

Evaluation of tensile strain distribution in loaded proximal femur in relation to lengths of cementless stems

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/25862

人工股関節における大腿骨近位部に生じるひずみと ステム長との関連について

金沢大学大学院医学系研究科がん医科学機能再建学

(旧講座名：整形外科科学講座)

(主任：土屋弘行教授)

安 藤 智 成

人工股関節置換術において、ステム長を短くすれば、より大腿骨の骨温存が可能となるが、それによって生じる大腿骨側のひずみや応力の変化については不明な点が多い。そこで、ステムの長さを変化させることにより、大腿骨モデル骨に発生するひずみがどのように変化するかを実験的ひずみ解析法と有限要素法 (finite element method, FEM) 解析を用いて検討した。まず最初に、日本メディカルマテリアル株式会社 (Japan Medical Material, JMM, 大阪) 製セメントレスステム (ABC-HIP System) の遠位部を切断することにより、異なる長さのステムを作成し、骨モデルSOWBONES® Composite Femur # 3306 (Pacific Research Laboratories, Inc. Vashon, Washington USA) に挿入し、荷重負荷時にモデル骨に発生するひずみを調査した。ステムの長さは50, 70, 100, 130mmとした。ステムを挿入したモデル骨のステム軸を鉛直に対し10°外反, 9°屈曲させ、骨頭中心を基準に210mmを露出し、レジン製剤であるOSTRON II (株式会社ジーシー, 東京) にて固定した (ISO7206-4に準拠)。ひずみゲージは直角3軸型ロゼットゲージを使用し、骨切り部よりステム軸に沿って内側, 外側にそれぞれ20, 50, 70, 100, 130mmの位置に貼った。荷重は骨頭ボール (Co-Cr製φ26mm) に0.5mm/minの速度で変位を与えることにより負荷し、荷重250kgf時のひずみを測定した。また、次に同じ長さのステムを想定し、FEM解析を行った。FEM解析においては、ステムの設置角度、皮質骨の厚みを変化させた条件でも解析を行った。実験的ひずみ解析法の結果、骨内のひずみはステムが短くなればなるほど生理的な状態に近くなっていたが、最近位部における内側圧縮ひずみはステムが短くなればなるほど大きくなっていった。一方でFEM解析の結果、ステム長が短くなると大腿骨内側のひずみが大きくなった。また皮質骨の厚みを薄くした場合、ステム長にかかわらずひずみは大きくなり、その傾向は、ショートステムで顕著であった。以上の結果から、ショートステムでは、内側近位部に大きな力がかかることになるため、この部位での破綻が危惧されるが、同部での荷重ストレスに耐え得れば、骨温存、生理的荷重伝達という観点から理想的であると考えた。

Key words finite element method, short stem, strain, total hip arthroplasty

各種股関節疾患に対し施行される人工股関節置換術 (total hip arthroplasty, THA) は、1950年代にCharnleyら¹⁾⁻³⁾により開発されたlow-friction arthroplastyの出現後から著しく発展した。現在のTHAはインプラントと骨との固着性の向上⁴⁾⁻⁷⁾や褶動面の耐摩耗性の向上⁸⁾⁻¹⁰⁾、その他合併症に対する各種ノウハウの確立により、その長期予後は飛躍的に向上している。その結果、現在におけるTHAは極めて一般的で安定した術式として認識されるようになった。

しかし、骨に固着されたインプラントに一旦ゆるみが発生するとインプラント周囲には大きな骨欠損が生じ、再置換に難渋することになる。将来の再置換を容易にするためには、できる限り骨母床を多く残存させて骨欠損量を最小にすることが望ましい。そのような観点から、

近年は、より骨温存が可能なインプラントが注目を浴び、開発されるようになってきている。特に大腿骨側のインプラント (ステム) は、その長さが短くなればなるほど大腿骨髄腔への侵襲を小さくでき、骨を多く温存できるため、特に活動性の高い若年患者に対して、より有効であると期待される。このような考えから、現在までいくつものショートステムが開発され、製品化されている¹¹⁾⁻²³⁾。しかし、実際にステム長を変えることによって大腿骨に発生するひずみや応力の変化については未だ不明な点が多い。

そこで本研究では、セメントレスステムの長さを変化させることにより、大腿骨モデル骨に発生するひずみがどのように変化するかを検討し、ショートステムの有用性を評価、検討することを目的とした。

平成22年8月27日受付, 平成22年9月14日受理

Abbreviations : ADL, activity of daily living; DEXA, dual energy X-ray absorptiometry; FEM, finite element method; THA, total hip arthroplasty

対象および方法

1. 骨モデルを用いた力学試験(実験1)

ステムの長さを変化させることにより、大腿骨モデル骨に発生するひずみがどのように変化するかを知る目的で以下の実験を行った。

実際の日本メディカルマテリアル株式会社 (Japan Medical Material, 大阪) 製のバナジウムフリーチタン合金製セメントレスステム (ABC-HIP System HS-5) を、骨モデル SOWBONES® Composite Femur # 3306 (Pacific Research Laboratories, Inc. Vashon, Washington USA) に挿入し、骨モデルに発生するひずみを測定する力学試験を行った。この骨モデルは、実際の骨の皮質骨と海綿骨を、それぞれと近いヤング率、特性を有するグラスファイバーとエポキシ樹脂の混合体、および硬質ポリウレタンで模したものである。使用したステムは近位部内側が日本人大腿骨髄腔の内側カーブ形状にフィットする形状となっており、またステム中間部は応力集中を軽減すべくテーパ形状(断面は楕円形状)、ステム遠位部は挿入時の内反、外反偏位を防止すべくストレート形状(断面は円形形状)を有している(図1A)。使用するステムのサ

イズは事前に使用する骨モデル外形に重ね合わせし、その断面形状に最も適合するサイズを選択した。この結果、ステムサイズは#5 (SHS52-5M) を用いることになった。骨頭中心位置がほぼ同じになるように骨頭ボールはCo-Cr製(外径26mm)のミドルネック(±0)を選択した(図1B)。

まず、実際にこのABC-HIPの遠位部を切断することにより、異なる長さのステム(長さ50, 70, 100, 130mm)を作成した(図1C)。そして、これらのステムを実際に骨モデルに挿入した。その際、ステム挿入前捻角、内外反角等の条件はすべてのステム長で一致させるための固定器具(jig)を使用した。ステムと骨モデルはレジン製剤であるOSTRON II(株式会社ジーシー、東京)を用い、ISO7206-4に準拠して固定した。骨モデルに生じるひずみを計測するためのひずみゲージは、直角3軸型ロゼットゲージKFG-2-120-D17-11L3M2S(共和電子株式会社、広島)を使用し、骨切り部よりステム軸に沿って内側、外側にそれぞれ20, 50, 70, 100, 130mmの位置に貼った(図2A, B)。その上で、ステム軸を鉛直に対し10°外反、9°屈曲させ、骨頭中心から遠位に206mmの位置で固定したモデルを作成した(図2C)。骨

