

膝蓋大腿関節の力学的研究

第1報：光弾性モデル実験

川崎医科大学 整形外科

(指導：渡辺 良教授)

赤 司 浩 二 郎

(昭和60年2月26日受付)

A Biomechanical Study of the Patello-femoral Joint

Koujirou Akashi

Department of Orthopedic Surgery, Kawasaki Medical School

(Accepted on February 26, 1985)

膝蓋大腿関節に加わる荷重量が膝の屈曲及び内反変形に従ってどのように変化するかを知るために、二次元・三次元光弾性実験を行った。そして正常膝蓋大腿関節に生じる応力と、変形性膝蓋大腿関節症および膝内反変形を伴う変形性膝関節症の膝蓋大腿関節に生じる応力を比較検討し、これら関節症の成因や内反変形膝に伴う脛骨の回旋について、膝蓋大腿関節に加わる接触圧から考察を加えた。また膝蓋大腿関節症に対する代表的な手術である Maquet 手術（脛骨粗面浮上術）の静力学的効果と問題点などについて論じた。

- 1) 正常膝蓋大腿関節には膝関節 30° 屈曲位で内外関節面に等しい接触圧が生じるが、60°・90° と屈曲角度が増すにつれ外側関節面に大きな接触圧が生じる。
- 2) 大腿と下腿のアライメントが正常であれば、膝蓋大腿関節の外側面に大きな接触圧が生じ外側関節面の障害が生じやすく、内反変形膝では内側面に大きな接触圧が生じ内側関節面の障害を生じやすい。
- 3) 内反変形膝は膝蓋骨の内側関節面の変性をきたしやすいことから、脛骨の内旋を伴うと考えたと力学的に理解しやすい。
- 4) Maquet 手術は 1 cm の浮上でも静力学的に充分な減圧効果があり、特に日常生活で使用頻度の多い膝屈曲 30°—60° の範囲で効果が大きい。

Two and three-dimensional photoelastic studies were employed in order to investigate changes in stress distribution under knee flexion and genu varum in the patello-femoral joint. A comparison was made of normal stress in the patello-femoral joint with the stress caused by patello-femoral arthrosis and genu varum. The causes of patello-femoral arthrosis and rotation of the tibia as a result of genu varum were considered. In addition, the effects and problems encountered when Maquet's operation is performed for patello-femoral arthrosis were dis-

cussed.

At 30° of knee flexion, it was found that equal contact pressures originate at the bilateral facets of the normal patello-femoral joint. At 60° and 90° of flexion, heavy contact pressures originate at the lateral facet of the patello-femoral joint.

When the alignment of the femur and tibia is normal, heavy contact pressure originates at the lateral facet of the patello-femoral joint, and a cartilaginous disorder occurs at the lateral facet. In the case of genu varum, heavy contact pressure originates at the medial facet and a cartilaginous disorder occurs at the medial facet.

Since the osteoarthritic knee with genu varum tends to have degeneration of the medial facet of the patella, it is thought that the tibial condyle rotates medially against the femur.

Even if there is only 1 cm advancement of tibial tuberosity, Maquet's procedure can improve the patello-femoral stress; the effect is especially large under 30° to 60° knee flexion, which is required for walking in daily life.

Key Words ① Photoelastic study ② Patello-femoral contact stress
③ Patello-femoral arthrosis

I. はじめに

膝蓋大腿関節は大腿脛骨関節と共に膝関節を形成し、両者は機能的に1つの関節として働いている。膝蓋骨は膝関節の屈曲増大に伴い大腿骨の中心溝を滑動するが、その最大の働きは大腿四頭筋筋力を脛骨に伝え膝の伸展に効果的に作用することであり、さらに膝関節の安定・保護の役割も果たしている。また、膝蓋大腿関節には平地歩行で体重の0.5倍、階段昇降で体重の2.3倍、しゃがみ込みからの立ち上がりで最大650 kgという接触圧が加わることが報告¹⁾されており、変性を受けやすい関節といわれている。この膝蓋大腿関節に実際どのような応力が生じているのかを生体で測定するのは不可能であるため、モデル実験を行う必要がある。現在、物体内の応力を知るためのモデル実験としては光弾性実験法と有限要素法とがよく使用されているが、複雑な形態をした骨・軟骨のモデル化には有限要素法の応用は困難なため、本研究では光弾性実験を行った。膝蓋大腿関節については今迄に接触面積や接触圧についての報

告^{2), ~5)}は多いが、応力分布についての研究では二次元光弾性実験の報告^{6), 7)}があるのみで、三次元での内部応力についての観察や研究はいまだに行われていない。また膝内反変形に伴う脛骨の回旋については内旋と外旋の2つに意見が分かれているが^{8), 9)} 著者は、膝蓋大腿関節面に加わる応力の分布から脛骨の回旋について研究を行った。実際の骨は複雑な構造を持ち、体重の支持と筋動作を受け止めており、均一なモデルを使った静力学的実験である光弾性実験が生体力学の研究目的に対してどこまで有効であるか問題である。しかし光弾性実験での応力解析の結果は実際の骨梁構造と酷似し、かなり普遍性のあることが証明され、膝蓋大腿関節症の成因、治療、下肢アライメントと回旋などを研究することが可能であると考えて本実験を行った。

II. 方 法

1. 二次元光弾性実験法

1) 二次元光弾性法

透明な弾性体に外力を加えると一時的に複屈

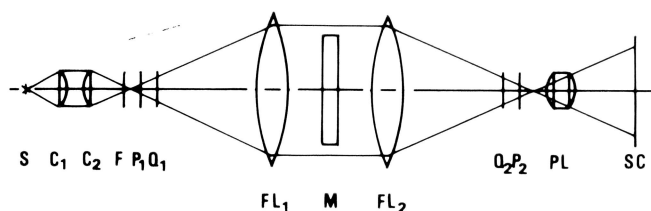


Fig. 1. Lens-type circular polariscope.

S: light source. C_1, C_2 : condenser lens.
 F: filter. P_1, P_2 : polarizer.
 FL: field lens. Q_1, Q_2 : quarter-wave plate.
 PL: photo lens. SC: screen. M: model.

折性を現す性質を用い、偏光の場でモデルの複屈折の度合いを測定して応力状態を求める方法である。実験装置を示す (Fig. 1)。

2) モデル

正常モデル

実験材料として DAP (diallylphthalate polymer) 樹脂板 (ヤング率 228.7 kg, 光弾性感度 0.78 mm/kg, 厚さ 6.0 mm) を使用した。正常人の膝の X 線側面像をもとに大腿骨・脛骨・膝蓋骨を実物大に切りだし二次元モデルを作製した (Fig. 2)。

Maquet 手術 (脛骨粗面浮上術) モデル

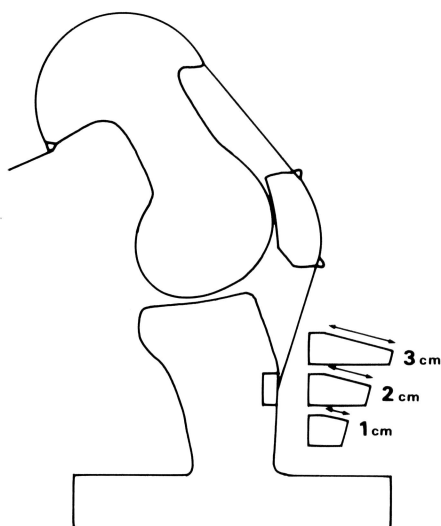


Fig. 2. Two-dimensional photoelastic model.

