NAIST-IS-MT9751109

修士論文

リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測法

山田 良和

1999 年 2月 12 日

奈良先端科学技術大学院大学
情報科学研究科 情報処理学専攻

本論文は奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科に
修士 (工学) 授与の要件として提出した修士論文である．

山田 良和

指導教官： 千原 國宏 教授
湊 小太郎 教授
佐藤 宏介 助教授

リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測法*

山田 良和

内容梗概

本論文では，リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測において，計測対象の傾きによる受信されるエコー強度の違いに注目することで，計測対象領域内に点ではなく 3 つの面を仮定し，各面がある時に得られるはずのエコーと実際受信されたエコーとのパターンマッチングにより，ぼけが抑制され，かつ短時間でリングアレイプローブ前方の三次元情報を画像際構成する手法を提案する [1][2]．また，本手法に特化した画像表示法も合わせて提案する．

本研究で提案した手法を用いて，半球状のプラスティックと血管を計測する実験を行った．半球状のプラスティックの計測実験では，半球の頂点付近を正確に再構成するだけでなく，面の傾きを表示することで，形状を認識することが容易になった．また血管計測実験では，しきい値処理によらず厚みを正確に再現できた．

本研究により，PTCA において狭窄・閉塞部位の三次元情報を獲得できる超音波内視鏡への利用可能性が確認できた．

キーワード

三次元超音波画像計測, リングアレイプローブ,PTCA, 合成開口, レンダリング

*奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 情報処理学専攻 修士論文, NAIST-IS-MT9751109, 1999 年 2 月 12 日.

Three Dimensional Ultrasound Imaging Using a Ring Array Probe*

Yoshikazu Yamada

Abstract

This paper presents a new three-dimensional ultrasound imaging method using a ring-array probe. For reduction of artifacts in the image, the synthetic aperture method concerning geometrical properties of reflector is employed. This method can measure the inclination of reflector and display the inclination by surface rendering. As the experimental results, the imaging of phantoms by the new method shows the effect of reduction of artifacts and rendering of inclination of surface. This method will be beneficial for PTCA (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty).

Keywords:

3D ultrasound imaging,ring-array probe, PTCA, synthetic aparture,rendering

*Master's Thesis, Department of Information Processing, Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, NAIST-IS-MT9751109, February 12, 1999.

目 次

図 目 次

第 1 章 序論

本研究では，リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測を行う際に，反射体の幾何学的特性を考慮に入れることで，短時間でより高解像度な画像再構成手法を提案する．

この章では，まず本研究の背景として，特に関わりの深い虚血性心疾患の特徴と，その治療法について説明する．つぎに虚血性心疾患の治療における現状の問題点と研究目的を述べる．最後に本論文の構成についてで述べる．

1.1 背景

現在，日本の死因別死亡率において，心疾患による死亡率は 15.3 %で，第 1 位の悪性新生物（癌）による死亡率 30.2 %に次いで第 2 位の死因となっている [3]．心疾患中でも死因の大部分を占めている虚血性心疾患は，突然死の可能性がある重篤な疾病である．またこの疾病は運動不足，食生活，喫煙といった生活習慣が引金になって発病することから，最近では成人病よりむしろ生活習慣病と呼ばれ，今後各世代で深刻な問題となることが予想される．

虚血性心疾患の特徴とその治療法を以下にまとめる．

1.1.1 虚血性心疾患の特徴

虚血性心疾患は，心臓自体が運動するために必要な酸素を供給する冠動脈が狭窄・閉塞することで，心筋への血流量が減少し，心筋の一部に血液が流れなくなる疾病（心筋虚血）のことである．

冠動脈に狭窄や閉塞が起こる原因としては，動脈硬化が圧倒的に多いが，冠攣縮や血栓なども原因となったり，また，2 つ以上の原因が合わさって起こることもある．

また虚血性心疾患は冠動脈の異常が原因となって発症するために，冠動脈疾患とも呼ばれ，大きく狭心症と心筋梗塞に分類できる．狭心症は，血管の狭窄により必要な冠動脈血流量が確保できなくなり，虚血に陥る状態のことである．

それに対し心筋梗塞は，血管の閉塞により心筋が重度の虚血に陥り，その部分の心筋が壊死に至った状態のことである．

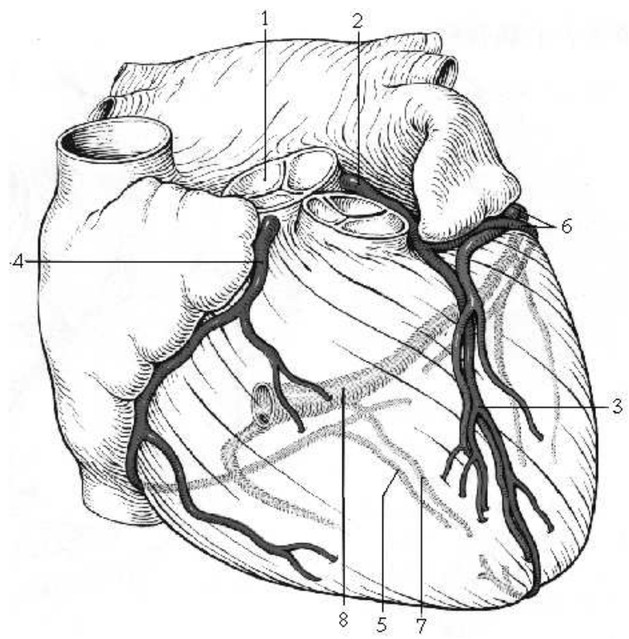
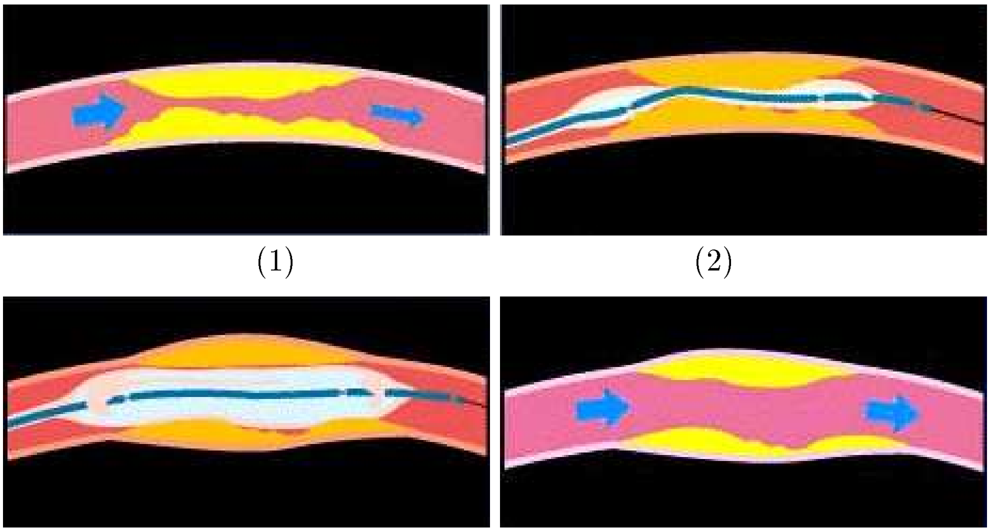


図 1.1 心臓の環状血管 [4]
1. 大動脈弁，2．左環状動脈，3．前室間枝，4．右環状動脈，
5．後室間枝，6．回旋枝，7．中心臓静脈，8．環状静脈洞

1.1.2 虚血性心疾患の治療法

狭窄の程度が軽度であれば抗狭心症薬，抗凝固薬，抗血小板薬，血栓溶解薬などの投与による内科治療が施される．しかし，投薬治療だけでは一旦狭くなった冠動脈を正常な状態に戻すことはできないため，血管を再開通する外科治療が必要になる．最近，積極的に行なわれている外科治療にバルーンカテーテルによるPTCA(経皮経管的冠動脈形成術) がある．

PTCA の手技は，まずガイドワイヤーを狭窄部に通過させ，そのガイドワイヤーに沿って狭窄部にバルーンカテーテルを挿入し，バルーンを拡張させることで，狭窄部の血管を押し広げ，再開通させるものである．(図 1.2)



(1) (2)

(3) (4)

図 1.2 PTCA [5]
(1) 手技前，(2) バルーンカテーテルの挿入，
(3) バルーンの拡張，(4) 手技後

1.2 現状の問題点と研究目的

PTCA を行う際，冠静脈内の狭窄・閉塞部位の状況を調べる必要がある．特に冠動脈内の閉塞部位が完全に閉塞した場合，ガイドワイヤーによって閉塞部位を貫通させるため，カテーテル前方の三次元情報は不可欠である．

現在実用化されている血管内可視化法として

- 体表からの計測
  - 放射線を用いた血管造影
- 体内からの計測
  - 光学的血管内視鏡
  - IVUS

が挙げられる．

まず体表から計測する手段について考える．図 1.3に示すように，放射線を用いた血管造影では，二次元的な血管輪郭情報が得られるため，内腔の狭窄・閉塞についての判断をすることは可能である．しかし，造影剤注入中のわずかな時間しか計測することができない問題や，放射線被曝による人体への悪影響を及ぼす問題がある．また二次元情報のため，PTCA に必要な血管壁や血栓の厚さなどのカテーテル前方の三次元情報は取得できない．

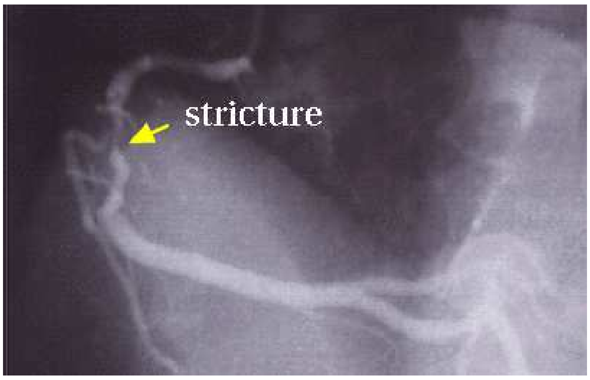


図 1.3 右冠動脈の血管造影画像 [6]

つぎに，カテーテルを用いた体内から計測する手段について考える．光学的計測手段による血管内視鏡は，光が透過しない血液等の濁水中では使用できない．そのため，カテーテル前方にある血液を生理食塩水によって除去する必要がある．しかし，ただでさえ心臓への血液量が少ない虚血性心疾患の患者に対して，長時間にわたる生理食塩水による血液の除去は，さらなる心筋虚血を引き起こしかねない．そのため1回の生理食塩水注入による血液除去時間は約6秒と非常に短い．また画像化される範囲は閉塞部位の表面だけで，カテーテル前方の三次元的な狭窄状況がわからない．

また超音波の探触子を血管内に挿入し，血管内部の様子を計測するIVUS（超音波血管内視鏡）も用いられている．これは，生理食塩水による血液除去をすることなく，カテーテルの先端に設置された超音波探触子を走査することで，血管の側面を画像化するものである．そのため血管が低度な狭窄の場合やPTCAの手技後に再開通した時の血管内壁の組織状況を画像化することができるが，手技前に完全に血管が閉塞している場合は，どれだけ閉塞しているかを知る手段にはなり得ない．

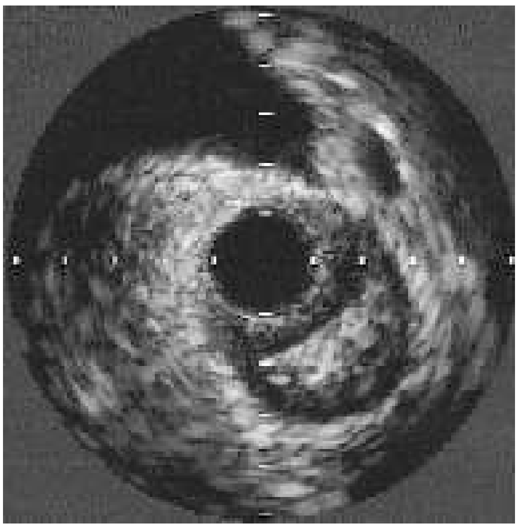


図 1.4 IVUSによる大動脈内の映像 [7]