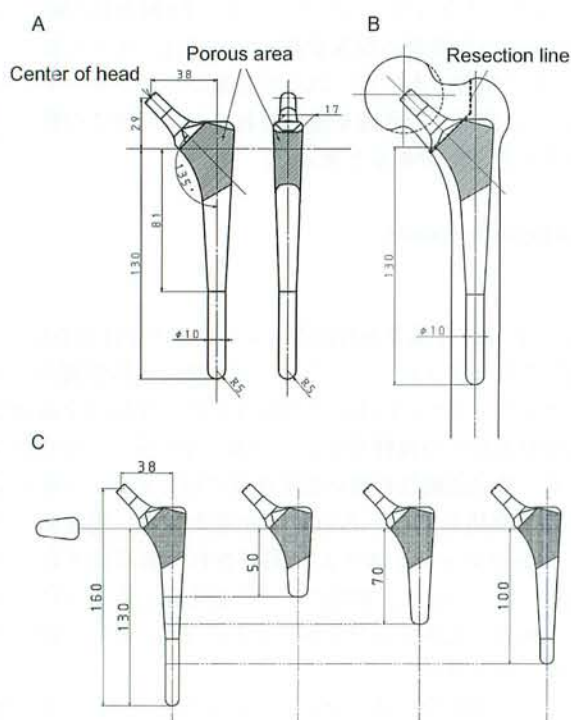


Fig. 1. Materials. (A) Cementless straight stem, ABC Hip System HS-5 [K-Max series], (JMM, Osaka, Japan). (B) Sizing of the stem. The stem size was properly selected to fit the shape of the bone model. The ball offset was selected to be the same position of the bone model and it was ± 0 . (C) Stem in several lengths. The evaluated stem was JMM ABC Hip cementless straight stem in several lengths. The 50, 70 and 100mm stems were also evaluated in addition to the 130mm standard length stem.

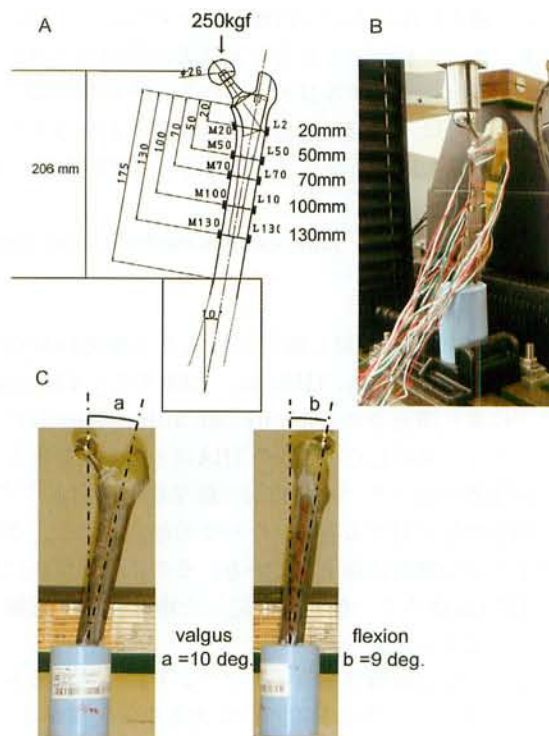


Fig. 2. Experimental strain analysis. (A), (B) Three-element strain rosette. Three-element strain rosette was used for strain gauge. They were attached at the both of medial and lateral cortex of 20, 50, 70, 100, and 130mm from neck cut level. (C) Experimental strain analysis. The model of femur was fixed to the base plate made from resin in accordance with ISO7206-4. The stem was set in the femur at the angle of 10 degrees valgus and 9 degrees flexion. The femoral head was loaded on the 250kgf.

頭ボールへの荷重は0.5mm/minの速度で変位を与えることにより負荷し、固定面に対し250kgfの荷重を加えた際に骨モデルに発生するひずみを測定した。なお、ひずみゲージによる測定において骨の外側に働く引っ張りひずみは正の値で、内側に働く圧縮ひずみは負の値で表されるが、本論文では両者を絶対値の大ききで比較した。

II. ショートステムの押し込み試験 (実験2)

次にステムの長さを変化させることにより、それぞれが大腿骨モデル骨内でどのような挙動を示すかを明らかにする目的で以下の実験を行った。

実験1と同様にABC-HIPステムHS-5 (SHS52-5M, JMM)の遠位部を切断することにより、異なる長さのステムを作成した(長さ50, 70, 100, 130mm)。オフセットは一定になるように、すべてのステムで骨頭ボールはCo-Cr製(外径26mm)のミドルネック(±0)を選択した。次に、これらのステムを硬質発泡ウレタンK-05-001(株式会社エポック, 大阪)内に埋入し、骨頭に鉛直下向きに荷重をかけた押し込み試験を行った。硬質発泡ウレタンの圧縮強度は0.59~0.79MPa, 海綿骨近位部の圧縮強度は約2MPaで、2種類の用材を50mlずつ合計100ml混合し、約1分間攪拌した。その後、ステムを設置したジグに流し込み、十分硬化した後にジグを分解して中のウレタンを取り出した。ステムより上方まで溢れたウレタンは硬化後、カッターにて切り取った(図3A)。その後、ステムと平行に角度計を設置し、骨頭中心に鉛直下向きに荷重を加えた。1mm押し込むごとに角度を計測し、15mmまで押し込み試験を行った。ステムに荷重を加える万能試験機はAutographAG-100kNE(株式会社島津製作所, 京都)を、ステム挿入角度の変化を計測する角度計はマルチレベルA-300(シンワ測定株式会社, 新潟)を使用した(図3B)。また押し込み試験終了時(15mm押し込み後)、初期の位置からの沈み込みをシンキング量として計測した(図3C)。

III. 有限要素法 (finite element method, FEM) による解析 (実験3)

FEMとは数値解析の手法のうち、対象を微小で単純な要素の集合体とみなして、各要素に分割して要素ごとの解析を行い、全体の挙動の近似値を求める手法のことである。解析対象を単純な要素のレベルまで分割して解析を行うため、計算対象が全体としては複雑な形状や性質を持っていても、比較的簡単な解析が適用可能であるという利点がある。また、より細かい要素へと分割すればするほど、解析の近似値の精度が向上する。離散化を利用した代表的な解析手法の一つであり、CADなどにおける構造力学の分野をはじめとして、様々な問題に用いられている。骨モデルを用いた力学試験(実験1)では、ひずみゲージを張った位置でしかひずみの算出ができないため、大腿骨モデル骨に全体に発生するひずみを連続的に計測する目的で以下の実験を行った。

