

ヒッププロテクタによる大腿骨頸部転倒骨折予防の生体力学的検討*

田中英一^{*1}, 山本創太^{*2}, 尾関重宣^{*3}
水野幸治^{*2}, 原田 敦^{*4}, 水野雅士^{*5}

Biomechanical Evaluations of Hip Fracture Prevention by Hip Protector

Eiichi TANAKA^{*6}, Sota YAMAMOTO, Shigenobu OZEKI,
Koji MIZUNO, Atsushi HARADA and Masashi MIZUNO^{*6} Department of Mechanical Science and Engineering, Nagoya University,
1 Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, Aichi, 464-8603 Japan

In order to prevent hip fracture among the elderly, hip protectors are expected to be one of the most effective methods. In the present paper, we performed dynamic finite element analyses to elucidate the mechanism of hip fracture prevention by hip protectors and to suggest a design guide. Firstly, we constructed an elderly Japanese female finite element model. The femur, soft tissue of thigh and the other body segments were incorporated into the model. Then various types of protectors were modeled, and the analyses to simulate fall were carried out by using them. The results of the simulations showed that a hollow structure pad was effective for fracture prevention, and that the mechanism of fracture prevention is not only the attenuation of impact by hip pad, but also the reduction of load on the greater trochanter due to load distribution to the surrounding soft tissue.

Key Words: Biomechanics, Femur, Hip Fracture, Hip Protector, Finite Element Analysis

1. 緒 言

大腿骨頸部骨折は高齢者に頻発し、寝たきりの直接的要因となる。そのため超高齢化の進むわが国において重大な社会問題となっている。大腿骨頸部骨折は転倒を主因⁽¹⁾とし、力学的負荷の影響が大きいと考えられる。そこで著者らは前報において⁽²⁾、大腿骨頸部の形態的特徴と骨粗鬆症の進行の影響を考慮した大腿骨有限要素モデルを構築し、転倒方向、転倒姿勢、形態的特徴、骨密度が骨折の危険性に及ぼす影響を系統的に検討した。その結果、骨折型を決定する要因とその性差を明らかにした。

大腿骨頸部骨折の治療には関節置換術や内固定のような外科的処置を要するが、患者の多くが高齢のため、手術によっても完全な回復は困難である。したがって骨折を未然に防止することが重要である。そこで転倒

時の衝撃を緩和するヒッププロテクタがこれまでにいくつか提案され、その有効性が検討されてきた。例えば振り子式の打撃試験を行った Kannus ら⁽³⁾は、プロテクタにより衝撃を吸収、もしくは大転子周辺の軟組織に伝達することで、転倒の衝撃を減少させることができることを示した。また Lauritzen ら⁽⁴⁾や原田⁽⁵⁾によると、老人ホームのような施設内で行われたいくつかのフィールドテストでは、ヒッププロテクタの装着により大腿骨頸部骨折の発生率がいずれもおおよそ3~4割程度に低下した。このような知見を踏まえ、欧州ではヒッププロテクタが製品化されており、一部、わが国でも導入されつつある。

しかし、これまで開発されてきたヒッププロテクタについては、力学的見地からその設計の最適性が十分には検討されていない。そこで、本研究では、まず著者らが開発した個体別モデリング手法⁽²⁾により作製した大腿骨モデルに、大腿骨周辺の軟組織、大腿骨頭関節軟骨、寛骨臼、靭帯を加え、さらに全身の質量分布を考慮した高齢女性全身モデルを作製し、転倒シミュレーションを行った。これにより転倒による動的荷重が頸部骨折発生に及ぼす影響を検討した。次に、このモデルにヒッププロテクタを装着し、効果的なヒッププロテクタの設計指針を検討した。さらに、特徴的

* 原稿受付 2003年11月17日。

^{*1} 正員, フェロー, 名古屋大学大学院工学研究科(☎464-8603 名古屋市千種区不老町1)。^{*2} 正員, 名古屋大学大学院工学研究科。^{*3} 東陶機器(株)(☎253-8577 茅ヶ崎市本村2-8-1)。^{*4} 国立長寿医療センター(☎474-8511 大府市森岡町源吾36-3)。^{*5} 一宮市立市民病院(☎491-8558 一宮市文京2-2-22)。

E-mail: tanaka@mech.nagoya-u.ac.jp

な形態や骨粗鬆症の大腿骨への適用性を検討した。

2. 人体モデルの構築

本研究では、わが国で症例数が多い高齢女性の大腿骨頸部骨折を対象とし、その平均的体格を再現したモデルを用いて動的有限要素解析を行った。まず、全身を頭部、頸部、胸部、腹部、腰部、上腕、前腕、手、大腿、下腿、足部の17のセグメントに分割し、各セグメントの重心に集中質量を与えることで、日本人高齢女性の全身の質量分布をモデル化した。すなわち、人体の慣性および形状特性を再現するソフトウェア GEBOD (Armstrong Laboratory of the Wright Patterson Air Force Base, USA) によって、日本人高齢女性の平均身長 149.3 cm、体重 55.3 kg に相当する女性モデルを作製した(図1)。ただし、GEBODで構築できるマルチボディモデルは、白人女性のプロポーションに基づき、各セグメントの寸法と質量および重心位置を推定したものである。そこで、文献(6)より得た日本人高齢女性の体型に合わせて各セグメントの長さや質量、重心位置を補正した。補正方法の一例として、頭部のスケール方法を示す。図2に示すように GEBOD 女性モデルの頭部長さを H_A 、後頭顆関節から頭部重心までの長さを C_A とし、日本人高齢女性の対応する長さを H_J および C_J とすると、 C_J は、

