

超高分子量ポリエチレンの衝撃圧縮特性に及ぼす 低ガンマ線照射の影響と構成則の検討[†]

小林 公一* 坂本 信* 田邊 裕治**

Effect of Low-Gamma Irradiation on the Impact Compressive Properties of Ultra High Molecular Weight Polyethylene and Its Constitutive Model

by

Koichi KOBAYASHI^{*}, Makoto SAKAMOTO^{*} and Yuji TANABE^{**}

The effects of low-gamma irradiation on the impact compressive properties of ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) were investigated. Gamma irradiation was performed at 30kGy in nitrogen or at 29kGy in air without post-irradiation treatment. Impact compressive tests using the split-Hopkinson pressure-bar (SHPB) technique were performed to measure stress-strain relations up to a true strain of 8% at a strain rate of 260s⁻¹. Gamma irradiation in air significantly increased the Young's modulus and the 0.5% yield stress, and gamma irradiation in N₂ significantly increased the 0.5% yield stress, as determined by impact compressive testing. The impact stress-strain behaviors of both unirradiated and gamma irradiated UHMWPE specimens were compared by the elasto-viscoplastic model proposed by Bergström [Biomaterials Vol.23 p.2329 (2002)]. We found that the elasto-viscoplastic model had a potential to predict the observed impact stress-strain responses.

Key words : Biomaterials, Biomechanics, Ultra-high molecular-weight polyethylene, Hopkinson-bar Technique, Inelastic deformation, Gamma irradiation, Constitutive equation

1 緒 言

超高分子量ポリエチレン (Ultra High Molecular Weight Polyethylene; 以下 UHMWPE) は人工膝関節や人工股関節における荷重支持材および摺動材として多用されてきた。UHMWPE コンポーネントの長寿命化を図るため、クロスリンクによる UHMWPE の摩耗特性の改善^{1), 2)} や、対となる金属性インプラントとの接触動態の測定および解析が行われている。後者については、連続透視 X 線像の解析から、歩行時に UHMWPE コンポーネントと金属性インプラントとの間に隙間が生じ、再び接触する際衝撃荷重が発生すると指摘^{3), 4)} されている。

さらに、これら実験的手法に加え有限要素法などによる数値解析^{5)~7)} が盛んに行われているが、UHMWPE の物性は実験データが限られていることもあって静的実験から求められた値が用いられる場合がほとんどである。しかしながら、UHMWPE は高分子材でありその力学挙動には時間依存性⁸⁾ が存在するので、これら数値解析の精度向上のため動的および衝撃荷重下を含めた幅広いひずみ速度における UHMWPE の力学物性を明らかにすることは非常に重要である。

また、UHMWPE コンポーネントの滅菌はガンマ線照射によって行われることが一般的であるが、ガンマ線照射により UHMWPE の分子構造に変化が生じ、これによって力学的特性も変化することが指摘されている。⁴⁾ しかし

ながら、衝撃特性を考慮した報告はほとんどなく詳細は明らかにされていない。

本研究では UHMWPE の衝撃圧縮特性をホプキンソン棒法衝撃圧縮試験により調べるとともに、衝撃圧縮特性に及ぼすガンマ線照射滅菌の影響について明らかにした。さらにこれら衝撃圧縮特性を記述する構成方程式 (弾粘塑性モデル) について検討を行った。

2 実験方法

2.1 試験片

UHMWPE (GUR 1020) の圧縮成形丸棒材から直径 8mm、長さ 8mm の円柱状試験片を機械加工により 15 個作製した。このうち 5 個を通常の滅菌条件に従い窒素中にて 30kGy のガンマ線で照射した。照射後アルミニウム製バックに窒素とともに封入し、1 ヶ月後に力学試験に供した。また、照射雰囲気により結晶化度が異なる⁹⁾ ことを考慮し、残りの 10 個のうち、5 個を窒素中より結晶化度が大きくなる大気中にて 29kGy のガンマ線で照射し、5 個を非照射とした。いずれも大気中で約 3 ヶ月保存した後、力学試験に供した。力学試験までの保存期間については、照射後の時間経過による力学的特性変化が無視できる期間内 (3 カ月)⁹⁾ とした。なお、照射後の試験片について焼き鈍し等の熱処理は行わなかった。

