高・深屈曲対応型人工膝関節インサートの光弾性応力解析*

廣 川 俊 二^{*1}, Ansarullah LAWI^{*2}
関 屋 圭 輔^{*3}, 瀧 口 純 一 郎^{*4}Photoelastic Study of Contact Stress on the Tibial Insert of Knee Prosthesis
for High/Deep FlexionShunji HIROKAWA^{*5}, Ansarullah LAWI,
Keisuke SEKIYA and Junichiro TAKIGUCHI^{*5} Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Engineering, Kyushu University,
744 Motooka, Nishi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka, 819-0395 Japan

This paper presents the experimental results of photoelasticity for determining the magnitude and distributions of stresses on the polyethereen insert of typical three types of posterior stabilized knee prostheses designed to attain high/deep knee flexion. Three prostheses used in the experiment were a conventional posterior stabilizer knee, Scorpio NRG (Stryker Co., USA), Bi-surface knee (Kyocera Inc., Japan) with a unique design with a ball-and-socket joint and CFK (Complete Flexion Knee, Japan Medical Material Co., Japan) which we have developed by further improving the Bi-surface so as to make a complete knee flexion. Epoxy resins were selected to fabricate the tibial insert models. Special equipment was used to apply 2 kg force on the model by setting knee flexion angle at 0°, 30°, 60°, 90° and 120° respectively. After that the stressed model was sliced in parallel with the sagittal plane and photoelastic fringes in each slice were observed. The results demonstrated that while knee angle was smaller than 90°, shear stress on the lateral slice became highest for Bi-surface, followed CFK and NRG was lowest, indicating NRG has high conformity as to the condylar-insert articulation. After knee angle became larger than 90°, shear stress on the mid-posterior slice became highest for NRG, followed Bi-surface and CFK was lowest. We may conclude that CFK has the optimal configuration especially at deep knee flexion from a load bearing viewpoint.

Key Words: Medical Engineering, Biomechanics, Experimental Stress Analysis, Knee Prosthesis, Photoelasticity, Complete Flexion, Post-Cam, Ball-Socket, Contact Stress, FEM

1. 序 論

本論文は光弾性法を用いた高・深屈曲対応型人工膝関節の関節面接触部の応力測定に関するものである。正常膝が自身の筋収縮力により達成できる最大屈曲角度は約 130° であり、それ以上の屈曲は体重などの外力が加わることで初めて達成されることから、2003 年の第 33 回日本人工関節学会では、外力による屈曲角 130° 以上の強制肢位を膝の「深屈曲位」、単に膝を深く屈曲させた状態を「高屈曲位」と定義することが合意されている⁽¹⁾。

2005 年の統計によると、世界人口の約 1/3 はアジア・イスラム圏の人々であり⁽²⁾、これらの人々は生活習慣もしくは宗教上の理由で床面上での正座を必要と

している。しかも最近では、アジア・イスラム圏で膝関節置換術 (TKA: Total Knee Arthroplasty) を受ける人々が増大している⁽³⁾。人工膝関節は、元々、西欧で開発されたため、洋式生活であり必要とされない高・深屈曲動作を適用対象に含めなかったが、近年になって、欧米の人々の間にも TKA 後の可動域減少に対する不満から、高・深屈曲対応型人工膝関節に対する関心が高まりつつある。

以上の経緯に基き、現用人工膝関節の高屈曲対応型への改良や、深屈曲動作実現を目指して、新たなデザインの人工膝関節が提案されてきている^{(4)-(7),(10)}。

現用人工膝関節の改良に関しては、大腿骨後顆部をさらに丸めた形状にする方式が主流である⁽⁶⁾。

一方、新たなデザインの人工関節の代表例としては、Bi-surface 型人工膝関節(京セラ株)⁽⁷⁾があり、すでに厚生労働省の認可を得て、実用化されている。この人工膝関節では、ユニークな形状のボール-ソケットが高・深屈曲位での荷重支持機能を有する。ただし、

* 原稿受付 2008 年 8 月 28 日。

^{*1} 正員、フェロー、九州大学大学院工学研究院 (〒819-0395 福岡市西区元岡 744)。^{*2} 九州大学大学院工学府。^{*3} 学生員、九州大学大学院工学府。^{*4} 准員、九州大学大学院工学府。