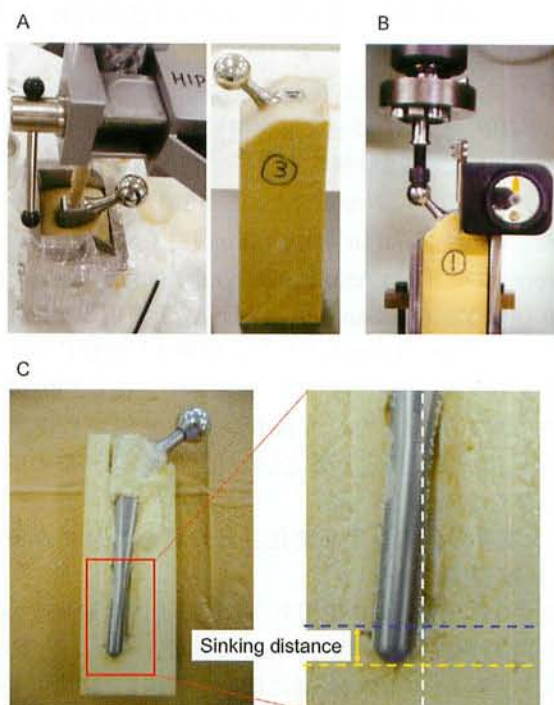


Fig. 3. Experimental strain analysis. (A) Experimental device for push-in test. Push-in test was performed to find the effect of stem length on the behavior of the stem in femur. 4 collarless stems with different length based on of ABC hip system were prepared, and pushed into rigid urethane foam by applying vertical downward force on artificial head. (B) Measurement of stem deviation angle. Stem deviation angle was measured in every 1mm moving of the head center until reaching to 15mm. (C) Measurement of stem sinking distance. Sinking distance was measured in every 1mm moving of the head center until reaching to 15mm. The blue line is a base line, on the other hand the yellow line shows the end point. And the yellow arrow shows stem sinking distance.

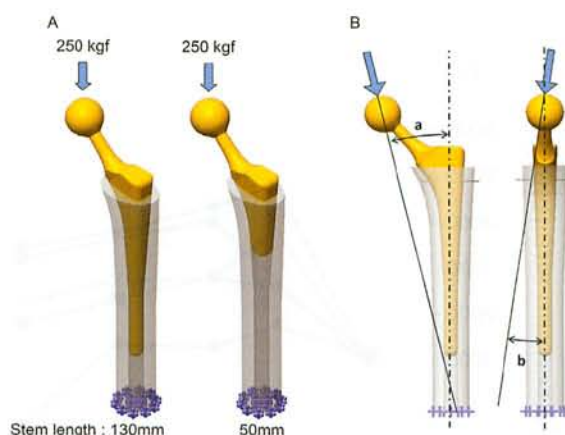


Fig. 4. FEM analysis. (A), (B) The strain distribution on the femur analyzed by FEM was measured with the 130 and 50mm stem lengths. The cortical bone thickness was set with 8mm (Test 3-1) and 6.5mm (Test 3-3). The load axis was 10 degrees valgus (a) and 9 degrees flexion (b). The weight was 250kgf. (Test 3-1, 3-3) The changes of strain distribution in relation to the differences of load axis were evaluated by FEM analysis as well. Load axis was changed into less valgus (a = 8 deg.) more flexion (b = 11 deg.) setting and more valgus (a = 12 deg.) less flexion (b = 7 deg.) setting. (Test 3-2)

1. ステム長を変化させた場合のひずみ値の比較 (実験3-1)

骨モデルを用いた実験と同様にセメントレスステム(ABC-HIP, JMM)の遠位部を切断した異なる長さのステムを想定し, FEM解析を用いて荷重負荷時の大腿骨骨に発生するひずみを調査した. FEM解析のソフトはMSC. Visual Nastran 4D version 7.2 (MSC. Software Corporation, Santa Ana, USA), 及びANSYS Simulation 11.0 (ANSYS, Inc, Canonsburg, USA)を使用した. ステムの長さは50, 130mmとした. 実験2と同様にステム軸を鉛直に対し 10° 外反, 9° 屈曲させ, 荷重250kgfの条件で解析を行った. 大腿骨は骨切り線から遠位に170mmの位置で固定と想定した(図4A). この際の皮質骨の厚さは8mmとした.

2. 大腿骨の設置角度を変化させた場合のひずみ値の比較 (実験3-2)

ひずみに与える他の素因のうち大腿骨の設置角度の影響をFEM解析により検討した. 大腿骨(モデル骨)の設置角を実験3-1の条件(鉛直に対し外反 10° , 屈曲 9°)に加え, 外反 8° , 屈曲 11° および外反 12° , 屈曲 7° の3つの条件で解析を行った. 本実験においてもステムの長さは50, 130mmとした(図4B).

3. 大腿骨の断面形状を変化させた場合のひずみ値の比較 (実験3-3)

ひずみに与える他の素因のうち断面形状の影響をFEM解析により検討した. 皮質骨の厚みを実験3-1の条件(8mm)に加え, 6.5mmの条件でも解析を行った. 本実験においてもステムの長さは50, 130mmとした.

成 績

1. 骨モデルを用いた力学試験 (実験1)

いずれのモデルにおいても内側では圧縮ひずみの値が, 外側では引っ張りひずみの値が大きかった. 外側に発生する引っ張りひずみの値はステム長によらず, 頸部骨切り部から50mm~70mmの位置をピークとし, そこから遠位に向かうほど減少する傾向にあった. また, その値はステム長が短くなるにつれ低下した. その最大値はステム長50mmで $2582\mu\epsilon$, 130mmで $4793\mu\epsilon$ であった(図5A).

一方で, 内側の圧縮ひずみの値も同様の傾向を示し, ステム長によらず頸部骨切り部から50~70mmの位置をピークとし, そこから遠位に向かうほど減少する傾向にあった. また, その値はステム長が短くなるにつれ低下した. その最大値はステム長50mmで $3789\mu\epsilon$, 130mmで $6402\mu\epsilon$ であった(図5B).

全般に外側に発生する引っ張りひずみの値も, 内側に発生する圧縮ひずみの値もステムの長さが短い方が, ステムを挿入しない状態のひずみ分布に近い傾向にあった. つまりショートステムを挿入した骨に発生したひずみが, 骨本来のひずみ分布に近いという結果であった. ただし, 最近位部(20mmの位置)における内側圧縮ひずみは, ステム長が短くなるほど大きくなっていった.

II. ショートステムの押し込み試験 (実験2)

ステム長が短いほど内反方向に転位し, 回転角も大きくなった(図6A). 50mmと, 130mmの長さのステムにおいて, 同じステム沈下量での変位角度を比較すると, 50mmの長さのステムでは約2倍程度の内反転位となった.

