行列を用いることで以下のように表現できる<sup>2)</sup>。x、y、zは変換前の座標、x'、y'、z'を変換後の座標とする。r11からr33までは回転を示す要素であり、Dx、Dy、Dzは平行移動を示す要素である。

$$\begin{bmatrix} x' & y' & z' & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & z & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & 0 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & 0 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & 0 \\ Dx & Dy & Dz & 1 \end{bmatrix}$$

図4に本システムにおける座標系を示す。考慮を必要とする座標系は、CTボリューム(CT撮像時の被検者)の座標系、磁気発生器の座標系、磁気センサーの座標系、超音波探触子(超音波断層像撮像時の被検者)の座標系、の4座標系であり、Virtual Sonography像を再構成するために下記の変換行列が必要である。

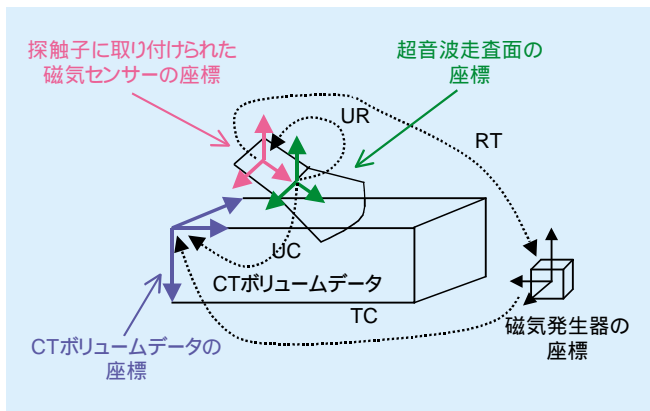


図4：座標系

- i) 超音波撮像面座標 - 磁気センサー座標間の変換行列：UR
- ii) 磁気センサー座標 - 磁気発生器座標間の変換行列：RT
- iii) 磁気発生器座標 - CTボリュームデータ座標間の変換行列：TC

超音波走査における座標をPusとするとCTボリュームデータにおける座標Pvolは次式により求めることができる。

$$P_{vol} = P_{us} \quad UR \quad RT \quad TC \dots\dots\dots(1)$$

超音波撮像面の座標と磁気センサーの座標間の変換行列URに関しては、専用のファントムを用いてのキャリブレーションで求めることも可能であるが<sup>3)</sup>、われわれは探触子に取り付けられた磁気センサーの幾何学的位置(既知)からURを算出した。

また磁気センサー座標と磁気発生器座標間の変換行列RTは、磁気位置センサーを経由してその値を求めることが可能である。一方、磁気発生器座標とCTボリュームデータ座標間の変換行列TCは、磁気発生器の設置位置などの環境に依存するため一意的に決定することが不可能である。そこで、われわれは基準点として体表より触知可能な剣状突起を使用して、TCを求めるためのキャリブレーションを行うこととした(図5)。剣状突起以外にも、臍や体表に置いた金属製のマーカーを用いてのキャリブレーションも可能である。

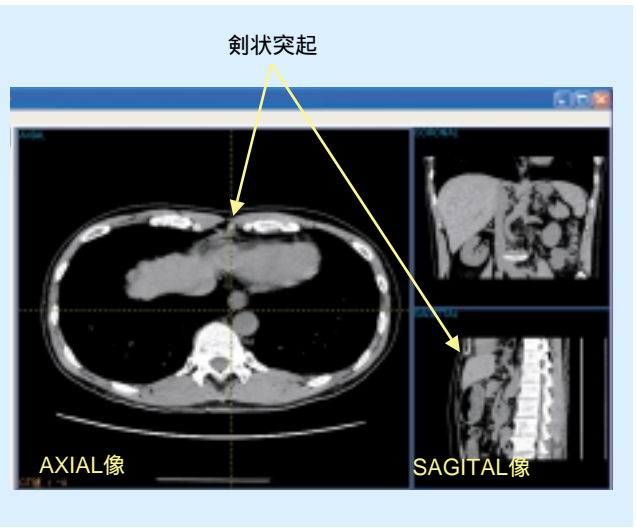


図5：剣状突起の画像例

超音波撮像面座標をCTボリュームデータ座標に変換する行列UCは次式で表すことができる。

$$UC = UR \quad RT \quad TC \dots\dots\dots(2)$$

従って、(2)式よりTCについて求めると以下となる。

$$TC = RT^{-1} \quad UR^{-1} \quad UC \dots\dots\dots(3)$$

(3)式のうち、RTは磁気センサーより取得可能、URは幾何学的位置より算出可能である。そして、本システムを用い

での診断中に磁気発生器を移動することはないためにTCは定数として取り扱うことが可能である。従って、磁気発生器を設置後、基準点を定めてキャリブレーションを行うことでUCを求めてやればTCを算出することができる。