E-mail: hirokawa@mech.kyushu-u.ac.jp

Bi-surface 型の最大膝屈曲角度は約150°に止まっており正座位の実現には不十分である。中にはBi-surface で正座が可能な患者もいるが、この時の膝姿位をX線で撮影・観察した結果によれば、大腿骨顆と脛骨インサートが離れており、正座位から立ち上がる際に脱臼する恐れがある。

そこで、筆者らの研究グループでは上記 Bi-surface 型をさらに改良することにより、膝屈曲角度 180°の完全深屈曲を目指した人工膝関節を開発した。この人工膝関節は Bi-surface 同様、ボール-ソケットを有しているが、ボール位置が後方にオフセットしており、ソケットが前方上方部に突き出している。筆者らはこの人工膝関節を CFK(Complete Flexion Knee, 日本メデカルマテリアル(株)と名付け⁽⁸⁾、厚生労働省への認可申請を準備中である。

人工膝関節では可動性、安定性、耐久性の3者のバランスが重要とされている⁽³⁾。この中、可動性や安定性に関しては設計段階でも評価が可能であるが、耐久性に関しては、患者への適用を経ずにこれを評価することは極めて困難である。このため、患者への適用が未だ認可されていない CFK では、いかにして耐久性評価を行うかが大きな課題となっている。

一般に、人工関節の耐久性は主にポリエチレンインサートの摩耗に支配されるため、インサートに作用する応力値と応力分布状態を知ることが重要になる。応力解析に広く用いられている手法は FEM 解析と光弾性法である。この中、FEM 解析が人工関節の応力解析の主流になっていることは周知の通りであるが^{(9),(10)}、FEM 解析の結果の妥当性を検証するには、何らかの実験を並行して実施することが重要である。

現用の FEM 解析の結果はメッシュの作り方いかんで大きく異なることが知られている。Ramesh らは、FEM のメッシュ問題を効果的に解決するためには光弾性法の援用が不可欠であると述べている⁽¹¹⁾。FEM 解析の基本は節点の変位（応力ではない）を求めることであるが、光弾性法の基本は（ひずみではなく）応力分布を求めることである。摩耗はせん断応力に起因しており、光弾性法はせん断応力測定を第一義とした実験手段である。

以上のような理由により、筆者らは光弾性法を用いて、とくに高・深屈曲位における人工関節のせん断応力値とその分布を求めることにした。対象とした人工膝関節は前述した Bi-surface と CFK、および現用人工膝関節の代表である後方安定型(Posterior Stabilizer: PS type)人工膝関節の3種である。

2. 対象人工膝関節

図1に本研究で対象とした3種の人工膝関節の外観を示す。図で、(a)は現用の後方安定型人工膝関節 Scorpio NRG(Non Restricted Geometry) (Stryker Co., USA)、(b)が Bi-surface、(c)が CFK を示す。これら3者はいずれも、高・深屈曲の実現を目指して改良あるいは新規開発されたものである。

まず、後方安定型(PS type)とは、後十字靱帯切除後の膝に対し、脛骨ポストと大腿骨カムの間の干渉により、膝屈曲に伴って大腿骨コンポーネントが脛骨面上を後方移動（ロールバック）するように設計された人工膝関節のことである。このタイプの代表的な人工関節である NRG(図1(a))は、膝の高屈曲位においても十分な回旋自由度を持たせるため脛骨インサートの関節面が球面アークを描くように設計されている。さらに、ポスト-カム形状も回旋運動しやすい形状になっている^{(10),(12)}。

次に、Bi-surface 型(図1(b))は、既に述べたように、脛骨の中央側後方にユニークなボール-ソケット部を有しており、これが前述した NRG のポスト-カムと同様の機能を果たすとともに、高屈曲位では本来の大腿・脛骨顆面に代わる荷重支持の機能を有する。脛骨インサート面の後方部分は、図の白矢印で示すように、前後方向に平面状になっており、ボール-ソケット部を中心とした回旋運動がしやすい構造になっている。

最後に、CFK(図1(c))はいわば、NRG と Bi-surface それぞれの長所を併せ持った人工膝関節である。図に示すように、NRG のポスト-カム部と Bi-surface のボール-ソケット部とを一体化した球面軸受を有する点に最大の特徴がある。CFK の主たる特長は、第一にソケット後縁とボールとの衝突（インピンジ）を回避するためボール位置をオフセットさせていること、第二に深屈曲時にも内・外旋を自由に行なえるようボール-ソケット（＝ポスト-カム）部を球面軸受構造としており、第三に完全深屈曲状態においてもポスト-カム部での接触が維持できるようソケット面を前方上方部に突き出す構造としており、などである。

