

超音波ドプラ法による加振時の骨の曲げ振動伝搬速度の計測*

朴 茂 薫・金 井 浩・中 鉢 憲 賢**

(東北大学工学部電気工学科)

(平成 5 年 2 月 17 日受付)

内容梗概 本論文では、骨を音響的手法により診断する方法の開発を目指して、骨の曲げ振動伝搬速度を評価するための手法を提案する。骨と皮膚表面間の肉の影響を除くために、低周波数で加振した際の骨表面上の速度分布を超音波診断装置を用いて定量的に測定し、その結果を分布定数線路モデルと整合することによって波長を求める。これによって、骨の曲げ振動伝搬速度を計測する。7 MHz の超音波を用いて、本手法の人体の橈骨へ適用した実験結果を、レーザドプラ法による基礎的実験結果と比較して提示する。

キーワード 超音波診断, 加振, 速度分布, 分布定数線路モデル, 曲げ振動伝搬速度
Ultrasonic Doppler diagnosis, Vibration, Velocity distribution, Distributed-constant-network model, Bending-vibration propagation-velocity

1. ま え が き

骨粗鬆症などの疾患の進行度の診断のための骨の機械的特性の評価法について、これまでの研究は低周波での評価法と、超音波を用いた高周波での評価法の二つに大別できる。前者の低周波での評価法として、まず Kinsler と Fray は、骨の縦波音速、密度、弾性係数の間の関係を示し、音速測定により得られるヤング率が評価のための有力なパラメータであることを示した¹⁾。Jourist は、尺骨の共振周波数を測定することによって骨の弾性応答を *in vivo* で評価した²⁾。その共振周波数と骨の長さの積は、この骨の縦波音速に比例し、音速が、ヤング率/密度の 1/2 乗に比例するから、得られるヤング率は、正常者と骨粗鬆症患者間で異なることを示した。Thompson は、骨の正弦的な加振時における、加振点におけるインピーダンスを測定することによって骨の機械的な性質を評価した³⁾。古渡らは、インパルス衝撃時の脛骨の長さや固有振動数から得られる、ヤング率/密度の値を骨の力学的特性を表す指標として、骨折の治癒過程の定量的評価方法を提案した⁴⁾。Mather も、骨の評価におけるヤング率の有用性を示している⁵⁾。谷口らは、生体内脛骨のランダム波加振応

答(伝達関数)から固有振動数と動剛性を求めて骨の動的特性とその評価に関して述べた。すなわち、固有振動数より剛性の方が骨の劣化に敏感なパラメータであり、推定された生体内脛骨の固有振動数と剛性はともに個人差が大きい、剛性は男女ともに加齢による減少傾向が見られると報告している⁶⁾。

一方、後者の超音波を用いた高周波での評価法として、まず、Katz は、共振周波数 5 MHz の二つの超音波トランスデューサを用いて大腿骨の縦波の伝搬時間を測定し、超音波伝搬速度を求め、得られた伝搬速度を用いて骨の異常診断の可能性を示した⁷⁾。同様な基礎的評価が、Meunier によっても報告されている⁸⁾。また、Craven は、橈骨に対して、超音波伝搬時間を同様に測定し、またレントゲン写真から超音波の伝搬した皮質伝搬距離を求め、算出された超音波伝搬速度が、皮質の薄い患者において遅くなることを報告している⁹⁾。Heaney は、比較的海綿骨が多い膝蓋骨を、両側から超音波トランスデューサではさみ、100 kHz~600 kHz の超音波の縦波の伝搬時間とその間の距離から算出された伝搬速度が骨粗鬆症患者と健康な女性との間で明瞭な差異を示すことを報告した¹⁰⁾。Brandenburger も同様な評価結果を示している¹¹⁾。

以上の従来研究において、まず、前者の低周波での骨の機械的特性の診断法に関する研究では、*in vivo* で加速度ピックアップを用いて骨の振動を測定する際に、骨と皮膚の間の肉における振動の伝搬の影響が考慮されていない。また、後者の超音波を用いた測定に

* *In vivo* measurement of bending-vibration propagation-velocity of a bone using ultrasonic Doppler method.

