

## Wavelet 解析を利用した下腿の超音波計測システムに関する研究 Ultrasonic Measurement System using Wavelet Analysis for the Lower Leg

浅井 協子(正会員), 花房 昭彦(正会員)\*, 不破 輝彦(正会員)\*,

尾田 雅文(正会員)\*\*, 中山 剛(正会員)\*\*\*

Kanako Asai, Akihiko Hanafusa\*, Teruhiko Fuwa\*,  
Masafumi Oda\*\* and Tsuyoshi Nakayama\*\*\*

### Abstract

Checking the fit between a prosthetic socket and a residual limb is important for functional prostheses. Designing a prosthetic socket using a CAD system and checking the above mentioned fit by analyzing the deformation and stress under the weight of an amputee requires a three-dimensional model of the residual limb that includes not only the surface, but also the fat, muscle and bone. An ultrasonic measurement system, including a probe that three-dimensionally measures the external surface shape and the shapes of internal tissues simultaneously was developed. The system uses wavelet analysis to define the positions of the boundaries between each tissue. A cone-shaped aluminum test object was measured using the system, which was shown to be capable of measuring radius with an error of 0.6 mm and slope with an error of 6%. In addition, the lower legs were measured, and the surface, muscles and bone boundaries were defined by wavelet analysis. The results of these measurements were compared to MRI cross sectional data, and the average error for the leg surface, muscles and tibia were 1.7 mm, 2.4 mm and 1.9 mm, respectively, for boundaries that were determined correctly.

### Key Words

Prosthetic socket, Lower leg, Ultrasonic measurement, Wavelet analysis

### 1. 緒 言

使用者にとって快適な義足<sup>1)</sup>を製作するためには, ソケットと装着部位の適合度ならびにアライメントの調整が重要となる。従来, ソケットは主に義肢装具士の手作業により製作されてきたため, 良い適合性を得るためには熟練した義肢装具士の技能が必要であった。これに対し, 近年レーザ測長技術などを利用した非接触な下肢表面形状計測手法を利用することによって, 義足使用者の断端形状を数値化し, CAD/CAM 技術を利用した新しい義足ソケット製作手法が提案されている。その例としては山梨県工業技術センターが開発した義足ソケット製作システム<sup>2)</sup>や, 商品化されているシステム<sup>3)</sup>として, カナダの VORUM Research Corporation<sup>a)</sup>の CANFIT-PLUS, 米国の Seattle Limb Systems 社<sup>b)</sup>の ShapeMaker, OMEGA 社の TracerCAD<sup>c)</sup>などがある。

しかしながら, ソケット形状の決定には義肢装具士の経験

2004 年 11 月 16 日受理

2005 年 7 月 5 日最終原稿受理

ペンタックス株式会社 R&D センター,  
東京都板橋区前野町 2-36-9

\*職業能力開発総合大学校 福祉工学科,  
神奈川県相模原市橋本台 4-1-1

\*\*新潟大学 地域共同研究センター,  
新潟県新潟市五十嵐2の町 8050 番地

\*\*\*国立身体障害者リハビリテーションセンター,  
埼玉県所沢市並木 4-1

R&D Center, PENTAX Corporation  
Maeno-tyo, Itabashi-ku, Tokyo

\*Dept. of Rehabilitation Engineering,  
Polytechnic University,  
4-1-1 Hashimotodai, Sagami-hara, Kanagawa

\*\*Center for Cooperative Research,  
Niigata University, 2-8050 Ikarashi, Niigata

\*\*\*National Rehabilitation Center for Persons with  
Disabilities, 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama

<sup>a)</sup> CANFIT-PLUS, VORUM Research Corporation.  
<http://www.vorum.com/>

<sup>b)</sup> ShapeMaker, Seattle Limb Systems.  
<http://www.seattlesystems.com/>

<sup>c)</sup> TracerCAD, OMEGA. <http://www.tracercad.com/>

や勘に頼ることが多く、例えば、義足使用時において断端部周辺に作用する荷重を考慮せずに、外部形状の情報だけに基づいて形状設計を行ったソケットでは、義足固定のための圧迫や、歩行立脚期など体重負荷によって、ソケットおよび断端形状が変形することから、その適合状態に問題が生じる可能性がある。ソケット製作前にこのような問題の有無をコンピュータ上で評価することにより、適切な形状のソケットを製作するための極めて重要な指標を提供できると考えられる。その評価のためには、人体の外部形状だけでなく骨、筋肉、脂肪形状等内部組織形状も併せて計測し、三次元モデルを作成する必要がある。さらに、各組織の力学的材料特性を適用して、義足装着時の軟部組織に作用する応力や変形を有限要素法などの手法を適用して解析することが有用である。

内部組織を併せて身体形状を計測する方法として、X線CT, MRI, 超音波<sup>4)</sup>が一般には使用されているが、この中でも超音波はX線被曝のような人体への負担がなく、MRIに比べ大型設備を必要としないなどの長所があり、大腿骨断面形状計測システム<sup>5)</sup>、CADでの義足ソケット設計のための超音波計測システムも研究されている<sup>6-9)</sup>。これらのシステムにおいては、超音波エコーの振幅に基づく濃淡画像から組織境界を抽出する方法が提案されているものの、X線CTやMRIと比較して、超音波の信号は組織内の屈折や散乱<sup>10)</sup>の影響を受けやすく、組織の境界を的確に判定することが困難な場合がある。一方、有限要素応力解析では、組織毎に力学的材料特性値が異なる別要素として有限要素モデルを製作する必要があるため、明確に組織境界を判定する必要がある。本研究では、エコーの評価にWavelet解析<sup>11)</sup>を適用して、時間一周波数二次元平面におけるエコーのエネルギー分布に基づき、組織境界部を検出する手法を適用した。

