

衝撃荷重時における膝半月板組織のレオロジーとショック吸収機能

Study on the shock-absorption and Rheology behavior of Meniscus under the impact loading condition

小林 正典*

Masanori Kobayashi

Summary

A biomechanical study has been carried out on porcine knees to investigate the load-absorbing mechanism of the meniscus. The impact load was applied using a weight falling onto the transected proximal femur and the force transmitted through the knee was measured at the transected distal tibia using a load transducer with changing the impact load value.

As a result, the knee joint has an impact absorbing property. However, the comparison of each results of loading speed reveals that joint shows less shock-absorption with increasing the impact force to the knee. These findings suggest meniscus of knee has not only the elasticity but also the viscosity, the calculated coefficient of viscosity of meniscus depends on the strain rate, which shows the non-Newtonian viscosity. This rheology characteristic made high stiffness in high impact loading condition.

キーワード : 半月板, ショック吸収機能, 衝撃荷重, レオロジー

Keywords : Meniscus, Shock-absorption, Impact loading, Rheology

1. 緒 言

人体の膝関節内にある半月板組織は、過去の数々のバイオメカニクスの研究から、関節衝撃時の緩和機能を持つとされている¹⁾。しかしながら、半月板の組織はコラーゲン線維を中心にプロテオグリカンや水分を含有する繊維軟骨であり、その粘弾性特性から衝撃時には強い抵抗を持つとも考えられる。しかしながら shock-absorption に対応する半月板の変形挙動については、肉眼的にまだ十分に確認されていない。

そこで我々は、豚の膝関節半月板を用いて、衝撃試験を行い、衝撃荷重時の半月板のレオロジー特性を解明することを目的としての一連の研究を行ってきた。既に高速度カメラを用いて衝撃荷重時の豚の半月板の変形挙動を撮影し、微少時間で半月板の変形挙動を

報告しているが²⁾、今回は、この衝撃試験の際に治具に取り付けた加速度計の計測データから、衝撃荷重時の半月板組織の粘性について力学的な考察を行うこととした。

2. 実験方法

2.1 実験試料と装置

2.1.1 実験試料

本実験では、新鮮な食用豚後肢膝関節（生後約 6 ヶ月、体重約 100[kg]）を用いた。まず後肢から膝関節を一塊として取り出した後、実際の膝関節構造に近い状態で観察するため、膝蓋骨や前後十字靱帯、内側・外側側副靱帯等を残し、後方の骨と半月板の一部を切除して高速度カメラで半月板の変形が撮影しやすいように加工し

*工学部総合機械工学科

た. 実験に用いた膝関節試料の状態を図 1 に示す.

2.1.2 実験装置

落錘式衝撃試験装置を使用した. 本実験に用いた実験装置および方法の概略を図 1 に示す.

衝撃試験には, 落錘式衝撃試験装置を使用した. 装置の構造は長さ 1600[mm] の H 型鋼(125×125×t6.5[mm])を組み合わせて土台とし, その中央部に試料を設置するための正四面体状の空間を設け, その鉛直上に重さ 20Kg の錘を昇降させるためのシームレスパイプを垂直に固定した. また, シームレスパイプ上端に滑車を取り付け, 手動ウインチを用いてワイヤを巻くことで錘の落下距離を任意に調節できる構造とした.

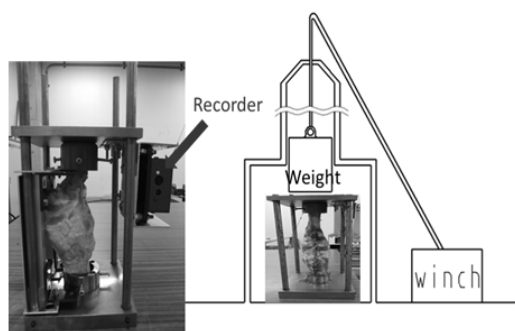


Fig.1 Impact loading test machine and jig

この落錘式衝撃試験装置の真下に錘を直接受ける金属製平板で覆った試料固定用の治具に図のようにブタの膝関節を取り付け, 錘落下時の衝撃が直接ブタ膝関節に掛かるように位置を調整した.

