

歩行者脚部有限要素モデルの開発

－骨格モデルの開発と検証－

Development of a Finite Element Model for the Pedestrian Lower Limb

－ Development and Validation of Bone Models －

菊池 裕二*

Yuji KIKUCHI

鴻巣 敦宏**

Atsuhiko KONOSU

高橋 裕公*

Yukou TAKAHASHI

石川 博敏**

Hirotoishi ISHIKAWA

要 旨

解剖学的構造を正確に反映した人体脚部長骨の有限要素モデルを開発した。多数の文献調査から骨の材料特性の平均値とひずみ速度依存性を定めモデルに反映した。骨の準静的および動的3点曲げの公表された実験結果を用いて精度検証を行った結果、骨折荷重を精度良く再現していることが確認できた。また動的負荷の場合には、材料特性のひずみ速度依存性が骨折荷重の予測精度に大きな影響を及ぼすことがわかった。

ABSTRACT

A finite element model for long bones of the human lower limb that accurately reflects their anatomical structure has been developed. The average values of the mechanical properties of the bones as well as their strain rate dependency were determined from an extensive survey of the literature and were reflected in the model. The model has been validated against published quasi-static and dynamic 3-point bending test results, confirming that it accurately predicts the peak impact force. In addition, it was found that the strain rate dependency of the mechanical properties has a significant effect on the accuracy of peak force prediction.

1. はじめに

事故統計データによれば、日本の交通事故死者に占める歩行者の割合は約30%と高く⁽¹⁾、歩行者保護は乗員保護と並び自動車の安全性向上における重要な課題の一つとなっている。米国の歩行者事故調査データベースである PCDS (Pedestrian Crash Data Study) をもとに傷害レベルが AIS (Abbreviated Injury Scale) 2以上の傷害の受傷部位分布を調べてみると、Fig. 1に示すように脚部への受傷頻度が最も高いことがわかる。脚部の傷害は直接生死に関することはまれであるが、後遺症や社会コストの観点からその重要性が指摘されている。

歩行者脚部の受傷形態は、Fig. 2 に示すように骨折と膝部靭帯損傷に大別される。これらの傷害の評価法として、欧州では EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee) /ワーキンググループ 17 によりレッグフォームインパクトを用いた単体テスト法が提案されている⁽²⁾。

* 栃木研究所

** (財)日本自動車研究所

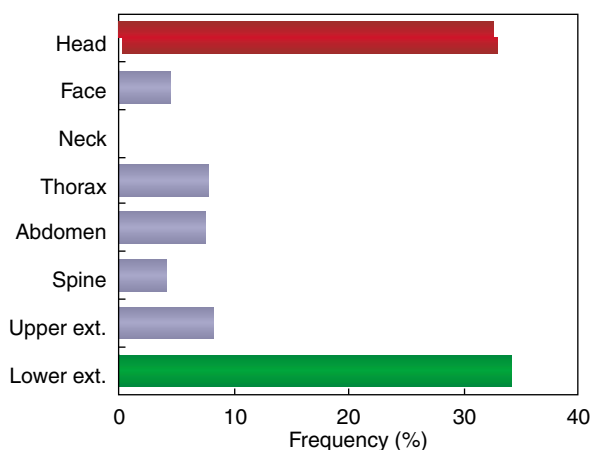


Fig. 1 Distribution of AIS2+ pedestrian injuries by body region (Source : PCDS database)

しかしながら、インパクトの人体忠実度や傷害基準の妥当性については改善の必要性が指摘されており^{(3)~(5)}、事故時の歩行者脚部傷害の評価手法としてさらなる検討が必要で

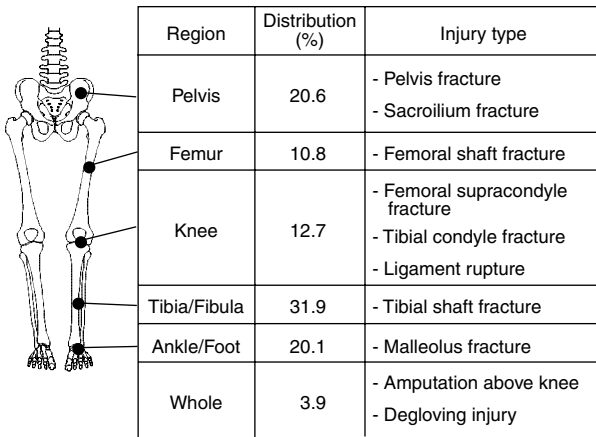


Fig. 2 Distribution of AIS2+ lower limb injuries by injury type (Source: PCDS database)

ある。そこで筆者らは、歩行者の脚部傷害メカニズムを解明し、妥当性の高い傷害評価法を確立するため、人体脚部を直接数値モデル化した歩行者脚部有限要素モデルを開発した。

歩行者事故における脚部の応答を再現し傷害メカニズムを解明するため、過去に多くのシミュレーションモデルが開発されてきた。Yang and Kajzer⁽⁶⁾は MADYMO プログラムを用い、膝部の解剖学的構造に着目した歩行者脚部の三次元マルチボディモデルを開発したが、大腿部および下腿部はそれぞれ一つの剛体セグメントでモデル化されていたため骨折の再現が不可能であった。Yangら^{(7), (8)}はこのモデルに対し下腿の上部にジョイント要素を追加して骨折の再現を試みたが、骨折の発生部位をあらかじめ決めておく必要があるという難点があった。これらのマルチボディを用いたモデル化では、骨格のたわみや骨折の再現性がモデル化手法に強く依存し、種々の負荷条件に対応できるモデルを構築するのは難しい。

Bermondら^{(9), (10)}は膝関節部の三次元有限要素モデルを開発したが、動的応答性の精度検証は行っていない。Schusterら⁽¹¹⁾は歩行者脚部の三次元非線形有限要素モデルを開発したが、骨格の応答性の検証は準静的条件下に限ら

れていた。Tamura ら⁽¹²⁾は人体有限要素モデルを用いて衝突時乗員の脛骨傷害メカニズムを検討したが、骨格の材料特性には準静的データを用いており、動的応答性の再現性は検証されていない。このように、過去の研究においてマルチボディを用いたモデル化よりも適用範囲の広い有限要素モデルの開発も進められてきたが、骨格の動的応答性の再現が課題であった。

