

斜角入射型超音波プローブの皮膚方向性検出への適用

橋本 昌巳*・米澤 義道*・伊東 一典*・松尾 清**

Development of a New Ultrasonic Probe for Estimating the Fibrous Direction of the Skin

Masami HASHIMOTO,* Yoshimichi YONEZAWA,* Kazunori ITOH,* Kiyoshi MATSUO**

Abstract We developed a new probe to examine the anisotropy of dermis tissue by ultrasonic velocity measurement and confirmed the reliability of the method. Skin has the characteristic of anisotropy caused by collagen fiber in the dermis tissue. Though the characteristics are thought to be useful for the diagnosis of skin disease, the examination of anisotropy is very difficult and no optimum method has been devised. The characteristics of anisotropy correspond to the arrangement of collagen fiber and the direction of maximum sound velocity is the same as that of fiber. But determining the maximum sound velocity direction is very difficult in a thin skin layer. We applied a couple of wedges conventionally used in the field of acoustic emission to the measurement of sound velocity in skin and designed a sound path in a skin layer with a small load. By examining a skin model made of gelatin, we confirmed the sound propagation path we had expected. We then measured the sound velocity of skin as a function of direction in a human forearm and estimated the fibrous direction.

Keywords: dermis tissue, ultrasonic sound velocity, anisotropy.

1. はじめに

正常な皮膚の真皮層を構成する線維性組織に基づく方向性は、長い間解剖学的手法で検討されてきた[1]。皮膚の方向性を知る重要な目的として手術時の切開方向の決定がある。患者にとって治癒後の傷跡は気がかりな点であるが、その善し悪しの要因のひとつに切開の方向がかかっている。傷跡をきれいに目立たせないためにはその部位の真皮中の膠原線維の方向に沿った切開が望ましく、理想的な切開では膠原線維の切断が少なくケロイドの発生を予防できる[2]。この方向は皮膚を最も弛緩させたときの緊張方向(RSTL; relaxed skin tension line)であり、皮膚をつまみ寄せてできる“しわ”でも検知できるとされている[3]。しかし、胴体部など部位によっては十分にしわが生成されず、その場合は他の手段が必要である。

我々は、真皮層の線維組織の方向を超音波の音速の方向依存性から検知できることを報告した[4]。すなわち音速を線維と平行に伝播したときの音速が直交方向に比べ速い[5]ことを利用して、皮膚表面において超音波の伝播方向

を変えながら音速計測を行い、伝播方向に対する音速変化を余弦関数に近似して線維方向を推定した。この計測では、皮膚中の音波の送受信方式が超音波探触子の側面を利用した方式であったため、送受信の効率が低く、多方向に計測方向を変えるために計測部位にへこみや発赤が生ずるなどの問題点があった。

今回測定部位の皮膚への負荷を改善するため、ウェッジを用いた斜角入射による方式を検討した。まず、ゼラチンゲルを用いた皮膚モデル実験から、適当な入射、受信条件の設定により、この方式による計測が可能であることを確認した。次に皮膚計測用のプローブの設計を行った。従来皮膚と平行面内の表面波の音速については方向依存性を観察した結果も得られている[6]が、用いられた音波の波長が5 mm 以上のため、厚さが1~4 mm 程度[7]と考えられる皮膚層ばかりでなく、皮膚の下層組織の音速特性も含まれている可能性がある。本検討では、波長1.5 mm 程度の音波(1 MHz)を用いて皮膚層自体の音速特性に近いものを得ることを心がけた。また、斜角入射を実現するウェッジ材料として皮膚音速より十分遅い音速を有するシリコン樹脂を選択し、皮膚に平面で接するウェッジ型ヘッドを有するプローブを実現し、測定時の皮膚面への負荷を軽減した。計測結果から音速の余弦波的な方向依存性を得ることができた。また、皮膚線維の方向と言われている、皮膚をつまみ寄せることで観察されるしわの方向と本計測結果から推定される音速の最速方向との良好な一致から、本方

2005年3月31日受付
Received March 31, 2005.

* 信州大学工学部
Faculty of Engineering, Shinshu University

** 信州大学医学部
Shinshu University School of Medicine

式による皮膚線維方向計測の可能性を確認した。

2. 原理と計測方法

皮膚は体表を覆う薄い組織で、その中に超音波を伝播させるには音速が皮膚より遅い物質を介して屈折を利用することで入射でき、さらに音波の波長が皮膚層厚と同程度に短く、伝播後の音波を入射時と逆プロセスで受信すれば皮膚層を伝播した音波の送受信が可能である。本手法の原理図を図1(a)に示す。送信探触子からウェッジ中に放射された音波は、皮膚との接触面でスネルの屈折の法則で定まる角度で生体内に入射する。このときウェッジ角(θ)と両者の音速で決まる臨界面角が一致すると音波は皮膚内を体表面に平行に伝播する。この音波は入射側ウェッジと同一素材の受信側ウェッジ下においてはウェッジ内に音波を放射しながら進行するために、ウェッジ内には臨界面角の方向に進行する平面波が形成される。この音波を受信側ウェッジ上の一点で受信することで皮膚面内区間(L)を伝播した音波の送受信が可能となる。図中の実線はこの条件の伝播経路を示している。ウェッジ角(θ)で入射した音波が受信側の同一型のウェッジ上で受信される条件はある音速