2.2 衝撃圧縮試験

圧縮試験はホプキンソン棒法衝撃試験機により実施し

† 原稿受理 平成 20 年 1 月 15 日 Received Jun. 15, 2008 ©2008 The Society of Materials Science, Japan

* 正 会 員 新潟大学医学部保健学科 〒951-8518 新潟市中央区旭町通, Dept. of Health Sci., Niigata Univ. School of Medicine, Chuo-ku, Niigata, 951-8518

** 正 会 員 新潟大学工学部機械システム工学科 〒950-2181 新潟市西区五十嵐, Dept. of Mech. Eng., Niigata Univ., Nishi-ku, Niigata, 950-2181

た (Fig. 1). 同試験機は弾性圧力棒 (入力棒と出力棒) と打撃棒から構成されている. 試験片を入力棒と出力棒の間にはさみ, 圧縮空気を利用して打撃棒を入力棒の他端に衝突させ, 衝撃圧縮応力波を発生させた. 入力棒と出力棒にはひずみゲージを貼付し, 入射波と透過波を測定した. 打撃棒の衝突速度を測定するためレーザカウンタを設置した. 本実験では打撃棒の衝突速度は約 2.8m/s とした. これは高さ 0.4m から自然落下したときの接地速度に相当し, 日常生活より厳しい条件であるが, 現実起こりうる状況を含める意味で設定した. 試験片の公称ひずみ速度 $\dot{\epsilon}_N$, 公称ひずみ ϵ_N および公称応力 σ_N は一次元弾性波伝播理論から導出された次式によりそれぞれ算出した.

$$\dot{\epsilon}_N = \frac{1}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_R - \sigma_T) = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} (\sigma_I - \sigma_T) \quad (1)$$

$$\epsilon_N = \int_0^t \dot{\epsilon}_N dt = \frac{2}{\rho_0 c_0 \ell} \int_0^t (\sigma_I - \sigma_T) dt \quad (2)$$

$$\sigma_N = \frac{A_0}{2A} (\sigma_I + \sigma_R + \sigma_T) = \frac{A_0}{A} \sigma_T \quad (3)$$

ここで, t は時間, ρ_0 と c_0 は入, 出力棒の密度と弾性波縦波伝播速度, ℓ は試験片の長さ, σ_I , σ_R および σ_T は入射波, 反射波および透過波, A_0 と A は入, 出力棒および試験片の断面積である. そして公称ひずみおよび公称応力から次式により真ひずみ ϵ および真応力 σ を求めた.

$$\epsilon = \ln(1 + \epsilon_N) \quad (4)$$

$$\sigma = \sigma_N (1 + \epsilon_N) \quad (5)$$

なお, 式 (1)~(3) において想定している試験片両端の応力の釣り合い ($\sigma_I + \sigma_R = \sigma_T$) が成立することを後述の測定波形 (Fig. 2) から確認している. また, 式 (2) から計算されるひずみの精度については, 試験片にひずみゲージを貼付し実測値を得ることで検証可能である. しかしながら, UHMWPE 試験片にひずみゲージを接着することが困難であったので, 比較的弾性率が近い PMMA を替わりに用いた. その結果, 実測ひずみとの誤差は 5% 以内であったことから, 本衝撃試験装置により測定されるひずみは実用上十分な精度を有していることが示された.

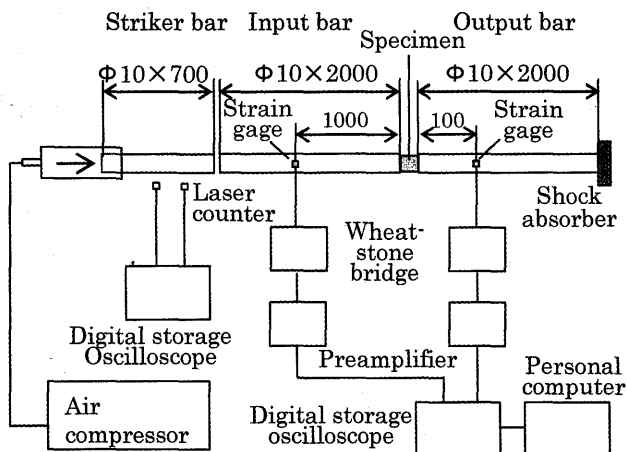


Fig. 1 Schematic drawing of the split-Hopkinson pressure-bar apparatus.

