

108 力学的刺激による生体骨の反応—生体骨の圧電効果—

Reaction of Bone Subjected to Mechanical Load -Piezoelectric Effect Arising in Bone-

村澤 剛* (山形大・工), 高倉 純* (山形大・工)

小川 数馬** (金沢大学・学際科学実験センター)

Go MURASAWA, Jun TAKAKURA
and Kazuma OGAWA

*Yamagata University, 4-3-16, Jonan, Yonezawa

**Kanazawa University, 13-1, Takaramachi, Kanazawa

1. 緒言

近年, スマートマテリアルやスマートストラクチャが注目を集め, これまでに多くの材料開発と機能評価および応用が行われてきている。しかしながら, 本当の意味でのスマート構造体とはどのようなものであろうか? その一つの答えとして, 「生体」があげられる。人間をはじめとする生体はまさにスマートであり, ここには複雑なスマート構造系が存在する。

生体骨は自身に生じる応力・ひずみにより自己適応変化し, 最適な形状となるスマートマテリアルである。もちろん, 生体骨単体で自己適応変化する訳ではなく, 筋肉, 血流, 骨細胞, ホルモン等との相互作用によって変化していくスマート構造体である。また, 骨は力学的な負荷によって電位が生じることが知られている。この骨の圧電現象は, Yasuda らが 1950 年代に発見し, 骨中のコラーゲン繊維のひずみによるものとされている。この発見以来, 骨の圧縮により負の電荷が発生すること, 骨に電氣的刺激を加えると陰極周辺に多量の仮骨形成が認められること, これらの圧電効果は生骨に限らず乾燥骨, 煮沸骨, 脱灰骨にも生じることなどが報告されている。また, 近年, 骨折治療法として, 超音波による治療が多く用いられている。生体骨に力学的刺激を与えて骨形成を活性化させようと言うものである。しかしながら, 現在, この「生体骨に力学的刺激を与える方法」についてはまさに世界的に模索している状況である。

本研究では, 「リズムを有する電氣的刺激による生体骨の自己再生活性化」を大目的に, 以下の流れで研究を行っていく予定である。

- 生体骨の力学的刺激による電氣的反応
- 電氣的刺激を与えるシステムと生体骨形成のその場観察システムの構築

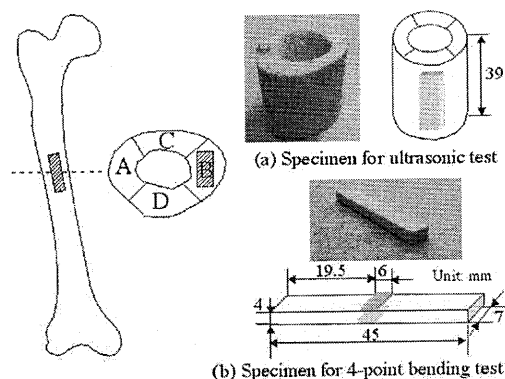


Fig. 1 Specimen configurations

- リズムを有する電氣的刺激による生体骨の自己再生活性化のその場観察
- 再生医療への応用

本報告では, 「生体骨の力学的刺激による電氣的反応」に関する実験結果の一部を報告する。まず, 用いる試験片の骨密度を評価するために, 超音波を用いて骨中の超音波伝ば速度を計測した。つぎに, 4点曲げ試験を破断まで行い, 得られた応力-ひずみ線図と電氣的反応の関係を調べた。さらに, 生体骨は粘弾性的性質を示すことから, 繰返し負荷試験をはじめとする時間依存を示す試験を行い, 粘弾性特性とこの時生じる電氣的反応の関係を調べた。結果として以下のことが得られた。(1) 大腿骨の円筒肉厚部(緻密骨)の円周方向位置による骨密度変化は小さい。(2) 本研究で用いた骨の応力-ひずみ線図は破断まで弾性変形を示し, このとき骨から生じた電圧(電氣的反応)は変形の初期で単調に増加し, 後に飽和状態に達した。(3) 粘弾性的性質により, 負荷に対して電氣的反応は遅れて生じた。

