大阪公立大学
Osaka Metropolitan University
学術情報リポジトリ

透過超音波による断層像の再生2

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2013-12-05 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 金田, 忠裕 メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24729/00007788

透過超音波による断層像の再生II

金田忠裕*

Image Reconstruction from Ultrasound Projections II

Tadahiro KANEDA*

ABSTRACT

Full automatic ultrasonic computed tomography (CT) system is constructed and CT images obtained with the system are discussed. The system is an improved version of our previous ultrasonic CT system. Image reconstruction is performed by using three representative algorithms; back projection method, fast Fourier transform method and filtered back projection method. Among these method, the back projection method is considered to be favorable for reconstruction of images within the linear propagation approximation. Some problems, which should be solved for realizing the ultrasonic CT system, are pointed out and discussed in detail.

Key Words: Transmitted Ultrasound, CT, Image Reconstruction, FBP

1.はじめに

人体各部の鮮明な断層像を非観血，無侵襲に提供する診断用イメージシステムとして，1973年英国EMI社が開発したＣＴスキャナ[1]は，今日の医療では欠くことのできない診断装置となっている．ＣＴスキャナは基本的には三次元画像を獲得するための画像処理技術に依存しており，表示の便宜のために断層像という二次元平面を利用しているに過ぎない．現在主流であるＸ線ＣＴはＸ線という放射線を媒体とする生体計測システムを最も重要な要素としており，生体に対する放射線の特性を十分な精度と範囲で定量化している．このため，この手法によって獲得された各種・広範囲にわたるデータは，加工の方法さえ誤らなければ，必要や要求に応じていかようにも処理できる可能性を持っている．しかしＸ線ＣＴでは，Ｘ線を用いているために微量とはいえ被爆することになり，完全に安全な機器であるとはいいがたい．また，装置も高価であり，大規模な医療機関でなければ購入は難しいといった問題がある．このため，より安全で，かつ小型・安価なＣＴシステムの実現が望まれている．ＣＴによる断層像の再構成は，外部のあらゆる方向から被検体をスキャンしたデータを用いて行われるので，Ｘ線に代えて被検体内を通過する様々な物理過程（例えば放射，波動など）が利用でき，様々なＣＴ[3-8]が提案されてきた．例えば重粒子を用いたもの，反射や透過超音波を用いたもの，さらには電磁波や電気的インピーダンスを利用したものも報告されており，最近では光を用いたＣＴスキャナの検討も行われている．これらの中で，被検体のスキャンに透過超音波を用いる超音波ＣＴは，一定強度以下の超音波では生体に対して害を及ぼすことなく，取り扱いがＸ線に比べて容易であるため，前述の安全，小型，安価という要求を同時に満たすものとして，大変魅力的なものといえる．これまでにも，Greenleafら[5, 6]による，超音波ＣＴを用いた乳房断層面の減衰係数分布や，音速分布の画像化が報告されている．しかし，波動を用いている宿命から，組織境界面での反射，散乱，屈折の影響で超音波ビームの直線性が悪い，透過による音速・減衰係数の変化が小さいなどの理由からＸ線ＣＴのような鮮明な断層像は得られていないのが現状であり，これらの難点の解決が超音波ＣＴ実現のための最重要課題となっている．

本研究は，実際に超音波ＣＴを実現しようとするものである．前報[9]では，Ｘ線ＣＴで培われた技術要素を用いて，透過超音波による断層像の再生を試みた結果について述べた．本報では，前回構築した超音波ＣＴシステムに対して膨大な数の計測データを短時間に精度良く処理できるよう，コンピュータを用いて完全な自動化を試みた．また，画像再構成アルゴリズムとして，前回採用したコンボリューション法に代えて，新たに逆投影法，高速フーリエ変換法，フィルタ補正逆投影法を採用し，その超音波ＣＴへの基礎的な性質について検討を加えた結果について述べる．

1994年4月11日受理
* システム制御工学科(Department of Systems and Control Engineering)

2.投影原理と画像の再構成[10,11]

本研究では画像再構成アルゴリズムとして，逆投影法（back projeciton:以下ＢＰと略記する），高速フーリエ変換法（fast Fourier transfrom:以下ＦＦＴ），ならびにフィルタ補正逆投影法（filtered back projection:以下ＦＢＰ）を用い，これら三種のアルゴリズムによって再構成された画像を比較・検討した．本論に入る前に，これらのアルゴリズムをＣＴの原理と共に簡単に述べる．

2.1　CTの原理

CTはオーストリアの数学者J.Radon[2]が二次元あるいは三次元の物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できることを数学的に証明したことに立脚している．つまり，２次元の場合，再生しようとするある囲まれた平面内の１点１点について，その点を含むあらゆる角度方向の通路に沿っての投影データが平面内のすべての点で存在すればその囲まれた平面が再生できる．

