

# 歩行者脚部有限要素モデルの開発

## －膝関節部モデルの開発と検証－

Development of a Finite Element Model for the Pedestrian Lower Limb

－ Development and Validation of a Knee Joint Model －

高橋 裕 公\* 菊池 裕 二\*  
Yukou TAKAHASHI Yuji KIKUCHI  
鴻巣 敦 宏\*\* 石川 博 敏\*\*  
Atsuhiko KONOSU Hirotoshi ISHIKAWA

### 要 旨

人体脚部長骨のモデルを膝関節部において靱帯で結合した立位姿勢の脚部有限要素モデルを開発した。膝部には靱帯への負荷を正確に再現する上で重要と考えられる軟骨および半月板のモデルを組み込んだ。公表された脚部衝撃実験結果を用いて精度検証を行った結果、膝関節のせん断変位と曲げ角度を精度良く再現していることがわかった。さらに膝部靱帯損傷の有無を膝部の主要な四つの靱帯について実験と比較した結果、実験の半数以上で生じた靱帯損傷を再現していることがわかった。

### ABSTRACT

A finite element model for a human lower limb in a standing position has been developed that connects long bone models of a lower limb at the knee with ligament models. The knee joint model incorporates both the articular cartilage and the meniscus, which are deemed to be important elements in the accurate prediction of ligament loading. The model has been validated against published lateral lower limb impact tests, and the results showed that the model can accurately reproduce the shearing displacement and bending angle of the knee joint. In addition, comparison of the model with test data on damage to four main knee ligaments showed that the model was able to simulate the ligamentous damage that had been observed in more than half of the test cases.

### 1. はじめに

歩行者事故における脚部傷害は骨折と膝部靱帯損傷の二つが主要な受傷形態である。したがって、歩行者脚部の傷害メカニズムを解明するための検討ツールには、骨折に加え膝部の靱帯損傷を再現できることが求められる。本報では、筆者らが開発した脚部骨格モデルを組み合わせて構築した歩行者膝関節部モデルの開発と精度検証について述べる。

膝部靱帯損傷は、骨格と異なり靱帯の自己修復能力が低いことから治療が困難であり、重度な傷害として古くから認識されてきた。また、膝関節では他の関節に見られるような骨同士のはめ合いによる拘束力が働かず、関節部の結合が靱帯のみに依存しているという解剖学的構造の特殊性から、膝部靱帯損傷は歩行機能に与える影響が大きく機能回復までに時間がかかる場合が多い。このような背景から歩

行者事故における膝部靱帯損傷が注目され、欧州においてEEVC(European Enhanced Vehicle-safety Committee)/ワーキンググループ17により提案されているレッグフォームインパクトを用いたテスト法<sup>(1)</sup>では、膝部のせん断変位と曲げ角度が膝部靱帯の傷害基準として採用されている。

過去の研究では、膝部靱帯損傷メカニズムを解明するため、膝部の解剖学的構造に着目したシミュレーションモデルの開発が行われてきた。Yang and Kajzer<sup>(2)</sup>は大腿骨顆部、脛骨顆部および脛骨顆間隆起を楕円体と平面の組み合わせで表現し、膝部靱帯をばね要素でモデル化したMADYMOプログラム上の膝関節部モデルを開発した。膝部靱帯損傷について実験結果との比較が行われたが、側副靱帯と骨格との接触が表現できておらず、また骨格の変形が表されていないため、靱帯の負荷を正確に再現するのは困難であった。Yangら<sup>(3), (4)</sup>はこのモデルの骨格部分にジョイント要

\* 栃木研究所

\*\* (財)日本自動車研究所

素を追加することで骨折の再現を試みたが、骨折部位をあらかじめ定めておく必要があった。このようなマルチボディを用いたモデル化手法では、膝部の解剖学的構造を忠実に表すことで膝部の応答性のある程度再現することはできるが、骨格の変形が膝部靱帯の負荷状態に与える影響が無視できないため精度には限界がある。Schusterら<sup>(5)</sup>は有限要素を用いた歩行者脚部モデルを開発したが、精度検証が膝部にせん断変位を与える条件でのみ行われており、また負荷速度も低速(15km/h)に限られていた。

本研究では、筆者らが開発し衝撃応答特性の検証を行った有限要素を用いた下肢骨モデルを組み合わせて、歩行者解析のための立位姿勢の脚部モデルを開発した。膝部靱帯への負荷を正確に再現するため、靱帯に生じる伸びへの影響が大きいと考えられる関節部の軟骨と半月板をモデル化した。また靱帯と骨格との間に接触条件を定義し、膝部が変形した際の靱帯の伸びを正確に再現した。膝部の動的応答性は、衝撃荷重、せん断変位、曲げ角度について公表された脚部衝撃実験の結果と比較することで検証した。さらに靱帯損傷の有無についても実験結果との比較を行った。検証は二種類の負荷速度と、膝部にせん断および曲げを生じさせる二種類の実験条件の組み合わせから合計四種類の条件で実施した。

## 2. 膝関節の構造と材料特性

人体膝関節の構造を Fig. 1 に示す。膝関節は脛骨と大腿骨の間の関節であり、脛骨上端の平坦部に大腿骨下端部が乗る形となっている。したがって膝関節では骨同士の拘束力は働かず、関節部の安定性は主として靱帯結合により保たれている。膝部は図のように前十字靱帯(ACL; Anterior Cruciate Ligament)、後十字靱帯(PCL; Posterior Cruciate Ligament)、外側側副靱帯(LCL; Lateral Collateral Ligament)、内側側副靱帯(MCL; Medial Collateral Ligament)の四つの靱帯により結合されている。脛骨上面の周辺部には軟骨性の半月板(Meniscus)が存在し、大腿骨と脛骨の関節面はそれ

