

## 609 関節軟骨の衝撃応答特性

## Mechanical Response of Articular Cartilage under Impact Load

○新谷 明広 (室蘭工大院), 藤木 裕行 (室蘭工大), 臺丸谷 政志, 塩崎 修

Akihiro SHINTANI, Hiroyuki FUJIKI, Masashi DAIMARUYA, Osamu SHIOZAKI, Muroran Institute of Technology

## 1. 緒言

近年, 高齢化社会が進み, それに伴い変形性膝関節症や慢性リウマチなどの軟骨疾患を持つ患者の増加が見受けられる。現在, その治療法として人工関節置換手術が数多く行われている。しかし, 耐食性金属やセラミックスと超高分子量ポリエチレンの組み合わせからなる人工関節は, 摩擦により緩みが生じ, 最悪の場合再度置換手術を行わなければならないといった問題がある。この問題の解決策として, 人工軟骨の使用が検討されており, その有力な材料が近年開発されてきている。

関節軟骨の主な機能として円滑な摩擦を実現させるための潤滑機能, 段差を飛び降りたりしたときに生じる衝撃吸収機能がある。潤滑機能に関する研究は多方面で行われているのに対し, 衝撃吸収機能に関する研究はあまりされておらず, 衝撃荷重負荷時の関節軟骨の機械的特性はわかっていない。

本研究ではスプリット・ホプキンソン棒法を応用した落錘型衝撃水中圧縮試験機の設計・製作を行い, 豚膝蓋軟骨と人工軟骨の衝撃圧縮試験, ならびに静的圧縮試験をそれぞれ空气中と生理食塩水中で行った。

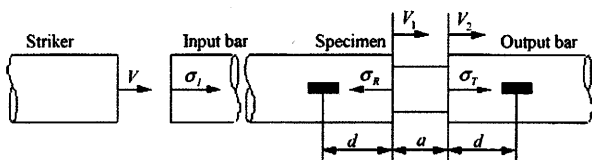
2. スプリット・ホプキンソン棒法圧縮試験の測定原理<sup>(1)</sup>

Fig.1 Diagram of split Hopkinson pressure bar

入・出力伝達棒の質量密度, 縦弾性係数, 弾性波伝播速度をそれぞれ  $\rho$ ,  $E$ ,  $c$  とし, 試験片の長さを  $a$  とする (Fig.1 参照)。

衝撃棒と入力伝達棒の衝突によって生じた入射圧縮応力波  $\sigma_I$  は入力伝達棒内を右方へ伝播し試験片との接触面に達する。ここで  $\sigma_I$  は試験片に伝えられる透過応力波と入力伝達棒に反射される反射引張り応力波  $\sigma_R$  とに分かれる。また, 試験片に伝えられた応力波は出力伝達棒との接触面に達し, ここでまた試験片内に反射される応力波と出力伝達棒に透過される透過圧縮応力  $\sigma_T$  とに分かれる。今, 入力伝達棒と出力伝達棒の試験片接触端面のそれぞれ  $V_1$ ,  $V_2$  と応力との関係を考慮すれば, 試験片のひずみ  $\epsilon$  は

$$\epsilon = \frac{1}{\rho c a} \int (\sigma_I + \sigma_R - \sigma_T) dt \quad (2.1)$$

となり, またひずみ速度  $\dot{\epsilon}$  は次のように与えられる。

$$\dot{\epsilon} = \frac{1}{\rho c a} (\sigma_I + \sigma_R - \sigma_T) \quad (2.2)$$

なお試験片内の応力  $\sigma$  は両端面の応力値の平均で与えられるとし, 棒および試験片の断面積をそれぞれ  $A$ ,  $A_0$  とすると,

$$\sigma = \frac{A}{A_0} \frac{\sigma_I - \sigma_R + \sigma_T}{2} \quad (2.3)$$

となる。以上のように, 入力および出力伝達棒を伝播する応力波  $\sigma_I$ ,  $\sigma_R$ ,  $\sigma_T$  を知ることで, 試験片のひずみ  $\epsilon$ , ひずみ速度  $\dot{\epsilon}$ , および応力  $\sigma$  の関係を知ることができる。

## 3. 衝撃圧縮試験装置の設計・製作

設計・製作を行ったスプリット・ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験機の寸法と外観を Fig.2 に示す。関節軟骨, 人工軟骨の低強度, 大変形特性を考慮して, 試験片と入・出力伝達棒との機械的インピーダンス差を低減し, 長い衝撃持続時間を持続するために, 衝撃棒, 入・出力伝達棒には直径 10mm, 長さ 1000mm の PMMA (Poly methyl methacrylate) 製丸棒を使用した。入力伝達棒にはそれぞれ試験片面から 700mm, 200mm の位置に, 出力伝達棒には同様に 200mm の位置にひずみゲージをそれぞれ 2 枚軸対象に貼付し, 衝撃応力波の時間変化における挙動を測定し, 試験片の応力, ひずみ, ひずみ速度を算定した。また生理食塩水中での衝撃圧縮試験を行うために, 出力伝達棒には試験片面から 30mm の位置に水槽を取り付けた。