今回われわれはキャリブレーションの手順を簡素化するために、被検者を磁気発生器の座標系で一つの軸に対し並行に、具体的にはベッドに水平に寝ていると仮定した。これにより磁気発生器とCTボリュームデータ間にも回転の変換は発生しない。またCTボリュームデータの座標でのスケールは、CT撮像時のピクセルサイズ、スライス厚より各軸のスケール係数 $S_x$ 、 $S_y$ 、 $S_z$ を求めることができ、UCを次式で示すことができる。

$$UC = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_z & 0 \\ D_x & D_y & D_z & 1 \end{bmatrix} \dots\dots\dots (4)$$

キャリブレーションではまずCTボリュームデータを参照して剣状突起の座標PvolCalを取得する。

$$PvolCal = [ XvolC \quad YvolC \quad ZvolC ] \dots\dots\dots (5)$$

次いで被検者を検査ベッドに横たえ、剣状突起の上に探触子の基準点(今回は超音波振動子の中央で実施)をあて、磁気センサーからキャリブレーション時の磁気センサー座標 - 磁気発生器座標間の変換行列RTcalを取得する。また超音波撮像面座標において剣状突起の位置を原点として考え、その座標を以下とする。

$$PusCal = [ XusC \quad YusC \quad ZusC ] \dots\dots\dots (6)$$

キャリブレーション時のCTボリュームと超音波撮像面の関係を次式で表す。

$$PvolCal = PusCal \quad UCCal \dots\dots\dots (7)$$

(7)式の関係より、(4)式の $D_x$ 、 $D_y$ 、 $D_z$ を求め、UCCalを定める。(3)式の関係を用いてTCを得ることができる。

$$TC = RT^{-1} \quad UR^{-1} \quad UCCal \dots\dots\dots (8)$$

上記により必要な変換行列が求められるので、以降、探触子を動かすごとに(1)式を使用して超音波撮像面の座標をCTボリュームデータの座標に関連付けて、Virtual Sonographyを再構成すればよい。

## 7. 誤差の確認

精度の検証を行うために図6に示す超音波用ファントームを作成し、そのサイズと同様の模擬CTボリュームデータを作成した。図7に模擬CTボリュームデータを使用して精度検証

中のVirtual Sonography画面を示す。

断層像面の位置ずれは、磁気発生器と磁気センサー間の距離に依存する傾向が見られたが、磁気発生器を中心とした70cmの範囲内で±5mm程度であった。この誤差の中には、

- (a) 磁気位置センサーユニットの誤差、
- (b) 探触子に取り付けられた磁気センサーの位置精度
- (c) キャリブレーション時に探触子をカテーテル位置に合わせた際の位置精度

などが含まれており、今後個々の要因に関して調査・分析を進め、精度を改善していく。

また臨床現場の使用では、被検者の体位や呼吸の深さによる臓器の位置変動もあり、これらも将来改善されるべき課題であると考えている。

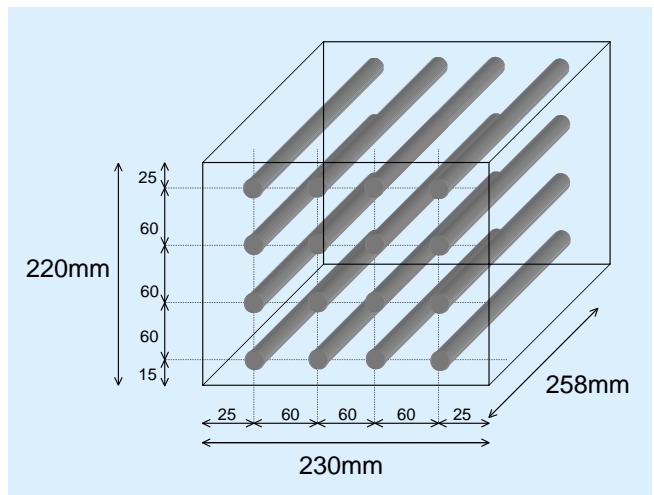


図6：精度確認用ファントーム

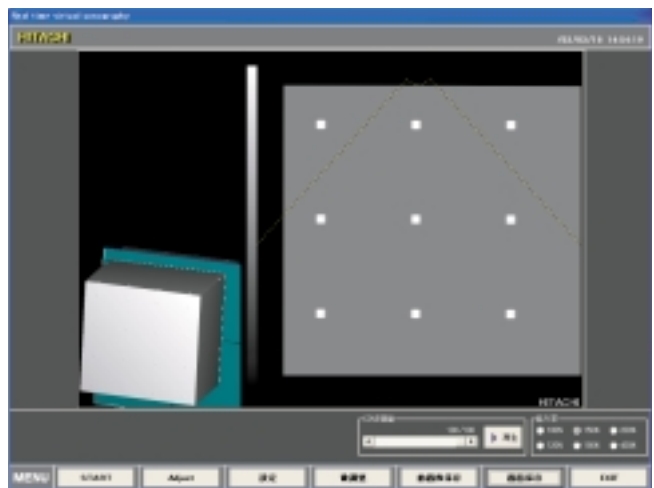


図7：精度確認中のVirtual Sonography画像

## 8. 臨床画像例

図8に肝臓内嚢胞の臨床例を示す。超音波断層像は音響インピーダンスの異なる境界面からの反射により画像化を行っているのに対し、CT画像はCT値を元に画像を構築しているために画像の様子は大きく異なっているが、断層面として良く一致していることがわかる。なおガスの影響で超音波像で