で計算上成立するが、探触子から放射される音波は広がりを持ち、また、受信探触子も同様の角度的広がりのある受信が可能のため、皮膚の音速がある範囲で変化しても、送受信の伝播経路が成立する。例えば、皮膚の音速が θ を臨界面角とする音速より遅い場合には図1(a)中の破線に示すような臨界面角 $\theta'(>\theta)$ の伝播経路が構成される。

皮膚中を伝播する音波は、身体内を伝播する音波としては最短経路を伝播する。その音速を計測するために送信探触子を正弦波一波の信号で駆動し、図1(b)に示す受信信号の先頭波のピークまでの時間を伝播時間として計測した。皮膚の音速は、計測した伝播時間と伝播経路およびウェッジ音速から算出できる。皮膚中を伝播する音波は探触子から放射された音波の一部であり、残りは身体の深部方向に進行するかウェッジ内で反射した後、身体内に入る。これら不要な音波も進行過程で反射散乱し、いずれ受信探触子に到達するが、皮膚を伝播した音波に比べ長い経路をえているため、受信信号の先頭には現れない。

以上より斜角入射方式のプローブでも、皮膚の音速が探触子の指向性と適合すれば、皮膚の音速に応じた伝播経路が形成され、音速の計測が可能と言える。

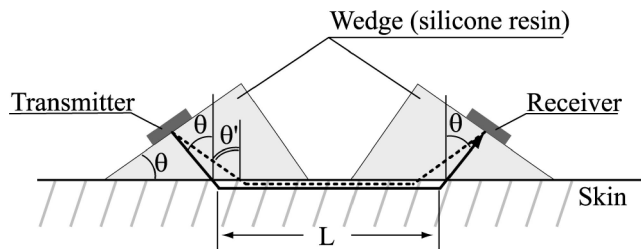
3. モデル実験

前節で述べたようにウェッジと皮膚層の間では図1(a)に示すように皮膚層の音速の違いが伝播時間差として測定されるはずである。この音波の伝播の様子をモデル実験で確認して測定手法の有効性を検証した。

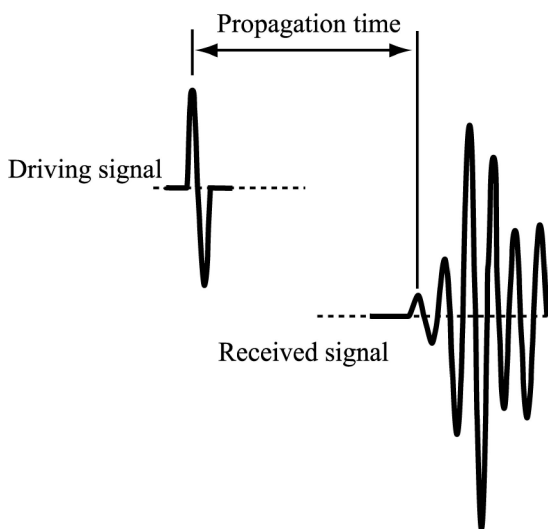
3・1 送信側屈折実験

3・1・1 実験方法 本方式では音速異方性を持つ皮膚において、いずれの方向に対しても皮膚面内を伝播する音波成分があることが必要である。そこで送信側で定まった角度で入射された音波が、皮膚モデルとした試料の音速が異なってもその表面に伝播する成分を持つかを確認した。

図2は皮膚モデルとしてゼラチンゲルで作成した試料を用いた送信モデルである。ゼラチンゲルは砂糖を混入することで概ね $1.5 \sim 1.7 \times 10^3$ m/秒の範囲でその音速を変えることができた。ウェッジの役割を果たす半円柱状(半径14 mm, 長さ20 mm)のシリコン樹脂(信越化学工業製 KE-



(a) Principle of the method.



(b) A driving and received wave model and definition of the propagation time.

図1 音波の伝播経路と伝播時間定義

Fig. 1 Propagation path and definition of propagation time.

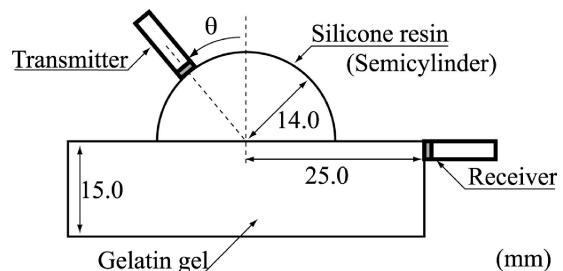


図2 伝播特性実験

Fig. 2 Experiment for propagation path of sound wave signal.