2.1.3 計測方法

この関節試料の固定用治具の上部に図のように加速度計を設置し, 設定したひずみ速度になるよう, 各種一定の垂直方向の高さから錘を落下させて衝撃荷重を試料に与えた. 上部の治具に取り付けた加速度レコーダから, 錘の衝突前後時の膝関節大腿骨部の跳ね返りによる速度の変化状態を計測, 膝関節によって生じる反発力の計測を行った.

速度計測には Microteco 社製の shock recorder を用い, データはサンプリング周期を 1×10^{-3} [s] 単位で計測し記録時間を 5 秒間とした.

2.1.4 実験条件

本実験では, 実験に用いた体重 100[kg] 前後のブタの膝試料にかかる荷重が約 25[kg] 前後になることから, 体重 50[kg] 前後のヒトの膝関節と同等と考え, 日常生活で頻繁に利用しうる階段昇降で階段の 1step 分の高さ (200[mm]) を降りる時を基準に表 1 のように落下距離

を設定した. すなわち, 200[mm] では, 体重 40[kg] のヒトが階段の 1step 分の高さを両脚着地で着いた時 (片膝 20Kg の荷重), 400[mm] では階段の 2step 分の高さを飛び降りた時と設定した.

加えた錘の落下距離と位置エネルギーの簡単な物理関係 $E = mgh = 1/2mv^2$ (m は体重[kg], g は重力加速度 $9.81[m/s^2]$, h は落下距離) から求めた位置エネルギーを示す.

Table 1. The experiment conditions of falling weight in impact loading tests.

Fall [m]	Energy [N·m]
0.2	体重 40[kg] のヒトが階段の 1step 分の高さを降りる時
0.4	≒ 40
0.6	≒ 60
0.8	≒ 80

3. 実験結果

3.1 計測データ

図 2 に加速度計から得られた半月板への衝撃荷重時の上部治具の速度変化のチャート (生データ) の 1 例を示す.

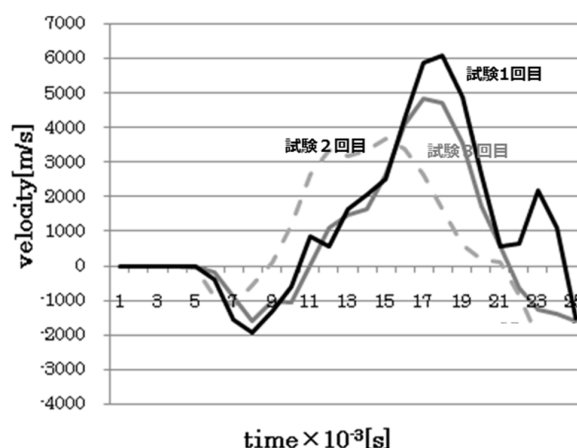


Fig.2 The raw data of the measured velocity-time waveform of knee joint sample impact loading test

3.2 データ解析

今回の実験では, 錘は, ブタ関節試料の大腿骨部お

よびその上に取り付けた治具より十分に重く、また治具の滑りも十分に良いので、錘が落下して治具と接触後は、この2つは一体となって落下して関節試料に圧縮を掛け、また半月板への衝撃後は一体となって跳ね返ったと想定した。

このチャートは、加速度計を取り付けた上部治具の速度変化（加速度）を測定しているが、筆者らの過去の画像観察の実験で、半月板が大きな弾性変形を示すことなく上部治具が跳ね返っていることから、変形による衝撃ショック吸収は小さいものと考え、この速度変化は粘性抵抗が増した半月板の剛性の反発力として捉えることができる。