正常モデルの脛骨粗面部に 1 cm・2 cm・3 cm の高さのくさびを入れることで、脛骨粗面を浮上させる Maquet 手術のモデルとした (Fig. 2)。

3) 荷重法および分析法

モデルは大腿四頭筋腱および膝蓋靱帯を再現するために、wire cord を膝蓋骨モデルの両端に通し膝蓋靱帯に該当する距離を開いた状態で、膝の角度を

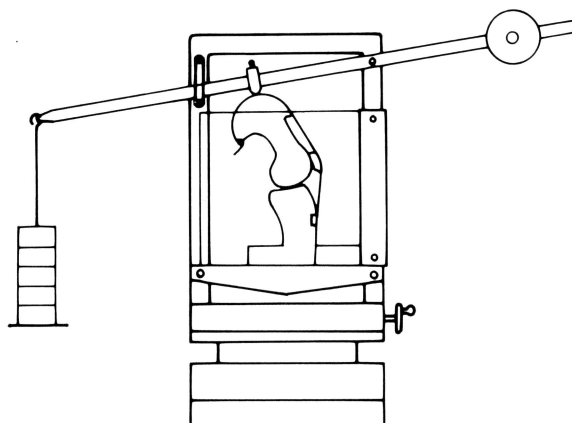


Fig. 3. Weight bearing system of the two-dimensional model.

各々 $5^\circ \cdot 30^\circ \cdot 60^\circ \cdot 90^\circ$ に固定した後、それぞれについて一定の荷重を加えた (Fig. 3)。さらに脛骨粗面浮上を行い同様に加重し、PA 150 型理研光弾性装置にて等色線・等傾線撮影を、フソー FP 702 光弾性主応力解析装置にて主応力線図を作成した。

2. 三次元光弾性実験法 (応力凍結法)

1) 三次元光弾性法

縞次数の出現する理論は二次元の場合と同じであり、等色線写真によって得られた縞は非自由境界である。そこでコントロール実験を行い接触圧と縞次数の関係をグラフに描き (Fig. 4)、これによって関節面での接触圧を求めた。

2) モデル

正常モデル

骨モデルは正常成人の大腿骨・脛骨・膝蓋骨

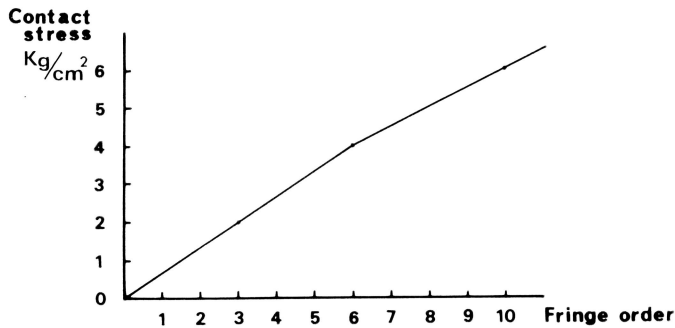


Fig. 4. Relation between contact stress and fringe order (Control study). Fringe order is in proportion to the contact stress.

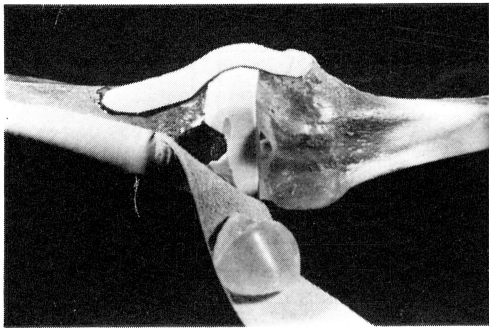


Fig. 5. Three-dimensional photoelastic model.

それぞれの晒し骨を用い、シリコンゴムにより鋳型を作製、そこに Epoxy 樹脂 (araldite CY 230) に硬化剤 (hardner HY 965) を加えたもので鋳型した。軟骨には骨との弾性率が応力凍結時の 120°C で人体の骨・軟骨とほぼ同じになるように骨材料に軟化剤 (thiocole) 混入し、硬化直前にそれぞれの骨に圧着形成した。膝モデルの安定と生理的な屈伸を再現し少しでも生体膝の応力を再現するために、解剖学的計測値を用いて半月板をシリコンゴムで、前・後十字靱帯、内・外側々副靱帯、膝蓋靱帯を牛皮で作製しモデルにはりつけた (Fig. 5)。

内反膝脛骨外旋モデル

正常モデルの脛骨内顆関節面を削り、

femoro-tibial angle (FTA) 190° としこれに外旋 10° を加えた。

内反膝脛骨内旋モデル

正常モデルの脛骨内顆関節面を削り、FTA 190° としこれに内旋 10° を加えた。

Maquet 手術 (脛骨粗面浮上術) モデル

正常モデルの脛骨粗面部を Maquet 手術に準じ膝蓋靱帯に模した牛皮を付けたままで切離し、各々 $1\text{ cm} \cdot 2\text{ cm} \cdot 3\text{ cm}$ の

高さに樹脂ブロックをはさみ込んだ。

3) 荷重方法および分析法

モデルは理研三次元応力凍結装置内の荷重装置に固定し (Fig. 6), 大腿四頭筋に模した牛皮に 5 kg の索引力を加えた。炉内温度を 120°C に上昇させ 2 hrs 以上維持後 5°C/hr 以下の速度で除冷して応力凍結後矢状面・及び横断面にて大腿骨と膝蓋骨モデルを一塊として 5 mm 幅にスライスした (Fig. 7)。スライス切片の中から膝蓋大腿関節の内外関節面において縞次数が最も多く現れているものを選んで分析対象とし、浸漬液 (α -モノフロムナフタリンと流動バ

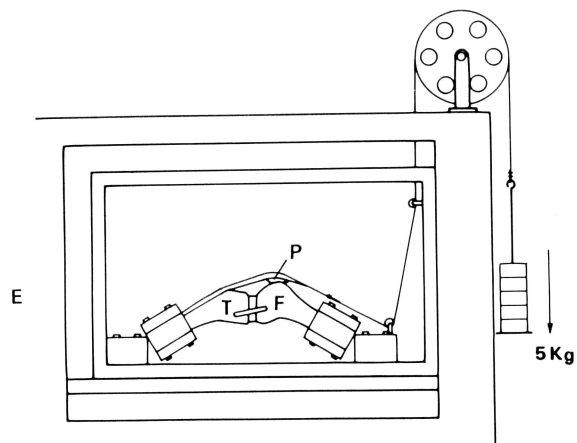


Fig. 6. Stress freezing system of the three-dimensional model. Quadriceps loads: 5 kg at 120°C .

E: electric hearth. P: patella.

T: tibia. F: femur.

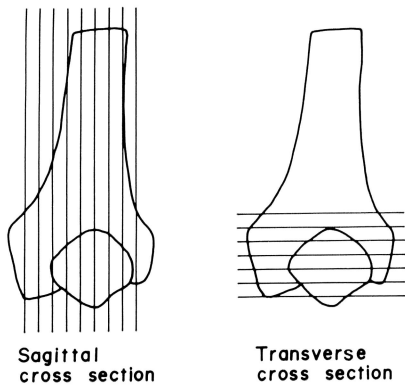


Fig. 7. The slice lines of the three-dimensional photoelastic model.