** Park Mu-hun, Hiroshi Kanai and Noriyoshi Chubachi (Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Tohoku University, Sendai, 980)

おいては、伝搬減衰が大きいという問題点がある。

そこで本論文では、これら二つの問題点を解決するため、まず大型の加振器によって低周波の白色雑音で加振した際の人体の橈骨表面上の曲げ波の定在波の速度分布を超音波ドプラを用いて *in vivo* で測定する方法を提案する。次にその速度分布を分布定数線路モデルと整合することによって、骨の振動をはりの曲げ振動と近似したときの、定在波の波長から算出される位相速度を算出する。本論文では、2章で本提案の測定原理を述べた後、3章で黄銅を用いた予備実験によって原理を裏付け、更に4章で人体へ適用した実験結果を示す。

2. 位相速度の測定原理

2.1 骨の分布定数線路モデル

一つの骨の両端の機械的なインピーダンスを Z_a, Z_b として、分布定数線路モデルを用いて定在波に関する位相速度を求める原理について述べる。まず、1本の骨を機械的な特性インピーダンス Z_0 の均一なはりとして近似し、骨の分布定数線路モデルを図-1のように表す。点 $x=0$ で骨の径方向の振動を励振するための大型の加振器を設定することを想定し、その際の骨表面の径方向の速度分布を超音波診断装置を用いて測定するものとする。ここで速度を電圧、力を電流に対応させ、大型の加振器を、内部インピーダンスが零の定電圧源と近似する。

受電端電圧 V_0 、電流 I_0 によって、任意点 x の電圧 V_x 、電流 I_x を表せば、

$$\begin{aligned} V_x &= V_0^+ \exp(\gamma x) + V_0^- \exp(-\gamma x) \\ Z_0 I_x &= V_0^+ \exp(\gamma x) - V_0^- \exp(-\gamma x) \end{aligned} \quad (1)$$

となる¹²⁾。ここで、 V_0^+ と V_0^- はおのおの点 $x=0$ にお

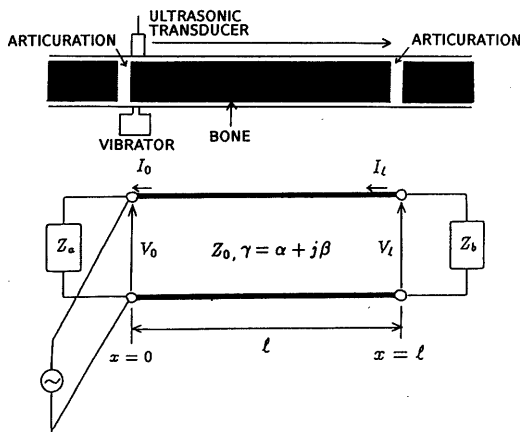


図-1 骨の伝送線路モデル

ける入射波電圧と反射波電圧、 Z_0 は特性インピーダンス、 $\gamma (= \alpha + j\beta)$ は伝送定数、 α は減衰定数、 β は位相定数である。

2.2 位相速度の算出

骨表面上で測定した速度分布の定在波の波長 λ とその定在波の周波数 f を求めることによって位相速度 c を次式によって計算することができる。

$$\begin{aligned} c &= \lambda \cdot f \\ &= 4 f |x_{\max} - x_{\min}| \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、 x_{\max} は電圧最大の点の中で $x=0$ に最も近い点、 x_{\min} は電圧最小の点の中で $x=0$ に最も近い点である。

3. 黄銅を用いた速度分布の測定の基礎実験

3.1 はり表面の速度分布測定実験

図-2は、長さ30cm、直径2mmのはり(黄銅)表面における速度分布をレーザドプラ法によって計測するシステムのブロック図を示す。両端を単純支持したはりの中心を白色雑音 $u(t)$ を用いた加振器で加振する。まず、加振器の周波数特性を除いて、加振時のはりの振動のスペクトルを明確に求めるために、あらかじめ加振器へ白色雑音 $u(t)$ を入力時の加振器の振動表面の振動速度 $z(t)$ をレーザドプラ振動計によって計測し、 $z(t)$ のパワースペクトルが $u(t)$ と同様に白色化されるようにレーザドプラ出力をイコライザに入力してイコライザを調節する。