そこで、図3のように、(a) (b) を定義すると、(a) は上部治具が半月板に接地してから逆に反発力を受けて反対方向に跳ね返されるまでの接地時間 Δt 、(b) は上部治具の速度の変化、すなわち運動量の差 $m(v_1 - v_2)$ (m : 上部治具と錘の質量、 v_1, v_2 はそれぞれ落下と跳ね返りの速度) に対応した値と考えることができ、上部治具が錘からの落下速度をもって半月板に衝撃負荷を与えた際に、逆に半月板から受けた抵抗=力積 $F \Delta t$ 、(F : 半月板による反発力) に対応した数値と定義することができる。

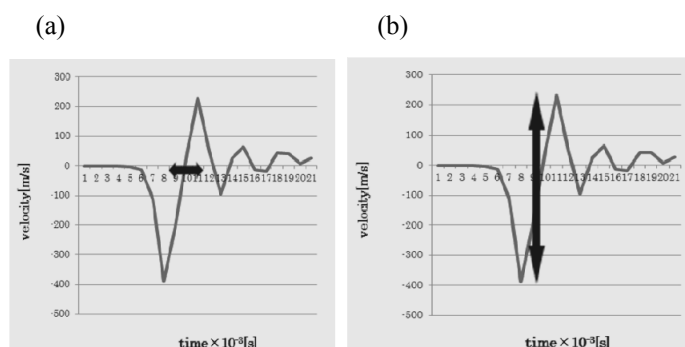


Fig.3 Representative focus point of contact time and impulse in the data of the measured velocity-time waveform

この値の高さ条件（位置エネルギーとの関係）ごとの比較をとると図4のようになり、接地時間 (a) は位置エネルギーの大きさに比例して短くなる傾向を示したが、運動量の差(力積) (b) では高さによる有意な違いは認められなかった。

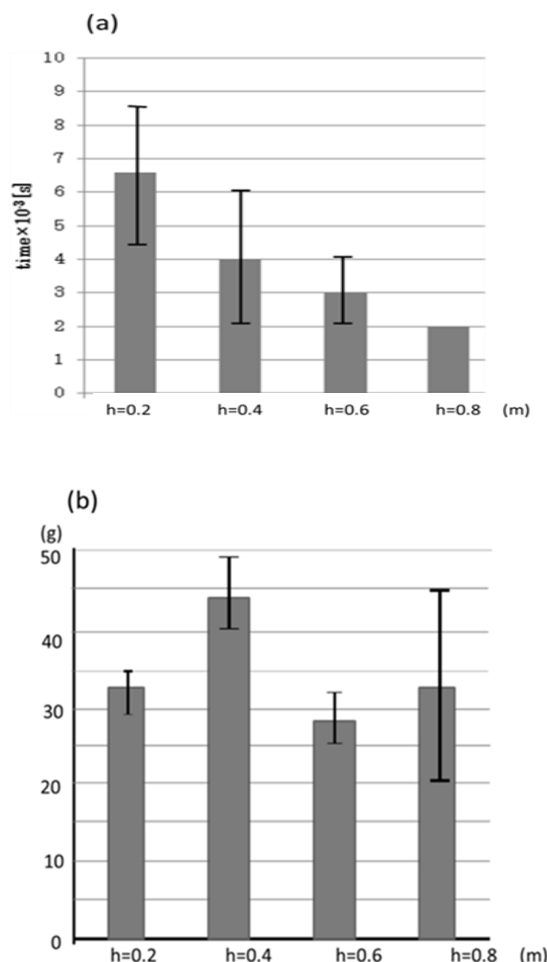


Fig.4 The results of the measured physical quantities at each stage

(a) Contact time (b) Impulse

このことは、以下のような力積 (b) を接地時間 (a) で除した値、すなわち半月板の抵抗によって関節内にかかる衝撃力 F は、落下距離すなわち変形速度に大きく依存していることを示唆している。

$$m(v_1 - v_2) / \Delta t = F$$

（ここで m : 上部治具と錘の質量 v_1, v_2 はそれぞれ落下と跳ね返りの速度）

半月板のような材料に見られる特有のレオロジー特性として、既に Maxwell モデルや Voigt モデルで説明されているように³⁾、弾性変形に要する力の項と粘性変形に要する力の項の2つの合成と考えられるが、高速度カメラでの半月板の変形挙動観察の結果から、衝撃荷