ラフィンとの混合物)に入れ, PA 150 型理研光弾性装置にて等色線と等傾線撮影を行い, さらにフソー FP 702 光弾性主応力解析装置にて主応力線図を作製した. 等色線写真で得られた縞次数からコントロールのグラフによって得た接触圧を比較検討し, 主応力線図から骨の内部応力の方向を観察した. 次に, 内反膝モデルと Maquet 手術モデルについても同様の処理をし分析を加えた.

III. 結 果

1. 二次元光弾性実験

1) 正常モデル

等色線図では 5° 屈曲の 大腿脛骨関節には 8

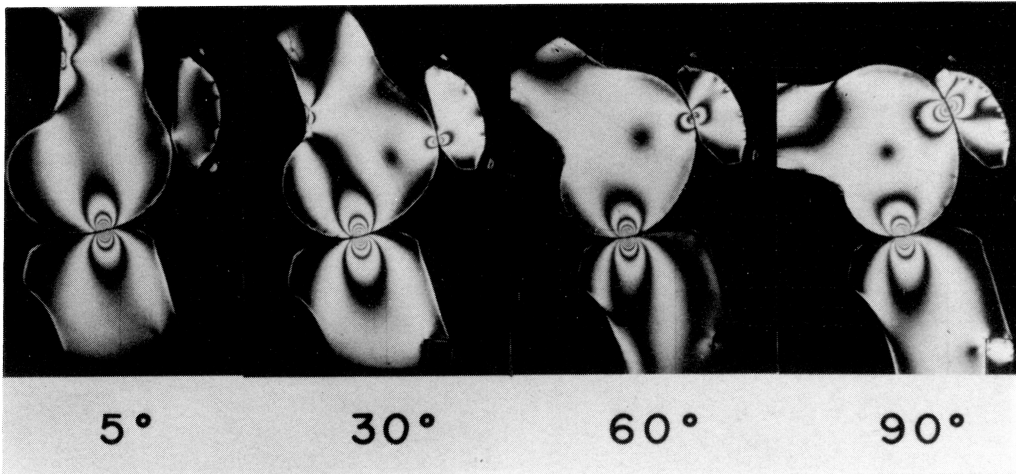


Fig. 8. Isochromatic patterns with increasing knee flexion of the two-dimensional photoelastic model.

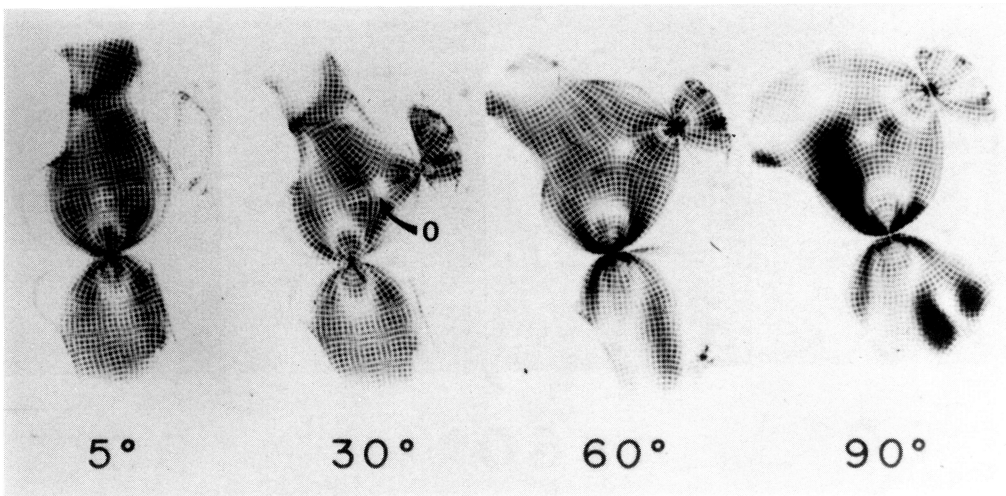


Fig. 9. Principal stress trajectories with increasing knee flexion of the two-dimensional photoelastic model.

次の接触圧を示す縞次数を認める、それに対して膝蓋大腿関節では接してはいるが縞は生じていない。膝屈曲角度が 30° ・ 60° ・ 90° と大きくなるに従い、大腿脛骨関節部の縞次数が8次と一定しているのに比べ、膝蓋大腿関節のそれは3, 4, 5次とその数が増え接触圧の増大を示す。また、膝蓋大腿関節の接触面は大腿骨側では骨幹部から顆部へと移動し、膝蓋骨側では遠位関節面から近位関節面へと移動する(Fig. 8)。主応力線図では 5° 屈曲においては膝蓋骨からの応力の影響がないため、大腿脛骨関節の接触面から生じた圧縮応力は大腿骨と脛骨の軸方向へと平行に走るが、 30° 以上になると膝蓋骨からの応力の増大に従って大腿骨顆部内での特異点(0点)が発生し主応力線の変化が生じる(Fig. 9)。

2) Maquet 手術(脛骨粗面浮上術)モデル
等色線写真から縞次数を求めた(Fig. 10)。
 5° 屈曲時には膝蓋大腿関節に接触圧を生じる所はなく、3cm浮上モデルでは膝蓋骨は大腿骨より離れ接触部を持たない。 30° 屈曲時には、脛骨粗面の浮上に従って膝蓋大腿

関節の接触圧を示す縞次数が3, 3, 2, 1次とその数が減り接触圧の減少を示すと同時に徐々に膝蓋骨低位となり、大腿骨側の接触面は変化しないが膝蓋骨側の接触面は徐々に近位関節面へと移っていく。 60° 屈曲時には膝蓋大腿関節の縞次数は4, 2, 3, 5次と、1cm浮上で2次へと下がった接触圧は2cmで3次へと上がり、3cm浮上では5次と正常モデルより高くなる。 90° 屈曲モデルではさらに正常モデルで初め5次であったものが、浮上に従って5次・4次・5次とその接触圧の減少があまり認めら

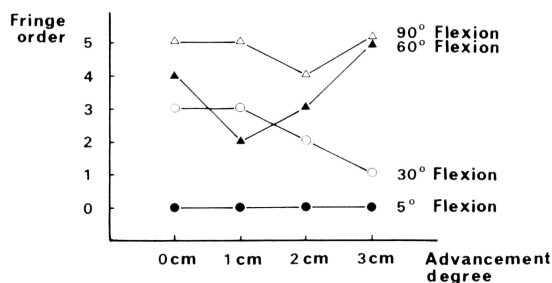


Fig. 10. Patello-femoral contact stresses following advancement of the tibial tuberosity.