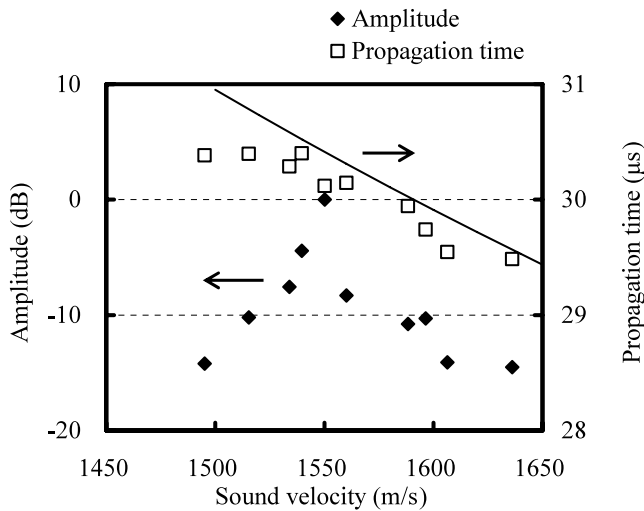


図3 試料端受信信号の振幅特性と伝播時間特性

Fig. 3 Amplitude and propagation time of signals received at the edge of the gelatin as a function of sound velocity.

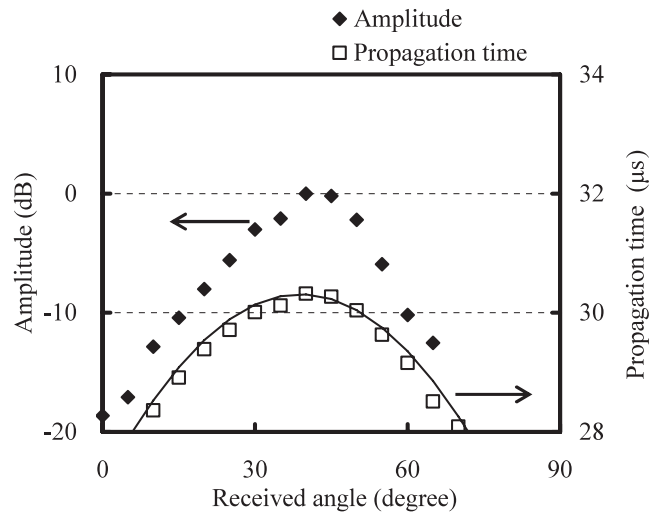


図4 ウェッジ外周受信信号の振幅特性と伝播時間特性

Fig. 4 Amplitude and propagation time of signals received around the wedge.

116) の音速は 9.8×10^2 m/秒で、試料との接触面には音響インピーダンスを下げるために超音波診断用ゼリーを塗布した。送信探触子は PZT 製で放射面は 2×2 mm であり、1 MHz, 100 Vpp の正弦波 1 波で駆動した。1 MHz で駆動することにより生体内での波長は約 1.5 mm となり皮膚の厚さに近いことになる。この実験の入射角度は生体組織の一般的な音速が 1.53×10^3 m/秒であることからこの音速付近で臨界角となるように 40 度とした。試料の表面付近を伝播した音波を観察するために、屈折角度 90 度の方向となる試料上部縁に送信側と同形態の受信探触子を置き、受信信号の先頭波のピーク波高値と伝播時間を計測した。用いた試料の音速はあらかじめ探触子を対向に配した送受一対のプロープで計測した。

3.1.2 実験結果 図3は受信信号の先頭波の波高値と伝播時間の試料音速に対する変化特性である。横軸の試料音速は対向プロープにより得られたものである。波高値は最大値を基準に示し、実線は伝播経路から計算された伝播時間を示している。波高値は試料音速が約 1.55×10^3 m/秒において最大となり、臨界角が正確に 40 度となる音速 1.52×10^3 m/秒とは約 2% の誤差で一致している。波高値が最大である音速 1.55×10^3 m/秒以上の音速の試料では、入射角 40 度で接触面に到達した音波は屈折の原理からは試料中に入射しないが、探触子の指向性が 30 度 (-6 dB 幅) あることから、各条件で臨界角となる成分が試料表面方向への音波を成している。さらに伝播時間は幾何的に求めた計算値と良く一致している。

3.2 受信側ウェッジ中の波面観察

3.2.1 実験方法 本方式では受信側ウェッジ下を音波が伝播する際、ウェッジ中に音波を放射しながら進行する。従って、ウェッジ内には臨界角方向に進行する平面波が形成されることになる。このことを確認する目的で図2