重時すなわち、ひずみ速度 が大きい時には、顕著な弾性変形を示さなかったことから、変形に要する力は、粘性則の項が大きく影響していると考えられ、半月板の抵抗値 S は弾性変形の項を無視して以下のように表すことができる。

$$S = \eta \cdot \frac{d\gamma}{dt}$$

(η : 粘性率)

一番めの式より、実験の計測値から反発力 F を求めることができ、この値は実験条件での半月板の抵抗値 $S \rightleftharpoons F$ とおくことができる。

一方、過去の我々の衝撃荷重時の画像解析の研究データ²⁾から圧縮方向の半月板のひずみ速度 dr/dt を下の式から求めることができるので、この値を代入することで各変形速度での半月板の粘性率 η の値を得ることが出来る。

$$mgh = \frac{1}{2} m \cdot \left(\frac{dr}{dt} \right)^2$$

(m : 錘の質量, g : 重力加速度, h : 落下距離)

この方法によって求めた粘性率 η と横軸・ひずみ速度との関係をグラフにすると図 5 のようになった。このグラフで見ると、半月板の粘性係数 η は、落下距離によって強制される変形速度に応じて変化していく典型的な非ニュートン流体の挙動を示した。

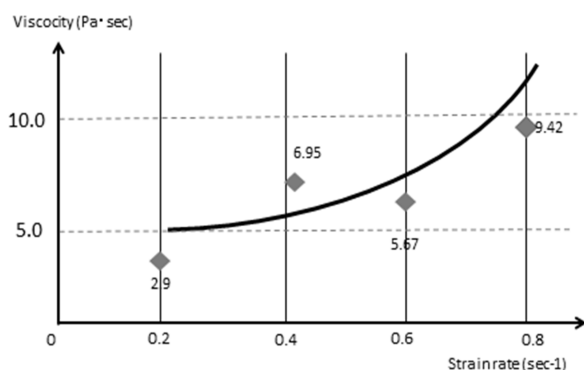


Fig.5 The correlation of the viscosity and strain rate of meniscus tissue

4. 考 察

半月板組織が関節運動の安定化や潤滑機能の保持など数々の生体力学的機能を持つことは基礎研究から明らかになっており⁴⁾、膝関節への衝撃緩和機能もまた、スポーツ学分野や臨床も含めた整形外科分野では一般的に受け入れられている⁵⁾。

しかしながら、既に Maxwell モデルや Voigt モデルで説明されているように⁶⁾、半月板のような材料のレオロジー特性として衝撃荷重時すなわち、ひずみ速度が大きい時に変形に要する力は、粘性による抵抗が大きく影響し、高い剛性および抵抗力を持つことが予想される。

このような高ひずみ速度時の半月板自体の粘弾性挙動のデータは今まであまり報告されていなかったが、我々の一連の研究では、膝関節への衝撃試験での高速度カメラでの撮影での結果から、衝撃荷重時（高歪み変形時）の半月板のレオロジー特性は、従来考えられているよりもはるかに高い剛性を持つことを確認した。図 6 は、高速度カメラで捉えた衝撃荷重時に半月板が破断する状態の時の画像であるが、写真で分かる通り、

