in vitro テストに基づく人工股関節ステム転子間プレートの影響評価

酒 井 利 奈^{1†}, 尾 畑 幸 代², 吉 岡 亮¹,
糸 満 盛 憲³, 前 澤 伯 彦⁴, 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 独立行政法人 労働者健康福祉機構 九州労災病院

⁴ 前澤整形外科

要旨 本研究では、転子間プレートの圧力に対する影響を評価するために、プレートを付与した場合と取り外した場合のステムで圧力測定を行い、ステム上の圧力分布を指標とした比較を行った。

生体骨組織と類似している模擬大腿骨 10 本を使用し、掘削することでステムの外形状と髓腔内形状を一致させた。測定システムは、計測制御用コンピュータ、I-SCAN、PCI インターフェイスボード、タクトイルセンサシート、センサコネクタにより構築した。タクトイルセンサシートを模擬大腿骨とステム間に装着し、人工股関節安定性試験器に設置し、骨頭部に荷重 650 N を 30 秒間負荷した。内外側と前後方向について荷重負荷後の圧力分布を定量的に求め、最大値を結果として提示した。

プレートを有するステムがプレートを取り外したステムに比較して圧力が低値を示した。

プレートが荷重を分散させたことにより、骨と人工股関節ステム界面における圧力を低減させたと推察した。

キーワード：人工股関節ステム、初期固定、転子間プレート、in vitro、圧力

1. はじめに

人工股関節は工学的な性能が長期臨床成績を左右する^{1,2)}。特にセメントレス人工股関節の初期固定は力学的な固定であり、力学的な初期固定が得られなければ術後の骨組織の再生促進は期待できず、長期固定もありえない^{3,4)}。人工股関節を長期間使用するとルースニング、オステオライシス、サイペインなどいくつかのトラブルを生じる場合がある^{5,6)}。その原因は複雑で、様々な要因が重なっていると推察する。ルースニングについて考えられる要因だけでも、骨頭で生じた摩耗粉の影響、ステム形状と材質、手術手技、細菌感染などの生体反応、生体力学的要因などが挙げられる。これらの問題は個別に切り出し解決していく必要がある。そこで我々はステム形状による初期固定性のみに論点を絞って生体力学的観点から言及した。

人工股関節ステムを長期使用した時に生じる緩みの問題を解決するために、プレート、カラーなどを用いた機械的な固定法を有するステムが開発されている⁷⁻⁹⁾。カラーを有する人工股関節ステムは、近位における力の伝達という利点があるが、カラー直下の骨に、適切な接触状態を実現することが難しいという問題がある。この問題は、1968 年に前澤伯彦によって考案された転子間プレートをを用いることで、解

消できる可能性がある。前澤式人工股関節は術中に転子間プレート部分のみを設置する手順を踏むため、ステムの挿入が容易であり、骨組織と金属の間が低圧になるという利点がある。そこで本研究では、転子間プレートによる大腿骨髓腔内の圧力についての影響を評価するために、転子間プレートがある場合とない場合のステムで in vitro において圧力測定を行い、ステム上の圧力分布を指標とした比較を行った。今後のステム開発の発展に寄与するべく、臨床応用の頻度が少なくなったプレートの効果について改めて評価した。

2. 方法

2.1 対象

対象として、方形断面のステムに近位内側に張り出したカラーと、内外側と前後方向に張り出したプレートを付与した構造から成り立つ第一世代の前澤式人工股関節 (Japan Orthopaedic Instruments, Inc., Japan) を選定した (図 1a, b)。前澤式人工股関節の特徴的な固定部位であるプレートは、カラーの周囲がステム本体から分離した構造であり、骨頭に加わる荷重がステムとプレート間の微可動で吸収される構造を有する。前澤式人工股関節の術式はステム中枢開窓部に移植骨を充填し、ステムをプレート中央の長方形の孔に通した後、大腿骨切除端より骨髄腔に設置するという方法を用いる。その際ステムと骨組織間にはプレートの効果により弛緩沈下の原因となる剪断力が生じないという設計上の指針がある。我々は、機械工学的観点からこのプレートがステムの固定の際に発生する不静定現象を回避するの

2010 年 3 月 15 日受付 2010 年 5 月 13 日受理

[†]〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1

酒井 利奈

Tel: 042-778-9636 Fax: 042-778-9636

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

に適していると推察し, 本研究対象として選定した. 比較対照として, プレートをはずしカラータイプとみなした外形が同等のステムを用いた (図 1c).