図2は3種の人工膝関節の膝屈曲角に伴う関節面接触様式を示した模式図である。

NRG では、膝角度 0°～60°の間は内・外側顆面接触のみが行われ、膝角度 60°近傍からポスト-カム間の接触が始まる。その後、内・外側顆面とポスト-カムの3

Fig.1 Overviews of typical three types of posterior stabilized knee prostheses designed to attain high/deep flexion of a knee

knee angle	0°	90°	150°	180°
NRG				
	F-T contact* ⇔ Post & Cam contact			
Bi-surface				
	F-T contact* ⇔ Ball & Socket contact			
CFK				
	F-T contact* ⇔ Ball & Socket contact ⇔ Post & Cam contact			

Fig.2 Articulation modalities of three prostheses according to knee angle

個所での接触が行われる。ポスト-カムは大腿骨のロールバックを誘発するためであって、ここでの荷重支持性は高くない。とくに膝屈曲 100° 以上ではポスト-カムは荷重支持の働きを持たない。

Bi-surface では、膝角度 80° 近傍で大腿骨ボールが脛骨ソケットと接触し始める。Bi-surface では、膝角度 80° 近傍で大腿骨ボールが脛骨ソケットと接触し始める。したがって、膝角度が 80° 以上では、内・外側顆面とボール-ソケットの3個所での接触が行われる。膝角度 120° 近傍ではボール-ソケット部のみでの接触となる。膝角度 130° 以上の深屈曲位においてもボール-ソケットが接触するように設計されているが、実際には、ボール-ソケット間が離れたり、ボールがソケット

後縁でインピンジしたりする場合があります。最大膝屈曲角度は 150° までに止まっている。

CFK は完全伸展位から完全深屈曲位に至るまで、大腿・脛骨間の顆面接触に始まり、ボール-ソケット接触を経て、ポスト-カム接触まで連続的な接触が行われ、逆に、完全深屈曲位から完全伸展位に至る動作でも上記と逆の経路をたどって連続的な接触が行われる。

3. 光弾性実験

3.1 光弾性法の原理⁽¹²⁾

応力下にある物体に偏光を通過させると偏光は2主応力方向に分離し、分離した2光波の位相差は主応力

差に比例する。物体を単色光の下で観察すると2光波の位相差, すなわち主応力差($\sigma_1 - \sigma_2$)を縞次数 n でカウントできる。この関係を整理すると次式,

$$n = (\sigma_1 - \sigma_2) \alpha t \quad (1)$$

が成り立ち, ここで ($\sigma_1 - \sigma_2$)=主応力差 (Kg/mm²), n =測定点での縞次数, α =光弾性感度 (mm/Kg), t =スライス試片の厚さ(mm), である。

応力凍結型光弾性法は三次元物体の応力解析に用いられる一般的な方法である。重合体が, その軟化温度, または臨海温度(ガラス遷移温度)よりわずかに高い温度まで加熱されると, 物体自身はその弾性挙動を維持するものの, 剛性, たとえば弾性係数は著しく低下する。物体がこの温度下で荷重を負荷されたまま, 温度を常温まで下げた場合, 応力状態は物体内に”凍結”される⁽¹⁴⁾。したがって, 常温時に高荷重を加えた場合と等価な縞が高温時では, はるかに低い荷重で観察できる。

応力凍結後, 余分な荷重をかけないようにして測定対象物体をスライス状に切断し, 各スライスでの応力を二次元手法で解析する。

対象物体の光弾性感度指数は, 対象物体と同一素材の単純支持梁に単純曲げをかけた時の縞観察を基に求めることができる。

3.2 脛骨インサートモデル

以下のようにして脛骨インサートモデルを作成した。最初に, インサートの精密鋳型をシリコンエポキシゴム(KE-RTV, Shinetsu Silicone Co., Japan)で作成したインサートモデル用の溶剤は, 43°Cで, 2種のアラルダイト(GY 250 and GY 1252, Ciba Geigy Co., Japan)と硬化剤(HY 950, Ciba Geigy Co.)を1:1:0.2の比率で混合した。攪拌器を使用し, 液融合過程で泡が生じないように注意した。この溶剤をシリコン鋳型に注入し, 室温で12時間放置した。図3に本研究で対象としている3種の人工関節のインサートのモデルを示す。

