

201 人工関節軟骨ゲルの動的圧縮変形特性

Dynamic Compression Characteristics of GELs for Artificial Articular Cartilage

○伊藤 敦 (室蘭工大院), 藤木 裕行 (室蘭工大), 臺丸谷 政志 (室蘭工大), 塩崎 修 (室蘭工大)
Atsushi ITOU, Hiroyuki FUJIKI, Masashi DAIMARUYA and Osamu SHIOZAKI, Muroran Institute of Technology

1. 緒言

高齢化社会の進む現在, 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も増加傾向にある. この治療法として人工関節置換術が広く行われているが, 耐食性金属やセラミックス, 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る緩み等から多くの問題が発生する. 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つつあるが, 関節軟骨の複雑な機能と構造, ならびに生体材料であることによる修復機能の存在を考えると, 完全な人工関節軟骨の開発は非常に難しく, 未だに実用化されているものは存在しない.

関節軟骨の主な機能として, 円滑な関節の可動を補助するための潤滑機能, 段差を飛び降りたときなどに生じる衝撃を緩和するための衝撃吸収機能 (圧縮変形特性) 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行われておらず, 衝撃荷重負荷時の関節軟骨の機械的特性はあまりわかっていないのが現状である.

本研究では, 最近開発された人工関節軟骨材料としての応用が考えられている高強度ゲル⁽¹⁾について圧縮変形特性を評価し, 生体関節軟骨との比較を行った.

2. 静的圧縮試験

万能試験機 (INSTRON 5566) を使用して静的圧縮試験を行った. 試験片は生体関節軟骨として豚膝蓋軟骨を, ゲルとしては PAMPS-PAAm, PAMPS-PDMAAm, Cellulose-PDMAAm, Cellulose-Gelatin の 4 種類⁽¹⁾ を用いた. それぞれのゲルは今後 P-PA, P-PD, C-PD, C-G と表記する. 試験条件は全試験片についてひずみ速度 10^{-3} s^{-1} と 10^0 s^{-1} の 2 種類である. 得られた応力-ひずみ線図を Fig. 1 に示す.

この結果より, 生体関節軟骨はこのひずみ速度範囲ではひずみ速度による影響 (ひずみ速度依存性) を大きく受けるが, ゲルは生体関節軟骨と比べて極めて小さい影響しか受けないことがわかる. また, このひずみ速度領域における応力-ひずみ曲線は C-G, C-PD, P-PA, P-PD の順に生体関節軟骨に近くなっている.

3. 衝撃圧縮試験

3.1 スプリット・ホプキンソン棒法の測定原理⁽²⁾ 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 ρ , E , c とし, 試験片の長さを a とする (Fig. 2).

衝撃棒と入力伝達棒の衝突で生じた入射圧縮応力波 σ_1 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 σ_1 は試験片に伝わる透過応力波と入力伝達棒に反射する反射引張応力波 σ_R とに分かれる. また試験片内に伝わった応力波は出力伝達棒との接触面に達し, ここでさらに試験片内に反射する応力波と出力伝達棒に透過する透過応力波 σ_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面におけるそれぞれの速度 V_1 , V_2 と応力との関係を考慮すると, 試験片のひずみ ε は

$$\varepsilon = \frac{1}{\rho c a} \int (\sigma_1 + \sigma_R + \sigma_T) dt$$

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

$$\dot{\varepsilon} = \frac{1}{\rho c a} (\sigma_1 + \sigma_R + \sigma_T)$$

なお, 試験片内の応力 σ 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,

$$\sigma = \frac{A}{A_0} \frac{\sigma_1 + \sigma_R + \sigma_T}{2}$$

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 σ_1 , σ_R , σ_T を知ることで, 試験片のひずみ ε , ひずみ速度 $\dot{\varepsilon}$, および応力 σ の関係を知ることができる.