2.2 実験

測定システムは, 計測制御用コンピュータ, I-SCAN, PCI インターフェイスボード, タクタイルセンサシート, センサコネクタ (NITTA co., Japan) により構築した (図 2a). タクタイルセンサシートは厚さ 0.1 mm のシートに 144 個のセンサが配置されている (図 2b). このセンサは両面から加えら

れる力により, 感圧導電性インクが押し付けられ電気抵抗が変化することにより点荷重分布を表示することを可能とする. それをソフトウェア (I-SCAN, NITTA co., Japan) で補間することにより, 圧力分布がリアルタイムにモニタでき, 動画ファイルとして保存ができる. 1 回の測定で得た動画ファイルは 30 秒間, サンプリング周波数は最大 100 Hz, 分解能は 1.27 mm, 測定範囲は 0 MPa から 1 MPa であった. システム上の位置とセンサの位置の対応関係を把握するため, モニタ上で確認する必要があった. そのための工夫として 2 次元表示から 3 次元表示に切り替えることで, 高圧のセンサ表示部 (センサ部分が折り返されるため高圧となる) がステムの角であるという対応関係を得た. 人工股関節用荷重試験器は, 空気圧式コンプレッサー, 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により構成した (図 2c). 空気圧式コンプレッサーにより大腿骨頭にかかるステップ状荷重を加えることを可能とした. 生体骨の代わりに生体骨組織と力学的性質の類似している模擬大腿骨を 10 本使用した (図 3a). 模擬大腿骨 (SAWBONES, Pacific Research Laboratories, Inc., WA, USA) を

図 1 前澤式人工股関節ステム. (a) 転子間プレートが付与された前澤式人工股関節ステム. (b) 前澤式人工股関節ステム近位部拡大像. (c) 転子間プレートを取り外した前澤式人工股関節ステム.

図 2 測定システム. (a) システム概観. (b) タクタイルセンサシートとセンサ部. (c) 人工股関節ステム用荷重試験機.

図 3 測定試料と条件. (a) 模擬大腿骨. (b) 模擬大腿骨の掘削とセンサの添付. (c) 外転筋力の付与. (d) 荷重曲線.

掘削し、ステムの外形状と髓腔内形状を一致させ、タクタイ
ルセンサシートを模擬大腿骨とステム間に装着し、人工股関
節用荷重試験器に設置した(図3b)。外転筋力を模擬するた
め、アクリル製の樹脂を使用し、大転子から牽引されるよう
な方法で付与した(図3c)。人工股関節用荷重試験器の固定
部に模擬大腿骨を挿入し、円周方向から放射状に4箇所、高
さ方向に3箇所、計12箇所のネジによりスクリュー固定し
た。荷重負荷の数秒前から圧力分布測定を開始し、骨頭部に
1BW(650 N)を30秒間負荷した(図3d)¹⁰⁻¹²⁾。内側・外
側・前方・後方にタクタイルセンサをプレート直下から20
mmごとに模擬大腿骨とステム間に設置し測定を行った。荷
重負荷後の圧力分布を定量的に求め、最大値と平均値を結果
として提示した。プレートの有無による各部位の平均圧力の
差について、t検定を行った。

3. 結果

内側における模擬大腿骨10本の各転子間プレート直下か
らの距離における圧力の平均値と標準偏差を表1に示した。
プレートを付与したステムは、プレートを取り外したステム
よりプレート直下からの距離全てにおいて圧力の平均値が低
い値を呈した。前方における模擬大腿骨のプレート直下から
の距離における圧力の平均値と標準偏差を表2に示した。プ
レートを付与したステム、取り外したステムいずれも近位に
おいて高い圧力が認められた。外側における模擬大腿骨のプ
レート直下からの距離における圧力の平均値と標準偏差を表
3に示した。外側においても内側同様、プレートを付与した
ステムは、プレートを取り外したステムより転子間プレート
直下からの距離全てにおいて圧力の平均値が低い値を呈した。
表4に後方における模擬大腿骨の各転子間プレート直下から