2・3 統計解析

力学特性値の平均値に及ぼすガンマ線照射の影響を統計学的に調べるため, 統計解析ソフト StatView (SAS社, 米国) を用いて 1元配置分散分析を行った後, ポストホックテストとして Bonferroni-Dunn 法を実施し, 有意水準 p が 0.05 未満のとき有意差ありと判定した.

3 結果と考察

Fig. 2 はガンマ線非照射試験片における衝撃波形の測定例, Fig. 3 は真応力-時間および真ひずみ-時間関係である. なお, 圧縮方向の符号をプラスにして表示している. Fig. 3 において, 真ひずみが真応力に遅れてピーク値に達しているのは粘性の影響と考えられる. 真ひずみは時間とともに直線的に増加しており, その傾きからひずみ速度を求めると約 $260s^{-1}$ であった. Fig. 4 にガンマ線照射および非照射試験片の真応力-ひずみ線図を示す. ガンマ線照射により応力-ひずみ関係はより上側に位置する傾向があった. いずれの試験片でも 2% ひずみまではほぼ直線的であったので, その傾きからヤング率を求めた. 次に応力-ひずみ曲線全体を 3次多項式で近似し, ヤング率と同じ傾きで 0.5% ひずみを通る直線との交点における応力を便宜的に 0.5% 耐力と定義した.

Table 1 にこれら力学特性の平均値と標準偏差を示す. 大気中ガンマ線照射試験片において, ヤング率と 0.5% 耐力がともにガンマ線非照射試験片に対して有意に上昇した. 窒素中ガンマ線照射試験片については, 0.5% 耐力が有意に上昇した.

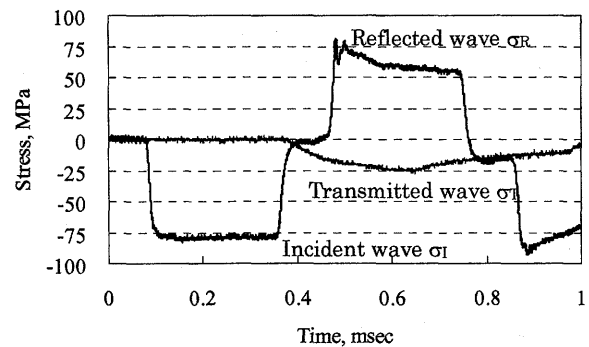


Fig. 2 Stress wave profiles of unirradiated specimen measured by SHPB testing.

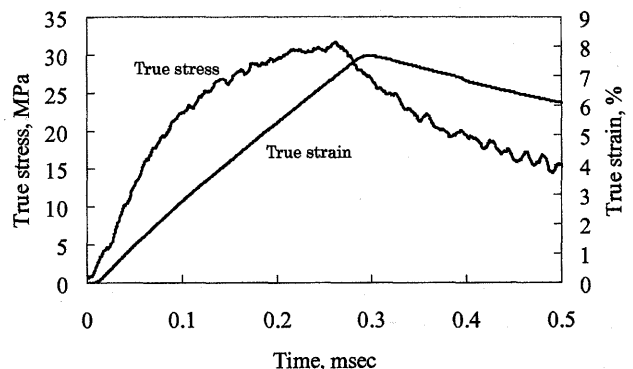


Fig. 3 Representative true stress-time and true strain-time relations of unirradiated specimen.

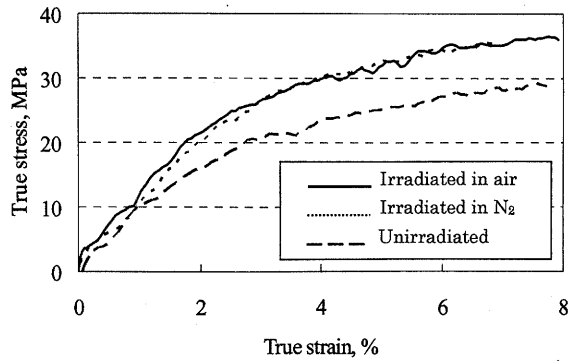


Fig. 4 Representative true stress-strain curves for each specimen.

Table 1 Mean standard deviations for the compressive properties.

