

Fig.3 The influence of load on electrical properties of sample A

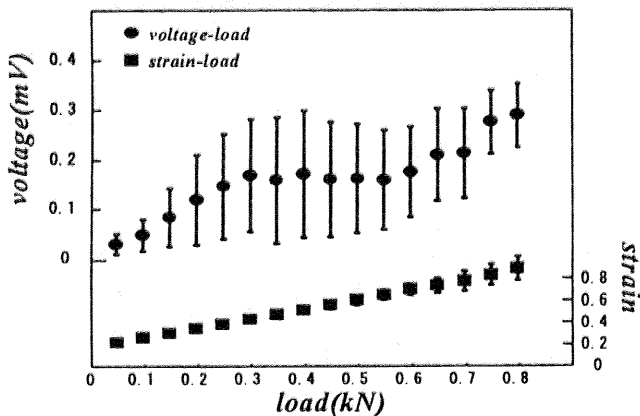


Fig.4 The influence of load on electrical properties of sample B

で圧電性を示す。骨の圧電位の測定はコラーゲン線維，アパタイトそれぞれの圧電位を同時に測定していると考えられるが，アパタイトの結晶構造が破壊することにより生ずる圧電位は低下する。そのため荷重の増加とともに，コラーゲン線維の発生する圧電位の大きさは増加しても，アパタイトの破壊が進行することによりアパタイトの圧電位は低下し，その結果，骨全体の圧電位は平衡状態に落ち着くと考えられる。

試験片AとBにおいて圧電位が一定となる作用荷重はそれぞれ異なり，試験片Aでは1kN，試験片Bでは約0.3kNであった。これは骨の力学的異方性に起因すると思われる。即ち，骨の力学的強度は，コンクリート中の鉄骨と同じ役割を果たすオステオンが骨軸方向に配向しているため，接線方向より骨軸方向においてより高い。本実験においては，試験片Aの方が試験片Bより力学的強度は高く，そのため，試験片Aでは荷重値が1kN付近から，試験片Bでは試験片Aより低い荷重値の0.3kN付近からアパタイトの破壊が始まるとともに，圧電位が一定になったと考えられる。

図5，6は試験片AとBの圧電位一周波数およびひずみ一周波数の関係をそれぞれ示している。両図とも骨試験片のひずみは全周波数帯において一定で，低周波数域では，骨の圧電位は増加傾向を示すが，3~5Hz帯ではほぼ一定の値を示した。5Hz以上の周波数帯では圧電位は減少する傾向が見られた。つまり，ひずみ量が不変であっても，骨試験片の示す圧電位の大きさは周波数によって変化する結果を得た。この原因として，流動電位，即ち，分子の極性基に

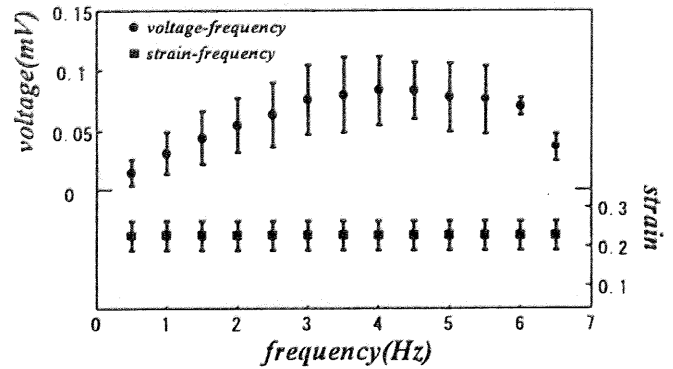


Fig.5 The influence of frequency on electrical properties of sample A

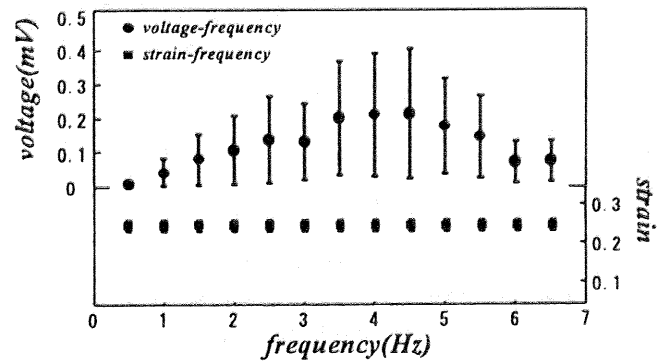


Fig.6 The influence of frequency on electrical properties of sample B

よる表面電荷のある細管の中を電解質が流れる際に，流れの上流と下流の間の生ずる電位差の影響が考えられる。極性分子である骨のコラーゲン線維やアパタイトは表面電荷を有し，電解質である体液が流動できる間隙構造を持つ組織があれば常に流動電位発生の可能性があるため，骨試験片を湿潤状態で用いている本実験では十分流動電位の発生は考えられる。さらにGuzelsuとWalsh³⁾は骨の流動電位と体液の流動速度には比例関係が存在すると報告しているように，本実験においてもひずみ速度の増加は骨試験片内の水分の流動速度を増加させ，その結果，流動電位が増加して骨全体の圧電位も増加傾向を示したと考えられる。これより，骨の共振周波数は3~5Hz付近に存在することが推察される。

結言

- ①荷重の増加に伴い圧電位は増加傾向を示した後，一定の値で平衡状態に落ち着く傾向が見られ，骨の圧電位-作用荷重の関係は圧電工業材料が示す正の相関関係とは異なるものであった。
- ②骨の圧電位はあるひずみ速度においてピーク値をとる傾向が見られ，骨の圧電特性は圧電工業材料にはない特有のひずみ速度依存性を示した。

参考文献

- (1)Fukada, E. and Yasuda, I, J. Biomechanics,6(1973),69-77, 187-193.
- (2)外川 裕，日整会誌 1983, 57, 817-835.
- (3)Guzelsu, N. and Walsh, W.R., J. Biomechanics, 23(1990), 673-685.