図1に現在研究を進めている下腿義足ソケットの設計支援システムの流れを示す。大掛りな設備が不要で、専門の技師で無くとも操作でき、下腿の外部および内部組織形状も同時に測定可能な超音波計測システム<sup>12-15)</sup>を本支援システムの入力部としている。また本支援システムでは、あらかじめ基準となる下腿の三次元有限要素モデルを用意し、本計測システムで得られた計測データに合致するよう変形して、個々の有限要素解析用下腿三次元モデルを作成することを想定している。なお、有限要素法による応力解析実行後、ソケットの適合度を評価し、問題があればソケットモデルの形状を適切に変形し再評価する。一方、問題が無いと判断された場合、CAMデータを出力してソケットの製作を行う。

本論文では、下腿義足ソケット設計支援システムの有限要素下腿三次元モデルを作成するための入力部として利用するため、複数位置の下腿断面の組織境界を、明確かつ高精度に識別することが可能な、小型で導入しやすい超音波計測システムの構築を目的とした。以下、超音波計測システムのハードウェア、ソフトウェアの概要、Wavelet解析を適用した境界位置判定法、検証用円錐台および下腿を用いた精度評価実験の結果を示す。

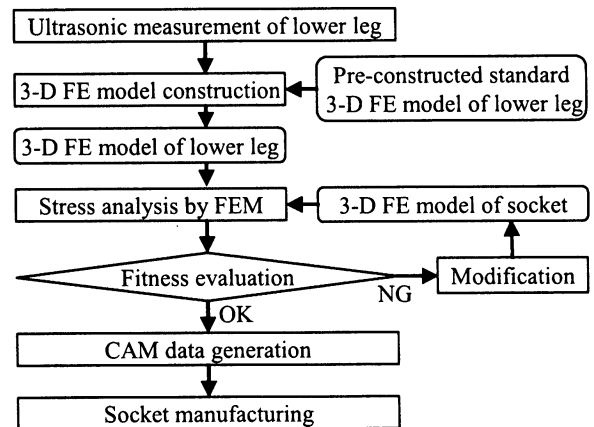


Fig.1 System flow of below-knee prosthetic socket design system.

## 2. 超音波三次元生体計測システム

### 2.1 システム構成

本システムは水浸させた<sup>16)</sup>下腿の周囲を単一の超音波プローブでスキャンし、超音波計測装置で取得したエコーを解析する。そのため超音波三次元生体計測システムは、図2に示すように超音波プローブ走査部、計測部および解析部から構成した。超音波プローブ走査部は下腿の外周を三次元的に走査する機能、計測部は超音波エコーの計測を行う機能、解析部は人体各組織の境界面を判定し位置座標を計算する機能を有している。

### 2.2 超音波プローブ走査部

超音波プローブ走査部は高さ約870mm、フレームの回転半径約312mm、テーブル直径約450mmで、走査部の重量は2.8kg、テーブルの重量は2.5kg、台座としたアルミ板の重量は2.6kgである。超音波プローブを下腿の周囲回転、上下移動およびプローブ取り付け部を軸として回転させることができる。回転機構部では、回転中心にある歯車をフレームに固定し、歯車を介してステッピングモータの回転を伝達している。駆動範囲は360°で、1パルス当たりの移動量は0.03°である。上下機構部では、ステッピングモータの回転をプーリを介して超音波プローブが取り付けられたタイミングベルトに伝達することにより、超音波プローブをガイドレールに沿って上下移動させている。移動範囲は約415mmで、1パルス当たりの移動量は0.6mmである。また、下腿の表皮および骨部表面に対して、できるだけ垂直に超音波を入射するために、超音波プローブを回転しその位置に保持する機構を有している。なお、旋回運動は手動で行うが、旋回伝達軸に取り付けた分解能0.36°ポテンショメータによって、旋回角度が計測可能である。旋回範囲は回転機構の回転中心方向を旋回角0°として、±176.5°の可動域を有する。

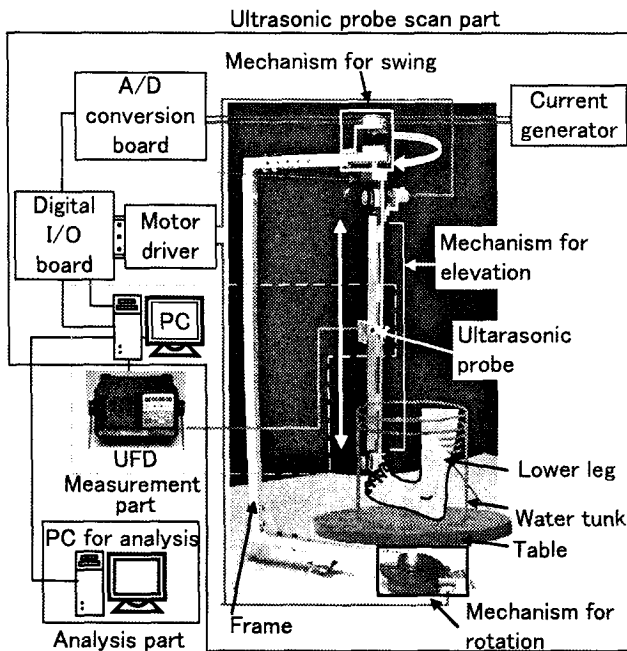


Fig.2 Ultrasound 3-D measurement system.

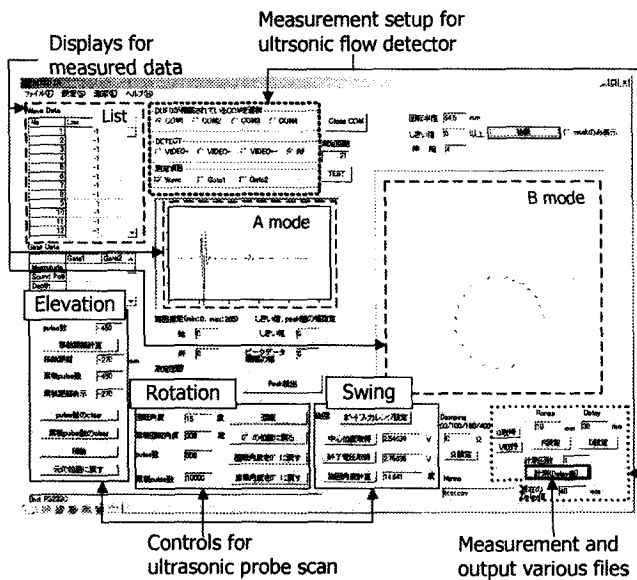


Fig.3 Dialog box of developed software.