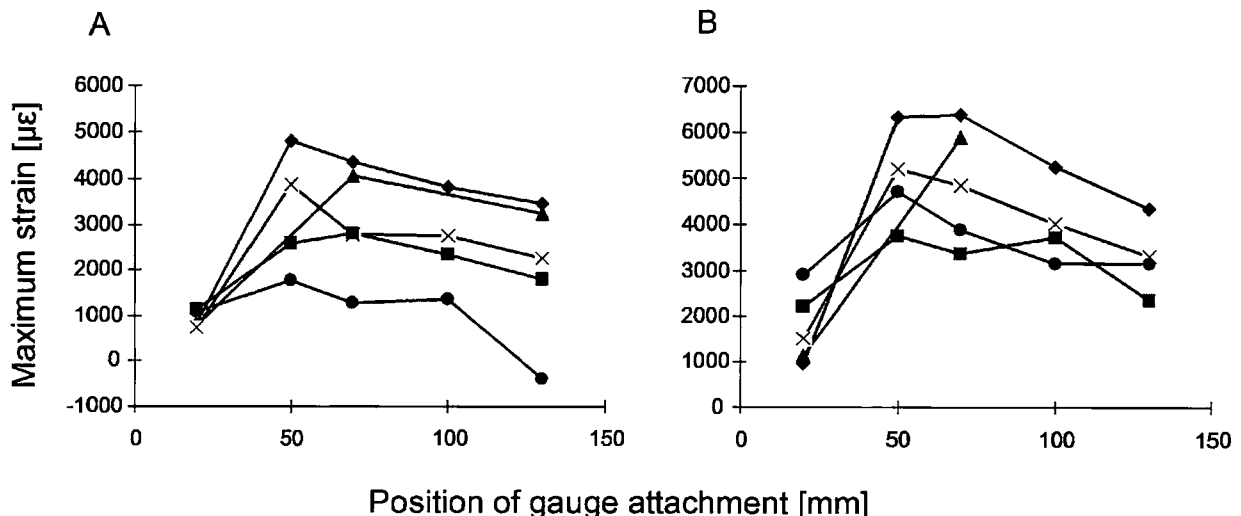


Fig. 5. The maximum strains. ◆, 130mm stem; ▲, 100mm stem; ×, 70mm stem; ■, 50mm stem; ●, without stem. (A) The tensile strains on the lateral femora. The strain peaks at the area between 50 and 70mm from the neck cutting line regardless of the stem length. The shorter the stem length was, the lower the stain of the lateral femora was. The strain distribution of the short stem was more similar to that of the original bone than the longer stem. (B) The compression strain on the medial femora. The tendency was similar to the distribution of the lateral femora. The shorter the stem length was, the lower the stain of the medial femora was.

一方で、ステム長が長いほどステム沈下(シンキング)量は増加し、内外反方向への転位は減少した(図6B)。50mmの長さのステムではシンキング量は0であった。

III. FEM解析(実験3)

1. ステム長を変化させた場合のひずみ値の比較(実験3-1)

ひずみ分布位置は50mmと130mmのステムで同じ傾向ではあったが、50mmのショートステムではひずみの高い領域がより近位から見られた(図7A)。それぞれのステムにおける内側のひずみの最大値は130mmのスタンダードステムが $2490\mu\epsilon$ 、ショートステムが $3150\mu\epsilon$ で、ステムが短くなることでの増加率は27%であった。一方、外側のひずみの最大値はスタンダードステムが $2180\mu\epsilon$ 、ショートステムが $2280\mu\epsilon$ で、ステムが短くなることでの増加率は5%にとどまった(表1)。このことから、ステムの長さの変化は特に内側のひずみに影響を与えることが示された。

2. 大腿骨の設置角度を変化させた場合のひずみ値の比較(実験3-2)

スタンダードステムにおいては、大腿骨の外反角が小さく、屈曲角が大きいほどモデル骨の近位部に大きなひずみが発生した(図7B)。スタンダードステムにおける内側のひずみの最大値は、外反角が小さく屈曲角が大きくなることにより19%増加した。同様に、外側のひず

みの最大値は13%増加した(表2)。ショートステムでも同様の傾向で(図7C)、大腿骨の設置角が同じであれば、ステム長が短くなっても最大ひずみ値の増加は軽度であった。ショートステムにおける内側のひずみの最大値は、外反角が小さく、屈曲角が大きくなることにより19%増加した。同様に、外側のひずみの最大値は13%増加した(表2)。つまり、ステムの長さが変わっても、増加率は変わらなかった。ステム長の変化よりも大腿骨の設置角の変化の方がひずみ値に大きな影響を与えていた。

3. 大腿骨の断面形状を変化させた場合のひずみ値の比較(実験3-3)

ステム長にかかわらず、骨の厚みが薄いとひずみの最大値が大きくなった(図7D)。それぞれのステムにおける外側のひずみの最大値は、スタンダードステムの場合、皮質骨が薄くなることで27%増加した。また、ショートステムでは外側のひずみの最大値は皮質骨が薄くなることで59%増加した。一方、内側のひずみの最大値は、スタンダードステムの場合、皮質骨が薄くなることで29%増加した。また、ショートステムでは内側のひずみの最大値は皮質骨が薄くなることで57%増加した(表3)。皮質骨が薄くなることで内外側ともにひずみの値が大きくなったが、特にショートステムにおけるひずみの増加率は皮質骨の厚みに顕著に影響を受けていた。

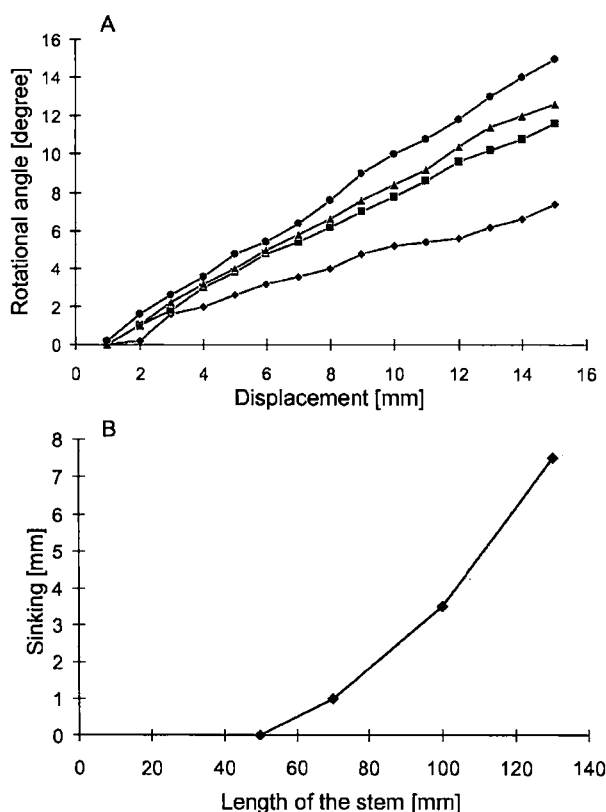


Fig. 6. (A) Stem deviation angle. \blacklozenge , 130mm stem; \blacksquare , 100mm stem; \blacktriangle , 70mm stem; \bullet , 50mm stem. The shorter the stem length was, the more the stem took varus position. (B) Sinking distance. The longer the stem length was, the more the stem sank.