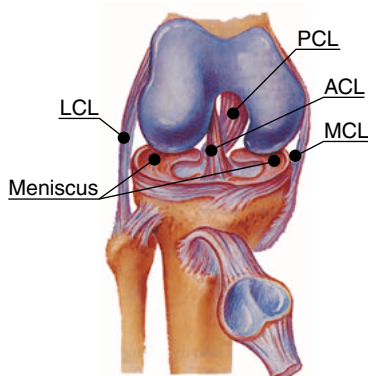


Fig. 1 Structure of knee joint

ぞれ軟骨(Cartilage)で覆われている。これらの軟骨性組織は変形により緩衝材としての役割を果たしているため、衝撃により膝部が変形した際の靱帯の伸びに影響を及ぼすものと考えられる。

Fig. 2 に膝部靱帯の典型的な応力-ひずみ線図を示す。靱帯内部のコラーゲン繊維は無負荷状態ではコイル状をなし無秩序に配向しているが、引張り負荷を加えていくとコイル状の繊維が直線状となるまで引伸ばされ、配向も引張り方向に揃っていく。この過程が Fig. 2 における領域Ⅰに対応する。さらに負荷を加えていくと、直線状となったコラーゲン繊維の引張り特性により領域Ⅱのようにほぼ一定の弾性率を示す。Wismans<sup>(6)</sup>は領域Ⅰが二次関数で精度良く近似できることから、一次微係数の連続性を考慮し領域Ⅰの平均弾性率は領域Ⅱの弾性率の 1/2 で近似できるとした。本研究ではこの関係を採用し、応力-ひずみ線図を Fig. 2 のような三段階の直線で近似して、領域Ⅱの弾性率( $E$ )、降伏応力( $\sigma_y$ )、降伏ひずみ( $\epsilon_y$ )、破断応力( $\sigma_u$ )、破断ひずみ( $\epsilon_u$ )の五つのパラメータを文献調査により定めた<sup>(7)~(11)</sup>。

Fig. 3 に破断応力に対する調査結果を示す。横軸にはひずみ速度を対数目盛りで取り、各靱帯ごとに色分けして表示している。靱帯ごとの有意な特性差が認められなかったため、すべての靱帯に対して同一の特性を与えることとし

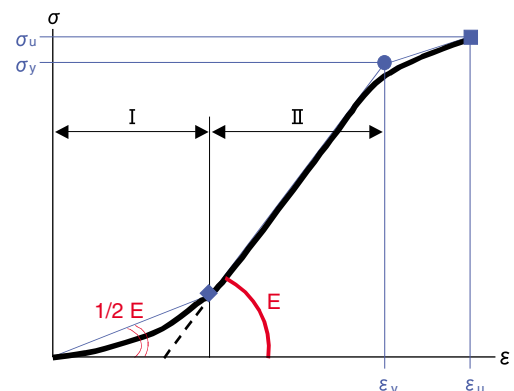


Fig. 2 Typical stress-strain curve for knee ligament

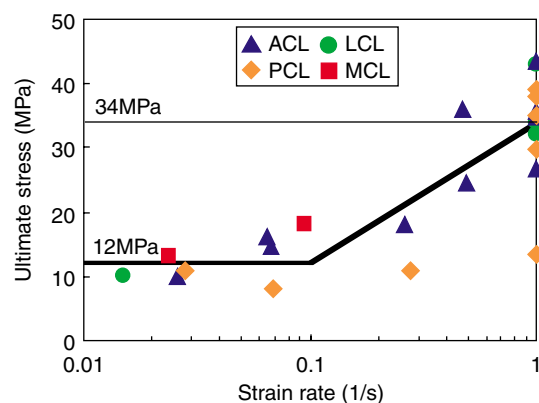


Fig. 3 Ultimate stress of knee ligaments as a function of strain rate

た。また、ひずみ速度が 0.1 /s を超える領域で破断応力に増加傾向が認められるため、図の直線で示すような関係をひずみ速度依存性として定めた。ひずみ速度が 1.0 /s を超える領域についてはデータが見当らなかったため外挿により定めた。破断ひずみについては Fig. 4 に示すように明確なひずみ速度依存性が見られなかったため、平均値のみを定めた。降伏応力と降伏ひずみについては文献から得られるデータ数が少なかったため、Fig. 5 のようにそれぞれ破断応力および破断ひずみとの比を定めた。弾性率については Fig. 6 のようにひずみ速度の増加に伴って増加する傾向は見られるが、データにばらつきが大きいので破断応力と同等のひずみ速度依存性を持つと仮定し、図の直線で示す関係を用いた。皮膚についても膝部の特性に影響があると判断し、文献<sup>(12), (13)</sup>を参照して特性を定めた。また軟骨および半月板についても文献<sup>(14)</sup>を参照し、塑性域のデータが得られなかったため線形弾性要素として取扱った。このようにして定めた靱帯および皮膚の静的応力-ひずみ線図を Fig. 7 に、軟骨および半月板については Fig. 8 に示す。皮膚、軟骨および半月板については静的データしか入手できなかったため、靱帯と同等のひずみ速度依存性を持つと仮定した。