次に、はりを加振器に接着し、上で設定されたイコライザとレーザドプラ振動計を用いて、図-2の測定システムで、そのはりの左端の位置 ($x=0$) からレーザドプラ振動計の信号センサを1cmずつ移動しながらはりの各点 x での振動 $y(t; x)$ をレーザドプラ振動計を用いて計測し、加振器への入力信号 $u(t)$ から

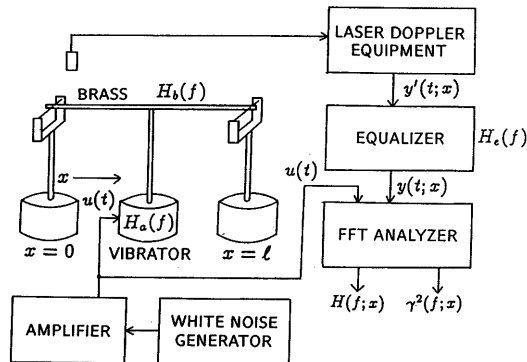


図-2 レーザドプラ法によるはりの振動計測系

補正されたイコライザ出力 $y(t; x)$ への伝達関数 $H(f; x)$ とコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を FFT 解析器を用いて測定する。これによって、加振器の特性を除いたはり自体の応答特性の評価が可能となる。

更に、ここで求めた速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ から定在波の波長 λ を得ることによって、はりの位相速度 c を算出する。

3.2 実験結果

この方法で点 $x=14$ cm に関して測定した補正後のレーザドプラ信号の出力 $y(t; x)$ のパワースペクトルを図-3(a)に示す。 $f=135$ Hz のピーク周波数を用いて測定したはりにおける速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ を図-3(b)に示す。図-3(c)はこの際のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を示している。コヒーレンス関数の値がほぼ1であることから計測が信頼できることが分かる。図-3(b)から速度分布の定在波の波長 λ とそれから算出される位相速度 c の値はおおの次のように得られる。

$$\lambda = 0.30 \text{ m}, c = 40.50 \text{ m/s} \quad (f = 135 \text{ Hz})$$

一方、曲げ波の伝搬速度 c_B と波長 λ_B は、周波数 f とはりの厚み h に関係し、次の式で示されることが知られている¹³⁾。

$$c_B = \sqrt{1.8c_L hf} \quad (3)$$

$$\lambda_B = \sqrt{\frac{1.8c_L h}{f}} \quad (4)$$

ただし、 $\lambda_B > 6h$ で、 c_L は縦波の伝搬速度である。ここで、はり(黄銅)の縦波の伝搬速度を $3,300 \text{ m/s}$ ¹⁴⁾ とし、はりの厚さを $h=2 \text{ mm}$ と設定して c_B と λ_B を計算すると、 $f=135 \text{ Hz}$ において、

$$\lambda_B = 0.30 \text{ m}, c_B = 40.04 \text{ m/s} \quad (f = 135 \text{ Hz})$$

となり、上記実験測定値とほぼ一致した。

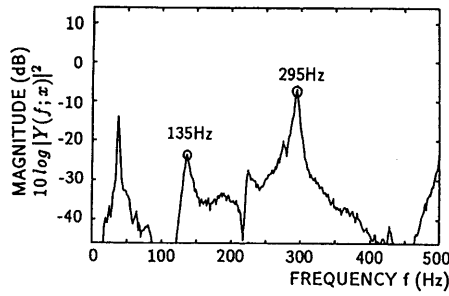
一方、図-3(a)の 295 Hz のピーク周波数を用いて測定したはり(黄銅)における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ を図-3(d)に、その際のコヒーレンス関数を図-3(e)に示す。この図-3(d)より算出した速度分布の定在波の波長 λ から算出される位相速度 c の値は次のようになる。

