

個体差を模擬した有限要素モデルによる大腿骨頸部 転倒骨折の力学的検討*

田中英一^{*1}, 山本創太^{*2}, 坂本誠二^{*3}
中西孝文^{*4}, 原田 敦^{*5}, 水野雅士^{*6}

Biomechanical Evaluations of Hip Fracture Using Finite Element Model that Models Individual Differences of Femur

Eiichi TANAKA^{*7}, Sota YAMAMOTO, Seiji SAKAMOTO,
Takafumi NAKANISHI, Atsushi HARADA and Masashi MIZUNO

^{*7} Department of Mechanical Science and Engineering, Nagoya University,
1 Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, Aichi, 464-8603 Japan

This paper is concerned with an individual finite element modeling system for femur and biomechanical evaluations of the influences of loading conditions, bone shape and bone density on risks of hip fracture. Firstly, a method to construct an individual finite element model by morphological parameters that represent femoral shapes was developed. Using the models with different shapes constructed by this method, the effects of fall direction, posture of upper body, femur shape and bone density on hip fracture were discussed. The results showed that the fall direction influences the fracture type but its effects depend on the sex. A backward posture increases a risk of a cervical fracture. Diameter of femur neck showed significant influence on fracture type. Though osteoporosis does not cause a fatal decrease of bone strength, it increases the risk of hip fracture.

Key Words: Biomechanics, Femur, Hip Fracture, Individual Modeling, Finite Element Analysis

1. 緒 言

大腿骨頸部骨折は高齢者に頻発し、高齢化により患者数が急速に増加しているわが国において社会問題化している。この骨折は股関節の体重支持機能を著しく低下させるため、患者はただちに起立、歩行が困難となり、寝たきりの原因となる。治療には大掛かりな手術が必要であるが、患者の多くが高齢であることから、手術による治療よりも骨折を未然に防止することが有効であると考えられる。したがって、大腿骨頸部骨折の発生機序解明とそれに基づく予防は急務である。

骨折発生原因の約9割が転倒による⁽¹⁾ことから、骨折の主要因は転倒による力学的負荷の影響と考えられる。そのため、骨折の発生機序解明を目的に、生体力学的な観点からの研究が多数なされてきた。骨折発生

機序に影響する要因の検討のために例えば藤井⁽²⁾やPinillaら⁽³⁾は大腿骨標本を用いた骨折実験を実施し、一方二階堂ら⁽⁴⁾は転倒実験とそれに基づく有限要素解析により荷重方向と骨折型との関連を検討した。さらにRobinovitchら⁽⁵⁾は、実際に大腿骨に作用する衝撃荷重を実験的に見積もった。また、鈴木ら⁽⁶⁾、奴賀ら⁽⁷⁾、井口ら⁽⁸⁾は骨折発生患者の大腿骨形状や骨密度と発生した骨折型について疫学的検討を行った。しかし、これらの研究では、荷重条件、骨形状、骨密度等の骨折型に影響すると考えられる因子相互の関係を明確にはできていない。大腿骨頸部骨折は骨折線の位置により二つに分類することができる。すなわち、股関節関節包内で骨頭直下が骨折する内側骨折と大腿骨頸部と転子部の境界で骨折する外側骨折である。このような骨折型の違いが生じるメカニズムの詳細な検討には、転倒様式の違いと大腿骨形状、材料特性の個体差を連成させた、より高度な計算バイオメカニクスの検討が必要と考えられる。

これらの背景を踏まえ、本研究ではまず、近位大腿骨の個体差を模擬した有限要素モデルを系統的に作製する手法を開発した。この手法により構築した大腿骨単体の有限要素モデルを用い、大腿骨形状および骨粗鬆症による骨密度低下と転倒姿勢を連成させた静的有

* 原稿受付 2003年9月18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} プラザー工業(株)(☎467-8561 名古屋市瑞穂区苗代町15-1)。

^{*4} 関西電力(株)(☎919-1201 福井県三方郡美浜町丹生)。

^{*5} 国立長寿医療センター(☎474-8511 大府市森岡町源吾36-3)。

^{*6} 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

限要素解析を行い、これらのパラメータが骨折型に与える影響を検討した。

2. 大腿骨個別モデリング手法

すでに述べたように大腿骨頸部骨折は力学的要因が支配的であり、その解明のために有限要素法等の計算力学的手法が積極的に利用されている。例えば Ford⁽⁹⁾ や Lotz⁽¹⁰⁾ は近位大腿骨の有限要素解析を行っている。しかし、これらの研究ではある特定の形状の大腿骨を検討の対象としており、したがって個体の特徴に起因する骨折要因を見出すことは困難である。そこで本研究では、より詳細に骨折発生機序を検討するため、骨形状の個体差を模擬した有限要素モデルを系統的に構築する手法を開発した。

大腿骨形状の個体差を表現するために、大腿骨近位部の形態的特徴を表現する 41 個のパラメータ(以下、形状パラメータと呼ぶ)を導入した。まず実際の大腿骨から大腿骨のおよその形態を表すパラメータ [頸体角(Angle of Inclination), 前捻角(Angle of Antetorsion), 骨頭直径(Diameter of Femoral Head), 頸部長(Neck Length)] と、大腿骨を形態的特徴から骨頭、頸部近位、頸部遠位、頸部基部、転子部近位、転子部遠位、骨幹上端、骨幹の八つの部位に分割したとき