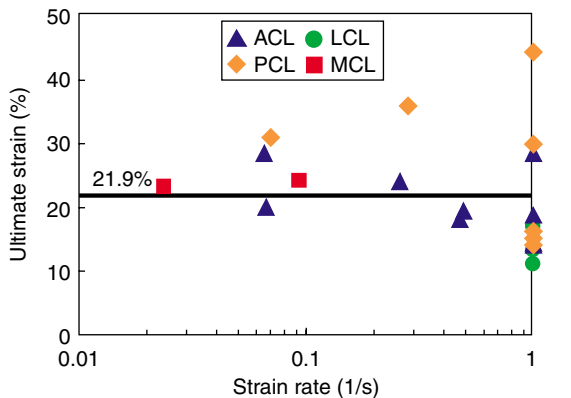


Fig. 4 Ultimate strain of knee ligaments

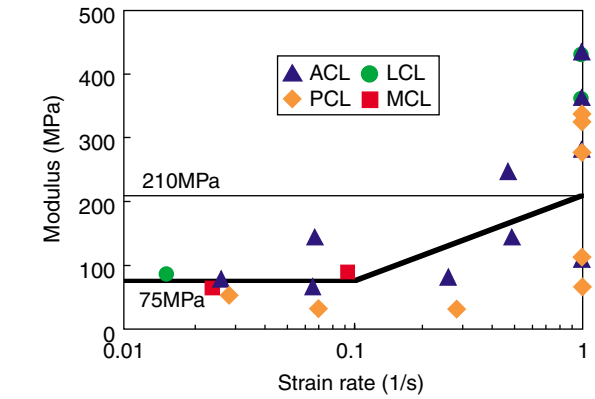
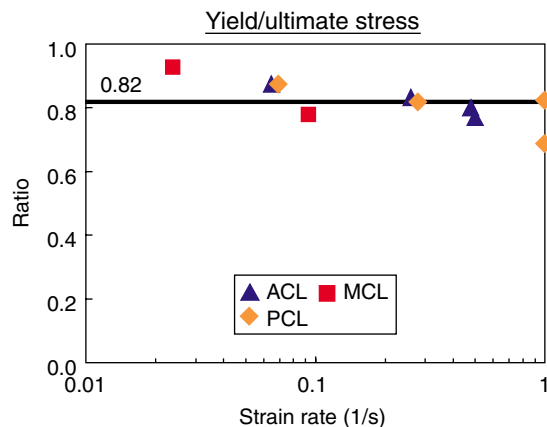


Fig. 6 Modulus of knee ligament

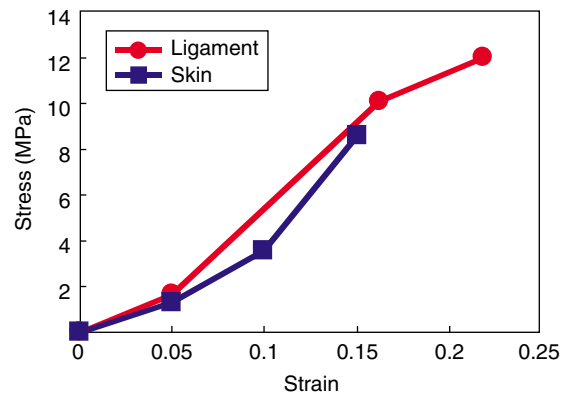


Fig. 7 Quasi-static stress-strain curve for knee ligaments and skin used in the model

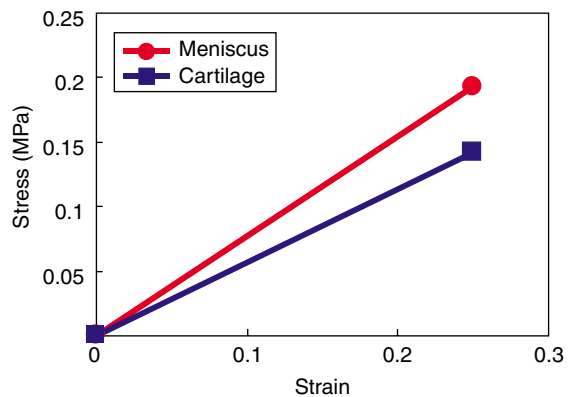


Fig. 8 Quasi-static property for meniscus and cartilage used in the model

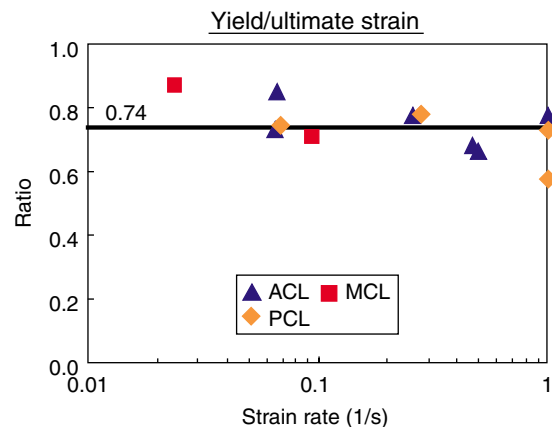


Fig. 5 Ratio between ultimate stress/strain and yield stress/strain

### 3. 膝関節のモデル化

骨格モデルを組み合わせて膝関節部モデルを構築するにあたり、脚部のアライメントは文献<sup>(15)</sup>を参照し Fig. 9 に示すように股関節、膝関節、足関節が同一直線上に位置するよう定めた。膝部靱帯は Fig. 10 のようにシェル要素でモデル化し、関節部が変形した際の靱帯の伸びを正確に再現するため、靱帯と骨格との間に接触を定義した。各靱帯の長さや断面積についてはドイツのハノーバー医科大学からデータ入手し、Table 1 および Table 2 のように定めた。靱帯モデルの両端部は骨格モデルの靱帯付着点近傍の間にリジッドボディを定義して結合し、靱帯の有効長さが Table 1 のデータと一致するようにした。単純化のため靱帯の幅はすべての靱帯に対し同一(15mm)とし、Table 2 の断面積データから靱帯ごとに異なる板厚を設定した。また靱帯の断裂は、設定した破断ひずみに達した要素の剛性を段階的にゼロまで低下させる PAM-CRASH<sup>TM</sup> の Element