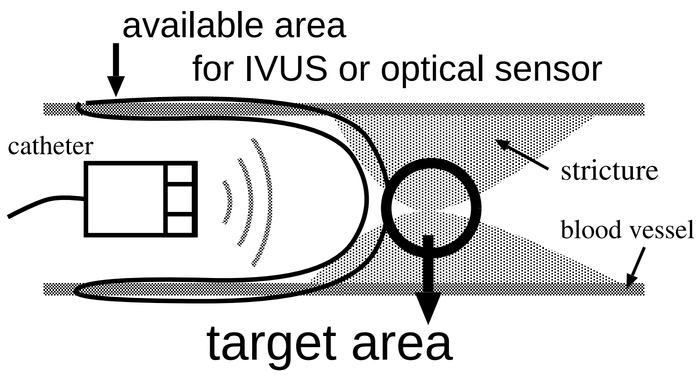


図 1.5 本研究が対象とする計測領域

いずれの手法も，血管が完全に閉塞している場合，カテーテル前方の閉塞部位の詳細な三次元情報を得ることができない．閉塞部位の表面や閉塞部手前の血管壁の状態しかわからない状況では，PTCA の手技の際，医師はガイドワイヤーを必要以上に貫通させてしまい，血管を傷つけたり，最悪の場合は血管穿孔による出血が原因で死に至るという惨事を引き起こしかねない．

現在では，カテーテル前方の三次元情報が獲得可能な血管内超音波計測装置の研究・開発が進められている．そのうちの 1 つに，超音波振動子を円環状に配置したプローブを用い，血管内での合成開口による前方三次元可視化法が提案されている [8]．この手法は，瞬時に計測が完了し，短時間で三次元再構成画像が得られるが，実際の三次元再構成結果が計算機シミュレーションに比べ，さらに画像がぼけてしまうという欠点が挙げられる．また最適化ビームフォーミング法 [9] では，高解像度な三次元画像を獲得できるが，膨大な処理時間を要するという欠点が挙げられる．

本研究の目的は，実際の医療現場での利用を可能にするため，短時間でより高解像度な画像再構成をすることである．そこで計測対象の幾何学的特性に注目した三次元再構成手法を提案する．より現実的なモデルを利用することで，再構成画像のぼけを抑制することが可能となる．また今回提案する手法に特化した三次元画像表示法も提案する. この表示法は，見る人に対し，限られた解像度の画像の中でより計測対象を認識させやすくすることが可能である．

1.3 本論文の構成

本論文では，第 2章で三次元超音波画像計測に関連する技術と理論について説明する．第 3章で今回提案する反射体の幾何学的特性を用いた三次元超音波画像再構成法とその画像表示法について述べる．第 4章で球面形状物体の計測実験と血管内計測実験の 2 つの実験について述べた後，第 5章で考察を行う．最後に第6章で本研究の結論を述べる．

第 2 章 三次元超音波画像計測に関する技術と理論

三次元超音波画像計測は，図 2.1に示すように，計測，再構成，表示の 3 つのプロセスから構成される．この章では，三次元超音波画像計測のプロセスに沿って，関連する技術とその理論について述べる．

図 2.1 三次元超音波画像計測のプロセス

2.1 三次元超音波画像計測における計測プロセス

超音波の医学利用は，X 線に比べると非常に歴史が浅く，1950 年代から始まった．しかし現在では，病変部の血流計測や断層像の獲得に，超音波診断装置は欠かせないものになっている．とくに二次元超音波断層像は，あらゆる医療分野の診断に用いられている．

しかし，二次元超音波断層像を用いた診断は，経験，知識がないと診断に適切な画像が取得することが難しいだけでなく，病変部全体や内部の三次元情報は医師の頭の中で二次元画像から再構成しなければならないため，医師の主観に大きく依存してしまう欠点がある．三次元超音波画像は，すでに三次元情報を持っているので，医師の主観に依存しない診断を可能にする．

本論文で取り上げる三次元超音波画像計測は，計測，画像再構成の方法によって大きく 2 つに分類される．1 つは，走査式映像法による三次元超音波画像計測 [10][11] で，もう一つは二次元アレイセンサを用いた三次元超音波画像計測である．これからそれぞれの特徴について述べる．

2.1.1 走査式映像法による三次元超音波画像計測

まず，図 2.2に示すように，プローブを移動したり，回転させることによって，複数枚の B モード像を取得する．そしてプローブの位置，姿勢を考慮して，計測対象領域を量子化した各格子に，その位置に相当する B モード像の画素の輝度値を与えることで，ボリュームデータを作成する．どの B モード像の画素にも対応しない格子点の値については，隣接格子の値を用いた補間によって決定する．また，より細かい間隔で B モード像を取得することで，三次元超音波画像画像の分解能を上げることができる．

しかしながら，計測対象が静止していない場合，1 枚目の B モード像取得時点における計測対象の形状と，その時刻以降の B モード像を取得した時点での計測対象の形状が大きく異なる．そのため図 2.3に示すように，再構成画像は，計測対象とはまるで違うものを表示してしまうという問題がある．

また，特に fan scanning による B モード像獲得において，1 回スキャンする間に回転軸がずれると，本来計測すべき（計測されていない）空間に対応する計測

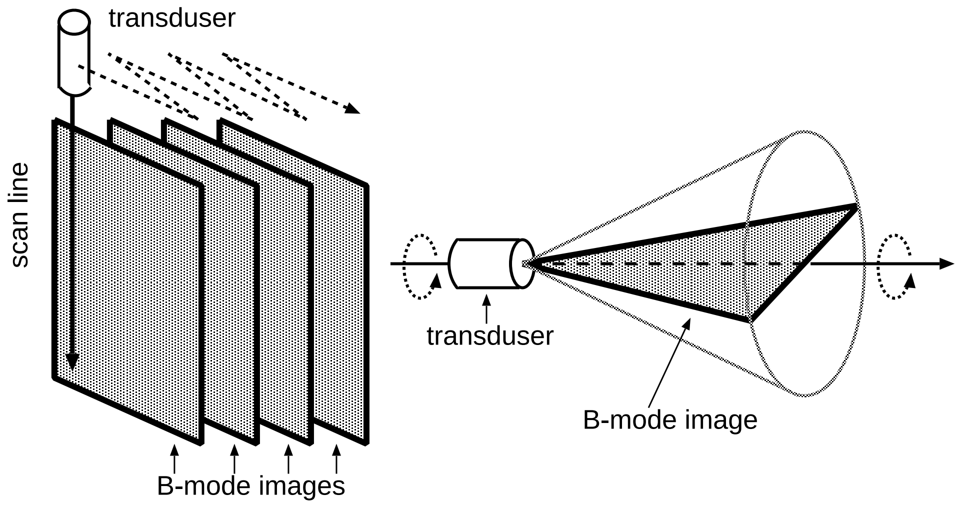


図 2.2 走査式映像法による三次元超音波画像計測のデータ獲得
左は linear scanning，右は fan scanning

対象領域を量子化した格子の値を，全く別の空間を計測した結果によって決定される．したがって再構成される三次元超音波画像は正確でなくなるという問題がある．

2.1.2 二次元アレイセンサを用いた三次元超音波画像計測

二次元アレイセンサを用いた三次元超音波画像計測は，走査式映像法のように指向性の強いビームを走査するのではなく，球面波を送波して前方の様子を計測する．図 2.4に示すように，指向性の強い超音波ビームは，1 度のの送波ではビームの方向の物体しか計測できないのに対し，球面波は 1 回の送波で前方の物体からのエコーを全て受信することができる．これを利用することで，合成開口法により瞬時に前方の計測が可能である．一般的に分解能は，波長や開口径に依存する．次節では，多数のセンサーで受信された信号をを合成することで開口径を仮想的に広くする合成開口法について説明する．

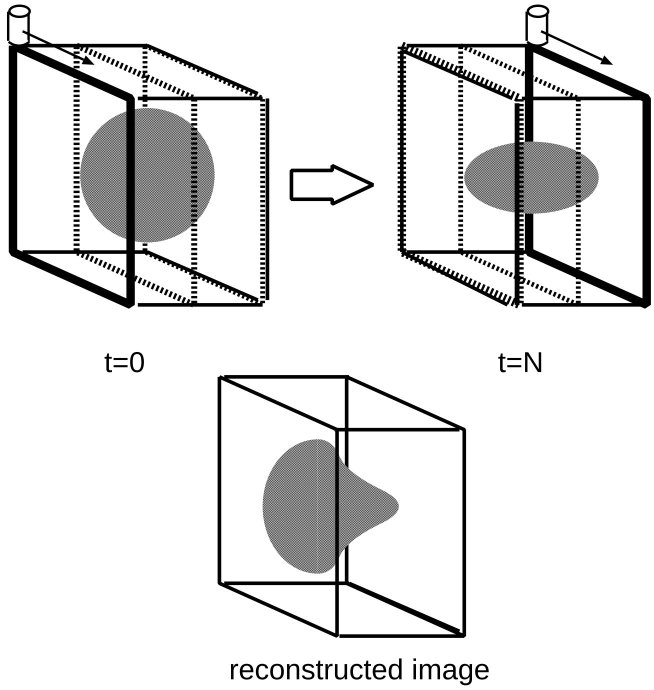


図 2.3 走査式映像法による三次元超音波画像計測の問題点

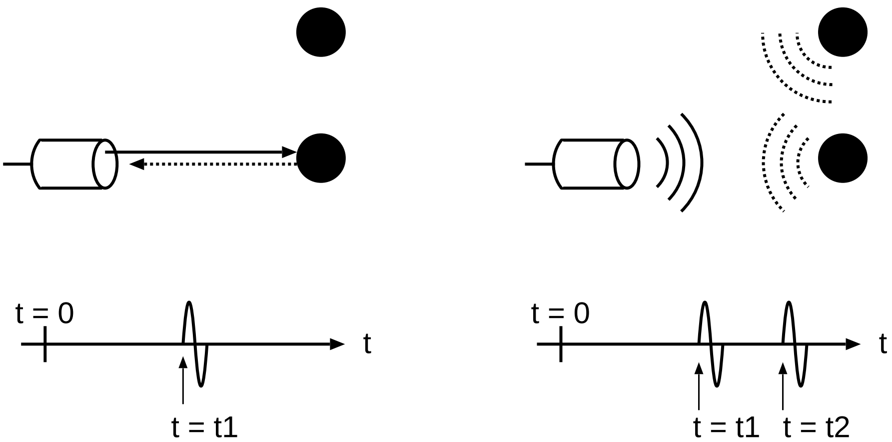


図 2.4 超音波ビームと球面波を用いる計測の相違点
左は超音波ビームを用いた計測．右は球面波を用いた計測．

2.2 三次元超音波画像計測における再構成プロセス - 合成開口法-

合成開口の原理は，長い波長や小さな開口径でも高解像度な画像が得られることから，天体観測，地表観測，海底調査などリモートセンサの分野で多く用いられている．

ここでは，合成開口の原理を用いて地表の画像を計測するSAR（合成開口レーダ）と，これまでリングアレイプローブによる三次元超音波画像計測で用いられていた同相加算法による再構成手法とその問題点について述べる．

2.2.1 SAR

SAR（合成開口レーダ）は，地表の画像を観測するためのリモートセンサの一つである．図2.5に示すように，SARはプラットフォーム（センサが搭載されている航空機や人口衛星）から進行方向（アジマス方向）から直角方向（レンジ方向）斜め下向きにマイクロ波を送信し，地表からの反射波を受信する．マイクロ波の波長は約 $3\,cm$ と長く，1 地点からの計測では反射波を受ける開口が狭いため，低い分解能しか達成されない．

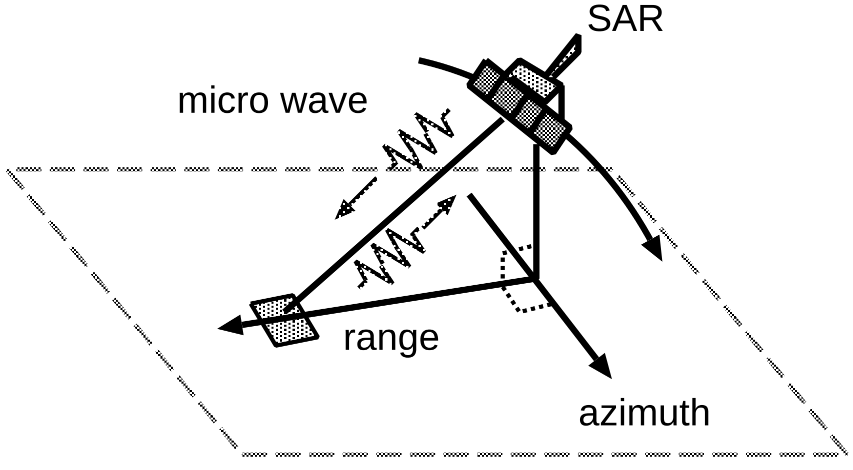


図 2.5 合成開口レーダ

しかし，図 2.6に示すように，地上の点 O はプラットフォームが A から C まで動く間は電波にさらされる．つまり合成開口レーダの見かけのアンテナ径は，D となる．このように多点から計測し，開口を広げることで高い分解能が実現できる．