表1 内側における模擬大腿骨10本の各転子間プレート直下からの距離における圧力の平均値と標準偏差。

試料		0~20mm		20~40mm		40~60mm		60~80mm		80~100mm	
		プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし
圧力の 平均値 (MPa)	1本目	0.017	0.195	0.110	0.080	0.117	0.019	0.059	0.040	0.045	0.025
	2本目	0.049	0.209	0.066	0.199	0.044	0.202	0.054	0.163	0.052	0.029
	3本目	0.150	0.192	0.118	0.196	0.131	0.219	0.112	0.166	0.064	0.086
	4本目	0.109	0.192	0.126	0.185	0.098	0.196	0.074	0.186	0.069	0.185
	5本目	0.150	0.229	0.087	0.166	0.093	0.120	0.092	0.103	0.054	0.119
	6本目	0.069	0.228	0.076	0.234	0.093	0.132	0.118	0.168	0.062	0.071
	7本目	0.190	0.205	0.202	0.227	0.144	0.210	0.155	0.210	0.124	0.146
	8本目	0.147	0.238	0.141	0.207	0.111	0.137	0.073	0.174	0.101	0.104
	9本目	0.141	0.200	0.107	0.179	0.101	0.160	0.101	0.160	0.075	0.150
	10本目	0.145	0.209	0.130	0.232	0.105	0.166	0.098	0.149	0.056	0.154
平均値±SD		0.117±0.055	0.210±0.017	0.116±0.039	0.190±0.045	0.104±0.027	0.156±0.059	0.094±0.031	0.152±0.048	0.070±0.024	0.107±0.054

表2 前方における模擬大腿骨10本の各転子間プレート直下からの距離における圧力の平均値と標準偏差。

試料		0~20mm		20~40mm		40~60mm		60~80mm		80~100mm	
		プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし
圧力の 平均値 (MPa)	1本目	0.055	0.083	0.075	0.027	0.012	0.009	0.014	0.031	0.043	0.00225
	2本目	0.168	0.134	0.172	0.049	0.201	0.040	0.108	0.041	0.017	0.0125
	3本目	0.118	0.047	0.173	0.109	0.150	0.064	0.165	0.038	0.030	0.0535
	4本目	0.096	0.125	0.115	0.114	0.066	0.136	0.118	0.132	0.111	0.068
	5本目	0.069	0.137	0.113	0.143	0.128	0.130	0.091	0.092	0.062	0.12975
	6本目	0.063	0.059	0.055	0.099	0.046	0.136	0.067	0.037	0.084	0.057
	7本目	0.161	0.158	0.169	0.156	0.174	0.139	0.130	0.113	0.114	0.1165
	8本目	0.144	0.109	0.128	0.110	0.094	0.140	0.109	0.1001	0.126	0.09225
	9本目	0.103	0.148	0.120	0.205	0.092	0.130	0.109	0.109	0.128	0.1345
	10本目	0.105	0.168	0.165	0.160	0.138	0.113	0.134	0.125	0.071	0.07425
平均値±SD		0.108±0.040	0.117±0.041	0.129±0.042	0.117±0.052	0.110±0.059	0.104±0.048	0.105±0.041	0.082±0.040	0.078±0.040	0.074±0.045