の送受信探触子の立場を入れ替えて、試料の上部縁から音波を入射し、ウェッジの役割を果たすシリコン樹脂の外周で受信角度を変えながら受信信号の先頭波の波高値と伝播時間を計測した。ここでは音速 1.56×10^3 m/秒の試料を用いた。

3.2.2 実験結果 図4は受信信号の波高値と伝播時間の受信角度依存性を示したもので、実線は伝播時間の計算値である。伝播時間の計測結果は、実験条件から計算される臨界角 39 度に最も近い計測点である 40 度で最大となり、他の計測角度でも計算値と良く一致していることから、受信側ウェッジ内の音波は臨界角方向に進行した平面波であることが確認された。受信信号の波高値は臨界角の方向がほぼ最大で、その周辺では受信探触子の指向性 (30 度, -6 dB 幅) と概ね一致している。この特性には受信探触子の振動面とウェッジ中を伝播する平面波とが成す角度と伝播経路の違いが含まれているが、ウェッジ中に放射された音波は探触子の指向性の範囲で十分に受信可能であることが確認された。

3.3 考察

両実験結果より音波の入射角を固定しても、音速の異なる皮膚層に対して音波を伝播させることが可能であり、この音波は受信側ウェッジ内に臨界角方向に進行する平面波を生ずることが示された。これより本手法で皮膚中を伝播する超音波の送受信が可能であることが確認された。

4. 皮膚音速計測プロープの試作

4.1 プロープの設計

本手法の原理に基づき実計測のためのプロープを設計した。試作に当たり図5に示すようにウェッジの傾き (θ)、送受信探触子間距離 (x)、探触子の接触面からの高さ (h) について検討した。

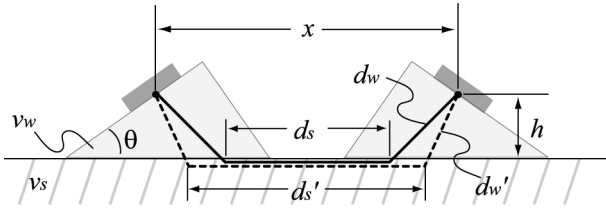


図5 試作プローブの設計
Fig. 5 Design of the probe.

in vitro で計測された皮膚の音速は $1.57 \sim 1.64 \times 10^3$ m/秒程度[8]と考えられ一般的な生体組織に比べ速い。そこで計測対象とする音速の下限を一般的な生体組織の音速 1.53×10^3 m/秒とした。探触子に対する音波の入射角の範囲を正面 ± 5 度として、ウェッジの音速を考慮するとその傾き θ は 35 度が適している。このとき臨界角として有効な範囲は皮膚面に 35 ± 5 度の範囲であり、これから計測対象となる皮膚音速の範囲は $1.52 \sim 1.96 \times 10^3$ m/秒と求められる。

次に皮膚の音速と伝播時間の関係を送受信探触子間距離 (x)、探触子の接触面からの高さ (h) と合わせて考察する。図5の実線の伝播経路は皮膚の音速が v_s の様子を示したもので、 d_w は音波がウェッジ中を伝播する距離、 d_s は皮膚中を伝播する距離を示している。破線は皮膚の音速が $v_s' (> v_s)$ の伝播経路で、伝播距離はそれぞれ d_w' 、 d_s' である。ウェッジ中の伝播に要する時間は皮膚の音速が速いほど臨界角が小さくなり、伝播距離が短縮され短時間となることは明らかである。一方、皮膚中の伝播に要する時間は、皮膚の音速が速いと伝播する距離が長くなるため相殺的に影響する条件範囲がある。皮膚音速が v_s のときの皮膚中伝播時間を t_s 、 v_s' のときを t_s' とするとその比 t_s'/t_s は

$$\frac{t_s'}{t_s} = \frac{(x - 2h \tan \theta') \cdot v_s}{(x - 2h \tan \theta) \cdot v_s'} \quad (1)$$

と表すことができる。ただし θ 、 θ' は $\sin \theta = v_w/v_s$ 、 $\sin \theta' = v_w/v_s'$ を満たす。この式で $A = (x/2h)$ とし、試作の条件、ウェッジ音速 9.8×10^2 m/秒を v_w に、計測範囲の最小音速 1.52×10^3 m/秒を v_s に代入し、 A をパラメータとして v_s'/v_s に対する t_s'/t_s を求めると図6のようになる。すなわち、 $A < 2.3$ ではひとつの伝播時間に対して音速が唯一に特定できない範囲があるが、 $A \geq 2.3$ とすることで v_s の増加に対して t_s を常に減少させることができる。従って(2)式に示す全伝播時間 t は $A \geq 2.3$ の条件下で皮膚の音速 v_s に対して一意に決まり、伝播時間の計測で音速を算出できる。

$$t = \frac{2h}{v_w \cos \theta} + \frac{x - 2h \tan \theta}{v_s} \quad (2)$$

図7は設計条件に基づき試作した超音波送受信プローブの断面図と外観である。送受信は同一形態であり、送受信間隔を任意かつ容易に変えられるよう双方をデジタルノギス(ミットヨ CD-S15C 最小読み取り単位 0.01 mm)の先端