本報では、歩行者脚部有限要素モデルの開発過程のうち、骨格モデルの開発と精度検証について述べる。歩行者の脚部傷害は前述のように骨折と靱帯損傷に大別され、過去の実験結果によれば骨折が発生する場合に靱帯損傷が生じることはまれである⁽¹³⁾。これは骨折により荷重の伝達経路が分断され、膝関節部への負荷が低下することによるものと考えられる。そこで本研究では骨格モデルの開発にあたり、骨折による荷重伝達経路の分断が表現できるモデル化手法を取り入れた。また、脚部の動的応答性を正確に再現するため、従来の研究では考慮されていなかった骨の材料特性のひずみ速度依存性をモデルに反映し、動的条件下での精度検証も行った。

2. 骨の構造と材料特性

人体長骨の内部構造を Fig. 3 に示す。骨端部は表面が剛性の高い皮質骨(Cortical bone)で覆われており、内部がハニカム状の比較的剛性の低い海綿骨(Trabecular bone)で満たされている。骨幹部は端部から連続した皮質骨が厚みを増して円筒形状をなしている。骨幹部の内部には海綿骨は存在せず、かわりに脂肪化した骨髄で満たされている。

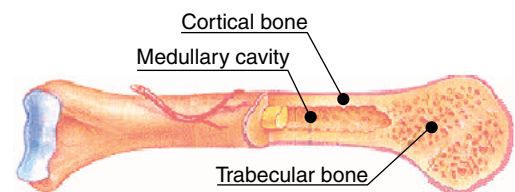


Fig. 3 Structure of long bones

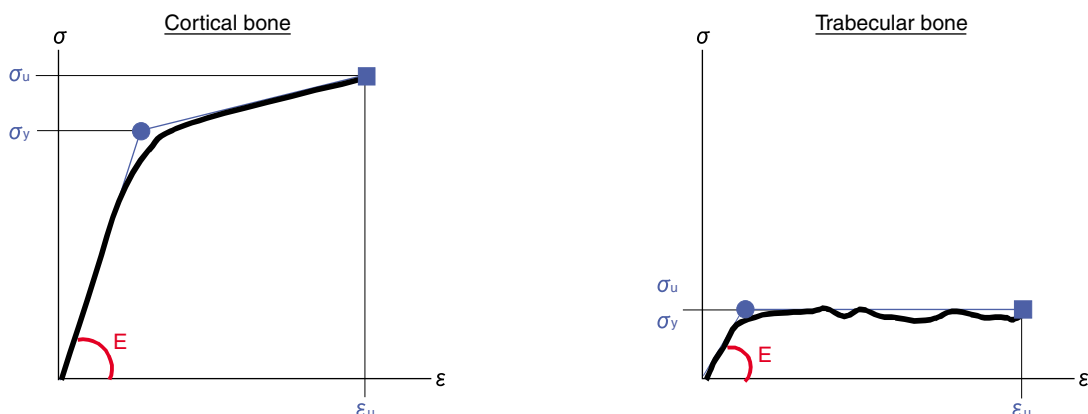


Fig. 4 Typical stress-strain curves for bone and parameters specified in the model

したがって骨格の機械的応答を再現するには、剛性の異なる皮質骨と海綿骨の特性を個別に定めてモデルに反映する必要がある。

皮質骨および海綿骨の典型的な応力-ひずみ線図を Fig. 4 に示す。モデル化にあたっては単純化のため応力-ひずみ特性を青線で示す二段階で近似し、ヤング率(E)、降伏応力(σ_y)、破断応力(σ_u)、破断ひずみ(ε_u)の四つのパラメータを多数の文献調査により定めた^{(14)~(51)}。なお海綿骨については塑性域の特性を応力一定で近似し、 $\sigma_y = \sigma_u$ とした。特性の調査結果の集計にあたっては、骨格の材料特性が年

齢と相関することが予想されるため、年齢を横軸に各特性値をプロットした。性別に関しては、材料特性レベルでは男女差が認められないとされている⁽⁵²⁾ことから区分は行わなかった。

Fig. 5 に大腿骨皮質のヤング率および破断応力の調査結果を示す。データは引張りと圧縮に分けて表示している。臨床上的の知見として、骨は一般に引張りを受ける部位が起点となって骨折するといわれているが、本図より骨は圧縮に比べて引張りに対する強度が低いことがわかる。本研究では骨折再現の観点から、骨の材料特性として引張り時の特

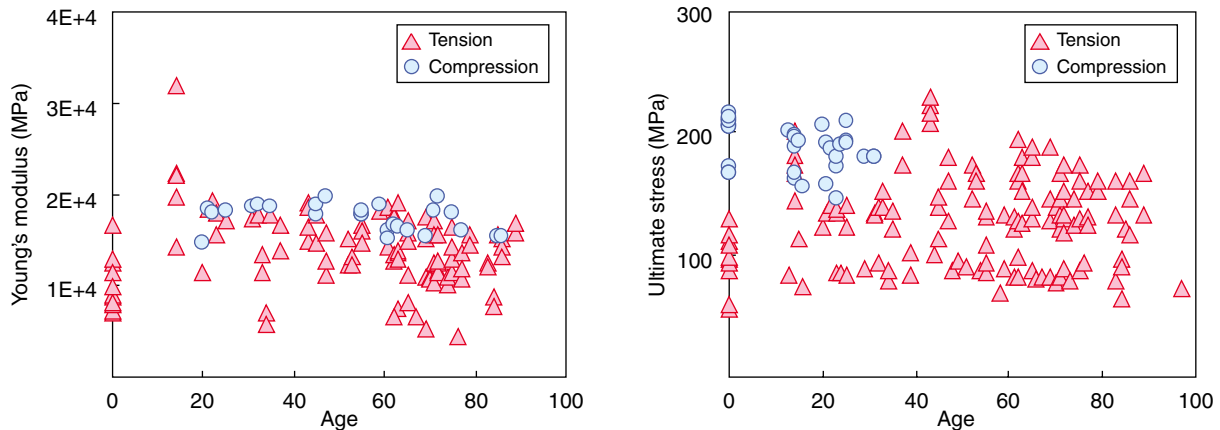


Fig. 5 Tensile and compressive property of femoral cortical bone as a function of age