## 2.3 計測部

計測部には、超音波装置(エーアンドデイ AD3212A)および超音波プローブ(エーアンドデイ G504: 公称周波数 5MHz, 振動子直径 6.4mm)を用いた。測定された反射エコーは超音波装置および RS232C インターフェースを介してパーソナルコンピュータに入力する。ここで、生体計測に用いられる超音波周波数は 2~10MHz を適用した例<sup>17, 18)</sup>が比較的多く報告されている。本システムでは半径約 30 mm の下腿を計測することから、水の中から下腿中央まで往復するエコーの減衰を考慮する一方で、1mm 未満の分解能を得ることを目標として 5MHz の振動子を使用した。なおプローブを直接生

体に接触させて計測を行う場合にはサイドロープの影響は無視できないが、本システムでは水浸法を適用しており、生体から離れたプローブで送受信して計測するため、サイドロープが反射波に与える影響は比較的小さいと考えられる。

## 2.4 ソフトウェアの機能

超音波プローブの走査およびエコー計測など本システムの制御は、パーソナルコンピュータ上のソフトウェアで行う。図 3 に作成したソフトウェア実行画面のダイアログボックスを示す。本ソフトウェアは超音波プローブ走査部の制御、超音波装置の計測条件の設定、計測と各種ファイルの出力および計測データの表示機能を有する。超音波プローブ走査部は超音波プローブを指定された値に応じて、回転、上下移動を行い、旋回角度の計測を行う。超音波装置の計測条件の設定部では、超音波計測装置と RS232C を介して通信することにより、検波方法、測定範囲、遅延など計測条件の設定や設定値の取得ができる。計測と各種ファイル出力部には、エコーデータの取得とそのデータと計測条件のファイル出力、解析プログラムへのインターフェース用ファイルの出力機能がある。さらに計測データの表示部では、計測したデータのリスト表示、A モード波形表示、複数計測データの B モード濃淡二次元表示を行うことが可能である。また、解析プログラムへのインターフェース用ファイルを作成し、これを解析用パーソナルコンピュータに転送して、Wavelet 解析を行う。

## 3. Wavelet 解析による境界識別および座標変換方法

### 3.1 Wavelet 解析による境界識別

生体組織における各境界からのエコーは、それぞれ数個の波の集合体として得られる。超音波の伝播時間を決定するにあたり、反射面の形状が単純な平面ではないため、複雑な音場が形成されていると考えられる。エコー振幅が最大値を示す時刻に着目する手法では、エコーの重畳等の影響が懸念される。そこで本研究では、エコー波形に Wavelet 解析<sup>19)</sup>を適用して時間一周波数二次元エネルギー分布を明らかにし、エネルギー値がピークを示す時刻を評価基準とすることにより、境界識別をより明確かつ精度良く行えるようにした。超音波エコーに対する Wavelet 解析を適用した例として、試験片の切欠き部の損傷位置を明瞭な 2 箇所以下のエコーに対して適用して求めた報告<sup>20)</sup>がある。本研究では生体組織からのより複雑なエコーに対して Wavelet 解析を応用し、下腿の体表、脂肪、筋肉および骨表面の境界位置抽出を試みた。

得られたエコーデータ  $f(t)$  に対して、(1)式に示す積分 Wavelet 変換を適用した。

$$Wf(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (1)$$

$$\psi(x) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \sqrt{\frac{\omega_0}{\gamma}} \exp\left[-\frac{(\omega_0/\gamma)^2}{2} x^2\right] \exp(i\omega_0 x) \quad (2)$$

ただし,  $\gamma = \pi\sqrt{2/\ln 2}$ ,  $\omega_0 = 2\pi$

式(1)中の  $a, b$  は任意の実数,  $\bar{\cdot}$  は複素共役を示している。本研究では基本 Wavelet の  $\psi(x)$  には式(2)に示す Gabor 関数を利用した。Gabor 関数は、正弦波の両端が減衰する形状であるため周波数解析が可能である、生体からのエコー波形と類似の波形をしている等の特徴を有している。Wf 値の大きさから、エコーデータ周波数成分のエネルギー分布を判断することができるため、その周波数成分近傍の極大を示す時刻に基づき、各組織の境界位置を判定することが可能となる。

### 3.2 境界識別の例

体温にほぼ等しい温度の水を入れた水槽中に、計測対象部位である下腿を浸し、水浸法を適用して計測実験を行った。図4に、下腿からのエコーの一例を示す。足の内部組織構造とエコーの到達時間から考えて①は水-皮膚間、②は皮膚-脂肪間、③は脂肪-筋肉間、④は筋肉-骨間の境界からのエコーに相当すると考えられるが、現状ではエコーの波形から、境界を構成する各組織を特定すること、境界の位置を明確に判定することは困難である。

図5に、図4中の①および②の皮膚の部分のエコーを時間軸について拡大した図を示す。同図ではエコーに複数の極大が存在し、エコー振幅に基づき①と②の境界の位置を明確に判定することは困難である。このエコーを Wavelet 変換することにより、図6に示す Wf 値の分布図が得られる。同図から明らかなように、Wf 値に2箇所の極大値が存在し、この時刻が①および②の境界を示すと考えられる。

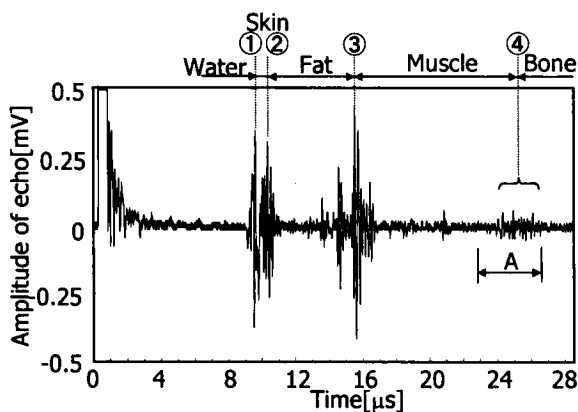


Fig.4 Typical echo from the lower leg.

