ノ ー ト

Piezoelectric and Elastic Constants of Bone

by

Hideatsu MAEDA, Keishiro TSUDA, and Eiichi FUKADA*

(Research Institute for Polymers and Textiles, Sawatari, Kanagawa-ku, Yokohama, 221
and *The Institute of Physical and Chemical Research, Wako, Saitama 351)

The piezoelectric and elastic constants of bone were determined at 10Hz in the range of temperature from -150 to 150°C . The piezoelectric constant of dry bone was nearly independent of temperature. The piezoelectric constant of 7.4% hydrated bone was larger than that of dry bone at temperatures below 0°C , but smaller at temperatures above 0°C . Similarly, the elastic constant of hydrated bone was larger than that of dry bone at below -30°C , and smaller at above -30°C . A theoretical estimate of the piezoelectric constant of bone was made by using a parallel combination model of collagen fibers and hydroxyapatite crystals, which was in agreement with the observed value.

骨の圧電性と粘弾性

前田 秀篤・津田圭四郎*・深田 栄一**

(原稿受理: 1976年12月4日)

1. 緒 言

近年、骨の構造と物性に関する研究が盛んになってきている。一つは材料力学の分野から、もう一つは医学的な分野からである。前者はやわらかい有機物の繊維である一軸配向したコラーゲン繊維と、その回りにあるかたい無機物であるハイドロオキシアパタイトからなる物質が外部応力に対して、どのようなレスポンスをするかを知り、材料面での有意義な知見を得ようとするものである。一方、後者の中には電気的刺激や、外部応力が骨の生長とどのように関連しているかを知ることが目的とする立場がある。

骨の物性に関する研究の中で弾性率に関する実験が最も盛んである。弾性率の異方性を調べたもの、ある一定温度における弾性率の周波数と水和の依存性を調べたもの、コラーゲン繊維と無機物の複合体の立場から弾性率を論じたもの等がある。骨の圧電率の研究は、最近非常に注目され始め、その異方性を調べたものや、温度依存性を調べたもの、またある一定温度における周波数依存や水和の効果を調べたもの等がある。しかし現在のところ、粘弾性の低温における水和の影響、圧電率の水和効果等、十分に調べられているとは言えない。このようなことを考慮に入れて、我々は牛の骨の圧電率、弾性率の温度と、吸湿量依存性を調べた。

2. 試料および実験方法

牛の骨をアルコールで10日間脱水した後、乾燥させる。骨を便宜的に円筒状の形をしているとして、その長軸方向と平行な矩形の板を切り出し、これをもとにして目的に応じた試料を作った。圧電用の試料は、その長辺の方向が骨の長軸(繊維軸)と 45° をなすようにし、 $2.0 \times 0.7 \times 0.04 \text{ cm}^3$ にした。粘弾性用の試料は長辺が繊維軸方向のものと、それに直交するものが作られ、 $2.2 \times 0.12 \times 0.03 \text{ cm}^3$ の大きさにした。実験は圧電率、弾性率ともに 10Hz の応力のもとに、 $-150 \sim 150^{\circ}\text{C}$ の間で行った。また、実験装置は既に報告されている¹⁾ので省略する。

3. 結 果

我々の測定した圧電率は、 d_{14} の複素圧電率 ($d_{14} = d' - id''$) である。これは先に述べた試料の長辺方向(繊維軸と 45° の角度をなしている)に 10Hz の応力を加えた時、試料面に垂直な方向の分極量を測定しているからである。Fig. 1, 2 に吸湿量(重量パーセント)を変えた、圧電率の d' , d'' の温度依存性を示す。結果を要約すると、

- 乾燥状態では温度依存性はない。
- 水和の増加とともに 0°C 付近を境にして、それより低温側では圧電率の実数部分 d' は、乾燥状態に比べて増大し、

* 繊維高分子材料研究所 横浜市神奈川区沢渡 4-1

** 理化学研究所 埼玉県和光市広沢 2-1

Fig. 1. Temperature dependence of the real part, d' , of the piezoelectric constant, $d = d' - id''$, for bone with different hydration.

Fig. 2. Temperature dependence of the imaginary part, d'' , of the piezoelectric constant, $d = d' - id''$, for bone with different hydration.

Fig. 3. Temperature dependence of the elastic constant, $c_L = c'_L + ic''_L$, for hydrated and dry bone.

Fig. 4. Temperature dependence of the elastic constant, $c_T = c'_T + ic''_T$, for hydrated and dry bone.

