人工股関節ステムの捻転を再現したシミュレーションと測定より得られた変位量に基づく回旋安定性

酒井 利奈^{1†}, 岩間 輝², 糸満 盛憲³, 馬 渕 清資¹
¹ 北里大学 医療衛生学部 医療工学科
² 北里大学大学院 医療系研究科
³ 北里大学 医学部 整形外科

要旨 セメントレス人工股関節の回旋安定性とステム形状の間には関連がある。特に回旋方向の荷重に対しては機械的な固定が施された股関節ステム形状が良好な初期固定を得ると推測する。本報告においては各種人工股関節ステムデザインにおける固定法と回旋安定性の関係について明らかにすることを目的とした。

特徴的な形状を有する四種類の人工股関節ステムを対象とし、捻転を再現したシミュレーションと測定を行い回旋変位量について求めた。シミュレーションのために四種類の人工股関節ステムの有限要素モデルを構築した。測定には実際に臨床で用いられている人工股関節ステムと人工骨を用いた。解析と測定における共通の条件は i) 18.9 Nm のねじりモーメントをステム近位端に後捻転方向に負荷, ii) 1800 N の荷重をステム近位端に負荷, iii) 大腿骨遠位端を拘束, とした。

シミュレーション解析結果として Intra-Medullary Cruciate ステムの骨に対する相対的な回旋変位量は 0.21 mm であった。PerFix SV ステムは大きく回旋し、変位量は 0.67 mm であることが明らかになった。VerSys ステム、Duetto SI ステムの回旋変位量はそれぞれ 0.10 mm, 0.03 mm と低値を示した。レーザー変位計を用いた測定によって得られた回旋方向の相対変位量はそれぞれ、Intra-Medullary Cruciate ステム 0.37 mm, VerSys ステム 0.25 mm, PerFix SV ステム 1.87 mm, Duetto SI ステム 0.17 mm であった。得られた変位量に基づき各種人工股関節ステムの回旋安定性について材料力学的観点から評価した。

二つのアプローチによる回旋変位量の値から判断して回旋安定性に優れているのは Intra-Medullary Cruciate ステム, VerSys ステム, Duetto SI ステムの三種類であることが示唆された。

キーワード: 人工股関節ステム, 初期固定, 有限要素法, 変位量, 回旋安定性

1. 緒言

力学的な初期固定と人工股関節ステム形状の間には関連がある^{1,2)}。セメントレス固定による人工関節置換術後の短期間は、骨組織の再生促進による生物学的固定が期待できないため力学的な初期固定が不可欠となる³⁾。特に回旋方向の荷重に対しては機械的な固定が施された股関節ステム形状が良好な初期固定を得ると推測する。良好な初期固定とは経時的に動かないこと、すなわち変位量が少ないことである。これまで我々は特徴的な形状を有する数機種の股関節ステムを対象に、垂直荷重における内外側方向の変位量について解析してきた^{4,5)}。本研究においては回旋負荷状態を再現し、捻転による変位量について測定と解析の二つのアプローチにより算出した。得られた値から各固定方法について材料力学的観点から考察した。

2. 対象および方法

2.1 有限要素モデルの構築

評価対象として、固定方法が特異的である四機種を選定し(a) 横止めピンにより近位に固定部位を設けた Intra-Medullary Cruciate ステム (Intra-Medullary Cruciate® Stem, Japan Medical Materials, Japan), (b) 近位の四箇所に鋭利なフィンを設置してある VerSys ステム (VerSys® Hip System, Zimmer, USA), (c) 沈み込みを防ぐためのフランジを有する PerFix ステム (PerFix SV®, Japan Medical Materials, Japan), (d) フラットな面が日本人の髄腔にフィットする Duetto ステム (Duetto SI stem®, Cgdb, Italy), を用いた (図 1)。解析で用いる大腿骨近位モデルの構築は CT データの成人女性の体重を基準に各種ステムサイズを 155 mm から 178 mm とし、既存の人工股関節ステムの外形データをもとに三次元有限要素モデルを 8 接点 6 面体アイソパラメトリック要素により作成した (図 1)。自動メッシュ生成を行った後に各種ステムの特徴的な形状を模擬するため個別の補正を加え、応力が集中すると予測される部分、変形が予測される部分について細かく再分割した。Intra-Medullary Cruciate ステムは要素数

