518 関節軟骨圧縮試験における経時的挙動に対する固液二相性理論解析 第2報

Biphase analysis on time-dependent behavior of articular cartilage in compression 2nd report

学 ○黒原 靖之(九大院), 正 石川 格(九大院), 正 澤江 義則(九大), 正 村上 輝夫(九大)

Yasuyuki Kurohara, Kyushu University, 6-10-1 Hakozaki Higashi-ku, Fukuoka 812-8581, Itaru Ishikawa, Kyushu University, Yoshinori Sawae, Kyushu University, Teruo Murakami, Kyushu University

Key Words: Articular cartilage, Compressive deformation, Finite Element Method, Biphase analysis

1. 緒言

変形性関節症は、関節軟骨の変性と破壊、破壊された軟骨片の貪食(貪食細胞による食作用)による二次性滑膜炎などを起こし、運動機能の障害をもたらす疾患である。変形性関節症により変性した関節軟骨は、荷重緩衝能力を低下させ、その結果として骨棘の形成や軟骨下骨の硬化、肥厚といった骨変形を引き起こす。特に下肢関節において、その発生原因として、加齢や肥満、外傷歴や職歴といった力学的要因が大きな割合を占めているものと思われる。

本研究ではこの変形性関節症の発生メカニズムの解明を視野に入れた、軟骨組織の力学的環境の解明を目的とし、関節軟骨の圧縮における経時的挙動について有限要素解析によるアプローチを行っていく。軟骨組織は70~80%程度の高含水物質であるため、固相と液相の連成挙動を考慮する必要がある。そこでMowら¹⁾が考案した固液二相性理論に基づいた有限要素モデル²⁾を用いる。前回は2次元モデルを基にした解析を行ったが、今回3次元に拡張することで、より実際の現象に即した解析が可能になった。

軟骨表面は低摩擦・低摩耗であることや、変形性関節症により表面から関節液が排水しやすい状態になることから、今回は表面状態が内部挙動にどのような影響を及ぼすのか、数値シミュレーションによる力学的考察を行った。

2. モデルと解析手法

2-1. 二相性理論と基礎方程式

固液二相性理論は、固相と液相が巨視的に同じ位置に存在すると仮定した理論であり、以下の基礎方程式を用いて表現することができる。

$$\nabla \cdot (\phi^s \mathbf{v}^s + \phi^f \mathbf{v}^f) = 0 \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^s = -\phi^s p \mathbf{I} + \lambda \text{tr}(\boldsymbol{\varepsilon}^s) \mathbf{I} + 2\mu \boldsymbol{\varepsilon}^s \quad (2)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^f = -\phi^f p \mathbf{I} \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}^s + \frac{(\phi^f)^2}{\kappa} (\mathbf{v}^f - \mathbf{v}^s) - p \nabla \phi^f = 0 \quad (4)$$

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}^f - \frac{(\phi^f)^2}{\kappa} (\mathbf{v}^f - \mathbf{v}^s) + p \nabla \phi^f = 0 \quad (5)$$

$$\kappa_z = \kappa_0 + A \cdot \exp(\varepsilon/t) \quad (6)$$

ここに、 $\mathbf{v}$ を速度、 ϕ を体積割合、 λ, μ をラメ定数、 $\boldsymbol{\varepsilon}$ をひずみ、 p を間隙流体圧、 κ を透過率とし、添え字“s”、“f”をそれぞれ固相、液相に関係する値とする。また、式(1)は連続の式、式(2)、(3)は固相、液相それぞれの応力、ひずみの関係式、式(4)、(5)は力のつりあいに関する式をそれぞれ表す。式(6)はJurvelinら³⁾が実験的に求めた関係式で、ひずみと透過率の関係から近似的に κ_0, A, t を求めている。

2-2. 解析モデル

解析モデルは図1に示す、半径1.5mm、高さ2.0mmの円筒

Fig1. Schematic of analysis model

形の軟骨片である。モデル下面($z=0$)中央部を原点とし、下面部は軟骨下骨との固着を想定し変位を完全に拘束し、また下骨への液体の流出を微小として0に拘束した。また x 軸及び y 軸対称モデルとして、 $x=0$ における x 方向、 $y=0$ における y 方向の変位及び流れを拘束することで、モデルの半径正方向にのみ変形が許される状態と仮定した。軟骨組織の圧縮は、軟骨表面($z=2.0$)からモデル全体の15%の強制変位を10秒間で与えた後、その状態で変位保持を行っている。

計算で使用する物性値は $\phi^s=0.83$ 、 $\phi^f=0.17$ 、 $\lambda=0.1\text{MPa}$ 、 $\mu=0.3\text{MPa}$ である。また本研究ではモデルの側面方向からは圧縮を加えないことから $\kappa_x=\kappa_y=9.14 \times 10^{-15} \text{m}^4/\text{N}\cdot\text{s}$ を定数値として用い、圧縮方向の透過率 κ_z に関する値はそれぞれ $\kappa_0=1.75 \times 10^{-15} \text{m}^4/\text{N}\cdot\text{s}$ 、 $A=23.7 \times 10^{-15} \text{m}^4/\text{N}\cdot\text{s}$ 、 $t=2.5$ とする。