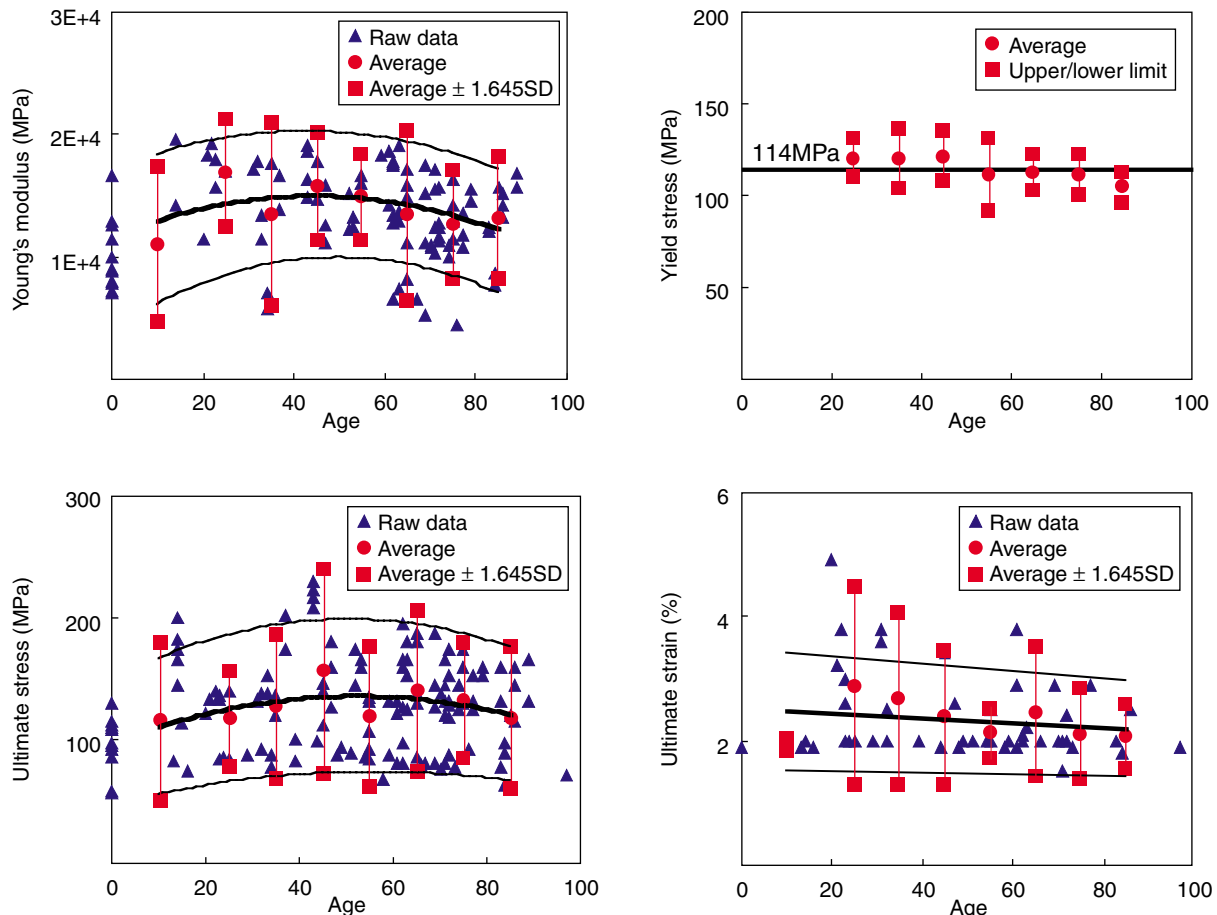


Fig. 6 Mechanical property corridor of femoral cortical bone as a function of age

性を用いることとした。Fig. 6に大腿骨皮質に対する上記四つの材料特性値の調査結果を示す。降伏応力以外の特性値については10歳ごとの年齢帯にデータを区分けして平均値を定め(赤丸)、正規分布を仮定してデータの90%が含まれるよう上限、下限を算出した(赤四角)。これらを二次関数で補間して図のような特性値のコリドーを定めた。なお破断ひずみについては、データ数が比較的少なくばらつきが大きいことから線形補間とした。また降伏応力については10歳ごとの平均値(赤丸)と上下限界値(赤四角)しかデータが得られなかったため、年齢との相関は考慮せず一律に平均値を用いることにした。本図より骨の特性値は年齢の影響よりもむしろ個体差の影響を大きく受けることがわかる。これ

Table 1 Difference in mechanical property of cortical bone between femur and tibia (age 20-89, average)

Mechanical property	Femur	Tibia	Ratio
Elastic modulus (MPa)	16843	23843	1.42
Yield stress (MPa)	114	129	1.13
Ultimate stress (MPa)	132	157	1.19
Ultimate strain (%)	2.8	3.1	1.09

らの集計結果を用いることで、解析したい歩行者の年齢および骨の強度レベルを反映したモデルが作成可能となる。脛骨皮質については平均値しかデータが得られなかったため、Table 1に示すように各特性の平均値の大腿骨との比を求め、大腿骨に対して定めた特性値コリドーをスケールングして用いた。腓骨についてはデータが全く見当らなかったため、大腿骨の特性値を初期推定値として、後述のモデル検証過程において実験結果と合致するように調整を行った。海綿骨の特性についてもデータが少なく骨ごとの区分はできなかったが、大腿骨頭部については他の部位に比べ剛性が高いことが判明したため、Fig. 7に示すようにこの部位には異なる特性を与えた。また海綿骨の剛性値は皮質骨の1/10程度であり、骨全体の特性に対する海綿骨の寄与は比較的小さいと考えられることから、データ数が少ないことも考慮して年齢との相関関係は定義せず、平均値を用いることとした。海綿骨の破断ひずみについては記載のある唯一の文献⁽⁵³⁾から13.4%とした。ポアソン比についても数少ないデータ^{(23), (27), (47)}の平均値から、すべての骨に対して皮質骨、海綿骨とも0.315を用いた。

Carter and Hayes^{(54), (55)}は皮質骨と海綿骨について、ひずみ速度が剛性および強度に及ぼす影響を実験的に調べ、骨の剛性および強度はひずみ速度の0.06乗に比例するという