Table 1. The maximum strains on the lateral and medial femur

Stem length (mm)	Maximum strains ($\mu\epsilon$)	
	Medial femur	Lateral femur
130	2490	2180
50	3150	2280

Table 2. The maximum strains on the lateral and medial femur in different stem setting angle

Stem length (mm)	Setting angle (deg.)		Maximum strains ($\mu\epsilon$)	
	Valgus	Flex	Medial femur	Lateral femur
130	10	9	2490	2180
130	8	11	2960	2470
50	10	9	3150	2280
50	8	11	3748	2970

Table 3. The maximum strains on the lateral and medial femur in different thickness of the cortical bone

Stem length (mm)	Thickness of the cortical bone (mm)	Maximum strains ($\mu\epsilon$)	
		Medial femur	Lateral femur
130	8	2490	2180
130	6	3200	2760
50	8	3150	2280
50	6	4950	3620

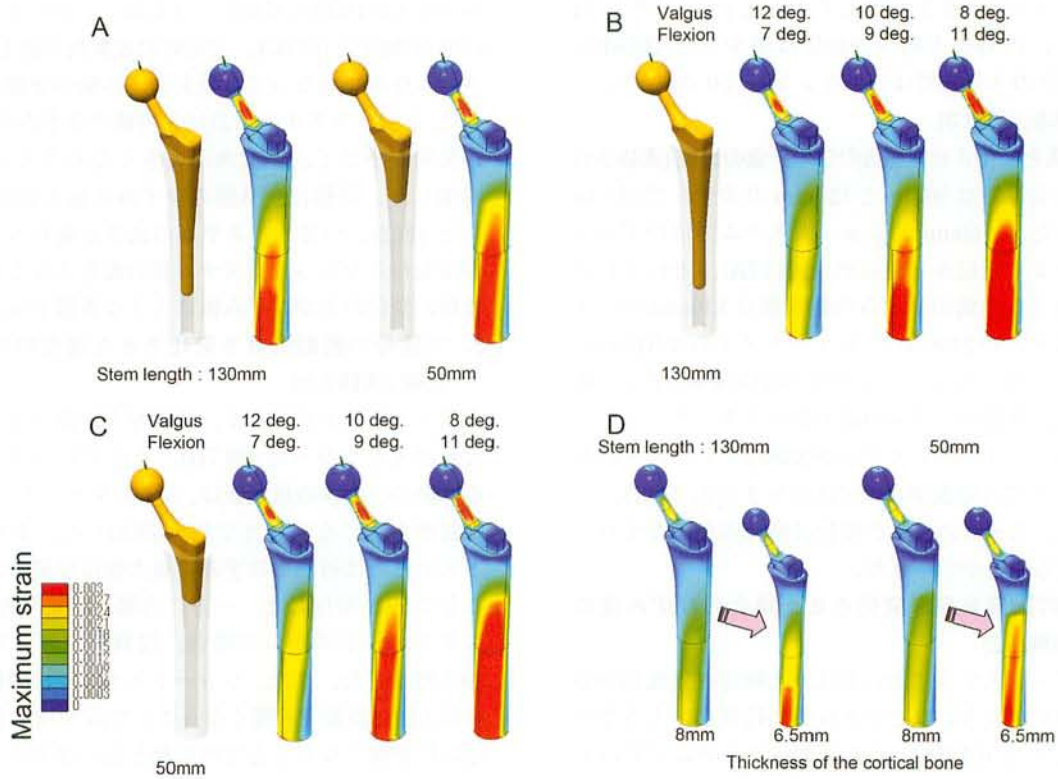


Fig. 7. The tensile strain distribution using FEM analysis. (A) The distributions were similar with the both length stem, whereas the peak of the strain was seen at a little more proximal in the case of the short stem. (B) 130mm standard stem. The strain was bigger with the small valgus angle and the big flexion angle of the femur. (C) 50mm short stem. The strain was bigger with the small valgus angle and the big flexion angle of the femur. Even if the stem length was short, the range of the maximum tensile strains increased slightly, when the setting angles were the same. The differences of the maximum strains were much bigger by changing the femoral angle than changing the stem length. (D) The thinner the cortical bone was, the higher the level of the tensile strain was, regardless of the stem length.

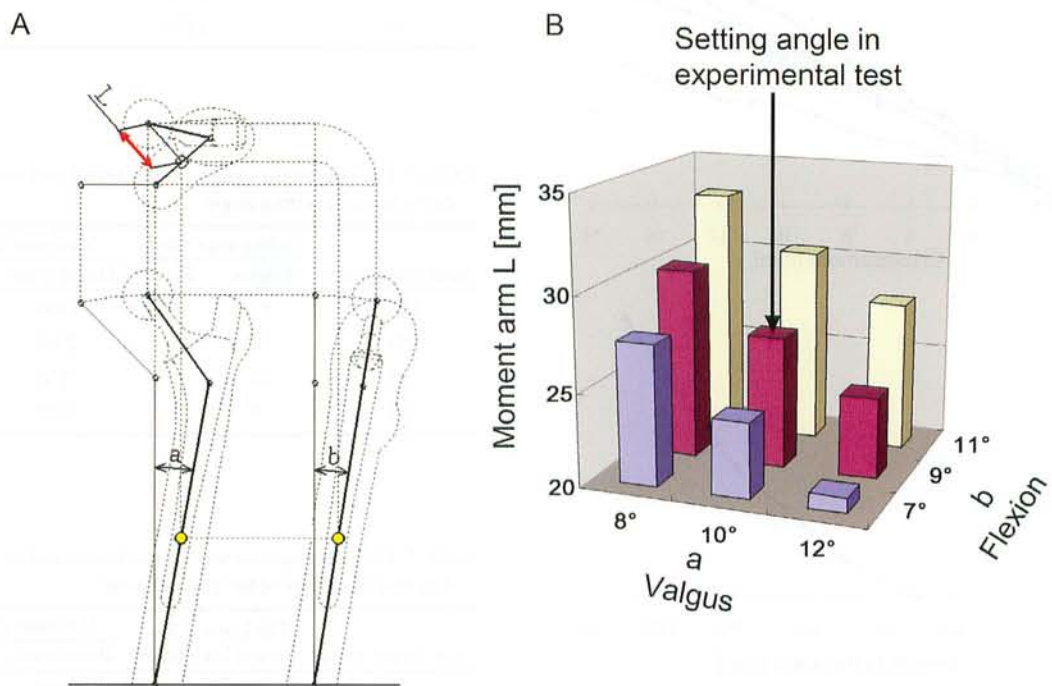


Fig. 8. The length of the moment arm. (A), (B) The strain on the femur is influenced by the length of the moment arm. By changing the valgus and flexion setting, the moment arm length would be changed. In short, in this test, the moment arm length in 8 degrees of the valgus angle and 11 degrees of the flexion was the longest and the length of that in 12 degrees of the valgus and 7 degrees of the flexion was the shortest.