2006 年 5 月 22 日受付 2006 年 10 月 26 日受理

† 〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1

北里大学 医療衛生学部 医療工学科

酒井 利奈

Tel/Fax:042-778-9647

E-mail:rinax@kitasato-u.ac.jp

3078, 節点数 4440, VerSys ステムは要素数 3108, 節点数 5033, PerFix ステムは要素数 2973, 節点数 4304, Duetto ステムは要素数 3183, 節点数 4304 となった。材料特性は質量密度, 弾性係数, ポアソン比の組み合わせで定義した。質量密度は実験計測により測定した値を代入し, チタン合金 4510

kg/m³, 皮質骨 2333 kg/m³ とした。ステムと骨モデルのそれぞれの弾性係数はチタン合金 111.0 GPa, 皮質骨 15.50 GPa, ポアソン比をそれぞれ 0.30, 0.29 と設定した⁶⁻⁸⁾。

2.2 解析

解析システムはハードウェアに Endeavor Pro-2000 (EPSON, Japan), ソフトウェアに LS-DYNA Ver.950 (Livermore Software Technology Corporation, USA) を用いた。荷重条件として, ステム近位内側に 18.9 Nm のモーメントを後捻転方向に加え⁹⁾, ステムのヘッドに軸方向に対し 60 度の角度で 1800 N 負荷し, 外転筋力として大転子に軸方向に対し 45 度の角度で 1440 N の荷重を牽引した (図 2a)。接触条件は摩擦係数 0.1 と仮定し, すべりを考慮したオートマチックコンタクトとした。拘束条件は大腿骨遠位端を全方向拘束と設定した。三次元有限要素解析を行い, 近位内側における骨組織の空間的変位量とステムの空間的変位量を回旋方向について求めた。近位内側における骨組織の空間的変位量とステムの空間的変位量を x 軸方向, y 軸方向, 回旋方向 (ステム外側の長軸を中心とした円周: 図 2b,c) において求めた。空間的変位量とは解析により得られた生の値のことである。骨組織の空間的変位量とステムの空間的変位量の差を相対的変位量 (界面におけるずれ) とした。 x 軸方向変位量と y 軸方向変位量の二乗平均を回旋変位量 $D_{rotation}$ と定義した。

$$D_{rotation} = \sqrt{(D_x^2 + D_y^2)}$$

ここで D_x は x 軸方向変位量すなわち Medial-Lateral 方向の変位量, D_y は y 軸方向変位量すなわち Anterior-Posterior 方向の変位量である。四機種のステムの回旋方向の相対変位量について比較を行い各機種の特徴的な形状が回旋安定性に機能しているか検討した。

2.3 測定

測定対象として解析同様, (a) Intra-Medullary Cruciate ステム (Intra-Medullary Cruciate[®] Stem, Japan Medical Materials, Japan), (b) VerSys ステム (VerSys[®] Hip System, Zimmer, USA), (c) PerFix ステム (PerFix SV[®], Japan Medical Materials, Japan), (d) Duetto ステム (Duetto SI stem[®], Cgdb, Italy), を用いた。各種人工股関節を模擬大腿骨 (SAWBONES, USA) に埋入するため, それぞれの人工股関節ステム形状にあわせ模擬大腿骨をグラインダーで掘削した。模擬大腿骨はサイズ, 形状, 物性値, が生体の大腿骨と同等の値を有する。人体内の荷重条件を再現する目的で作成した図 3 に示す人工股関節荷重試験器 (東洋産機 (株), 注文製作, Japan) を用い, 骨頭に 1800 N の荷重を加え, 18.9 Nm のねじりモーメントを加えた。当研究室設計の人工股関節荷重試験器は屈曲角度を自在に変化させられる性能を有し, 最大 3000 N までの荷重負荷を可能とした。構成システムは荷重を大腿骨頭に伝えるシリンダー, 圧力を測定する圧力ゲージ, 模擬大腿骨を固定する支持部, 荷重値を自由に設定可能と

Fig.1 Specimens (left). Constructed three dimensional finite element model (right). (a) Intra-Medullary Cruciate stem[®] (JMM, Japan). (b) VerSys stem[®] (Zimmer, USA). (c) PerFix SV stem[®] (JMM, Japan). (d) Duetto SI stem[®] (Cgdb, Italy).