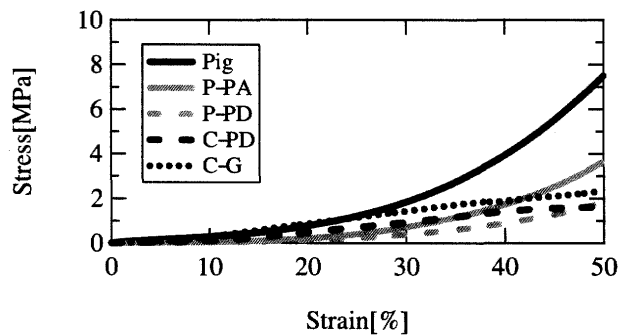
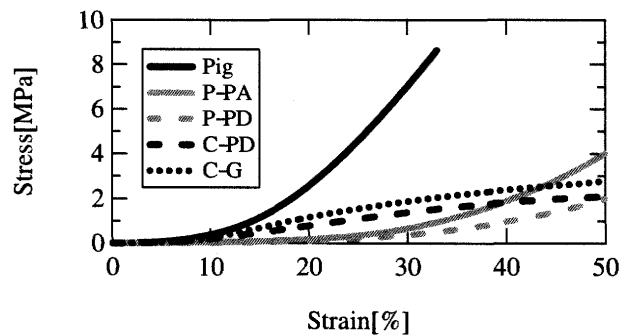
(a) Strain rate of 10^{-3} s^{-1} (b) Strain rate of 10^0 s^{-1}

Fig. 1 Stress-Strain curves of specimens in static loading

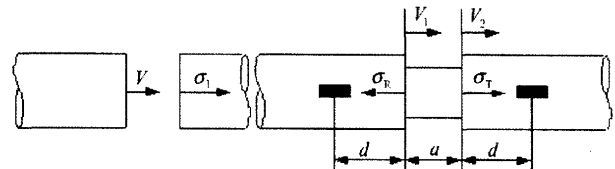


Fig. 2 Schematic diagram of split Hopkinson presser bar

3.2 衝撃圧縮試験装置⁽²⁾ 試験装置の概略図を Fig. 3 に示す. 生体関節軟骨, 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 20mm, 長さ 1000mm の PMMA (Poly methyl methacrylate) 製丸棒を使用した. 入力伝達棒には試験片との接触面から 700mm と 200mm の位置に, 出力伝達棒にも同様に試験片との接触面から 200mm の位置にひずみゲージをそれぞれ 2 枚ずつ軸対称に計 6 枚貼付して, 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。全ての衝撃試験は、衝撃棒の落下高さを 1000mm (入射応力約 5MPa) で実施している。

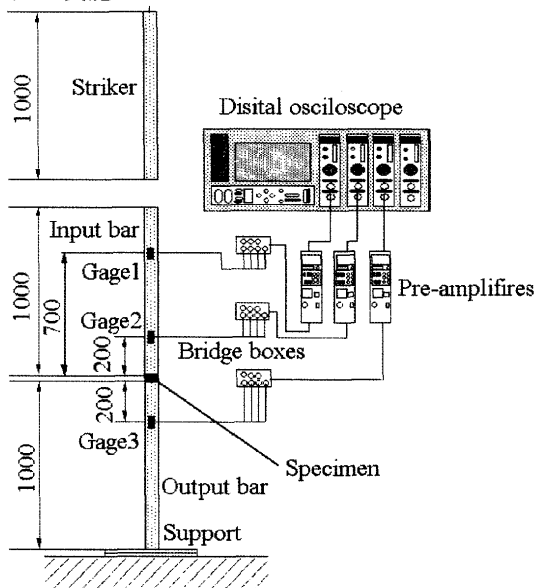


Fig. 3 Experimental setup of split Hopkinson bar test

3.3 衝撃圧縮試験結果 本実験装置は縦型の落錘式スプリット・ホプキンソン棒法衝撃圧縮試験機であるため、試験片には衝撃荷重が負荷される前から入力棒の質量により初期応力・ひずみが発生している。そこで入力棒質量から初期応力を、またこの初期応力値と静的圧縮試験のひずみ速度 10^{-3} s^{-1} の結果から初期ひずみを算出し、応力-ひずみ線図の補正を行った。補正後の衝撃圧縮試験結果を、Fig. 4 に示す。この図より、静的圧縮試験同様、生体関節軟骨よりもゲルの方が大きな変形を示すことがわかる。このひずみ速度領域における応力-ひずみ曲線は P-PA, P-PD, C-G, C-PD の順に生体関節軟骨に近くなっている。