Fig.3 Insert model

次に, モデル素材の光弾性感度指数とガラス遷移温度を求めるため, 以下の基礎実験を行った。モデルと

同一素材で作成したキャリブレーションプレートに種々の荷重を負荷して4点支持方式による単純曲げモーメントを加え, 応力凍結後の縞観察を行った。以上の操作を10°C間隔で温度設定した環境下で20°C~100°Cの範囲に渡って繰り返し, 応力凍結時の温度とフリンジ応力との関係を求めた。その結果, モデル素材に最も明瞭な光弾性縞が現れる荷重条件は2kgであることを見出した。2kg荷重負荷時の応力凍結温度と光弾性感度との関係を図4に示す。同図を基に, モデル素材のガラス遷移温度は90°C, この時の光弾性感度は $\alpha = 37.6$ (mm/Kg)と求まる。

Fig.4 Fringe value vs. temperature for frozen stress

3.3 荷重装置

図5に実験装置の外観を示す。大腿・脛骨両コンポーネントの相対姿勢を任意に設定した状態で, 両コンポーネント間に一定荷重をかけることができるよう荷重負荷装置を設計した。図7で天井フレームは4隅の支柱をガイドとして上下にスライドできるようになっている。この天井フレーム下面に大腿骨コンポーネントが, 大腿骨軸が垂直となるような姿勢で取り付けられている。天井フレーム上面に乗せる錘の重量で大腿・脛骨コンポーネント間の負荷荷重を調整する。一方, 脛骨インサートは脛骨トレイを介して6自由度ユニバーサルジョイントに取り付けており, ユニバーサルジョイントは設置位置を調整した上でフレーム土台に固定している。

Fig.5 Experimental set-up

3.4 実験方法

3.3 で述べた荷重装置のユニバーサルジョイントを調整して 0° から 120° まで 30° 間隔に膝屈曲角度を設定した。NRG では 120° 以上の膝屈曲設定ができなかったため、屈曲角 150° 以上は設定範囲に含めなかった。各膝屈曲角度ごとに、以下に述べる手順で荷重を加え、応力凍結試料を作成した。膝屈曲角を設定後、天井フレーム、大腿骨コンポーネントおよび錘の総重量が 2Kg となるよう錘の重量を調整し、これを天井フレーム上面に乗せた後、装置全体を制御炉内に格納した。次いで、文献⁽¹⁴⁾に従い、炉内温度を1時間あたり 1°C の速度で上昇させ、最高温度 90°C の状態を30分間保持した後、1時間あたり 1°C の速度で室温まで冷却させた。冷却後、装置から取り外したモデルを、電動ノコで、図6に示すように 4mm 間隔で切断し、1モデルあたり15枚のスライス片を作成した。両端の破片は破棄した。切断作業中はモデルを水冷し、切断による摩擦熱でモデルが再加熱されるのを防いだ⁽¹⁵⁾。

以上のようにして、1種類の人工膝関節インサートに付き、5種類の膝角度を対象に、各15枚ずつ、合計75枚のスライス片を作成した。最後に、各スライス片を光弾性装置下に置き、縞解析を行った。

Fig.6 Two slices chosen for comparison

4. 結 果

すでに述べたように、本研究で対象としている3種の高・深屈曲対応型人工膝関節では、伸展位から低・中屈曲位までは大腿・脛骨間の内・外側顆面接触が行われ、高・深屈曲ではボール-ソケットまたはポスト-カム部での接触が行われる。そこで、図6に示した中央側(8番)と外側(14番)の2スライス片を対象に、結果を整理した。ここで、外側スライス片は主として低・中屈曲位での顆面接触部の応力を求めるためであり、内側よりも適合性が悪いとされる外側での応力を3種の人工関節で比較することにした。中央側は高・深屈曲位でボール-ソケットまたはポスト-カム接触部に生ずる応力を求めるためである。

図7,8は3種の人工関節の外側および中央側における等色線縞パターンを各膝屈曲角ごとに示したものである。図中に付した矢印は縞中心、すなわち応力集中個所を指しており、矢印の無いスライス片では縞が生じていない。

まず外側に付いては、図7を基に、等色線縞次数がもっとも高くなる個所と縞次数を次のように整理できる。3種の人工関節とも、等色線縞次数の最大値は3.00であり、この値は膝角度 60° の時に生じている。