の境界断面(NS, NC, NI, TS, TC, TI, DS, DI)の形状を計測した。これらの断面の位置を図 1(a)に示す。

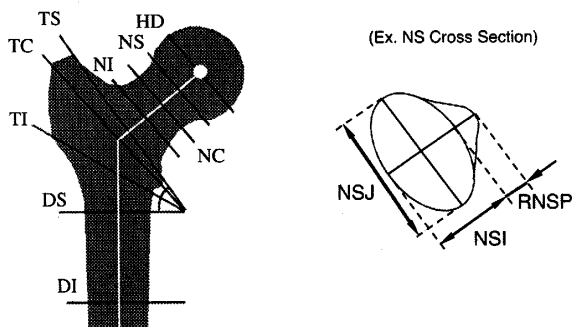
次に各断面の形状を以下に述べる方法で再構築した。まず、骨頭は球で近位した。このとき頸部軸と直交する断面のうち、半径が最大となる断面を骨頭中心を含む断面(HD)とし、骨頭直径を定めた。頸部(NS, NC, NI)、転子部(TS, TC, TI)はおおまかな形状をだ円で形成し、特徴的な凸部の個所を变形させることで断面形状を再構築した。図 1(b)に NS 断面の再構築例を示す。ここで図中の NSJ, NSI, RNSP はそれぞれ断面長径, 短径および凸部高さを表す。骨幹部(DS, DI)はだ円形とした。再構築した断面を大腿骨骨幹軸、頸部軸に沿って配置し、各断面間が滑らかにつながるよう外表面を補間して外形モデルを得た。

断面 NS, NC, DS, DI においては、断面内で皮質骨厚さが一定と仮定し、それぞれ骨頭、頸部近位、骨幹近位端、骨幹遠位側の皮質骨の平均的厚さを与えた。頸部遠位にある断面 NI と転子部にある断面 TI においては、皮質骨が最も厚い小転子付近の位置の皮質骨厚さと、最も薄い大転子部の皮質骨厚さを計測した。両断面における計測点以外の皮質骨厚さは、小転子部と大転子部の皮質骨厚さを線形補間して求めた。以上の手順により六つの断面における皮質骨厚さを決定した。これらの断面の間では、皮質骨厚さは線形補間により与えた。

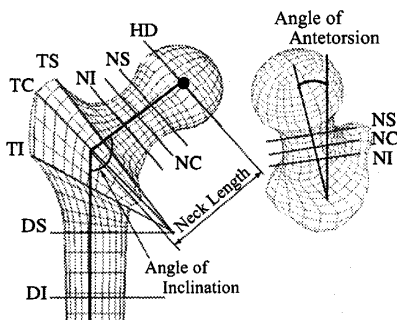
作製した形状モデルを 8 節点六面体要素により要素分割し、有限要素モデルを構築した。構築したモデルの例を図 1(c)に示す。この手法により骨形状の個体差を反映させた有限要素モデルを比較的簡単かつ速やかに構築できた。

3. 解析モデルおよび境界条件

解析モデルは大腿骨標本から計測した形状パラメータにより構築した。計測には男性大腿骨標本 [$n=8$, 70 ± 13.6 歳 (Mean \pm S. D.)] と女性大腿骨標本 [$n=8$, 75.8 ± 10.6 歳 (Mean \pm S. D.)] を用いた。主な形



(a) Definitions of characteristic cross sections (b) Reconstructions of cross sectional shapes



(c) Discretizing into finite elements

Fig. 1 Process of the individual finite element modeling method of femur

Table 1 Shape parameters of female and male femora

	(Mean \pm S. D.)	
	Female	Male
Angle of Inclination (deg.)	127.1 \pm 4.0	126.4 \pm 3.8
Angle of Antetorsion (deg.)	12.4 \pm 4.3	14.6 \pm 6.1
Neck Length (mm)	49.7 \pm 2.8	53.0 \pm 3.8
Diameter of Femoral Head (mm)	42.0 \pm 1.7	49.8 \pm 2.7
Major Axis of Subcapital (mm)	32.3 \pm 4.7	37.3 \pm 3.6
Minor Axis of Subcapital (mm)	26.3 \pm 2.4	32.5 \pm 4.2
Major Axis of Basicervical (mm)	40.1 \pm 6.0	47.9 \pm 4.5

形状パラメータの計測結果を表1に示す。これらの形状パラメータは、ノギス、分度器を用いて各大腿骨標本から直接計測した。男性大腿骨の皮質骨厚さは、整形外科の臨床診断上、ごく一般的な高齢男性の骨密度分布を持つと診断された62歳男性の標本のCT画像から求めた。このときCTのスライス幅は、骨頭から小転子までは2mm、骨幹部は5mmとした。女性の皮質骨厚さは、男性の皮質骨厚さを、相当する断面外形形状の縮小率に合わせて減ずることで与えた。