図 1 対象(左). 構築した三次元有限要素モデル(右). (a) Intra-Medullary Cruciate stem[®] (JMM, Japan). (b) VerSys stem[®] (Zimmer, USA). (c) PerFix SV stem[®] (JMM, Japan). (d) Duetto SI stem[®] (Cgdb, Italy).

Fig.2 (a) Femur with a stem. Some arrows indicate the directions and the points of loading. (b) The rotation-axis is a central axis in circumference of the rotation. The central axis was regarded as the major axis of the stem at lateral side. Arrows indicate the directions and points of torsion. (c) The conception diagram which watched a stem and femur from the top. In circumference on a major axis of a stem, θ indicates the central angle. A dotted line shows the circumference. "l" indicates the length of an arc of the circumference. "r" indicates the radius of the circumference. Arrows indicate the directions and points of torsion.

図 2 (a) 人工股関節ステムと大腿骨。矢印は荷重方向を示す。(b) 回旋軸は回旋する円周における中心軸である。中心軸はステム外側の長軸とした。矢印はねじりモーメントを加えた位置と方向を示す。(c) ステムと骨を上から見た概念図。ステム長軸を中心とする円周において θ は中心角を示す。点線は円周を示し「l」は弧の長さを示し「r」は、円周の半径を示す。矢印はねじりモーメントを加えた位置と方向を示す。

Fig.3 Overview of measurement system.
図3 測定システム外観.

Fig.4 Spatial displacement along x-direction or y-direction. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

図4 x軸方向, y軸方向の空間的変位量. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

Table 1 Spatial displacement of the stem and femur along rotator direction obtained by the FEM. Relative displacement shows displacement between the stem and femur along rotator direction. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

表1 有限要素法によって得られた各種ステムと大腿骨の回旋方向における空間的変位量と相対的変位量. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

Displacement along rotator direction (mm)	Intra-Medullary Cruciate	VerSys	PerFix	Duetto
Spatial displacement Stem	0.22	0.12	0.72	0.04
Femur	0.01	0.02	0.05	0.01
Relative displacement	0.21	0.10	0.67	0.03

する空気圧式コンプレッサーから成る。変位量測定システムとしてレーザー変位計 LK-080 (KEYENCE, Japan) を用い、ハードウェアに M770 (SOTEC, Japan), ソフトウェアに AD 波形入力プログラム (インターフェイス, Japan), A/D 変換ボードに PCI-3180 (インターフェイス, Japan) を用いた。人工股関節ステムと模擬大腿骨を人工股関節荷重試験器の支持部に固定した後、近位内側における骨組織の空間的変位量とステムの空間的変位量を回旋方向について測定した。骨組織とステムの空間的変位量の差をとり相対変位量を算出した。四機種のステムの回旋方向の相対変位量を求め解析結果との比較を行った。

3. 結果

三次元有限要素解析によって得られた、ステムの空間的変位量を図 4 に示した。1.0 s 間の動的な解析のうち空間的変位量が最大を示した瞬間について提示した。すべてのステムが近位外側部において大きく変位した。PerFix ステムは他のステムに比べて内側外側ともに変位量が多いことが明らかになった。

有限要素法解析によって得られた回旋方向のステムの空間的変位量、骨の空間的変位量、骨とステム間の相対変位量を表 1 に示した。界面における最も大きなずれを把握するため表 1 の値は 1.0 s 間の動的な解析のうち最大値を提示した。各種ステムの近位部における回旋方向の相対的変位量はそれぞれ、Intra-Medullary Cruciate ステム 0.21 mm, VerSys ステム 0.10 mm, PerFix ステム 0.67 mm, Duetto ステム 0.03 mm を得た。

レーザー変位計を用いた測定によって得られた回旋方向の、ステムの空間的変位量、骨の空間的変位量、骨とステム間の相対変位量を表 2 に示した。値は 10 s 間の動的な解析のうち最大値を提示した。各種ステムの近位部における回旋方向の相対的変位量はそれぞれ、Intra-Medullary Cruciate ステム 0.37 mm, VerSys ステム 0.25 mm, PerFix ステム 1.87 mm, Duetto ステム 0.17 mm を得た。

4. 考察

本報告では骨組織に対するステムの変位量を求めるため骨

Table 2 Spatial displacement of the stem and femur along rotator direction obtained by the experiment. Relative displacement shows displacement between the stem and femur along rotator direction. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

表2 レーザーを用いた実験により得られた各種ステムと大腿骨の回旋方向における空間的変位量と相対的変位量. (a) Intra-Medullary Cruciate stem. (b) VerSys stem. (c) PerFix stem. (d) Duetto stem.