は明瞭に描出されていない腎臓がVirtual Sonography像では良好に確認することができる。

また断層面の位置の把握をより容易とするために3Dでボディマークと、撮像中の断層面を明示するマークを表示することとした。

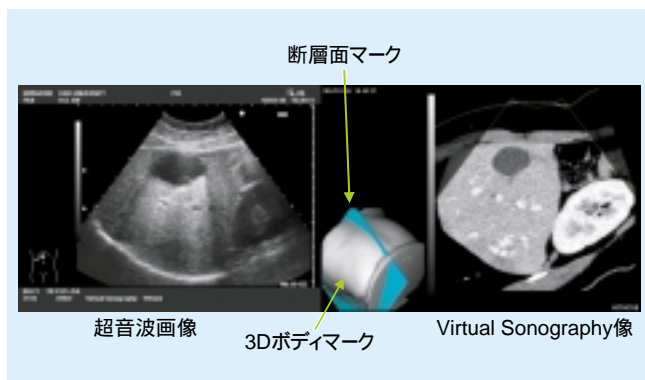


図8：肝内嚢胞の臨床例

(資料提供：慶應義塾大学放射線診断科 大熊先生)

図9に肝細胞がんの臨床例を示す。本機能は超音波 Virtual Sonography像の表示位置切り替え機能も有しており、本例では図8と逆の表示位置となっている。

本例は肝臓がんの穿刺治療のための穿刺ルート事前確認の例である。左側のVirtual Sonography像では、肝細胞がんの位置が明確に特定できるが、右の超音波像では若干コントラストが弱いいため位置の把握に困難さが伴う。しかし両画像をリアルタイムで確認しながら穿刺ルートを確認することで、検査者の負担を大幅に低減し、診断時間等の短縮を図ることができる。

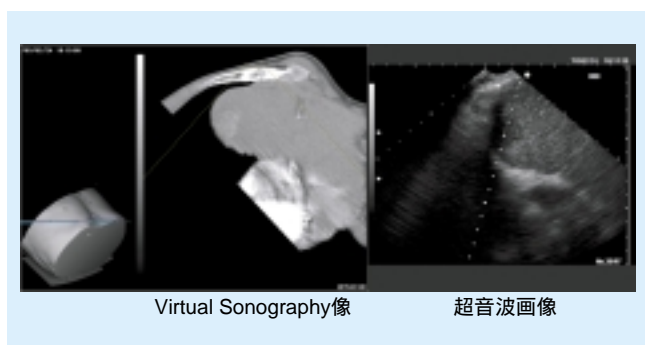


図9 肝細胞がんの臨床例

(資料提供：東北大学附属病院消化器内科 岩崎先生)

今回のシステムでは2GHzで動作するペンティアム4を搭載したPCを採用したが256 × 256画素のVirtual Sonographyを約11フレーム/秒と高速で表示することができ、臨床の場でストレスなく使用することができた。

## 9. まとめ

今回われわれはVirtual Sonographyと名づけた超音波診断とCT画像情報を融合させる技術を確認した。本技術は診断の場により客観性を持たせることに意味があり、また経験

の少ない技師や医師にとって有益なツールと成り得るものと考えている。

加えて、近年普及してきた超音波ガイド下での肝臓がんのRFA(Radio Frequency Ablation)治療の術中モニタリングや治療効果の判定にも有効と考えている。RFA治療においては術前に撮影したCT画像を参照しながら、超音波画像でのリアルタイム観察下でRFA治療用の穿刺針を肝臓がんの部位に挿入する。そして、針先からラジオ波を照射し患部に熱凝固を起こして治療するという手法である。現在のところは、体軸に垂直に撮影されたCT画像を参照しながら進められることが多いが、本システムを適用することでより理解しやすく、客観性のある形で術式が進められるようになって考えている。

臨床の場で試用いただいた結果から、本システムの有用性は確かめられつつあるが、今後、被検者のCT撮像時の呼吸と超音波診断時の呼吸の違いによる画像の位置ずれ補正やキャリブレーションの精度の向上なども視野に入れ、一層の改善を図っていく所存である。

## 10. 謝辞

本システムの開発にあたり、さまざまなアイデアや臨床的な観点からのご指導をいただいた慶應義塾大学医学部放射線診断科の大熊潔先生、押尾晃一先生、新本弘先生、ならびに東北大学附属病院消化器内科の岩崎隆雄先生に感謝いたします。

## 参考文献

- 1) James D. Foley, and Andries Van Dam : "Fundamentals of Interactive Computer Graphics", Addison-Welsey Publishing Company, Inc. 253-274 , 1982.
- 2) K. Oshio, and H. Shinmoto : "Simulation of US Imaging by Using a CT Data Set", 1996 Scientific Program of Radiological Society of North America, 517, 1996.
- 3) N. Pagoulatos, D. R. Haynor, and Y. Kim : "Calibration and validation of free-hand 3D ultrasound systems based on DC magnetic tracking", in Proceedings of the SPIE, Vol. 3335, 59-71, 1998.