まず、計測した形状パラメータの平均値を用いて図2に示す男女それぞれの基準モデル(Standard)を構築した。さらに基準モデルの頸体角、前捻角を標本の計測値の標準偏差分減少させたモデル(Small Inclination, Small Torsion)を構築した。また頸部長が標準偏差分長いモデル(Long Neck)を構築した。さらに内側骨折発生部位である骨頭基部断面の長径と短径、並びに外側骨折発生部位である頸部基部の長径をそれぞれ標準偏差分減少させたモデル(Small Subcapital, Small Basicervical)を構築し、予測される骨折型に及ぼす影響を検討した。

材料特性は、皮質骨、海綿骨とも等方線形弾性体とした。図3に示すように皮質骨を(a)~(g)の七つ、海綿骨を(h)~(o)の八つの領域に分割し、各領域ごとにCT画像に基づき異なる材料特性を与えた。しかし、すべての標本の平均的な骨密度分布状態を形状や空間的広がりを考慮して同定することは容易ではなく、また実験環境の制約から形状計測を行ったすべての標本についてCT撮影を行うこともできなかった。そこで男性モデルの材料特性は、皮質骨厚さ計測に用いた62歳男性の標本のCT値から求めた。CT値(HU: Hounsfield Unit)より、皮質骨のヤング率 E_{cor} [GPa] は Snyder ら⁽¹¹⁾ の式、

$$E_{cor} = 70.4 \times 10^5 \mu_{cor} \dots\dots\dots (1)$$

から求めた。ここで μ_{cor} は皮質骨のCT値である。海綿骨の縦弾性係数 E_{can} [MPa] は、CT値 μ_{can} から Ford ら⁽⁹⁾ の式

$$\rho_{can} = 0.0684 + 1.106 \times 10^{-3} \mu_{can} \dots\dots\dots (2)$$

により算出される海綿骨密度 ρ_{can} [g/cm³] に基づき、Lotz ら⁽¹⁰⁾ の式

$$E_{can} = 0.7 \times \rho_{can}^{1.2} \dots\dots\dots (3)$$

を用いて算出した。ポアソン比は Lotz ら⁽¹⁰⁾ の値を用いた。ただし、モデル構築を容易にするため骨幹部の骨髓腔 [図3(b)の領域(h)] にも低い縦弾性係数を持つ要素を配置した。このモデル化の仮定は、本研究の関心領域である大腿骨頸部の応力分布にほとんど影響しないことを確認している。

女性モデルの縦弾性係数は、男性モデルの骨密度に Peacock ら⁽¹²⁾ の文献より得た男女の骨密度比を乗じて与えた。このとき、基準となる男性モデルの皮質骨密度 ρ_{cor} [g/cm³] は、CT値 μ_{cor} から Snyder ら⁽¹¹⁾ の式

$$\rho_{cor} = 1.09 + 4.45 \times 10^{-4} \mu_{cor} \dots\dots\dots (4)$$

から、海綿骨密度は式(2)から求めた。解析に用いた材料定数を表2に示す。

基準モデルの皮質骨厚さは骨密度分布と同様に62歳男性の標本を参考に決定した。各部位ごとの皮質骨厚さを表3に示す。女性モデルについては参考となる適当なデータがなかったため、皮質骨が十分薄い骨頭、頸部については男性モデルと同じ値を用いた。骨幹部については女性モデルと男性モデルの外径の比に従い、皮質骨厚さを薄くした。

これらのモデルに加え、基準モデルの皮質骨厚さおよび海綿骨の縦弾性係数を減少させることにより、骨粗鬆症の状態を模擬した大腿骨モデルを作成し、骨粗

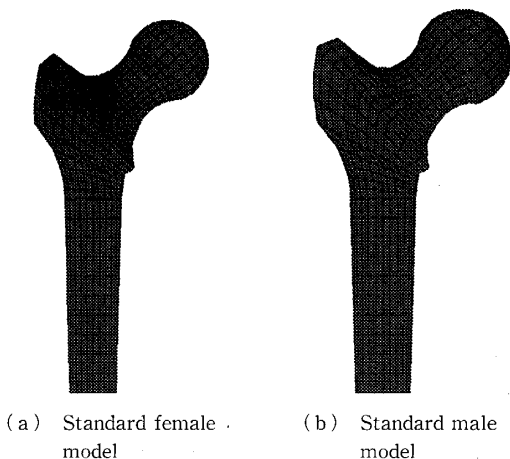


Fig. 2 Finite element models of proximal femur

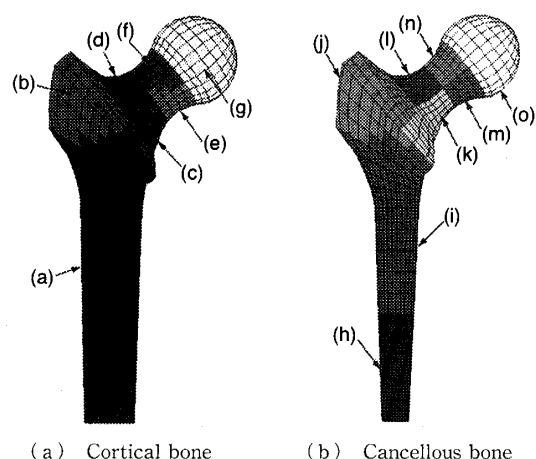


Fig. 3 Material division of femur model

鬆症の骨折に対する影響を検討した。原発性骨粗鬆症診断基準⁽¹³⁾によると、若年成人女性平均値(YAM)の80%以上が健常、70~80%が骨量減少、70%未満が骨粗鬆症と診断される。これに基づき、皮質骨厚さおよび海綿骨密度を75%、60%のモデル(Low Density, Osteoporosis)を構築した。