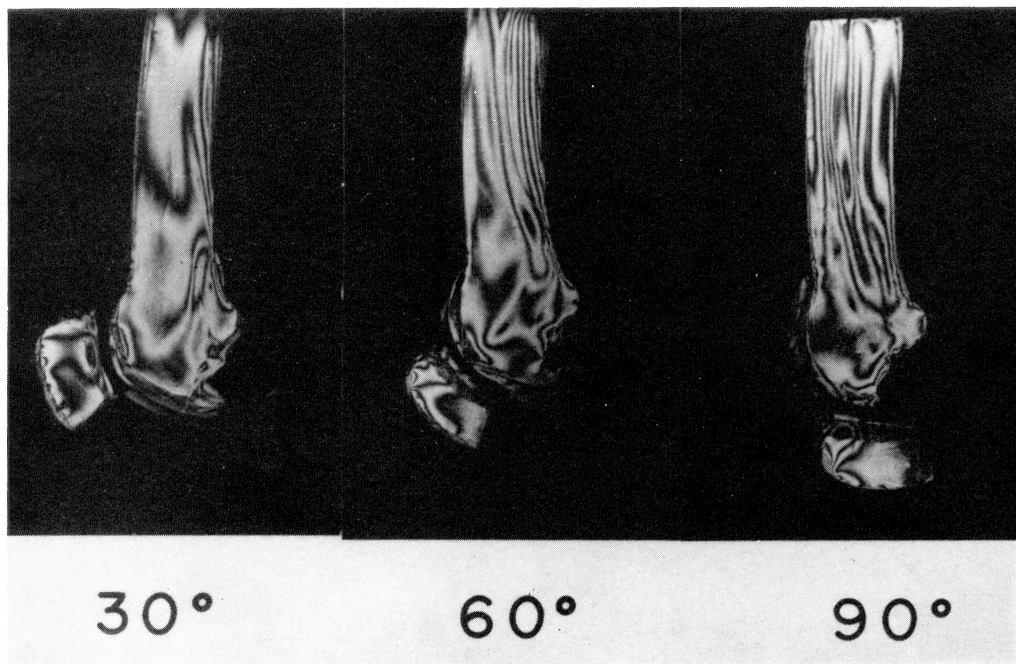


Fig. 11. Isochromatic patterns of the medial articular facet with increasing knee flexion.

れない。脛骨粗面の浮上に従い膝蓋骨は末梢方向へ移動するが、特に 3 cm 浮上させると約 1 cm 末梢へ移動する。また、 $60^{\circ} \cdot 90^{\circ}$ 屈曲時になると 1 cm 浮上ではあまりはっきりしないが、2 cm・3 cm 浮上で膝蓋大腿関節の接触面が膝蓋骨の近位端に集中してくると同時に遠位部の浮き上がり現象が認められる。

2. 三次元光弾性実験

1) 正常モデル

膝蓋大腿関節の矢状面切断で、膝蓋骨内側関節面において最も縞次数が多いものの等色線図を見ると (Fig. 11), 何れの角度においても内側関節面のうち最も縞次数が多い部分は、大腿骨顆部関節面の中心溝寄りにあり、大腿骨内顆部に強い接触面がないことがわかり、中心溝の部分で内側関節面に生じる圧を受けている。膝屈曲角度が $30^{\circ} \cdot 60^{\circ} \cdot 90^{\circ}$ と増すにつれ膝蓋骨は大腿骨顆部前面から大腿骨遠位端へと位置を変えていき、接触面は遠位関節面から近位関節面へと変化する。主応力差である縞次数はあまり変化しないが、モデルに生じる応力は複雑化するとともに増大が認められる。外側関節面の

等色線図 (Fig. 12) では内側関節面とは異なって、いずれの角度でも接触面と同軸に大腿骨外顆が含まれ外側関節面に生じる圧を支えている。

接触面は内側関節面と同様に遠位関節面から近位関節面へ変化する。そして明らかに接触圧とモデル内の応力が両方とも増大していく。内側および外側関節面に生じる圧差を比較し観察するために、膝蓋大腿関節部横断面の等色線図 (Fig. 13) を見ると、 30° 屈曲で縞次数は内外側関節面で等しいが屈曲角度が増すにつれ外側関節面で大きくなる。内側関節面は 4 次で変化がないが、外側関節面では 6 次が増え接触圧の増大を示す (Fig. 14)。さらに主応力線図 (Fig. 15) で見ると大腿骨に生じる最大主応力は、 30° 屈曲では膝蓋大腿関節から内外側に等しく、 60° 屈曲では外側の主応力が強くなり、 90° 屈曲では明らかに外側面の主応力が強くなる。

2) 内反膝脛骨外旋モデル (Fig. 16)

30° 屈曲では内側関節面に 1 次、外側関節面に 3 次と外側面に大きい接触圧が生じている

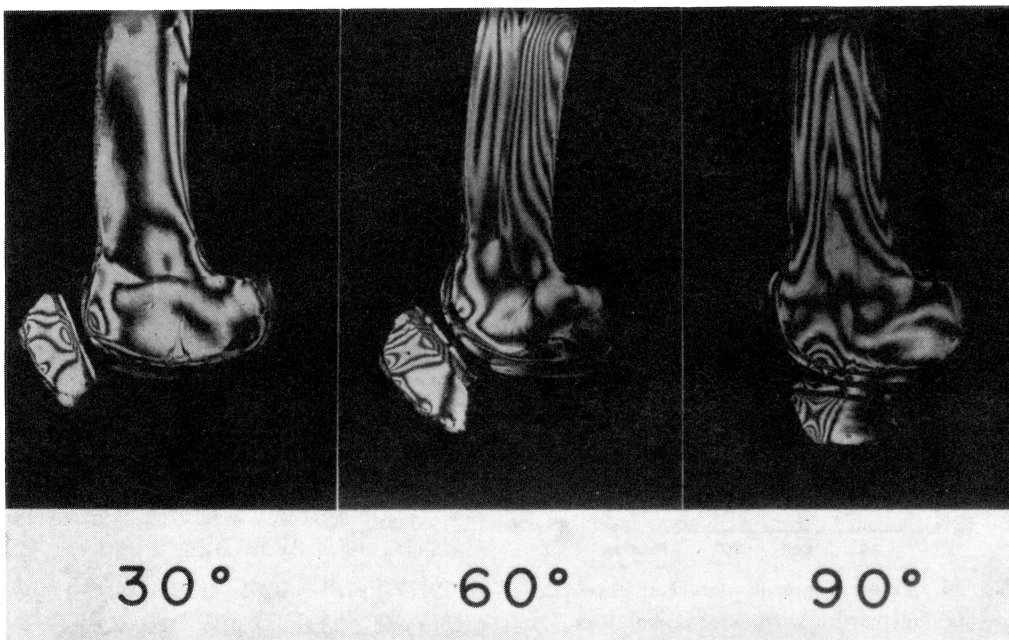


Fig. 12. Isochromatic patterns of the lateral articular facet with increasing knee flexion.

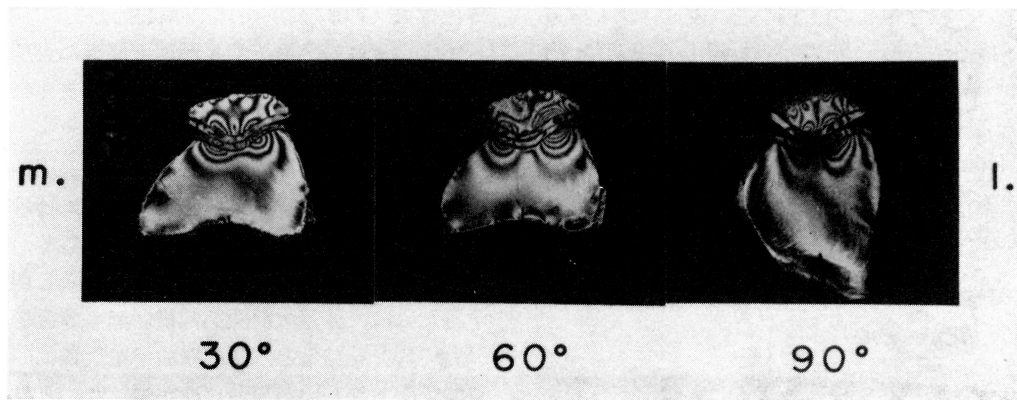


Fig. 13. Isochromatic patterns of the transverse cross section.