$$\lambda = 0.20 \text{ m}, c = 59.00 \text{ m/s} \quad (f = 295 \text{ Hz})$$

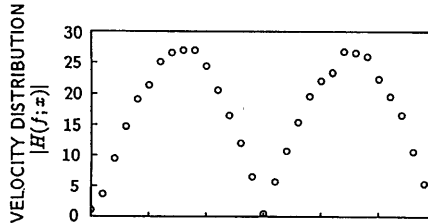
$f=135 \text{ Hz}$ の場合と同様に、式(3)と式(4)から λ_B と c_B を算出すると

$$\lambda_B = 0.20 \text{ m}, c_B = 59.20 \text{ m/s} \quad (f = 295 \text{ Hz})$$

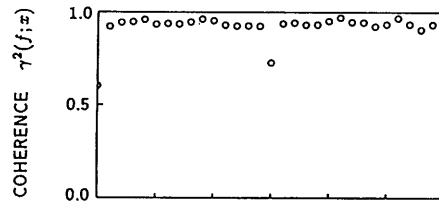
と得られ、これらの値も上記測定値とほぼ一致した。これらの基礎実験より、2章で述べた原理の有効性が裏付けられた。



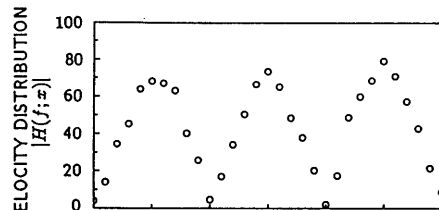
(a) レーザドプラ出力 $y(t; x)$ のパワースペクトル $10 \log |Y(f; x)|^2$



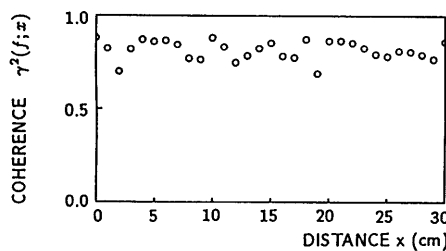
(b) はりの表面における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$, $f=135 \text{ Hz}$



(c) 加振器入力 $u(t)$ とレーザドプラ出力 $y(t; x)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$, $f=135 \text{ Hz}$



(d) はりの表面における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$, $f=295 \text{ Hz}$



(e) 加振器入力 $u(t)$ とレーザドプラ出力 $y(t; x)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$, $f=295 \text{ Hz}$

図-3 はり表面の振動のレーザドプラ法による測定結果 (両端単純支持)

4. 橈骨の *in vivo* 計測

4.1 骨表面の速度分布測定システム

超音波ドプラ法による骨表面の速度分布の *in vivo* 計測のブロック図を図-4 に示す。白色雑音 $u(t)$ を用いて大型加振器で左手の尺骨 (Ulna) の手首部分を