境界条件は、上体姿勢および転倒方向を表す骨幹軸まわりの回旋を考慮して与えた。その概略を図4に示す。転倒時に大腿骨は大転子から接地すると考え、骨幹軸と10°の角度をなす接地面を想定した[図4(a)]。このとき大転子外側の最下方に位置する節点を接地点とし、接地点を中心とする九つの節点に荷重を負荷した。男性モデルには、Courtneyら⁽¹⁴⁾の実験における高齢者近位大腿骨耐荷重の下限を参考に、合力が2000Nとなるように負荷を与えた。また、河内ら⁽¹⁵⁾のデータを参考に60歳以上の日本人平均体重の性差を考慮し、女性モデルには1820Nを負荷した。

Table 2 Material properties of each material division of male and female standard models

	Female		Male	
	E (MPa)	ν	E (MPa)	ν
Cortical Bone				
(a) Diaphysis	13376	0.31	16896	0.31
(b) Trochanter	9152	0.31	12672	0.31
(c) Inferior Basicervical	13376	0.31	16896	0.31
(d) Superior Basicervical	11968	0.31	14080	0.31
(e) Inferior Subcapital	11968	0.31	14080	0.31
(f) Superior Subcapital	8448	0.31	9856	0.31
(g) Femoral Head	8448	0.31	9856	0.31
Cancellous Bone				
(h) Distal Diaphysis	145	0.29	182	0.29
(i) Inferior Trochanter	195	0.29	247	0.29
(j) Superior Trochanter	253	0.29	350	0.29
(k) Inferior Basicervical	190	0.29	240	0.29
(l) Superior Basicervical	395	0.29	483	0.29
(m) Inferior Subcapital	300	0.29	365	0.29
(n) Superior Subcapital	374	0.29	458	0.29
(o) Femoral Head	420	0.29	514	0.29

Table 3 Cortical bone thickness of each cross section of male and female standard models

	Female (mm)	Male (mm)
Distal Diaphysis	5.7	7.0
Proximal Diaphysis	4.3	5.0
Trochanter	4.5	4.5
Distal Neck	4.0	4.0
Proximal Neck	1.5	1.5
Femoral Head	2.0	2.0

骨幹軸を含む接地面と垂直な面内での回転のみを許容するように骨幹遠位端の2点を拘束した。

骨幹軸まわりの回旋は図4(b)に示す回旋角 θ により与えた。大腿部前額面が接地面と直交する角度を $\theta=0^\circ$ とし、内旋が正值、外旋が負値となるように回旋角 θ を定義した。すなわち回旋角 θ が大きいと後方へのしりもち様の転倒となり、小さいと側方への転倒となる。

また、骨頭は臼蓋との接触点で鉛直方向に拘束した。臼蓋との接触点は転倒時の上体姿勢により変化すると考えられる。そこで、骨頭中心と接触点を通る直線と体幹軸のなす角により姿勢角 ϕ を定義し[図4(a)]、これにより上体姿勢の違いによる境界条件の変化を考慮した。このとき、接地面に垂直な方向を $\phi=0^\circ$ とし、上体が前のめりになる方向を正值、後方に反る方向を負値とした。

本解析では、まず姿勢角 $\phi=0^\circ$ として回旋角 θ を -15° から 45° まで 15° 間隔で変化させ転倒方向の影響を検討した。次に回旋角 $\theta=15^\circ$ とし、姿勢角 ϕ を -30° から 30° の範囲で 15° ずつ変化させ、転倒時の姿勢の影響を検討した。

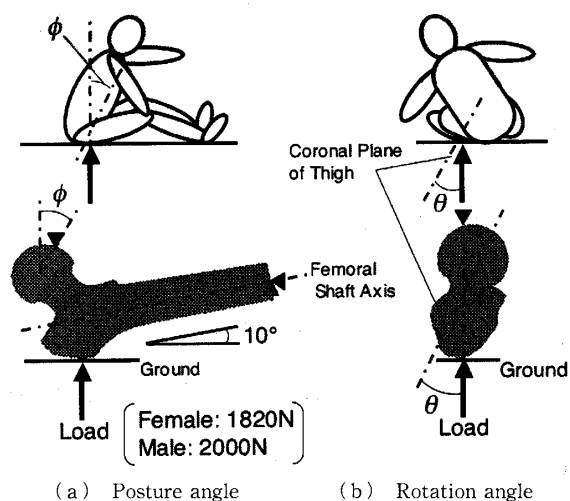


Fig. 4 Definition of loading direction

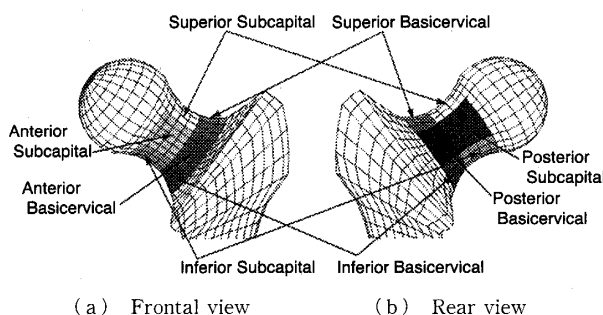


Fig. 5 Discussed regions of femoral neck part

解析の実行には MSC 社製汎用有限要素解析プログラム MSC Marc 2000 を用いた。

4. 解析結果および考察

大腿骨頸部骨折は前述のように骨頭基部における内側骨折と頸部基部における外側骨折に分類できること、骨折メカニズムの解明には骨折線の起始点を知る必要があることから、大腿骨頸部を図5に示す八つの領域、すなわち骨頭基部と頸部基部の上方、前方、下方、後方部に区分し、それぞれの領域における骨折の危険性を検討した。