NRG では屈曲角 90° で縞次数が1.39に減少し、縞中心が後方へ移動しており、屈曲角 120° では縞が消失している。

Bi-surface では屈曲角 90° や 120° では縞が認められないことから、屈曲角 60° 以上では顆面接触が行われず、接触部位がボール-ソケットへと移行していることが分かる。

CFK は NRG と同様の縞変化パターンを示すが、屈曲角 90° での縞次数は 1.22 と NRG よりも低くなり、屈曲角 120° で縞が消失している。

次に、中央側に付いては、図 8 を基に、等色線縞次数がもっとも高くなる個所と縞次数を次のように整理できる。

NRG は屈曲角 90° で縞次数が最大となり、その値は 3.1 である。膝角度 30° と 120° で、小さめの縞が見られる。また、膝角度 60° と 90° で縞の集中が見られる。

Bi-surface では、膝角度 0° と 30° で縞が生じておらず、伸展位から屈曲初期にかけてボール-ソケット間の接触は生じていないことが分かる。屈曲角 60° 以降では縞の集中が見られ、屈曲角 120° では、縞次数の値が 3.65 にも達していることが分かる。

CFK の場合、膝角度 $0^\circ \sim 60^\circ$ で縞が生じておらず、膝角度 90° および 120° における縞次数も、それぞれ 1.82 および 2 と低い値を示している。

表 1 は図 7, 8 の結果をまとめたものであり、せん断応力値も併せて示してある。表中のせん断応力値は前述したキャリブレーションプレートでのせん断応力と光弾性縞次数との関係を基に算出している。

表 1 によれば、NRG では膝角度 60° と 90° で大腿・脛骨顆から、ポスト-カムへとせん断応力が移行しているが、 120° では大腿・脛骨顆とポスト-カムのいずれでもせん断応力が生じていない。これは大腿・脛

骨顆はもとより、ポスト-カム部も接触しなくなるためである。

一方、Bi-surface では大腿・脛骨顆から、ボール-ソケットへのせん断応力の移行は膝角度 60° である。それ以降はボール-ソケット間のみせん断応力が生じており、しかもその値はかなり高い。

CFK の場合、大腿・脛骨顆から、ボール-ソケットへせん断応力が移行するのは膝角度 90° に達してからであり、それ以降にボール-ソケットあるいはポスト-カム間に生ずるせん断応力値もそれほど高くはない。

図 9(a), (b) は表 1 の結果を基に、3 種の人工関節の最大せん断応力値を種々の膝屈曲角に対しプロットしたものであり、図の(a)は外側、(b)は中央側での結果を示す。

図 9(a)によれば、NRG と CFK の大腿・脛骨顆面に生ずるせん断応力は、膝関節の全可動域を通じ、ほぼ等しい変化傾向を示している。しかしながら、より詳細に観察すると、NRG の変化パターンは CFK より一様であり、大腿・脛骨顆面に関しては NRG の適合性が優れていることが分かる。Bi-surface では屈曲角 90° で、もはや顆面接触が行われなくなることは既に述べた通りである。

図 9(b)に示すボール-ソケット (ポスト-カム) 間のせん断応力は(a)に示した大腿・脛骨顆面間のせん断応力に比べ、高い値を示している。3 種の人工関節のせん断応力は、膝角度 90° と 120° の間にそれぞれ異なった変化パターンを示しており、Bi-surface が上昇傾向を示すのに対し、NRG は急激に減少し、CFK はほぼ一定値を保っている。

Fig. 7 Isochromatics of the slices in the lateral side.
(An arrow points the stress concentrating portion. Same as Fig.8)

Fig. 8 Isochromatics of the slices in the mid-posterior side.

Table 1 Shear stresses in the lateral and the midposterior sides of three prostheses

Prosthesis	Knee flexion angle (°)	Lateral side		Midposterior side (post-cam)	
		Fringe order	Shear stress (kPa)	Fringe order	Shear stress (kPa)
NRG	0	1.39	52.5	0.00	0.0
	30	1.82	60.8	0.00	0.0
	60	3.00	71.1	2.50	70.8
	90	1.39	51.8	3.10	91.8
	120	0.00	0.0	0.00	0.0
Bi-surface	0	1.39	54.1	0.00	0.0
	30	1.82	74.1	0.00	0.0
	60	3.00	78.2	3.10	109.2
	90	0.00	0.0	3.10	109.2
	120	0.00	0.0	3.65	128.6
CFK	0	1.39	54.1	0.00	0.0
	30	1.22	49.7	0.00	0.0
	60	3.00	78.2	0.00	0.0
	90	1.22	37.9	1.82	53.9
	120	0.00	0.0	2.00	54.9

(a) lateral side

(b) mid-posterior side

Fig.9 Comparison of the maximum shear stresses for the three prostheses as a function of knee angle.