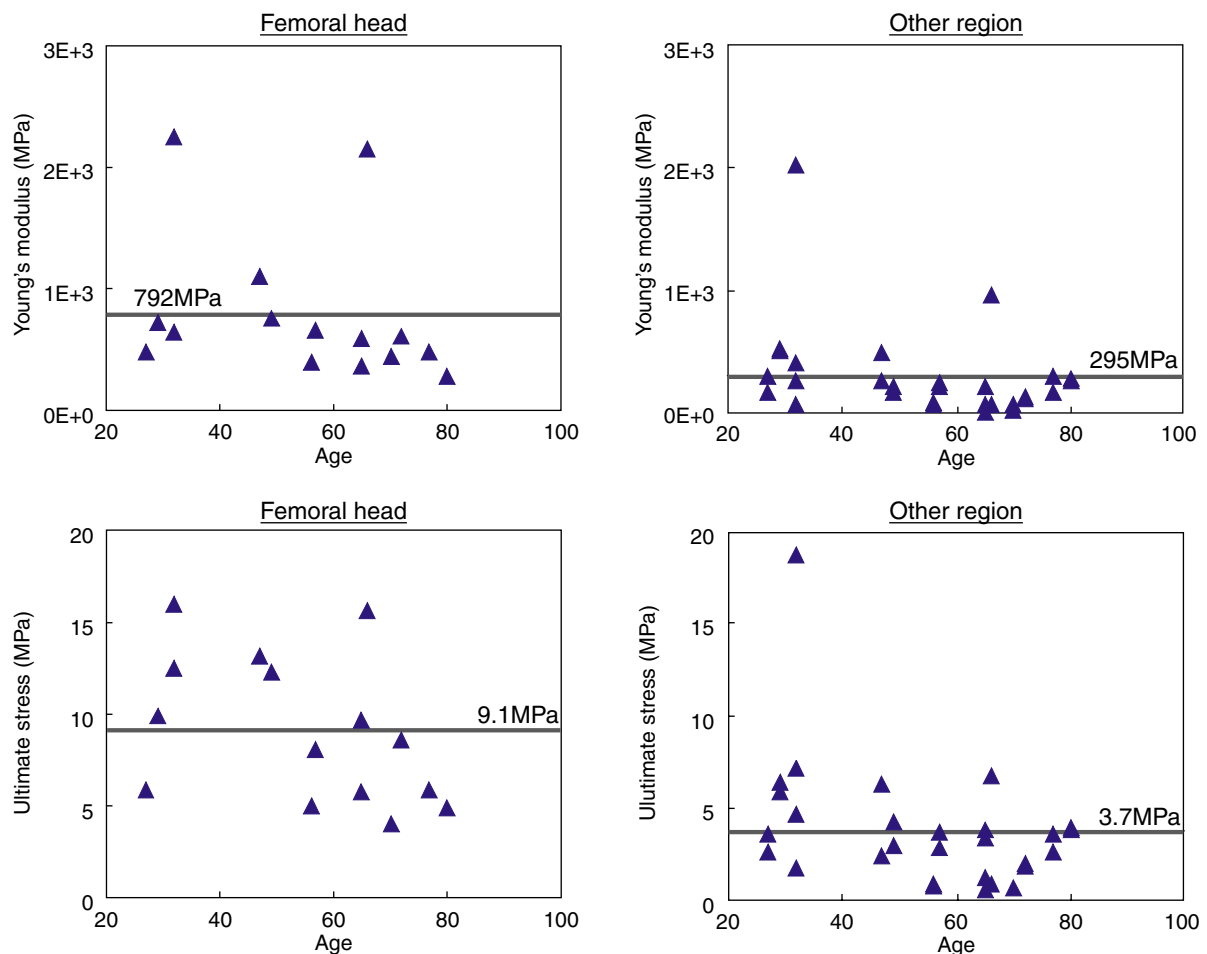


Fig. 7 Mechanical property of trabecular bone for femoral head and other region

関係を見出した(Fig. 8)。この結果に基づき、ひずみ速度と静動比との関係を Fig. 9 のように定めた。また Fig. 8 よりヤング率についてもひずみ速度依存性が認められることから、応力-ひずみ線図の弾性域も含めた全域に対してこの関係を適用した。

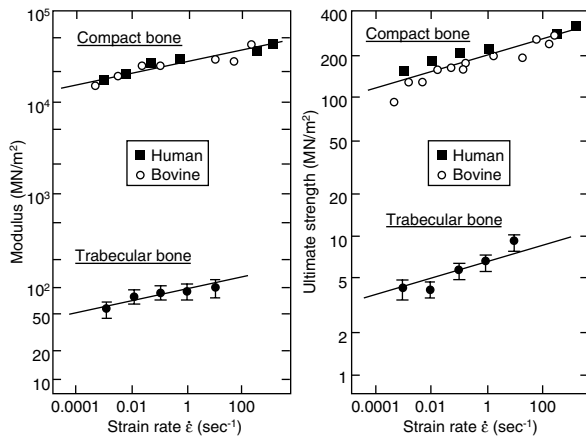


Fig. 8 Strain rate sensitivity of bone mechanical property

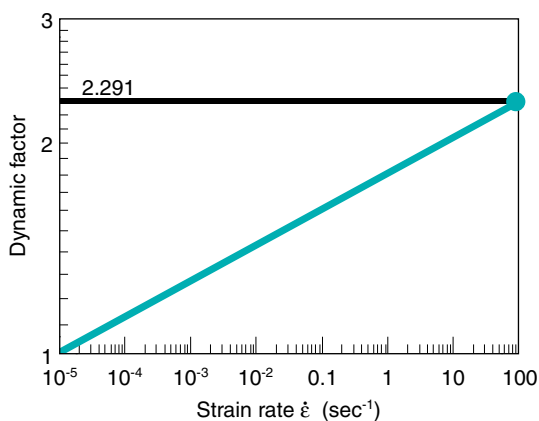


Fig. 9 Dynamic amplification factor versus strain rate specified in the model

3. 骨格のモデル化

骨格モデルの外形形状は、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-DummyTM)⁽⁵⁶⁾のものを用了。このモデルの外形形状は人体のスキャン画像から生成されたViewpoint DatalabTMの人体骨格形状モデルに基づいており、解剖学的に精度の高いモデルである⁽⁵⁷⁾。骨格モデルの構成は、Fig. 3 のような人体長骨の構造に対応し、Fig. 10 に示すように骨端部については表面の皮質骨をシェル要素でモデル化し内部の海綿骨をソリッド要素でモデル化した二層構造とし、骨幹部については内部の空洞を表すため皮質骨をソリッド要素でモデル化した。皮質骨の内部をさらに詳細に見てみると、Fig. 11 に示すように血管を通す多数