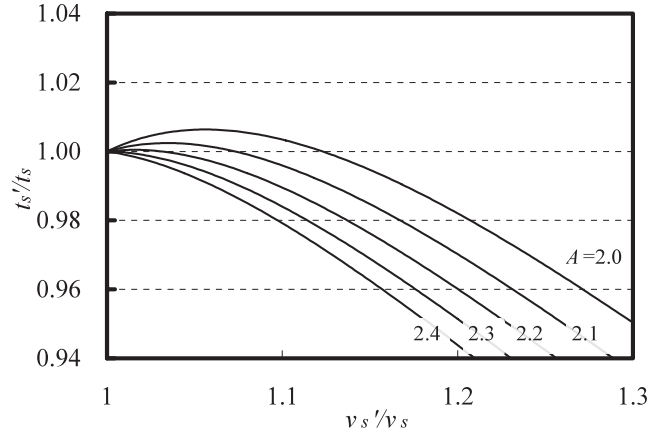
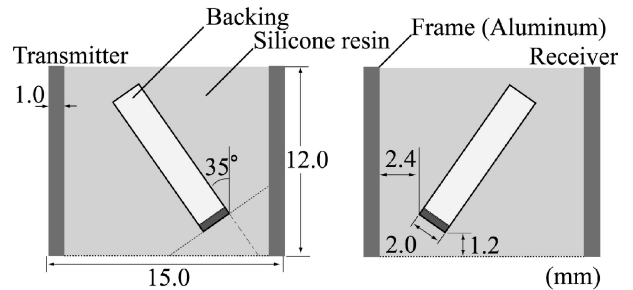
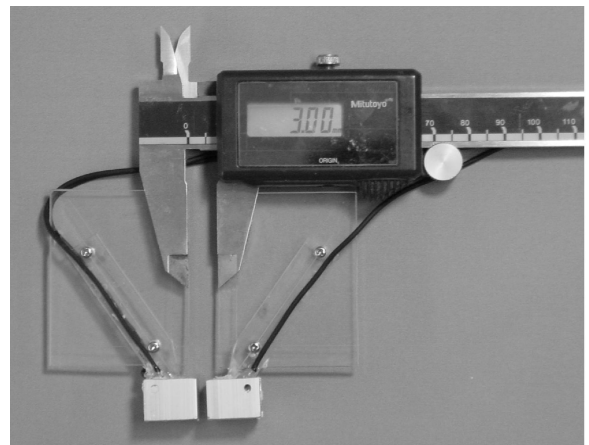


図6 皮膚の音速変化と伝播時間の関係
Fig. 6 The relation between the sound velocity of the skin and the propagation time in the skin.



(a) Side view (cross sectional view) of the probe.



(b) Probes assembled with a digital vernier caliper.

図7 試作プローブの構造と外観
Fig. 7 The structure and the external view of the probe.

に固定した。製作に当たっては、アルミニウム製フレームに探触子を所定の角度、位置に固定し、フレーム内にシリコン樹脂を充填した。計測時には、送受信探触子間に隙間を作ることで、音響分離を完全に行うと共に、両探触子の間隔の条件を十分に満たす。試作後、このプローブで皮膚の音速計測が可能かモデル実験を行った。

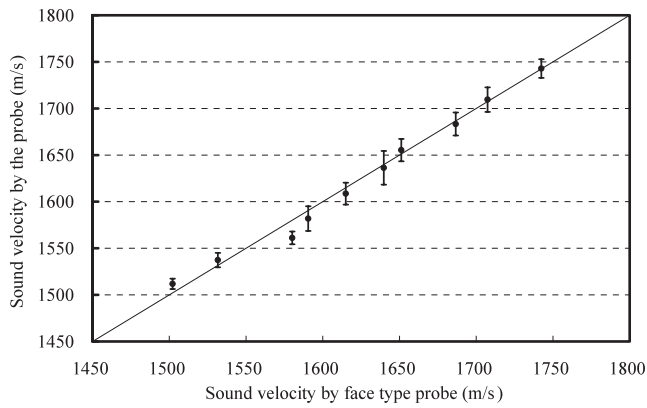


図 8 試作プローブと対向プローブの音速比較
 Fig. 8 Relation between the sound velocity measured using the new method and that using a face-type probe.