考 察

近年、初回THAの際に骨温存をいかに獲得するかとの観点から、ショートステムが有利との考えが浸透し、各社からショートステムが開発、販売されている¹⁷⁾⁻²³⁾。このタイプのステムは、特に、活動性の高い若年者に対するTHAにおいては、再置換の可能性を考えた場合、有利であると考えられる²⁴⁾⁻²⁹⁾。本実験にはABC-HIPステムHS-5 (SHS52-5M, JMM)を使用したが、このステムを使用した理由としては、その形状が現代の最も一般的な近位固定型ストレートステム形状をとっていることと、実際に海外で臨床的に使用されているショートステムであるBalance® Microplasty™ STEM (Biomet, Warsaw, Indiana, USA)と近位部の形状が類似しているためである。また、実験1, 2では50mm, 70mm, 100mm, 130mmの長さのステムで実験を行った。これは、実際の臨床で経験する症例のレントゲン像において、骨切り線から十分な骨皮質がある部位まで実際には70~80mm程度の長さがあることが多いと思われ、ステムは最低限この長さが必要と考えたからである。その上で、それ以上、以下の長さがある程度網羅するために、これらの長さを選択することにした。

ショートステムは、骨温存が可能で再置換が容易であるという点以外にも生理的な大腿骨近位からの荷重伝達という観点で利点がある。骨モデルを用いた力学試験(実験1)では挿入したステム長にかかわらず、大腿骨に生じるひずみは全般に一定の傾向を示したが、その値は挿入したステムが短くなればなるほど、生理的な状態に近くなっていた。Falezら²⁶⁾、Hagelら²⁷⁾、Roth³⁰⁾らは、それぞれショートステム使用前後の大腿骨頸部内側の骨密度の変化を骨塩定量法であるDEXA (dual energy X-ray absorptiometry)で解析し、その増加所見を認めたことから、近位荷重伝達の面でスタンダードステムに比して有利であったとの報告をしている。

一方で、ショートステムはその短さから初期固定性、術後の骨折等のリスクが高くなるのではないかと懸念がある³¹⁾。固定性に関してFottnerら³²⁾は、in vitroの実験で、いくつかの既存のショートステムを骨モデルに設置し、荷重負荷した際の三次元的な骨内挙動の値を計測したところ、その小ささから、ショートステム設置に対する懸念は少ないとの結論を報告している。つまり、バイオメカニカルな観点からはショートステム設置後の優位性には疑いの余地はないと考えられる。しかし、一方で我々の実験では、実験1において、最近位部における内側圧縮ひずみ値はステムが短くなればなるほど大きくなっていった。このことから、やはり内側近位部には大きな力がかかることになるため、この部位での破綻が危惧されると考えた。事実、杜多ら²⁰⁾は近位固定型ショートステム (CentPillar Grid Blast HA stem)を使用した初期手術症例で、33.3%に大腿骨近位部亀裂骨折が発生した

との報告している。またGilbertら³¹⁾は、MAYO® Conservative Hip Prosthesisを用いた手術において、4%の症例に術中骨折を生じ、無視することができないと述べている。他にも術中骨折に言及した報告も散見される³³⁾³⁴⁾。さらに、ショートステムは手術手技上、正確に中間位で挿入するのが難しく、内反位をとりやすいという欠点がある³¹⁾。その場合は、内側近位部へのひずみをさらに増加させてしまう可能性がある。したがって、ショートステムの使用の際には適切なアライメントで挿入し、かつ力学的な強度を保つことが必須条件となる。そこで実験2では、硬質発泡ウレタン内に埋入したステムに荷重をかけた際に、ステムがどのような挙動傾向を示すかを検討した。使用した硬質発泡ウレタンの圧縮強度は0.59~0.79MPaとされ、生体での大腿骨近位部の海綿骨の圧縮強度(約2MPa)とは異なる。ただし、傾向をつかむことを目的としたため、圧縮強度は異なってもよいと判断した。その結果、押し込み終了時にはステム長が短いほど内反方向に転位した。一方で長い場合にはステム沈下(シンキング)量が増加するものの、内外反方向への転位は減少した。つまり、ショートステムを使用した場合、荷重を加えた際にはより内反方向に転位するような力学的特性をもち、注意すべきであるということになる。

実験1, 2の結果から、ステムは挿入後の内反転位を防げる程度十分な骨皮質の厚みがある部位までは長さが必要であり、また挿入時には内反設置に十分注意する必要があると考えた。このように、ショートステムは初期固定性の面では不利と考えられるが、力学的な破綻を起こさずに良好な初期固定が得られた場合には、良好な荷重伝達を再現できるものと考えられる。

FEM解析は、あらゆる条件下における応力分布の傾向をつかむことも可能であるという特性を持っており、人工関節においても頻繁に用いられている解析法である³⁵⁾。しかしながら、同一の近位形状を有するステムでのFEM解析によるショートステムの優位性を実証する研究はなされていない。そこで、本研究では骨モデルを用いた力学試験の結果を別の面から検証すべく、FEM解析を行った。一般にモデル骨に発生するひずみは、荷重量、荷重部位からのモーメントアーム長、断面形状、モデル骨の素材に左右される³⁶⁾。これらのうち、実験3では荷重量は一定にした。また、モデル骨の素材に値する条件値に関しても一定とした。実験3-2、実験3-3ではこのうち設定の変更が可能な荷重部位からのモーメントアーム長、断面形状を変化させた際に、それぞれひずみがどのように変化するかを検証した。

まず、実験3-1では、ショートステムの条件下で大腿骨内側のひずみが大きくなり、さらに、ひずみの高い領域がより近位から認められた。この傾向は大腿骨近位でのストレスシールドの発生に影響を与えると思われる。本来、ステムが長くなると大腿骨のより遠位での

ひずみが大きくなるため、相対的に近位にストレスシールディングを生じやすくなると言われる³⁷⁾。本実験の結果ではショートステムの場合は、ひずみがより近位から発生していることから、ストレスシールディングが少なくなる可能性が示唆された。骨モデルを用いた力学試験(実験1)では、ショートステムを挿入した場合、骨に発生したひずみが骨本来のひずみ分布に近いという結果から、ショートステムの優位性を示すことができたが、FEM解析でも同様に、近位骨のストレスシールディングを防止できるという点で有意性を示すことができた。ただし、大腿骨内側のひずみが大きくなるのも骨モデルと同様の結果であり、前述のような内側皮質での骨折の危険性があることも念頭に置く必要がある。

次に実験3-2では、荷重部位からのモーメントアーム長がひずみに与える影響を考慮するため設置角度を変化させて、モーメントアーム長に相当する荷重軸と骨軸との距離を変化させた。その結果、モデル骨に発生するひずみは大腿骨の外反角が小さく、屈曲角が大きいほど近位部に大きなひずみが発生した。図8にステムの外反角、屈曲角を変えた場合のモーメントアーム長の変化を示す。すなわち、今回の実験においては外反 8° 、屈曲 11° の条件下でのモーメントアーム長が最も長く、外反 12° 、屈曲 7° で最も短かったことが、ひずみ値に影響したと考えた。ステムの設置状態が変わることにより大腿骨内のひずみは変化した、その変化率はステム長に大きく影響を受けていなかった。

次に実験3-3では、ひずみに与える他の素因のうち断面形状の影響を検討した。生体では断面形状に個人差があることは当然と考えるが、本実験では具体的に皮質骨の厚みを薄くすること(8mmから6.5mmに)で断面形状の変化とした。皮質骨の厚みを薄くした場合、挿入したステム長にかかわらず大腿骨内外側とも著しくひずみが大きくなった。ただ、皮質骨を薄くした時の最大ひずみ値の増加率は短いステムの方が大きかった。これらから、モーメントアーム長の変化、皮質骨の厚みの変化は内外側両方に影響を与えるが、ステムの長さは特に内側に影響を与えることが示唆された。また、ひずみの変化率は皮質骨の厚みを変化させた場合が最も大きい結果であった。このことは、薄い皮質骨の症例ではショートステムの使用は慎重であるべきことを示している。