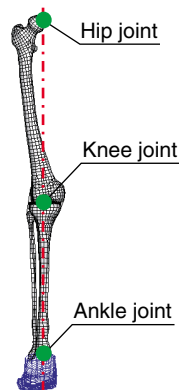


Fig. 9 Alignment of lower limb model

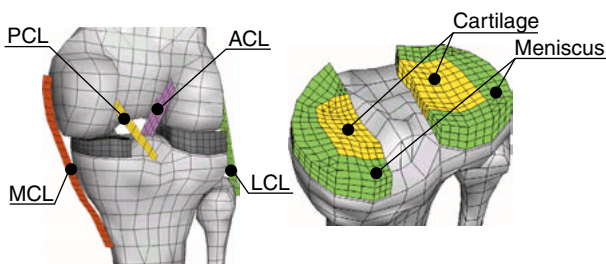


Fig. 10 Knee joint model

Table 1 Length of knee ligament used in the model

| Ligament    | ACL | PCL | LCL | MCL |
|-------------|-----|-----|-----|-----|
| Length (mm) | 40  | 41  | 55  | 91  |

Table 2 Cross sectional area of knee ligament used in the model

| Ligament                | ACL | PCL | LCL | MCL |
|-------------------------|-----|-----|-----|-----|
| Area (mm <sup>2</sup> ) | 46  | 77  | 29  | 37  |

Elimination オプション<sup>(16), (17)</sup>を用いて再現した。脛骨関節面上には膝関節の上下方向の変形を再現するため軟骨と半月板をソリッド要素でモデル化し組込んだ(Fig. 10)。大腿部および下腿部の骨格の周囲の軟組織(主として筋肉と脂肪)は Fig. 11 のようにソリッド要素でモデル化した。この部分のモデルは日本イーエスアイが開発した人体脚部有限要素モデル(H-Dummy<sup>TM</sup>)のものをを用いたが、被験者を用いた各方向からの動的圧縮実験の結果により精度が検証されている<sup>(18)</sup>。またその周囲には膝部の応答性に影響を与えると考えられる皮膚をシェル要素でモデル化して追加した。

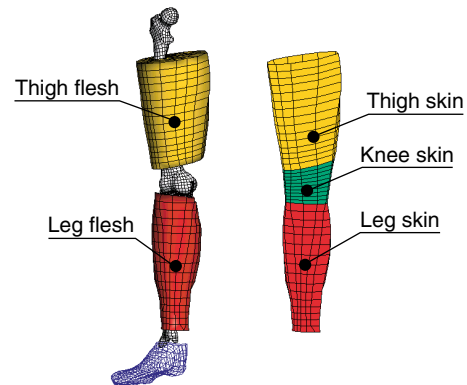


Fig. 11 Schematic diagram of lower limb model

### 4. 精度検証

膝部モデルの精度検証には、Kajzer ら<sup>(19), (20)</sup>が行った脚部衝撃実験の結果を用いた。実験条件を Fig. 12 に示す。Kajzer らは大腿骨の顆上部と大転子部をそれぞれロードセルを介してジグで固定し、下腿部に対し横方向から質量 6.25kg のインパクトを速度 20km/h および 40km/h で衝突させた。インパクトの衝突条件としては、膝関節にせん断変形を与えるために膝関節直下に衝突させるせん断セットアップと、曲げ変形を与えるために足関節部に衝突させる曲げセットアップの二つが用いられた。歩行状態をシミュレートするため脚部には下向きに 400N の予荷重が与えられ、インパクト先端には直衝撃による傷害の発生を防ぐためフォーム材が取り付けられた。

この実験を再現するため、Fig. 13のようなモデルを作成した。Kajzer らは全身を用いて実験を行ったが、脚部に衝撃を加えた際の上半身の変位が観察されなかったことから、単純化のため脚部のみのモデルとし、上体との接続部である大腿骨頭部を空間に固定した。大腿骨の大転子部と顆上部にはジグによる固定部近傍の要素を空間に固定する境界条件を与えた。脚部への予荷重は、地面に相当する面をインパクトの衝突前に上方へ移動させることで与えた。インパクトは先端のフォーム材のみをソリッド要素でモデル化し、重心点が実際と一致するよう残りの質量を一点に与えた。