Specimen	Young's modulus (GPa)	0.5% yield stress (MPa)
Unirradiated	0.871 ± 0.026	21.3 ± 2.07
Irradiated in N ₂	0.930 ± 0.020	25.6 ± 1.94*
Irradiated in Air	0.981 ± 0.047*	25.4 ± 1.94*

* Significantly difference ($p < 0.05$) when compare with unirradiated specimen by One-way ANOVA with Bonferroni-Dunn test ($n=5$).

ガンマ線照射により力学特性値が上昇するという結果は従来の報告⁹⁾と同様であり, その要因としてガンマ線照射による結晶化度の上昇が挙げられる. また, ガンマ線照射によりアイゾッド衝撃値が低下¹¹⁾するという報告があるので, 高剛性化と同時に低じん性化をもたらす可能性が考えられる. また, UHMWPE は生体内において単発負荷だけではなく繰り返し負荷も受け, さらにエージングも進行する. 繰り返し負荷とエージングによる力学的劣化はすでに報告^{9), 10)}されているので, 今後力学的特性に及ぼすこれらの影響について詳細な検討が必要である.

4 構成方程式

4.1 弾粘塑性モデル

結晶性高分子材の力学挙動を記述するため, これまで数多くの構成則^{11)~13)}が提案されてきた. 本研究では Bergström ら¹⁴⁾によって提示され, UHMWPE の準静的単軸引張/圧縮挙動に対して適用された弾粘塑性モデル (Fig. 5) について検討する. このモデルは結晶相と非晶相を有する UHMWPE の微細構造を均質化し単晶性として取り扱っており, 以下にその詳細を述べる. まず, 変形勾配テンソル \mathbf{F} を, 弾性成分と粘塑性成分に乗算分解する.¹⁵⁾

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}^e \mathbf{F}^p \quad (6)$$

モデル全体に作用する Cauchy 応力は次式の等方弾性体の構成則で与えられる.

$$\mathbf{T} = \frac{1}{J^e} (2\mu^e \mathbf{E}^e + \lambda^e \text{tr}[\mathbf{E}^e] \mathbf{I}) \quad (7)$$

ここで, $\mathbf{E}^e = \ln(\mathbf{V}^e)$ は対数ひずみ, \mathbf{V}^e は弾性左 Cauchy-

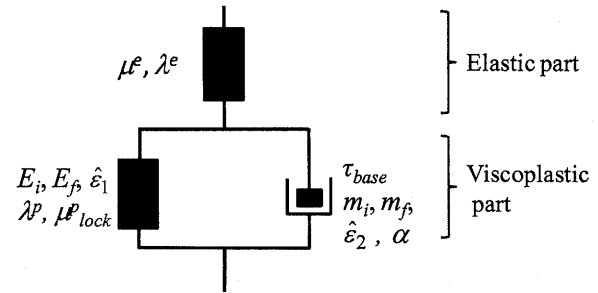


Fig. 5 Rheological representation of the elasto-viscoplastic model.

Green 変形テンソル, $J^e = \det[\mathbf{F}^e]$, μ^e, λ^e は Lamé 定数, \mathbf{I} は単位行列である. Lamé 定数は実験値との比較を容易にするため, 縦弾性係数 E とポアソン比 ν に置き換える. すなわち

$$E = \mu^e \frac{2\mu^e + 3\lambda^e}{\mu^e + \lambda^e} \quad (8)$$

$$\nu = \frac{\lambda^e}{2(\lambda^e + \mu^e)} \quad (9)$$

結晶相におけるラメラの変形抵抗は大きいので, より変形抵抗の小さい非晶相のひずみを増加させるだけではなく, 結晶に隣接する非晶相を変形方向に配向させることで変形抵抗を増大させる. このような挙動を結晶相による非線形弾性特性として表し, さらに 8 鎖モデル¹⁶⁾を仮定して求められる応力との和をとって, 背応力テンソルとする. すなわち

$$\mathbf{T}^p = \left\{ \frac{E_f - \hat{\epsilon}_1 (E_i - E_f) [e^{-\epsilon_{eff}/\hat{\epsilon}_1} - 1]}{e^{2\epsilon_{eff}} - e^{-\epsilon_{eff}}} + \frac{\mu^p}{\lambda^p} \frac{L^{-1}(\bar{\lambda}^p/\lambda_{lock}^p)}{L^{-1}(1/\lambda_{lock}^p)} \right\} \text{dev}[\mathbf{B}^p] \quad (10)$$