Fig.1に示すように，XY平面内のある囲まれた平面Sを考えよう．S内の任意の点Aを含むあらゆる角度方向の通路に沿っての投影データ（図中には離散的な限られた方向のデータが複数の直線で表されている．あらゆる角度方向のデータを仮に図中に示すと，点Aを通る無数の直線により面が形成される），点Bを含むあらゆる角度方向の投影データ，以下同様にS内に含まれるすべての点についてそれぞれの点を含むあらゆる角度方向の投影データが存在すれば，この平面Sを一意的に再生することができる．平面Ｓを完全に再生するためには無限個の投影データが必要となるが，現実には無理である．このため，実際のCTでは，離散的な有限個の投影データを取り扱い，その結果として実用上許される範囲内で再生像の忠実度を落とすことで妥協している．

このとき空間的により均一な投影データの分布を得ることが大切であるが，これを比較的に容易に達成する一つの方法として，X線CTスキャナを最初に実用化したEMI社が初期に採用したものをFig.2に示す．被検体Sを横切る平行かつ等間隔に分布した複数のX線通路，すなわち投影データをX線管と検出器の直線走査（translate）により得た後，X線管と検出器を被検体に対して一定角度だけ回転（rotate）させ，再び直線走査により平行かつ等間隔に分布した複数の投影データを得，以後同様に回転と直線走査を繰り返すことにより被検体Sに関し空間的に均一に分布した多方向からの投影データを得るものである．このような方式をTranslate/Rotate（T-R）方式という．

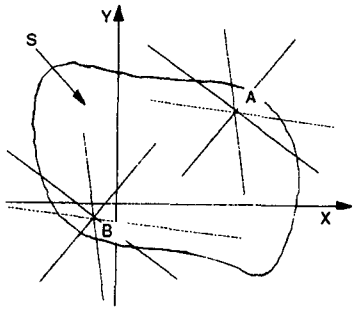
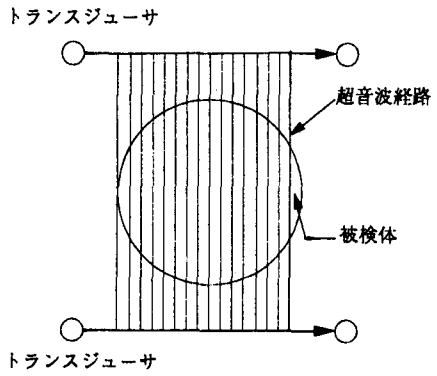
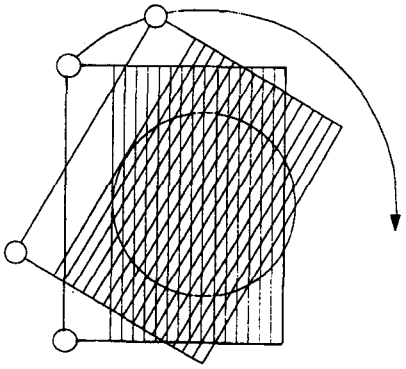


Fig.1 ＣＴに要求されるデータ分布



(a)translates動作



(b)rotate動作

Fig.2 Ｔ－Ｒ方式

2.2　画像再構成の原理

Fig.3に示すような被写体を考え，これに固定した座標系xOyを定義する．この座標(x,y)においてX線吸収係数の分布をf(x,y)で表す．次に，座標系xOyに対して，角度θだけ傾いた新たな座標系XOYを定義する．このとき，座標(x,y)と(X,Y)との間には（1）式の関係がある．

$$\begin{cases} x = X\cos\theta - Y\sin\theta \\ y = X\sin\theta - Y\cos\theta \end{cases} \tag{1}$$

ここで，Y軸に平行な強度I_0のX線ビームを照射すれば，被写体f(x,y)を通過した後のX線強度IとI_0の比I/I_0（X先強度減衰率）は，（2）式で与えられる．

$$\frac{I}{I_0} = \exp\left[-\int_{-\infty}^{\infty} f(X\cos\theta - Y\sin\theta, X\sin\theta - Y\cos\theta)dY\right] \tag{2}$$

（2）式のX線強度減衰率の対数をとったものを-g(X,θ)とすると，g(X,θ)は次式となる．

$$g(X,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(X\cos\theta - Y\sin\theta, X\sin\theta - Y\cos\theta)dY \tag{3}$$

（3）式で定義されるg(X,θ)は，投影データと呼ばれ，このg(X,θ)から吸収係数の分布f(x,y)を求めることが画像を再構成する基本的な方法である．

ＣＴ画像を投影データから得る手法は，（1）逆投影法　（2）逐次近似法　（3）解析的方法の３つに大きく分類される．ここでは，（1）の逆投影法（ＢＰ）と（3）の解析的方法である高速フーリエ変換法（ＦＦＴ），フィルタ補正逆投影法（ＦＢＰ）に基づいて画像再構成を行った．以下ではこれら３つの方法について説明を加えよう．

2.3　逆投影法（ＢＰ）

投影データg(X,θ)から吸収係数の分布f(x,y)を推定する簡単できわめて直感的な方法としてＢＰ法がある．これは，着目した点(x,y)に対して，その点を通過するX線ビームによって得られる投影データの値を逆に投影して，これを全ての方向から重ね合わせる方法である．