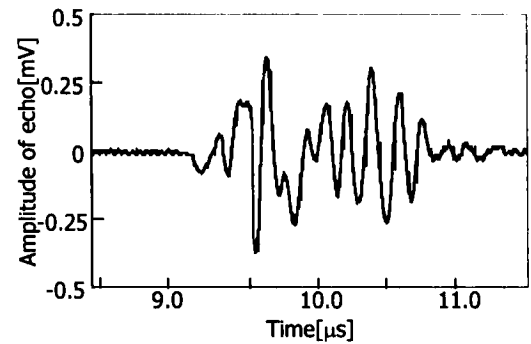


Fig.5 Enlarged view of echo around the boundary of water, skin and fat (① and ② in Fig.4).

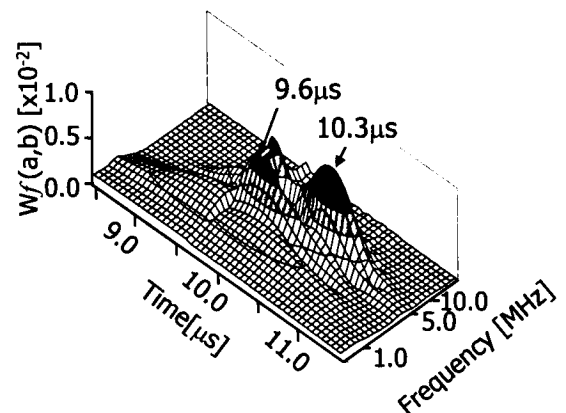


Fig.6 The result of wavelet analysis of echo shown in Fig.5.

図7は、図4中の③の脂肪と筋肉の境界からのエコーを時間軸について拡大した図を、図8は図7に示すエコーを Wavelet 解析した結果をそれぞれ示す。皮膚部分と同様に、図7に示すエコー振幅から境界位置の明確な判定は困難である。Wavelet 解析を行うことにより、Wf 値の極大値は2箇所存在することが判明するものの、本例の時間範囲で最も明瞭な生体組織の境界は脂肪と筋肉であることから、Wf 値の大きい方が③の脂肪と筋肉の境界を示すものと考えられる。

図9に、図4中のA部に示す④のエコーを時間軸について拡大して示す。図10は、図9に示すエコーを Wavelet 解析した結果である。本例では、Wf 値の極大値が5箇所得られた。エコー振幅が小さい場合には、Wavelet 解析を用いても境界面を特定することは困難である。このため以降の下腿計測実験では旋回機構を利用して、なるべく明瞭なエコーが得られる方向を探索した後に計測を行った。

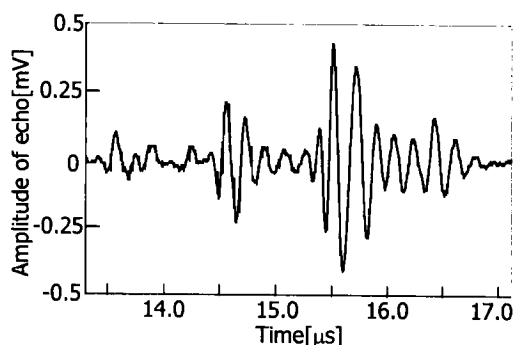


Fig.7 Enlarged view of echo around the boundary of fat and muscle (③ in Fig.4).

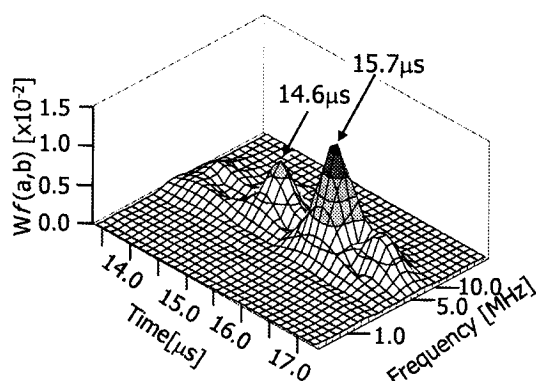


Fig.8 The result of wavelet analysis of echo shown in Fig.7.

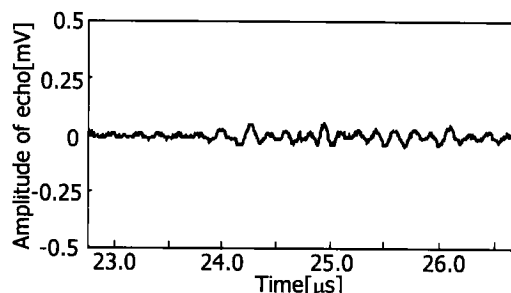


Fig.9 Enlarged view of echo around the boundary of muscle and bone (range A of Fig.4).

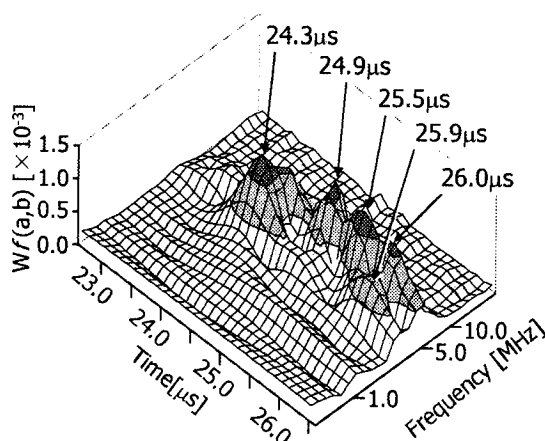


Fig.10 The result of wavelet analysis of echo shown in Fig.9.