「生体骨の力学的刺激による電氣的反応」を調査し, さらにその反応を刺激として生体骨に与えることで, 生体骨の自己再生活性化への糸口を見いだすことができる可能性がある。このように, 「生体中の材料の挙動を調べ, その結果から生体の潜在能力(治療力)を最大限に引き出すことを試みる」といった研究は, これからの医工学において重要なキーポイントとなってくるものと考えられる。

2. 試験材料および実験方法

(1) 試験材料

試験材料として黒毛和牛 2 歳メスの大腿骨を用いた。超音波伝ば速度の実験では図 1 (a) の大腿骨を輪切りにし, 骨髓を除去した円筒形状の試験片を用い, 4点曲げ試験では円筒形状から図 1 (b) のように短冊状に切り出した緻密骨を試験片として用いた。また, 4点曲げ試験片には図のように銀ペーストで上下面に電極を作成した。

(2) 骨密度評価の基礎実験

生体骨の骨密度が力学的挙動に与える影響は大きい。骨密度の計測には, X 線を用いたものや超音波を用いたものなどがある。超音波を用いた手法は骨中の「超音波伝ば速度」やその「減衰率」から計測され, すでに製品として市場に出ている。しかしながら, それらは非常に高価であり, メーカーによってその骨密度推定の方法が異なる。本研究では生体骨中に伝わる超音波の伝ば速度によって骨密度を評価することを試みた。Biot らは弾性波動論から多孔質材中の波の伝ば速度と多孔質材料の密度の関係を導いており, とりわけ昨今, 界面骨の骨密度推定にこの式が多く用いられている。

本研究では, まず, 周波数 1 および 2MHz の超音波伝ば速度を図 2 の装置を用いて計測した。計測は図 1 (a) の円

筒形試験片を用いて、円周方向にA,B,C,Dと区切り、それぞれの領域に対して骨の長軸方向の超音波伝ば速度を計測した。これにより試験片を取り出す位置（円周方向位置）による骨密度の相違を評価する。

(3) 力学的負荷と電気的反応

4点曲げ試験を行い、骨に生じる電気的反応（電圧）をモニタリングした。試験は図1(b)の短冊形試験片を用いた。また、図3に用いた機器を示す。電圧は図に示すように試験片の最大引張面と圧縮面との差を計測した。さらに、試験機から得られる荷重、変位および骨に生じる電圧のモニタリングソフトウェアをLabVIEWにより作成した。そして、本実験では、力学的負荷として以下の負荷を与えた。