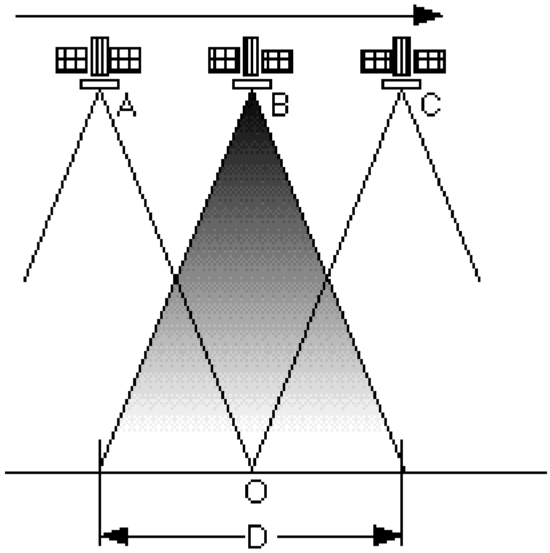


図 2.6 開口の合成

このようにして合成開口によって計測されたデータから計測対象を推定する方法は，同相加算法，マイグレーション法 [12] がある．いずれも，計測データ間の位相差を利用して不要な点からの信号を打ち消す手法である．そのため，プラットフォームの真下を計測すると，隣接する地点間の位相差が少ないため，レンジ方向の分解能が大幅に低下してしまう．合成開口レーダが斜め下方向を観測するのは，隣接点の位相差をなくさないためである．このような特徴から，Side Looking Rader（SLR）とも呼ばれる．

2.2.2 同相加算法とその問題点

ここでは，これまでリングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測において用いられていた単純な同相加算法の問題点について述べる [8][13]．

図 2.7に示すように，リングアレイプローブ上に配置された 1 つの振動子 T_{i}から，式 (2.1) で示す広がりを持つ超音波ビームパルス $s(t)$ を送波する．

$$s(t) = w(t)\sin(2\pi f_0 t) \tag{2.1}$$

ここで，$w(t)$ は超音波ビームパルスを作るための窓関数，f_0 は送波する超音波の中心周波数とする．

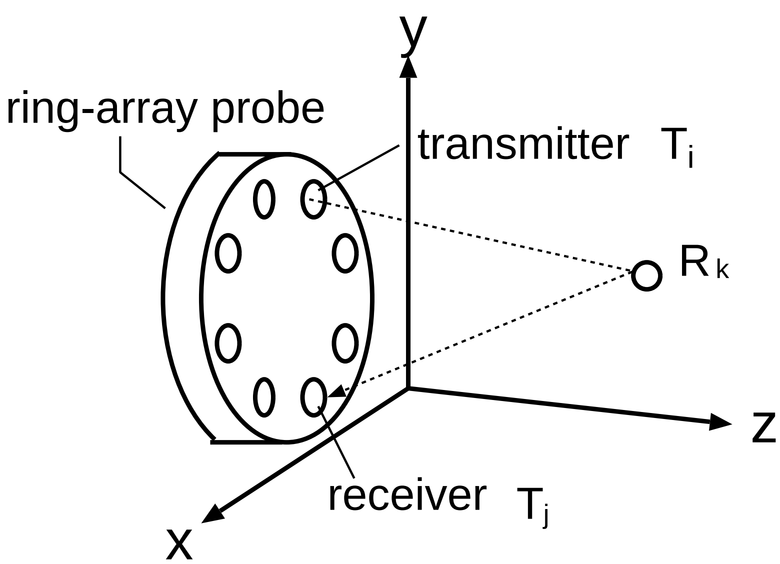


図 2.7 リングアレイプローブによる計測

計測対象領域内に 1 つの点反射体 R_{k}を仮定すると，残りの振動子 $T_{\mathrm{j}}(j \neq i)$ で受信する理論上のエコー$\hat{e}_{\mathrm{i,j,k}}$は，式 (2.2) で表される．

$$\hat{e}_{\mathrm{i,j,k}}(t) = a(i,j,k)r(k)w\left(t - \frac{l}{C}\right)\sin\left(2\pi f_0(t - \frac{l}{C})\right) \tag{2.2}$$

ここで lは 振動子 T_{i}から送波した超音波ビームパルスが点反射体 R_{k}で反射し，振動子 T_{j}で受波するの伝搬距離 $(T_{\mathrm{i}} \to R_{\mathrm{k}} \to T_{\mathrm{j}})$, Cは音速, $r(k)$ は点反射体 R_{k}の反射係数，$a(i,j,k)$ は 伝搬に伴う減衰率とする．

この理論上のエコー信号をサンプリング周波数 SPで離散化したものは，n 番目の要素を $[\mathbf{T}_{\mathrm{i,j,k}}]_n = \hat{e}(\frac{n}{SP})$ とする N次元数ベクトル $\mathbf{T}_{\mathrm{i,j,k}}$で表される．同様に，実際に獲得されるエコー信号を N次元数ベクトル $\mathbf{E}_{\mathrm{i,j}}$で表す．

計測対象領域内のある点 kにおける反射体が存在する確からしさ w_kは，式(2.3)で与えられる．

$$w_k = \sum_{\mathrm{i,j}} \frac{|\mathbf{E}_{\mathrm{i,j}} \cdot \mathbf{T}_{\mathrm{i,j,k}}|}{|\mathbf{E}_{\mathrm{i,j}}||\mathbf{T}_{\mathrm{i,j,k}}|} \tag{2.3}$$

しかし，この手法で得られる結果は，図 2.8に示すように，計測対象が点反射体であっても広がり，アーチファクトが発生する．これは，実際に得られるエコー信号を展開する基底（理論上のエコー信号）が非直交であことに起因している．また，シミュレーションと実験の結果に大きな違いがあることも問題である．

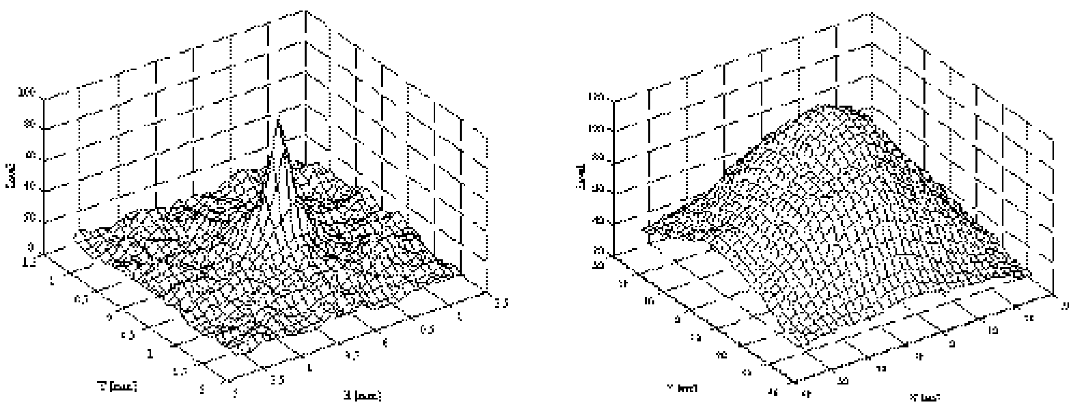


図 2.8　同相加算法によるシミュレーション結果と実測結果
左はシミュレーション結果，右は実測結果

2.3 三次元超音波画像計測における表示プロセス - レンダリング -

計測結果から再構成した三次元画像の表示方法も，重要な課題の 1 つである．旧来のＣＧのアルゴリズムの多くは，数式で表現される形状を扱うことが多かった．しかし近年では，三次元空間に多数の格子点を設定し，スカラ，ベクトル，テンソルなどの各数値データを各格子点に与えられているボリュームデータとしてＣＧを用いて表示するアルゴリズムが提案されている．ＣＴなどの医用計測装置による計測結果は，骨・筋肉・脂肪・皮質などの組織の特徴を単一のスカラ値として各格子点で保持していることが多い．

本章ではボリュームデータの内容を表示する技術である，ボリュームレンダリングとサーフィスレンダリングについて述べる．

2.3.1 ボリュームレンダリング

ボリュームレンダリング [14][15][16] は，不均一な密度と色彩を持つ半透明な微粒子をボリューム中に仮定し，仮想的な光学モデルを用いて各画素の輝度値を算出するものである．ボリュームレンダリングの中で最もよく用いられるアルゴリズムとして，図 2.9 に示すレイキャスティング法がある．これは視点から遠いサンプリング点から順に，式 (2.4) による各サンプリング点の輝度値の累算を各画素の輝度とする方法である．

$$C_t = C_{t-1}(1 - \alpha(t)) + c(S_t)\alpha(t) \tag{2.4}$$

C_t	:	t 番目のサンプリング点までの 輝度値の累積値 ($C_0 = 0.0$)
S_t	:	t 番目のサンプリング点でのスカラ値
$c(S_t)$	:	スカラ値 S_t に対する輝度値
$\alpha(t)$	:	t 番目のサンプリング点での不透明率

ここで挙げた $c(S_t)$ の計算法として，Lambert の拡散反射モデルや Phong の鏡面反射モデルなどの輝度計算モデルが用いられる．

また一般的に，レイキャスティングにおけるサンプリング点での輝度値と不透

明度は，隣接する 8 つの格子点の各々の値から線形補間によって求めるか，さらに細かく計測することで求める．

ボリュームレンダリングは，比較的容易にボリュームデータを表示することができるが，サンプリングの間隔が広いとジャギが目立つ欠点がある．またジャギを抑制するためにサンプリング間隔を細かくすると，レンダリングに要する処理量が多くなり，視点変更などの対話的な操作は困難になる．

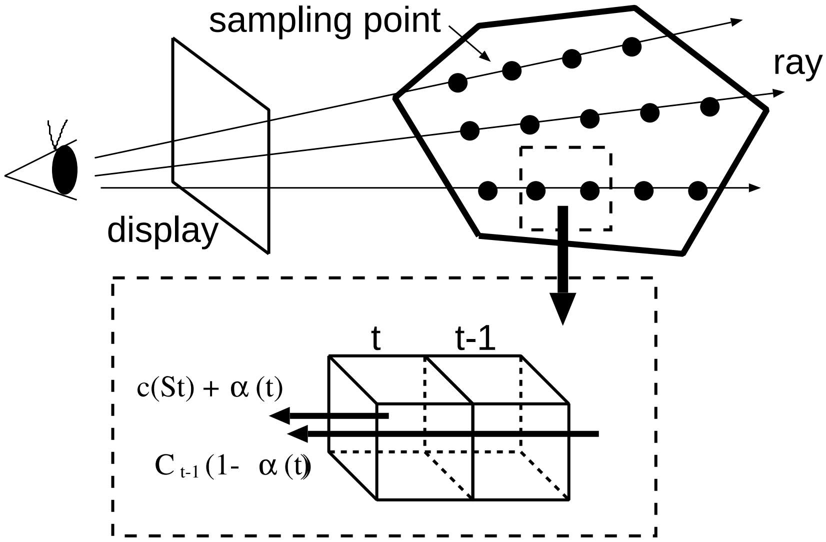


図 2.9 レイキャスティング法

2.3.2 サーフィスレンダリング

サーフィスレンダリング [17] は，表示する対象の表面だけを複数のポリゴン（小さな 3 角形や 4 角形）で表示するものである．各ポリゴンの輝度値は，そのポリゴンを代表する 1 頂点の輝度と法線の情報をもとに決定される．またスムーズシェーディングを用いることで，各ポリゴン内の輝度は，求める点の両端の頂点での法線情報の線形補間をもとに，滑らかに変化するよう決定される．

ボリュームデータをサーフィスレンダリングするためには，等値面（ボリュームデータ中の等しい数値を持つ点の集合）をポリゴンの集合で近似する必要がある．その代表的なアルゴリズムにマーチングキューブ法がある．この手法では，格子の各辺について，両端点のスカラ値 C_1，C_2としきい値 Cの大小を比較し，$C_1 < C < C_2$となる辺を抽出する．このとき，辺上のスカラ値が線形補間によって求められるとすると，抽出された辺上には等値面との交点が存在する．このとき，交点の座標 P_cは，両端点の座標値を P_1，P_2とすると，式（2.5）で表される．

$$P_c = \frac{(C - C_1)P_2 - (C - C_2)P_1}{C_2 - C_1} \tag{2.5}$$

この式で求めた交点を連結することで，等値面との交差部分をポリゴンにより近似表現することができる．この格子内にポリゴンを張る組合せは，図 2.11に示す 15 通りに分類される．