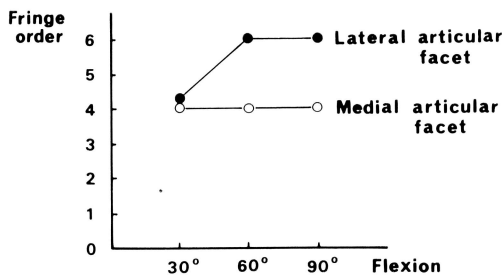


Fig. 14. Patello-femoral contact stresses following knee flexion.

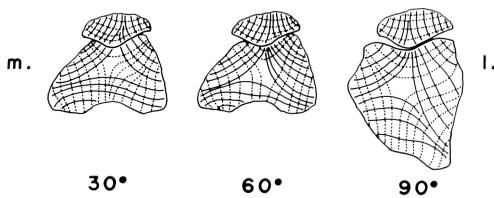


Fig. 15. Principal stress trajectories of the transverse cross section.

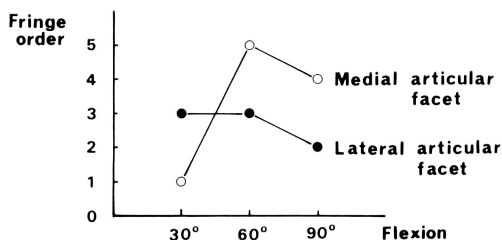


Fig. 16. Patello-femoral contact stresses in genu varum with external rotation of tibia.

が、60° 屈曲では内側関節面に 5 次、外側関節面に 3 次と内方に大きく逆転する。90° 屈曲位では内側関節面に 4 次、外側関節面に 2 次と、さらに外側面に比べて内側面の接触圧が大きくなる。

3) 内反膝脛骨内旋モデル (Fig. 17)

30° 屈曲では内側関節面に 5 次、外側関節面に 2 次と内側関節面に大きな接触圧が生じ、

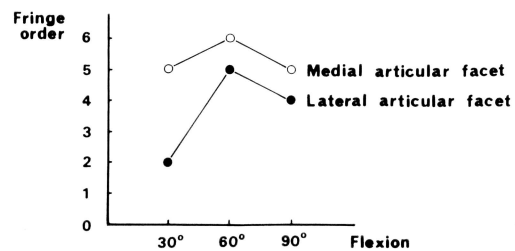


Fig. 17. Patello-femoral contact stresses in genu varum with internal rotation of tibia.

60°・90° 屈曲でも外側関節面より内側関節面により大きな接触圧が生じる。

4) Maquet 手術(脛骨粗面浮上術)モデル

60° 屈曲 3 次元モデル等色線図 (Fig. 18) を見ると、1 cm 浮上でも明らかに接触圧の減少がみられ、更に 2 cm・3 cm と浮上するに従って減少傾向にあるが、ただ 2 cm 浮上例で内側関節面にだけは接触圧の上昇をみた。これを縞次数 (Fig. 19) で見ると明らかであり、

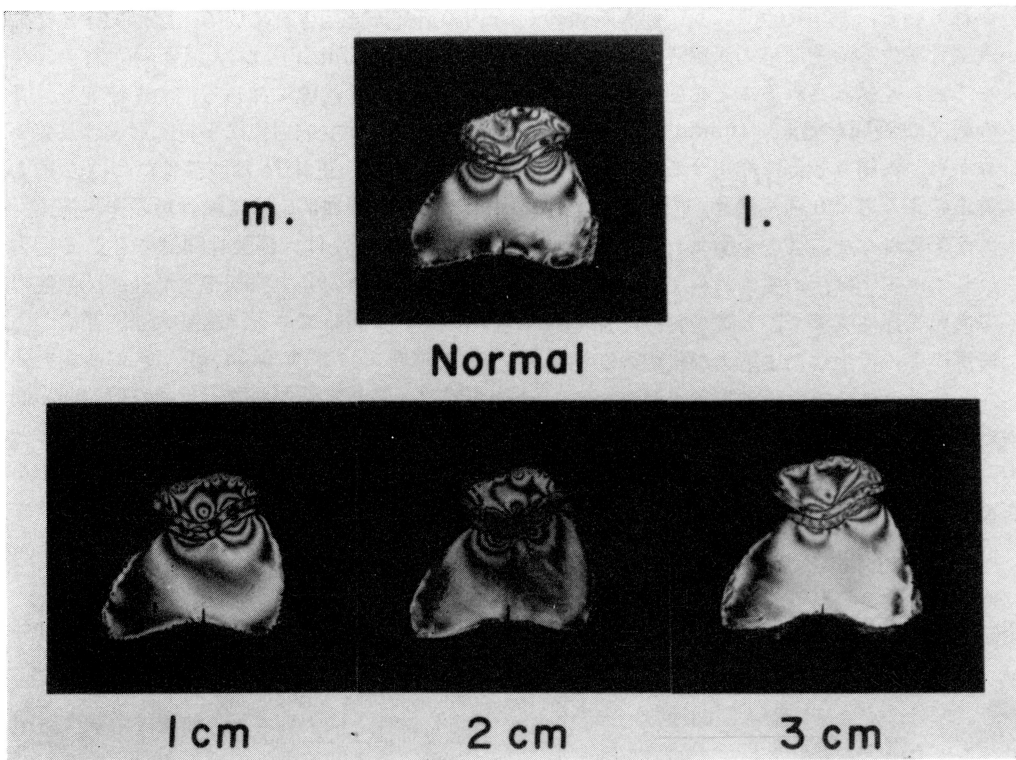


Fig. 18. Isochromatic patterns of the transverse cross section following advancement of the tibial tuberosity.

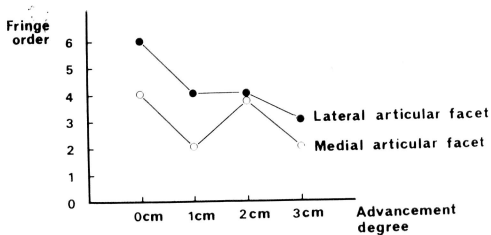


Fig. 19. Patello-femoral contact stresses following advancement of the tibial tuberosity.

1 cm 浮上で約 40 % と減弱した圧は、2 cm 浮上で 20 % とその効果が減少し、3 cm 浮上では 50 % の圧の減弱をみた。

IV. 考 察

1. 骨構造と応力について

光弾性実験の医学への応用は Zak¹⁰⁾ が歯科領域で使用したのが初めてで、それ以来整形外科

科領域では Milch¹¹⁾ Pauwels¹²⁾ らが、本邦では正林¹³⁾ 尾高¹⁴⁾ らが先駆者であり、現在に至るまで脊椎・膝関節・踵骨などの応力解析に应用されている。骨および関節の応力解析のために光弾性実験を行う際に常に問題となるのは、均一な樹脂モデルで軟骨・皮質骨・海綿骨といった種類の異なる材料でできた骨や関節に生じる応力を、どこまで生体に近い形で再現するかという点である。これについては辻ら¹⁵⁾ は工学的な見地から、表面に緻密層を持ち中央に空間がある梁の彎曲についての応力分布状態と、一様な物質より構成される場合の応力状態とがよく似通っていて、定量的な再現性を期待できることから、内部構造の複雑な骨も一つの弾性体と考えて光弾性実験で取り扱うことを是としている。