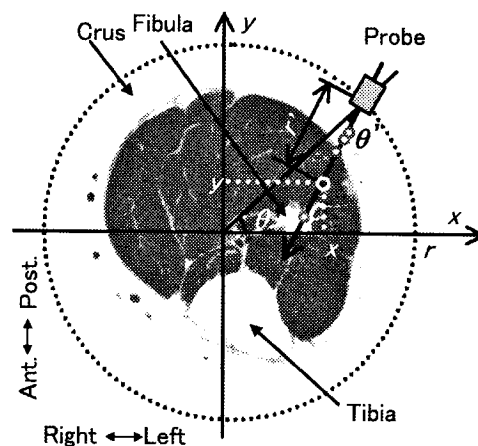


Fig.11 Cross-sectional coordinate of the system.

境界と判定したエコーの伝播時間と各組織の音速<sup>17,21)</sup>に基づき、超音波プローブ表面からの距離  $r'$  を求めることができる。さらに、図 11 に示すように、この  $r'$  と本計測システムの超音波プローブの回転半径  $r$ 、超音波プローブの設置位置の回転角度  $\theta$ 、旋回角度  $\theta'$  と置くと、超音波三次元生体計測システム座標系での各組織の境界の座標  $(x, y)$  は式(3)および式(4)で示される。

$$x = r \cos \theta - r' \cos(\theta + \theta') \quad (3)$$

$$y = r \sin \theta - r' \sin(\theta + \theta') \quad (4)$$

#### 4. 計測システムの評価

図 12 に示す寸法が既知のアルミニウム製円錐台(全長 448.4mm, テーパ部分 400mm, テーパ 4.28 勾配 2.14, 外径 30.0~60.0mm)の各所を計測し、本計測システムの精度検証を行った。ここで予め、超音波プローブを上方に移動した時と下方に移動した時の回転半径を、寸法が既知なアルミ角柱の計測を行うことにより求め、超音波プローブ回転半径の較正を行った。測定時の高さ  $z$  とこの回転半径  $r(z)$  の関係式を以下の一次式で表して較正式とした。ここで、 $d_r$  は高さ方向に対する回転半径の変化率、 $r_0$  は高さ 0 の位置での回転半径を表す。

$$r(z) = d_r z + r_0 \quad (5)$$

精度検証用円錐台は頂点から、高さ -12 mm, -72 mm, -132 mm, -192 mm, -252 mm, -300 mm の位置において回転角度 30° 間隔でエコーを計測した。座標変換後真円近似を行い、得られた半径の評価、各測定位置の真円近似した半径を用いて勾配の評価も行った。本実験では、計測システムの超音波プローブの回転中心に円錐台を固定し旋回機構を使用せずに計測した場合と、回転中心から離れた場所に円錐台を固定し旋回機構を使用して計測した場合の計測を行った。

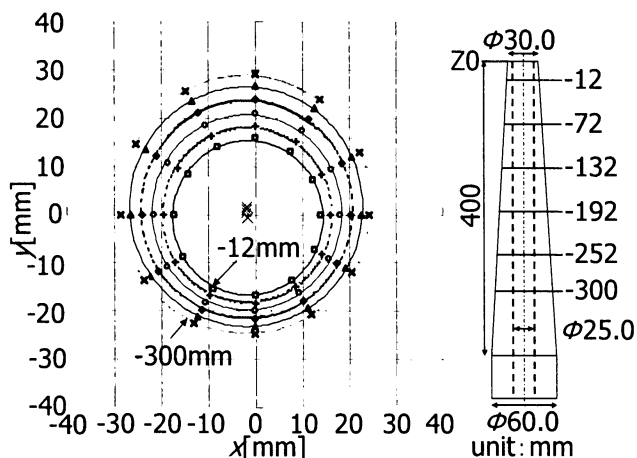


Fig.12 Overview of test cone for the calibration, measured data, approximation circle of each height when the swing mechanism for the probe is not used.

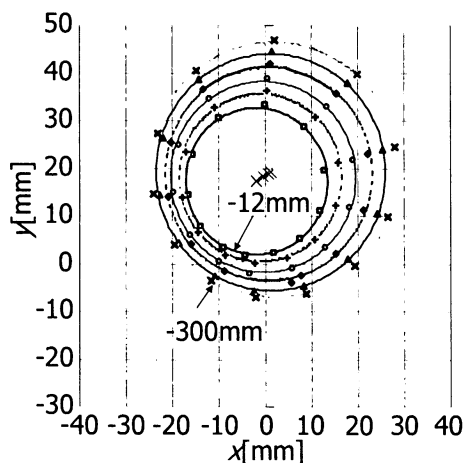


Fig.13 Measured data, approximation circle of each height when the swing mechanism for the probe is used.

回転機構を使用しない場合の真円近似結果を図 12 に示す。近似円が同心円状に配置されており、円錐台の形状であることを示している。なお、半径は 0.6mm、勾配は 1% の誤差の範囲内で計測可能であった。回転機構を使用した場合の真円近似結果を図 13 に示す。この場合には半径は 0.5mm、勾配は 6% の誤差の範囲内で計測可能であった。ただし、回転機構を使用しない場合よりも中心座標の移動量が大きいことから、円錐台または逆にフレイム全体が傾斜していた可能性が考えられる。いずれの測定結果においても、超音波プローブ回転半径の較正をあらかじめ行うことで、半径 0.6mm、勾配 6% の誤差の範囲内で計測可能であった。

## 5. 実験

### 5.1 方法

本システムによる下腿の体表形状および内部組織形状評価の有効性を検討するために、本システムを用いて下腿断面

を計測し、その結果を MRI による同位置の断面形状の計測結果と比較した。ここで、本システムでは下腿を直立させて計測するのに対して MRI 計測時には仰臥する必要があるため、測定部位に作用する重力の方向が異なることから、両者の結果を単純に比較することは適切ではない。本実験では両手法で測定された断面形状を比較することによって、本システムの精度検証を行うことを目的としたことから、重力による変形量が比較的小さい下腿前方の脛骨側の領域を比較の対象とした。