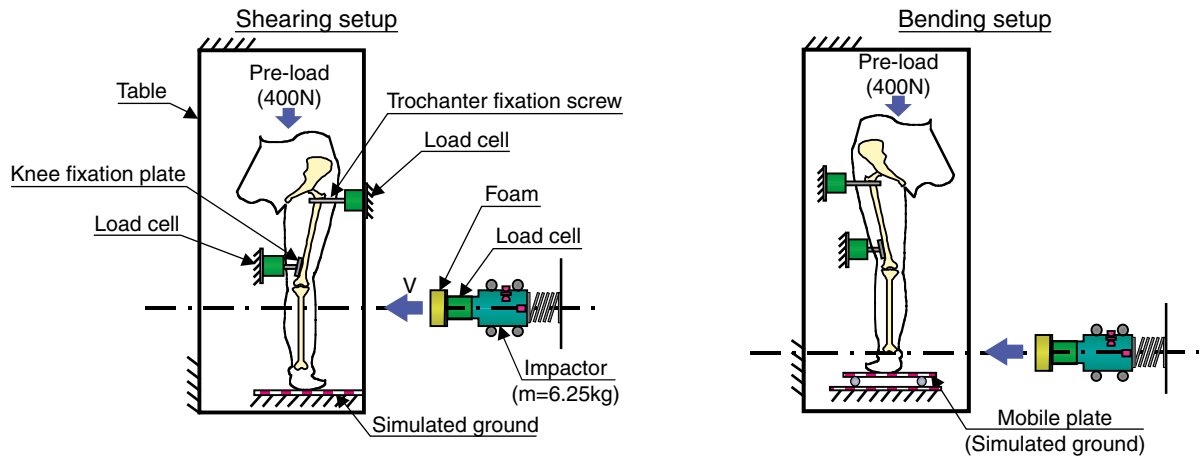


Fig. 12 Test setup for dynamic response of knee joint

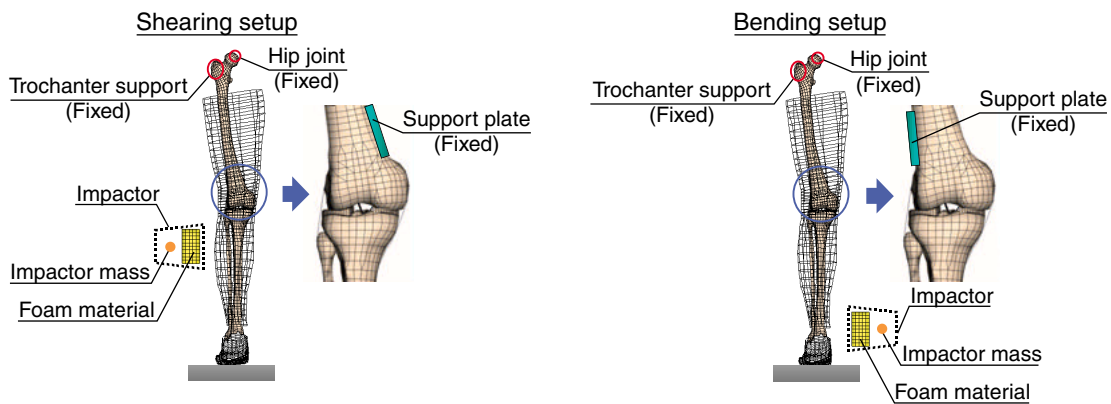


Fig. 13 Model setup for knee joint validation

またフォーム材は脚部に対する入力源であり、フォーム材の計算精度が膝部の応答性の計算精度に影響を与えることが予想されるため、事前にフォーム材単体での精度検証を行った(Fig. 14)。

Wittek ら<sup>(21)</sup>は Kajzer らの実験結果を分析し、脚部への衝撃荷重と高速度フィルム解析により求めた膝部せん断変位、曲げ角度について、平均値±標準偏差からコリドーを求

めた。そこでこのコリドーを用いて計算結果と実験結果の比較を行った。Fig. 15 にインパクト速度 20km/h におけるせん断セットアップでの結果を、Fig. 16に同じくインパクト速度 20km/h における曲げセットアップでの結果を示す。また Fig. 17 および Fig. 18 にはそれぞれインパクト速度 40km/h におけるせん断および曲げセットアップでの結果を示す。せん断セットアップではいずれのインパクト速度においても衝撃荷重の計算結果がコリドーを外れている。またせん断変位の計算結果はほぼコリドー内に収まっているがやや低めの傾向にあり、曲げ角度ではコリドーを超えるケースが見られる。実験では特にせん断セットアップにおいて大腿骨顆上部の固定ジグ近傍の応力集中による骨折が多発しており、このため衝撃荷重は骨折のない場合に比べ低下していると考えられる。またせん断変位および曲げ角度は、大腿骨と脛骨の上下二ヶ所にねじ留めされたターゲットマークを時系列でトレースし、各二点間を結んだ直線の位置関係から求めている。このため上記のような骨折が生じると、せん断変位は骨折のない場合に比べ大きくなり、曲げ角度は小さくなる。これに対しシミュレーションでは、ジグによる固定部の詳細が不明であったため単純化した境界条件を用いており、このような骨折は再現

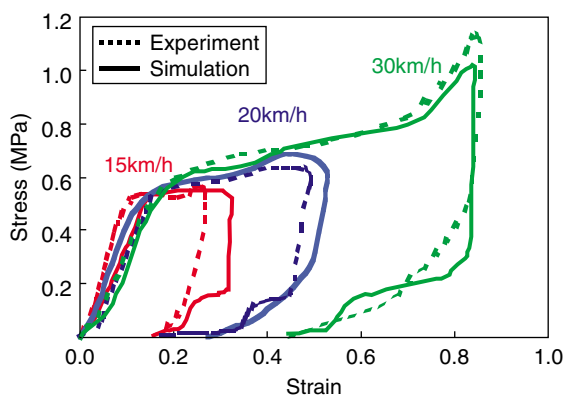


Fig. 14 Comparison of stress-strain curves of foam material between experiment and simulation (for 15, 20, 30km/h of rate)