しかし，図 2.11のように 2 種類以上のポリゴン抽出パターンがあり得る曖昧なパターンが存在する．この曖昧性は，隣接ポリゴンとの不連続性を生む可能性があり，表示結果に大きな影響を与える．最近では，この曖昧性を解消するアルゴリズムも提案されている．

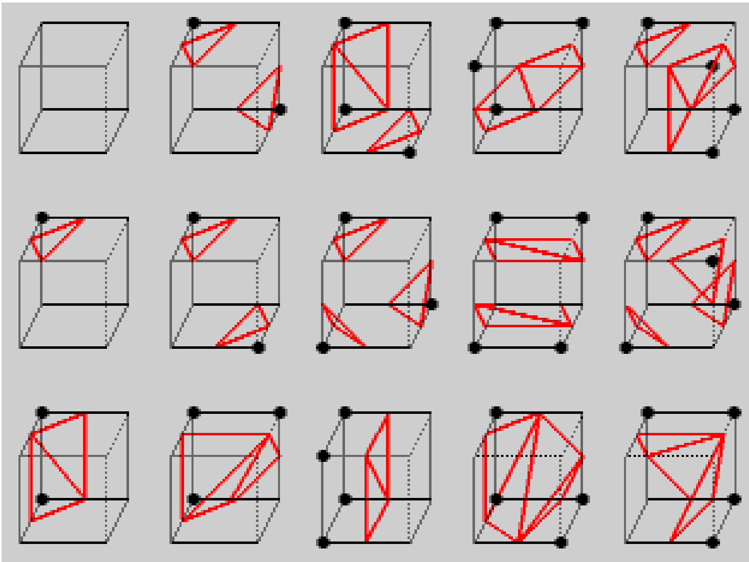


図 2.10　マーチングキューブ法

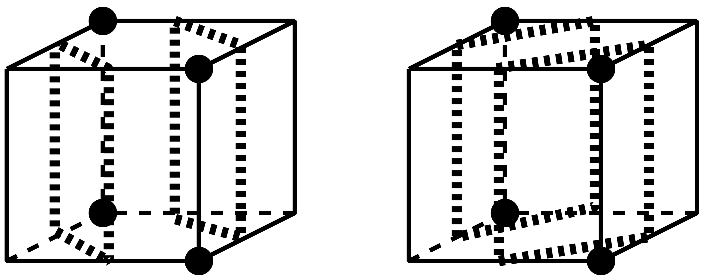


図 2.11　マーチングキューブ法の問題点

サーフィスレンダリングは，ボリュームデータすべてをレンダリングするボリュームレンダリングと違い，視点から見て手前の部分だけを表示すれば良いため，レンダリングに要する処理量が比較的少なく，繰り返しレンダリングが必要な視点変更などの対話的な操作に適している．しかし，ボリュームデータ全体の数値分布を把握するためには，多数の等値面を連続生成し，アニメーション的に連続表示する必要がある．

第 3 章 反射体の幾何学的特性を利用した三次元超音波画像再構成法

リングアレイプローブ上に配置された振動子で受信されたエコーデータは，図 3.1に示すように，受信される振動子によって大きく強度が異なっている．本章では，この受信されるエコー強度が大きくことなる原因を基底に盛り込むことで，より高解像度な三次元超音波画像を再構成する手法を提案する．また，提案する再構成手法に即した画像表示方法も合わせて提案する．

3.1 三次元超音波画像再構成手法

リングアレイプローブの振動子 T_iから送波されるバースト波 s は，式 (3.1) で表される．

$$s(t) = w(t)sin(2\pi f_0 t) \tag{3.1}$$

ここで，$w(t)$ はバースト波を作るための窓関数，f_0は中心周波数である．計測空間内の kにおける微少な反射体 R_kで反射し，振動子 T_jで受波したエコー$\hat{e}_{i,j,k}$は，式 (3.2) で表される．

$$\hat{e}_{i,j,k}(t) = a(i,j,k)r(k)w\left(t - \frac{l}{C}\right)\ sin\left(2\pi f_0 (t - \frac{l}{C})\right) \tag{3.2}$$

ここで，Cは音速，lは伝播距離 ($T_i \rightarrow R_k \rightarrow T_j$)，$a(i,j,k)$ は伝播に伴うエコーの減衰，$r(k)$ は反射体 R_kの反射率である．

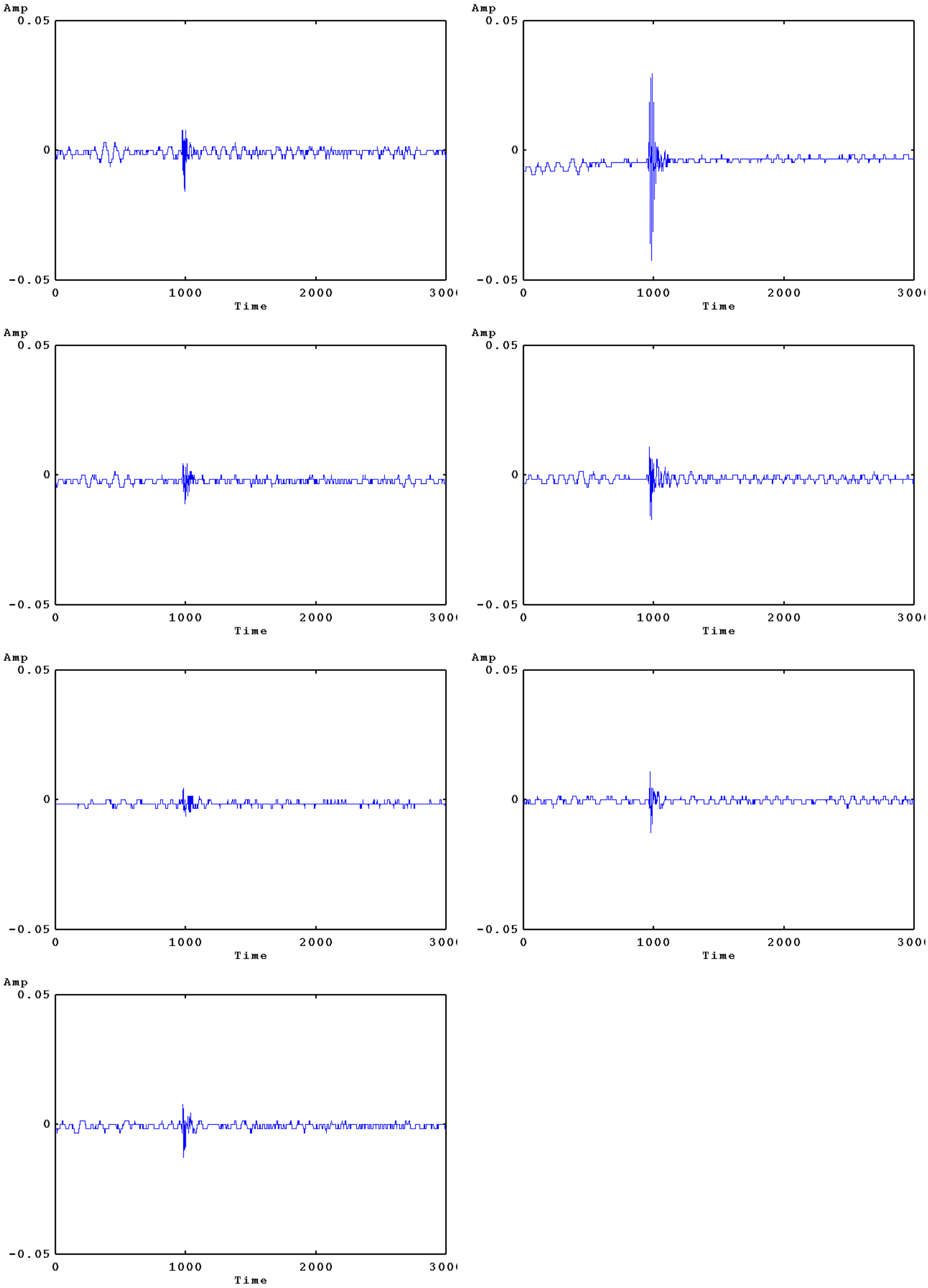


図 3.1 エコーデータ

ここで，$a(i,j,k)$ に注目する．計測空間内の反射体は区分的に固有の傾きを持っており，受信する振動子によってはエコー強度に偏りがある考えられる (図 3.2)．

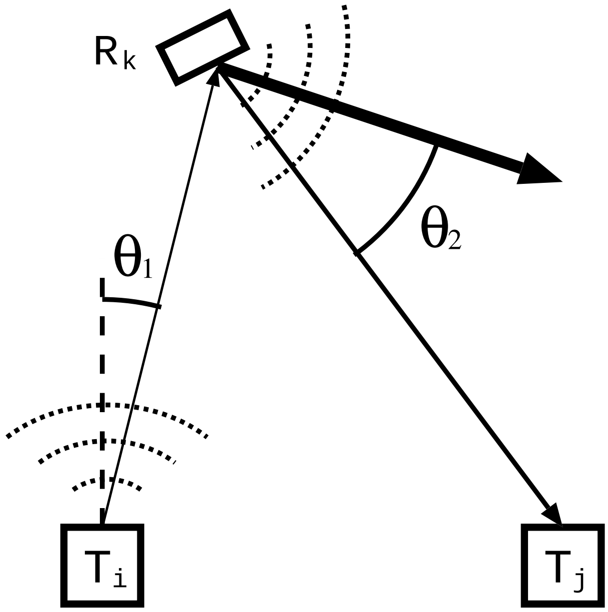


図 3.2 反射体の傾きによるエコー強度の偏り

そこで仮想受波信号 $\mathbf{T}$ を求める際に，図 3.3で示すように，計測空間内の点反射体上に R_kが互いに直交する 3 つの面 (法線は $\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}$) を仮定する．これにより伝播に伴うエコーの減衰を表す a は，式 (3.3) で表される．

$$a(i,j,p,k) = a_1(\theta_1)a_2(\theta_2,p)dist(i,j,k) \tag{3.3}$$

ここで a_1はビームプロファイルによる減衰，a_2は面 p を仮定したときの反射による減衰，$dist$ は伝播距離による減衰である．

よって反射体 R_kで仮定した各面に対するエコーは，式 (3.4)，(3.5)，(3.6) で表される．

$$\hat{e}^{\mathbf{x}}_{i,j,k}(t) \quad = \quad a(i,j,\mathbf{x},k)r(k)w\left(t-\frac{l}{C}\right)\sin\left(2\pi f_0(t-\frac{l}{C})\right) \tag{3.4}$$

$$
\begin{aligned}
\hat{e}^{\mathbf{y}}_{i,j,k}(t) &= a(i,j,\mathbf{y},k)r(k)w\left(t-\frac{l}{C}\right)\sin\left(2\pi f_0(t-\frac{l}{C})\right) &(3.5)\\
\hat{e}^{\mathbf{z}}_{i,j,k}(t) &= a(i,j,\mathbf{z},k)r(k)w\left(t-\frac{l}{C}\right)\sin\left(2\pi f_0(t-\frac{l}{C})\right) &(3.6)
\end{aligned}
$$

離散化した時系列の仮想受波信号をベクトル $\mathbf{T}^{\mathbf{x}}_k$，$\mathbf{T}^{\mathbf{y}}_k$，$\mathbf{T}^{\mathbf{z}}_k$を，式 (3.7)，(3.8)，(3.9) で表す．

$$
\begin{aligned}
\mathbf{T}^{\mathbf{x}}_k = \quad & [|\hat{e}^{\mathbf{x}}_{0,1,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{x}}_{0,1,k}(t_{max})|,\\
& |\hat{e}^{\mathbf{x}}_{0,2,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{x}}_{0,2,k}(t_{max})|,\\
& \vdots\\
& |\hat{e}^{\mathbf{x}}_{n-1,n,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{x}}_{n-1,n,k}(t_{max})|] &(3.7)\\
\mathbf{T}^{\mathbf{y}}_k = \quad & [|\hat{e}^{\mathbf{y}}_{0,1,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{y}}_{0,1,k}(t_{max})|,\\
& |\hat{e}^{\mathbf{y}}_{0,2,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{y}}_{0,2,k}(t_{max}|),\\
& \vdots\\
& |\hat{e}^{\mathbf{y}}_{n-1,n,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{y}}_{n-1,n,k}(t_{max})|] &(3.8)\\
\mathbf{T}^{\mathbf{z}}_k = \quad & [|\hat{e}^{\mathbf{z}}_{0,1,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{z}}_{0,1,k}(t_{max})|,\\
& |\hat{e}^{\mathbf{z}}_{0,2,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{z}}_{0,2,k}(t_{max})|,\\
& \vdots\\
& |\hat{e}^{\mathbf{z}}_{n-1,n,k}(0)|,\cdots,|\hat{e}^{\mathbf{z}}_{n-1,n,k}(t_{max})|] &(3.9)
\end{aligned}
$$