大腿骨設置角度を変化させた場合においては、内側での変化率が大きかった。つまり、この結果から、内側近位部には大きな力がかかることになるため、この部位での破綻が危惧されることにつながると考えられ、ステムが内反設置にならないように注意すべきであるべきことを示している。この結果は実験1の結果を裏付けるものであり、ステムの内反設置は、大腿骨頸部内側へのストレスの集中につながり、前述のように大腿骨近位部亀裂骨折が発生するおそれもあることから、手術の際には十分にすべきである。

以上のことから、ステム長以上に大腿骨の厚み、大腿骨設置角度が皮質骨に発生するひずみに影響を与えていることがわかった。つまり、皮質骨の薄い症例へのショートステムの使用は慎重に行うべきと考えられた。

本研究には、いくつかの制限がある。一つは、あくまで実験系のシミュレーションであることと、もう一つは、ステム形状の問題である。本研究では骨モデルを用いた力学試験(実験1)、FEM解析(実験3)の両方を行い、両面からひずみ、応力解析を行った。これは、実験解析、FEM解析ともに一長一短があり、お互いの短所を補うあう関係にあるべきと考えたからである。力学試験とFEM解析によるひずみ算出結果を比較すると、実験では常に130mmの長さステムのひずみが50mmの長さステムのひずみを上回ったが、解析では骨切り部位からの長さ80mmまでは50mmステムが上回り、それより遠位ではほぼ等しい値をとった。これは、力学試験では骨の変形(たわみ)が生じることが1つの理由であると考えられた。つまり、力学試験における50mmステムや“ステム無し”では130mmステムに比較してFEM解析以上にモーメントアームが小さくなる方向に変形しているか、あるいは逆に130mmステムの場合にモーメントアームが大きくなる方向に変形していると思われた。具体的には、同じ 10° 、 9° の設置角から荷重を負荷しても130mmステムでは 8° 、 11° の方向に、50mmステムでは 12° 、 7° の方向に変形しているものと考えられ(図8)、これがひずみ値の違いにつながったと考えた。

また、他の理由としては、力学試験解析はさまざまな外乱要因(設置角度誤差など)を含むが、界面状態(骨-ステム間の界面)はより現実に近いと思われる。一方で、FEM解析は、界面の状態が一定の条件のもとに設定された仮想状態であるため、実際の界面の状態とは幾分異なる。また、骨形状が簡易であること、材料特性(ヤング率)の設定が必要であることから、力学試験と比べて生体内での条件を反映しにくいと考えられる。しかし、限られた条件や位置でのひずみしか計測できない実験に比べてFEM解析であれば条件を容易に、また自由自在に変えられ、ひずみの全体的な傾向をつかむことも可能である。つまり、FEM解析は傾向をつかむには向いているが、ひずみの絶対値には疑問が残る。それらの特徴を踏まえて、FEM解析で傾向をつかみ、力学実験で絶対値を把握するというのが両者の役割と思われる。

もう一つの制限は、ステム形状である。ショートステムにおいて初期固定を確実に得るためには、解剖学的形状を有し、大腿骨近位での適合と高い髓腔占拠率を得ることが必要とする報告もある³⁸⁾⁻⁴⁰⁾。ただし、髓腔占拠率を変えることは時に骨温存の面で不利になる可能性があり、十分な検討が必要であると考えられる。いずれにしても本実験の結果はストレートステムによるものであり、他の形状のステムでは違ったひずみの結果になることが予想される。

THA初回手術における骨温存と長期成績の安定を両立することが理想と考えられるが、これらの2点の制限を十分踏まえて、ステム形状の工夫を行うなど、さらなる研究が必要と考える。

結 論

ショートステムの有用性を評価、検討することを目的とし、セメントレスステムの長さを変化させることにより、大腿骨モデル骨に発生するひずみがどのように変化するかを検討するため、骨モデルを用いた力学試験およびFEM解析を行い、以下の結論を得た。

1. 力学試験の結果から、骨内のひずみはステムが短くなればなるほど生理的な状態に近くなっていたが、最近位部における内側圧縮ひずみはステムが短くなればなるほど大きくなっていった。

2. ステムの押し込み試験の結果から、ステムの骨内での変位はステムが短いほどシンキング量は減少したが、内反変位量は大きくなった。

3. FEM解析の結果から、ステム長が短くなると大腿骨内側のひずみが大きくなった。また、皮質骨の厚みを薄くした場合、ステム長にかかわらずひずみは大きくなり、その傾向は、ショートステムで顕著であった。

以上の結果から、ショートステムでは、内側近位部には、大きな力がかかることになるため、この部位での破綻が危惧されるが、同部での荷重ストレスに耐え得れば、骨温存、生理的荷重伝達という観点から理想的であると考えた。

皮質骨の薄い症例ではショートステムの使用は慎重であるべきであり、ステムは十分な骨皮質の厚みがある部位に接するまでの長さが必要であると考えた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、御指導と御校閲を賜りました恩師土屋弘行教授に深甚の謝意を捧げるとともに、研究の遂行にあたり、直接の御助言と多大なる御指導をいただきました富山県立中央病院整形外科中村琢哉整形外科部長および、金沢大学整形外科加畑多文准教授に深謝いたします。また、本研究の遂行に御協力をいただきました日本メディカルマテリアル株式会社前野純彦氏に感謝の意を表します。

なお、本論文の要旨は、第24回日本整形外科学会基礎学術集会(横浜, 2009)において発表した。

文 献

- 1) Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet* 1: 1129-1132, 1961
- 2) Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 72: 7-21, 1970
- 3) Charnley J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 95: 9-25, 1973
- 4) D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Geesink R. Hydroxiapatite femoral stems for total hip arthroplasty 10 to 13 year followup. *Clin Orthop Relat Res* 393: 101-111, 2001
- 5) Bobyn J, Engh C. Human histology of the bone-porous

metal implant interface. *Orthopedics* July: 1410-1412, 1984

6) Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HV, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Relat Res* 150: 263-270, 1980

7) Frayssinet P, Hardy D, Hanker JS, Giammara BL. Natural history of bone response to hydroxyapatite-coated hip prostheses implanted in humans. *Cell Mater* 5: 125-138, 1995

8) Schmaizried TP, Peters PC, Maurer BT, Bragdon CR, Harris WH. Long-duration metal-on-metal total hip arthroplasties with low wear of the articulating surfaces. *J Arthroplasty* 11: 322-331, 1996

9) D'Antonio JA, Manley MT, Capello WN. Five-year experience with Crossfire highly cross-linked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res* 441: 143-150, 2005

10) Jasty M, Goetz DD, Bragdon CR, Lee KR, Hanson AE, Elder JR, Harris WH. Wear of polyethylene acetabular components in total hip arthroplasty. An analysis of one hundred and twenty-eight components retrieved at autopsy or revision operations. *J Bone Joint Surg* 79: 349-358, 1997

11) Freeman MA, Bradley GW. ICLH surface replacement of the hip: An analysis of the first 10 years. *J Bone Joint Surg Br* 65: 405-411, 1983

12) Freeman MA. Some anatomical and mechanical considerations relevant to the surface replacement of the femoral head. *Clin Orthop Relat Res* 134: 19-24, 1978