Displacement along rotator direction (mm)	Intra-Medullary Cruciate	VerSys	PerFix	Duetto
Spatial displacement Stem	0.42	0.29	1.90	0.19
Femur	0.05	0.04	0.03	0.02
Relative displacement	0.37	0.25	1.87	0.17

の空間的変位量とステムの空間的変位量の差をとり相対変位量として界面のずれを算出した。相対変位量は骨の弾性による変位を含まないという点において生体内における変位に限りなく近い値として考えることができる。他の報告¹⁰⁻¹²⁾では空間的変位量を変位量として提示しているが生体内において問題となるのは骨に対するステムの変位量すなわち相対変位量である。したがって人工股関節ステムの初期固定性、安定性について議論する場合は相対変位量を指標とすべきである。

図4においてステムの空間的変位量がすべて近位部で高値を示した理由は、ステム近位端に体重の3～4倍の荷重とねじりモーメント18.9 Nmを与えたことが原因である。Davy et al. (1988)やBaleani et al. (1999)により近位端に1800 Nの荷重と18.9 Nmのねじりモーメントを負荷することは標準的な条件であることが報告されており^{9, 13)}、他の報告においても同程度の荷重値を用いた解析が数多く行われている¹⁴⁻¹⁷⁾。このことより本条件設定は妥当と判断した。

表1の解析結果において、回旋方向の相対変位量が最も大きい値を示したのはPerFixステムであった。一方、回旋方向の

相対変位量が最も小さい値を示したのはDuettoステムであった。表2の測定結果においても同様、回旋方向の相対変位量が最も大きい値を示したのはPerFixステムであった。PerFixステムの特徴的な固定部位であるフランジは沈み込みを防ぐ目的で施されている。この固定部位は回旋を防止する機能としては作用していないことが明らかになった。測定による回旋方向の相対変位量が最も小さい値を示したDuettoステムは、近位外側の突出が日本人の髓腔に一致するという設計上の指針を有する。一般的な円筒ではないフラットな形状が髓腔にはまり込み回旋方向への変位量を軽減させたと推察した。解析、測定ともにDuettoステムの次に回旋方向の相対変位量が小さい値を示したVerSysステムは、設計・製作上の固定方針としてフィンが骨に噛みこみ回旋安定性を増す目的で施されている。この特徴的な部位が回旋方向の変位を抑制することが明らかになった。続いて解析、測定ともに回旋方向の相対変位量が小さい値を示したのはIntra-Medullary Cruciateステムであった。Intra-Medullary CruciateステムはAnterior-Posterior方向に貫通するピンのロッキング機構により骨とステムの機械的な固定が得られ、変位を防いだと判断した。

三次元有限要素解析結果とレーザー変位計を用いた測定結果について比較を行うため、各種ステムの回旋方向における骨とステム間の相対変位量を図5に示した。解析と測定の結果に生じた値の差は拘束条件と測定時間の相違によるものと考えた。解析においては1440Nの外転筋力の荷重を牽引したが、測定においては荷重試験機の構造上、外転筋力を模擬することが不可能であったことから今後同条件において比較を行うべきである。有限要素において外転筋力を削除することは容易であるが、より生体に近いモデルを構築し解析すべきであるため外転筋力を付与した解析を行った。測定の値がすべてのステムにおいて大きい理由はコンプレッサーの振動等、変位量以外の外乱の影響を含んだと推察した。解析と測定、2つのアプローチから得られた変位量の傾向がIntra-Medullary Cruciateステム、VerSysステム、Duettoステムは低値を示し、PerFixステムが高値を示した点において同等であったことより結果の妥当性が示された。PerFixステムのみが高値と判断した理由は他の報告において数100μオーダーの変位量は許容されているが1 mmを超える変位量は臨床上問題があると判断されているためである^{10-12, 15)}。本解析結果のみから固定性の良し悪しを判断することは危険であることから各種ステムの臨床成績と比較する必要がある。