Fig.10 Stress distribution patterns on the post-and-cam or the ball-and-socket at 90° of knee flexion

NRG の応力値の急落は 120° でポスト-カムが接触しなくなるためである。Bi-surface は膝屈曲角 120° で 3 種の人工関節の全屈曲角度中、もっとも高い応力値を示し、この角度でボールがソケット前縁でインピンジしている可能性が高い。これらに対し、CFK の応力値は低く、しかも一定した値を示している。

図 10 は膝屈曲角 90° の場合を例に、3 種の人工関節インサートの中央側スライスに生じる縞パターンを人工関節姿勢とともに示したものである。図によれば、ポスト-カムまたはボール-ソケット部での縞の集中個所と分布状態は、3 種の人工関節で多様に異なっている。

NRG の場合、ポストとカムの接触個所以外に、インサート底面に至るまでの広範囲の縞分布が認められる。インサート底面に現れる縞分布はポスト基底部に作用する曲げモーメントの影響によるものと思われる。

Bi-surface での縞集中個所はソケット前縁部に偏っており、インピンジとともに、ボールがソケット溝を乗り越えて前方へ脱臼することも危惧される。

CFK の場合、屈曲角 90° では縞集中個所は未だソケット部に止まっており、これがポスト部へ移行するのは膝屈曲角 120° 以降であると予想される。CFK で懸念される点は、屈曲角 90° で荷重を分担している個所のソケット厚みが薄いことである。

5. 考 察

筆者らの研究グループでは屈曲角 180° の完全深屈曲位の実現を目指した人工膝関節 CFK を開発し、可動性、安定性、耐久性に関する評価を実施中であるが、患者への適用を経ずにいかにして耐久性評価を行うかが大きな課題であった。

人工膝関節の耐久性は主としてポリエチレンインサートの耐摩耗性に依存している。さらに、インサ

ートの耐摩耗性は大腿骨コンポーネントとの滑動形態や接触部応力に依存している。ただし、人工関節装着者が正座や蹲踞などの深屈曲動作を行う頻度は低く、動作速度も遅いため、滑動形態よりも関節面の接触部表面やその下層に生じるせん断応力の方がより重要な評価パラメータとなる。

以上により、本研究では、光弾性法を用いて、CFK インサートのせん断応力とその分布を求めることにした。しかしながら、下肢運動時に膝関節にかかる正確な荷重値は不明であり、平地歩行を対象としたシミュレーション結果はいくつか報告されているものの⁽¹⁶⁾、高・深屈曲位における荷重値については Dahlkvist ら⁽¹⁷⁾のしゃがみこみ動作を対象としたシミュレーション結果以外に報告例を見出せなかった。そこで、本研究では、CFK 同様に高・深屈曲動作の実現を目指した他種人工膝関節を対象として、同一条件下で 3 種の人工関節に生じる応力値を比較することで、CFK の耐久性に関する間接的評価を試みた。

実験結果によれば、膝角度 90° 以下では、NRG の大腿・脛骨関節顆面の接触点が膝屈曲に伴って後方移動（ロールバック）しており（図 7）、この間の応力値は相対的に低く、安定した値を示した（図 9(a)）。このことは NRG の大腿・脛骨関節顆面が最適形状に設計されており、たとえば歩行動作のような低・中屈曲動作時の安定性や耐久性に優れていることを意味する。

一方、膝角度 60°～90° でポスト-カム間に生ずる応力値はやや高く（図 9(b)）、ポスト-カムの形状は荷重支持性の点では最適でないと判断される。また、膝角度 120° 以上ではポスト-カム間で応力を生じていないが、これは NRG が 120° 以上の膝屈曲を達成できないため、光弾性縞の測定が不可能であったためである。

筆者らの予想に反して、Bi-surface のボール-ソケット間ではかなり高い応力値が生じており（図 9(b)）、光弾性縞分布を詳細に観察した結果、ソケット前縁

で応力集中（インピンジ）が生じていることが分かった。Bi-surface で正座が可能であるとの報告⁽⁶⁾もあるが、上記インピンジやボールがソケット溝を乗り越えて前方へ脱臼する危険性があるため、深屈曲位における安定性や耐久性を完全に保証しているとは言い難い。