$$C_J = \frac{H_J}{H_A} \times C_A \dots\dots\dots (1)$$

により算出できる。日本人高齢女性の頭部質量 M_J は、GEBOD 女性モデルの頭部質量を M_A とすると、

$$M_J = \left(\frac{H_J}{H_A}\right)^3 \times M_A \dots\dots\dots (2)$$

として算出される。同様の手順で、腰部、上腕、前腕、

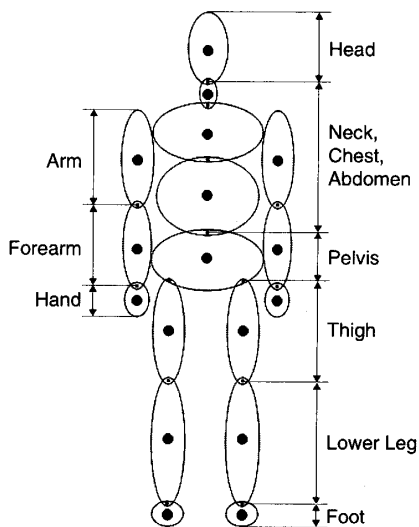
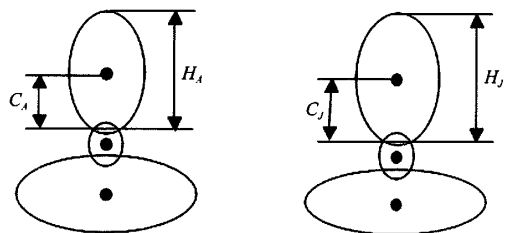


Fig. 1 Segmentation of the whole female body model

手、大腿、下腿、足部の重心位置と質量を求めた。頸部、胸部、腹部については日本人高齢女性の寸法が得られなかったため、頸部、胸部、腹部を合計した長さの比により同様のスケールを行った。

骨折の危険性を評価するためには精密な大腿部モデルが必要である。そこで、著者らが開発した個別別大腿骨モデリング手法⁽²⁾により作製した左近位大腿骨モデルに軟組織、股関節を加えたモデルを構築した。個別別大腿骨モデリング手法は、大腿骨近位部の形態的特徴を表現する41個の形状パラメータを用い、大腿骨形状の個体差を反映させた有限要素モデルを簡単かつ速やかに構築するものである。本研究では53歳から89歳までの女性8名から摘出した大腿骨標本について計測した各形状パラメータの平均値と標準偏差を用いてモデルを構築した。モデル構築と形状パラメータについては、前報⁽²⁾に詳述している。

次に、大腿部軟組織の断面形状はだ円で近似し、以下のように定めた。大腿骨小転子直下から100 mm 遠位側の水平断面内において、図3に示すように大腿骨の骨幹中心を通る前額面内の直線と大腿部軟組織の最外側および最内側との交点を求め、これをだ円の長径として長半径 R_{major} を定めた。だ円の中心と大腿部最前面との距離を短半径 R_{minor} とした。このとき、大腿骨骨幹軸は軟組織を近似しただ円の中心から前額面内で D_{off} だけ離れた点を通る。作製された断面を持つだ円筒により大腿部軟組織を近似した。ただし、



(a) Geometry of GEBOD female head (b) Geometry of mean Japanese female head

Fig. 2 Scaling of the head segment

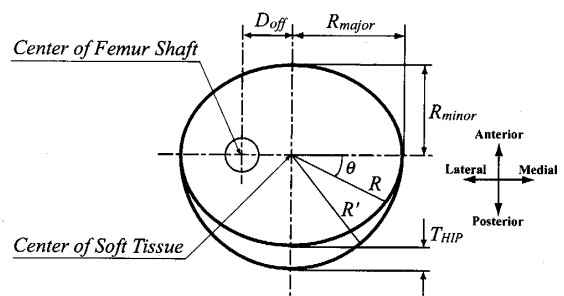


Fig. 3 Approximation of the geometry of soft tissue

大腿部軟組織と大腿骨の解剖学的な配置⁽⁷⁾を考慮して、大腿部軸方向と大腿骨骨幹軸が前額面内でなす角が6°となるように、大腿部軸方向に沿った各断面における D_{off} に相当する偏心量を定めた。一方、臀部は背側に膨らんでいるため、だ円から背面最外縁までの厚さ T_{HIP} を与え、背側の臀部外形状を

$$R'(\theta) = R(\theta) + T_{HIP} \sin(\theta) \dots\dots\dots (3)$$

で再現した。これを8節点六面体要素により要素分割した。さらに軟組織側面には皮膚を模擬した膜要素を配置した。大腿部軟組織の形状パラメータを具体的に定めるにあたっては、89歳女性献体のX線CT画像を用いた。決定した値を表1に、構築した軟組織と大腿骨モデルを図4(a)に示す。

大腿骨骨頭とともに股関節を形成する寛骨臼は、大腿骨骨頭の形状に合わせ、骨頭形状を近似した球の同心半球として構築した。関節軟骨は、実際には寛骨臼、大腿骨頭の両方の接触面に存在するが、本モデルでは簡単のため大腿骨骨頭側に厚い軟骨層を設けた。このとき大腿骨骨頭の軟骨厚さを5mm、寛骨臼の厚さを4mmとし、関節間の間げきとして軟骨層と寛骨臼の間に1mmの間げきを設けた。