ここで, $E_f, E_i, \hat{\epsilon}_1$ は結晶相の非線形弾性特性を表わす材料定数, ϵ_{eff} は有効ひずみであり, 次式で与えられる.

$$\epsilon_{eff} = \sqrt{\frac{2}{3}} \|\mathbf{E}^p\|_F \quad (11)$$

ここで, $\mathbf{E}^p = \ln(\mathbf{V}^p)$, \mathbf{V}^p は塑性左 Cauchy-Green 変形テンソル, $\|\mathbf{E}^p\|_F = (\text{tr}[\mathbf{E}^p \mathbf{E}^{pT}])^{1/2}$ は Frobenius norm である. また, μ^p, λ_{lock}^p は 8 鎖モデルに関する材料定数, $\mathbf{B}^p = \mathbf{F}^p \mathbf{F}^{pT}$, $\bar{\lambda}^p = (\text{tr}[\mathbf{B}^p]/3)^{1/2}$ は相当ストレッチ, L^{-1} は逆 Langevin 関数であり, 次の近似式で計算した.¹⁷⁾

$$L^{-1}(x) \approx x(3-x^2)/(1-x^2) \quad (12)$$

塑性流れを駆動する応力は全体の応力と背応力との差で与えられる.¹⁸⁾

$$\mathbf{T}^* = \mathbf{T} - \frac{1}{J^e} \mathbf{F}^e \mathbf{T}^p \mathbf{F}^{eT} \quad (13)$$

塑性せん断ひずみ速度は

$$\dot{\gamma}^p = \left(\frac{\tau}{\tau_{base}} \right)^{m(\epsilon_{eff})} \quad (14)$$

で与えられる. ここで, $\tau = \|\text{dev}[\mathbf{T}^*]\|_F$ は有効せん断応

力, τ_{base} は材料定数である。また,

$$m(\epsilon_{eff}) = \begin{cases} m_f + (m_i - m_f) \left[1 - \frac{\epsilon_{eff}}{\hat{\epsilon}_2} \right]^\alpha, & \epsilon_{eff} < \hat{\epsilon}_2 \\ m_f, & \epsilon_{eff} \geq \hat{\epsilon}_2 \end{cases} \quad (15)$$

であり, $m_i, m_f, \hat{\epsilon}_2$ および α は材料定数である。塑性変形速度は

$$D^p = \frac{\dot{\gamma}^p}{\tau} \text{dev} [\mathbf{T}^*] \quad (16)$$

与えられるので, モデル全体の変形速度勾配テンソルは弾性成分と粘塑性成分の和として求められる。

$$\mathbf{L} = \mathbf{L}^e + \mathbf{L}^p = \dot{\mathbf{F}}^e \mathbf{F}^{e-1} + D^p \quad (17)$$

4・2 実測値との比較

Fig. 3 に示した応力-ひずみ関係と弾粘塑性モデルとの比較に当たり, $J^e = \det[\mathbf{F}^e]$ は弾性変形による体積変化を微小と仮定し 1 と置いた。また, 実測ひずみが比較的小さいので式 (17) の変形速度勾配テンソルをひずみ速度テンソルと近似した。¹⁹⁾

Fig. 6 は窒素中ガンマ線照射試験片の実測応力-ひずみ線図とモデルによる予測値を比較した結果である。計算に用いた材料定数値は以下のように決定した。まず Bergström らがひずみ速度 $0.01s^{-1}$ と $0.1s^{-1}$ の単軸引張/圧縮応力-ひずみデータを基に同定した値¹⁴⁾ をそのまま用いて比較を行った。しかし実測値との誤差が大きかったので, 線形要素の縦弾性係数 E と, 塑性せん断ひずみ速度を算出する際の基準せん断応力 τ_{base} を試行誤差的に調節し, 実測値と適合させた。Table 2 に決定した材料定数値を示す。Fig. 6 より負荷過程において実験値とモデルによる予測値はよく一致しているものの, 除荷過程においてやや差異がみられる。このような結果はガンマ線非照射および大気中ガンマ線照射試験片についても同様であった。Table 3 にガンマ線非照射および照射試験片における縦弾性係数 E および τ_{base} の平均値と標準偏差を示す。縦弾性係数 E と τ_{base} は大気中および窒素中ガンマ線照射により非照射に比べ有意に上昇した。