また、骨梁構造が骨に加わる体重の働きによって形成されるのか、それ以外に筋肉の影響をより強く受けるのかということに関して議論

が分かれている。Pauwels¹²⁾は、腸脛靱帯のない大腿骨に生じる彎曲応力が腸脛靱帯の張力によって著しく緩和されることを報告し骨模型のみの研究に疑問を唱え、Inman¹⁶⁾は力学的な計算から、大腿骨頸部に作用する筋及び腱の力は体重による力より強く働き、内部構造により大きな影響を与えることを報告している。これに反して尾高¹⁴⁾は、均質な材料で作製した模型の二次元光弾性実験で、大腿骨骨頭に加えられた荷重によって生じた主応力が実際の海绵骨構造と一致し、且つ主応力値の大小が骨梁の太さや密度と平行していることが認められたことから、内部構造を決定する力学的因子は、体重の荷重であり筋作用の関与は少ないと述べている。以上の結果から膝のモデル実験を行う際に、膝蓋骨の動きを直接導く大腿四頭筋以外に膝関節に影響を与える腸脛靱帯、大腿二頭筋、ハムストリングス、膝窩筋などを除去したモデルでも、充分に実際の膝蓋大腿関節の応力を再現できるものと考えた。さらに今回の実験で得られた膝 60° 屈曲における膝蓋大腿関節の主応力線は、実際の膝蓋大腿関節部の同じ平面での骨梁の走行とよく一致していることがわかり (Fig. 20)、モデル実験による応力分布が実際

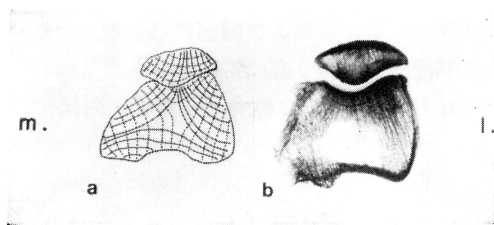


Fig. 20. Principal stress trajectory and bone trabecular pattern of the patello-femoral region. Principal stress trajectory is very similar to bone trabecular pattern.

a : principal stress trajectory.
b : bone trabecular pattern.

の骨の内部応力をよく反映すると思われる。

今回のような筋作用の少ない骨格系の光弾性実験でも、主応力線が骨梁構造とよく一致することから、光弾性実験法がしばしば骨の内部応

力の研究に応用されている。膝に関する光弾性実験では、Smith¹⁷⁾が大腿骨遠位端および脛骨近位端の骨端線に加わる応力を研究し、骨端線が引っぱり主応力線に平行に形成されていることを確認、正林¹³⁾は膝蓋骨について応力解析を行い膝屈曲に応じて横骨折の発生部位を推定し、岩田¹⁸⁾は大腿脛骨関節に生じる応力解析を行い骨折の発生機転や変形性膝関節症の成因について論じている。膝蓋大腿関節についての光弾性実験では Maquet⁶⁾が二次元光弾性実験で、膝蓋骨外側亜脱臼では外側の関節面および大腿骨外顆部に応力の集中がおこることについて述べ、森⁷⁾が脛骨粗面浮上術を行った場合の膝蓋大腿関節接触圧の減圧効果について簡単に報告しているのみで、膝蓋大腿関節についての三次元光弾性実験の報告はない。

2. 変形性膝蓋大腿関節症の成因について

変形性膝蓋大腿関節症を含め関節症は、一次性と二次性とに大別され、前者は特別の誘因なく加齢による関節軟骨の摩耗で発生するものとされ、後者は先天的あるいは後天的に関節の異常形態、外傷、関節炎、代謝異常などの原因をもとに発生したものとされてきた。しかし最近では一次性的なものも単純に老化による軟骨の摩耗現象とするより、むしろ大部分が器質的变化に帰因する biomechanical および biochemical reaction の二次性膝関節症と考えられてきた。伊勢亀¹⁹⁾は変形性膝関節症の原因について40歳以上の3176症例を分類しているが、下肢の骨性因子として下腿内捻57%、内反膝89.5%、膝関節や足関節の機能不全42.5%、膝関節の軟部組織的因子として半月障害33%、や靱帯障害34%による不安定膝を報告している。さらに、変形性膝関節症には肥満が82%も伴っていることも明らかにし、二次性の関節症がほとんどであるとしている。また、Maquet⁶⁾は体重の増加や膝の伸展障害さらにハイヒールの使用でさえも、容易に膝蓋大腿関節の接触圧を増加させ、変形性膝関節症の誘因となることを述べている。このように、一次性および二次性関節症の発生原因としてのさまざまな因子に、膝蓋

大腿関節に生じる大きな接触圧が加わることで、関節症が発生すると考えられる。

Reilly¹⁾ は力学的な計算から膝蓋大腿関節には、しゃがみ込んだ位置から立ち上がる際に最大 650 kg が、階段を昇り降りすると体重の 3.3 倍が、平地を歩く時には体重の 0.5 倍程度の荷重がかかることを報告している。Matthews ら²⁰⁾ の死体実験では膝蓋大腿関節には正常歩行で 44.6 kg、階段昇降で 170 kg という大きな力が加わることが報告されている。

以上のように、膝蓋大腿関節症の根本にその大きな荷重があることには異論はないが、さらにその構造から膝の内外反により膝蓋靱帯の力の作用方向に変化が生じ、膝蓋大腿関節の接触面や接触圧に大きな変化が生じる。腰野²¹⁾ は変形性膝関節症 800 関節を荷重時の X 線像で関節裂隙の狭小化の現れる部位によって分類を行っている。方法として膝関節を、内側部 medial (femoro-tibial) articulation, 外側部 lateral (femoro-tibial) articulation, 膝蓋大腿部 patello-femoral articulation の 3 つに大別しているが、膝蓋骨の関節面に障害を持つもののうち、内側・膝蓋型が 10.1% と最も多く、次に全型が 1.6%, 膝蓋大腿関節単独の障害が 0.9%, 外側・膝蓋型が 0.5% と、膝蓋大腿関節のみに障害を持つものは少ないことを報告している。さらに膝蓋大腿関節障害と下腿アライメントの関係に注目した岡本ら²²⁾ の研究で、内側・膝蓋型では FTA は平均 $182.5 \pm 4.5^\circ$ と内反膝を呈し膝蓋骨の内側関節面の障害が大多数を占めるのに対し、膝蓋大腿関節単独の障害では FTA は平均 $174.7 \pm 3.3^\circ$ とほぼ正常で、膝蓋骨の外側関節面の障害が大多数を占めることが確認されている。

今回の正常モデルの実験は膝蓋大腿関節単独の障害に相当し、膝 30° 屈曲では膝蓋骨の内外側関節面に等しい接触圧が働いているが、屈曲度が増加するにつれて外側関節面により大きな接触圧が生じている。関節症の発生原因の主たるものが関節に生じる大きな接触圧が長期間加わることであると考え、実験結果からみてより大きな接触圧が生じる膝蓋大腿関節の外側

面に障害が起こり易いと考えられる。Ficat ら²³⁾ も膝蓋大腿関節単独の障害では膝蓋骨外側面の関節症が一般的であるとし、その原因は生理的な外反膝により力の外方ベクトルが大きい結果であるとしている。