解析結果の一例として、 $\phi=0^\circ$ 、 $\theta=0^\circ$ のときの基準モデルの最大圧縮主応力(最小主応力)分布と最大引張主応力(最大主応力)分布を図6と図7に示す。女性モ

デル、男性モデルとも最大圧縮主応力は頸部基部上方に、最大引張主応力は頸部下方に集中が見られた。一般に骨組織の引張強度と圧縮強度は異なるため、骨折の危険性の検討には応力値の評価だけでは十分ではない。そこで、それぞれの要素における最大圧縮主応力 σ_c と最大引張主応力 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値のものとして骨折危険度 F_r を定義し、骨折の危険性を評価した。

$$F_r = \text{Max} (\sigma_c/S_c, \sigma_T/S_T) \dots\dots\dots (5)$$

ここで圧縮強度 S_c [MPa], 引張強度 S_T [MPa] は Smith ら⁽¹⁶⁾ の文献からそれぞれ、

$$S_c = 5.36e^{2.017\rho} \dots\dots\dots (6)$$

$$S_T = 5.14e^{1.761\rho} \dots\dots\dots (7)$$

により算出した。

基準モデルにおいて骨折危険度に及ぼす回転角の影響を図8に示す。評価は骨折危険度が高かった頸部基部上方、頸部基部前方、骨頭基部上方、骨頭基部下方において行った。女性基準モデルは男性基準モデルより常に骨折危険度が高かった。図8をさらに詳細に見ると、女性基準モデルでは頸部基部前方で回旋角が減少するほど、すなわち側方へ傾くほど骨折危険度が他

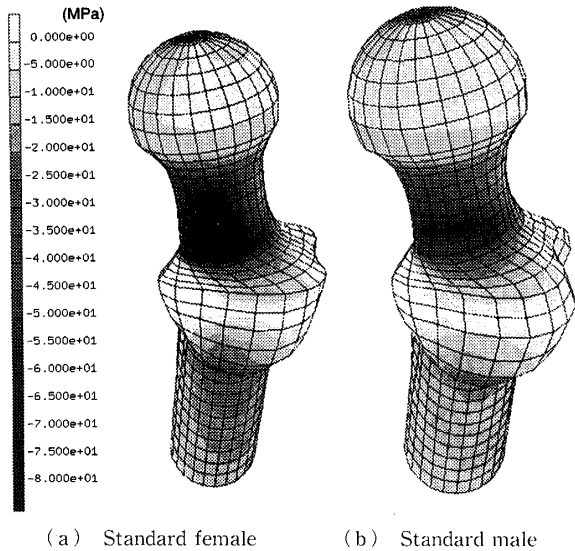


Fig.6 Minimum principal stress distribution in the superior region of the femur neck ($\phi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$)

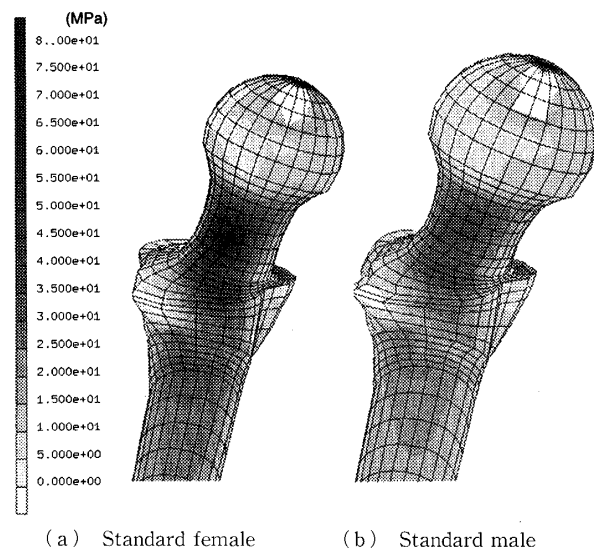
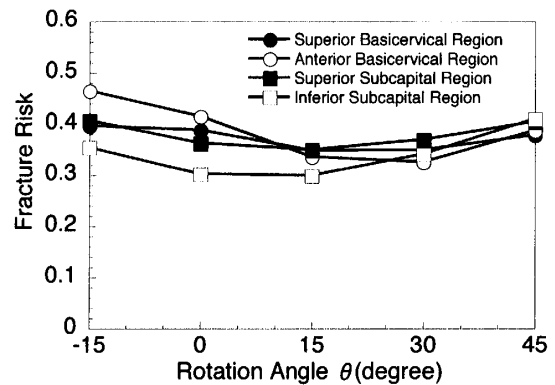
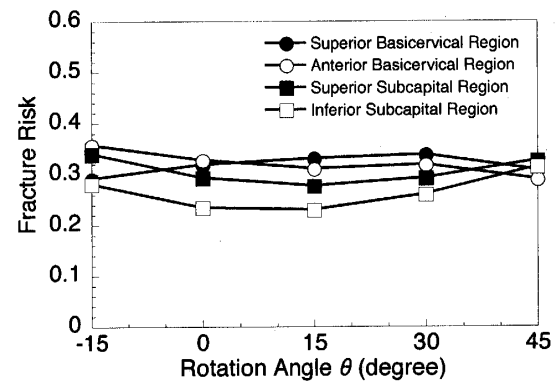