股関節の挙動の安定に大きく寄与する腸骨大腿靭帯、恥骨大腿靭帯、坐骨大腿靭帯は膜要素によりモデル化した。腸骨大腿靭帯は、下前腸骨棘と寛骨臼の上縁に起始し、転子間線に付く靭帯で、内転を制動する。恥骨大腿靭帯は寛骨臼の恥骨部に起こって小転子の上方に付く靭帯で、関節包を前面内側から補強し、大腿骨の過度の外転を制動する。坐骨大腿靭帯は寛骨臼の坐骨部に起始し、大転子の転子窩に付く関節の後下

面を覆っており、内転と内旋を制限する。構築した寛骨臼、靭帯および大腿骨モデルを図4(b)に示す。

以上の手法によりモデル化した要素を組み合わせ、人体モデルを構築した。構築した人体モデル(Soft Thigh Model)を図4(c)に示す。左大腿部以外は剛体要素により構築し、算出した人体各部の重心点に各セグメント質量の値に等しい集中質量を与えた。左下腿は大腿骨モデル遠位端と結合した。なお、この剛体で近似した人体モデルについては、衝突解析ソフトウェアMADYMO(TNO Automotive, Netherland)による予備解析結果、およびYangら⁽⁸⁾の歩行者モデルを参考に胸部、腰部、股関節を等方線形弾性体で置換えたモデルによる解析結果との比較によって、その妥当性を確認している。

次に左大腿部モデルの材料特性について述べる。大腿骨は皮質骨、海綿骨とも等方線形弾性体でモデル化した。具体的な材料定数の同定については著者らの論文⁽²⁾に詳述している。大腿部の筋-脂肪要素は等方性のMaxwellモデルで近似し、文献⁽⁹⁾を参考に材料定数を同定した。皮膚要素は等方線形弾性体で近似し⁽¹⁰⁾、厚さは0.5mmとした。靭帯要素および骨頭関節軟骨も等方線形弾性体とし、材料特性は文献⁽¹¹⁾(12)を参考に決定した。筋-脂肪要素、皮膚要素、靭帯

Table 1 Geometrical parameters of soft tissue in the thigh

Geometrical Parameter	(mm)
R_{major}	75
R_{minor}	60
D_{off} (Distal Cross Section)	15
T_{HIP}	65

Table 2 Material properties of female whole body, hip pad and ground

	E (MPa)	ν	Viscosity (MPa·s)
Muscle-Fat	15	0.49	10
Skin	10	0.3	-
Ligament	285	0.3	-
Cartilage	50	0.3	-
Acetabulum	8400	0.3	-
Polyester	127	0.3	-
Polypropylene	1470	0.3	-
Ground (Concrete)	24500	0.2	-

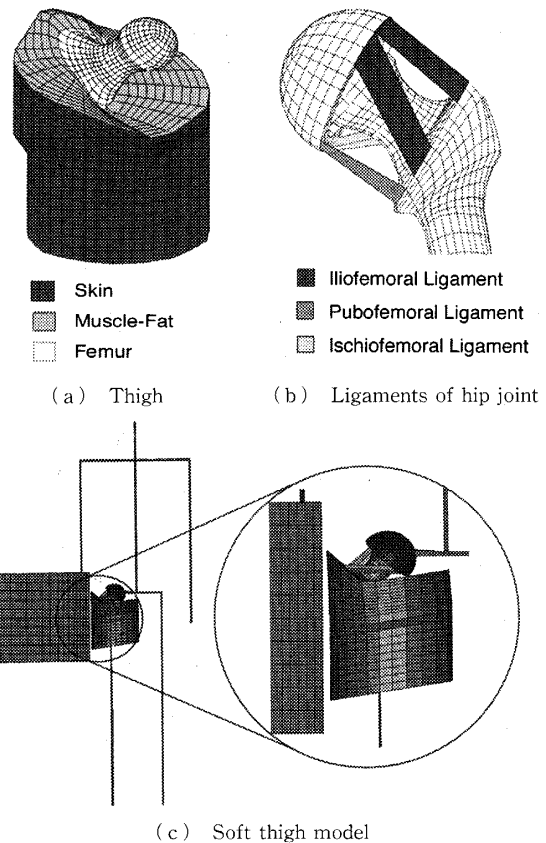


Fig. 4 Finite element model of Japanese female

要素および軟骨要素の密度はすべて 1 g/cm^3 とした。寛骨臼要素は皮質骨と同じ材料特性を与えた。大腿骨以外の要素の材料特性を表2に示す。

3. ヒッププロテクタモデルの構築

ヒッププロテクタの厚さ、構造および材料特性が衝撃緩和効果に及ぼす影響を検討するため、既存のヒッププロテクタ SAFEHIP (Tytex A/S, Denmark) を参考に、以下に示すように7種類のヒッププロテクタモデルを構築した。図5(a)に示す径 R_x, R_y, R_z の半だ円体をプロテクタの基本形状とし、皮膚表面外形状との間の差の部分を加えてプロテクタ基本モデルとした。プロテクタの被覆範囲を定める R_y, R_z は、すべてのモデルでそれぞれ 40 mm, 60 mm とした。

Kannus ら⁽³⁾ は皮膚とプロテクタの間に空間を設けると衝撃緩和効果が高いと報告している。そこで基本モデルを基に中空構造と中実構造のプロテクタモデルを作成し、それらの効果の違いを検討した。プロテクタ頂部の高さ R_x が 20 mm, 殻の外層および内層厚さ、すなわち T_{out}, T_{in} がそれぞれ 3 mm の中空プロ