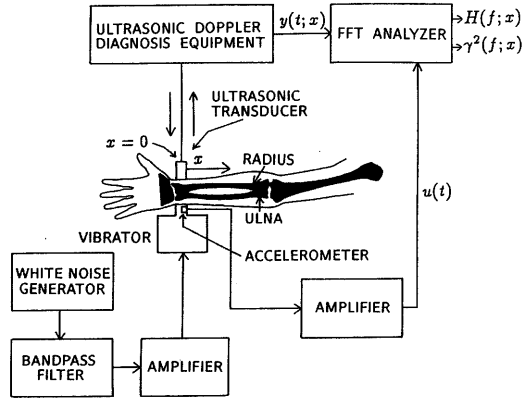
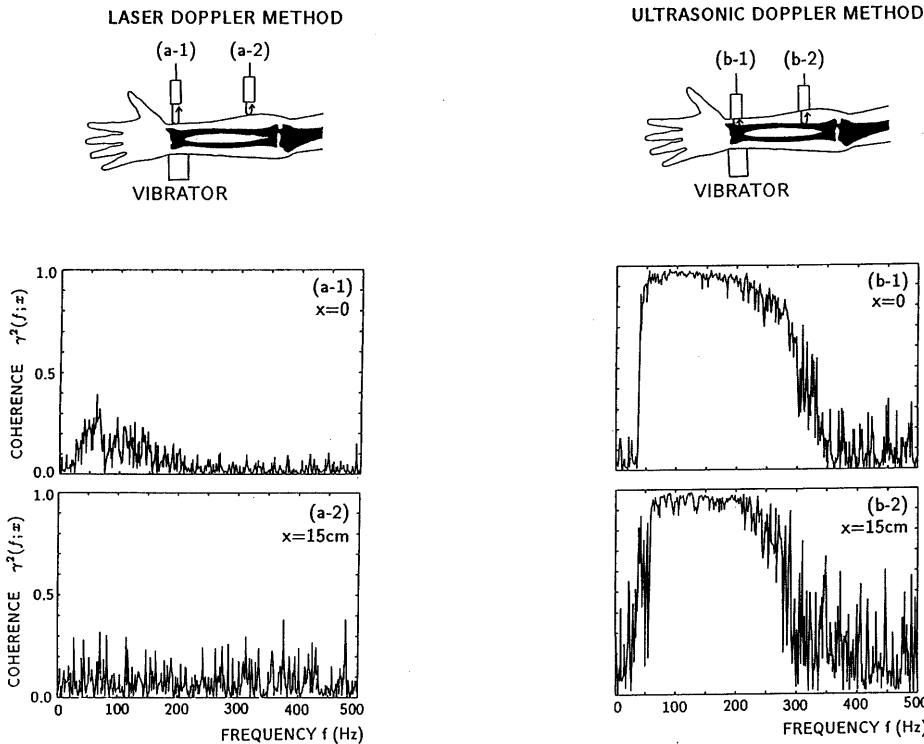


図-4 超音波ドプラ法による骨振動計測システム

加振した。ここで手首を加振したのは他の部分より肉の影響が少なく加振し易いためである。その手首の反対側の橈骨 (Radius) の位置を $x=0$ とし、そこから超音波プローブを 2 cm ずつ肘の方向へ移動しながら橈骨表面の径方向の振動 $y(t; x)$ を超音波ドプラ診断装置によって計測し、3.1 節と同様に入力すなわち白色雑音 $u(t)$ から出力 $y(t; x)$ への伝達関数 $H(f; x)$ 、コヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を求める。更に、得られた速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ から定在波の波長を得ることによって、位相速度を算出する。

4.2 レーザドプラ法と超音波ドプラ法の比較

図-4 と同様な条件下で、レーザドプラ法と超音波ドプラ法を用いて 30~350 Hz の白色雑音による加振時の橈骨上の位置 x における皮膚表面と骨表面の振動 $y(t; x)$ を $x=0$ cm と $x=15$ cm においておの計測した。なお加振器の振幅は $0.679 \mu\text{m}$ である。図-5 (a) と (b) はおののレーザドプラ法と超音波ドプラ法の伝達関数 $H(f; x)$ を測定した際のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を示している。図-5 (a) に示すように、レーザドプラ法による加振時の皮膚表面の振動で



(a) 加振器入力とレーザドプラ出力の間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$

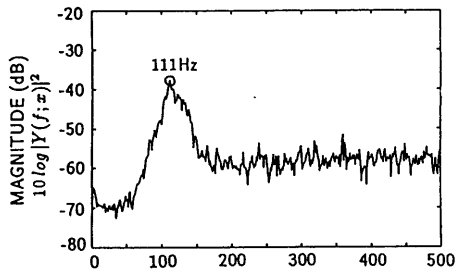
(b) 加振器入力と超音波ドプラ出力の間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$