Fig.7 Maximum principal stress distribution in the superior region of the femur neck ($\phi=0^\circ$, $\theta=0^\circ$)



(a) Standard female model



(b) Standard male model

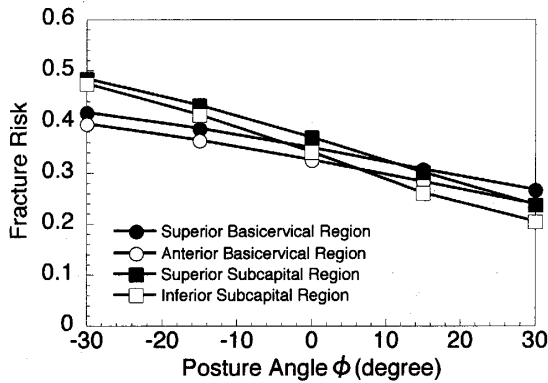
Fig.8 Effects of rotation angle on fracture risk

の部位より高くなる傾向があることがわかる。一方、男性基準モデルでは、回旋角が0°から30°のときに頸部基部での骨折危険度が骨頭基部よりも高くなった。したがって女性の場合は側方に傾くほど、男性の場合は斜め後方寄りに転倒する場合に頸部基部での骨折、すなわち外側骨折の危険性が高まる可能性が考えられる。回旋角が45°のとき、男女とも骨頭基部での骨折危険度が頸部基部とほぼ等しくなった。したがって男

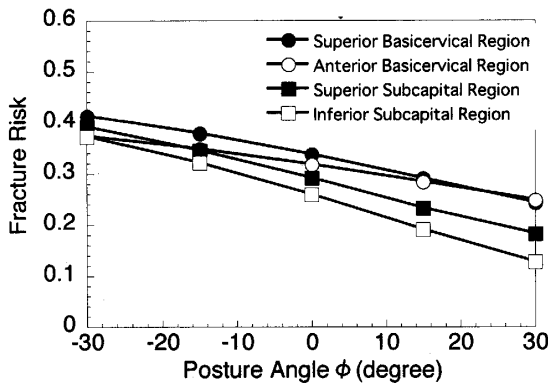
女とも後方への転倒では、内側骨折、外側骨折とも同程度の頻度で発生することが考えられる。

次に基準モデルにおける姿勢角 ϕ が骨折危険度に及ぼす影響を図9に示す。男女両モデルとも、姿勢角が小さくなるほど、すなわち上体が後方に反るほど頸部基部上方、頸部基部前方、骨頭基部上方、骨頭基部下方のすべての部位で骨折危険度が増大した。これは姿勢角が減少すると大転子上の荷重点と骨頭上の拘束点が離れ、モーメントアーム長が長くなるためと考えられる(図10)。男性基準モデルでは、解析した範囲内では常に頸部基部で骨折危険度が最も高くなったが、女性基準モデルでは姿勢角が0°以下のとき、骨折危険度は骨頭基部で最大となった。これは女性が後方へ反った姿勢で転倒した場合、内側骨折の危険性が高いことを示唆している。

大腿骨の形態的特徴が骨折危険度に及ぼす影響について検討した結果を図11と図12に示す。図11は頸部基部上方の、図12は骨頭基部上方の骨折危険度と姿勢角の関係を示す。骨頭基部が小さいモデル(Small Subcapital)では頸部基部上方の骨折危険度が男女ともすべての条件で増加した。頸体角が小さいモデル(Small Inclination)では若干骨折危険度が低下