提案された弾粘塑性モデルは非晶相を有する UHMWPE

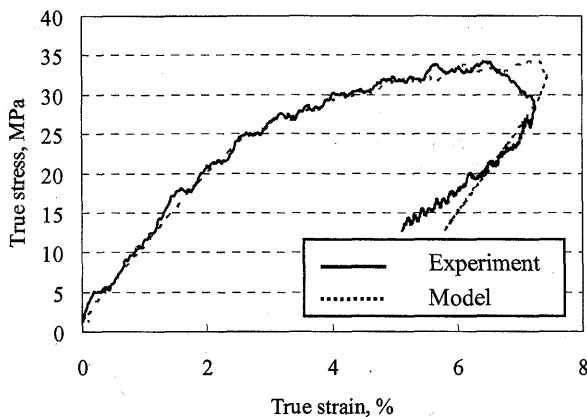


Fig. 6 Comparison between the elasto-viscoplastic model and experimental data for specimen irradiated in N_2 .

Table 2 Material parameters for calculating stress-strain relations shown in Fig. 6.

	Present	Bergström et al ¹⁴⁾
E (MPa)	930	1005
ν	0.46	Same as left
E_i (MPa)	532	Same as left
E_f (MPa)	6.37	Same as left
$\hat{\epsilon}_1$	0.01956	Same as left
μ^p (MPa)	8.387	Same as left
λ_{lock}^p	10	Same as left
τ_{base} (MPa)	12.45	19.06
m_i	10.72	Same as left
m_f	1.741	Same as left
$\hat{\epsilon}_2$	0.2259	Same as left
α	0.03219	Same as left

Table 3 Comparison between material parameters for each specimen.

Specimen	E (MPa)	τ_{base} (MPa)
Unirradiated	842 ± 10.95	9.99 ± 0.596
Irradiated in N_2	$914 \pm 18.17^*$	$12.4 \pm 0.998^*$
Irradiated in Air	$906 \pm 13.41^*$	$12.1 \pm 0.658^*$

* Significantly difference ($p < 0.05$) when compare with unirradiated specimen by One-way ANOVA with Bonferroni-Dunn test.

の微細構造を均質化し単晶性として取り扱っているため現象論的な解釈となるが, ガンマ線照射による結晶化度の増加が縦弾性係数と降伏応力に関する τ_{base} の上昇をもたらしたと考察する。また第 3 章で示されたヤング率および 0.5% 耐力の上昇と対応していると考えられる。

本弾粘塑性モデルとガンマ線照射試験片の衝撃圧縮特性との適合性が良好であったことから, 本弾粘塑性モデルは UHMWPE コンポーネントの動的応力解析において有効な構成則といえる。すなわち, 現在ガンマ線照射滅菌と異なり結晶構造変化を起こさないエチレンオキサイドガス滅菌法²⁰⁾が開発されているものの, 簡便さの点からガンマ線照射滅菌は選択肢の一つであり, さらに既にガンマ線照射滅菌された UHMWPE が多数人工関節コンポーネントとして使用されている。従って, 本研究の結果はこれらにガンマ線照射滅菌された UHMWPE コンポーネントの動的応力解析において有効であると考えられる。しかしながら, Bergström ら値と比較すると τ_{base} の値は 60% 程度と小さくなっている。試験片自体が異なることも影響していると考えられるが, 準静的挙動と衝撃挙動の統一記述と, 上述の除荷過程の予測精度向上のためには構成則における粘塑性要素の改良が必要である。

5 結 言

UHMWPE の衝撃圧縮特性に及ぼすガンマ線照射の影響を調べるため, 窒素中および大気中ガンマ線照射と非

照射の試験片に対しホプキンソン棒法衝撃圧縮試験を行った。その結果、大気中ガンマ線照射により衝撃荷重下でのヤング率および0.5%耐力は有意に上昇した。窒素中ガンマ線照射試験片については、0.5%耐力が有意に上昇した。Bergströmらの弾粘塑性モデルと衝撃圧縮応力-ひずみ関係を比較した結果、負荷過程の予測精度は非常に良好であった。しかしながら、除荷過程の予測精度向上と、準静的挙動の統一的記述のためには更なるモデルの検討が必要である。

