

725 関節軟骨材料の圧縮衝撃応答特性

Mechanical Behavior of Articular Cartilage Materials under Impact Compressive Loading

○正 藤木 裕行 (室蘭工大)
安田 和則 (北大)

正 臺丸谷政志 (室蘭工大)

Hiroyuki FUJIKI, Muroran Institute of Technology, Mizumotocho 27-1, Muroran
Masashi DAIMARUYA, Muroran Institute of Technology
Kazunori YASUDA, Hokkaido University

Key Words : Impact, Split Hopkinson Bar, Articular Cartilage, Artificial Cartilage, PAMPS-PDMAA

1. 緒言

近年の社会の高齢化に伴い、変形性膝関節症や慢性リウマチなどの関節疾患を持つ患者が増加しており、その治療法として人工関節置換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(UHMWPE)の組み合わせからなる現在の人工関節は摩耗により緩みが生じ、術後 10 数年で再度置換手術を行わなければならない場合が多く、患者への肉体的・精神的負担が問題になっている。この問題の解決策の一つとして人工関節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するための潤滑機能、段差を飛び降りたりしたときに生じる衝撃を緩和する衝撃吸収機能がある。関節軟骨の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なされておらず、衝撃荷重負荷時の関節軟骨の機械的特性自体わかっていないのが実状である。よって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式衝撃圧縮試験機を設計・製作し、関節軟骨ならびに人工軟骨材料の衝撃圧縮試験ならびに静的圧縮試験を行い、これらの材料の圧縮変形特性を評価した。

2. スプリット・ホプキンソン棒法圧縮試験の測定原理

図 1 に示すスプリット・ホプキンソン棒法圧縮試験の測定原理⁽¹⁾⁽²⁾より、試験片の圧縮ひずみ ε 、ひずみ速度 $\dot{\varepsilon}$ 、応力 σ は次式で与えられる。

$$\varepsilon = \frac{1}{\rho ca} \int (\sigma_1 + \sigma_R - \sigma_T) dt \quad (2.1)$$

$$\dot{\varepsilon} = \frac{1}{\rho ca} (\sigma_1 + \sigma_R - \sigma_T) \quad (2.2)$$

$$\sigma = \frac{A}{A_0} \frac{\sigma_1 - \sigma_R + \sigma_T}{2} \quad (2.3)$$

ここで、 σ_1 、 σ_R 、 σ_T はそれぞれ入射圧縮、反射引張、透過圧縮応力波、 ρ 、 E 、 c はそれぞれ入・出力伝達棒の質量密度、縦弾性係数、弾性波伝播速度、 a は試験片長、 A 、 A_0 は入・出力伝達棒および試験片の断面積である。

3. 試験片

静的、衝撃圧縮試験ともに、関節軟骨として豚膝蓋軟骨を、人工軟骨として合成高分子による PAMPS-PDMAA⁽³⁾を使用した。豚膝蓋軟骨は豚膝蓋骨に附着しているため、試験前に

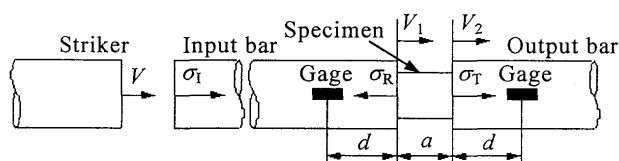


Fig. 1 Schematic diagram of split Hopkinson pressure bar

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、その後厚さを一定に処理して試験片とした。PAMPS-PDMAA は厚さ 2.5mm 程度の板状のサンプルを円形パンチで打ち抜き、豚膝蓋軟骨と同じ厚さに処理している。なお試験片の乾燥を防ぐため、両試験片とも充分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、人工軟骨ともに直径 7mm 程度、厚さ 1.8mm 程度である。

4. 静的圧縮試験

関節軟骨および人工軟骨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}sec^{-1} 、 10^0sec^{-1} で空気中と生理食塩水中の両環境下で試験を実施した。図 1、2 に得られた両試験片の応力-ひずみ線図を示す。

関節軟骨は、ひずみ速度が増加すると各ひずみ値に対する応力値が増大するひずみ速度効果が大きく見られたが、人工軟骨は関節軟骨のそれと比較すると小さなものであった。また空気中と生理食塩水中を比較すると、両試験片とも生理食塩水中の方が応力値は減少していることがわかる。