2-3. 表面状態について

表面状態が内部挙動に与える影響について数値計算を行うにあたり、(i)圧縮剛体板と表面との間に生じる摩擦が及ぼす影響、(ii)表面からの流体の排水が及ぼす影響の2点について検討を行う。まず下骨部分の条件が同じになるように、圧縮剛体板と軟骨表面を固着させ、表面からの流出を不可能にしたモデルを条件1とし、条件1に(i)、(ii)をそれぞれ考慮した条件2、3、そして両方の条件を考慮した条件4の、4つの条件を用いた際の挙動を比較することで、それぞれが与える影響を調べる。表1に条件1~4についてまとめる。

Table1. State on surface in each calculation condition

	Friction	Permeability
Condition1	Fixed	Impermeable
Condition2	Frictionless	Impermeable
Condition3	Fixed	Permeable
Condition4	Frictionless	Permeable

3.計算結果と考察

計算結果に先立ち、本研究では特にモデルの中心部分である $(x,y)=(0,0)$ 上の挙動を評価に用いている。また計算モデルは均質・等方性であるため、内部のひずみは時間経過とともに付与した圧縮量に漸近する挙動を示す。そこで圧縮量 15% を均等ひずみと定義し、評価の目安としている。

図 2 に圧縮終了時(10 秒時)の、ひずみに対する厚さ方向の分布を示す。まず最も簡単な条件に設定した条件 1 を見ると、中央部分である $z=1.0\text{mm}$ で最も圧縮され、そこを中心にはほぼ対称的な挙動を示している。次に条件 2 を見ると、表面から中央部分にかけて均等ひずみ(破線 $\varepsilon_z = -0.15$)を超えるが、条件 1 の中央部分ほど大きくなく、また圧縮量も一様である。条件 2 では表面の固着がないため、半径方向の変形が条件 1 に比べて起こりやすい。そのため、条件 1 のように中央部分に集中的に圧縮されるのではなく、一様な大きさで圧縮されるのではないかと推測することができる。条件 3 は、表面以外は条件 1 とほぼ同じような挙動を示すが、表面付近で均等ひずみを超える挙動を示している。最後に条件 4 は、条件 2 と条件 3 を重ね合わせた状態になり、表面部から中央にかけて均等ひずみを超え、表面で最も圧縮されるという挙動を示している。条件 1~4 の全体的な傾向として、下骨付近ではあまり違いが見られなかったが、表面に近づくにつれ違いに差が見られた。

図 3 は経時変化が最も顕著となった表面付近 ($z=1.9\text{mm}$) のひずみの時間変化を示す。条件 1 では圧縮中の変化があまり見られず、変位保持中に徐々に平衡状態に近づく。一方条件 2~4 は圧縮中での変化が大きく、条件 2 と条件 4 は圧縮途中で既に均等ひずみを超える挙動を示した。また条件 2 では圧縮が終わると平衡状態へ収束していくが、条件 3 と条件 4 では変位保持中も更に圧縮が進行し、また収束までの時間もかなり要した。

図 4 に圧縮終了時の、厚さ方向に対する流体圧の分布を示す。条件 3、4 では表面で流体圧が 0 になるため、表面から組織外へ排水が起きる。この排水による流体起因の抵抗の減少が、圧縮の進行を促したと推測することができる。表面近くで流体圧が厚さ方向に対して急勾配を示すことから、変位保持中も表面からの排水が起きやすい状態になる。したがって図 3 のように圧縮を終えた後も、ある程度のひずみの進行が示されると推測できる。

4.結言

軟骨表面における摩擦状態、排水状態が引き起こす内部挙動(ひずみと流体圧)について、条件を組み合わせることによりその影響について調べた。表面上の摩擦がなくなると、表面付近も中央部とともに一様に圧縮され、圧縮量もバルク圧縮量である 15%ひずみを超えるという結果を得た。また表面からの排水により、表面近くが圧縮されやすい状態になり、変位保持中もひずみが進行するという結果を得た。なお詳細な力学因子の影響の解明については、現在も鋭意検討中である。

参考文献

- (1)Mow VC et al: Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression theory and experiment
Journal of Biomechanical Engineering, Vol.102,73-84(1980)
- (2)M.E. Vermilyea and R.L. Spilker : A hybrid finite element formulation of the linear biphasic equations for hydrated soft tissue
International Journal for Numerical Methods in Engineering, vol.33,567-593(1992)
- (3)J.S.Jurvelin et al.: Mechanical anisotropy of the human knee articular cartilage in compression
Proc. Instn. Mech. Engrs. PartH vol.217,215-219(2003)

Fig2. Strain distribution for z direction

Fig3. Change at time of strain in $z=1.9\text{mm}$

Fig4. Pore pressure distribution for z direction