点(x,y)に対して，座標系xOyから角度θだけ傾いた座標系XOYのX座標は，

$$X = x\cos\theta + y\sin\theta \tag{4}$$

によって表される．したがって，逆投影によって再構成される画像は，

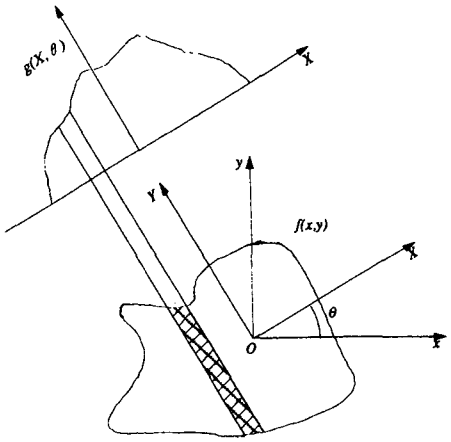


Fig.3 被写体と投影データの関係

$$p(x,y) = \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi} g(x\cos\theta + y\sin\theta, \theta)d\theta \tag{5}$$

と表される．このようにして得られるp(x,y)は，真の分布f(x,y)とどの程度異なるかを考えてみる．点(x_0,y_0)にある点状の強度分布$d(x-x_0,y-y_0)$は，逆投影法によれば，この点の周囲に放射状に広がる強度分布として再構成される．その強度は(x_0,y_0)からの距離に反比例して減衰するので，逆投影法により求る推定値の分布p(x,y)は，正しい分布f(x,y)を構成する各点ごとに上記の距離に反比例した関数が重畳したものとなる．この分布は，次の値に比例した分布となる．

$$\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x',y') \Big/ \sqrt{(x-x')^2+(y-y')^2}\, dx'dy' \tag{6}$$

このような距離に反比例した広がる"ぼけ"は，現像をかなりゆがめたものにするので，事実上再構成画像としてはこのまま用いることはできない．しかし，このぼけを取り除くことはディコンボリューションの手法によって可能である．

2.4　フーリエ変換法（ＦＦＴ）

ここに示すフーリエ変換法は，もっとも簡潔に投影データから画像を再構成する厳密な方法である．一般に(x,y)領域の関数f(x,y)から周波数領域(ξ,η)への二次元フーリエ変換F(ξ,η)は次のように表される．

$$F(\xi,\eta) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\exp[-i(\xi x + \eta y)]dxdy \tag{7}$$

ここで，(ξ,η)は直交座標系で表されているが，これを（8）式の極座標系(ω,θ)に変換する．

$$\begin{cases}\xi = \omega\cos\theta \\ \eta = \omega\sin\theta\end{cases} \tag{8}$$

ここで，関数f(x,y)を実空間(x,y)での吸収係数の分布とすれば，

$$\begin{aligned}F(\omega\cos\theta,\omega\sin\theta) &= \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\exp[-i\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)]dxdy \\ &= \int_{-\infty}^{\infty}\left[\int_{-\infty}^{\infty} f(X\cos\theta - Y\sin\theta, X\sin\theta - Y\cos\theta)dY\right]\cdot\exp(-i\omega X)dX \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} g(X,\theta)\exp(-i\omega X)dX \end{aligned} \tag{9}$$

が得られる．ただし，座標系XOYはFig.3に示されたものである．角度θの方向にとられた投影データg(X,θ)を変数Xについて一次元フーリエ変換すれば，求るべき吸収係数の分布f(x,y)の二次元フーリエ変換の極座標表現におけるθ方向成分が得られる．この成分が$0 \leqq \theta < 2\pi$に対して得られるので，f(x,y)のフーリエ変換F(ξ,η)は完全に定まったものとなる．したがって，求める解はF(ξ,η)をフーリエ逆変換して

$$f(x,y) = \frac{1}{4\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} F(\xi,\eta)\exp[i(\xi x + \eta y)]d\xi d\eta \tag{10}$$

と与えられる．以上のような解法によって投影データg(X,θ)の集合から吸収係数の分布f(x,y)を求める方法をフーリエ変換法と呼んでいる．計算機を用いた実際の計算値では（9）式によって与えられるF($\omega\cos\theta$, $\omega\sin\theta$)を表す格子点(ωj, θk)と，（10）式において用いられるF(ξ,η)を表す格子点（ξi, ηm）の位置は一般に異なる．このため，適当な内挿計算が必要となる．

2.5　フィルタ補正逆投影法（ＦＢＰ）

この方法は前節で述べたフーリエ変換法と数学的には等価な厳密な解を与える解析的方法である．（9）式に示したように，投影データの一次元フーリエ変換は，原画像の二次元フーリエ変換の投影データに対応した角度の成分を与える．すなわち

$$F(\omega\cos\theta,\omega\sin\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} g(X,\theta)\exp(-i\omega X)dX \tag{11}$$