図-5 レーザドプラ法と超音波ドプラ法の比較

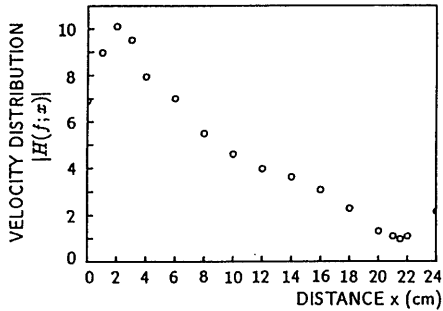
は、骨の振動を計測できないことが分かる。これら骨の曲げ振動が骨から皮膚表面までの肉を伝搬する間の減衰によるものと考えられる。一方、図-5 (b)の超音波ドプラ法を用いた際のコヒーレンス関数は50 Hzから250 Hzの帯域においてほぼ1であった。これらの実験結果から骨表面の振動は超音波ドプラ法を用いて測定の方が有効であるのが分かる。また、50 Hzから250 Hzの帯域における振動は、*in vivo*でも十分計測可能であることが分かる。

4.3 骨表面の速度分布の *in vivo* 計測

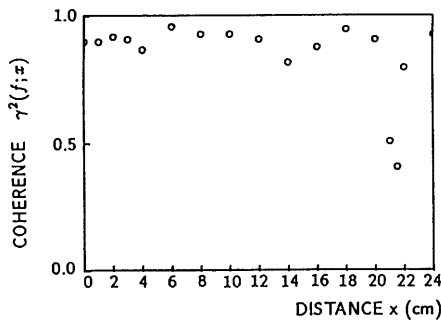
図-6 (a)は被験者Aに対して、点 $x=14$ cm において測定した超音波ドプラ信号の出力 $y(t; x)$ のパワースペクトルを示す。この中で111 Hzのピーク周波数を用いて得られた橈骨における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ を図-6 (b)に示す。図-6 (c)はこの際のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を示している。コヒーレンス関数の値がほぼ1であることから計測が信頼できることが分かる。ここで求めた速度分布の定在波の波長



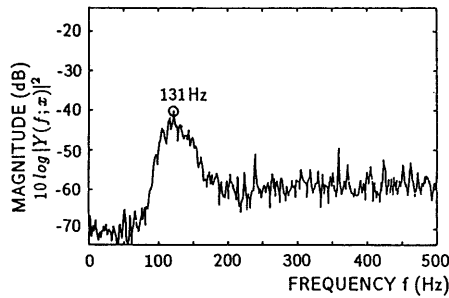
(a) 超音波ドプラ出力 $y(t; x)$ のパワースペクトル $10 \log |Y(f; x)|^2$



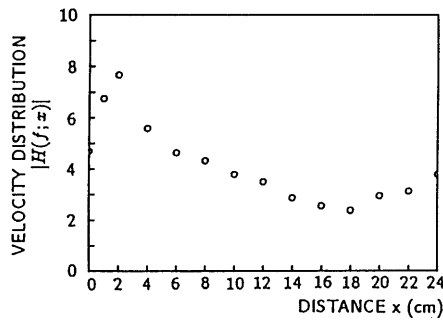
(b) 骨表面における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$, $f=111$ Hz



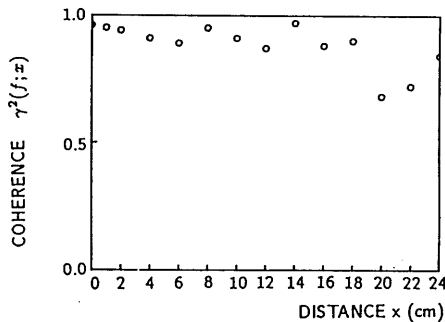
(c) 加振器入力 $u(t)$ と超音波ドプラ出力 $y(t; x)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$, $f=111$ Hz



(a) 超音波ドプラ出力 $y(t; x)$ のパワースペクトル $10 \log |Y(f; x)|^2$



(b) 骨表面における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$, $f=131$ Hz



(c) 加振器入力 $u(t)$ と超音波ドプラ出力 $y(t; x)$ 間のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$, $f=131$ Hz