離散化した時系列の実際のエコー $e_{i,j}$を連結したものをベクトル $\mathbf{E}$ を式 (3.10) で表す．

$$
\begin{aligned}
\mathbf{E} = \quad & [|e_{0,1}(0)|,\cdots,|e_{0,1}(t_{max})|,\\
& |e_{0,2}(0)|,\cdots,|e_{0,2}(t_{max})|,\\
& \vdots\\
& |e_{n-1,n}(0)|,\cdots,|e_{n-1,n}(t_{max})|] &(3.10)
\end{aligned}
$$

式 (3.11) により，計測空間中の点 kにおける法線 p $(\in \mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ の面を持つと仮定したときの反射体の存在する確からしさ w_k^pを得る．

$$w_k^{\mathbf{x}} = \frac{\mathbf{E} \cdot \mathbf{T}_k^{\mathbf{x}}}{|\mathbf{E}||\mathbf{T}_k^{\mathbf{x}}|}, \qquad w_k^{\mathbf{y}} = \frac{\mathbf{E} \cdot \mathbf{T}_k^{\mathbf{y}}}{|\mathbf{E}||\mathbf{T}_k^{\mathbf{y}}|}, \qquad w_k^{\mathbf{z}} = \frac{\mathbf{E} \cdot \mathbf{T}_k^{\mathbf{z}}}{|\mathbf{E}||\mathbf{T}_k^{\mathbf{z}}|} \tag{3.11}$$

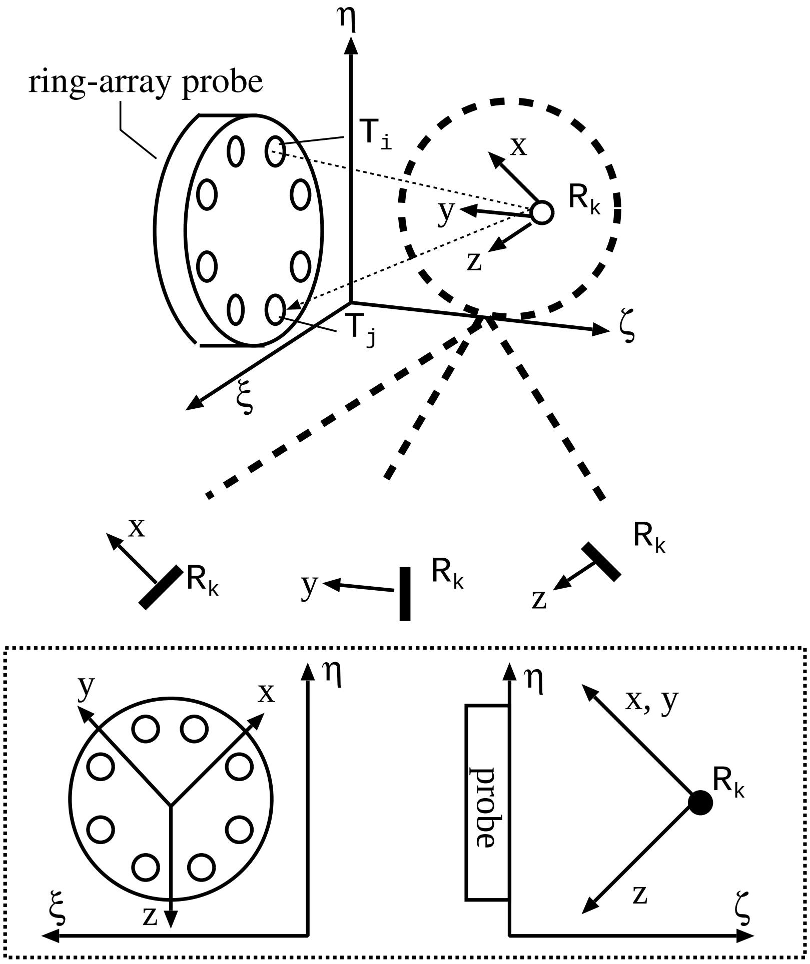


図 3.3 計測空間内の点が持つ直交する 3 法線

3.2 画像表示手法 - SV レンダリング -

画像再構成手法は，反射体の幾何学的特性を考慮するために，反射体が点ではなく面で構成されているという立場にたった考え方である．そのため，3 つの直交する法線ベクトルを仮定し，各法線ベクトルに対して反射体の存在する確からしさを求めていた．逆に，表示する立場からこの 3 つの直交する法線ベクトルを考えると，計測空間内の各点における面の向きを知る手立てになっている．

今，計測空間内の kにおいて，3 つの直交する面に対する反射体が存在する確からしさを $w_k^{\mathbf{x}}$ ，$w_k^{\mathbf{y}}$ ，$w_k^{\mathbf{z}}$ ，各面の単位法線ベクトルを $\mathbf{x}$ ，$\mathbf{y}$ ，$\mathbf{z}$ とすると，計測空間内の各点 kにおける反射体の傾き $\mathbf{N}_k$は，式 (3.12) で表される．

$$\mathbf{N}_k = w_k^{\mathbf{x}} \cdot \mathbf{x} + w_k^{\mathbf{y}} \cdot \mathbf{y} + w_k^{\mathbf{z}} \cdot \mathbf{z} \tag{3.12}$$

また，kにおける反射体のが存在する確からしさは，式 (3.13) で表される．

$$w_k = |w_k^{\mathbf{x}} \cdot \mathbf{x} + w_k^{\mathbf{y}} \cdot \mathbf{y} + w_k^{\mathbf{z}} \cdot \mathbf{z}| \tag{3.13}$$

図 3.4で示すように，計測空間内の各点 kにおける反射体の傾き $\mathbf{N}_k$に応じて軸 a, b を回転させ，各面の輝度と不透明度を w_kを 256 階調に変換した値とすることで，傾きを考慮したボリュームレンダリングが可能である．

また，このままでは計測空間内の各点における面の傾きがわかりにくいので，図 3.5で示すように，観察者の視点位置からライトを当てることで，視線方向と法線ベクトル方向が似通っているほど面の輝度を高くし，面の傾きを確認しやすくしている．

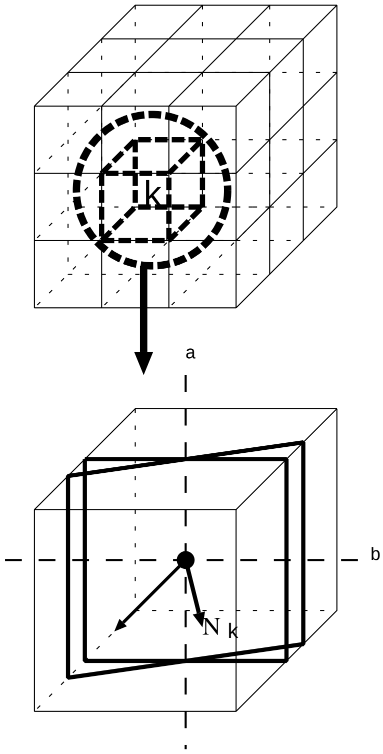


図 3.4　各点での面の傾きを考慮した三次元表示法

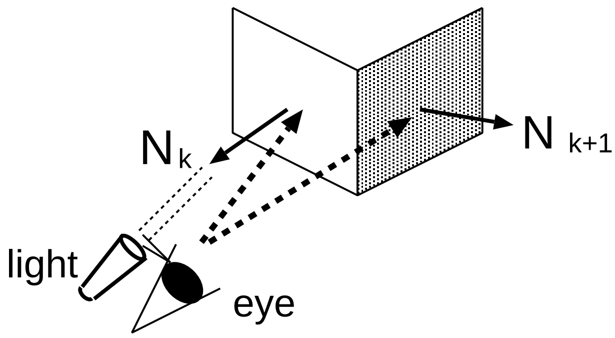


図 3.5　視線と面の法線方向による面の色の違い

第 4 章 計測実験

本章では，同相加算法と第 3章で説明した反射体の幾何学的特性を利用した三次元超音波画像再構成法を比較するために 2 つの実験を行った．

まず第 4.1節で，本実験に用いた実験システムについて述べ，その後，半球状のプラスティックの計測実験と血管内計測実験について述べる．

4.1 実験システム

ここでは，リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測を実現するために構築した実験システムについて述べる．

システムの全景を図 4.1に，システム構成を図 4.2に示す．本システムによる計測，処理，表示の流れを以下に記す．

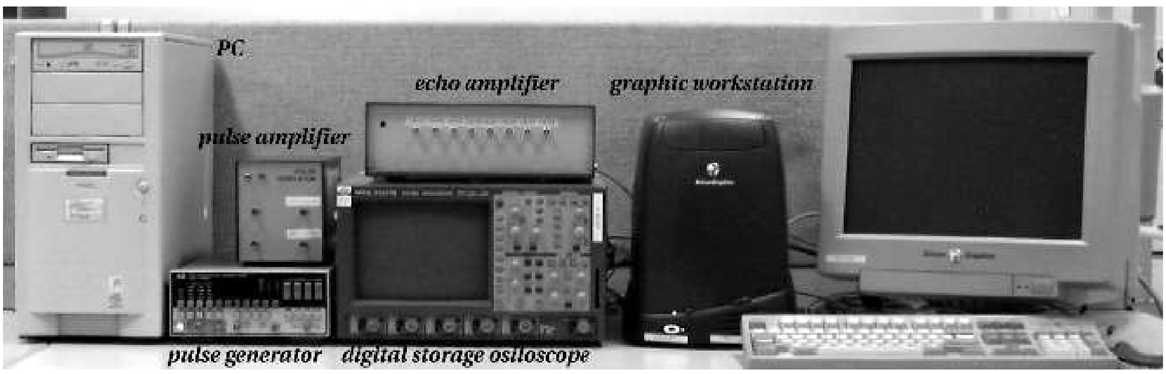


図 4.1 システム全景

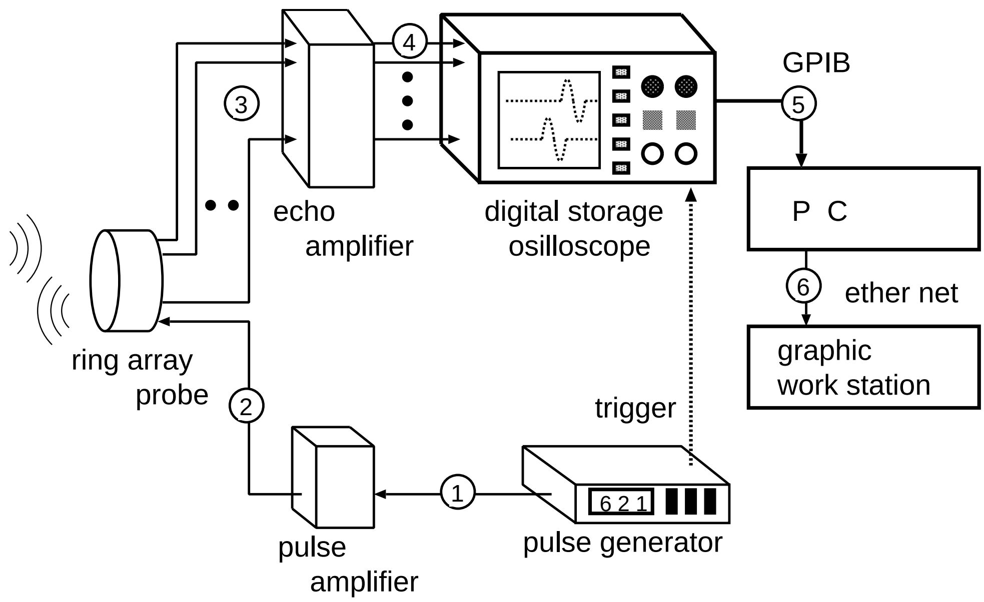


図 4.2 システム構成

1. パルスジェネレータ(HP 8116A)によりパルス信号を出力する．また，ディジタルオシロスコープ (LeCroy 9354L) にトリガ信号が送られる．
2. パルス増幅用アンプにより高圧パルスを生成し，リングアレイプローブにパルスを入力する．
3. パルスが入力された振動子から指向性の弱い超音波ビームパルスを送波し，受信されたエコー信号をアンプに送る．
4. 受信されたエコー信号はアンプで増幅され，A/D 変換された後，ディジタルオシロスコープのメモリに保存される．
5. ディジタルオシロスコープのメモリに保存されたエコー信号は，PC により GPIB 経由で PC 上のメモリに保存され，必要に応じてフィルタリング処理を行う．
6. グラフィックワークステーション (SGI O2) により，画像再構成処理を行い，求まったボリュームデータをレンダリングする．