と表される．このフーリエ変換を行えば，求める吸収係数の分布f(x,y)が得られる．この計算を（10）式とは異なり，直交座標でなく極座標で表せば，次のようになる．

$$\begin{aligned}f(x,y) &= \frac{1}{8\pi^2}\int_0^{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} F(\omega\cos\theta,\omega\sin\theta)\exp[i\omega(x\cos\theta + y\sin\theta)]|\omega|d\omega\theta \\ &= \frac{1}{8\pi^2}\int_0^{2\pi}\left[\int_{-\infty}^{\infty} F(\omega\cos\theta,\omega\sin\theta)|\omega|\exp(i\omega X)d\omega\right]d\theta \end{aligned} \tag{12}$$

（12）式において，右辺括弧内の積分はθ方向の投影データg(X,θ)のフーリエ変換F($\omega\cos\theta$, $\omega\sin\theta$)に対して周波数のω領域で｜ω｜によって表されるフィルタ関数を作用させることを意味している．この部分をまとめてq(X,θ)で表す．すなわち，

$$q(X,\theta) = \frac{1}{4\pi}\int_{-\infty}^{\infty} F(\omega\cos\theta,\omega\sin\theta)|\omega|\exp(i\omega X)d\omega \tag{13}$$

上式と（12）式とからf(x,y)は（14）式で与えられる．

$$f(x,y) = \frac{1}{2\pi}\int_0^{2\pi} q(x\cos\theta + y\sin\theta,\theta)d\theta \tag{14}$$

（14）式はq(X,θ)に対し，（5）式で示された逆投影の計算を行うに他ならない．すなわち，この方法では角度θの方向の投影データg(X,θ)に対し，Xに共役な周波数ωの領域でフィルタ関数｜ω｜を作用させ，修正された投影データq(X,θ)をつくる．この後，これを逆投影することにより画像再構成が得られる．このため，この手法はフィルタ補正逆投影法と呼ばれている．この方法では（13）式に示したように，周波数の絶対値に比例したフィルタ関数を作用させることが必要である．しかし，実際の数値計算では，このように発散していくフィルタ関数は，厳密には用いることができない．このため，一般の計算では周波数ωの大きい領域で，このフィルタ関数を変形し発散を抑えている．

ところで，フーリエ変換に関する定理によれば，次の関係が成り立つ．すなわち，フーリエ変換された領域で，あるフィルタ関数を乗じることは，この関数の逆フーリエ変換を，元の領域で重畳積分として作用させることに等しい．したがって，（13）式のようにフィルタ関数F($\omega\cos\theta$, $\omega\sin\theta$)に対してフィルタ関数H(ω)を乗じることは

$$h(X) = \frac{1}{2\pi}\cdot\int_{-\infty}^{\infty} H(\omega)\exp(i\omega X)d\omega \tag{15}$$

により得られる関数を，投影データg(X,θ)に重畳積分をして作用させて，

$$q(X,\theta) = \frac{1}{2}\int_{-\infty}^{\infty} g(X',\theta)h(X - X')dX' \tag{16}$$

を計算することと同等とする．このような方法で，補正された投影データq(X,θ)が（13）式と同等に得られれば，前節の場合と同様に逆投影法によって再構成された画像が求められる．（このような方法は特に重畳積分法と呼ばれている）この計算において，フィルタ関数は前節のように

$$H(\omega) = |\omega| \tag{17}$$

とすべきものである．しかし，前節にも述べたように，この関数は周波数の増大とともに発散するので，厳密

には計算できない．このためωの大きい領域ではこの関数を減衰させることになる．このような投影データ修正のためのフィルタ関数の変形は再構成画像の質に大きな影響を与えるので，減衰のさせ方，およびフィルタ関数の選択は慎重に決定しなければならない．

2.6　フィルタ関数

前節で述べたフィルタ補正法のフィルタ関数H(ω)，およびそのフーリエ逆変換である重畳積分法の重畳関数h(X)の関数形として多くのものが提案されている．RamachandranとLakshminarayananの提案したフィルタ関数H(ω)は，投影データg(X, θ)のサンプリング間隔で定まる最大周波数をWとすれば，周波数領域，空間領域はそれぞれ，（18）式，（19）式で定義される．

$$H(\omega)=\begin{cases}|\omega|, & |\omega|\le W\\ 0, & |\omega|\le W\end{cases} \tag{18}$$

$$h(X)=2W^2\frac{\sin(2\pi xW)}{2\pi xW}-W^2\left\{\frac{\sin(2\pi xW)}{\pi xW}\right\}^2 \tag{19}$$

Fig.4とFig.5は，それぞれ（18）式，（19）式で表される周波数空間と実空間でのフィルタ関数の形状を示す．これに対して投影データg(X, θ)の測定時に含まれる雑音を考慮してSheepとLoganによって提案されたフィルタ関数を（20）式，（21）式に示す．Fig.6,Fig.7はそれぞれの空間におけるフィルタ関数の形状である．