CFK の場合、図 9 (a) に関する説明文中でもすでに述べたように、膝角度 90°以下では、大腿・脛骨関節顆面の応力値は低いものの安定しておらず、大腿・脛骨関節顆面の適合性は NRG ほどには高くない。一方、膝角度 90°以降で、ポスト-カム間の応力値は低くて安定した値を示し、球面軸受構造の特長が活かされていることを確認できた。人工関節で高・深屈曲位での安定性と耐久性を同時に満足させることはできないとの指摘もあるが⁽²⁾、CFK ならば深屈曲位での安定性と耐久性を満足できると考えられる。ただし、CFK では低・中屈曲位での大腿・脛骨関節面の適合性が NRG に比べ劣っており、大腿・脛骨関節面の形状についての検討が必要となる。

紙面の都合上、本論文では、1 枚の外側スライス（図 6、スライス 14 番）での結果を例に、大腿・脛骨関節顆面接触部の応力を評価したが、実際には、15 枚すべてのスライス片での結果を踏まえ、上記 14 番での結果が大腿・脛骨関節顆面接触部の応力を代表していることを確認している。同様に、スライス 8 番での結果は、あくまでボール-ソケットやポスト-カム接触部の応力を代表したものであることを確認している。

本研究の限界は、膝屈曲角度をパラメータとして、一定方向に一定荷重を掛けた状態での静的応力の測定に留まっていることであり、患者に装着した人工膝関節で実際に生じている応力を反映したものではない。しかしながら、たとえば、しゃがみ込み動作中の筋力値および筋力による関節力の増減に関する in vivo データは不明であり、不確かな関節力データを実験条件として 3 種の人工関節の応力を比較するより、一定荷重条件下で比較する方が結果の解釈が容易である。現用されている他種人工膝関節を対照例として、同一条件下での応力値を比較することで、患者への装着が認可されない CFK の耐久性を相対的に評価することは可能である。その結果、高・深屈曲位に CFK のポスト-カム部に生じる応力は、他の 2 人工膝関節に生じる応力に比べ、十分低く、安定していることが分かった。

人工関節の耐久性や耐摩耗性の評価には、シミュレータ試験を実施するのが通例であるが、歩行動作と異なり、正座やしゃがみ込み動作のキネマテックスを定式化することは極めて難しく、また、これらの動作を行う頻度も低い。よって光弾性応力解析はシミュレータ試験を代行し得ると考えられる。

本研究の今後の課題は、序論でも述べたように、同一条件化における FEM 解析結果との相互比較・検証である。ただし、FEM 解析の場合、対象人工関節の CAD データを入手できないと FEM モデルを作成し難いという問題がある。本研究では、CAD データを入手した人工関節を対象に FEM 解析を行い、光弾性実験結果と良く一致した結果を得ている。

上記の過程で得られた知見は、FEM 解析と異なり、光弾性実験の場合、実験の都度、結果が幾分異なるという点である。この違いは、必ずしも実験手順の不確かさや測定誤差だけでなく、応力の不安定性⁽¹⁸⁾に起因すると考えられる。そうであるならば、実際の TKA 膝の摩耗・耐久性はある程度の幅をもって評価されなければならない。光弾性実験はこの評価幅推定にも役立つと考えられ、詳細は今後の検討課題である。

上記以外の今後の予定としては、これまでの荷重・荷重装置に変えて、荷重センサーを取り付けたロボットアームを使用し、応力凍結法に代えて散乱光光弾性法を適用することにより、種々の膝運動での動的応力縞をリアルタイムで測定することを計画している。

6. 結 論

本研究では、高・深屈曲動作の実現を目指した人工膝関節を対象に、ポリエチレンインサートのせん断応力値とその分布を光弾性法で測定した。対象とした人工膝関節は、現用 PS 型で高屈曲が可能なように改良された NRG、現用されている深屈曲対応型 Bi-surface および完全深屈曲実現を目指し新規開発中の CFK の 3 種である。

膝屈曲角 90°以下では、大腿・脛骨間の顆面接触が行われるため、主として、外側顆スライスの縞観察を行った。その結果、NRG がその高い適合性のゆえにもっとも低い応力値を示し、次いで CFK、Bi-surface の順に低い応力値を示した。

