九州大学学術情報リポジトリ Kyushu University Institutional Repository

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:数値シュミレーションと実験

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: たも196

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:数値シュミレーションと実験)

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 KAKUand 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.緒 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

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科

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¹¹。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 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 _o	: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	: サンプリング間隔
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²¹ 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、サンプリング間隔 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*,*I*)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°~180°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。

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

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*₀ はビームの経路である。このとき左辺の



Fig.1 Schematic of mesurement system for ultrasonic CT.

 $(\tau(s,\theta) - D_o/c_o)$ は物体内の音速に関連する物理量 $(1/c(x,y) - 1/c_o)$ 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 ふ。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 拡がった分布となる。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拡がりに対応して、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.2 Original colummar sound velocity distribution.



Fig.3 Loci of sonic-beam line.



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



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た 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° ~180°に渡り△θ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、直径の拡がりが減少しま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.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 mm×600 mm、高さ 200 mm(内寸)のアクリ ル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2軸アームの先端に取り付けられている。

この2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°~180°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シ ーバ(PANAMET RICS 製、MODEL 5058PR)を使用した。

ステップレスゲート(PANAMETRICS製、Model5052/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 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







A. Transducer B. Receiver C. Pulse Motor (X-direction) D. Pulse Motor (θ -direction)

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θ=0°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Δθ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θ =180°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81×36=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

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20dB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違がある。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 の間の差違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 首

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、フィルター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



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



4.0





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









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 巻, 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.