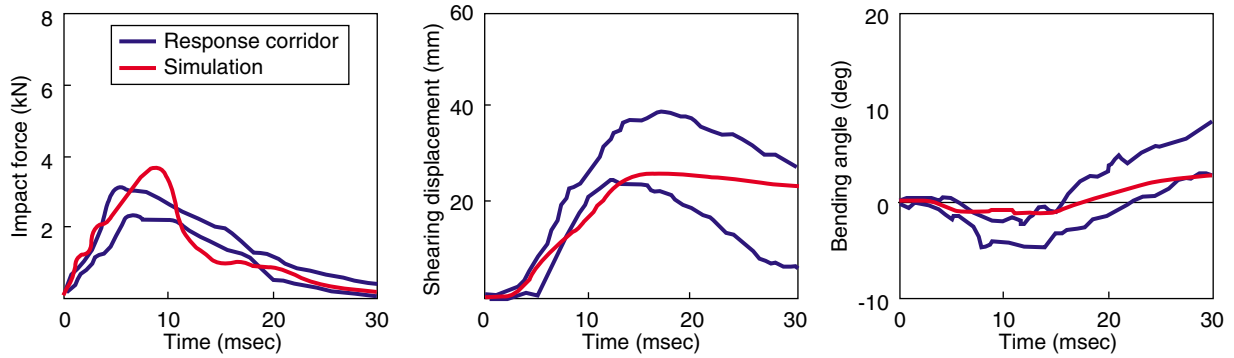


Fig. 15 Comparison between response corridor and simulation result in shearing setup at 20km/h for impact force, shearing displacement and bending angle of the knee

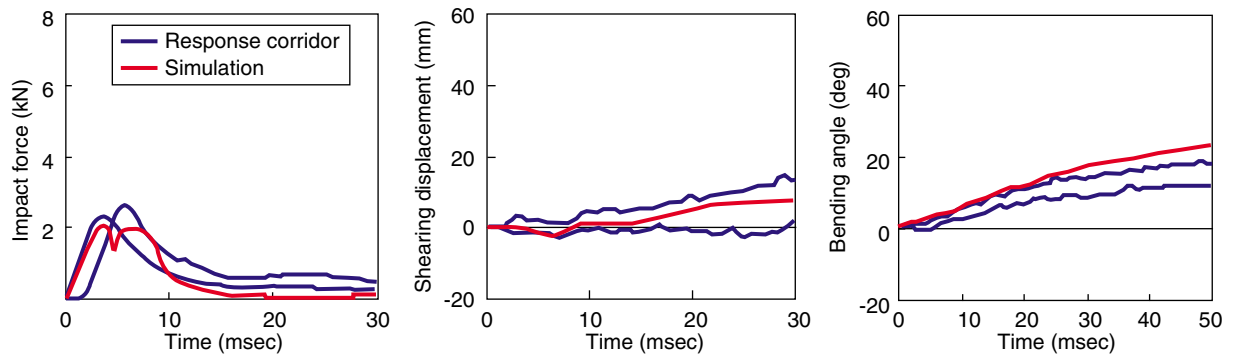


Fig. 16 Comparison between response corridor and simulation result in bending setup at 20km/h for impact force, shearing displacement and bending angle of the knee

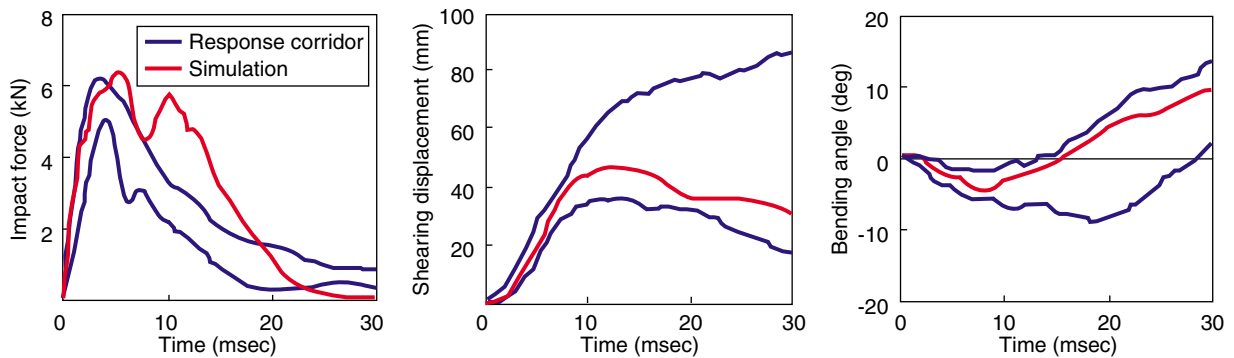


Fig. 17 Comparison between response corridor and simulation result in shearing setup at 40km/h for impact force, shearing displacement and bending angle of the knee

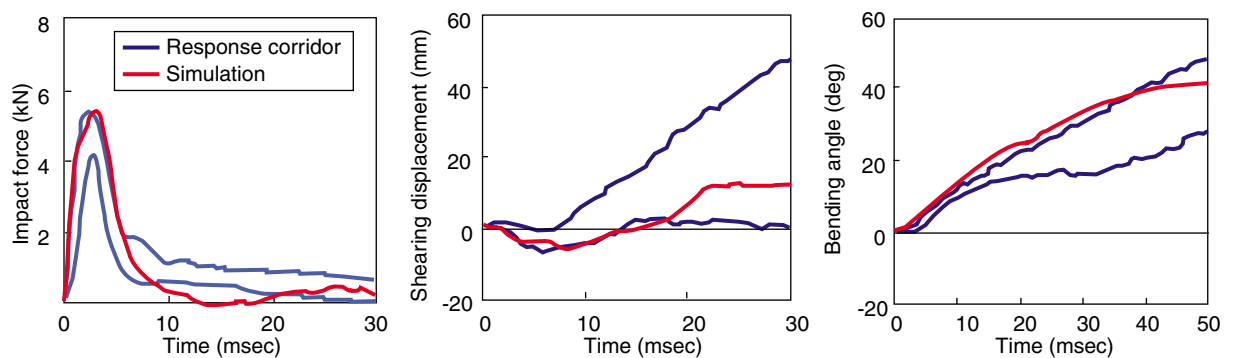


Fig. 18 Comparison between response corridor and simulation result in bending setup at 40km/h for impact force, shearing displacement and bending angle of the knee