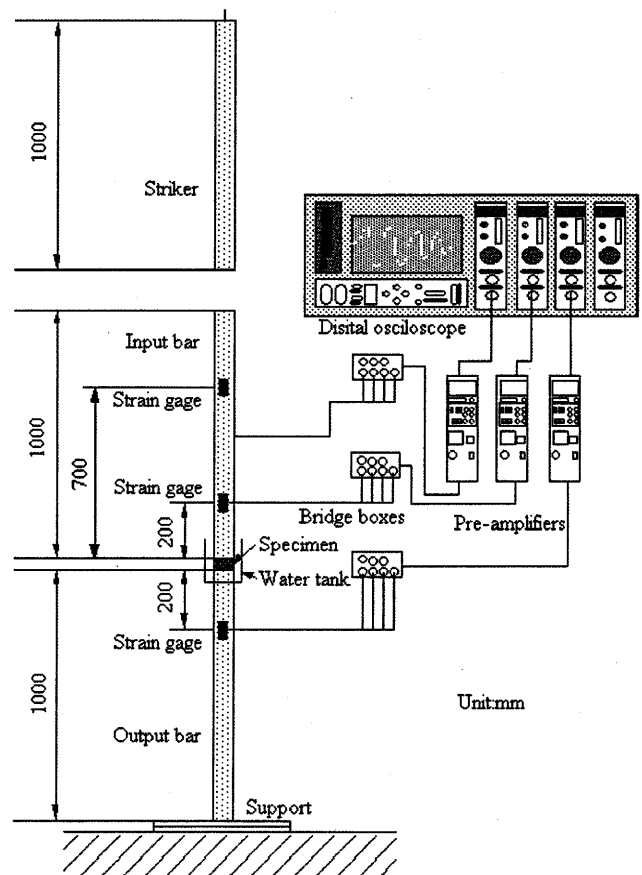


Fig.2 Setup of split Hopkinson bar

#### 4. 試験片

静的、衝撃圧縮試験ともに試験片は豚膝蓋軟骨と人工軟骨材料として PAMPS-PAAm ゲル (以降ゲルとする) を使用した。豚膝蓋軟骨は膝蓋骨に付着しているため、試験前に手術用メスで板状に切り取ったものを円形パンチで打ち抜き、試験片とした。ゲルは板状のものを円形パンチで打ち抜き、試験片とした。なお試験片の乾燥を防ぐため、充分両試験片とも生理食塩水に浸してから加工を行っている。

加工した試験片の寸法は、関節軟骨は直径 7.5mm 程度、厚さ 1.5mm 程度であり、ゲルは直径 8.5mm 程度、厚さ 2.5mm 程度である。

#### 5. 静的圧縮試験

関節軟骨及びゲルについて万能材料試験機 (INSTRON 5566) を使用して静的圧縮試験を行った。試験条件は両試験片について 2 種類のひずみ速度  $10^{-3}\text{sec}^{-1}$ 、 $10^0\text{sec}^{-1}$  で空気中と生理食塩水中でそれぞれ行った。得られた関節軟骨とゲルの応力ひずみ線図を Fig.3, Fig.4 に示す。

関節軟骨はひずみ速度が増加すると応力値が増大するひずみ速度効果が見られた。また同じひずみ速度で比較すると生理食塩水中よりも空気中の方が応力値は高くなった。ゲルはひずみ速度、生理食塩水の有無によらず、ほぼ同じ応力-ひずみ関係となった。