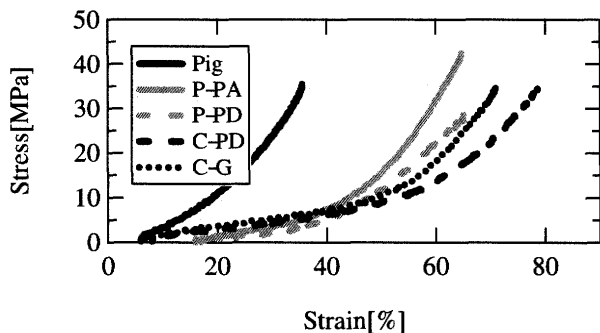
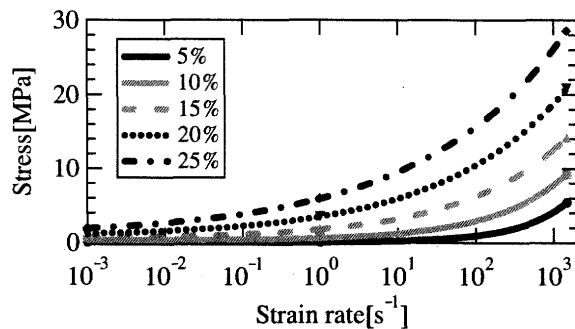


Fig. 4 Stress-Strain curves of specimens in impact loading

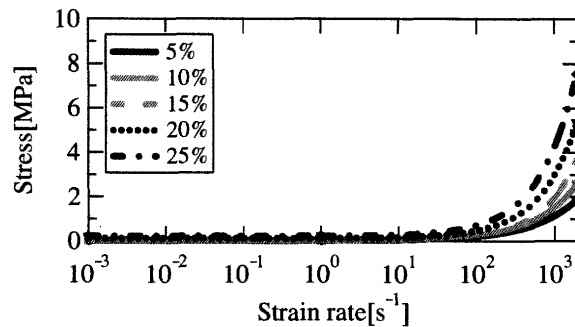
4. ひずみ速度の影響

応力-ひずみ線図に対するひずみ速度の影響の例として、Fig. 5 に生体関節軟骨と P-PD, C-PD の 2 つのゲルサンプルについて、静的試験と衝撃試験をまとめたひずみ速度依存性のグラフを示す。このグラフは、ひずみ量 5% ごとの応力値をひずみ速度の関数で表したものである。なお、P-PA, C-G の結果は、それぞれ P-PD, C-PD の結果と同様の傾向であった。

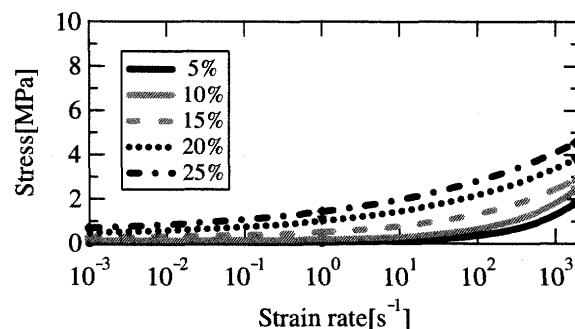
これらの図より、サンプルによってひずみ速度依存性が大きく異なることがわかる。P-PD はひずみ速度 10^2 s^{-1} あたりまでひずみ速度依存性は示さないが、それ以降は大きなひずみ速度依存性を示している。生体関節軟骨と C-PD は応力値に違いはあるものの、本実験の全ひずみ速度範囲にわたってひずみ速度依存性が確認できる。



(a) Articular Cartilage (Pig)



(b) PAMPS-PDMAAm (P-PD)



(c) Cellulose-PDMAAm (C-PD)

Fig. 5 Stress-Strain rate curves of specimens

5. 結言

本研究では豚膝蓋軟骨と人工関節軟骨としての応用が考えられている高強度ゲルについて、静的圧縮試験と落錘型衝撃圧縮試験装置を用いた衝撃圧縮試験を行った。得られた結果は以下の通りである。

- 1) 静的圧縮試験と衝撃圧縮試験の結果より、どのひずみ速度においてもゲルは生体関節軟骨に比べて大きな変形を示す。
- 2) 生体関節軟骨、ゲル共にひずみ速度依存性が確認された。その程度についてはゲルは生体関節軟骨と比較して小さく、またゲルの種類によって依存性のあるひずみ領域が異なっている。
- 3) ゲルの種類によってひずみ速度依存性のあるひずみ領域が異なるため、4 種類のゲルのうち、静的圧縮試験の結果では C-G と C-PD が、衝撃圧縮試験の結果では P-PD と P-PA がそれぞれ生体関節軟骨に近い値を示した。

参考文献

- (1) 東 千夏, 他: 4 種類の高強度超低摩擦ダブルネットワークハイドロゲルの生体内劣化特性の生体工学的評価. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 vol.26(2005), pp.197-204.
- (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, vol.48, No.7(1999), pp.388-395.