5. 結語

回旋負荷状態を再現した有限要素解析と測定を行い各種セメントレスステムの捻転方向の相対変位量を求めた。変位量の大きさから判断して、本研究で対象としたステムの中で回旋安定性が得られているのはIntra-Medullary Cruciateステム、VerSysステム、Duettoステムであった。人工股関節ステムの初期固定性、安定性について議論する場合は相対変位量を指標とすべきである。

Fig.5 (a) Relative displacement of the stem and femur along rotator direction obtained by the FEM. (b) Relative displacement of the stem and femur along rotator direction obtained by the experiment.

図5 (a) 有限要素法によって得られた回旋方向のステムと大腿骨の相対的変位量。(b) レーザーを用いた実験により得られた回旋方向のステムと大腿骨の相対的変位量。

参考文献

- 1) Götze, C., Steen, W., Vieth, V., Poremba, C., Claes, L. and Steinbeck, J.: Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis, *Clin. Biomech.*, 17, 267-273, (2002).
- 2) Sakai, R., Kanai, N., Itoman, M. and Mabuchi, K.: Assessment of the fixation stiffness of some femoral stems of different designs, *Clin. Biomech.*, 21(4), 370-378, (2006).
- 3) 酒井利奈, 糸満盛憲, 馬淵清資: 人工股関節ステムの最適応力分布—各種ステムにおける応力分布測定と有限要素法解析—, *バイオメカニズム学会誌*, 29(4), 210-218, (2005).
- 4) 酒井利奈, 金井伸枝, 糸満盛憲, 馬淵清資: 特徴的な形状を有する人工股関節各種ステムにおける制動能の比較, *バイオメカニズム学会誌*, 29(4), 219-226, (2005).
- 5) Sakai, R., Itoman, M. and Mabuchi, K.: Assessments of different kinds of stems by experiments and FEM analysis: Appropriate stress distribution on a hip prosthesis, *Clin. Biomech.*, (in press).
- 6) Cattaneo, P.M., Dalstra, M. and Frich, L.H.: A three-dimensional finite element model from computed tomography data: a semi-automated method, *Proc. Instn. Mech. Engrs.*, 245, 203-245, (2001).
- 7) Keyak, J.K., Lee, I.Y. and Skinner, H.B.: Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures, *J. Biomed. Mat. Res.*, 28, 1329-1336, (1994).
- 8) Sakai, R., Amao, K. and Mabuchi, K.: Digital simulation imaging the stress distribution in joint prostheses for the assessment of fixation methods, *The Journal of the Institute of Image Electronics Engineers of Japan*, 32 (5), 709-716, (2003).
- 9) Davy, D.T., Kotzer, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., Heiple, K.G. JR., Berilla, J. and Burstein, A.H.: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty, *J. Bone Joint Surg.*, 70A, 45-50, (1988).
- 10) Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M. and Cristofolini L.: Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration, *J. Biomech.*, 33, 1611-1618, (2000).
- 11) Pancanti, A., Bernakiewicz, M. and Viceconti, M.: The primary stability of a cementless stem varies between subjects as much as between activities, *J. Biomech.*, 36, 777-785, (2003).
- 12) Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M. and Cristofolini, L.: Pre-clinical validation of a new partially cemented femoral prosthesis by synergetic use of numerical and experimental methods, *J. Biomech.*, 34, 723-731, (2001).
- 13) Baleani M., Cristofolini, L. and Viceconti, M.: Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in ISO 7206 standard and the physiological loads, *Clin. Biomech.*, 14, 339-345, (1999).
- 14) Cristofolini, L., Teutonico, A.S., Monti, L., Cappello, A. and Toni, A.: Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between "good" and "bad" designs, *J. Biomech.*, 36, 1603-1615, (2003).
- 15) Maher, S.A., Prendergast, P.J. and Lyons, C.G.: Measurement of the migration of a cemented hip prosthesis in an in vitro test, *Clin. Biomech.*, 16, 307-314, (2001).
- 16) Bühler, D.W., Berlemann, U., Lippuner, K., Jaeger, P. and Nolte, L.P.: Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems, *Clin. Biomech.*, 12(2), 78-86, (1997).
- 17) Taylor, W.R., Roland, E., Ploeg, P., Hertig, D., Klabunde, R., Warner, M.D., Hobatho, M.C., Rakotomanana, L. and Clift, S.E.: Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis, *J. Biomech.*, 35, 767-773, (2002).