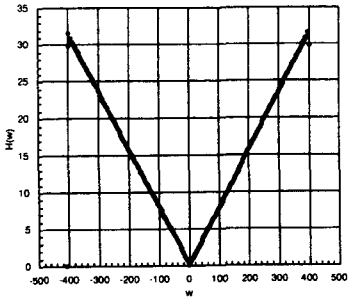
$$H(\omega)=\left|\frac{2W}{\pi}\sin\left(\frac{\pi\omega}{2W}\right)\right|\left(\frac{\sin\left(\frac{\pi\omega}{2W}\right)}{\frac{\pi\omega}{2W}}\right)^2 \tag{20}$$

$$h(X)=\frac{W}{\pi^2}\left\{\frac{1-\cos\left[2\pi W\left(\frac{1}{4W}+x\right)\right]}{\frac{1}{4W}+x}+\frac{1-\cos\left[2\pi W\left(\frac{1}{4W}-x\right)\right]}{\frac{1}{4W}-x}\right\} \tag{21}$$

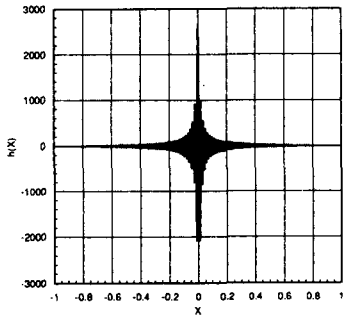
3.超音波ＣＴスキャナのシステム

本研究で製作した超音波ＣＴスキャナのシステムについて述べる．

ＣＴスキャナは被検体の断層面で多数の方向から超音波を照射して被検体を透過した超音波の振幅を測定し，その振幅データを用いて断層像画面としてもとの画像へ再構成するものである．画像の精度は，測定デ

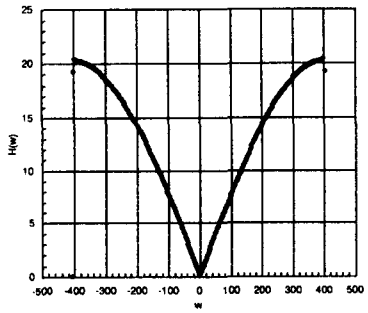


(a)周波数領域

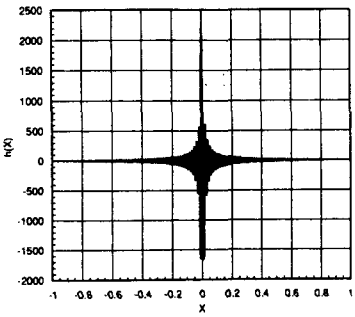


(b)空間領域

Fig.4　RamachandranとLaksminarayananの関数



(a)周波数領域



(b)空間領域

Fig.5　SheepとLoganの関数

ータを採取する際の分解能に大きく依存しており，優れた再生画像を得るためには，必然的に膨大な量の測定データが必要である．その膨大な測定データを採取するために完全自動化された計測システムを必要とする．前回我々はデータ採取の際，一部手作業による計測を行った．このため得られた超音波投影データは画像再構成を行うに十分の精度を持ったものとはいいがたいものであった．そこで今回計測システム全体を完全自動化し，より精度の高い超音波投影データを得た．Fig.6に示すように，作製したシステムは計測制御用と投影データ生成及び画像再構成用のコンピュータ２台を中心として，超音波計測をする超音波スキャナ，信号増幅回路，ピークホールド回路，AD変換回路で構成される．

前報では，画像処理及び投影データ採集用に２台のEWSシステムを用いたが，ここでは画像処理用にマッキントッシュ，投影データ採集用にＰＣ４８６パソコンを用いた．これは最近のパソコン能力が飛躍的に向上しEWSによらなくてもＣＴ像の再生に十分な能力を持つと判断したことによる．

後述するトランスジューサからの受信信号をＰＣ４８６上の数値データとするため，信号増幅回路，ピークホールド回路，A/D変換回路からなるハードウェア構成を用いた．A/D変換回路にはインターフェイスの容易さを考慮して市販のA/Dボード（１２ビット，Interface社製）を用いた．一方，信号増幅回路を用いたのは，受信側トランスジューサからの出力電圧が小さく，十分な精度でA/D変換を行うことができないことによる．Fig.7(a)に作製した信号増幅回路図を示す．同回路には，超音波信号の周波数が高いことを考慮して，高速かつ低雑音OPアンプを用いた．Fig.7(b)はA/D変換回路前段に設けたピークホールド回路を示す．同回路では高入力インピーダンスで高速・高帯域型OPアンプを用い，またホールド用コンデンサにはリーク電流が小さく，かつその容量は可能な限り小さくなるよう設計した．

超音波ビームの走査方法には前回同様Ｔ－Ｒ方式を採用した．これはＣＴの原理に忠実でありながら簡便で，散乱線による影響が少ないなどの利点をもつことによる．スキャナ本体は，超音波に比べ十分な大きさを持つ水槽内に２個の水中超音波トランスジューサ（パナメトリック社）を対向させて配置し，一方を送信用，他方を受信用とした．これを直線走査と回転走査できるようにパルスモータを使用して駆動した．また超音波の励振にはパルス発振器を用いた．