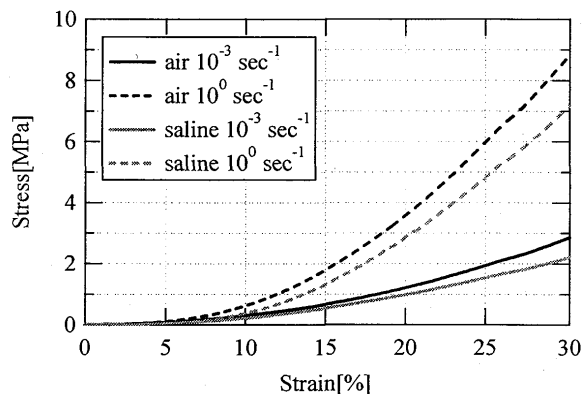


Fig. 2 Stress-strain curves of articular cartilage under static load

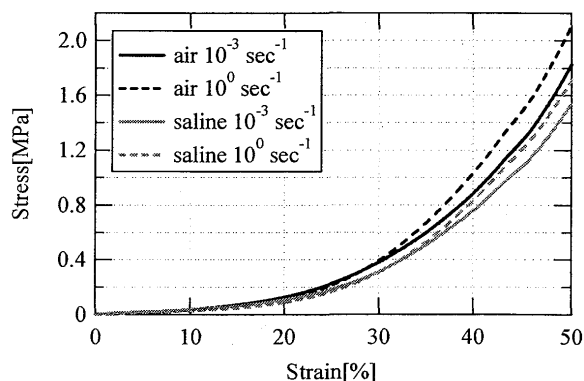


Fig. 3 Stress-strain curves of artificial cartilage under static load

5. 衝撃圧縮試験装置の設計・製作

両試験片の試験が可能な落錘式スプリット・ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験機の設計・製作を行った。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得るために、衝撃棒、入・出力伝達棒には直径 20mm、長さ 1000mm の PMMA (Polymethyl 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、出力伝達棒には試験片面から 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、衝撃応力の時間変化についての挙動を測定し、試験片の応力、ひずみ、ひずみ速度を算出した。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。

6. 衝撃圧縮試験

関節軟骨、人工軟骨についてそれぞれ空气中、生理食塩水中で衝撃圧縮試験を行った。図 4、5 に衝撃圧縮試験によって得られた空气中の関節軟骨、人工軟骨の応力-ひずみ線図を静的圧縮試験の結果と合わせて示す。静的圧縮試験の結果と比較すると両試験片とも各ひずみ量に対し応力値が増大していることがわかる。各ひずみ量に対する応力とひずみ速度の関係より、関節軟骨はひずみ速度 $10^{-3} \sim 10^3 \text{sec}^{-1}$ 程度の範囲で応力値のひずみ速度依存性が見られる。人工軟骨はひずみ速度が静的圧縮試験の範囲ではひずみ速度効果はほぼ見られないのに対し、ひずみ速度 10^3sec^{-1} 程度になると急激なひずみ速度依存性を示すことがわかった。

7. 生理食塩水中での衝撃圧縮試験の問題点

より生体内での環境に近い状況を再現するために、生理食塩水中で関節軟骨、人工軟骨の衝撃圧縮試験を行ったところ、空气中では見られない、出力棒ゲージの立ち上がり部分が急激に変動する現象が確認された。