(a) Standard female model



(b) Standard male model

Fig. 9 Effects of posture angle on fracture risk

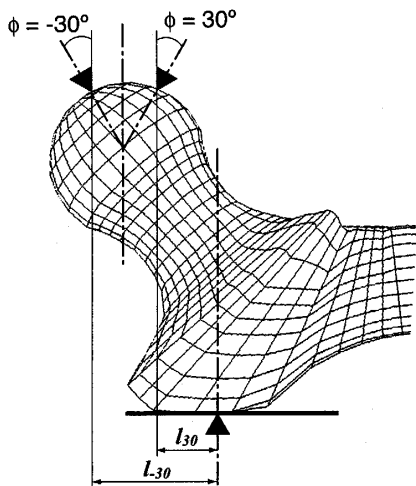
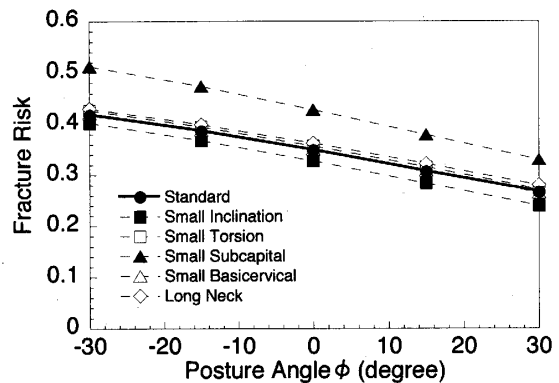
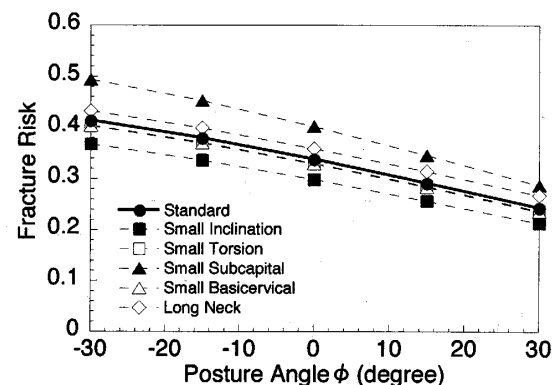


Fig. 10 Changes of the length of the moment arm depending on the posture angle



(a) Female model



(b) Male model

Fig. 11 Effects of morphological characteristics on fracture risk in the superior basicervical region

したものの、その他のモデルでは基準モデルとの間に差がほとんど見られなかった。これに対し、骨頭基部上方での骨折危険度は、頸部基部が小さいモデル (Small Basicervical) において若干増加する傾向が見られた。これらの傾向は回旋角と骨折危険度の関係においても同様であった。したがって大腿骨の形態的特徴のうち頸部の太さは骨折形に影響する重要な要因であるといえる。

最後に骨粗鬆症が骨折危険度に及ぼす影響を検討する。図13は基準モデル、骨量減少モデル (Low Density)、骨粗鬆症モデル (Osteoporosis) の頸部基部上方での骨折危険度と姿勢角の関係を示す。骨量の減少とともに骨折危険度は増大したが、その影響の程度は転倒姿勢、形態の違いの影響と同程度であった。したがって骨粗鬆症は必ずしも骨を構造要素として全く機能しないほどにその強度を損なうものではないが、その他の要因と複合的に作用して骨折危険度を増大させる要因になるといえる。

5. 結 言

大腿骨頸部骨折のメカニズムを検討するため、近位

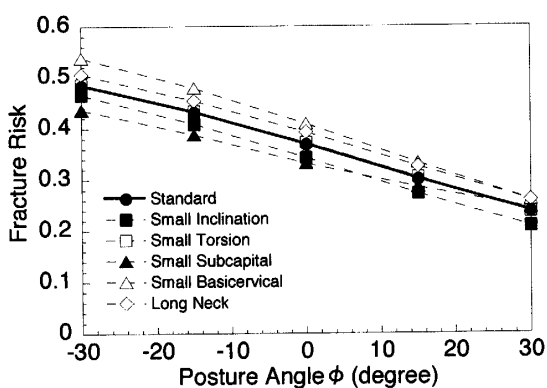
大腿骨の個体別モデリング手法を開発した。この手法により大腿骨頸部の形態的特徴および骨粗鬆症の進行の影響を考慮した大腿骨有限要素モデルを構築し、転倒方向、転倒姿勢、形態的特徴、骨密度が骨折の危険性に及ぼす影響を検討した。その結果、生成される骨折型の違いについて以下の結論を得た。

(1) 女性の場合は側方に傾くほど、男性の場合は斜め後方寄りに転倒する場合に頸部基部での骨折、すなわち外側骨折の危険性が高まる可能性が考えられる。また、男女とも後方への転倒では、内側骨折、外側骨折とも同程度の頻度で発生することが考えられる。

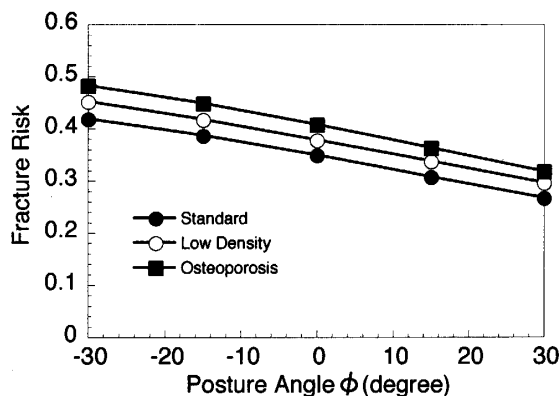
(2) 上体が後方に反るほど骨折の危険性が増大した。特に女性が後方へ反った姿勢で転倒すると内側骨折の危険性が高いことがわかった。

(3) 骨折型に影響する形態的要因は頸部の太さであり骨頭基部と頸部基部のうち標準と比べ相対的に細い側に骨折が生じる可能性がある。

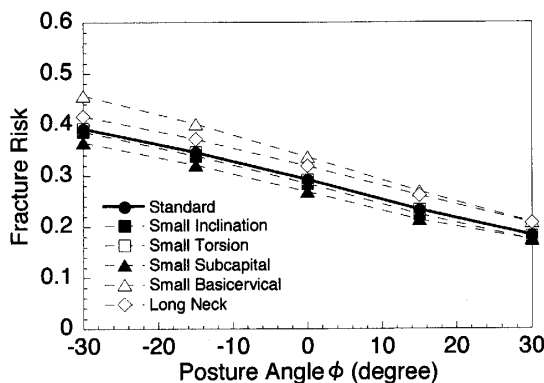
(4) 骨粗鬆症は骨強度を致命的に損なうものではないが、その他の要因と複合的に作用して骨折危険度を増大させる。