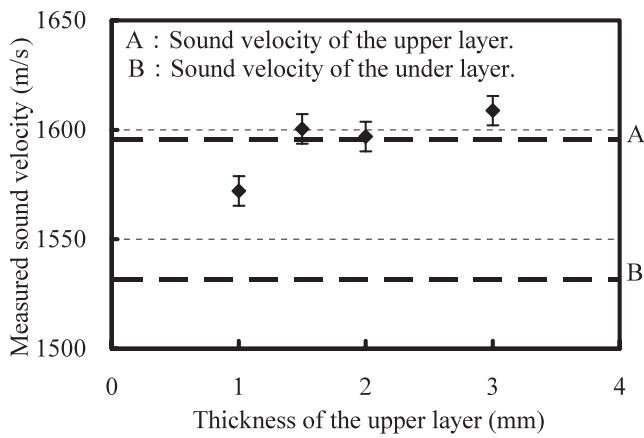
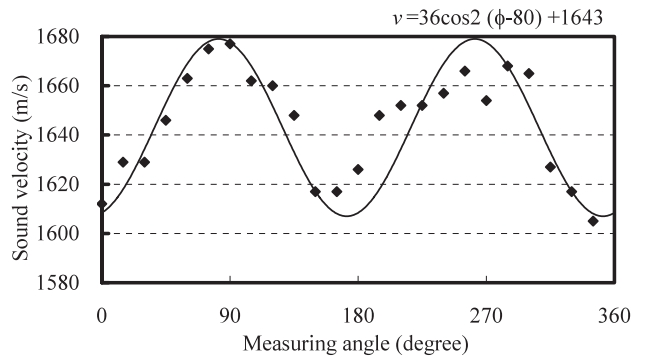


図 9 皮膚モデルの皮膚層厚さと音速
 Fig. 9 Sound velocity measured as a function of thickness of the upper layer of the gelatin model.

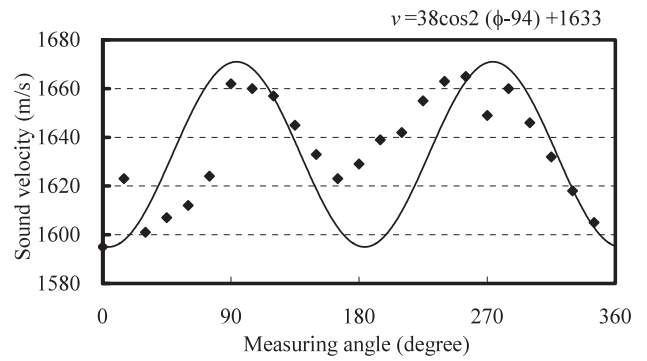
4・2 試作プローブの基礎評価

まず、試作プローブを用いて試料表面においてその本来の音速を計測することができるか評価した。試料として音速が異なるゼラチンゲル(厚さ 25 mm 以上)を種々用意した。試作プローブによる音速の計測は、ひとつの試料に対して送受信探触子間距離を 9 ~ 16 mm の範囲で変えて 8 回伝播時間を計測し、設計時の伝播経路に基づいて試料の音速を算出した。伝播時間はシステム中の回路などに要する時間を差し引き、試料の音速は対向プローブで計測した。

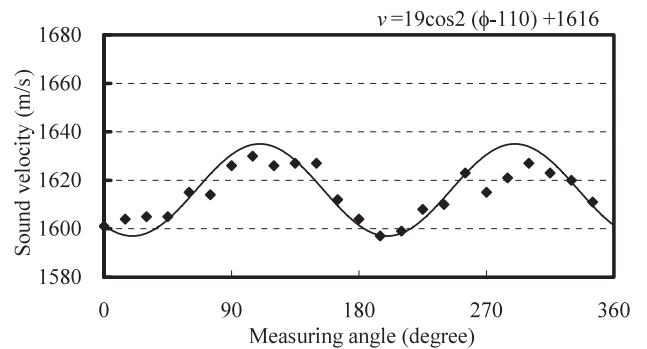
計測結果は試料音速に対しいずれの条件においても約 13% 遅い音速が算出された。この原因を探触子の製作上の位置誤差と考え、この実験で算出された音速が最も良く試料の音速と一致するように x, h の補正値を求めた。実際の補正に当たっては、送受信探触子間距離 (x) は図 7(a) 中のフレームから探触子までの距離 (x') 2.4 mm, 探触子の接触面からの高さ (h) は同様に接触面から探触子の下端までの距離 (h') 1.2 mm について位置ずれを補正することになり、送受信側を個別に扱わず双方同じ値となるように補



(a) Measuring point A



(b) Measuring point B



(c) Measuring point C

図 10 前腕部の音速の方向変化

Fig. 10 The sound velocity of the skin at the forearm as a function of direction.