Table 3 Structure and mechanical properties of hip pad

Structure	R_x (mm)	Inner Wall E (MPa)	Outer Wall E (MPa)	
Model I	Hollow	20	127	1470
Model II	Solid	20	127	1470
Model III	Hollow	30	127	1470
Model IV	Solid	30	127	1470
Model V	Hollow	20	1470	1470
Model VI	Hollow	20	1470	127
Model VII	Hollow	20	127	127

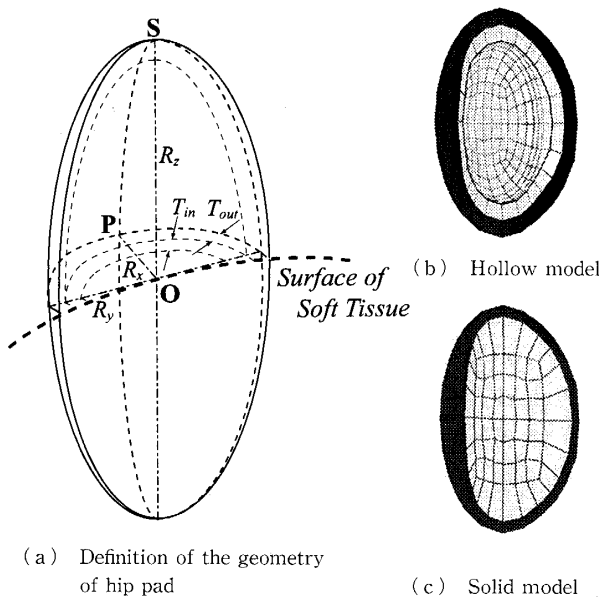


Fig. 5 Hip pad model

テクタを Model I とした。次に外形形状がこれと共通で厚さ T_{out} の外層と、外層と皮膚の間をすきまなく埋める内層を持つ中実構造のプロテクタを Model II とした。さらにプロテクタ頂部の高さの影響を検討するため、 R_x を 30 mm とした中空および中実構造プロテクタ (Model III, IV) を構築した。このとき厚さ T_{out} の外層の材料特性をポリプロピレン、内層を低密度ポリエステルとし、それぞれの縦弾性係数を 1470 および 127 MPa とした⁽¹³⁾。ポアソン比は 0.3 とした。

次に、プロテクタの材質の影響を検討するため、Model I と同じ形状で、内、外層とも硬質材料のプロテクタ (Model V)、内層が硬質で外層が軟質材料のプロテクタ (Model VI)、および内、外層とも軟質材料のプロテクタ (Model VII) を構築した。構築したプロテクタモデルの一覧を表3に示す。

4. 解析条件

人体モデルを地面と見立てたブロックに対し衝突させ、転倒模擬解析を行った。人体モデルにはいっさいの変位拘束を与えず、地面モデルに向かって並進速度を与えた。速度は van den Kroonenberg ら⁽¹⁵⁾ の転倒実験を参考に 2.75 m/s とした。地面モデルは一辺 300 mm の立方体の等方線形弾性体とし、表2に示すようにコンクリートの材料定数⁽¹⁴⁾を与えた。質量密度は 2.3 g/cm^3 とした。大腿部に接しない地面モデル

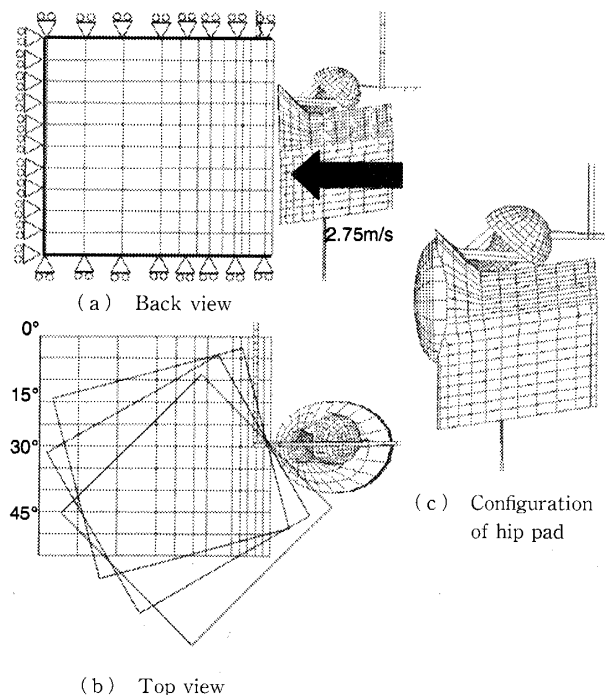


Fig. 6 Boundary conditions

の表面は応力無反射境界とし、その変位を拘束した。

転倒方向による骨折危険性の違いを検討するため、人体モデルと地面モデルの衝突角度を変化させた。その概略を図6に示す。図6(a)は人体モデル背面より見た図、(b)は頭方より見た図である。地面の衝突面と人体モデルの矢状面がなす角を、0°から15°ずつ90°まで変化させた。転倒方向0°が側方転倒であり、角度が大きくなるに従い後方寄りの転倒となる。

ヒッププロテクタを装着する場合には図6(c)のように配置した。すなわち、大転子部上縁と図5(a)中の点Sで示したヒッププロテクタ上縁の高さが一致するように皮膚要素と剛連結した。これは衝突時に軟組織の要素が大きく変形し、つぶれることを防止するためである。このとき大転子の最外側に張り出した点は、図5(a)中の点Pで示したヒッププロテクタの頂部より1.5 cm上方に位置している。