されていない。これらを考慮すると、特にせん断セットアップにおける衝撃荷重の計算結果が実験結果のコリドーを超えているものの、衝撃荷重と膝部変形について実験結果を精度良く再現しているものと判断できる。

インパクト速度 40km/h におけるせん断、曲げセットアップでの計算結果の膝部変形を時系列でそれぞれ Fig. 19, Fig. 20 に示す。せん断セットアップでは、衝突後約 6

msec で前十字靱帯の断裂が見られる。また曲げセットアップでは、衝突後 20msec までの間に内側側副靱帯、前十字靱帯、後十字靱帯の順に断裂が生じている。計算結果において生じたこのような損傷の有無を、各靱帯について条件ごとに実験結果と比較した (Table 3, Table 4)。実験と計算で条件を揃えるため、実験結果のうち大腿骨の固定法に起因する骨折が生じなかったケースのみを抽出して比較した。

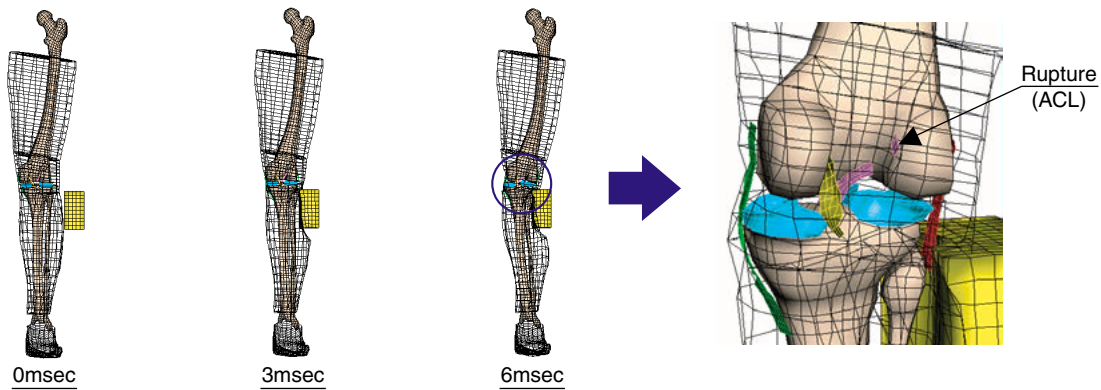


Fig. 19 Kinematics of the knee joint from FE simulation in shearing setup at 40km/h

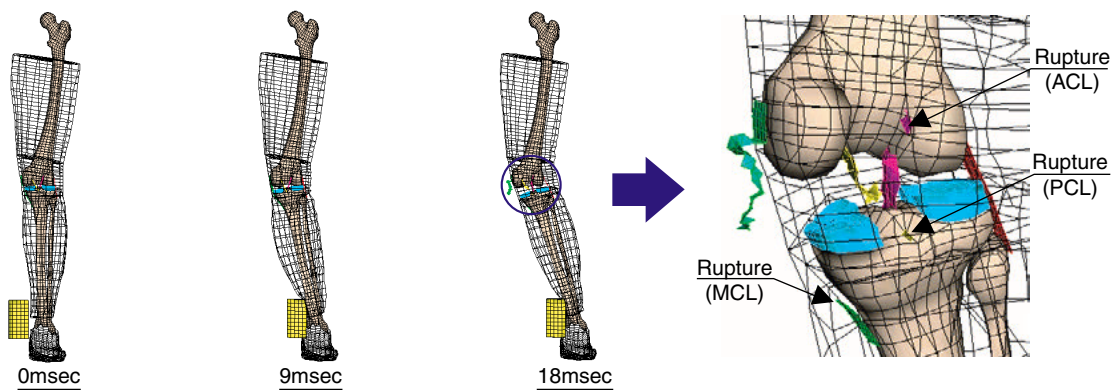


Fig. 20 Kinematics of the knee joint from FE simulation in bending setup at 40km/h

Table 3 Injury description in shearing and bending setup at 20km/h for both experiments and simulation

| Shearing setup |               |     |     |     | Bending setup |               |     |     |     |
|----------------|---------------|-----|-----|-----|---------------|---------------|-----|-----|-----|
| Test case      | Knee ligament |     |     |     | Test case     | Knee ligament |     |     |     |
|                | ACL           | PCL | LCL | MCL |               | ACL           | PCL | LCL | MCL |
| Simulation     | ■             |     |     |     | Simulation    |               |     |     |     |
| 21S            | ■             |     |     |     | 23B           |               |     |     |     |
| 24S            |               |     |     |     | 26B           |               |     |     |     |
| 25S            |               |     |     |     | 27B           |               |     |     | ■   |
| 29S            | ■             |     |     |     | 30B           |               |     |     | ■   |

\* ■ : Ligament rupture, □ : Experiment, ■ : Simulation

Table 4 Injury description in shearing and bending setup at 40km/h for both experiments and simulation

| Shearing setup |               |     |     |     | Bending setup |               |     |     |     |
|----------------|---------------|-----|-----|-----|---------------|---------------|-----|-----|-----|
| Test case      | Knee ligament |     |     |     | Test case     | Knee ligament |     |     |     |
|                | ACL           | PCL | LCL | MCL |               | ACL           | PCL | LCL | MCL |
| Simulation     | ■             |     |     |     | Simulation    | ■             | ■   |     | ■   |
| 1S             |               |     |     |     | 3B            |               | ■   |     | ■   |
| 8S             | ■             |     |     |     | 6B            | ■             | ■   |     | ■   |
| 16S            | ■             |     |     |     | 19B           | ■             |     |     | ■   |