正した。各々の補正後の値は $x'=2.84$ mm, $h'=1.35$ mm であり、この値で算出された音速を図 8 に示した。算出された音速の試料音速に対する誤差は平均 0.5%, 最大 1.5% であった。

4・3 2 層皮膚モデルによる音速計測評価

本検討で計測すべきは体表からわずかな深さの範囲の音速であり、それより下の層は皮膚よりも厚く、音速が遅い脂肪層である。ここではこの条件をモデル化した 2 層モデルにおいて、皮膚に相当する上層の音速が計測されるか確認する。2 層モデルの下層は音速約 1.53×10^3 m/秒で十分な厚さ (20 mm 以上) のゼラチンゲルを、上層は音速約 1.59×10^3 m/秒で 1 ~ 3 mm で厚さを変えたモデルを用意

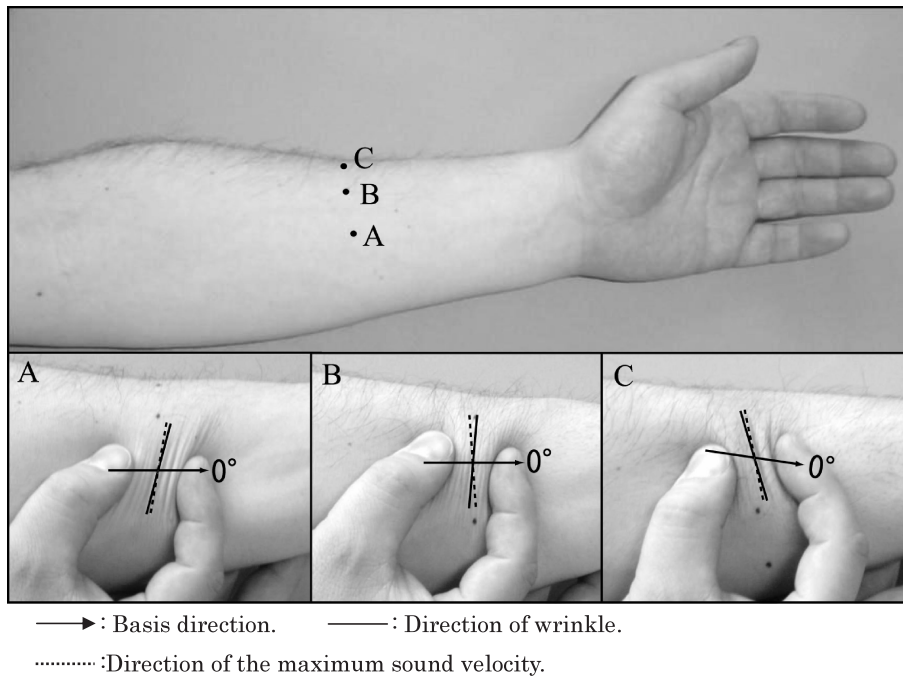


図 11 計測部位としわの形成方向および最大音速方向
Fig. 11 The points of measurement on the skin of a human forearm, the direction of wrinkle and maximum sound velocity.

した。

実験結果を図 9 に示した。上層厚さ 1 mm では上層自身の音速に比べわずかながら下層の音速に近い値が計測されているが、厚さ 1.5 mm 以上では上層の音速が得られている。この結果より皮膚厚さ 1.5 mm 程度の部位では皮膚の音速を捉えることが可能である。また、1 mm では皮膚自身の音速ではないものの、十分に皮膚の特性が反映された音速が計測されている。従って、この場合でも音速の方向依存性から皮膚組織の方向性の推定は可能である。

5. 皮膚の in vivo 計測

試作プローブを用いて本検討の目標である皮膚の方向性検出を in vivo で試みた。

5.1 実験方法

被験者は成人男性で計測部位は前腕のほぼ中央部の 3 点 (図 11 参照) とした。まず、各部位で肘から手首に向かう方向を基準とする 0 度方向として印をつけた。角度は反時計回りを正方向とした。次に、計測部位を中心として多方向から皮膚をつまみ寄せ、太く長いしわが形成される方向を探し、そのしわの方向を分度器で測った。その後、試作プローブの送受信探触子間距離を 11 mm として 0 度方向から 15 度ごとに方向を変えて伝播時間を計測した。計測時は超音波診断用ゼリーを薄く塗布した。

5.2 実験結果と考察

皮膚をつまみ寄せてできたしわの方向は、A 点約 75 度、B 点約 85 度、C 点約 115 度であった。図 10 は計測した伝播時間から求めた音速の方向依存性である。いずれの計測