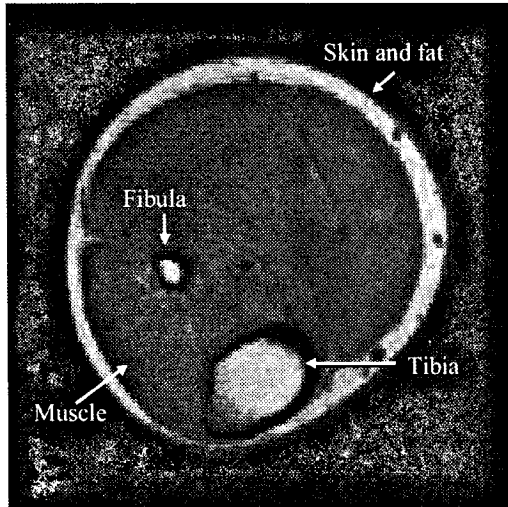
健常の 20 代の被験者 3 名(被験者 1, 2: 男性, 被験者 3: 女性)の右足下腿を計測対象とし、3 層の断面計測を行った。計測の妨げとならないよう足底部、踵部とふくらはぎ部を幅 65mm 残して切断した短下肢装具を水槽内部に固定し、その上に下腿を添えらるとともに、計測中出来るだけ測定対象部を動かないように、被験者に対して指示した。プローブは、下腿の周囲を 212° の範囲～260° の範囲を回転させ、一層あたり 10～13 箇所エコーの計測を行った。なお、この計測箇所の中に、脛骨または腓骨からのエコーが得られると予測される位置が、各々 3 箇所含まれるように選択した。また各計測箇所ではエコー振幅が最大になるよう超音波プローブを適宜旋回した。1 箇所あたりエコーの取得に 2 分間程度要した。確実に骨部からのエコーを得るために、あらかじめ触診時に付けた脛骨および腓骨位置を示すマークを参考にした。また、得られたエコーの境界部を構成する組織の特定は、その現れた順序ならびに解剖学的所見に基づき特定した。境界の位置判定は前述した Wavelet 解析による方法で行い、得られた伝播時間に基づき x 座標および y 座標を計算した。

また、同じ被験者 3 名の右足下腿の断面画像を MRI (東芝メディカル MRT-2001/P3, 1.5T) を用いて、分解能 1 mm/pixel スライス間隔 5mm で取得した。膝と足首にそれぞれ敷物を入れて足を上げ、ふくらはぎの形状ができるだけ変形しない姿勢を保持して、腓骨頭から足首の方向 250mm までの範囲を計測した。各被験者の腓骨頭からの高さ位置 -72, -62, -85 mm の MRI 計測結果を、それぞれ図 14(a), 図 15(a), 図 16(a) に示す。最も外側の白い領域は皮膚および脂肪であり、内部の灰色の領域は筋肉である。また、骨部は水分を含まないことから黒く写る皮質骨領域とその内側の白い海綿骨領域から成る。図 15(a) に示す被験者 3 の MRI 画像は、脂肪層が他の男性被験者と比較して厚いことがわかる。これら MRI 断面画像から各組織の境界座標を抽出し、3 次の B-spline 関数による周期スプラインで近似した。

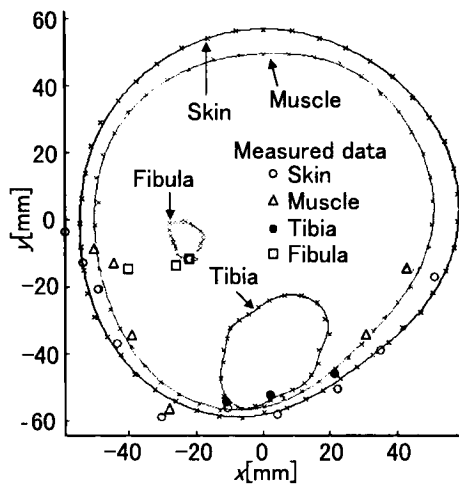
### 5.2 結果

被験者 1, 2, 3 の本超音波システムによる計測結果と MRI 画像の断面形状との比較結果を、図 14(b), 図 15(b), 図 16(b) にそれぞれ示す。これらの比較は、計測断面にほぼ等しい位置の MRI 画像を選択し、MRI 画像の各組織の近似曲線と本超音波システムによる同一箇所の計測結果の差の平均が、最小になるよう相対位置を調整している。同図中の

本超音波システムによる計測結果は、白抜きの丸○は表皮を、三角△は脂肪と筋肉の境界を、黒丸●は脛骨の境界を、四角□は腓骨の境界を示している。計測データと近似曲線との距離を誤差とし、被験者 3 名の全 3 層の平均値を求めた結果を表1に示す。

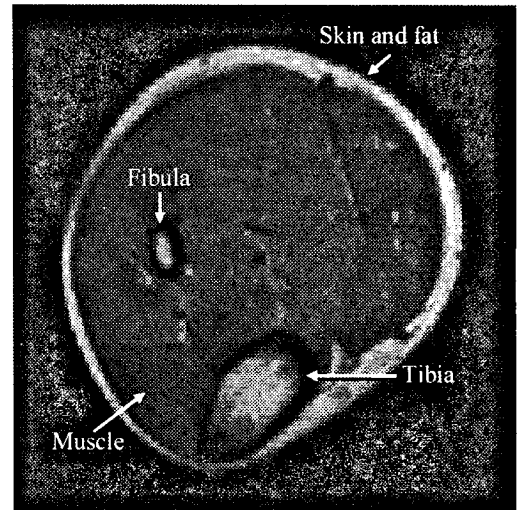


(a) Cross sectional MRI image.