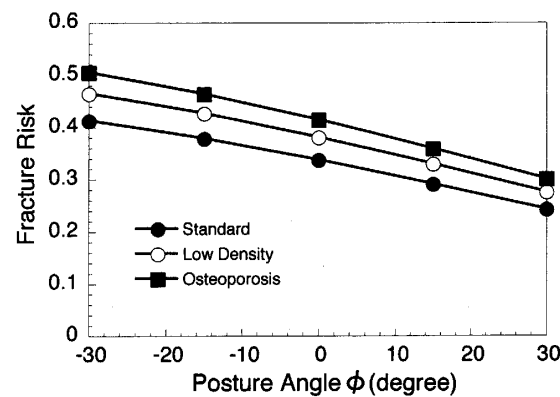
(a) Female model



(a) Female model



(b) Male model



(b) Male model

Fig. 12 Effects of morphological characteristics on fracture risk in the superior subcapital region

Fig. 13 Effects of cancellous bone density on fracture risk in the superior basicervical region

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基礎(B)(2)(No.13450044)、並びに厚生労働省平成11-13年度厚生科学研究費補助金長寿科学総合研究事業(H11-長寿-016)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尾関重宣氏[現:東陶機器(株)],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., Black, D. M. and Nevitt, M. C., Appendicular Bone Density and Age Predict Hip Fracture in Women, *JAMA*, **263** (1990), 665-668.
- (2) 藤井正和, 大腿骨頸部骨折の発生機序に関する実験的研究, 日整会誌, **61** (1987), 531-541.
- (3) Pinilla, T. P., Boardman, K. C., Bouxsein, M. L., Myers, E. R. and Hayes, W. C., Impact Direction from a Fall Influenced the Failure Load of the Proximal Femur as Much as Age-Related Bone Loss, *Calcif. Tissue International*, **58** (1996), 231-235.
- (4) 二階堂崇之・坂口一彦・岡正典・速水尚・神崎秀人・中村孝志・飯田寛和, 大腿骨頸部骨折の生力学的研究(第1報)一応力伝播挙動のFEM衝撃解析一, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **21** (2000), 385-391.
- (5) Robinovitch, S. N., McMahon, T. A. and Hayes, W. C., Force Attenuation in Trochanteric Soft Tissues During Impact from a Fall, *J. Orthopaedic Research*, **13** (1995), 956-962.
- (6) 鈴木聡・寺本健二・中井一成・新井達也・杉田光・金井泰貴・松崎尚志・光野芳樹・野坂健次郎, 大腿骨頸部骨折の危険因子としての大腿骨形状の関与, 日整会誌, **72** (1998), S 34.
- (7) 奴賀賢・高田潤一・名越智・桑原弘樹・小幡浩之・石井清一・大山直樹, 大腿骨頸部の形態および骨量が骨折型に及ぼす影響, *Hip Joint '99*, **25** (1999), 479-481.
- (8) 井口晋司・北川篤・水野耕作, 大腿骨頸部骨折患者における骨密度の検討, 中部整災誌, **42** (1999), 507-514.
- (9) Ford, C. M., Keaveny, T. M. and Hayes, W. C., The Effect of Impact Direction on the Structural Capacity of the Proximal Femur During Falls, *J. Bone Mineral Res.*, **11** (1996), 377-383.
- (10) Lotz, J. C., Cheal, E. J. and Hayes, W. C., Fracture Prediction for the Proximal Femur Using Finite Element Models: Part I-Linear Analysis, *J. Biomech. Eng.*, **113** (1991), 353-360.
- (11) Snyder, S. M. and Schneider, E., Estimation of Mechanical Properties of Cortical Bone by Computed Tomography, *J. Orthopaedic Res.*, **9** (1991), 422-431.
- (12) Peacock, M., Liu, G., Carey, M., Ambrosius, W. C., Turner, H., Hui, S. and Johnston, Jr., C. C., Bone Mass and Structure at the Hip in Men and Women over the Age of 60 Years, *Osteoporosis Int.*, **8** (1998), 231-239.
- (13) 折茂肇・ほか9名, 原発性骨粗鬆症の診断基準, *Osteoporosis Jpn.*, **4** (1996), 643-653.
- (14) Courtney, A. C., Wachtel, E. F., Myers, E. R. and Hayes, W. C., Age-Related Reductions in the Strength of the Femur Tested in a Fall-Loading Configuration, *J. Bone and Joint Surg.*, **77**, A (1995), 387-395.
- (15) 河内まき子・持丸正明・岩澤洋・三谷誠二, 日本人寸法データベース1997-98, 通商産業省工業技術院くらしとJISセンター, (2000).
- (16) Smith, C. B. and Smith, D. A., Relations Between Age, Mineral Density and Mechanical Properties of Human Femoral Compacta, *Acta Orthop. Scand.*, **47** (1976), 496-502.