3. 膝蓋大腿関節面の変性と変形性膝関節症 (内反型) における脛骨の回旋について

近年内反膝を呈する変形性膝関節症において、脛骨が内旋しているのか反対に外旋しているのかという問題が討論されるようになってきた。この問題は膝蓋大腿関節症を伴った内反変形膝に対して高位脛骨骨切り術を施行する際に、脛骨を内旋するかあるいは外旋するかという手技上の問題に関係し、膝蓋大腿関節症の予後にも影響を与えるものである。この問題については現在 2 つの相対する意見がある、Solomon ら²⁴⁾ は膝関節症はその程度に応じて、一般的に膝の内反変形と脛骨の軽い内旋が存在すると記載し、Smillie ら²⁵⁾ は脛骨が内旋することによって歩行時に異常な荷重が内側大腿脛骨関節に加わり、その結果半月板の損傷さらに軟骨の変性を促し膝の内反変形と膝蓋大腿関節症を引き起こすとしている。加藤ら⁸⁾ は CT を使用した研究で内反変形膝では脛骨結節部は大腿骨に対して軽度内旋位を示し、脛骨の内捻が加わることで足関節は平均 16.3° 内旋を伴うことを報告している。この脛骨の内捻の原因としては脛骨上端の骨端線に微小骨折が発生し内側顆部の高さが減じること、さらに膝屈曲拘縮あるいは軽度の屈曲位歩行で、この改変部において脛骨内側上端を前方へ押し出す力が発生し、結果として脛骨上端全体は外捻することから脛骨全体から見れば内捻が生じるとしている。それに反して Trillat ら²⁶⁾ は内反変形膝には下腿の外旋と亜脱臼が伴っているとして、内反と外旋を同時に矯正する oblique high tibial osteotomy を考察した。平田ら²⁶⁾ も X 線上内反変形膝の 82% に脛骨の外旋を認め、小林ら⁹⁾ も CT を使用し脛骨の外旋が約 6° であることを報告している。内反変形膝の下肢の内・外旋の問題は下肢全体のアライメントと関

係し、膝関節の緩みや脛骨の内捻なども関与するため測定が難しく、同じ CT を使用した方法でも意見の分かれるところである。

この内外旋の問題を力学的に検討するために、今回の三次元光弾性実験では内反変形膝モデル作製に際し、脛骨を内旋したモデルと外旋したモデルの2種類を作製した。脛骨内旋モデルでは $30^\circ \cdot 60^\circ \cdot 90^\circ$ いずれの角度においても内側関節面により大きな接触圧が生じるのに比べ、脛骨外旋モデルでは $60^\circ \cdot 90^\circ$ のような大きな屈曲角では内側関節面に大きな接触圧が生じるが、膝屈曲 30° では外側関節面に大きな接触圧が生じる。日常生活で最も問題となるのは歩行であるが、歩行中体重がかかるのは $15^\circ - 40^\circ$ までの小さな屈曲角度であり、この使用頻度の高い角度において外側関節面の接触圧が大きいということは実際の臨床の結果と矛盾し、本実験からは内反変形膝には脛骨の内旋を伴うと考えるのが理解しやすい。内反変形膝に脛骨の内旋が伴う理由であるが、膝蓋大腿関節に生じる応力を考えると、正常膝関節では大腿骨の中心軸と膝蓋靭帯の軸には Q angle という生理的な外反があり膝蓋骨を外側に押し付ける力が働いている。この力が異常に働くと膝蓋骨の外側面の関節症や外方への亜脱臼を起こすが、反対に Q angle により膝蓋靭帯は内方へ牽引され、脛骨粗面を内旋させる力が働き脛骨および足先は内旋する。内旋した下腿でうまく歩くには下腿を外旋しなければならないが、この際に内側大腿脛骨関節に異常な外旋力がかかり軟骨の変性については、半月板の損傷及び骨の破壊となり急速に内反膝変形が進んでいく。さらに内反膝になると Q angle は小さくなり相対的に膝蓋骨の内方への力が強くなることで内側関節面の関節症を起こすと思われる。また内反変形膝には少なからず伸展障害があり、screw home movement が障害されておりこのことも脛骨の内旋の原因と考えられる。

4. Maquet の脛骨粗面浮上術について

膝蓋大腿関節障害においては膝蓋骨の変形、軟骨の変性、大腿骨膝蓋面の骨および軟骨の変

形変性、膝蓋大腿関節面の不整などが主に認められるがその原因の主たるものは膝蓋大腿関節に生じる大きな接触圧であることは明らかである。この大きな力がかかる膝蓋大腿関節に関して、Maquet²⁷⁾ が膝蓋靭帯を前方に移行することにより膝蓋大腿関節の接触圧を減少させ得るとする説を報告してから、この説をもとに多くの研究^{28), 29), 30)} がなされてきた。Maquet 手術の効果は脛骨粗面を浮上することで膝関節中心から膝蓋靭帯までの lever arm が延長し、膝蓋靭帯にかかる力 P_a が減少することと (Fig. 21), P_a と大腿四頭筋々力 M_v の作る角 β が開大することによって膝蓋骨を大腿骨に圧迫する力 R が著しく減少することである (Fig. 22)。Maquet³¹⁾ は 2 cm 浮上で約 50%, Bandi²⁸⁾ は 1 cm で約 33%, 腰野³²⁾ は 1 cm で約 40% の減少を報告している。今回の三次元光弾性実験の

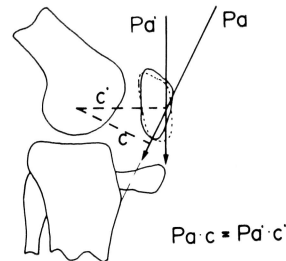


Fig. 21. Effect of an anterior displacement of the patella tendon on force P_a . P_a : force normally transmitted by the patella tendon when displaced forward. c : leverarm of P_a . c' : leverarm of P_a' . (Maquet, 1976)

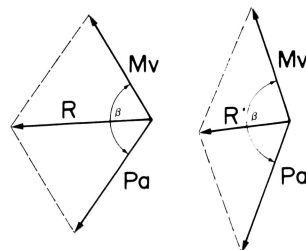


Fig. 22. Opening of the angle β formed by the line of action of M_v and P_a decreases the magnitude of resultant force R . (Maquet, 1976)

膝 60° 屈曲では 1 cm 浮上で約 40%, 2 cm 浮上で 20%, 3 cm 浮上で 50% の接触圧が減少し Maquet の説の有効性が確認できた。しかし今回の 3 次元光弾性実験では, 1 cm 浮上で 40% も接触圧が減少したが, 2 cm 浮上では 20% しか減少せず, 浮上を大きくすればそれだけ圧が減少するとは限らないことが確認できた。これは脛骨粗面浮上術によって膝蓋骨が下方へ引き下げられると同時に, 膝蓋骨下端が前方へ引き上がり膝蓋骨の上端が大腿骨と関節面を形成するために, 接触面積が減り接触圧が相対的に高くなることが原因と考えられる。

実際に膝関節の側面 X 線写真より脛骨粗面浮上度 1 cm・2 cm・3 cm と, 脛骨粗面の骨切りの長さ 5 cm・10 cm, それに膝屈曲 30°・60°・

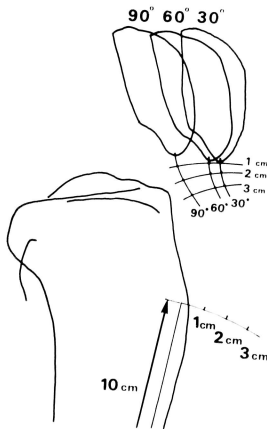


Fig. 23. The changes of the patellar position following knee flexion and advancement of the tibial tuberosity.