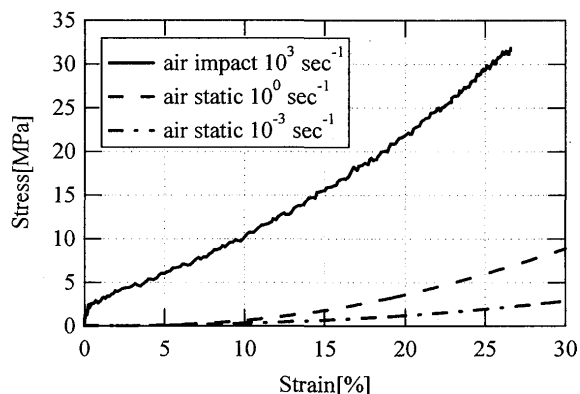


Fig. 4 Stress-strain curves of articular cartilage in the air

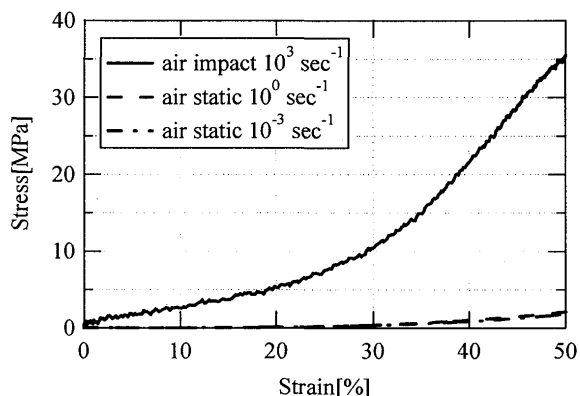


Fig. 5 Stress-strain curves of artificial cartilage in the air

両試験片は試験片内に多量の水分を含んでおり、衝撃圧縮を受けることにより、この水分が流失する。本現象の原因として、この水分流失による試験片特性と、入・出力伝達棒間の試験片がない空間に生理食塩水が存在することによる影響が考えられる。この原因を究明するために、試験片を含水のないゴムに変更し空气中、生理食塩水中の両環境下で衝撃圧縮試験を行った。図 6 にゴムの両環境下での応力-時間線図を示す。図より含水のないゴムでも関節軟骨、人工軟骨同様の出力棒ゲージ (Gage3) 立ち上がり部の変動が見られたため、本現象の原因は入・出力伝達棒間の生理食塩水による影響であることがわかった。

そこでこの影響を考慮した補正を試みたが、現象が複雑で単純な理論では実験結果を再現することはできなかった。つまり、生理食塩水中の衝撃圧縮試験に関しては、今後さらに検討する必要がある。

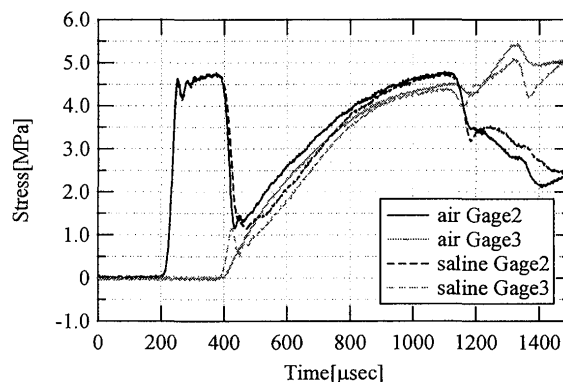


Fig. 6 Stress-time curves of rubber in the air and saline under impact load

8. 結言

本研究では、関節軟骨用衝撃圧縮試験機を設計・製作し、関節軟骨と人工軟骨について静的、衝撃圧縮試験を空气中、生理食塩水中で行い、以下の結言を得た。

- (1) 設計・製作した衝撃圧縮試験機で低強度・大変形特性を持つ関節軟骨、人工軟骨の衝撃圧縮試験を行うことができるようになった。
- (2) 静的圧縮荷重下では関節軟骨、人工軟骨ともに空气中よりも生理食塩水中の方が応力値は低くなった。
- (3) 関節軟骨はひずみ速度 $10^{-3} \sim 10^3 \text{sec}^{-1}$ の範囲でひずみ速度が増加するに従い、応力値が増大するひずみ速度依存性が見られた。
- (4) 人工軟骨はひずみ速度 $10^{-3} \sim 10^0 \text{sec}^{-1}$ の範囲においてはひずみ速度効果はほぼ見られなかったが、ひずみ速度 10^3sec^{-1} 程度の衝撃圧縮試験時にはひずみ速度依存性を示すことがわかった。
- (5) 生理食塩水中で関節軟骨、人工軟骨の衝撃圧縮試験を行ったが、入・出力伝達棒間の生理食塩水の影響により適切な結果は得られなかった。正確な実験のためには今後さらに検討する必要がある。

参考文献

- (1) 臺丸谷 政志, 他: 衝撃荷重下における応力-ひずみ曲線, 室蘭工業大学研究報告(理工編)第 36 号別刷(1986), pp.217-227.
- (2) 横山 隆: ホプキンソン棒法による材料の衝撃変形強度の評価, 非破壊検査第 48 巻 7 号(1999), pp.388-395.
- (3) K. Yasuda et al.: Biomechanical Properties of High-Toughness Double Network Hydrogels, *Biomaterials*, 26(2005), pp.4468-4475.