点においても、計測方向 1 回転中に大きく 2 回の音速変化が見受けられる。これから前報[4]同様に(3)式に示す近似余弦関数を最小二乗法で求め、図中に実線で示した。

$$v = a \cos 2(\phi - b) + c \quad (3)$$

ここで v は ϕ 方向の音速を示し、 a は音速変化の振幅、 b は余弦関数の初期位相、 c は一回転中の平均音速を示している。余弦関数に近似しているために、初期位相である b は余弦関数が最大となる角度で、線維の方向と推定できる音速が最も速い方向となる。この結果から各計測点での最大音速方向は A 点 80 度、B 点 94 度、C 点 110 度であり、この方向がそれぞれの計測部位での線維の方向と推定できる。図 11 は、計測部位と各計測点でのしわの形成方向および最大音速方向を示している。各計測点の音速最大方向はしわの方向と最大約 9 度のずれがあるが、皮膚を寄せて形成されるしわは、音速を計測した範囲に比べると太く長いものであることから、大きな違いとは考えられない。また、3 点でのしわの方向の変化の様子と計測から推定した線維方向の変化の様子が良く合致していることから本手法の有効性が示された。

6. 結 論

皮膚真皮層の線維方向を検知するために、斜角入射型超音波プローブを試作し、線維方向と考えられる皮膚面の最大音速方向を推定した。前報[4]と比べ、計測面が平面になったことで被験者の物理的負荷が軽減され、計測後の皮膚面には発赤や圧迫痕は認められなかった。計測された音速の方向変化は一部連続性に欠ける部分もあるが、皮膚の

組織方向の推定結果はしわの方向と一致している。連続性が欠けるのは、試作プローブは一度に一方しか計測できないため、計測ごとプローブと皮膚との接触状態が若干変わってしまうためと考えられる。

今後は、線維方向検出の簡易なシステム作製と皮膚の性状評価につながる高精度の計測方式へと展開したい。

文 献

1. Courtiss EH, Longacre JJ, DeStefano GA, Brizio L, Holmstrand K: The Placement of Elective Skin Incisions. *Plast Reconstr Surg.* **31** (1): 31-44, 1963.
2. 今山修平: 真皮結合組織の機能と構造. 漆畑 修, 宮地良樹, 本田光芳編, 美容外科プラクティス. 南山堂, 東京, 1999, pp. 29-39.
3. Borges AF: Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines. *Plast Reconstr Surg.* **73** (1): 144-150, 1984.
4. 橋本昌巳, 米澤義道, 伊東一典, 松尾 清: 超音波音速計測による皮膚の方向性検出. *医用電子と生体工学.* **34** (1): 9-14, 1996.
5. Tamura T, Hatta I, Sugi T, Matsuda H, Tsuchiya T: Changes in muscle stiffness during contraction recorded using ultrasonic waves. *Nature.* **299**: 631-633, 1982.
6. Vexler A, Polyansky I, Gorodetsky R: Evaluation of skin viscoelasticity and anisotropy by measurement of speed of shear wave propagation with viscoelasticity skin analyzer. *J Invest Dermatol.* **113** (5): 732-739, 1999.
7. 上野賢一: 皮膚科学第 7 版. 金芳堂, 京都, 2002, pp. 1.
8. Escoffier C, Querleux B, De Rigal J, Leveque JL: In vitro study of the velocity of ultrasound in the skin. *Bioeng Skin.* **2**: 87-94, 1986.

橋本 昌巳 (ハシモト マサミ)

1985 年信州大学工学部情報工学科卒業。同年長野県情報技術試験場勤務。1992 年信州大学工学部情報工学科助手、現在に至る。主に生体情報の計測、処理の研究に従事。

日本生体医工学会、電子情報通信学会、情報処理学会、日本人間工学会などの会員。



米澤 義道 (ヨネザワ ヨシミチ)

1968 年東北大学大学院工学研究科博士課程修了, 同年信州大学工学部講師, 1981 年同教授, 現在に至る。工学博士。感覚及びコミュニケーションの代行システム, 生体信号計測, 応用音響工学に関する研究に従事。

日本生体医工学会, 計測自動制御学会, 電子情報通信学会, 日本音響学会, 日本画像学会, 画像電子学会他の会員。



伊東 一典 (イトウ カズノリ)

1971 年信州大学工学部卒業, 1987 年工学博士 (東北大学)。長野工業高等専門学校助手, 信州大学工学部助手, 助教授を経て, 2005 年 4 月同大学情報工学科教授, 現在に至る。この間, 音響情報および生体情報の計測・処理, 歌唱分析, 音情報を用いた視覚障害支援などの研究に従事。

電子情報通信学会, 日本音響学会, 情報処理学会, 計測自動制御学会, バイオメカニズム学会, 日本人間工学会, IEEE の各会員。



松尾 清 (マツオ キヨシ)

昭和 53 年信州大学医学部医学科卒業, 昭和 53 年信州大学医学部附属病院研修医, 同年信州大学医学部形成外科学講座助手, 昭和 60 年同講師, 昭和 63 年同助教授, 平成 4 年同教授, 現在に至る。

専門研究分野: 形成再建外科学, 眼瞼形成外科, 所属学会名: 日本形成外科学会, 日本頭蓋顎顔面外科学会など。