高温側では減少する。

c. d'' のピークは -120°C , 20°C , 100°C 付近に三つ現れている。 -120°C と 20°C のピークは水和とともに低温側にずれ、そのピークの高さは水和とともに増大し、幅は狭くなる。

次に Fig. 3, 4 に繊維軸方向の弾性率 $c_L = c'_L + ic''_L$ と、繊維軸に 90° 方向の弾性率 $c_T = c'_T + ic''_T$ の温度と吸湿量変化を示す。結果を要約すると、

- 弾性率の実数部は $-50 \sim -30^\circ\text{C}$ 付近を境にして、低温側では水和している方が弾性率が高く、高温側では逆転する。
- 繊維軸方向の弾性率 c'_L は、垂直方向の弾性率 c'_T の約 1.5 倍である。
- -120°C 付近に損失ピークが現れる。水和の増大とともに低温側にずれ、その高さは水和量の増大とともに高くなり、幅は狭くなる。

4. 考 察

骨を簡単にモデル化して圧電率を定式化し、更に実験結果を整理し、検討する。骨を構成している要素をコラーゲン繊維とハイドロキシアパタイトに限ることにする。また、結晶の対称性からコラーゲン分子は圧電性を示し、ハイドロキシアパタイトは圧電性を示さないことがわかっている。更にこの二つの成分が Fig. 5 のように応力 T の方向に対して並列で、電極面に垂直な方向に対しては直列になっている二層張り合わせモデルを用いることにする。骨の圧電率を d_b とすると（一般に圧電率は d で示される）。

Fig. 5. A simplified model of bone. A two-layer structure is assumed: Hydroxyapatite crystals are embedded between oriented collagen fibers. The stress is given in the direction of orientation of collagen fibers and the polarization is observed in the direction perpendicular to the layers.

$$d_b \equiv \frac{P_b}{T_b} = \phi \cdot d_c \cdot \frac{\epsilon_b \cdot c_c}{\epsilon_c \cdot c_b} \quad (1)$$

ここで、 P は分極量、 T は応力、 ϕ は体積分率、 ϵ は誘電率、 c は弾性率を示している。また、添字 b, c はそれぞれ骨、コラーゲンを意味している。

式(1)を用いて実験結果を考察する。乾燥状態では ϵ_b, c_b の温度変化はあまりない²⁾(Fig. 3, 4)。また d_c, ϵ_c, c_c の温度変化もほとんどないことが既にわかっている³⁾。式(1)を見ればわかるように、このことは乾燥状態では d_b の温度変化が十分小さいことを示唆しているが、実際、骨の圧電率の測定からわかるように、乾燥状態では d_b は温度変化しない。一方、水和した骨の圧電率は室温

以下では乾燥状態より大きい、室温以上ではむしろ小さくなっている。水和したコラーゲンは、結晶化度が增大するというX線回折からの事実があるので、式(1)の $\phi_e \cdot d_e$ の増大が d_b を増大させる原因になっているのではないと思われる。また、温度の上昇とともに圧電率の減少する主な原因は吸着した水分子の動きやすさの増加に伴い、式(1)の ϵ_b/ϵ_e が減少するためであると思われる。このことはコラーゲンの直流電気伝導度がハイドロオキシアパタイトよりも大きいということを意味している。それは両者の水和の程度の差などが原因になっているのかもしれない。

更に、式(1)を用いて -150°C における d_b を数値的に見積る。ただし、 ϕ_e は0.5としてある。また -150°C における乾燥した場合の骨の弾性率は 1.3×10^{11} dyn/cm²、誘電率は8.2、同様にコラ

ーゲンの圧電率は 6.0×10^{-8} 、弾性率は 3.0×10^{10} dyn/cm²、誘電率は4.5である。これらの値を用いると、骨の乾燥状態の圧電率 d_b は式(1)から 8.5×10^{-9} と予想される。これは実測値 6.8×10^{-9} よりやや高いが、式(1)自体が近似式なので、よい一致と思われる。

文 献

- 1) Furukawa, T., and E. Fukada, *Rept. Progr. Polym. Phys. Japan*, **18**, 359 (1957).
- 2) Maeda, H., K. Tsuda, and E. Fukada, *Japan. J. Appl. Phys.*, **15**, 2333 (1976).
- 3) Fukada, E., H. Ueda, and R. Rinaldi, *Biophys. J.*, **16**, 911 (1976).