解析の実行には有限要素解析プログラムLS-DYNA Version 960 (Livermore Software Technology Corp., USA)を用いた。

5. 解析結果および考察

5.1 ヒッププロテクタ非装着モデルによる転倒シミュレーション

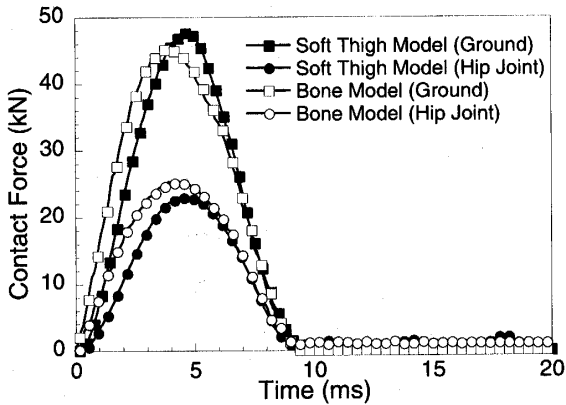


Fig. 7 Time history of contact force during 0° direction fall

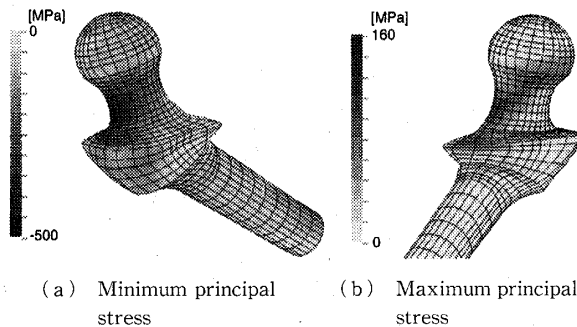


Fig. 8 Principal stress distribution in 0° direction fall

態での転倒シミュレーションを行い、転倒による動的負荷が大腿骨頸部骨折発生に及ぼす影響を検討した。

図7に、転倒方向0°のときの地面および股関節の接触力の履歴を■と●の記号で示す。図7からわかるように、地面からの接触力のほうが股関節からのそれよりも大きい。いずれも衝突後約5 msで最大となり10 msで零となる単純な変化を示した。図8は、大腿骨頸部の主応力の絶対値が最大のときの主応力値の分布を示す。頸部上方から前方にかけては圧縮の主応力が、頸部下方では引張りの主応力が高かった。既報⁽²⁾と同様に大腿骨頸部を八つの領域、すなわち骨頭基部と頸部基部の上方、前方、下方、後方部に分割したときの、頸部基部と骨頭基部の上方、前方、後方部それぞれの領域における最小の最小主応力値と、頸部基部下方と骨頭基部下方における最大の最大主応力値

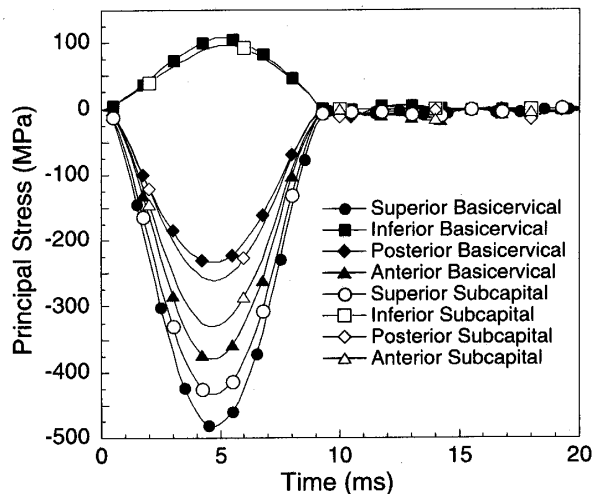


Fig. 9 Time history of principal stress in 0° direction fall (maximum principal stress for the inferior basicervical and inferior subcapital region, minimum principal stress for other regions)

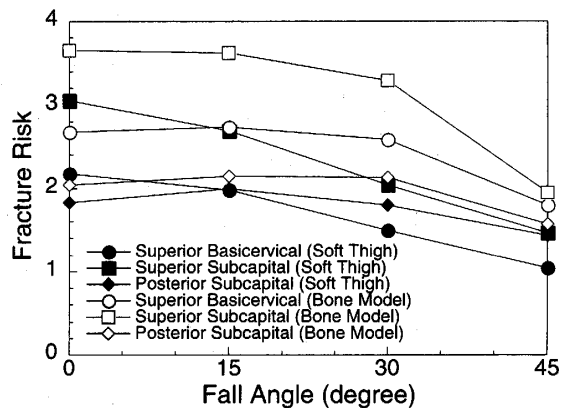


Fig. 10 Effects of fall angle on fracture risk in femoral neck

の時刻歴を図9に示す。接触力と同様の傾向を示していることがわかる。この特徴はどの転倒方向に対しても見られた。

大腿骨頸部における骨折危険度を、各転倒方向に対して算出した結果を図10中■, ●, ◆の記号で示す。ここで骨折危険度とは、既報⁽²⁾において提案した、骨組織の引張強度と圧縮強度の違いを考慮し、骨折の危険性を評価する指標である。具体的には大腿骨頸部の各要素における最小主応力値 σ_c と最大主応力値 σ_t を、要素の骨密度から予測される圧縮あるいは引張りの骨強度 S_c あるいは S_t で除した値のうち大きなほうを骨折危険度 Fr として定義した。