参 考 文 献

- 1) H. McKellop, F. W. Shen, B. Lu, P. Campbell and R. Salovey, "Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.17, pp.157-167 (1999).
- 2) G. Lewis, "Properties of crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene", *Biomaterials*, Vol.22, pp.371-401 (2001).
- 3) D. A. Dennis, R. D. Komistek, E. J. Northcut, J. A. Ochoa and A. Ritchie, "In vivo determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, pp.623-629 (2001).
- 4) R. D. Komistek, D. A. Dennis, J. A. Ochoa, B. D. Haas and C. Hammill, "In vivo comparison of hip separation after metal-on-metal or metal-on-polyethylene total hip arthroplasty", *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol.64 (A), pp.1836-1841 (2002).
- 5) A. C. Godes, M. Beaugonin, E. Haug, M. Taylor and P. J. Gregson, "Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis", *Journal of Biomechanics*, Vol.35, pp.267-275 (2002).
- 6) M. Taylor and D. S. Barrett, "Explicit finite element simulation of eccentric loading in total knee replacement", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, No.414, pp.162-171 (2003).
- 7) B. J. Fregly, W. G. Sawyer, M. K. Harman and S. A. Banks, "Computational wear prediction of a total knee replacement from in vivo kinematics", *Journal of Biomechanics*, Vol.38, pp.305-314 (2005).
- 8) S. M. Kurtz, M. L. Villarraga, M. P. Herr, J. S. Bergström and A. A. Edidin, "Thermomechanical behavior of virgin and highly crosslinked ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements", *Biomaterials*, Vol.23, pp.3681-3697 (2002).
- 9) Deng M and Shalaby SW, "Long-term γ irradiation effects on ultrahigh molecular weight polyethylene", *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, Vol.54, pp.428-435 (2001).
- 10) D. J. Krzyzpow and C. M. Rinnac, "Cyclic steady state stress-strain behavior of UHMW polyethylene", *Biomaterials*, Vol.21, No.20, pp.2081-2087 (2000).
- 11) L. Anand and M. E. Gurtin, "A theory of amorphous solids undergoing large deformations, with application to polymeric glasses", *International Journal of Solid and Structures*, Vol.40, pp.1465-1487 (2003).
- 12) Y. Tomita and M. Uchida, "Computational characterization of micro- to mesoscopic deformation behavior of semi-crystalline polymers". *International Journal of Mechanical Science*, Vol.47, pp.687-700 (2005).
- 13) A. D. Mulliken and M. C. Boyce, "Mechanics of rate-dependent elastic-plastic deformation of glassy polymers from low to high strain rates", *International Journal of Solid and Structures*, Vol.43, pp.1331-1356 (2006).
- 14) J. S. Bergström, S. M. Kurtz, C. M. Rinnac and A. A. Edidin, "Constitutive modeling of ultra-high molecular weight polyethylene under large-deformation and cyclic loading conditions", *Biomaterials*, Vol.23, No.11, pp.2329-2343 (2002).
- 15) E. H. Lee, "Elastic-plastic deformation of finite strain", *Transaction of ASME Journal of Applied Mechanics*, Vol.36, No.1, pp.1-6 (1969).
- 16) E. M. Arruda and M. C. Boyce, "A Three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials", *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, Vol.41, pp.389-412 (1993).
- 17) A. Cohen, "A Padé approximant to the inverse Langevin function", *Rheologica Acta*, Vol.30, pp.270-273 (1991).
- 18) E. M. Arruda and M. C. Boyce, "Evolution of plastic anisotropy in amorphous polymers during finite straining", *International Journal of Plasticity*, Vol.9, pp.697-720 (1993).
- 19) L. A. Taber, "Nonlinear Theory of Elasticity. Application in Biomechanics", pp.67-144 (2004) World Scientific Publishing.
- 20) M. Goldman, R. Gronsky and L. Pruitt, "The influence of sterilization technique and ageing on the structure and morphology of medical-grade ultrahigh molecular weight polyethylene", *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol.9, No.4, pp.207-212 (1998).