膝屈曲角 90°以降では、ボール-ソケットやポスト-カムで接触が行われるため、主として、中央側のス

ライスでの縞観察を行った。その結果、CFK がその高い適合性のゆえにもっとも低い応力値を示し、次いで Bi-surface, NRG の順に低い応力値を示した。膝角度 120°以降では、NRG はポスト-カム間の接触が行われず、脱臼の可能性があることが分かった。

謝 辞

本研究は学術振興会科学研究費補助金、基盤 B (2008, 20300161) によって行った。本研究にご協力頂きました佐賀大学医学部整形外科佛淵孝夫教授、久留米工業大学工学部山本耕之准教授にお礼申し上げます。

文 献

- (1) Kadoya, Y., Implant Design of TKA for Deep Knee Flexion (in Japanese), SEIKEI・SAIGAIGKA, Vol.47, Kinbara Publication, (2004), pp.129-135.
- (2) http://www.adherents.com/Religions_By_Adherents.html
- (3) Akagi, M., Deep Knee Flexion in the Asian Population, Total Knee Arthroplasty, Vol.VI, (2005), pp.311-316.
- (4) Nakayama, K., Matsuda, N., et al., Contact Stress At the Post-cam Mechanism in Posterior-Stabilised Total Knee Arthroplasty, The Journal of Bone & Joint Surgery, Vol.87-B, No.4, (2005), pp.483-488.
- (5) Morra, E.A. and Greenwald, A.S., Polymer Insert Stress in Total Knee Designs During High-flexion Activities: A Finite Element Study, The Journal of Bone & Joint Surgery, Vol.87-B, (2005), pp.120-124.
- (6) Huang, H., Su, J.Y., and Wang, G., The Early Results of High-flex Total Knee Arthroplasty: A minimum of 2 Years of Follow-up, The Journal of Arthroplasty, Vol.20, No.5, (2005), pp.120-124.
- (7) Akagi, M., Nakamura, T., et al., The Bisurface Total Knee Replacement: A Unique Design for Flexion, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.82-A, No.11, (2000), pp.1626-1633.
- (8) Hirokawa, S., Todo, M., et al., Development and Evaluation of Prosthesis Capable of Making a Complete Knee Flexion (in Japanese), Transactions of the Society of Clinical Biomechanics, Vol.28, (2007), pp.225-231.
- (9) Shashishekar, C. and Ramesh, C.S., Finite Element Analysis of Prosthetic Knee Joint Using ANSYS, Biomedicine and Health, Vol.12, pp.65-72 (2007).
- (10) Todo, M., Nagamine, R., et al., Stress Analysis of PS Type Knee Prostheses under Deep Flexion, Journal of Biomechanical Science and Engineering, Vol.2, No.4, (2007), pp.237-245.
- (11) Ramesh, K. and Pathak, P.M., Role of Photoelasticity in Evolving Discretization Schemes for FE Analysis, Journal of Experimental Techniques, Vol.23(4), (1999), pp.36-38.
- (12) Tamaki, M., Tomita, T., et al., In Vivo Kinematic Analysis of a High-Flexion Posterior Stabilized Fixed-Bearing Knee Prosthesis in Deep Knee-Bending Motion, The Journal of Arthroplasty, Vol.23, No.6, (2008), pp.879-885.
- (13) Stewart, B.L. and Edwards, R.O., Removable Partial Denture Design: A Photoelastic Study, Journal of Biomedical Material Research, Vol.18, (1984), pp.979-990.
- (14) Theocaris, P.S. and Gdoutos, E.E. Matrix Theory of Photoelasticity, Springer Series in Optical Sciences, Vol.11, (1979), pp.132-137.
- (15) Wang, M., Zang, M., et al., Photoelastic Study of the Effects of Occlusal Morphology on Tooth Apical Stress from Vertical Bite Forces, Journal of Contemporary Dental Practice/Journal of Experimental Techniques, Vol.5(1), (2004), pp.74-93.
- (16) Komistek, R.D., Kane, T.R., et al., Knee Mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads, Journal of Biomechanics, Vol.38, (2006), pp.215-228.
- (17) Dahlkvist, N.J., Mayo, P., et al., Forces during Squatting and Rising from a Deep Squat, Engineering in Medicine, Vol.11(2), (1982), pp.69-76.
- (18) Sakai, R. and Mabuchi K., Revision of the Available Concepts concerning the Fixation of Hip Joint Prostheses based on Mathematical Analysis (in Japanese), Transactions of the Society of Clinical Biomechanics, Vol.22, (2001), pp.415-419.