4.2 球面形状物体の計測実験

まず 1 つ目の実験として，水中において球面形状物体計測する実験を行った．計測対象として，図 4.3に示すようなプラスティックの半球を用い，図 4.4のように配置した．実験に用いたリングアレイプローブは，日本特殊陶業，ファインセラミックスセンタ，積水化成品工業製のものを用いた（図 4.5）．中心周波数 5 MHz，先端にチタン酸鉛の振動子が円環状に 8 つ配置されている．

計測対象領域はリングアレイプローブの前方 40 $mm \sim 48$ mm の間で，幅はリングアレイプローブが内接する正方形（16×16 mm）の大きさとする．

図 4.6に同相加算法を用いた再構成画像をボリュームレンダリングによって表示したものを，図 4.7に提案手法を用いた再構成画像を SV レンダリングによって表示したもの示す．

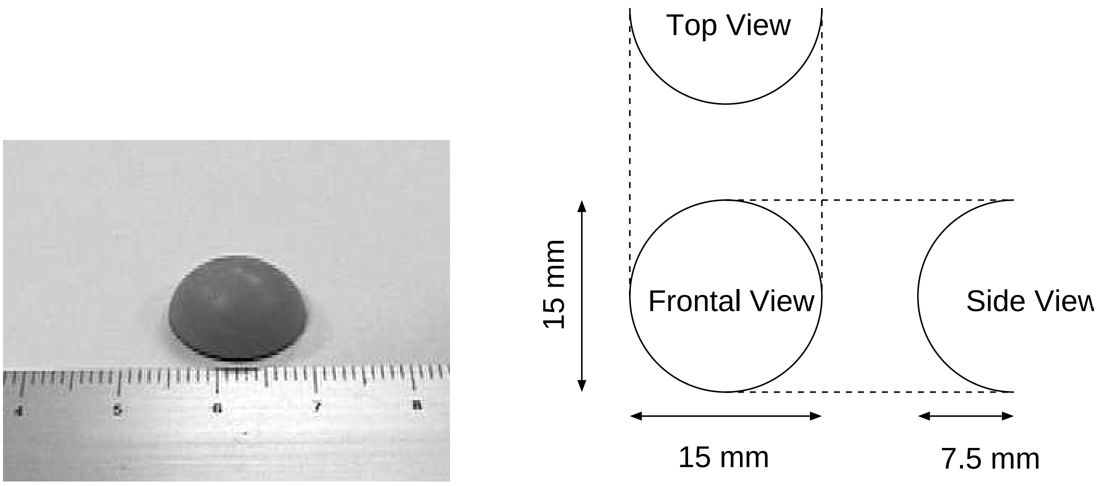


図 4.3 計測対象

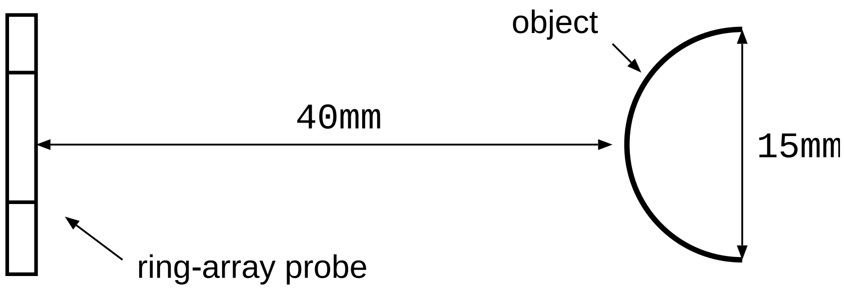


図 4.4　計測対象の配置

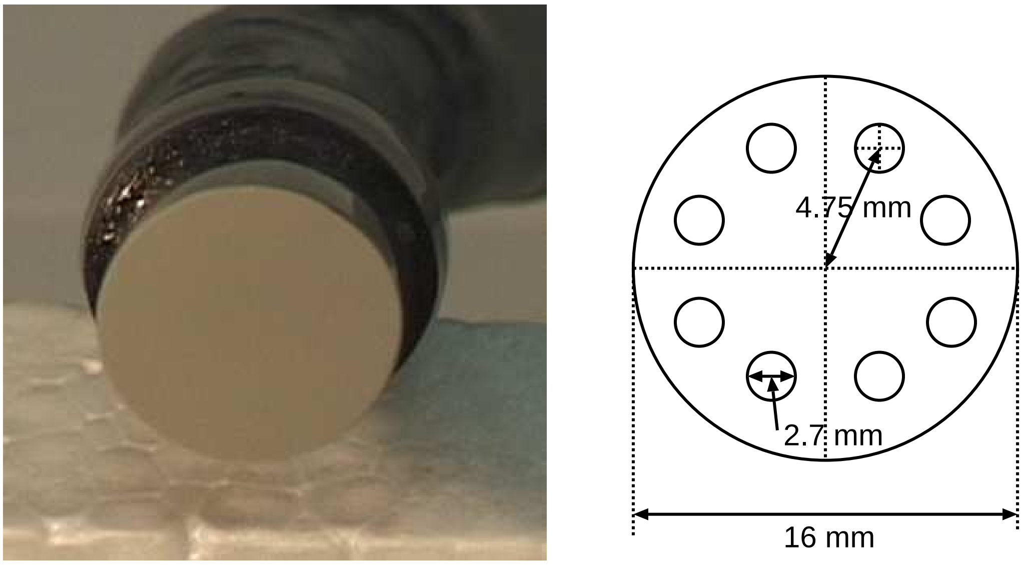


図 4.5　リングアレイプローブ

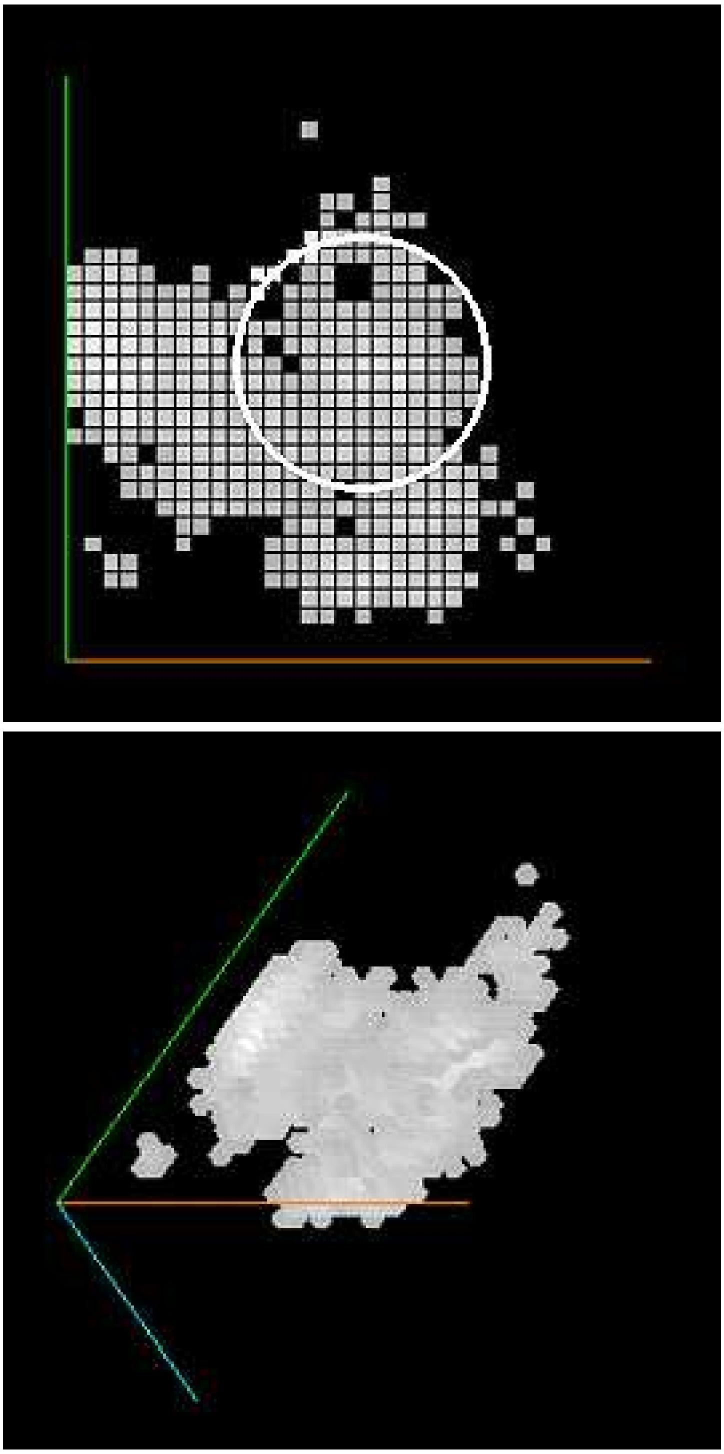


図 4.6 同相加算法による結果

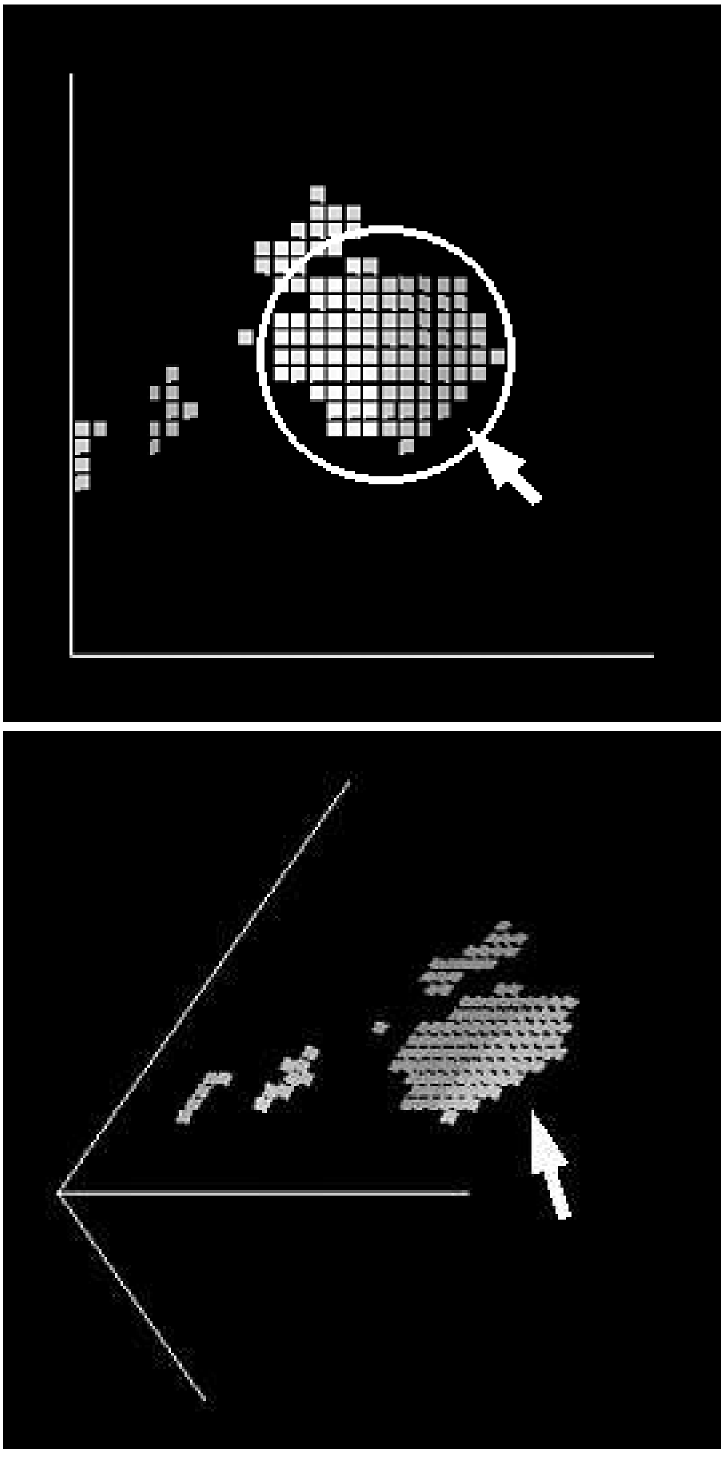


図 4.7　提案手法による結果

4.3 血管内計測実験

2 つ目の実験として，ホルマリンで固定した人間の腹部の大動脈の 1 部分を用意し (図 4.8)，中央部を絞ることで狭窄を形成し, さら乳酸カルシウムとロウを均一に混ぜた層を付着させたものを図 4.9のように配置し，計測した．