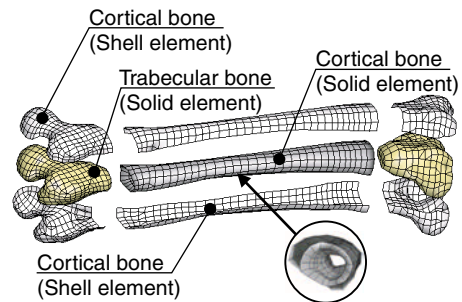


Fig. 10 Structure of femur model

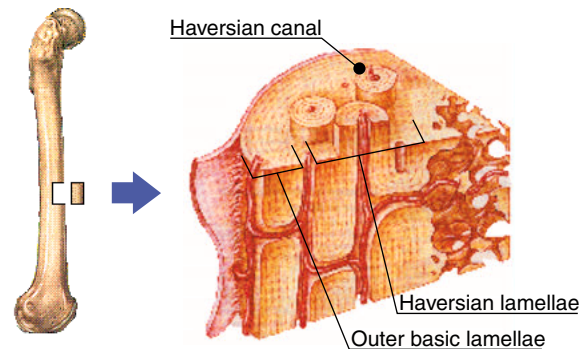


Fig. 11 Structure of cortical bone

のハヴァース管(Haversian canal)が集ったハヴァース層板(Haversian lamellae)の表面に、さらに剛性の高い外基礎層板(Outer basic lamellae)が存在する⁽⁵⁸⁾。文献に記載されている皮質骨の材料特性はこのうちのハヴァース層板に関するものであるため、皮質が厚く外基礎層板の影響が大きいと考えられる骨幹部については表面にさらにシェル要素を追加して、骨幹部の断面二次モーメントの適正化を行った。ただし、外基礎層板の材料特性に関しては定量的なデータが文献から得られなかったため、特性はハヴァース層板のものをそのまま用い、板厚は各骨の準静的三点曲げ実験の公表された荷重-変位線図にはりの理論を適用して断面二次モーメントを算出し、これと等価な断面二次モーメントとなるよう定めた。

骨折のモデル化には骨格の材料モデルとして破断のモデル化機能を持つ PAM-CRASHTM 上のタイプ 16(ソリッド要素)およびタイプ 105(シェル要素)を用い、設定した破断ひずみに到達した要素の剛性値を段階的にゼロまで低下させる Element Elimination オプションを適用した。また材料特性のひずみ速度依存性については、Fig. 9 の関係を PAM-CRASHTM の対数補間法を用いてモデルに反映した^{(59), (60)}。

4. 精度検証

骨格モデルの準静的条件での精度検証には、Yamada ら⁽⁶¹⁾がおこなった人体長骨の準静的三点曲げ実験結果を用いた。Yamada らの実験条件は文献に詳細が記されていない

が、Fig. 12のような条件であったと思われる。また、大腿骨、脛骨などの下肢骨を含む人体長骨の荷重－変位特性が平均値として文献に示されている (Fig. 13)。ここでは Fig. 14のようなモデルを作成し、荷重－変位特性の比較を行った。解析には動的解析コードである PAM-CRASH™を用いたため、準静的条件とするために材料特性のひずみ速度依存性の設定を除外した。また、Yamadaらの実験では年齢20～39歳の骨が用いられているため、文献調査から定めた骨の材料特性の年齢に対するコリドーより、対応する年齢層の平均値を算出して用いた。計算に使用した材料特性値を Table 2に示す。大腿骨、脛骨および腓骨について、荷重－変位特性の計算結果と実験結果を比較して Fig. 15 に示す。変位量約5～10mm 付近では実験結果の方がわずかに高い荷重値を示しているが、骨折時の荷重と変位量については各骨とも良好な一致を示している。

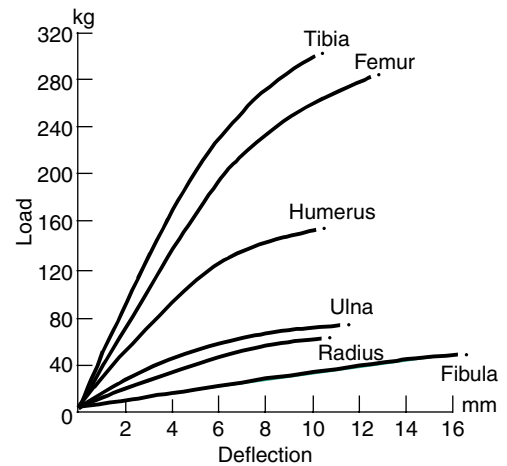


Fig. 13 Load-deflection curves for human long bones

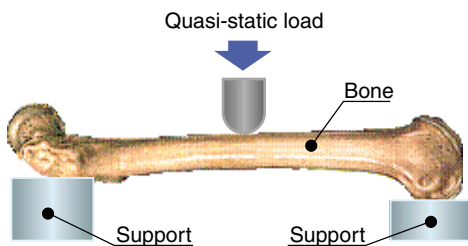


Fig. 12 Assumed quasi-static 3-point bending test setup for long bone

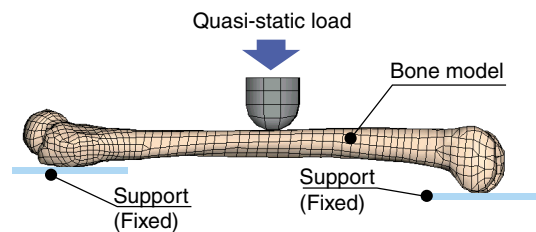


Fig. 14 Schematic diagram of femur model

Table 2 Mechanical property of bones used in the model for quasi-static validation (for age 20-39, average)

Material Name	Density (kg/m ³)	Elastic modulus (MPa)	Yield stress (MPa)	Yield strain (%)	Poisson's ratio	Ultimate stress (MPa)	Ultimate strain (%)
Femur cortical	1850	14317	114.1	0.80	0.315	123.3	2.0
Tibia cortical	1850	20033	129.0	0.63	0.315	138.1	1.5
Fibula cortical	1850	17406	103.2	0.59	0.315	107.0	0.9
Trabecular	600	295	3.7	1.25	0.315	3.7	13.4
Femoral head trabecular	600	792	9.1	1.15	0.315	9.1	13.4