\* ■ : Ligament rupture, □ : Experiment, ■ : Simulation

インパクト速度 20km/h での曲げセットアップを除き、半数以上の実験において観察された靱帯損傷が計算でも再現されている。また、実験において損傷が全く見られなかった靱帯については計算でも損傷が生じていない。これらのことから、本モデルは膝部の靱帯損傷の再現性に関しても高い精度を有していることがわかった。

以上の検証結果から、衝撃負荷に対する膝部の変形特性と靱帯損傷の再現性については高い精度が確認できた。しかしながら、歩行者事故では膝部傷害として靱帯損傷のほかに脛骨顆部骨折が多く発生している。靱帯損傷は靱帯のひずみ量のみで決まるのに対し骨折は荷重にも依存するため<sup>(22)</sup>、脛骨顆部骨折を再現するには膝部の変形だけでなく関節部の内力を正確に再現する必要がある。そのためには、現在は外挿値を用いているひずみ速度の高い領域での靱帯、軟骨および半月板の材料特性の妥当性を検証した上で、脛骨顆部骨折を再現した実験結果を用いてモデルの精度を検証する必要がある。

## 5. まとめ

衝撃応答性の検証された骨格モデルを組み合わせ、靱帯、軟骨および半月板を含む立位姿勢の人体膝関節部の有限要素モデルを開発し、脚部衝撃実験の結果との比較により精度を検証した結果、以下の結論を得た。

- (1) 本研究で開発した脚部モデルは、負荷速度 20km/h と 40km/h のいずれの場合についても、衝撃荷重、膝部せん断変位、曲げ角度について実験結果を精度良く再現していることがわかった。
- (2) 靱帯損傷の有無について負荷速度 20km/h および 40km/h での実験結果と比較した結果、概ね半数以上の実験において発生した損傷を計算でも再現していることがわかった。
- (3) 膝関節部の靱帯、軟骨および半月板のひずみ速度が高い領域での材料特性の検証と、歩行者事故において発生頻度の高い脛骨顆部骨折の再現性検証が今後の課題である。

## 参考文献

- (1) European Enhanced Vehicle-safety Committee: "EEVC Working Group 17 Report — Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars" (1998)
- (2) Yang J.K., Kajzer J.: "Computer simulation of impact response of the human knee joint in car-pedestrian accidents", SAE paper 922525 (1992)
- (3) Yang J.K., Rzymkowski C., Kajzer J.: "Development and validation of a mathematical breakable leg model",

IRCOBI (1993)

- (4) Yang J.K., Kajzer J.: "Mathematical model of pedestrian lower extremity", 14<sup>th</sup> ESV Conference (1994)
- (5) Schuster P. J., Chou C. C., Prasad P.: "Development and Validation of a Pedestrian Lower Limb Non-Linear 3-D Finite Element Model", STAPP CAR CRASH JOURNAL, Vol.44 (2000)
- (6) Wismans J.: "A three dimensional mathematical model of the human knee joint" (1980)
- (7) Butler D.L., Kay M.D., Stouffer D.C.: "Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments", J. Biomech., 19 (1986)
- (8) Trent P.S., Walker P.S., Wolf B.: "Ligament length patterns, strength and rotational axes of the knee joint", Clinical Orthopaedics and Related Research, 117 (1976)
- (9) Noyes F.R., Grood E.S.: "The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys", Journal of Bone and Joint Surgery, 58-A (1976)
- (10) Race A., Amis A.A.: "Mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament", Journal of Biomechanical Engineering, 27 (1994)
- (11) Kennedy J.C. et al.: "Tension studies of human knee joint ligaments", Journal of Bone and Joint Surgery, 58-A (1976)
- (12) Yamada H.: "Strength and Aging of Human Body", NHK Press
- (13) Yamada H.: "Strength of biological materials", The Williams & Wilkins Company, 1970
- (14) Mow V.C., Ratcliffe A.: "Structure and foundation of articular cartilage and meniscus", In Basic Orthopaedic Biomechanics, Second Edition, Ed. Mow V.C., Hayes W.C., Lippincott-Raven, 1997, p.113-177
- (15) Castaing J., Burdin P.H., Delplace J.: Anatomie Fonctionnelle de l'Appareil Locomoteur
- (16) Pam System International, PAM-CRASH™ PAM-SAFE™ Version 1998 Notes Manual, 1998
- (17) Pam System International, PAM-CRASH™ PAM-SAFE™ Version 1998 Reference Manual, 1998
- (18) H-Dummy™ Version 1.6 User's Manual, Hankook ESI, Engineering Systems International, 1998
- (19) Kajzer J. et al.: "Shearing and bending effects at the knee joint at low speed lateral loading", SAE paper 1999-01-0712 (1999)
- (20) Kajzer J. et al.: "Shearing and bending effects at the knee joint at high speed lateral loading", SAE paper 973326 (1997)
- (21) Wittek A. et al.: "Validation and parameter study of a

- multi-body model for simulation of shearing and bending responses at the knee joint in lateral impacts at low and high Speeds : Influences of ligament properties and boundary conditions on model responses ”, IRCOBI (2000)
- (22) Eppinger R.H., Takhounts E.G., “ On the development of survival criteria for rate sensitive materials ”, STAPP CAR CRASH JOURNAL, Vol.44 (2000)

■ 著 者 ■



高橋 裕 公



菊池 裕 二



鴻巣 敦 宏



石川 博 敏