$$Fr = \text{Max}(\sigma_c/S_c, \sigma_t/S_t) \dots\dots\dots (4)$$

転倒方向が0°のとき、骨頭基部上方において骨折危険度が最大となった。骨頭基部、頸部基部とも、転倒方向が後方寄りになると骨折危険度が減少する傾向を示したことから、後方に比べ、側方への転倒において骨折の危険性が高いことが示唆される。ただし、ここで述べた転倒方向は臨床的にいわれる転倒方向と必ずしも一致しないことに注意する必要がある。すなわち、臨床的には転倒直前の起立もしくは歩行方向に対して転倒方向を定義するが、本解析では大腿部に作用する荷重方向、すなわち大腿部が接地する向きを論じているためである。なお、算出された骨折危険度はほとんどの条件で1より大きく、骨折発生と判定された。これは、想定し得る最も厳しい転倒条件を解析対象としたためである。実際の転倒においては種々の条件によりこの厳しさは大幅に緩和されると考えられるが、ヒッププロテクタの装着によりどこまでの転倒条件を保護の対象とするかは今後の検討課題と考えられる。

次に、大腿部軟組織の衝撃緩和効果の検討を行った。そのため、左大腿部から皮膚および筋-脂肪要素を取り除いたモデル(Bone Model)を作成し、解析を

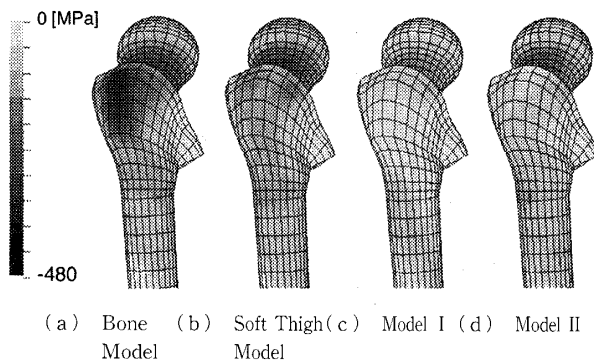


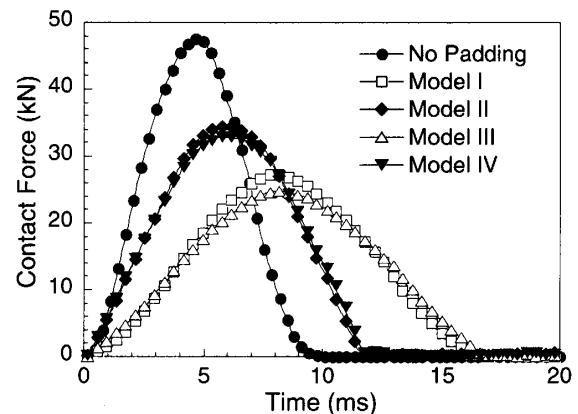
Fig. 11 Minimum principal stress distribution in trochanter (0° direction fall)

実施した。地面および股関節の接触力の時刻歴と、各転倒方向における骨折危険度を図7と図10にそれぞれ示す。図7, 10から、軟組織が存在しなくても接触力の時刻歴はあまり変わらないが、骨折危険度は大腿骨頸部全体にわたって上昇することがわかる。その理由を明らかにするため、荷重点である大転子近傍の最小主応力分布を比較した。その結果を図11(a), (b)に示す。Bone Modelでは、骨が地面と直接接する大転子上方の狭い領域で荷重を受けるが、Soft Thigh Modelでは、軟組織の存在により荷重が分散し、大転子から骨幹にかけての広い領域で負荷を受け持つことがわかる。すなわち、軟組織の存在が頸部骨折防止に重要な役割を果たしている。

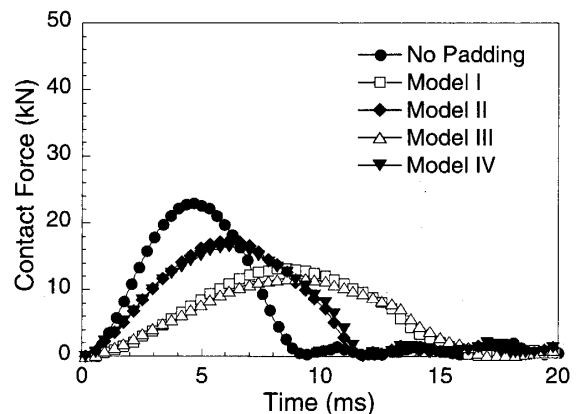
5.2 ヒッププロテクタの構造、形状および材質の影響

次に、種々のヒッププロテクタモデルを装着した転倒シミュレーションを実施し、プロテクタの構造、形状および材質による骨折防止効果の違いを検討した。

まず、プロテクタの構造と形状の影響を見るため、Model I, II, III, IVのヒッププロテクタの解析結果



(a) Protector



(b) Hip joint

Fig. 12 Effects of the hip pad shape on the time history of contact force (0° direction fall)

を比較する。転倒方向 0° のときのプロテクタと皮膚間、並びに股関節からの接触力の時刻歴を図12(a), (b)に示す。ヒッププロテクタの装着により、いずれの接触力も小さく、接触時間が長くなり、衝撃が緩和されることがわかる。この効果は、中空構造で頂部が高いModel IIIで最も顕著であった。すでに述べたように、軟組織の存在は接触力そのものの時刻歴に大き