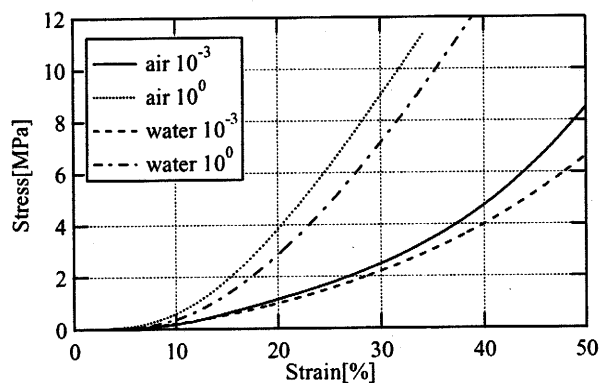


Fig.3 Stress-Strain curves of articular cartilage under static load

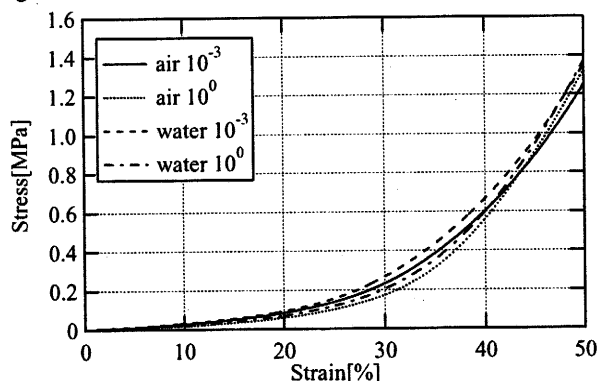


Fig.4 Stress-Strain curves of GEL under static load

#### 6. 衝撃圧縮試験

Fig.2 に示した試験装置により衝撃圧縮試験を、関節軟骨、ゲルについてそれぞれ空気中、生理食塩水中で行った。入出力伝達棒から得られた衝撃応力波の時間に対する変動を Fig.5 に示す。Gage2 と Gage3 の波形が 500~1200 $\mu\text{sec}$  の時間で近接していることから、良好な測定であると言える。

関節軟骨、ゲルの衝撃圧縮試験によって得られた応力-ひずみ線図を Fig.6, Fig.7 にそれぞれ示す。関節軟骨、ゲルともに静的圧縮試験に比べて応力値が増大しており、ひずみ速度効果が見られた。関節軟骨は生理食塩水中では空気中に比べ応力値が増大した。これは高いひずみ速度での圧縮で、間

質液の流出抵抗が増加したためと思われるが、静的圧縮試験では逆の傾向となっており、試験片が生体材料であるため、個体差を考慮に入れて、さらに検討する必要がある。ゲルは静的圧縮試験同様、空気中と生理食塩水中との差異は見られなかった。

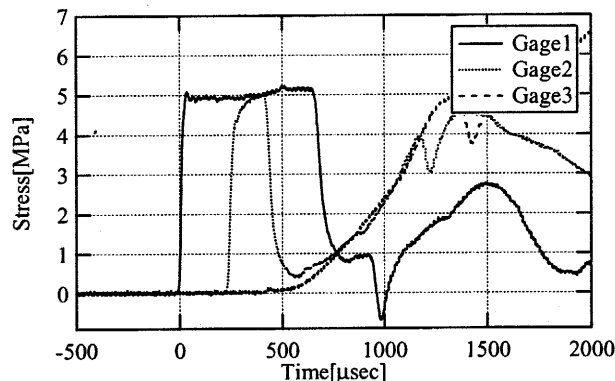


Fig.5 Stress-Time curves

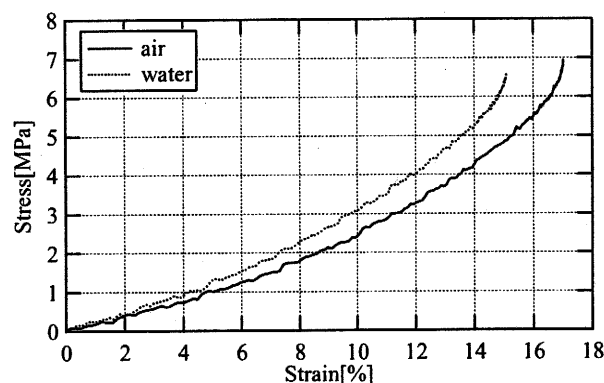


Fig.6 Stress-Strain curves of articular cartilage under impact load

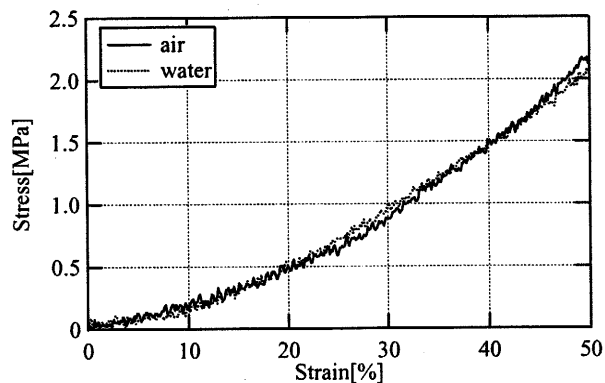


Fig.7 Stress-Strain curves of GEL under impact load

#### 7. 結言

本研究では、関節軟骨と人工軟骨材料ゲルについて静的、衝撃圧縮試験を空気中、生理食塩水中で行った。

関節軟骨は空気中、生理食塩水中ともに低ひずみ速度から高ひずみ速度へ遷移するに従い、応力値が増大するひずみ速度依存性が見られたが、生理食塩水中と空気中の差異については静的圧縮試験と衝撃圧縮試験では逆の傾向となったためさらに検討する必要がある。

ゲルは静的圧縮試験による低ひずみ速度領域でのひずみ速度効果は見られなかったが、衝撃圧縮試験での高ひずみ速度圧縮では応力値が増大した。静的圧縮試験、衝撃圧縮試験ともに空気中と生理食塩水中の差異は見られなかった。

#### 参考文献

- (1) 林, 田中: 衝撃工学, 日刊工業新聞社, (1988)