図-6 骨表面の振動の超音波ドプラ法による測定結果 (被験者A)

図-7 骨表面の振動の超音波ドプラ法による測定結果 (被験者B)

λ とそれから算出される位相速度 c の値は次のようになる。

$$\lambda = 0.78 \text{ m}, c = 86.78 \text{ m/s} \quad (f = 111 \text{ Hz})$$

ここで、被験者 A の骨の縦波の伝搬速度を $1,900 \text{ m/s}^{11)}$ と仮定し、骨の厚さを $h = 2 \text{ cm}$ 一様と近似すると、式(3)、式(4)から曲げ波の波長 λ_B 、曲げ波の伝搬速度 c_B は次のように算出される。

$$\lambda_B = 0.78 \text{ m}, c_B = 87.23 \text{ m/s} \quad (f = 111 \text{ Hz})$$

これらの値は、上記実験の λ と c の値とほぼ一致している。なお、この実験において、上記 $f = 111 \text{ Hz}$ の x_{\max} 点における骨の径方向の振動速度は 0.084 mm/s であった。

図-7(a)は被験者 B に対する点 $x = 14 \text{ cm}$ に関して測定した超音波ドプラ信号の出力 $y(t; x)$ のパワースペクトルを示す。この中の 131 Hz のピーク周波数を用いて図-6と同様に得られた橈骨における速度分布の絶対値 $|H(f; x)|$ を図-7(b)に示す。図-7(c)はこの際のコヒーレンス関数 $\gamma^2(f; x)$ を示している。これらの値から求めた速度分布の定在波の波長 λ とそれから算出される位相速度 c の値は次のようになる。

$$\lambda = 0.68 \text{ m}, c = 89.25 \text{ m/s} \quad (f = 131 \text{ Hz})$$

ここでも同様に、被験者 B の骨の縦波の伝搬速度を $1,900 \text{ m/s}^{11)}$ と仮定し、骨の厚さを $h = 2 \text{ cm}$ 一様と近似すると、式(3)、式(4)から曲げ波の波長 λ_B 、曲げ波の伝搬速度 c_B は次のように算出される。

$$\lambda_B = 0.72 \text{ m}, c_B = 94.75 \text{ m/s} \quad (f = 131 \text{ Hz})$$

これらの値は、上記実験値とほぼ一致している。なお、この実験において、上記 $f = 131 \text{ Hz}$ の x_{\max} 点における骨の径方向の振動速度は 0.139 mm/s 、振幅は $0.169 \mu\text{m}$ である。

5. 結 論

臨床的応用を目指して、大型加振器を用いて左手の尺骨を白色雑音で加振し、橈骨表面上の速度分布を超音波ドプラ法により *in vivo* で測定し、それを分布定数線路モデルと整合し、骨の表面における速度分布の定在波の波長から算出される位相速度を求めるための手法を提案した。また、この手法により骨の特性インピーダンスに対する両端に存在する関節の機械的なインピーダンスも求めることができる。基礎実験と2名の被験者への適用結果から本手法の有効性を示した。今後、臨床への応用を図る予定である。