な変化を与えなかったが、ヒッププロテクタは極めて大きな影響を与えることは注目値する。

次に、プロテクタの構造と形状が、転倒方向と骨折危険度の関係に与える影響について検討する。一例として、骨頭基部上方についての結果を図13に示す。中空、中実いずれのプロテクタでも、非装着の場合に比べてあらゆる転倒方向で骨折危険度が大幅に減少し、プロテクタの有効性が確認できるが、特に中空プロテクタの効果が顕著であることがわかる。プロテクタ厚さの効果は、中空の場合に、側方寄りの転倒でやや認められるが、全般的には小さい。

ここでプロテクタが有効な理由を検討するため、Model I, II装着時での大転子部の最小主応力分布を図11(c), (d)に示す。プロテクタ装着により最小主応力値は非装着時[図11(b)]に比べ低下した。特にModel Iでは、大転子中央部の応力値が減少した。これは、中空構造のプロテクタにより周辺の軟組織に荷重が分散し、大転子に直接伝達される荷重が減少した結果である。このような大転子への負荷の軽減が骨折危険度の減少に寄与したと考えられる。なお、プロテクタの効果としては、衝撃エネルギーがひずみエネルギーとして吸収されるということも考えられる。そこでModel IとIIのプロテクタの変形により蓄積されるひずみエネルギーの最大値を比較した結果、Model Iでは47.6J, Model IIでは53.7Jとなり、体積の大きい中実構造がエネルギー蓄積については有利であった。しかし、中実構造ではプロテクタと接触した軟組織を介し大転子に荷重が直接伝達されるため、中空構造のものに比べ骨折危険度の低減効果が小さかったと考えられる。

次に、ヒッププロテクタの材質による衝撃緩和効果の違いを検討するため、Model I, V, VI, VIIの解析

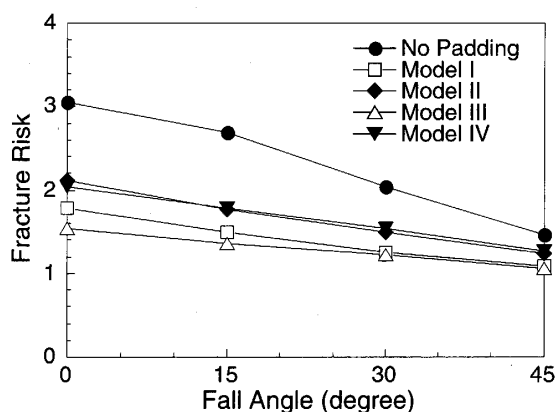
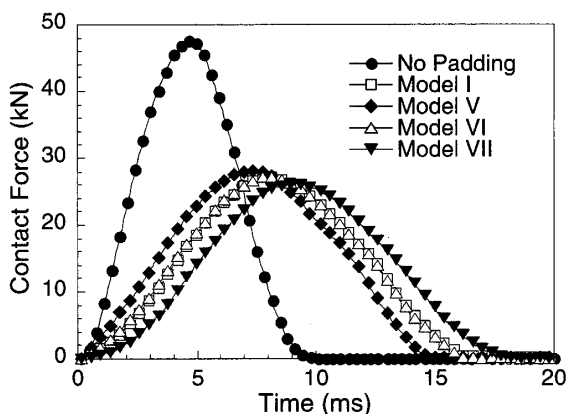
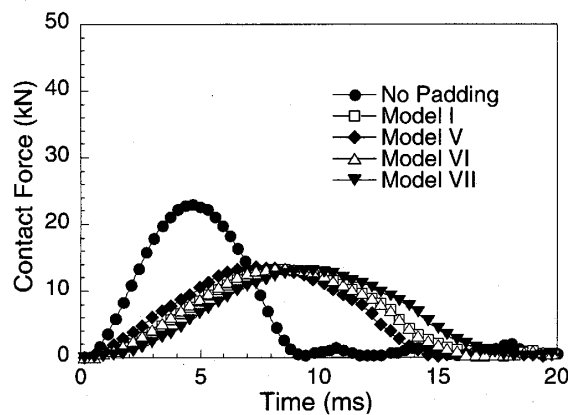


Fig. 13 Effects of the hip pad shape on the relation between fall angle and fracture risk in the superior subcapital region



(a) Protector



(b) Hip joint

Fig. 14 Effects of padding materials on the time history of contact force (0° direction fall)

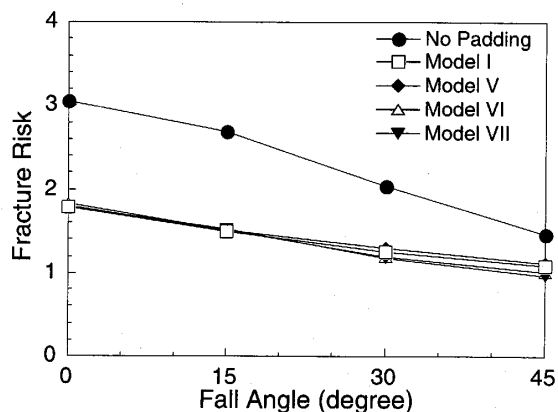


Fig. 15 Effects of padding materials on the relation between fall angle and fracture risk in the superior subcapital region

結果を比較する。転倒方向 0° のときのプロテクタと皮膚間、並びに股関節からの接触力の時刻歴を図14(a), (b)に示す。パッド材が柔らかいほど、接触時間が長くなり、接触力の最大値が低下する傾向があるが、その程度は顕著ではない。また、図15に示すように、骨折危険度はどの転倒方向においてもプロテクタの材質の影響をほとんど受けなかった。したがって、ヒッププロテクタの効果に関していえば、材質より構造や形状の要因がより重要であると考えられる。