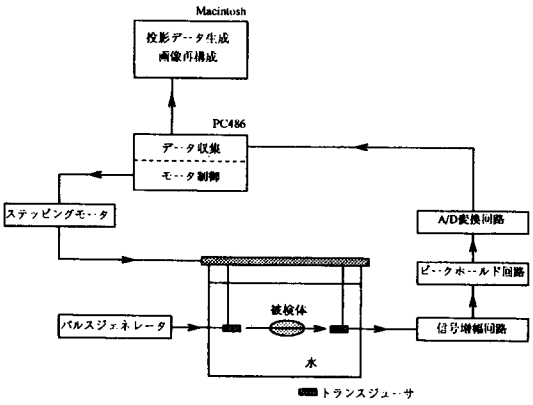
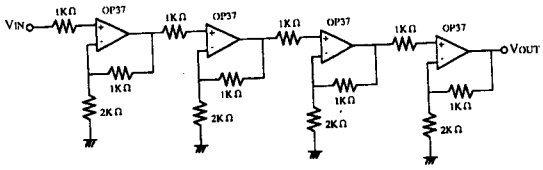
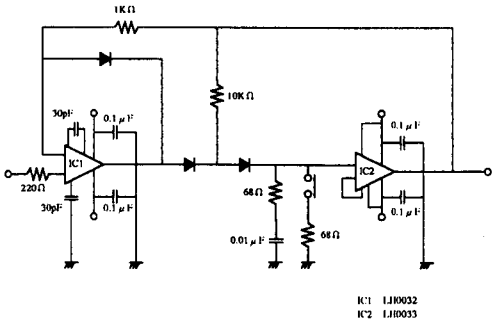


Fig.6　超音波ＣＴスキャナの構成図



(a)信号増幅回路



(b)ピークホールド回路

Fig.7(a)信号増幅回路　(b)ピークホールド回路

4.断層像の再構成

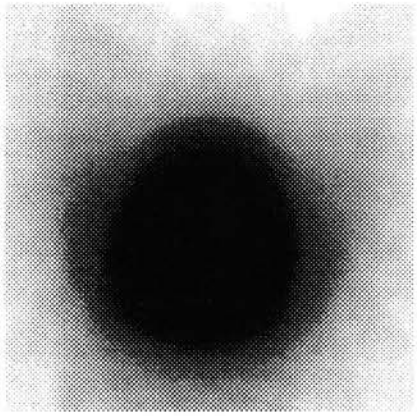
２節で述べた画像再構成原理に基づいて，ゆで卵の断層像再構成を試みた．また比較のために，理想的な円筒モデルについても併せて画像の再構成を行った．画像再構成に必要な投影データを得るために，ゆで卵に対してＴ－Ｒ方式によるスキャニングを行った．このとき，スキャナの１回の直進走査距離を０．３５ｍｍ，1回の回転角度を９度と１８度に設定した．この走査によって得られる投影データの数は，直進方向に２５６個，回転方向に２０個（１０個），合計５１２０個（２５６０個）である．計測時間はシステム全体の安定性を考慮して，約２２分（１１分）とした．

まず，理想的な円筒モデルを前述した３つの手法で画像の再構成を行った結果をFig.８に示す．Fig.8(a)のＢＰ法を用いたものでは全体にぼけたような画像で輪郭ははっきりせず，画像の位置もずれている．一方，Fig.8(b)のＦＦＴ法では多少雑音のある画像であるが，円筒のある場所がわかる．Fig.8(c)のＦＢＰ法では輪郭もはっきりしており，円筒のある場所ない場所がはっきりしている．このように完全に理想化された投影データに対する画像再構成では，得られた像の質からＦＢＰ法が最も優れた手法であるといえる．

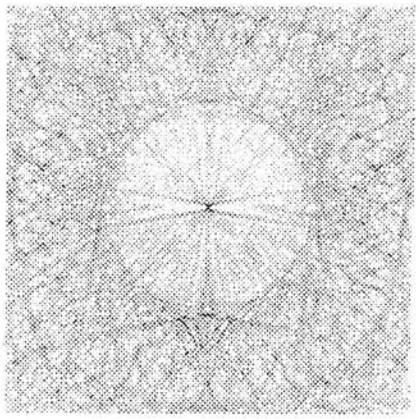
以上の知見を基礎として，実際にゆで卵を被検体に選び，その断層像の再構成を試みた．得られた画像をFig.9,Fig.10に示す．両図とも直線走査は２５６点であるが，回転走査の分割数が異なる．Fig.9は１８度毎に回転させた場合，Fig.10は９度毎に回転させた場合で回転サンプリング周波数は，Fig.9の２倍となっている．