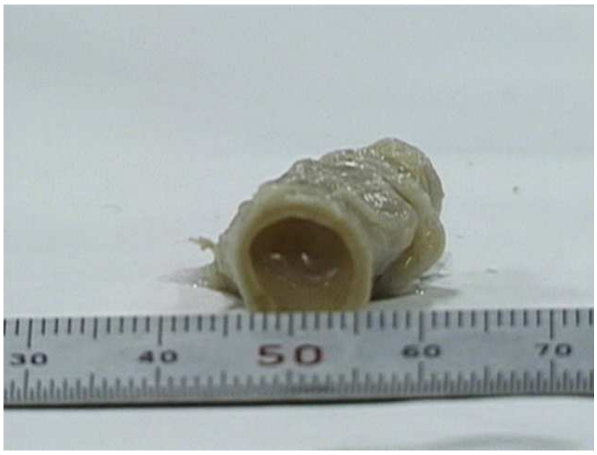


図 4.8 血管 (腹部大動脈)

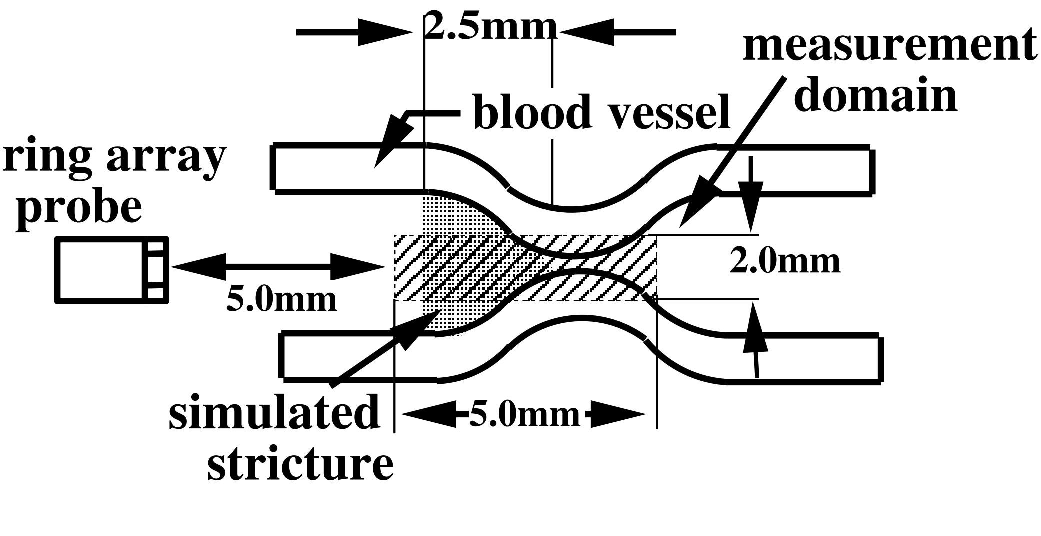


図 4.9 プローブの配置

血管計測実験に用いたリングアレイプローブは，日本電波工業社製のものを用いた（図 4.10）．中心周波数 10 MHz，先端にチタン酸鉛の振動子が円環状に 8 つ配置されている．

計測対象領域は, プローブの前方 $5\ mm \sim 10\ mm$, 縦横 $2\ mm$ の直方体領域内に計測領域を設定し, 画像の再構成を行った.

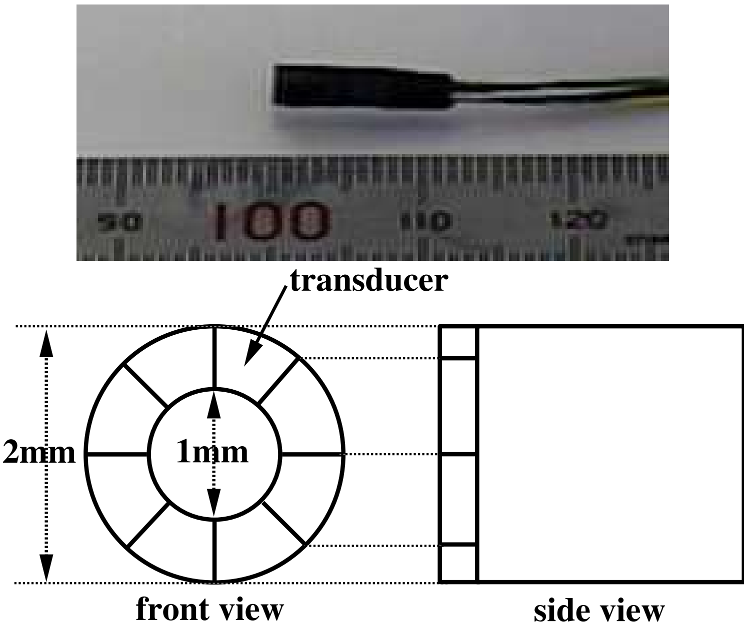


図 4.10 血管内計測用リングアレイプローブ

エコー信号を獲得するまでに外乱，アンプ等さまざまな理由で雑音が混入されるので，雑音を除去するためにフィルタリングを行う．まず，同条件の計測を 1000 回行い，得られたデータの加算平均を行う．そして，帯域 $8.5 \sim 11.5$MHz のベッセルバンドパスフィルタにより処理を行う．

血管計測実験で用いたバンドパスフィルタの周波数応答を図 4.11に示す.

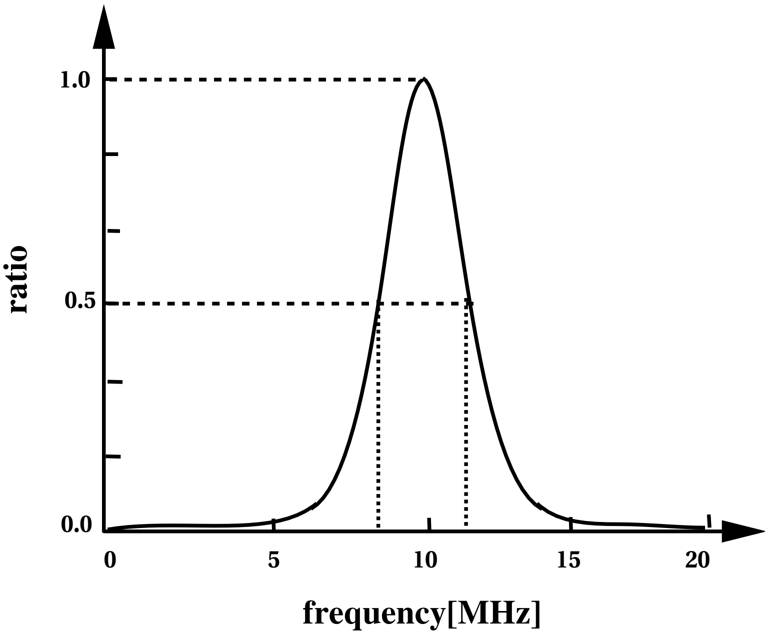


図 4.11 ベッセルフィルタの単位インパルス応答に対する周波数応答

図 4.12に同相加算法を用いた再構成画像をボリュームレンダリングによって表示した結果を，図 4.13に提案手法を用いた再構成画像を SV レンダリングで表示した結果を示す．