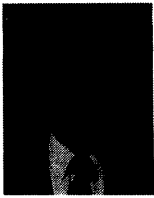
文 献

- 1) L.E. Kinsler and A.R. Fray, *Fundamentals of Acoustics* (Wiley, New York, 1950), Chap. 1-3.
- 2) J.M. Jurist, "In vivo determination of the elastic response of bone I. Method of ulnar resonant frequency determination," *Phys. Med. Biol.* **15**, 417-426 (1970).
- 3) G.A. Thompson, "In vivo determination of bone properties from mechanical impedance measurements," Reprints, Annu. Sci. Meet. Aerosp. Med. Assoc., Las Vegas, Nevada, May, 133-134 (1973).
- 4) 古渡千桂, 中士幸夫, 野村彰夫, 下村智子, 小林史利, 斎藤保典, 鹿野哲生, "インパルス衝撃法による長管骨骨折の治療評価および健康人頸骨の力学的特性の生体内測定," MEとバイオサイバネティクス研究会資料, 電子情報通信学会, 1-7 (1992.9).
- 5) B.S. Mather, "Comparison of two formula for *in vivo* prediction of strength of femur," *Aerosp. Med.* **38**, 1270-1272 (1967).
- 6) 谷口文朗, 佐藤秀紀, 岩田佳雄, "生体内頸骨の動的特性と評価," 日本機械学会第70期全国大会講演論文集, OS. 36-428 (1992.9).
- 7) J.L. Katz, A. Meunier, H.S. Yoon, P.K. Das, L. Biro, R. Maharidge, F. Vosburgh and P. Christel, "An *in vitro* study of normal and pathological human femora," *Biomechanics in China, Japan, and U.S.A.* (Science Press, Bei-jing, China, 1984).
- 8) A. Meunier, H.S. Yoon and J.L. Katz, "Ultrasonic characterization of some pathological human femora," *IEEE Ultrason. Symp.*, 713-717 (1982).
- 9) J.D. Craven, M.A. Costatini, M.A. Greenfield and R. Stern, "Measurement of the velocity of ultrasound in human cortical bone and its potential clinical importance," *Invest. Radiol.* March-April **8**, 72-77 (1973).
- 10) R. Heaney, L. Avioli, C. Chesnut, III, J. Lappe, R. Recker and G. Brandenburger, "Osteoporotic bone fragility," *J. Am. Med. Assoc.* **261** (20), 2986-2990 (1989).
- 11) G. Brandenburger, L. Avioli, C. Chesnut, III, R. Heaney, R. Poss, G. Pratt and R. Pecker, "In vivo measurement of osteoporotic bone fragility with apparent velocity of ultrasound," *IEEE Ultrason. Symp.*, 1023-1027 (1989).
- 12) 喜安善市, 齊藤伸自, 電気回路, 第8, 9章 (朝倉書店, 東京, 1977).
- 13) 子安 勝, 中野有朋, 五十嵐寿一, 橘 秀樹, 時田保夫, 音響工学講座(5) 騒音・振動(下), 日本音響学会編 (コロナ社, 東京, 1982).
- 14) 化学便覧, 改訂3版基礎編2, 日本化学会編 (丸善, 東京, 1984).

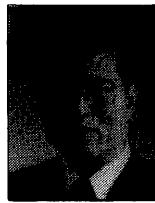


朴 茂 薫

1990年韓国・慶北大・工卒。1993年東北大学院博士課程前期修了。現在、同大学院博士課程後期在学中。生体組織の音響特性の超音波計測に関する研究に従事。

**金井 浩**

昭和56年東北大・工卒，昭和61年同大学院博士課程修了。工博。同年東北大・情報処理教育センター助手，昭和64年東北大・工・電気工学科助手。講師を経て，平成4年6月同学科助教授，現在に至る。音響振動・超音波などの生体計測とデジタル信号処理・スペクトル推定に関する研究に従事。昭和62年石川賞，平成2年本学会粟屋賞，平成3年電子情報通信学会篠原賞等受賞。日本音響学会，電子情報通信学会，電気学会，日本機械学会，超音波医学会，日本ME学会，日本循環器学会，IEEEの各会員。

**中鉢 憲賢**

昭和31年東北大・工卒。工博。昭和40年東北大・電気通信研究所助手，昭和41年同研究所助教授，昭和54年より東北大・工・電気工学科教授。この間超音波工学の研究に従事し，特に我が国の超音波顕微鏡の開発に大きく貢献した。最近は超音波の医学への新しい応用面の開拓を進めている。昭和39年電子通信学会稲田賞，平成2年に電気学会学術振興賞(進歩賞)及びIEEE-UFFC論文誌最優秀論文賞等受賞。日本音響学会(平成2年～3年東北支部長，平成3年より理事)，電気学会，電子情報通信学会，応用物理学会，IEEE，超音波医学会，日本ME学会，日本機械学会，非破壊検査協会の各会員。