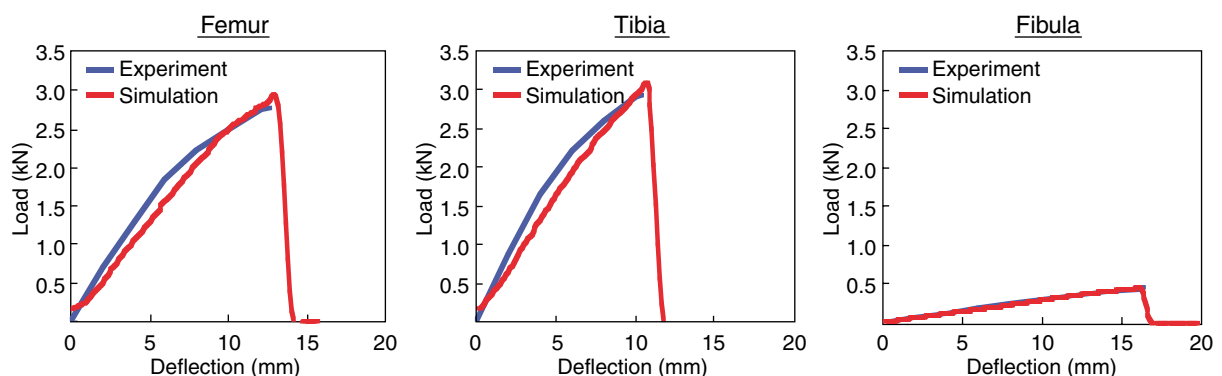


Fig. 15 Comparison of load-deflection response of bone in quasi-static 3-point bending

事故時の歩行者脚部と車両との衝突は動的現象であり、骨格モデルの検証は動的条件下でも行う必要がある。そこで Kress ら⁽⁶²⁾が多数の下肢骨を用いて行った動的三点曲げ実験の結果を用いて、骨格モデルの動的精度検証を実施した。Kress らは Fig. 16 に示すようなセットアップで、下肢骨に質量 50kg のインパクトを速度 7.5m/s で衝突させた際のピーク荷重の平均値を求めた。Table 3に実験条件とピーク荷重の平均値を示す。計算では、各条件における平均年齢に対応する材料特性をコリドーから算出して用いた。大腿骨と脛骨については横方向(L-M; Lateral-Medial)と前後方向(A-P; Anterior-Posterior)の二方向から衝撃を加えており、腓骨については横方向のみ実験が行われている。これら

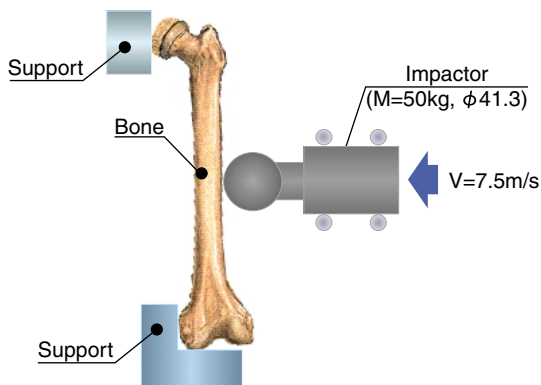


Fig. 16 Test setup for dynamic 3-point bending

Table 3 Test results of dynamic 3-point bending

Specimen	Impact plane	Age (Average)	n	Peak force (kN)
Femur	L-M	71.0yr	21	5.48 (SD 1.17)
	A-P	69.2yr	50	5.70 (SD 0.46)
Tibia	L-M	74.3yr	33	4.07 (SD 1.22)
	A-P	69.9yr	95	4.85 (SD 2.08)
Fibula	L-M	72.5yr	21	0.57 (SD 0.28)

* A-P : Anterior to Posterior / L-M : Lateral to Medial

5ケースのすべてについて Fig. 17 に示すような計算モデルを作成し、ピーク荷重を比較した。図には骨折発生時の変形図も併せて示しており、PAM-CRASH™ の Element Elimination オプションに設定した破断ひずみのしきい値を超えた要素を非表示にしている。これらの要素の質量は周囲の節点に分配されているためしきい値を超えた後も保存されるが、剛性がゼロまで低下するためこれらの要素の両側で荷重伝達が行われなくなる。実際には曲げによる骨折の場合いわゆる Butterfly 型の骨折パターンが多く観察されるが、Fig. 17の計算結果ではインパクト直下の一系列の要素が Element Elimination の対象となっている。したがって本モデルでは実際の骨折のミクロなメカニズムを再現しているとは言えないが、歩行者の傷害解析に重要な骨折による荷重経路の分断はこのようなモデル化でも再現することが可能である。ピーク荷重の計算結果と実験結果の比較を Fig. 18 に示す。計算では動的負荷条件における材料特性のひずみ速度依存性の影響を明確にするため、ひずみ速度依存性を反映したモデルと反映しないモデルの二種類を用いた。ひずみ速度依存性を反映しないモデルではピーク荷重の計算結果は実験結果の 1/2 以下であるが、ひずみ速度依存性を反映することにより実験結果に近い結果が得られる