Fig.9の場合について得られた画像の質を比較してみると，ＢＰ法による像(a)は全体にぼけたような画像であり，輪郭ははっきりしないが，白身黄身の区別は付く．これに対してＦＦＴ法(b)では組織的なノイズが有り，卵らしきものがわずかに確認できる程度である．ＦＢＰ法(c)によるものでは，縞状のノイズはあるものの，ＦＦＴ法に比べて卵の輪郭，白身黄身の区別は現れているといえる．

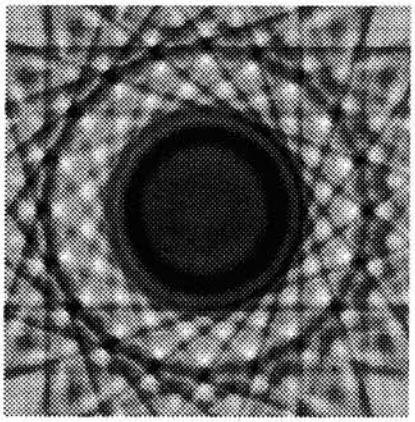
一方，ＦＢＰ法による再構成像（同図(c)）では，(a),(b)の場合に比べ，卵の輪郭，内部構造を含め元像への忠実度は最も高いものといえる．またＦＢＰ法での像Fig.9(c),Fig.10(c)を比較してみると後者の像が優れているといえる．このことから画像の鮮明度を上げるには，回転走査における分割数を多くすることが有効であるといえよう．



(a)BP

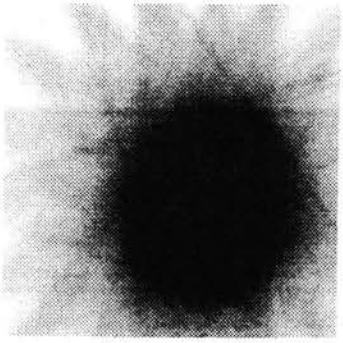


(b)FFT

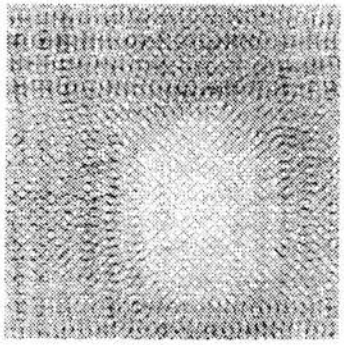


(c)FBP

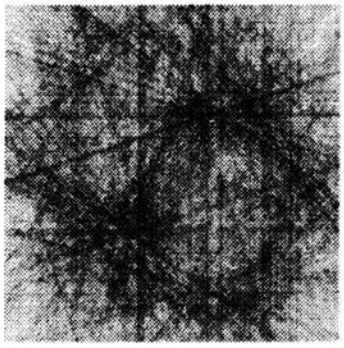
Fig.8 理想的な円筒の投影データから得た再構成画像



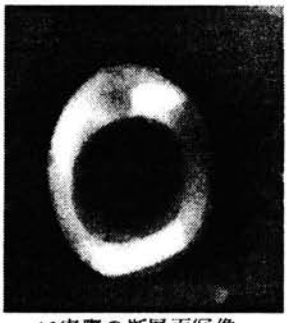
(a)BP



(b)FFT

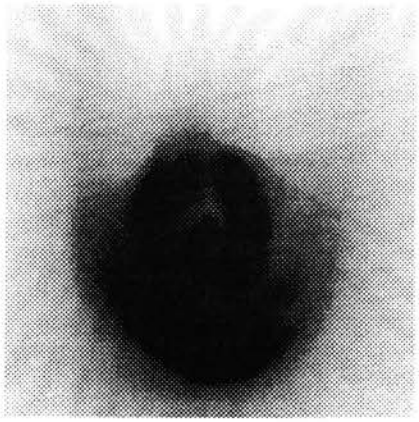


(c)FBP

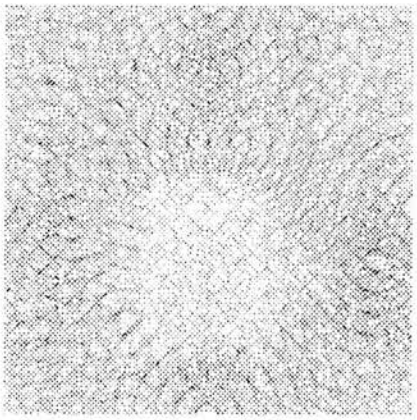


(d)実際の断層面写像

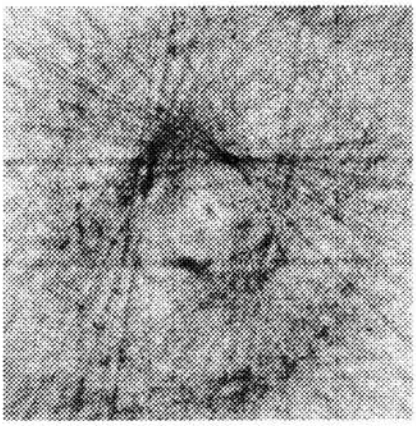
Fig.9　ゆで卵の再構成画像　(a)BP,(b)FFT,
(c)FBP,(d)実際の断層面写像（イメージスキャナ像）



(a)BP



(b)FFT



(c)FBP

Fig.10　計測条件を2倍にした再構成画像
(a)BP,(b)FFT,(c)FBP

5.まとめ

本研究では，前報で述べた透過超音波による断層像の再生の第２報として，前回不十分であったシステムの全自動化を行うと共に，断層像再構成アルゴリズムとして新たにＢＰ法，ＦＦＴ法，ＦＢＰ法を用い，ゆで卵の断層像再生を試みた．構築したシステムは，従来手作業によっていた部分（トランスジューサの駆動用トリガなど）をすべて自動化することによって膨大な計測データを短い時間内で精度よくパソコン内に取り込めるようになった．またコンピュータにEWSに換えてパソコンを用いたことでハードウェア上の取り扱いも簡単なものとした．

前報で検討を加えたコンボリューション法に加えて，今回ＣＴ像再構成アルゴリズムにＢＰ法，ＦＦＴ法，ＦＢＰ法を用いた．これらの手法のうち，得られた断層像の質から考えるとＦＢＰ法が最も優れたものであると結論できる．しかしながらこれらのアルゴリズムはいずれもＸ線ＣＴで採用されているものであり，直進性の悪い超音波の場合にそのまま通用するのは困難であるといえる．このため超音波ＣＴに最も適した画像再構成アルゴリズムの構築が急務であるといえる．この問題の解決には，現状システムの完成度を十分に高め，再生像の質を低下させる要因を分離し解明する必要がある．この観点から現在以下の方向で研究を進めている．

１）雑音除去

再生画像を見てもわかるように，画像にジッタが含まれている．この雑音の発生原因を究明し，画質の改善が必要といえる．またＳ／Ｎ比をよくするために入力電力及び出力感度を上げることも必要となる．

２）反射波を含めた計測

音響インピーダンスの違いで信号は境界面で反射するので，この信号を計測して，透過データと組み合わせることにより鮮明な画像が得られると思われる．これには現状の入力側のトランスジューサを送信した直後に受信用にすればよく，ハードウェア上最小限の変更で実現できる．

３）新しいアルゴリズムの開発

今回３つの手法で画像を再構成したが，Ｘ線ＣＴにおいて鮮明な画像が得られているＦＢＰ法でもあまり鮮明な画像は得られていない．これは今回用いたフィルタ関数がＸ線ＣＴにおけるものであり，直進性が悪い超音波においては別のフィルタ関数を選ぶ必要があると思われる．

一方，最近堀池ら[13]は超音波の回折をはじめ波の諸性質を含めるために有限要素法と境界要素法を組み合わせた新しいアルゴリズムの提案を行っており，この方向からのアルゴリズム開発も重要となっている．

これらの問題点を解決でき，Ｘ線ＣＴ画像に匹敵する画像が得られれば，医療だけでなく，工場などでの被破壊検査などにも利用できるので，今後開発が期待される光ＣＴなどとともに相補的に活躍の場が期待されると思われる．

謝辞

本研究は，西条幸憲氏（現MADISON　SCOUTS DRUM & BUGLE CORPS.）中西修氏（現新日本製鐵（株））の協力の元に行われたものであり，深く感謝いたします．また，超音波スキャナ作製にあたってお世話を頂いた本校システム制御工学科藤沢正一郎氏にお礼を申し上げます．

最後に常日頃，公私に渡りご指導を頂いております豊橋技術科学大学教授藤井壽嵩先生，同大学助教授井上光輝先生に深くお礼申し上げます．

参考文献

(1)J. Ambrose and G. Housefield:Brit. J. Radiol. 46, 148(Abstract)(1973).
(2)J. Radon: Math. Physics K1., vol.69, 262(1979).
(3)D. E. Kuhl, Radiology, vol.96, 563(1970).
(4)W. S. Hinshaw and A. H. Lent: Proc. of IEEE vol.71, No.3, 338(1983).
(5)J. F. Greenleaf: IEEE Engng. in Medicine & Biology Magazine, December 27, (1987).
(6)J. F. Greenleaf:Proc. of IEEE, vol.71, No.3, 330(1983).
(7)Y. Tomikawa, Y. Iwase, K. Arita and H. Yamada: IEEE Trans. Ultrason., vol. UFFC-33 No.4, 354(1986).
(8)戸井田昌宏,稲場文男:応用物理, vol.62, No.1, 10(1993).
(9)金田忠裕,藤田直幸,西端律子,高橋参吉,井上光輝: 大阪府立高専研究紀要, vol.27,21(1993).
(10)岩井喜典:"ＣＴスキャナ",コロナ社, (1979).
(11)H.J.Scudder:Proc. of IEEE, vol. 66, No.6, 628(1983).
(12)G.N.Ramachandran and A.V.Lakshminarayanan: Proc. Nat. Acad. Sci. U.S., vol.68, 2236(1971).
(13)堀池和由,宮下豊勝:信学技報,US89-71,39(1989).