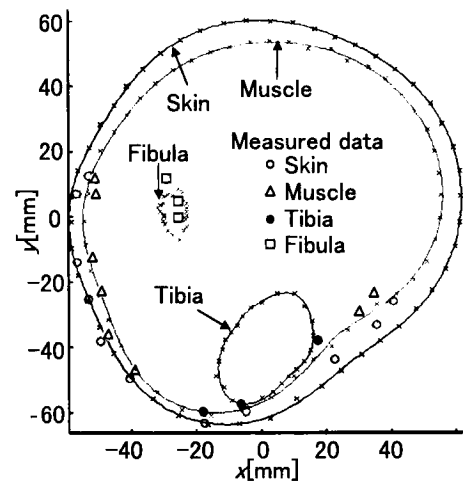


(b) Comparison between measured data by the system and extracted contour from the MRI image.

Fig.14 Result of subject 1 (height:-72mm).

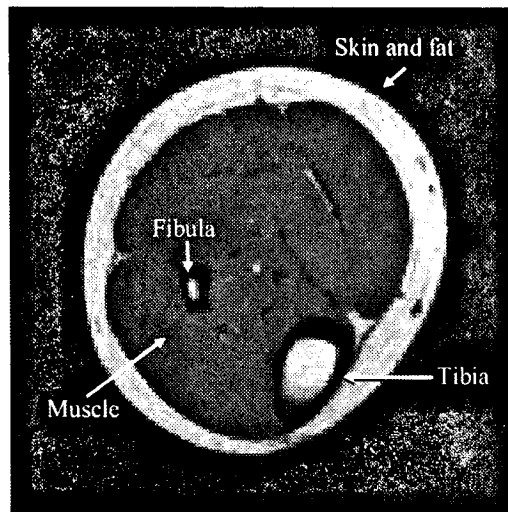


(a) Cross sectional MRI image.

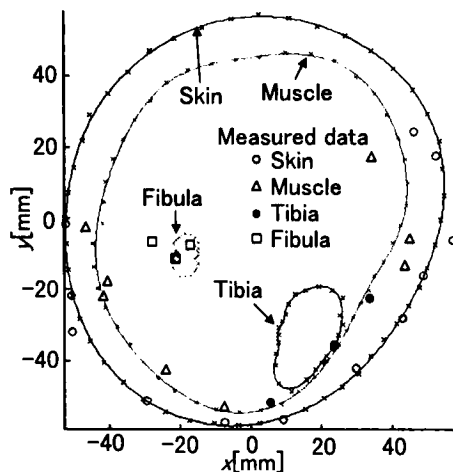


(b) Comparison between measured data by the system and extracted contour from the MRI image.

Fig.15 Result of subject 2 (height:-62mm).



(a) Cross sectional MRI image.



(b) Comparison between measured data by the system and extracted contour from the MRI image.

Fig.16 Result of subject 3 (height:-85mm).

Table 1 Average error of measured data from the contour of MRI image. (unit:mm)

	Tibia	Muscle	Skin
Subject 1	3.4	1.8	1.8
Subject 2	4.7	4.3	3.8
Subject 3	5.0	4.1	1.8

Table 2 Average error of measured data from the contour of MRI image, after boundary condition is adjusted. (unit:mm)

	Tibia	Muscle	Skin
Subject 1	1.6	1.7	1.7
Subject 2	1.7	4.7	3.7
Subject 3	2.3	3.2	1.7

## 6. 考 察

被験者 1 は、他の被験者と比較して各境界共に、誤差は最も小さい値を示す。しかしながら、図 14(b)の腓骨の計測結果 3 例について、2 箇所は MRI 画像とほぼ一致したものの、1 箇所についてはエコーの判定に誤りがあったことから、両者の測定結果に大きく差が生じている。被験者 2 は皮膚および脂肪-筋肉境界部の測定誤差が、他の被験者と比較して大きい。しかしながら、MRI の輪郭形状との差が大きい図 15(b) に示す  $x$  座標正側の下腿外側部の計測点に関して、両者の測定結果を比較した場合、表皮、筋肉の輪郭形状とほぼ一致したこと、計測点が輪郭形状の内側に位置することから、計測時に超音波プローブを取り付けたフレームを避けるように被験者が下腿を動かしたことが考えられる。一方、被験者 3 の計測結果では、脂肪-筋肉境界部の誤差が大きい。これは、皮下脂肪が厚いことから、脂肪層中の血管などの境界からのエコーを、筋肉との境界と誤判定した可能性がある。比較的体動の少なかった被験者 1, 3 の 2 名の計測誤差の平均は脛骨 4.2mm、筋肉 3.0mm、表皮 1.8mm であった。

いずれの被験者ともに、筋肉-脛骨境界部の計測誤差が大きい値を示す理由として、筋肉等の境界からのエコーを脛骨からのエコーと誤判定したことが考えられる。ここで、誤判定箇所を修正してエコーを再評価した場合、表 2 に示すように誤差の平均値は、表 1 の結果と比較して、各組織共に小さくなる。また、被験者 1, 3 の 2 名の誤差の平均値は脛骨 1.9mm、筋肉 2.4mm、表皮 1.7mm となる。計測システム本体に関しては「4. 計測システム精度検証実験」の結果から半径 0.6mm の誤差で計測することが可能であることから、その他の計測誤差の要因として、脂肪層中の血管など他の組織境界からのエコーの誤判定、計測時における体動のほか、MRI 計測時との姿勢の違いによる重力の作用方向が異なることによる下腿部の変形、断面角度の相違等が考えられる。

下腿三次元モデル作成という用途を考慮すると、表皮と筋肉間の厚さは最小で約 2.5mm となっていたことから、測定精度はより高い方が望ましいと考えられる。しかしこの計測誤差が最終的に解析結果に与える影響の判定は、有限要素下腿三次元モデルの応力解析を行い実測値と比較して検討する必要がある。

断端部付近等の標準有限要素モデルと形状が異なる領域等は、細かく計測する必要があると予測されるが、その他の領域においては、標準モデルに基づき補間することが可能であり、下腿全体のモデル化を行うに必要な計測点数の最適化については、今後検討する必要がある。

その他今後検討すべき事項として、1箇所当たり約 2 分を要している計測時間の短縮、体動を最小限にするための下腿固定方法の改善が挙げられる。



## 7. 結 言

回転, 上下移動および旋回機構により下腿の周囲を三次元的に走査することができ, 体表と組織の内部を同時計測可能な超音波生体計測システムの開発を行った. 本システムは, 走査部の高さ 870mm, フレームの回転半径 312mm, 重量 2.8kg であり, 小型で導入しやすい超音波計測システムを作ることができた.