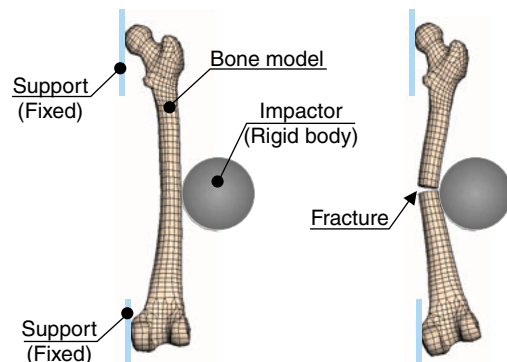


Fig. 17 Femur model setup for 3-point dynamic bending

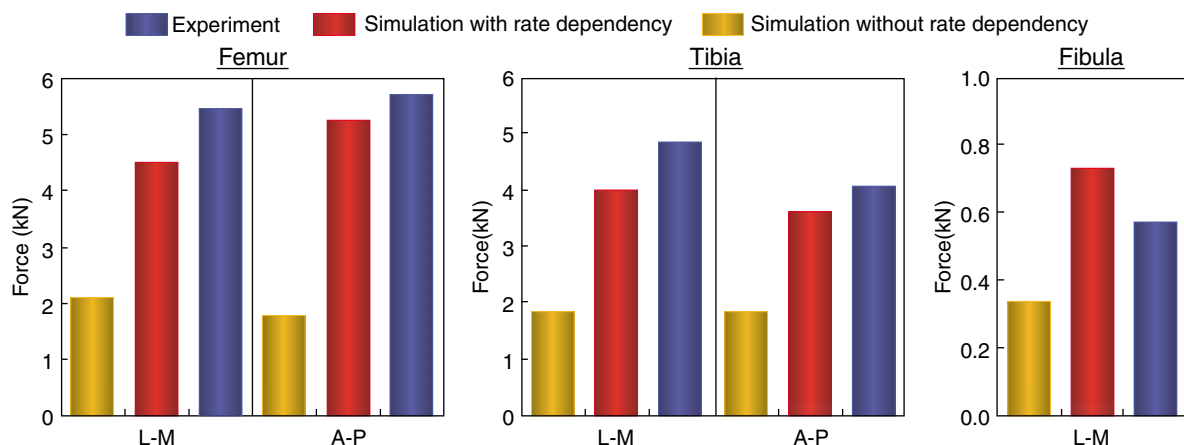


Fig. 18 Comparison of peak force between experiment and simulation

ことがわかった。このことから、動的現象である歩行者脚部傷害の発生メカニズムを再現するには、骨格の材料特性のひずみ速度依存性をモデルに反映することが不可欠であるといえる。

本研究で開発した骨格モデルは、準静的および動的三点曲げにおける骨折荷重を精度良く再現できることがわかった。しかしながら実際の歩行者事故ではバンパーが歩行者の膝関節直下に衝突するケースが多く、三点曲げとはせん断力と曲げモーメントの分布が異なる可能性がある。さらに長骨は Fig. 11 のようにミクロな内部構造を有しており、このため軸方向と軸に垂直な方向では材料特性が異なるとされている⁽⁶³⁾。今回のモデル化にあたっては材料の異方性、ひずみ速度依存性、骨折再現モデルの三つを同時に反映できる材料モデルが PAM-CRASH™ 上に存在しないため、骨折再現を重視して材料特性は等方性として取扱ったが、今後上記三要素を同時に考慮できる材料モデルの開発と併せ、より実際の歩行者事故に近い形での精度検証をおこなう必要がある。

5. まとめ

多数の文献調査から材料特性を定め、解剖学的構造を正確に再現した人体脚部長骨の有限要素モデルを開発し、準静的および動的三点曲げの実験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) 骨の材料特性を文献から調査した結果、骨は圧縮に比べ引張りにおいて剛性、強度が低いことがわかった。また年齢との関係では 40 歳前後が最も剛性、強度が高い傾向にあるが、変化量で見ると年齢の影響よりもむしろ個体差の影響の方が大きいことがわかった。
- (2) 開発した骨格モデルは、準静的三点曲げにおける骨折時の荷重および変位量、動的三点曲げにおける骨折時の荷重について実験結果と良い一致を示すことがわかった。
- (3) 骨格の動的応答性を正確に再現するには、従来の研究では考慮されていなかった材料特性のひずみ速度依存性をモデルに反映することが不可欠であることがわかった。
- (4) 骨格の異方性材料としての取扱いと実際の事故により近い条件での精度検証が今後の課題である。

参考文献

- (1) International Road Traffic and Accident Database (1995)
- (2) European Enhanced Vehicle-safety Committee: "EEVC Working Group 17 Report — Improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars"(1998)
- (3) Matsui Y., Ishikawa H., Sasaki A., Kajzer J., Schroeder G.: "Impact response and biofidelity of pedestrian legform impactors", IRCOBI (1999)
- (4) Konosu A., Ishikawa H., Tanahashi M.: "Reconsideration of Injury Criteria for Pedestrian Subsystem Legform Test — Problems of RIGID Legform Impactor —", 17th ESV Conference, Paper Number 263 (2001)
- (5) Takahashi Y., Kikuchi Y.: "Biofidelity of Test Devices and Validity of Injury Criteria for Evaluating Knee Injuries to Pedestrians", 17th ESV Conference, Paper Number 373 (2001)
- (6) Yang J.K., Kajzer J.: "Computer simulation of impact response of the human knee joint in car-pedestrian accidents", SAE paper 922525 (1992)
- (7) Yang J.K., Rzymkowski C., Kajzer J.: "Development and validation of a mathematical breakable leg model", IRCOBI (1993)
- (8) Yang J.K., Kajzer J.: "Mathematical model of pedestrian lower extremity", 14th ESV Conference (1994)
- (9) Bermond F., Ramet M., Bouquet R., Cesari D.: "A finite element model of the pedestrian knee-joint in lateral impact", IRCOBI (1993)
- (10) Bermond F., Ramet M., Bouquet R., Cesari D.: "A finite element model of the pedestrian leg in lateral impact", 14th ESV Conference (1994)
- (11) 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)
- (12) Tamura A., Miki K., Yang K.: "A Tibial Mid-Shaft Injury Mechanism in Frontal Automotive Crashes", 17th ESV Conference, Paper Number 355 (2001)
- (13) Cesari D., Cavallero C., Roche H.: "Mechanisms producing lower extremity injuries in pedestrian accident situations", 33rd AAAM (1989)
- (14) Goldstein S., Frankenburg E., Kuhn J.: "Biomechanics of bone", Accidental Injury (1993)
- (15) Hirsch C., Evans F.G.: "Studies on some physical properties of infant compact bone", Acta Orthop. Scand., 35 (1970)
- (16) Sedlin E.D., Hirsch C.: "Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone", Acta Orthop. Scand., 37 (1966)
- (17) Lindahl O., Lindgren A.G.H.: "Cortical bone in man. II. Variation in tensile strength with age and sex", Acta Orthop. Scand., 38 (1967)
- (18) Hirsch C., Dasilva O.: "The effect of orientation on some mechanical properties of femoral cortical specimens",