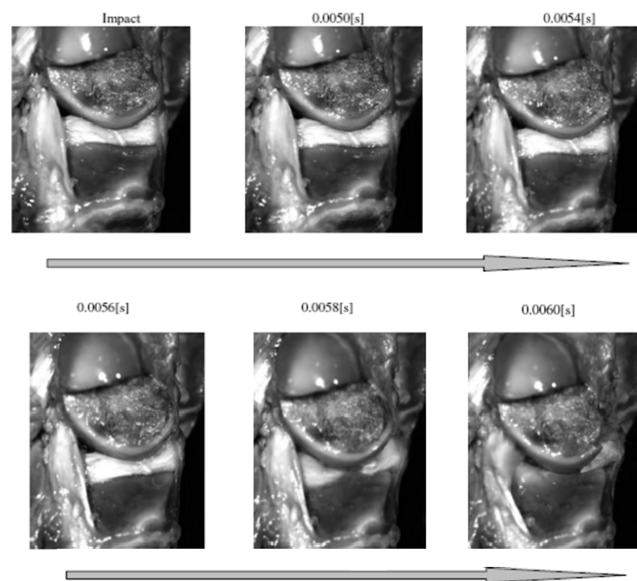


Fig. 6 The high speed photographs of meniscus behavior in meniscus rupture case under the high loading impaction

半月板組織は、大きな圧縮変形はせずに急激な脆性破断を示している。

今回の加速度計を用いた力学的解析からも、衝撃荷重時（高歪み変形時）には、半月板の粘性率 η は急激

に高くなり、半月板の変形に対する抵抗値 S も非常に高くなるレオロジー特性が確認された。

ただ、以前の画像からの直接観察では明らかではなかったが、計測では、半月板は典型的な非ニュートン流体の挙動を示し、落下距離によってその値が大きく変動することが分かった。このことは、生体半月板が歩行のような衝撃力の小さな時にはクッションとして作用し、ジャンプやダッシュ等の膝への衝撃が高い時には強い剛性抵抗を持ち、幅広い粘性挙動を示すことを意味している。

今回の半月板の衝撃特性の評価と同様の実験を行なった例としては、Hoshino ら⁷⁾のヒト屍体の膝関節を用いた衝撃試験の報告があるが、ここでは半月板を中心とする膝関節の軟部組織は、衝撃吸収の機能を持つと報告されている。その実験条件を見る限りでは、半月板にかかる変形速度は、本実験での低歪み速度の範囲にあり、落下距離 0.2[m] のような比較的低い変形速度を強制される状態の時のように、粘性係数の値も小さくなるため、shock- absorption としての機能も十分に発揮、計測されたものと推察される。しかしながら、逆に衝撃荷重が高い時には、今回の実験結果のように、スポーツ活動などの膝関節衝撃による半月板損傷や軟骨損傷の発症につながる危険性も予想される。

ただ実際の膝関節への衝撃では、半月板以外にも、筋肉や大腿骨・脛骨の海綿骨組織や軟骨など他の組織が関与している可能性が高いと考えられる。今回の衝撃実験でも、膝関節試料下での衝撃値（力積）を計測したが、その値は、衝撃速度にかかわらずほぼ一定の値を示していた。これらの事実もまた、上記の半月板以外の組織の機械的性質が複雑に関与して膝全体にかかる衝撃を緩和させている可能性が考えられた。

参考文献

- 1) Voloshin A S, Wosk J. Shock absorption of meniscectomized and painful knees : a comparative in vivo study. J. Biomed. Eng. Vol.5 (1983), pp. 157-161.
- 2) 小林 正典, 小林 正治 衝撃荷重時における膝半月板組織の変形挙動とショック吸収機能 日本機械学会論文集 (C 編) p.75-7 2009
- 3) Murakami K. Basic Rheology JSME Data Handbook: Heat Transfer, (1998), pp.75-145, Sangyo-tosyo
- 4) Brindle T, Nyland J, Johnson D L. The meniscus: Review of Basic principles With Application to Surgery and Rehabilitation. J. Athletic Training Vol.36 (2001) pp.160-169.
- 5) 広畑和志, 寺山和雄 編 ; 標準整形外科学 Vol.4

(1990), pp.491-2. 医学書院.

- 6) Victor. H.Frankel, Margaret N; 整形外科バイオメカニクス入門 (山本真, 笹田直訳) (1983) 南江堂
- 7) Hoshino A, Wallace WA. Impact-absorbing properties of the human knee. J Bone Joint Surg Br. 1987 Nov; 69(5): 807-11