13) Amstutz HC, Graff-Radford A, Gruen TA, Clarke IC. THARIES surface replacements: A review of the first 100 cases. *Clin Orthop Relat Res* 134: 87-101, 1978

14) Tooke SM, Amstutz HC, Delaunay C. Hemiresurfacing for femoral head osteonecrosis. *J Arthroplasty* 2: 125-133, 1987

15) Hungerford MW, Mont MA, Scott R. Surface replacement hemiarthroplasty for the treatment of osteonecrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg Am* 80: 1656-1664, 1998

16) McMinn D, Daniel J. History and modern concepts in surface replacement. *Proc Inst Mech Eng H* 220: 239-251, 2006

17) Morrey BF, Adams RA, Kessler M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br* 82: 952-958, 2000

18) Santori FS, Manili M, Fredella N, Ottieri MT, Santori N. Ultra-short stems with proximal load transfer: Clinical and radiographic results at five-year follow-up. *Hip Int* 16: 31-39, 2006

19) 菅田祐美, 松原正明, 佐藤良治, 平沢直之, 上杉幸二, 原勤. 近位大腿骨固定型 short stem による THA の短期成績. *日本人工股関節学会誌* 35: 167-168, 2005

20) 杜多昭彦, 池田登, 中村健治, 関寿大, 上尾豊二. CentPillar Grid Blast HA stem を使用したセメントレス THA の手術経験. *日本人工股関節学会誌* 36: 116-117, 2006

21) 杜多昭彦, 池田登, 中村健治, 増田陽平, 上尾豊二. CentPillar Grid Blast HA stem を使用したセメントレス THA の手術経験. *中部整災誌* 49: 255-256, 2006

22) 竹山明德, 内藤正俊, 秋吉祐一郎, 熊野貴史, 舌間寛士, 篠田毅, 木山貴彦, 前山彰, 寺谷威. 日本人の大腿骨形状に合わせて作られたステムによるセメントレス THA の短期成績.

Hip Joint 33: 249-251, 2007

23) 中田活也, 西川昌孝, 三山崇英, 山本浩司, 廣田茂明. 解剖学的形状を有する近位固定型ショートステムの安全性 - 日本人の大腿骨形態に基づいたステムにおける検討. 整形外科 59: 1525-1532, 2008

24) Goebel D, Schultz W. The Mayo cementless femoral component in active patients with osteoarthritis. Hip Int 19: 206-210, 2009

25) Gagala J, Mazurkiewicz T. Early experiences in the use of Mayo stem in hip arthroplasty. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 74: 152-156, 2009

26) Falez F, Casella F, Panegrossi G, Favetti F, Barresi C. Perspectives on metaphyseal conservative stems. J Orthop Traumatol 9: 49-54, 2008

27) Hage! A, Hein W, Wohlrab D. Experience with the Mayo conservative hip system. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 75: 288-292, 2008

28) Tadeusz N, Adam N, Lukasz N. Total hip replacement in young patients with use of MAYO prosthesis: Early result of treatment. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 72: 319-321, 2007

29) Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. Short-stemmed endoprotheses in total hip arthroplasty. Orthopade 36: 353-359, 2007

30) Roth A, Richartz G, Sander K, Sachse A, Fuhrmann R, Wagner A, Venbrocks RA. Periprosthetic bone loss after total hip endoprosthesis. Dependence on the type of prosthesis and preoperative bone configuration. Orthopade 34: 334-344, 2005

31) Gilbert RE, Salehi-Bird S, Gallacher PD, Shaylor P. The Mayo Conservative Hip: Experience from a district general hospital. Hip Int 19: 211-214, 2009

32) Fottner A, Schmid M, Birkenmaier C, Mazoochian F, Plitz W, Volkmar J. Biomechanical evaluation of two types of short-stemmed hip prostheses compared to the thrust plate prosthesis by three-dimensional measurement of micromotions. Clin Biomech (Bristol, Avon) 24: 429-434, 2009

33) Jakubowitz E, Seeger JB, Lee C, Heisel C, Kretzer JP, Thomsen MN. Do short-stemmed-prostheses induce periprosthetic fractures earlier than standard hip stems? A biomechanical ex-vivo study of two different stem designs. Arch Orthop Trauma Surg 129: 849-855, 2009

34) Hanssen A. Intraoperative fractures during primary total hip arthroplasty. Orthopedics 29: 785-786, 2006

35) Heijink A, Zobitz ME, Nuyts R, Morrey BF, An KN. Prosthesis design and stress profile after hip resurfacing: A finite element analysis. J Orthop Surg (Hong Kong) 16: 326-332, 2008

36) 加藤正名, 阿部博之, 坂真澄, 倉茂道夫, 伊藤耿一, 新藤裕英. 材料力学. (加藤正名編), 第1版, 1-38頁, 株式会社朝倉書店, 東京, 1988

37) van Rietbergen B, Huiskes R. Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: A study of stem length and proximal fixation. J Arthroplasty 16: 55-63, 2001

38) Walker PS, Culligan SG, Hua J, Muirhead-Allwood SK, Bentley G. The effect of a lateral flare feature on uncemented hip stem. Hip Int 9: 71-80, 1999

39) Leali A, Fetto J, Inslar H, Elfenbein D. The effect of a lateral flare feature on implant stability. Int Orthop 26: 166-169, 2002

40) Leali A, Fetto JF. Preservation of femoral bone mass after total hip replacements with a lateral flare stem. Int Orthop 28: 151-154, 2004

Evaluation of tensile strain distribution in loaded proximal femur in relation to lengths of cementless stems

Tomonari Ando, Department of Division of Cancer Medicine, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 Juzen Med. Soc., 119, 99 – 109 (2010)

Key words total hip arthroplasty, short stem, bone preservation, Finite Element Method, strain

Abstract

The short stem has an advantage in bone preservation in total hip arthroplasty. To evaluate the influence of the length of cementless stems on loaded proximal femur, the tensile strain was measured by the experimental strain analysis and the finite element method (FEM) analysis. Cementless stems in several lengths (130mm [standard length], 100mm, 70mm, 50mm, ABC Hip System [K-Max series], JMM, Osaka, Japan) were evaluated. The strain distribution was measured with three-element strain rosettes after implantation of the stem into the Sawbone Composite Femora #3306 (Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA, USA). FEM analysis of the stem in the same length was also conducted. The changes of strain distribution in relation to differences of setting angle of the stem in the femora and the thickness of the cortical bone were also evaluated by the FEM analysis. The tensile strain showed its peak in the lateral area 50-70mm from the bone cutting line regardless of the stem length, with anterior transition distally. In the experimental analysis, the strain was lower when the stem length was short, whereas the FEM analysis showed higher strain in the proximal area when the stem length was short. On the other hand, the strain was bigger with the decreased valgus angle and the increased flexion angle of the femur. The tensile strain was also higher when the cortical bone is thinner. It was found that the tensile strain is more susceptible to the fixation angle of the stem and the thickness of cortical bone than the stem length. Therefore it is important that the stem length stays within the range of the solid cortical bone to reduce the risk of femoral fracture.