表3 外側における模擬大腿骨10本の各転子間プレート直下からの距離における圧力の平均値と標準偏差。

試料		0~20mm		20~40mm		40~60mm		60~80mm		80~100mm	
		プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし
圧力の 平均値 (MPa)	1本目	0.049	0.045	0.028	0.037	0.017	0.021	0.050	0.043	0.012	0.006
	2本目	0.117	0.113	0.102	0.110	0.075	0.019	0.081	0.036	0.026	0.021
	3本目	0.068	0.092	0.173	0.105	0.141	0.046	0.115	0.039	0.064	0.053
	4本目	0.046	0.110	0.068	0.091	0.069	0.100	0.077	0.061	0.070	0.067
	5本目	0.123	0.152	0.113	0.170	0.073	0.139	0.141	0.193	0.090	0.198
	6本目	0.098	0.107	0.116	0.086	0.081	0.073	0.056	0.079	0.043	0.072
	7本目	0.132	0.169	0.123	0.154	0.137	0.169	0.110	0.186	0.140	0.168
	8本目	0.114	0.241	0.125	0.203	0.107	0.111	0.109	0.131	0.069	0.103
	9本目	0.090	0.152	0.077	0.115	0.121	0.154	0.084	0.162	0.078	0.134
	10本目	0.097	0.149	0.125	0.166	0.110	0.140	0.079	0.124	0.108	0.077
平均値±SD		0.093±0.030	0.133±0.053	0.105±0.040	0.123±0.049	0.093±0.037	0.097±0.055	0.090±0.028	0.105±0.061	0.070±0.038	0.090±0.062

表4 後方における模擬大腿骨10本の各転子間プレート直下からの距離における圧力の平均値と標準偏差。

試料		0~20mm		20~40mm		40~60mm		60~80mm		80~100mm	
		プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし	プレートあり	プレートなし
圧力の 平均値 (MPa)	1本目	0.034	0.039	0.040	0.139	0.007	0.014	0.027	0.025	0.025	0.001
	2本目	0.039	0.043	0.011	0.026	0.008	0.018	0.038	0.036	0.030	0.139
	3本目	0.033	0.036	0.051	0.064	0.071	0.138	0.055	0.115	0.057	0.089
	4本目	0.057	0.071	0.037	0.078	0.028	0.049	0.044	0.034	0.031	0.040
	5本目	0.130	0.159	0.032	0.104	0.067	0.087	0.037	0.095	0.044	0.143
	6本目	0.063	0.072	0.085	0.105	0.092	0.063	0.073	0.051	0.060	0.070
	7本目	0.139	0.131	0.156	0.106	0.116	0.079	0.073	0.105	0.081	0.125
	8本目	0.139	0.144	0.140	0.149	0.093	0.113	0.075	0.108	0.104	0.099
	9本目	0.163	0.163	0.145	0.156	0.120	0.111	0.105	0.073	0.100	0.110
	10本目	0.116	0.133	0.111	0.150	0.120	0.163	0.094	0.168	0.093	0.114
平均値±SD		0.091±0.051	0.099±0.052	0.081±0.054	0.108±0.042	0.072±0.044	0.084±0.049	0.062±0.026	0.081±0.046	0.062±0.030	0.093±0.045

の距離における圧力の平均値と標準偏差を示した。内外側同様、後方においてもプレートが付与したステムは、プレートを取り外したステムより転子間プレート直下からの距離全てにおいて圧力の平均値が低い値を呈した。プレートを取り外したステムのみ遠位で高い圧力値を認めた。

測定を行った模擬大腿骨 10 本のうち、1 本の圧力分布を外側と後方について図 4a, b に示した。それぞれの圧力は 10 s 間の動的な解析のうち圧力値が最大を示した瞬間について

図 4 タンタルセンサによる圧力分布測定結果。(a) プレートを付与した場合の外側後方における圧力分布。(b) プレートを取り外した場合の外側後方における圧力分布。

図 5 内側における圧力値。(a) 各転子間プレート直下からの距離における圧力。(b) プレートを付与した場合と取り外した場合における圧力値の比較。

提示した。プレートを付与したステムは、プレートを取り外したステムより圧力が低い値を呈した。

プレートを付与したステムとプレートを取り外したステムの圧力で有意差が認められた内側について図 5 で圧力値を提示した。図 5a に示す各転子間プレート直下からの距離における圧力は模擬大腿骨 10 本の圧力値を平均したものである。プレート直下 0 ~ 20 mm において高値を示すことが明らかになった。プレートを付与したステムとプレートを取り外したステムを比較して、プレートを取り外したステムはすべての領域において有意に高値を示した (図 5b)。