- Acta Orthop. Scand., 38 (1967)
- (19) Carter D.R., Caler W.E., Spengler D.M., Frankel V.H.: "Fatigue behaviour of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range", *Acta Orthop. Scand.*, 52 (1981)
- (20) Evans F.G., Bang S.: "Differences and relationships between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone", *Am. J. Anat.*, 120 (1967)
- (21) Wall J.C., Chatterji S.K., Jeffery J.W.: "Age-related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone", *Calcif. Tiss. Intl.*, 27 (1979)
- (22) Carter D.R., Spengler D.M.: "Basic science and pathology - Mechanical properties and composition of cortical bone", *Clin. Orthop. Related Research*, 163 (1982)
- (23) Lappi V.G., King M.S., LeMay I., "Determination of elastic constants for human femurs", *Journal of Biomechanical Engineering*, 101 (1979)
- (24) Hight T.K., Brandeau J.F.: "Mathematical modeling of the stress strain - strain rate behavior of bone using the Ramberg-Osgood Equation", *Journal of Biomechanics*, 16 (1983)
- (25) Cezayirlioglu H., Bahniuk E., Davy D.T., et al.: "Anisotropic yield behaviour of bone under combined axial force and torque", *Journal of Biomechanics*, 18 (1985)
- (26) Bonfield W.: "Advances in the fracture mechanics of cortical bone", *Journal of Mechanics*, 20 (1987)
- (27) Katsamanis F., Raftopoulos D.D.: "Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique", *Journal of Biomechanics*, 23 (1990)
- (28) Lotz J.C., Gerhart T.N., Hayes W.C.: "Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur", *Journal of Biomechanics*, 24 (1991)
- (29) Saha S., Hayes W.C.: "Tensile impact properties of human compact bone", *Journal of Biomechanics*, 9 (1976)
- (30) Yoon H.S., Katz J.L.: "Ultrasonic wave propagation in human cortical bone-II, Measurements of elastic properties and microhardness", *Journal of Biomechanics*, 9 (1976)
- (31) Reilly D.T., Burstein A.H.: "The Mechanical properties of cortical bone", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 56-A (1974)
- (32) Currey J.D., Butler G.: "The Mechanical properties of bone tissue in children", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 57-A (1975)
- (33) Burstein A.H., Reilly D.T., Martens M.: "Aging of bone tissue: Mechanical properties", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 58A (1976)
- (34) McCalden R.W. et al.: "Age-related changes in the tensile properties of cortical bone", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 75-A (1993)
- (35) Mather B.S.: "The symmetry of the mechanical properties of the human femur", *J. Surg. Res.*, 7 (1967)
- (36) Ruff C.B., Hayes W.C.: "Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia", *Journal of Orthopaedic Research*, 6 (1988)
- (37) Goldstein S.A. et al.: "The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location", *Journal of Biomechanics*, 16 (1983)
- (38) Currey J.D.: "The mechanical properties of bone", *Clin. Orthop. Related Research*, 135 (1978)
- (39) Leichter I. et al.: "The relationship between bone density, mineral content and mechanical strength in the femoral neck", *Clin. Orthop. Related Research*, 163 (1982)
- (40) Parfitt A.M. et al.: "Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis", *J. Clin. Invest.*, 72 (1983)
- (41) Williams J.L., Lewis J.L.: "Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibia epiphysis", *Journal of Biomechanical Engineering*, 104 (1982)
- (42) Stone J.L., Beaupre G.S., Hayes W.C.: "Multiaxial strength characteristics of trabecular bone", *Journal of Biomechanics*, 16 (1983)
- (43) Gibson L.J.: "The Mechanical behavior of cancellous bone", *Journal of Biomechanics*, 18 (1985)
- (44) Linde F., Hvid I.: "Stiffness behaviour of trabecular bone specimens", *Journal of Biomechanics*, 20 (1987)
- (45) Rice J.C., Cowin S.C., Bowman J.A.: "On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density", *Journal of Biomechanics*, 21 (1988)
- (46) Pugh J.W., Rose R.M., Radin E.L.: "Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone, dependence on structure", *Journal of Biomechanics*, 6 (1973)
- (47) Behrens J.C., Walker P.S., Shoji H.: "Variations in strength and structure of cancellous bone at the knee", *Journal of Biomechanics*, 7 (1974)
- (48) Ducheyne P., Heymans L., Martens M., et al.: "The mechanical behavior of intercondylar cancellous bone of the femur at different loading rates", *Journal of Biomechanics*, 10 (1977)
- (49) Linde F., Hvid I.: "The effect of constraint on the

- mechanical behavior of trabecular bone specimens”,
Journal of Biomechanics, 22 (1989)
- (50) Courtney A.C. et al.: “ Age-related reductions in the
strength of the femur tested in a fall-loading
configuration ”, Journal of Bone and Joint Surgery, A77
(1995)
- (51) McElhaney J.H.: “ Dynamic response of bone and muscle
tissue ”, Journal of Applied Physiology, 21 (1966)
- (52) An Y.H., Draughn R.A.: Mechanical Testing of Bone and
the Bone-Implant Interface, CRC Press, 2000, p.68
- (53) Lindahl O.: “ Mechanical properties of dried defatted
spongy bone ”, Acta Orthop. Scand., 47 (1976)
- (54) Carter D.R., Hayes W.C.: “ The compressive behaviour
of bone as a two-phase porous structure ”, Journal of Bone
and Joint Surgery, 59-A (1977)
- (55) Carter D.R., Hayes W.C.: “ Bone compressive strength:
The influence of density and strain rate ”, Science, 194
(1976)
- (56) H-Dummy™ Version 1.6 User’s Manual, Hankook ESI,
Engineering Systems International, 1998
- (57) Viewpoint Premier CATALOG, 10th Anniversary Edition,
p.81
- (58) 森於菟ほか: 分担解剖学 1, 東京, 金原出版, 1998, p.24
- (59) Pam System International, PAM-CRASH™ PAM-SAFE™
Version 1998 Notes Manual, 1998
- (60) Pam System International, PAM-CRASH™ PAM-SAFE™
Version 1998 Reference Manual, 1998
- (61) Yamada H.: Strength of biological materials, The Williams
& Wilkins Company, 1970
- (62) Kress A. et al.: “ Fracture patterns of human cadaver long
bone ”, IRCOBI (1990)
- (63) Evans F.G.: Mechanical properties of bone, Charles C
Thomas Publisher

■ 著 者 ■



菊池 裕二



高橋 裕公



鴻巣 敦宏



石川 博敏