エコーデータの時間波形からは, 明確な境界位置判定は困難である場合においても, Wavelet 解析を適用し  $Wf$  値が極大となる時刻を求めることにより, 各組織の境界位置の判定を明確かつ精度よく行うことが可能となった.

また, 超音波プローブの位置情報に基づき, 各測定波形で得られた境界位置を超音波三次元生体計測システム座標系の  $x$  座標および  $y$  座標への変換を行った. 計測システム精度検証実験より, 円錐台の半径は 0.6mm, 勾配は 6%の誤差範囲内で計測可能であることが示された.

下腿計測実験では, 体動の少ない被験者 2 名の平均誤差は筋肉-脛骨境界部 4.2mm, 脂肪-筋肉境界部 3.0mm, 水-表皮境界部 1.8mm であった. なお, 筋肉-腓骨境界部等の誤判定箇所を修正することで, 計測誤差平均は脛骨 1.9mm, 筋肉 2.4mm, 表皮 1.7mm となった.

今後さらに簡便に計測できるようにという観点からは, 手でエコー振幅の大きくなる位置を探している旋回機構の回転自動化, どの組織間の境界からのエコーかを自動で判定する方法の考案などの自動化に関連する改善を行っていく必要がある.

## 謝 辞

超音波三次元計測システムの機構部および精度検証用円錐台の製作にご協力いただきました職業能力開発総合大学校福祉工学科の鈴木 重信 助教授に深く御礼申し上げます.

MRI 装置による下腿計測にご協力頂きました国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所感覚機能系障害研究部室長 森 浩一 先生, 東京大学大学院新領域創成科学研究科環境学専攻 佐久間 一郎 教授, 小林 英津子 講師に深く御礼申し上げます.

実験にあたり超音波装置を快く貸して下さいました新潟職業能力開発短期大学校生産技術科 星野 聡 講師に厚く御礼申し上げます.

本研究は, 平成 16 年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2) 課題番号 16500338)の助成によるものである.

## 参考文献

- 1) 澤村誠志, 義肢学. 医歯薬出版株式会社 1994.
- 2) 大柴勝彦, 萩原茂, 河西伸一, 清水誠司, 木島一広, 石田正文, 義肢ソケット製作システムの開発. 山梨技術センター研究報告 2002; 14(16): 45-50.
- 3) 高田洋一, 義肢装具 CAD/CAM の現状及び今後の展望. 日本義肢装具学会誌 1998; 14(1): 26-30.
- 4) 岩井喜典, 斎藤雄督, 今里悠一, 医用画像診断装置-CT,MRI を中心として-. コロナ社, 1991.
- 5) 水口義久, 倉地崇晃, 井出隆俊, 館 憲司, 田中秀樹, 超音波による人体の大腿骨断面形状の計測. 日本機械学会論文集(A 編) 1995; 61(512): 270-276.
- 6) T.Douglas, S.Solomonidis, W.Sandham, W.Spence, Ultrasound Imaging in Lower Limb Prosthetics. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2002; 10(1): 11-21.
- 7) P.He, K.Xue, Q.Chen, P.Murka, S.Schal, A PC-Based Ultrasonic Data Acquisition System for Computer Aided Prosthetic Socket Design. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 1996; 4(2): 114-119.
- 8) 落合 弘, 木原朝彦, 大塚 博, 小山浩幸, 山本紳一郎, 米田隆志, 超音波画像を用いた義足ソケット製作システム-下肢断端モデルの作成-. 日本機械学会講演論文集 2005; (No.04-48): 93-94.
- 9) 大塚 博, 落合 弘, 木原朝彦, 山本紳一郎, 小山浩幸, 米田隆志, 超音波画像を用いた義足ソケット製作システム-モデルの評価および解析-. 日本機械学会講演論文集 2005; (No.04-48): 95-96.
- 10) F.W.Kremaku, 超音波診断の原理と演習. 金芳堂 1981.
- 11) B.B ハバード, ウェーブレット入門. 朝倉書店, 2003.
- 12) 浅井協子, 花房昭彦, 不破輝彦, 尾田雅文, 超音波による体表および骨形状同時計測システムに関する研究. 生活支援工学系学会連合大会講演予稿集 2003: 63.
- 13) 浅井協子, 花房昭彦, 不破輝彦, 尾田雅文, 原利昭, 超音波エコーの Wavelet 解析による軟部組織・骨同時計測手法の検討. 第 3 回福祉工学シンポジウム講演論文集 2003: 209-212.
- 14) 浅井協子, 花房昭彦, 不破輝彦, 尾田雅文, 中山剛, 義足ソケットの最適形状決定支援システムに関する研究. 日本非破壊検査協会 平成 16 年春季大会講演概要集 2004: 35-38.
- 15) 尾田雅文, 浅井協子, 花房昭彦, 原利昭, 超音波身体計測を考慮した軟部組織の応力解析手法の検討. 第 18 回ライフサポート学会大会講演予稿集 2002: 326.
- 16) 菊池喜充, 超音波医学. 医学書院, 1980.
- 17) ME 技術振興協会, ME 技術マニュアル-医用機器・システム. コロナ社, 1983.
- 18) 超音波便覧編集委員会, 超音波便覧. 丸善, 1999.
- 19) 榊原 進, ウェーブレットビギナーズガイド. 東京電機大学出版局, 1995.
- 20) 井上裕嗣, 岸本喜久雄, 中西智明, 渋谷壽一, ウェーブレット変換による分散性応力波の時間-周波数解析(群速度の同定と超音波材料評価への応用). 日本機械学会論文集(A 編) 1995; 61(581): 153-156.
- 21) 小林鎬郎, 広瀬立成, コンパクト物理ハンドブック. 丸善, 1989.