4. 考察

人工股関節ステムの固定法の問題は、人工材料と骨組織の接触の問題であるため、工学分野と医学分野の両方にまたがった複雑な様相を呈する。骨と人工関節の接触問題は、一般的な接触理論が適用できないためその解釈は難しい。ステムを骨に固定する際、圧力が均一であることが重要な要素であると言われている。しかしステム形状が異なれば圧力分布は異なる。また均一な圧力分布は、平面と平面の接触という単純な接触面ですら存在しない¹³⁾。

骨やステムの破壊を危惧した場合、高い圧力部位は少ない方が理想的である。プレートを有するステムは、プレートを取り外したステムより内外側と後方で有意に低い圧力値を示した理由は、プレートが骨頭に負荷される荷重を吸収し分散させたことにより、骨と人工股関節ステム界面における圧力を低減させたと考えられる。一方、プレートを取り外したステムは、骨組織内に周方向圧力が発生し各側に高い圧力が生じたと判断できる。プレート直下からの距離 0 ~ 40 mm において高値を示した理由は、プレートがないためステムが沈み込み、テーパー部分において骨とステムが接触したためと考えられる。

本研究では股関節部に体重と同程度の荷重 (1 BW) を与えた。2 足で静止立位している状態では、片方の股関節に体重の半分以上の荷重が加わることが予想される。しかし歩行時には片足になるため、体重の 1 倍を超える荷重、あるいは片足起立状態になるため中殿筋などの外転筋群が活動し、この際の外転筋群の筋張力は体重の 4 倍程度になることが知られている¹²⁾。さらに外転筋群の筋張力が加算され、股関節には体重の 5 倍程度の荷重が想定される。本測定ではその値に対して 5 分の 1 の荷重を負荷したことになる。これはセンサの測定範囲の上限が 1 MPa であるため、1 BW 以上の荷重を負荷した場合に圧力分布が得られないことが理由である。人工関節ステムと骨の隙間に挿入可能である薄型かつ小型センサは、本研究において用いたセンサ以外に存在しない。本研究はステム形状の異なる 2 種類の比較を目的とし、体重と同程度の荷重を負荷するという点で条件をそろえ検討しているため 1 BW の荷重で比較可能と考えた。バイオメカにクス分野の類似した研究において、1 BW の荷重を股頭に負荷し測定を行った報告も数多い^{1, 14, 15)}。各ステムについて圧力値の良し悪しを議論するためには、体重の 5 倍程度の荷重を負

荷する必要がある。

大きな荷重が骨頭に負荷され、ステムの破損を招くような高い圧力が生じた場合にも、プレートの有するステムはプレートを取り外したステムよりも圧力値が小さくなることが予測できることから、ステムにプレートを加えることで良好な固定性が得られることが示唆される。プレートを介すことによってステム上の圧力を低下させ沈み込みを防ぐと推察した。

5. まとめ

転子間プレートによる大腿骨髄腔内の圧力についての影響を評価するために、転子間プレートがある場合とない場合のステムで in vitro において圧力測定を行い、ステム上の圧力分布を指標とした比較を行った。プレートを有するステムはステム-大腿骨間に発生する圧力がプレートを取り外したステムよりも低値を示すことが明らかになった。転子間プレートはステム-大腿骨間に発生する圧力を分散させるという点で、有用であることが示された。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省科研費若手研究 (B) No. 21700470, 北里大学学術奨励研究資金 No. 2009-4008, 医療衛生学部特別研究費補助 No. 2008-6610, の補助を受けて遂行したことを付記する。