90° のそれぞれで膝蓋骨がどのように変化するかを作図してみると, 浮上を大きくするほど, 骨切りが短いほど, さらに膝屈曲が増すほど膝蓋骨の変位が大きいことがわかる (Fig. 23)。以上のことより Maquet の脛骨粗面浮上術の

効果は, 膝屈曲 60° までの平地歩行や階段昇降では理想的に働くが, 座位からの立ち上がりやしゃがみ込みからの立ち上がりといったより大きな膝屈曲を必要とする動作では必ずしも効果的でないと考えられた。脛骨粗面の浮上する大きさについても, Maquet³¹⁾ が皮膚の壊死がおこらない最大の高さとして 2—2.5 cm の浮上を勧め, Heatley ら³³⁾ も 2 cm の浮上を行っている。しかし脛骨粗面を高く浮上する両者に共通して, 美容上の醜形と発生頻度は少ないが皮膚の壊死を伴うことが報告されている。さらに近年高度浮上することにより, 接触面積の縮小や接触面が変化することで, 必ずしも接触圧の理論的な減少が得られないことがわかり, Ferguson³⁴⁾ は実験から 1.25 cm の浮上で 57—83% の膝蓋大腿関節の接触圧が減少することを報告し過度の浮上を行っていない。また, 中村ら³⁵⁾ はたとえ 1 cm の浮上でも接触面の変化を生じ, stress の増大を招くとして低浮上でよいとしている。本邦においては諸家の報告^{28), 32), 34)} や今回の研究で 1 cm 浮上でも十分に接触圧の減少が確認されており, 欧米人に比べ小さい邦人においてあまり高く浮上することは, 合併症を増すと考えられ, 正座を生活習慣とする我々には 1 cm 前後の浮上で十分にその目的を達することができると思われる。

稿を終るにあたり, 御指導と御校閲をいただきました川崎医科大学整形外科渡辺良教授, 実験の機会を与えて下さり, 御指導をいただいた野口耕司講師に深く感謝いたします。さらに, 御協力いただいた川崎医科大学整形外科教室秋山直美研究補助員に感謝いたします。

なお本論文の要旨は, 第 62 回中部日本整形外科災害外科学会 (1984 年 4 月大阪) にて発表した。

文 献

- 1) Reilly, D. T., Martens, M.: Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femorall joint reaction force for various activities. Acta Orthop. Scand. 43: 126—137, 1972
- 2) 伊勢亀富士朗, 磯田功司: 膝関節負荷面の移動相における圧の研究. 三越厚生事業団研究年報 12: 65—68, 1976

- 3) 津布久雅男, Seedhom, B.: 膝蓋大腿関節の Stress と 接触面積に関する研究. 日整会誌 50: 1023—1035, 1976
- 4) Henche, H. R., Künzi, H. U., Morscher, E.: The areas of contact pressure in the patello-femoral joint. *Int. Orthop.* 4: 279—281, 1981
- 5) Hehne, H. J., Schlageter, M., Riede, U. N.: Experimental patello-femoral contact print measurement. *2Reports. Z. Orthop.* 119: 405—411, 1981
- 6) Maquet, P. G. J.: *Biomechanics of the Knee.* Springer-Verlag, Berlin, 1976, pp. 118—120
- 7) 森 義明: 膝蓋軟骨軟化症に対する脛骨粗面浮上術. 手術 7: 779—785, 1979
- 8) 加藤哲也, 八木知徳, 佐々木鉄人, 須々田幸一, 門司順一, 清水一由: 変形性膝関節症における下腿の回旋について. 膝 4: 44—50, 1978
- 9) 小林 昌, 姫野礼吉, 上崎典雄, 豊永敏宏, 光安知夫, 近間英明: 変形性膝関節症(内反型)における下腿の回旋について. 整形外科 29: 753—758, 1978
- 10) Zak, B., Brunn: Photoelastische Analyse in der Orthodontischen Mechanik. *Z. f. Stomat.* 22—37: 87—103, 1935
- 11) Milch, H.: Photo-elastic studies of bone forms. *J. Bone and Joint Surg.* 22: 621—626, 1940
- 12) Pauwels, F.: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz-und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. *Z. Anat. Entw.*, 114: 129, 1948
- 13) 正林陽高: 骨模型の光弾性実験. 日整会誌 28: 37—68, 1954
- 14) 尾高淳一郎: 光弾性実験による大腿骨及び踵骨の研究. 日整会誌 31: 57—58, 1957
- 15) 辻 二郎, 西田正孝, 河田幸三: 光弾性実験法. 第8版. 東京, 日刊工業新聞社. 1965, pp. 383
- 16) Inman, V. T.: Functional aspect of the abductor muscle of the hip. *J. Bone and Joint Surg.*, 29: 607—619, 1947
- 17) Smith, J. W.: The relationship of epiphysial plates to stress in some bones of the lower limb. *J. Anat.*, 96: 58—78, 1962
- 18) 岩田清二: 膝変形における荷重相の光弾性実験的研究. 日整会誌 45: 491—502, 1971
- 19) 伊勢亀富士朗: 変形性膝関節症. 山本 真, 杉岡洋一, ニノ宮節夫編: 変形性関節症のすべて. 第1版. 東京, 医歯薬出版株式会社. 1982, pp. 91—103
- 20) Matthews, L. S., Sonstegrd, D. A., Henke, J. A.: Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop. Scand.* 48: 511—516, 1977
- 21) 腰野富久: 関節リウマチ周辺疾患の手術療法. 伊丹康人, 西尾篤人編: 整形外科 Mook 1. 金原出版. 1978, pp. 243—266
- 22) 岡本連三, 腰野富久: 膝蓋・大腿関節障害と下肢アラインメントの関係について. 臨整外 14: 235—242, 1979
- 23) Ficat, R. P., Hungerford, D. S.: *Disorders of the Patello-femoral Joint.* Baltimore, Williams and Wilkins, 1977, pp. 185
- 24) Solomon, L., Helfet, A. J.: *Disorders of the Knee.* 2th ed. Philadelphia, J. B. L. Lippincott Company. 1963. pp. 190
- 25) Smillie, I. S.: *Diseases of the Knee Joint,* Churchill Livingstone, London, 1974, pp. 312—314
- 26) 平田宗興, 明石武彦: 高位脛骨斜回旋骨切り術. 膝 4: 66—73, 1978
- 27) Maquet, P.: Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Un traitement biomécanique de l'arthrose fémoro-patellaire. L'avancement du tendon rotulien, *Rev. Rhum.* 30: 779—783, 1963
- 28) Bandie, W.: Chondromalacia Patellae and Femoropatellae Arthrose. *Helv. Chir. Acta, Supple.* 11, 1972
- 29) Groeneveld, H. D.: Neuere Möglichkeiten der Behandlung der femoro-patellaren Arthrose. *Z. Orthop.* 111: 527—529, 1973

- 30) Fulkerson, J. P.: Anteromedialization of the tibia tuberosy for patellofemoral malalignment. Clin. Orthop. 177 : 176—181, 1983
- 31) Maquet, P.: Advancement of the Tibial Tuberosity, Clin. Orthop. and Related Research, 115 : 225—230, 1976
- 32) 腰野富久：膝蓋・大腿関節のバイオメカニクスと臨床. 膝 3 : 61—71, 1977
- 33) Heatley, F. W., Patrick, J. H.: A three-year prospective study of the tibial tubercle advancement operation. J. Bone and Joint Surg. 61-B : 518—519, 1979
- 34) Ferguson, A. B.: Elevation of the insertion of the patellar ligament for patellofemoral pain. J. Bone Joint Surg. 64-A : 766—771, 1982
- 35) 中村信也, