

超音波CT法による骨密度分布の測定に関する研究： 第1報：数値シミュレーションと実験

藤井，丕夫
九州大学機能物質科学研究所

張，興
九州大学機能物質科学研究所

賀来，千織
株式会社パラマ・テック

佐伯，祐行
九州大学総合理工学研究科

<https://doi.org/10.15017/7898>

出版情報：九州大学機能物質科学研究所報告．12 (2)， pp.115-124， 1998-12-25．九州大学機能物質科学研究所

バージョン：

権利関係：

超音波 CT 法による骨密度分布の測定に関する研究

(第1報：数値シミュレーションと実験)

藤井丕夫・張 興・賀来千織*・佐伯祐行**

Noncontact Measurement of Bone Density Distribution Using Ultrasonic Computed Tomography

(The 1st Report: Numerical Simulation and Experimental Measurement)

Motoo FUJII, Xing ZHANG, Chiori KAKU and Masayuki SAEKI

Numerical simulations and experiments are carried out to apply ultrasonic computed tomography (CT) for a non-invasive measurement of bone density distribution. When an ultrasonic ray passes through such an object as bone, it propagates along refracted and curved paths. In such a case, the reconstruction methods commonly used will lead to inexact or even false results. To overcome this difficulty encountered in ultrasonic CT, the following procedure was developed. First, an approximate distribution of sound velocity is determined with usual reconstruction method on the assumption of straight-line propagation. Subsequently, after the corrected curved ray paths have been computed based on the result, a more exact sound velocity distribution can be reconstructed as the solutions of linear algebraic equations. This procedure is confirmed to be very effective from the present numerical simulation for a cylindrical object with high sound velocity. Through the measurements of the forefingers, the sound velocity distributions corresponding to the above first approximation could be obtained. The results indicate that the shape of the finger is enlarged due to the sound ray refraction. Because the present subjects are all young and healthy persons, there are no remarkable differences with respect to the maximum sound velocity of the finger.

1. 結 言

高齢者や閉経を迎えた女性に多くみられる骨粗鬆症は、これからの高齢化社会への移行とともにますます増加すると予想される。骨粗鬆症の予防、早期発見、骨折予知、治療効果の判定等においては、骨の組織構造を評価することが重要な診断指標となっている。この評価手法の一つに我が国でも広く普及している骨量評価法があり、種々の骨量の測定法が実用化されている。しかし、骨の脆弱化には骨量減少だけでなく骨質の変化も関係すると言わ

れており、最近では骨の微細構造を評価する方法の開発の必要性が高まっている。この評価方法には、例えば高精度の X 線 CT を用いた DXA 法 (dual Xray absorptiometry) がある¹⁾。しかし、この方法は生体へ X 線がおよぼす影響の程度が不明であること、また特殊で高価な設備を必要とすることなど、問題も多い。

本研究は、医療分野の面で種々の応用が期待されている超音波 CT 法を用いて、骨密度分布を非侵襲的に測定する手法を確立することおよび実用的な測定装置を開発することを目的とする。これまで、骨密度の測定に超音波を利用した例はいくつか報告されており、実用装置として市販されているものもある。ただし、いずれも超音波の骨の一部分における反射や透過特性を利用したもので、これらの手法では骨の部分的特性が推定できるとしても全体像は掴めない。また測定精度や信頼性に関しても十

受理日 1998 年 11 月 16 日

* (株) パラマ・テック

** 九州大学総合理工学研究所

分な結果は得られていない。一方、超音波CTを骨密度測定に応用することは非常に困難とされているが、その主な理由は、第一に骨の音波に対する透過率が小さく、十分な投影データが得られないこと、第二に透過音波の信号が得られたとしてもそれは骨によって大きく屈折されたものでその透過経路を確定することが困難であることによる。

本報ではこれらの困難を解決するための第一段階として、数値シミュレーションにより超音波の屈折を考慮した再構成アルゴリズムを開発し、屈折の影響が再構成結果におよぼす影響について検討を加える。さらにヒトの示指(人差し指)を対象にした実測を行い、超音波CT法の適用可能性を調べるとともに、計測装置および手法の改善を試みる。

主な記号

- $B_{s,\theta}$: 超音波ビームの経路
- c_0 : 水中における超音波伝播速度
- D_0 : 超音波送受波器間の距離
- Δs : サンプル間隔
- s : 超音波の伝播方向に垂直な座標
- $\Delta\theta$: 回転間隔
- θ : 回転角

2. 超音波CT

超音波CT法の原理についてはすでに詳しく報告してある²⁾ので、ここではその概要を述べる。Fig.1に示すように音速分布をもつ物体が水中に置かれ、この物体を挟んで超音波の送波器と受波器が対向して配置されている。送受波器をビームの伝播方向と垂直な方向に走査しながら、サンプル間隔 Δs ごとに伝播時間を測定し、角度 θ における伝播時間分布を得る。一回の走査が終了すると、 (s,l) 軸を (x,y) 軸に対して回転間隔 $\Delta\theta$ だけ回転させ、同様に走査しながら伝播時間を測定する。この操作を θ を $0^\circ \sim 180^\circ$ の範囲で繰り返すことにより全ての方向からの伝播時間分布を得ることができる。 $\tau(s,\theta)$ は物体がないときの水中の伝播時間 D_0/c_0 を基準にして次式のように表せる。

$$\tau(s,\theta) - \frac{D_0}{c_0} = \int_{B_{s,\theta}} \left(\frac{1}{c(x,y)} - \frac{1}{c_0} \right) dl \quad (1)$$

ここで D_0 は送受波器間の距離、 $c(x,y)$ は各点の音速、 c_0 は水中音速、 $B_{s,\theta}$ はビームの経路である。このとき左辺の

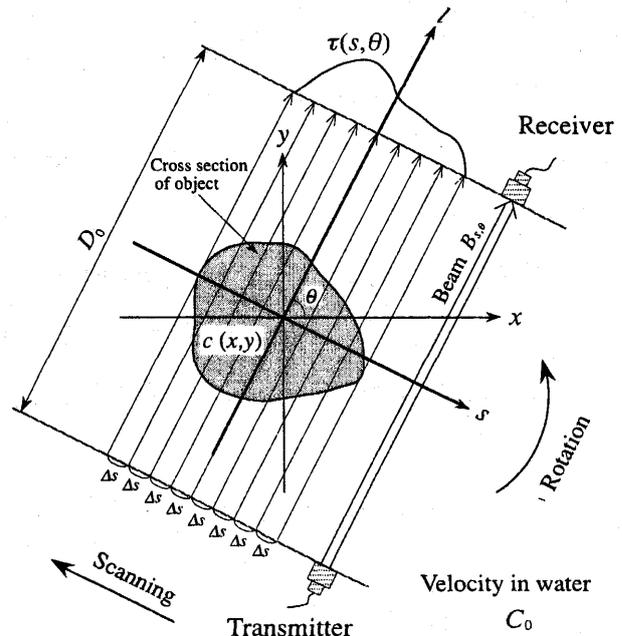


Fig.1 Schematic of measurement system for ultrasonic CT.

$(\tau(s,\theta) - D_0/c_0)$ は物体内の音速に関連する物理量 $(1/c(x,y) - 1/c_0)$ の投影データとなる。この多数の方向からの投影データから、通常のCT法を用いて音速分布を再構成することができる。多数の投影データから二次元の原分布を再構成する計算アルゴリズムは種々報告されている³⁾が、本報では逐次近似法とフィルタ補正逆投影法を用いた。物体内の音速分布が計算されると、音速と密度との関係から密度分布が求められる。

3. シミュレーション

周囲の媒質に対して音速が大きく異なる物体を透過する超音波は、屈折のためビームの経路が大きく曲げられる。この場合、対向する位置に配置された送波器から受波器への音波の伝播時間はこのビーム経路に沿う局所の音速分布に対応した時間であり、送受波器間を直線で結んだ経路の音速分布には対応しない。従来、再構成法として通常使われているフィルタ補正逆投影法(FBP)やフーリエ変換法は、X線のようにビームの直進性が良い近似で成り立つ場合は高い精度で再構成結果が得られるが、音波のように屈折が大きなビームに対してはその影響を考慮することが困難なため良好な再構成結果が得られない。一方、計算に長時間を要するために余り使われない逐次近似法(LSIT)による再構成では、超音波の経路に沿った、解析が比較的容易に行える。ここでは、実際の測定系を模擬した数値シミュレーションを行い、超音波の屈

折が再構成結果におよぼす影響を調べるとともに、逐次近似法により屈折したビーム経路に沿った解析手法を確立する。

対象とする音速分布のモデルを Fig.2 に示す。実際の骨とは若干異なるが、一様な音速 2000 m/s を持つ直径 4cm の円柱形物体が水中(1500 m/s)に置かれている。すなわち水に対する音波の屈折率が 0.75 である物体を対象とする。超音波 CT 法の原理の項で述べた手順により、このモデルに対して超音波の伝播時間に関する投影データを計算する。この場合、超音波の屈折のため、送波器に対向する受波器には Fig.3 に示す経路を通るビームがそれぞれ最短時間で到達することになる。投影データは送受波器の走査位置とその位置での超音波の最短伝播時間との関係として得られる。したがって、伝播時間分布は Fig.4 に示すように実際の物体寸法よりも大きな領域に広がった分布となる。実測においては、この屈折したビームの経路は不明であり、得られた投影データは超音波が直進してきたものと考えられることになる。そこでまず、この投影データに基づきフィルタ補正逆投影法による再構成を行う。これは超音波の屈折を全く考慮しない方法であり、その結果を Fig.5 に示す。図から明らかなように、投影データそのものの広がりに対応して、再構成結果は原モデルに比して直径が約 1.5 倍に拡大され、また最高音速が水と物体との音速差を基準にして約 30%低く計算されている。この結果は一例に過ぎないが、種々の形状および音速差を持つモデルについて同様なシミュレーションを行い、再構成結果を原モデルと比較することにより、屈折の影響を補正する手法が得られる可能性がある。

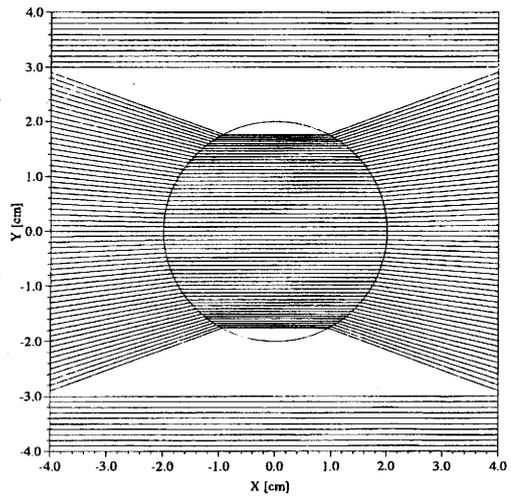


Fig.3 Loci of sonic-beam line.

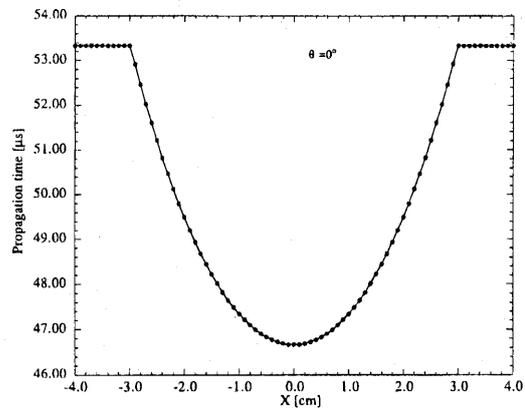


Fig.4 Propagation time at $\theta = 0^\circ$ along refracted beam paths.

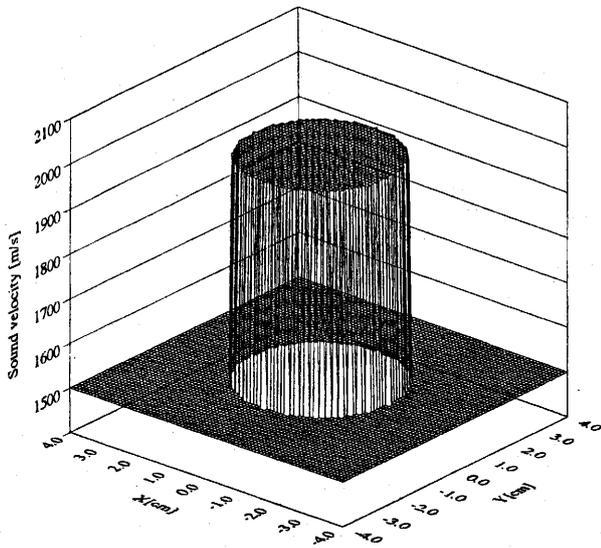


Fig.2 Original columnnar sound velocity distribution.

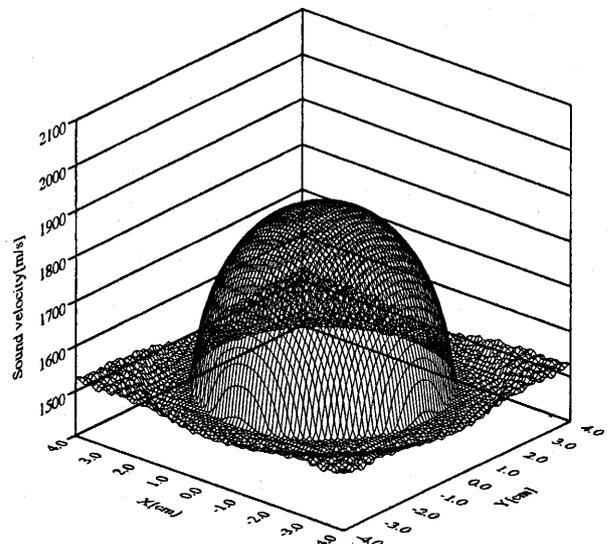


Fig.5 Reconstructed sound velocity distribution with FBP.

ところで、一旦物体の音速分布が得られれば、その分布について屈折を考慮した超音波ビームの伝播経路が計算できる。伝播時間についての投影データは固定したまま、送受波器の各走査位置における超音波ビームの経路を求め、それを超音波の伝播座標として、逐次近似による再構成を行えば、第二次近似としての音速分布を計算できる可能性がある。超音波が直進するとして Fig.5 の結果を第一次近似とし、その音速分布に対して各走査位置における超音波の経路を算出した結果を Fig.6 に示す。これは角度が 0° の場合であるが、このような分布が $0^\circ \sim 180^\circ$ に渡り $\Delta\theta$ 毎に得られ、超音波の経路に対応した x, y 座標が中心部に縮小されることがわかる。この効果をフィルタ補正逆投影法では考慮することができないが、逐次近似法では対応する座標を直進を仮定したときのものからこの経路に沿ったときのものに変更するだけで考慮に入れることができる。この手順により、逐次近似法を用いて再構成した結果を Fig.7 に示す。Fig.5 と比べると、直径の広がりが減少した最高音速も増加して、原分布により近づいていることがわかる。原分布および第一、第二近似の分布における中心断面の音速分布を Fig.8 に比較して示す。この図から第二次近似は超音波の屈折の影響をかなり取り除いた結果になっていることが定量的に明らかである。すなわち、屈折による物体の大きさの広がりは 1.3 倍程度に縮小し、最高音速は原分布に対し音速差の 10% 低い程度まで近づいていて、この手法が有効であることが確かめられる。なお、逐次近似による再構成において、Fig.6 の空白部にみられる超音波が通過しない領域はデータの欠落部と見なされてしまうた

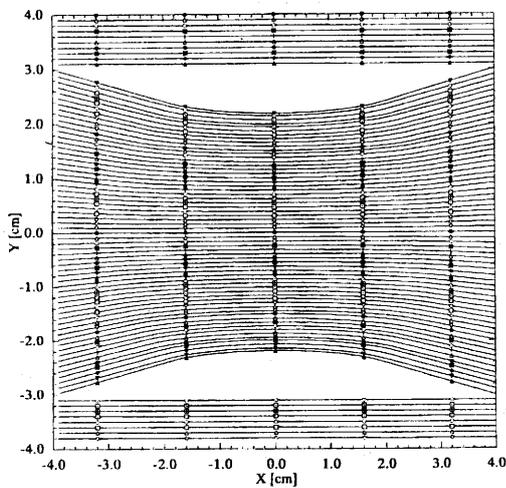


Fig.6 Sonic-beam line for the first approximate sound velocity distribution.

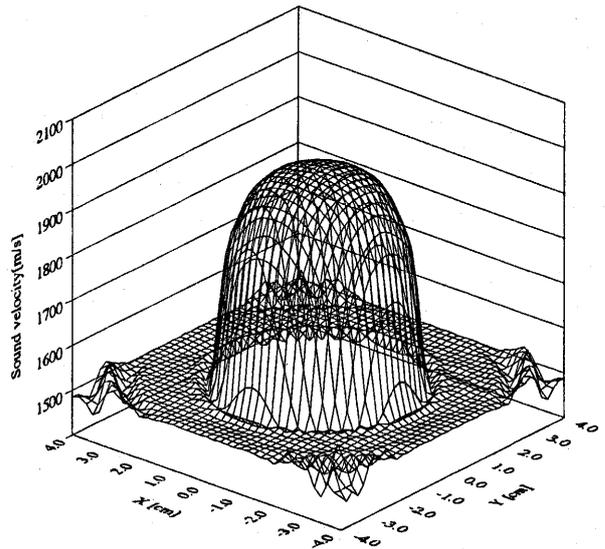


Fig.7 Reconstructed sound velocity distribution with LSIT.

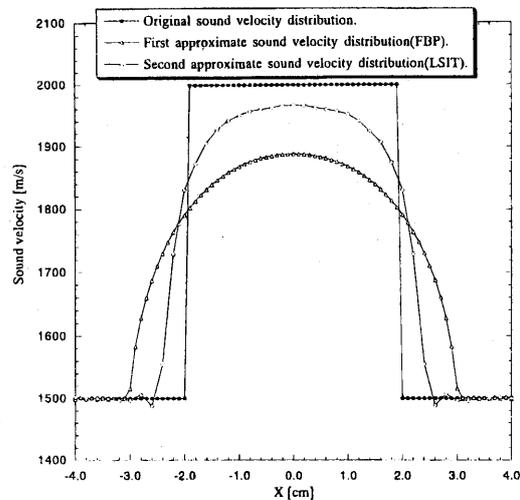


Fig.8 Comparison with original sound velocity and reconstructed sound velocity distributions.

め、ここではこの部分の音速を水に等しいと仮定して処理をしている。

4. 実験装置及び方法

実験は、人の示指を対象にした測定が可能な装置を設計・製作し数人の被験者について実測を行った。Fig.9 に実験装置のシステム構成図を示す。このシステムはスキャンニング機構部(マルタニ試工製)と伝播時間測定部とで構成されている。Fig.10 に示すスキャンニング機構部は、底面 $600\text{ mm} \times 600\text{ mm}$ 、高さ 200 mm (内寸)の亚克力製水槽中に置かれている。送受波器としての各超音波振動子は 2 本の Z 軸アームの先端に取り付けられている。

このZ軸アームはX軸走査方向へ回転軸を原点として、最大-40~40 mmまで移動可能であり、また θ 軸回転方向には $0^\circ \sim 180^\circ$ の範囲で回転できる。スキャンニングおよび回転の動作はパルスモータを使用し、パルスモータドライバ(PPMD-800)をRS-232Cでパソコンにより自動制御する。振動子間の距離は50~100 mmまで設定可能であり、振動子の位置は水槽底面から高さ80,90,100 mmの3段階に手動で伸縮できる。

超音波振動子としては送受波器共に周波数1 MHz、エレメント直径6.4 mmの水浸用振動子(PANAMETRICS製、V3800)を用いた。超音波の送信と受信にはパルサーレーザ(PANAMETRICS製、MODEL 5058PR)を使用した。

ステップレスゲート(PANAMETRICS製、Model 5052/G/T、時間幅出力改造型)は、送受信信号間の時間計測を行うためのゲート幅を出力する装置で、このゲートは送信波のトリガ信号と同時に開き、受信波の最初の立ち上がりがいしきい値(Threshold Level)以上になると閉じる。これにより、水槽の壁面及び底面における反射波やその他の雑音の影響を避けることができる。このゲート幅の時間の測定にはパルス・ジッタ・カウンタ(PANAMETRICS製、TR5835)を用いた。このカウンタは単発パルス時間測定においては100 ps、平均時間測定では最大1 psの高分解能で時間を測定できる。また、GP-IBインターフェースを介したパーソナルコンピュータ制御で自動計測ができる。

実験水槽内の水温測定にはシース径1.0 mmのT型シー

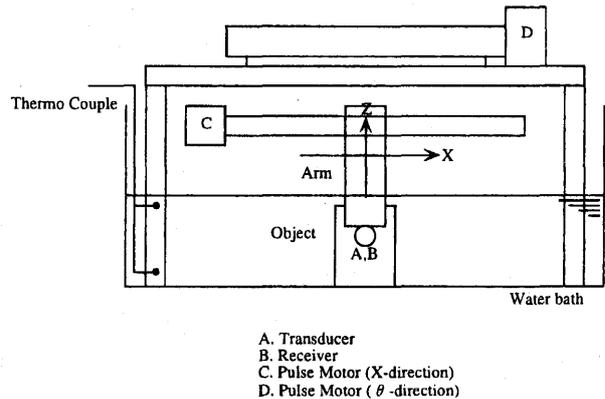
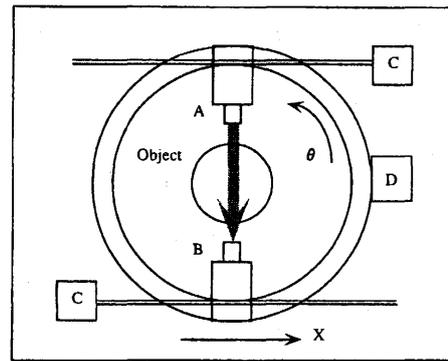


Fig.10 Schematic of ultrasonic CT scanner.

ス熱電対(林電工製)を使用した。この熱電対をFig.9に示すように実験水槽内の底面からの高さが11.5 mm、25.0 mmの位置に2本配置し、伝播時間測定の前後に熱起電力を測定し、その平均値から水温を求めた。

以下に伝播時間に関する投影データの収集手順について述べる。まず、回転角 $\theta=0^\circ$ において超音波送受波器を矢印方向に走査しながら、一定のサンプリング間隔ごとに送波器から受波器までの伝播時間を測定する。1回の走査が終了すると回転軸を $\Delta\theta$ 回転させ、前とは逆方向に走査し伝播時間を測定する。この操作を回転角 $\theta=180^\circ$ まで繰り返すことで、多くの投影データが得られる。本測定は、測定対象が人体(示指)であるため測定時間を極力短くする必要があり、送受波器を各走査位置で止めずに伝播時間を測定する連続スキャンニング測定を行った。走査距離80.0 mm、サンプリング間隔1.0 mm、回転角 5° で、データ数は走査方向測定数81、投影数36、すなわち全測定数は $81 \times 36 = 2916$ である。この場合、測定の所要時間は約12分である。なお、超音波送受波器間の距離は水中の音波の伝播時間を測定することにより求められ、88.477 mmである。

測定はヒトの示指の中節骨部分を対象とし、20代の

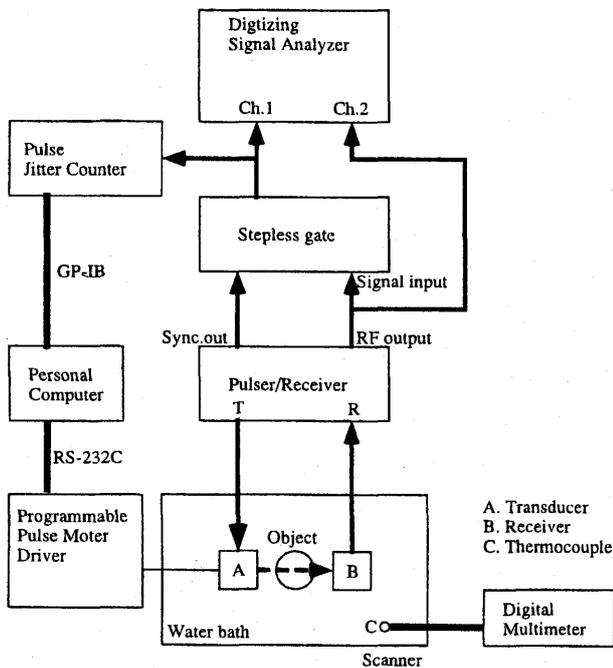


Fig.9 Ultrasonic CT system.

男女の被験者3名(以下区別する際にはSub.A, Sub.BおよびSub.Cとする)について行った。測定中に示指が動かないように第二関節の上部と指先の二点を固定した。また、骨による超音波の減衰が激しいため、受信波のしきい値(Threshold Level)と減衰器(Attenuator)のレベルをそれぞれ試行錯誤的に調節し、最良の信号が得られるようにして測定を行った。

5. 音速分布の再構成結果および考察

中心部に人の示指を含む80 mm×80 mmの領域を81×81の格子に分割することにより、この領域の音速分布を再構成した。再構成アルゴリズムとしてはフィルタ補正逆投影法を用いる。したがって、この段階では音速分布の第一次近似が得られることになる。骨のように形が複雑な物体については超音波ビームの経路を計算することが現状では困難なため、逐次近似法による再構成結果、すなわち第二次近似分布は得られていない。以下の考察は第一次近似分布に関してのもので、再構成された音速分布はa)鳥瞰図、b)等音速線図およびc)断面図として図示している。

まず、男性被験者Sub.Aについて、再現性および信号処理の条件の影響を調べた結果をFig.11~14に示す。Fig.11~12はしきい値を250、減衰器レベルを25 dBに設定したときの結果、Fig.13~14はしきい値を200、減衰器レベルを20 dBに設定したときの結果である。この処理条件の範囲は試行錯誤的に良好な結果、すなわち投影データに欠損がない、および再構成結果のノイズレベルが低いという結果が得られることを判断の条件として決められたものである。図から明らかなように、この範囲の設定では、いずれの場合もこの判断条件を満足している。同一被験者で測定日時がことなるFig.11とFig.12の結果を比較すると、突出した値を除き最高音速および指の断面形状ともに両者はかなり近い再構成結果となっていて、再現性は良いといえる。一方、信号処理条件がこれらと異なるFig.13およびFig.14の場合は、両者で最高音速は近いものの断面形状に若干の差がある。ただし、Fig.11とFig.14の断面形状が比較的近いことを考慮すると、Fig.13とFig.14の間の差は測定された指の位置が異なっていた可能性がある。

次に、女性被験者Sub.BおよびSub.Cに対して、しきい値200、減衰器レベル20 dBの処理条件で測定した結果をそれぞれFig.15およびFig.16に示す。前述のSub.Aの結果と比較すると、指の断面形状はそれぞれ異なるものの、最高音速はいずれも1800 m/s程度となっていて大き

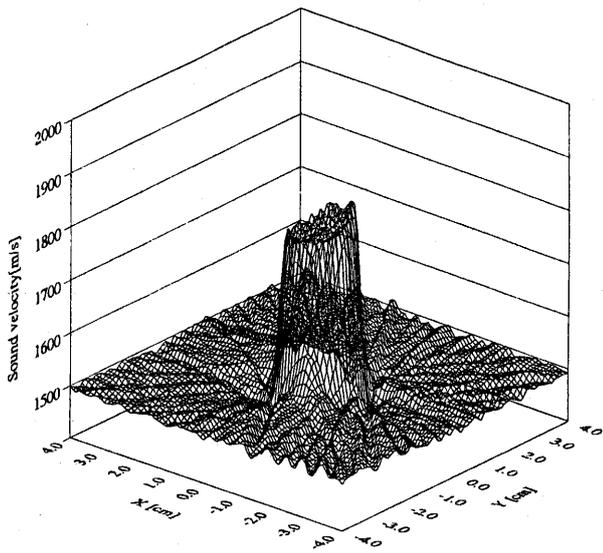
な性差や個人差は見られない。

以上の再構成結果はいずれも、実際の指の太さ10~15mmにくらべて太く拡張している。これはシミュレーション結果から予測されたように、指によって屈折した音波を受信しているにも関わらず超音波の直進を仮定した再構成アルゴリズムを用いていることによる。また、異なる被験者でも同程度の音速分布を得たことから、測定の分解能が十分でない可能性がある。実測結果についても逐次近似法の適用により屈折を考慮することおよび測定装置、条件を改良し分解能を向上することが今後の課題である。また、将来の実用化に向けて、測定部の固定方法の改善および被験者への負担低減を目指す必要がある。

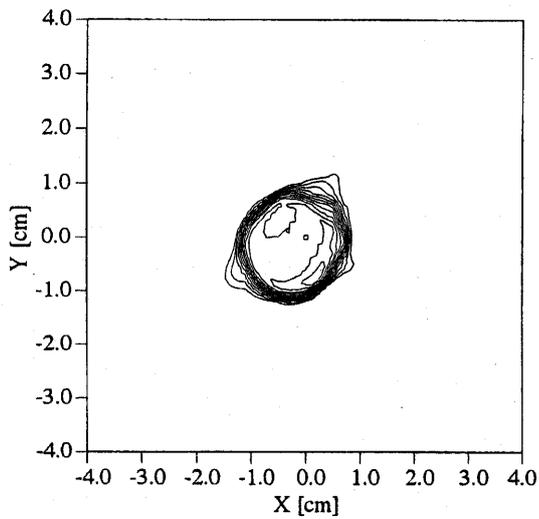
6. 結 言

超音波CT法を骨密度分布の測定に応用することを目的に、音波の屈折が大きい物体を対象とした数値シミュレーションを行うとともに、実際にヒトの示指を対象にした測定を行った。主な結論を列挙する。

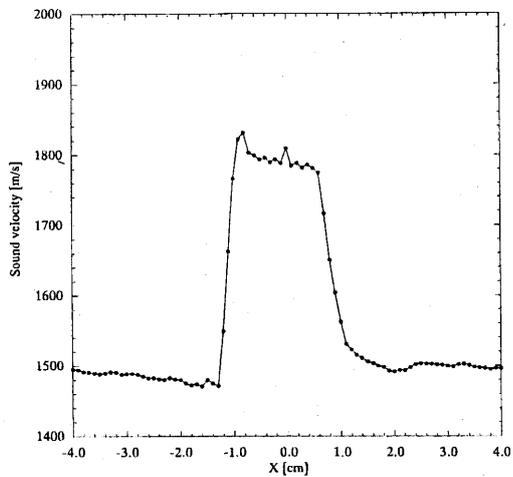
- (1) 音波の屈折が大きなモデルについて計算された投影データから、フィルタ補正逆投影法により超音波の直進を仮定した再構成結果が求まる。これは物体の音速分布の第一近似値と見なせるもので、原モデルとは形状および音速の値が大きく異なる。この第一近似としての音速分布に対しては超音波ビームの伝播経路が計算でき、その経路に沿った座標に対して逐次近似法による再構成が可能である。このようにして得られる再構成結果は第二次近似値と見なせ、この結果は原モデルと形状、音速分布ともに良い一致を示す。この手順は屈折の影響を考慮する際にかなり有効な方法であることが数値シミュレーションによって確かめられた。
- (2) ヒトの指骨を対象とした測定からは、上述の第一近似に相当する結果が得られ、指の輪郭は実際より大きく再構成されている。また、音速も低い値となっていると思われる。現状では骨のような複雑な音速分布を持つ場合に超音波ビームの経路を正確に計算することは困難であるが、今後数値シミュレーションと同様な手法を開発する必要がある。
- (3) 3人の被験者にたいする指の音速分布の測定から、形状の拡大や音速の絶対値の不確かさを除いて、比較的良好な再現性のある分布が得られた。また、被験者が20代の健康な男女であることによると思われるが、音速の値に関して性差および個人差は比



(a)

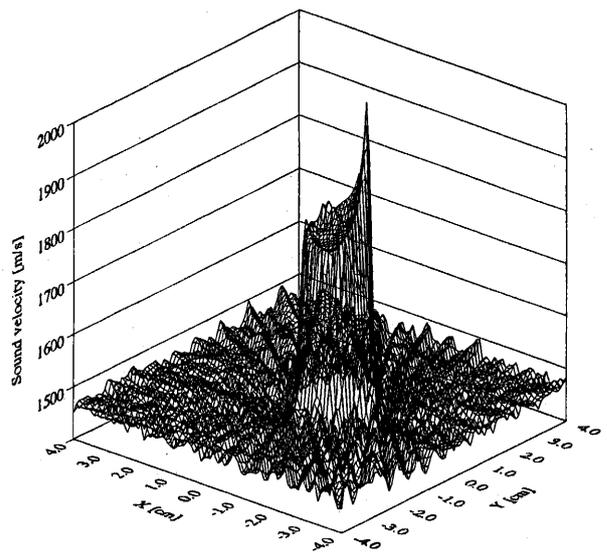


(b)

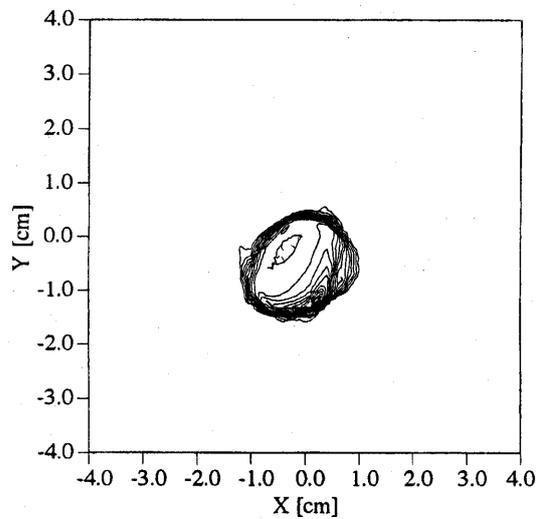


(c)

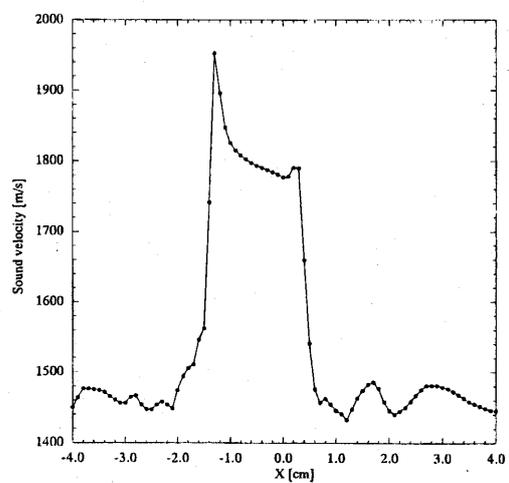
Fig.11 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.A, threshold level:250, attenuator:25dB, date:8/28/98).



(a)



(b)



(c)

Fig.12 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.A, threshold level:250, attenuator:25dB, date:12/5/97).

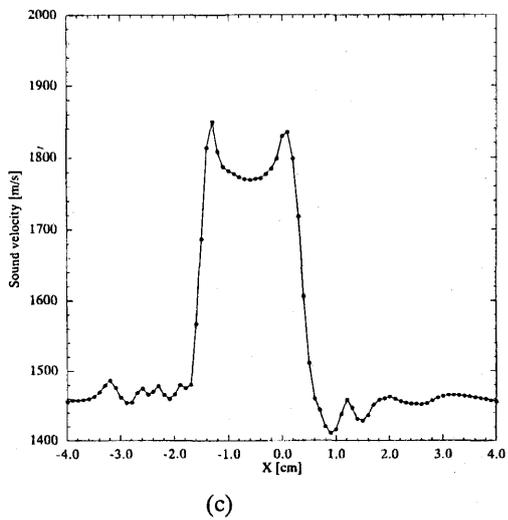
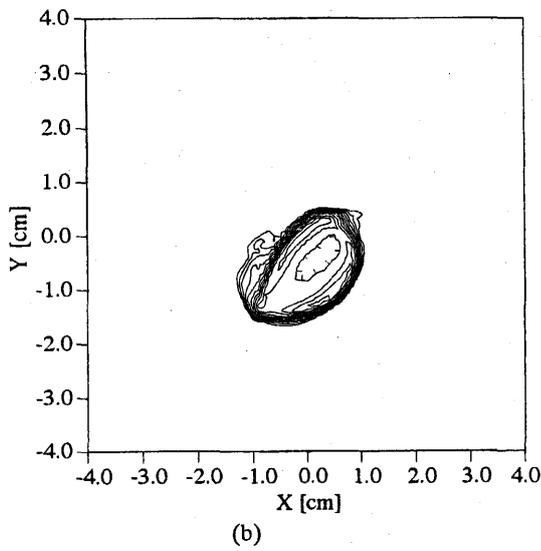
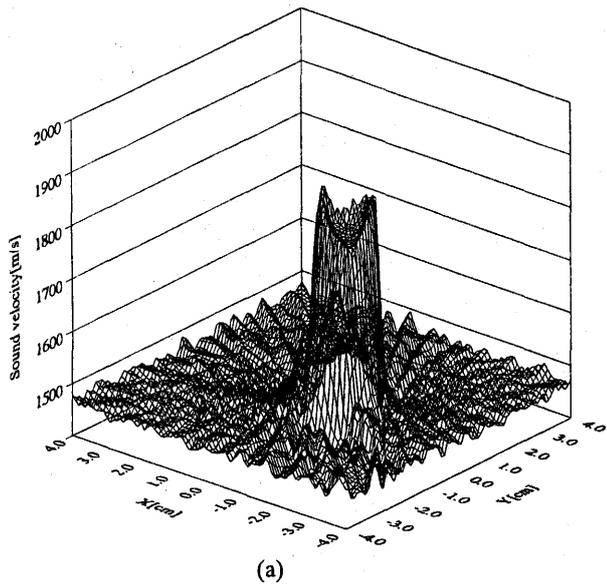


Fig.13 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.A, threshold level:200, attenuator:20dB,date:12/4/97).

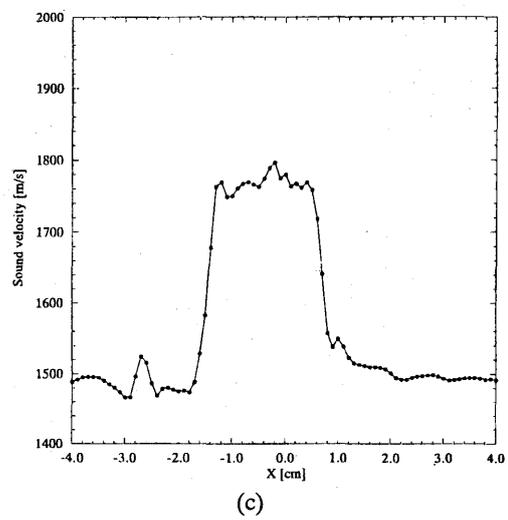
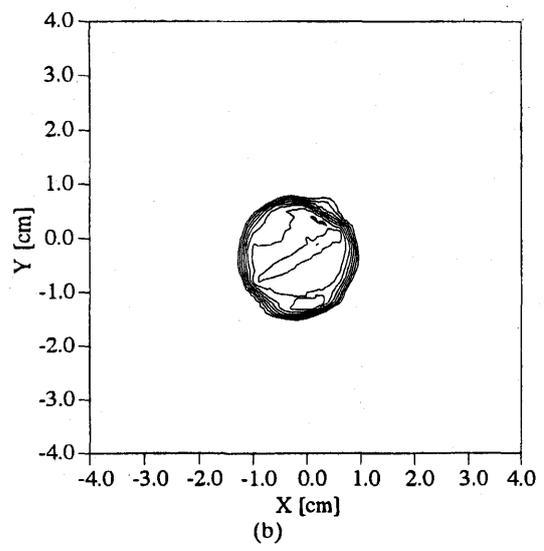
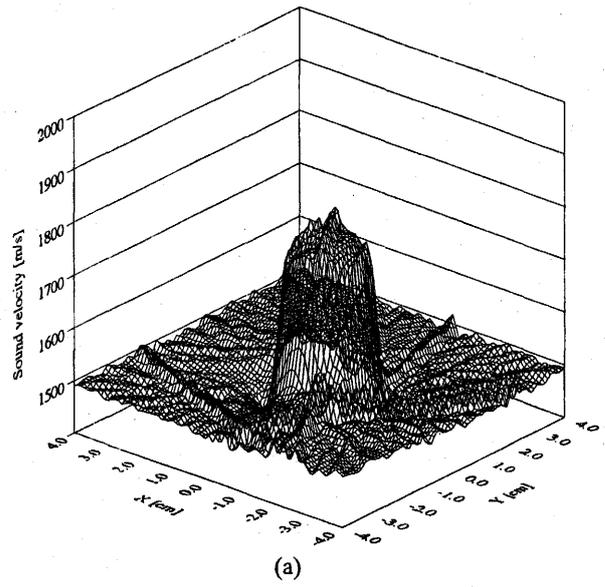


Fig.14 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.A, threshold level:200, attenuator:20dB,date:7/31/98).

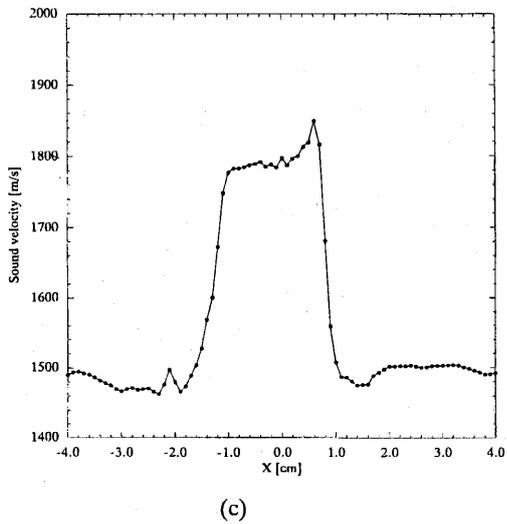
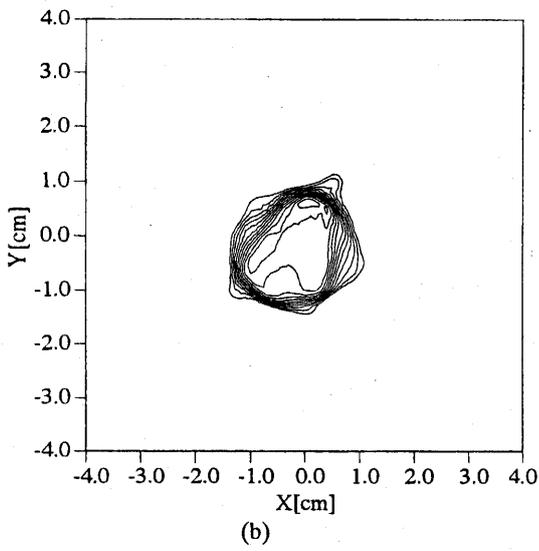
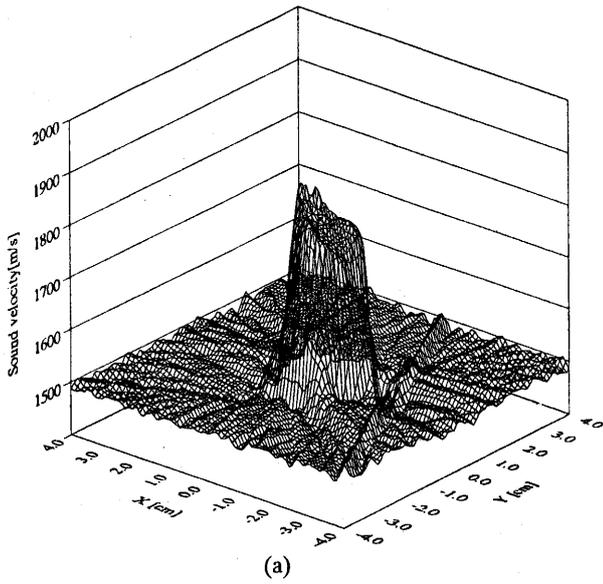


Fig.15 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.B, threshold level:200, attenuator:20dB,date:7/31/98).

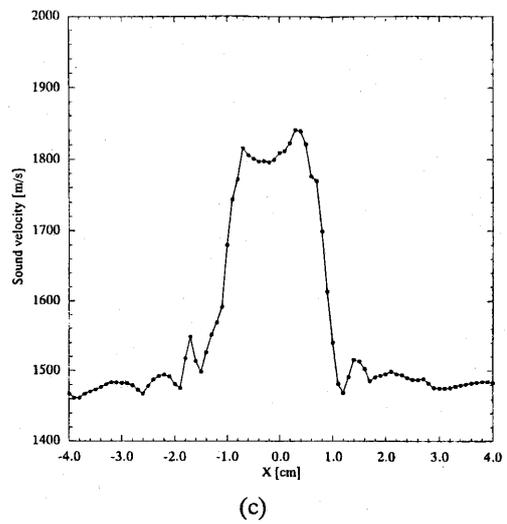
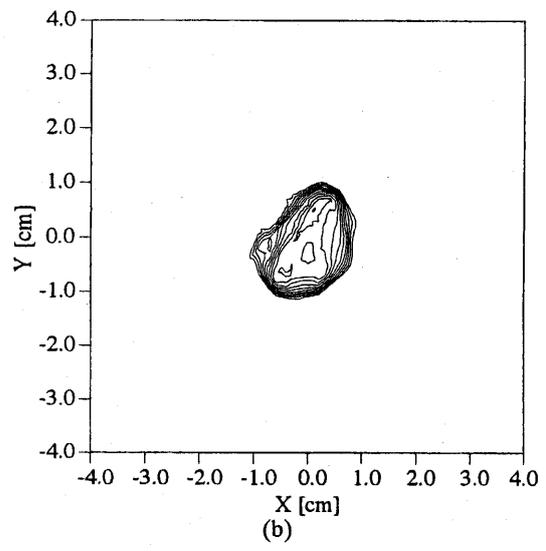
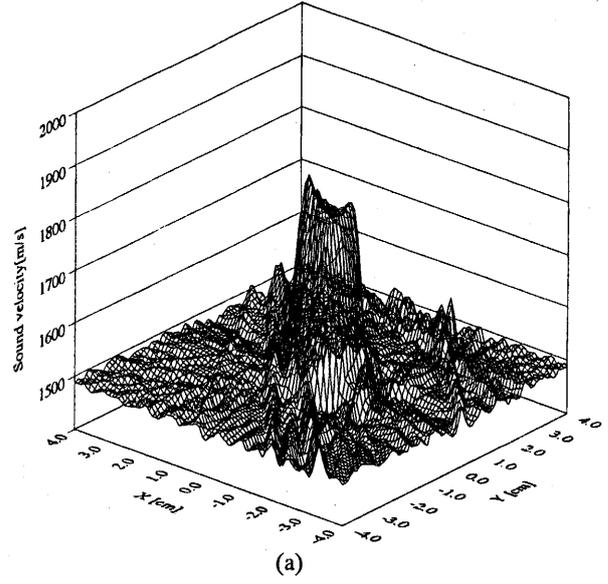


Fig.16 Reconstructed sound velocity distribution with FBP (Sub.C, threshold level:200, attenuator:20dB,date:5/29/98).

較的小さいことが明らかになった。今後、年齢や健康の程度が異なる被験者を対象とした測定を行う必要がある。さらに、将来の実用化に向けて、測定部の固定方法や測定時間など被験者の負担を低減するための改良が必要である。

本研究の遂行にあたり協力をいただいた、本研究室の濱野光司技官および北一江氏、九州大学大学院総合理工学研究科博士課程藤原誠之氏に謝意を表す。

文 献

- 1) 松本俊夫, 中村利孝: 実験医学別冊 メディカル用語ライブラリー 骨粗鬆症, (1995), (株)羊土社.
- 2) 藤井, 張, 熊森: 日本機会学会論文集, 第 61 卷, 585 号, B 編, (1995), 300.
- 3) 永井: 超音波ホログラフィ, (1989), 日刊工業新聞社.