図 4.12 同相加算法による結果

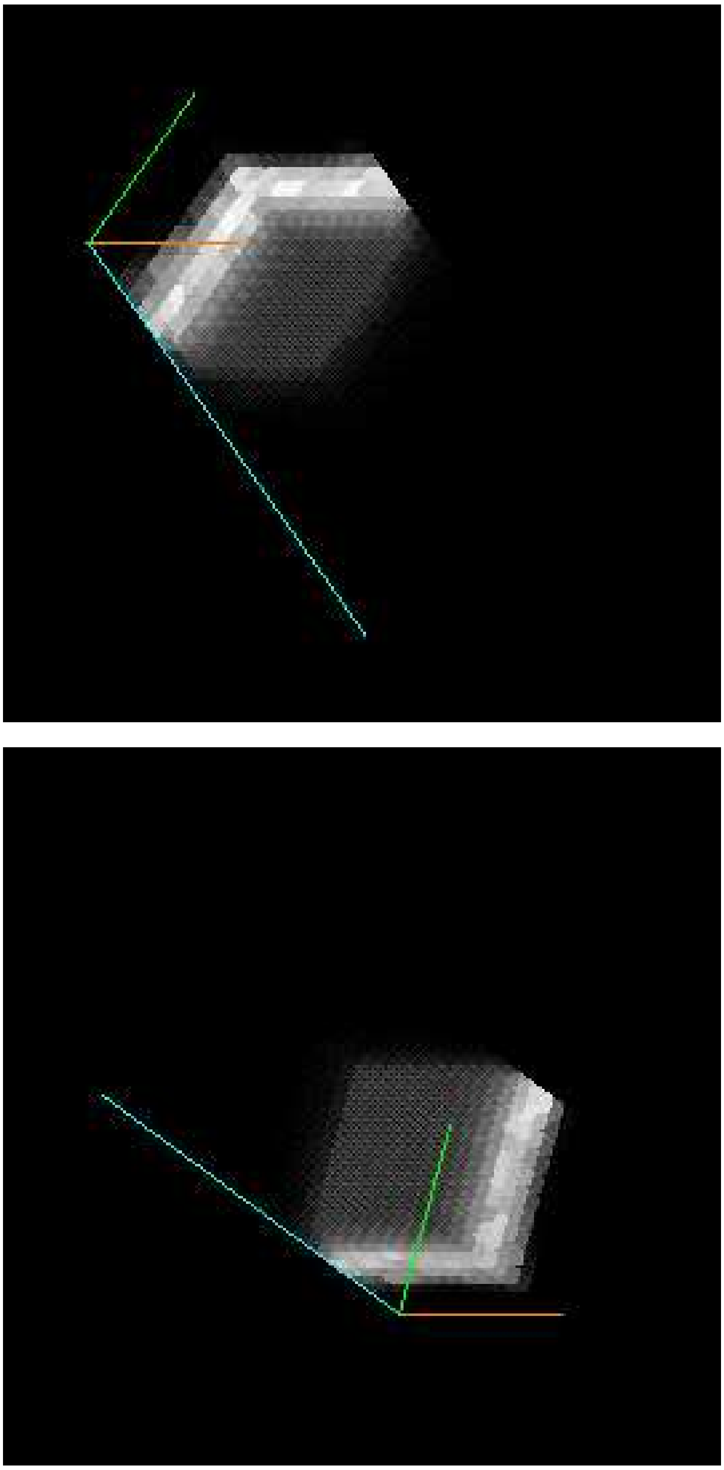


図 4.12 同相加算法による結果

36

図 4.13 提案手法による結果

37

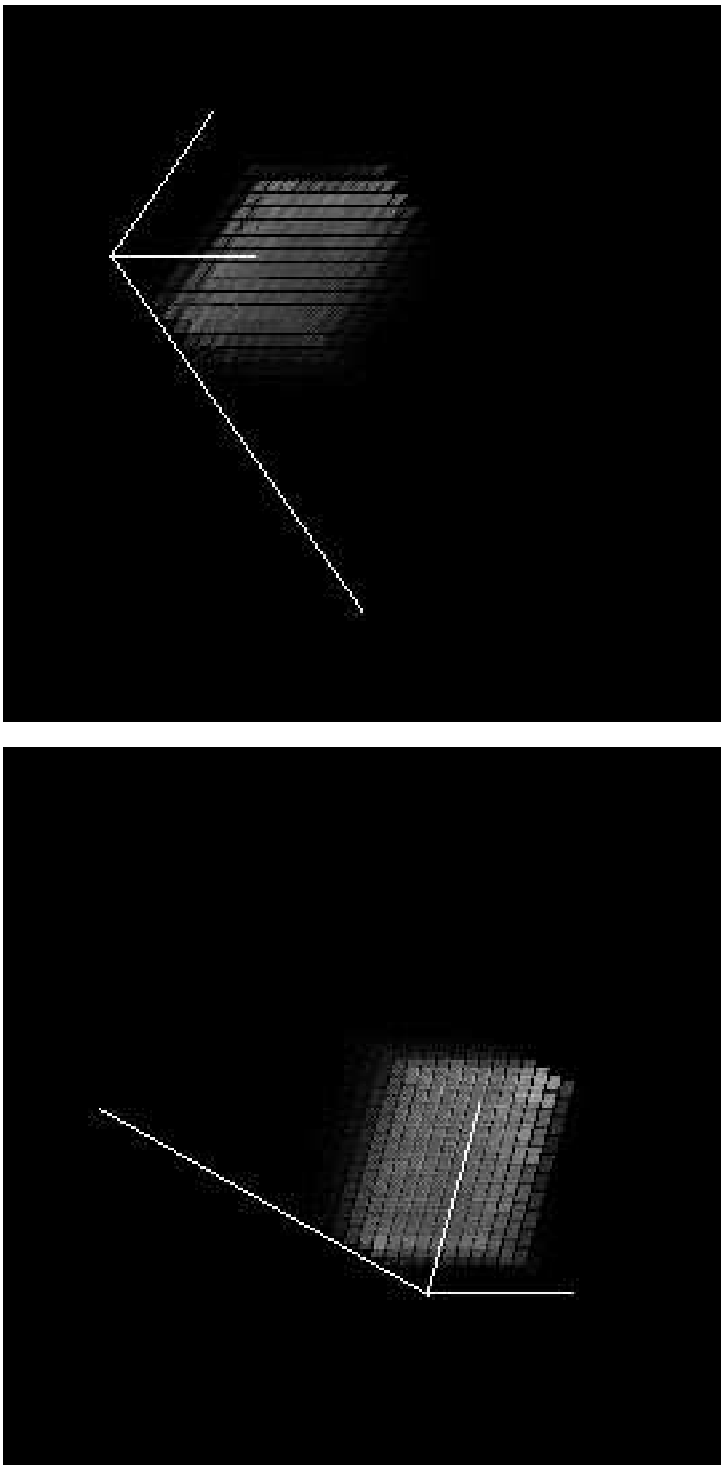


図 4.13 提案手法による結果

第 5 章 考察

本章では，第 4章で行った球面形状物体を用いた計測実験と血管内計測実験の結果についての考察を行う．

5.1 球面形状物体を用いた計測実験の考察

考察を行う前に，球面形状物体で反射しリングアレイプローブで受信されるエコー信号について考える．図 5.1に示すように，計測対象が球面のため，計測対象で反射するすべて超音波がリングアレイプローブの各振動子で受信されるとは限らない．送波された超音波パルスが計測対象で反射しリングアレイプローブで受信される領域は，半球の頂点付近の 6 mm と考えられる．

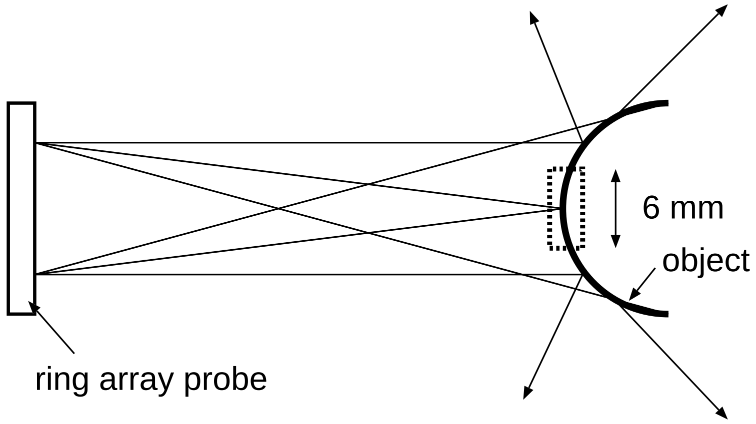


図 5.1 計測可能範囲

図 4.6に示すように，同相加算法による三次元再構成画像は，半球の頂点付近の 6 mm を網羅する円から大きく広がった平面になっているのに対し，今回提案した手法による三次元再構成画像は，ほぼ半球の頂点付近をほぼ正確に表示できていることが分かった．これは，各受波子で受信されるエコー強度の偏りが計測対象の持つ面の傾きによって引き起こされていることに注目し，面の傾きによるエコー強度の減衰を考慮に入れた基底を導入することで，エコーの伝搬時間だけでなく強度も加味した画像再構成が行えたからである．

また，今回提案した手法による三次元再構成画像の表示に SV レンダリングを用いたことで，計測対象物体に正対した方向から見た図 4.7の上の図の矢印付近が低い輝度で再構成されているのに対し，右斜め前方から見た図 4.7の下の図の矢印付近では，光沢感のある画像再構成がなされている．これは，受信されたエコー信号の強度に偏りがある部分がが傾いた面として表示されたからである．このことから再構成画像から，計測対象の形状が球状であることが分かった．

5.2 血管内計測実験の考察

同相加算法による三次元再構成画像と今回提案した手法による三次元再構成画像は，ともにリングアレイプローブ前面から最も近い閉塞部位付近で高い輝度値を表している．しかし同相加算法による三次元再構成画像は，前後に大きく画像がぼけているのに対し，提案手法による三次元再構成画像はぼけが少ない．これは計測対象の傾きによるエコー強度の違いを考慮するために，計測対象領域内に点ではなく **3** つの面を仮定した基底を用いたことで，前後方向の画像の広がりを抑制することができるからだと考えられる．また図 5.2に示すように，提案手法による三次元再構成画像では，最も遠い閉塞部位付近における部位も再構成されている．リングアレイプローブから遠い位置で反射したエコー信号は，受信時には大きく減衰している．それに伴い，再構成によって算出される反射体が存在する確からしさは低くなってしまい，画像化すると低い輝度で表示され観察者が見落とすケースが多い．しかし，SV レンダリングは視点位置からライトを当てるため， 低い輝度で画像化されている部分でも，見る位置によって明るく表示されるため，見逃されがちな最も遠い閉塞部位付近を確認することができた．

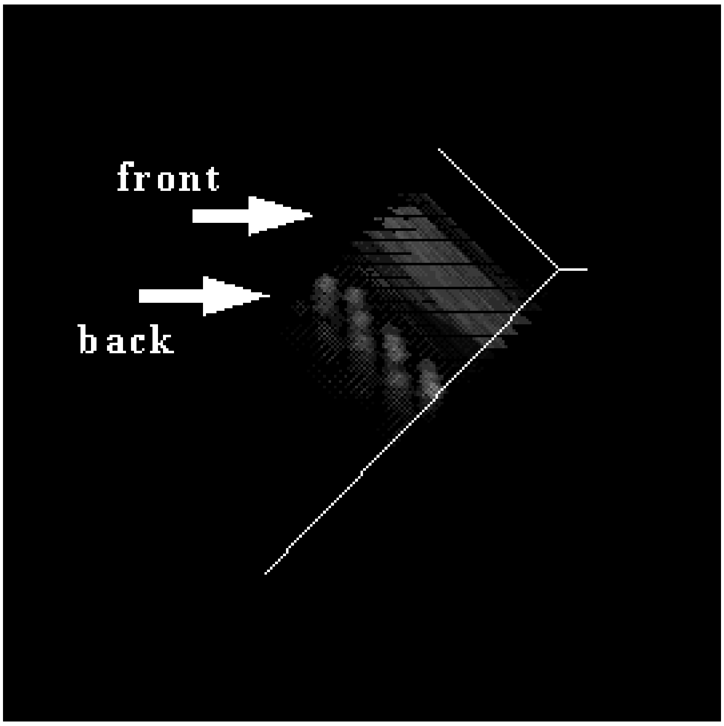


図 5.2 提案手法による血管内計測の画像再構成

5.3 処理時間についての考察

今回提案する手法の処理時間は同相加算法に比べ高々3 倍であり，最適化ビームフォーミング法に比べ十分に短時間で処理でき，並列処理をすれば，同相加算法と同等の処理時間で画像再構成が可能であることが分かった．

SGI Onyx2(MIPS R10000, 8 CPU 使用)にて血管計測結果から画像再構成に要した時間は，同相加算法が約 10 秒/100voxels に対し，提案手法は 12 秒/100voxels で行うことができた．

第6章 結論

本研究では，リングアレイプローブを用いた三次元超音波画像計測において，計測対象の傾きによるエコー強度の違いを考慮するために，計測対象領域内に点ではなく3つの面を仮定し，それぞれと受信されたエコーとのパターンマッチングにより画像際構成する手法を提案した．また，本手法に特化した画像表示法も合わせて提案した．

提案した手法を用いて，球面形状物体と血管内を計測する実験を行った結果，従来の同相加算を用いた画像際構成手法に比べ，画像のぼけを抑制することができた．また今回提案した画像表示法により，再構成された点における反射体の存在する確からしさだけでなく，その点での面の傾きを表示することができた．

今回提案する手法の処理時間は同相加算法に比べ3倍になるが，最適化ビームフォーミング法に比べ十分に短時間で処理でき，並列処理をすれば，同相加算法と同等の処理時間で画像再構成が可能であることが分かった．

本手法により，PTCAは医師や患者にとって安全で安心して行える手技となり，虚血性心疾患の治療として，今以上に積極的に行われることが期待される．

謝辞

本研究を行うにあたり，終始暖かい御指導を頂きました情報科学研究科 千原 國宏 教授に心から感謝の意を表します．ゼミナール等，日頃より適切な御指導，ご助言をいただきました情報科学センター 湊 小太郎 教授に厚く御礼申し上げます．情報科学研究科 佐藤 宏介 助教授，先端科学技術研究調査センター 大城 理 助教授には，中間発表や学会発表にあたり，様々な助言を頂きました．ここに深く感謝致します．また東京大学工学系研究科 眞溪 歩 講師には，本学千原研究室の助手の時から現在に至るまで，本研究の実験に対する御助言から研究に対する姿勢まで，あらゆる面で有益な御指導をいただきました．ここに深く感謝致します．情報科学研究科 土居 元紀 助手，情報科学研究科 黒田 知宏 助手には，時には深夜に至るまで研究に対する御助言を頂きました．ここに深く感謝致します．

また，日頃の研究活動に際し，様々な助言を下さった千原研究室の皆様，常に研究活動を円滑に行えるよう暖かい配慮をして頂いた櫟本 季子 秘書，砥綿 (旧姓 宇井) 信子 前秘書に感謝致します．

最後に，著者を大学院にまで進学させてくれた両親に深く感謝致します．

参考文献

[1] 山田良和, 南部雅幸, 眞溪歩, 大城理, 千原國宏. 反射面の法線ベクトル重みを用いた超音波ビームフォーミング. 第 42 回システム制御情報学会研究発表講演会講演論文集, pp.581-582, 1998.

[2] 山田良和, 南部雅幸, 眞溪歩, 大城理, 千原國宏. 反射体の幾何学的特性を利用した超音波ビームフォーミング. 第 19 回超音波エレクトロニクスの基礎と応用に関するシンポジウム講演予稿集, pp.267-268, 1998.

[3] 厚生省，平成 9 年人口動態統計（確定数）の概況，1998.
http://www.mhw.go.jp/toukei/

[4] 越智 淳三訳，解剖学アトラス，文光堂，p.222，1996.

[5] ジョンソン博士のやさしい医療講座 - 心臓 - .
http://www.jjmkk.co.jp/johnson/crd/jcrd814.htm

[6] 狭心症と心筋梗塞について.
http://www.proj.ehime-u.ac.jp/project/mafas/surg2/surg2-1.html

[7] High Resolution IVUS.
http://www.bul.eecs.umich.edu/research/crowej/ivushr.shtml

[8] H. Tojo, O. Oshiro, K. Chihara and M. Asao.
Three-Dimensional Echography by a Spherical Pulsed Wave. Japanese Journal of Applied Physics, vol. 33, no.5B, pp.3162-3165, 1994.

[9] A. Matani and K. Chihara.
An Optimization Method for Ultrasonic Beamforming with a Synthetic Aperture.
Japanese Journal of Applied Physics, vol. 37, no.5B, pp.3013-3017, 1998.

[10] O. Oshiro, A. Matani and K. Chihara,
3D Dynamic Echocardiography with a Digitizer. Japanese Journal of Applied Physics, vol. 37, no.5B, pp.3097-3100, 1998.

[11] A. Fenster and D. Downey,
3-D Ultrasound Imaging: A Review.
IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, Nov./Dec, pp.41-51, 1996

[12] 高橋清 佐々木昭男共編，アドバンストセンサハンドブック，培風館，1994．

[13] 南部 雅幸, 眞溪 歩, 大城 理, 千原 國宏. リングアレイプローブを用いた 3 次元動画再構成. 第 39 回自動制御連合講演会, pp.405-406, 1996.

[14] 伊藤貴之 小山田耕二，ボリューム・データのグラフィックス表示，情報処理，38 巻 3 号，pp.209-214, 1997．

[15] 今里悠一 大橋昭南，医用画像処理，昭晃堂，1993．

[16] 生体情報の可視化技術編集委員会編, 生体情報の可視化技術, コロナ社, 1997.

[17] E. Angel, Interactive Computer Graphics A Top-Down Approach with OpenGL,
ADDISON-WESLEY, 1997.