参考文献

- 1) Bühler, W.D., Berlemann, U., Lippuner, K., Jaeger P. and Nolte, P.L.: Three-Dimensional Primary Stability of Cementless Femoral Stems, *Clin. Biomech.*, 12, 75-86, (1997).
- 2) Götze, C., Steens, 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).
- 3) Schneider, E., Kinast, C. and Eulenberger, J.: A comparative study of the initial stability of cementless hip prosthesis, *Clinical orthopedics & Related Research*, 248, 200-209, (1989).
- 4) 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).
- 5) Aldinger, G. and Gekeler, J.: Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements, *Arch Orthop Trauma Surg.*, 100, 19-25, (1982).
- 6) Phillips, T.W., Nguyen, L.T. and Munro, S.D.: Loosening of cementless femoral stems: A biomechanical analysis of immediate fixation with loading vertical femur horizontal, *J. Biomech.*, 24, 37-39, (1991).
- 7) Sakai, R., Kanai, N., Itoman, M. and Mabuchi, K.: Assessment of the fixation stiffness of some femoral stems of different designs, *Clin. Biomech.*, 21, 370-378, (2006).
- 8) 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.*, 21, 826-833, (2006).
- 9) Sakai, R., Sato, K., Itoman, M. and Mabuchi, K.: Finite element analysis of the effect of proximal interlocking on primary fixation of the Intra-Medullary Cruciate Stem, *Journal of Orthopedic Science*, 14, 85-95, (2009).
- 10) Dennis A.D., Komistek D.R., Northcut J.E., Ochoa A.J., Ritchie A.: "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions, *J. Biomech.*, 34, 623-629, (2001).
- 11) Kotzer, G.M., Davy, D.T., Goldbaerg, V.M., Heiple, K.G., Berilla, J. and Brown, R.H.: Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery, *Journal of Orthopedics Research*, 9, 621-633, (1991).
- 12) Davy, D.T., Kotzer, G.M., Brown, R.H., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., Heiple, Jr., K.G., Berilla, J. and Brurstein, A.H.: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty, *J. Bone Joint Surg.*, 70A, 45-50, (1988).
- 13) Sakai, R., 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, 709-716, (2003).
- 14) Burke D.W., O'Connor D.O., Zalenski E.B., Jasty M. and Harris W.H.: Micromotion of cemented and uncemented femoral components, *J. Bone Joint Surg.*, 73B, 33-37, (1991).
- 15) Taylor, S.J.G. and Walker, P.S.: Force and moments telemetered from twodistal femoral replacement during various activities, *J. Biomech.*, 34, 839-848, (2001).

酒井 利奈 (さかい りな)

平成 16 年北里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、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講師、Queensland University of Technology 客員研究員。整形外科インプラント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、日本生体医工学会、International Society for Technology in Arthroplasty 各会員。

In vitro tests in order to evaluate the effect of a femoral stem with an intertrochanteric plate

Rina SAKAI^{1 †}, PhD.

¹ Department of Medical Engineering and Technology,
School of Allied Health Science, Kitasato University

Abstract In this study, to clarify the usefulness of the plate, we performed pressure measurement for stems with and without a plate, and compared the two types of stem using pressure distribution in the stem as a parameter.

Ten artificial femurs were modified so that the shape of the medullary cavity was the same as that of the external surface of the stem. The measurement system consisted of a computer for measurement control, I-SCAN, PCI interface board, tactile sensor sheet, and a sensor connector. The tactile sensor sheet was applied between the artificial femur and stem, which was placed in the femoral stem stability tester. A load (650 N) was applied to the femoral head for 30 seconds, and stress distribution after loading in the medial-lateral and anterior-posterior directions was quantified. Maximum values were presented as the results.

The results of measurement showed lower pressure for stems with than for those without a plate.

Therefore, we speculated that the plate absorbed and scattered the load applied on the femoral head, reducing pressure at the bone-stem interface, and also reduced radial pressure in the stem axis direction, preventing excessive pressure concentration through its micromotion.

Key Words: femoral stem, initial fixation, intertrochanteric plate, in vitro, pressure

Received Mar 15, 2010 Accepted May 13, 2010

[†] Rina SAKAI

Department of Medical Engineering and Technology,
School of Allied Health Science, Kitasato University
1-15-1 Kitasato, Sagami-hara City, Kanagawa, 228-8555 Japan
Tel: 042-778-9636 Fax: 042-778-9636
E-mail : rinax@kitasato-u.ac.jp