酒井 利奈 (さかい りな)

平成 10 年北里大学理学部物理学科卒業。
平成 12 年北里大学大学院基礎生命科学
研究科博士前期課程修了。修士 (理学)
取得。平成 16 年同大学大学院医療系研
究科博士課程修了。博士 (医学) 取得。
現在, 同大学医療衛生学部医療工学科
助手。人工関節に関する研究に従事。物理学的手法を基礎医
学分野に導入するという方法論に特徴がある。バイオメカニ
ズム学会, 日本臨床バイオメカニクス学会, 日本人工関節学会,
日本機械学会, 画像電子学会, 映像情報メディア学会の各会員。

岩間 輝 (いわま あきら)

平成 17 年北里大学医療衛生学部医療工学科卒業。同年 3 月
臨床工学技士国家資格取得。同年四月北里大学大学院医療
系研究科に入学, 現在に至る。日本臨床バイオメカニクス学会,
日本人工関節学会の各会員。

糸満 盛憲 (いとまん もりとし)

昭和 45 年九州大学医学部卒業。股関節外科と外傷外科を
主に診療。現在, 整形外科・主任教授, 整形外科・科長,
総合リハビリテーション部部長 (兼任)。日本人の体型に合わ
せた人工関節を開発。骨折治療用のインプラント, 手術機械,
新しい治療法も多数開発。

馬淵 清資 (まぶち きよし)

東京工業大学大学院理工学研究科博士課程修了。工学博士。
北里大学医学部助教授を経て, 現在, 北里大学医療衛生学
部および同大学大学院医療系研究科教授。専門分野は筋骨
格系バイオメカニクス, バイオトライボロジー。

Rotational stability based on displacements obtained by simulation and measurement when torsion loading is applied to hip stems

Rina SAKAI¹, Akira IWAMA², Moritoshi ITOMAN³, Kiyoshi MABUCHI¹

¹Department of Biomedical Engineering, School of Allied Health Science, Kitasato University

²Graduate School of Medical Sciences, Kitasato University

³Department of Orthopedic Surgery, School of Medicine, Kitasato University

Abstract The rotational stability of cementless hip prostheses corresponds to their appropriate contour design. The appropriate contour design of a femoral stem is important for secure primary fixation. This paper addresses the issue of the fixation method of hip stems and their rotational stability.

Specimens were four kinds of hip prostheses. The rotational displacement was measured and analyzed by applying a reproduced torsion moment. Different kinds of finite element models of four femoral stems were constructed for computer simulation. The measurements were accomplished by real stems used in clinical scene. Common conditions of analyses and measurements were: (i) a torsion load of 18.9 Nm was applied to the proximal femur as the intra-rotation; (ii) a stepping load of 1800 N was applied to the proximal tip of the stem; and (iii) rigid contact of the distal end of the model femur with the rigid base.

As a result, it was found that the relative rotational displacement obtained by FEM was 0.21 mm in the Intra-Medullary Cruciate stem. For the VerSys stem, the relative rotational displacement was 0.10 mm. The relative rotational displacement of the PerFix SV stem was 0.67 mm. The relative rotational displacement of the Duetto SI stem was 0.03 mm. The relative rotational displacement obtained by laser displacement sensor was 0.37 mm in the Intra-Medullary Cruciate stem, 0.25 mm in the VerSys stem, 1.87 mm in the PerFix SV stem, and 0.17 mm in the Duetto SI stem.

Judging from rotational displacement obtained by two approaches, three types of stem (Intra-Medullary Cruciate stem, VerSys stem, Duetto SI stem) provided rotational stability.

Key Words: Hip stem, Initial fixation, Finite element method, Displacement, Rotational stability

Received May 22, 2006 Accepted Oct 26, 2006

[†] Rina Sakai

Department of Biomedical Engineering,
School of Allied Health Science, Kitasato University
1-15-1 Kitasato, Sagami-hara City, Kanagawa 228-8555, Japan
Tel/Fax: 042-778-9647
E-mail: rinax@kitasato-u.ac.jp