5.3 形態、骨密度が異なる大腿骨に対するヒッププロテクタの有効性 最後に、大腿骨の形態や骨密度の個体差によるヒッププロテクタの衝撃緩和効果の違いを検討する。前報²⁾で用いた形状の個体差を考慮したモデル、すなわち基準モデル(Standard)、それよりも頸体角、前捻角が小さいモデル(Small Inclination, Small Torsion)、頸部長が長いモデル(Long Neck)、骨頭基部もしくは頸部基部断面積が小さいモデル(Small Subcapital, Small Basicervical)を用いた。さらに皮質骨厚さおよび海綿骨密度が75%、60%のモデル(Low Density, Osteoporosis)も用いた。軟組織、寛骨臼は各大腿骨モデルに適合するように形状を再構築したが、その他の人体各部の大きさ、質量は各モデルとも共通とした。Model Iのプロテクタを装着し、転倒方向は 0° とした。

ヒッププロテクタ非装着時および装着時の骨頭基部上方部における骨折危険度を図16に示す。どの大腿骨モデルにおいても、プロテクタ装着によって骨折危険度は約40%低下し、ほとんど違いはなかった。

5.2節までに示したように、骨折の防止には大転子への負荷の分散・低減が重要である。5.3節の解析では、どの大腿骨モデルに対してもほぼ同じ装着位置をとったが、個々人の股関節周辺の形態的特徴を考慮し、プロテクタ装着位置や被覆範囲を最適化することで骨折予防効果をより向上させる可能性がある。

6. 結 言

大腿骨頸部骨折予防装置であるヒッププロテクタの衝撃緩和効果を検討するため、個体別モデリング手法により構築した大腿骨と周辺軟組織、大腿部以外の全身各部の質量要素を持つ高齢女性全身モデルを構築した。これを用いた転倒シミュレーションを実施し、ヒッププロテクタの構造、形状、材料特性が骨折防止効果に及ぼす影響を検討した。

その結果、ヒッププロテクタは、それ自体の衝撃吸収、緩和効果によるばかりでなく、荷重伝達経路を変

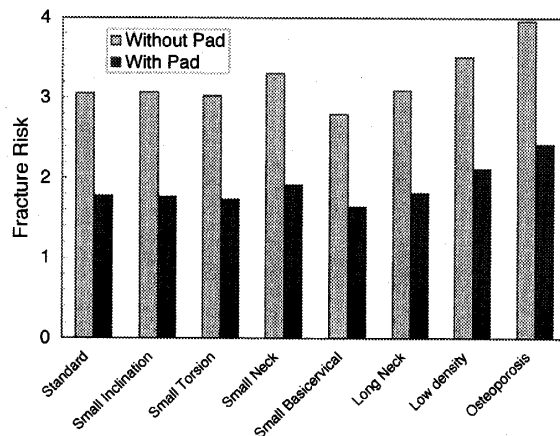


Fig. 16 Fracture risk of various femoral necks with Model I pad (0° direction fall)

化させ、大転子に直接作用する負荷を軽減することによって高い骨折防止効果を得ることがわかった。ヒッププロテクタの個体別最適化には、プロテクタ装着位置、被覆範囲の最適化の検討がさらに必要と考えられる。

本研究の一部は、日本学術振興会平成13-15年度科学研究費補助金基盤研究(B)(2)(No. 13450044)の支援を受けた。またモデルデータ収集と解析データの分析には後藤隆介氏〔現：(株)豊田自動織機〕の協力をいただいた。ここに謝意を表する。

文 献

- (1) Cummings, S. R., ほか2名, *JAMA*, **263** (1990), 665-668.
- (2) 田中英一・ほか5名, *機論*, **70**-697, A, (2004), 1178-1185.
- (3) Kannus, P., ほか2名, *Bone*, **25** (1999), 229-235.
- (4) Lauritzen, J. B. and Hayes, W. C. (Obrant, K. 編), Chapter 25 Hip Protectors, *Management of Fractures in Severely Osteoporotic bone: Orthopaedic and Pharmacologic*, (2000), 353-360, Springer-Verlag.
- (5) 原田敦, *The BONE*, **17** (2003), 269-272.
- (6) 河内まき子・ほか3名, 日本人寸法データベース1997-98, (2000), 通商産業省工業技術院くらしとJISセンター.
- (7) Kapandji, A. I. (荻島監訳, 嶋田訳), *カパンディ関節の生理学II下肢*, (1988), 69, 医歯薬出版.
- (8) Yang, J. K. and Lövsund, P., *IRCOBI Conference*, (1997), 133-149.
- (9) Rabih, E. T., ほか3名, *SAE 962427* (1996).
- (10) Egol, K., ほか3名, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **348** (1998), 72-78.
- (11) 井手隆俊・ほか3名, *整形外科バイオメカニクス*, **12** (1990), 125-131.
- (12) Hewitt, J., ほか3名, *J. Orthopaedic Research*, **19** (2001), 359-364.
- (13) 小野木重治, *材料科学と材料工学 高分子材料科学*, (1993), 付録19-22, 誠文堂新光社.
- (14) 強度設計データブック編集委員会編, *強度設計データブック*, (1977), 195-199, 裳華房.
- (15) van den Kroonenberg, A., ほか2名, *J. Biomech.*, **12** (1996), 807-811.