- 破断までの4点曲げ負荷（応力-ひずみ線図と電気的反応）

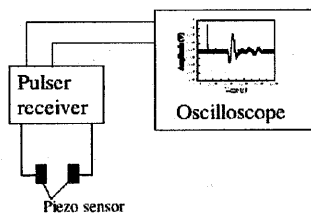


Fig. 2 Experimental setup of ultrasonic test

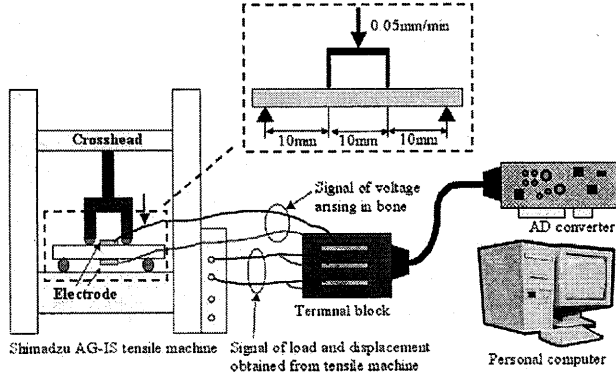


Fig. 3 Experimental setup of 4-point bending test

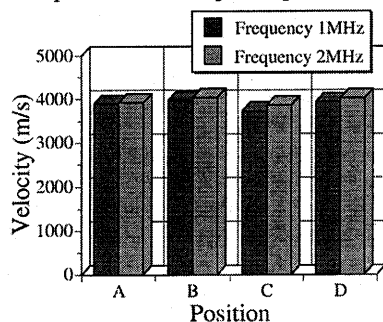


Fig. 4 Velocity in bone

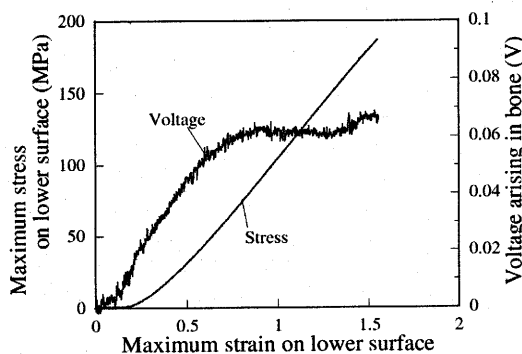


Fig. 5 Tensile loading test upto fracture

- 繰返し4点曲げ負荷・除荷、応力緩和およびクリープ試験（粘弾性特性と電気的反応）

これら負荷中の応力-ひずみ-電圧関係を調査した。

3. 実験結果

(1) 生体骨中の超音波伝ば速度

図4は円筒形試験片の円周方向にA,B,C,Dと区切った領域に対して、長軸方向の超音波伝ば速度を計測した結果である。図には周波数1および2 MHzの結果を示してある。図から分かるように、長軸方向伝ば速度の周波数依存性（速度分散）はほとんどなく、円周方向の位置依存性もみられなかった。このことから、大腿骨から試験片を取り出す位置（円周方向の位置）による骨密度変化は小さいものと予測される。

(2) 応力-ひずみ関係と電気的反応

図5は短冊形試験片に対して、破断まで4点曲げ負荷を行ったときの試験片下面（最大引張面）での応力-ひずみ線図である。図には、試験片から生じる電圧もあわせて示してある。図から、応力-ひずみ線図は破断まで弾性変形を示していた。一方で、生じた電圧は変形の初期で単調に増加し、後に飽和状態となり、破断直前で若干の上昇を示した。この電圧の飽和は、変形中に生じる損傷と何らかの関係があると思われる。

(3) 粘弾性特性と電気的反応

図6は短冊形試験片に対して、繰返し4点曲げ負荷・除荷を行ったときの負荷荷重-時間線図と試験片から生じる電圧-時間線図をあわせて示したものである。図から、電圧は負荷により増加し除荷により減少しているものの、除荷後に電圧が0とならず、負荷荷重に対して電圧が遅れて生じている様子がうかがえる。

4. 結言

「生体骨の力学的刺激による電気的反応」に関する実験を行い、以下の結果が得られた。(1) 大腿骨の円筒肉厚部（緻密骨）の円周方向位置による骨密度変化は小さい。(2) 本研究で用いた骨の応力-ひずみ線図は破断まで弾性変形を示し、このとき骨から生じた電圧（電気的反応）は変形の初期で単調に増加し、後に飽和状態に達した。(3) 粘弾性の性質により、負荷に対して電気的反応は遅れて生じた。今後、さらに種々の「生体骨の力学的刺激による電気的反応」を調査し、その後に「リズムを有する電気的刺激による生体骨の自己再生活性化」の研究実施に移りたい。

謝辞

超音波を用いた実験では、青山学院大学助手、長秀雄博士にご協力いただいた。ここにおいて深い感謝の意を表する。

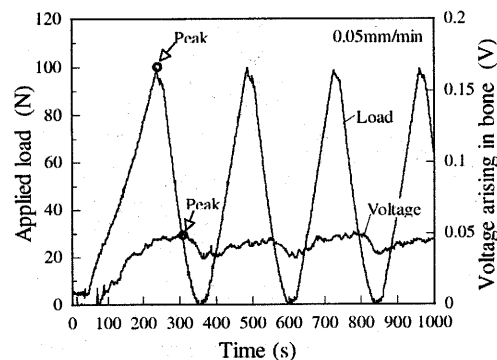


Fig. 6 Cyclic loading test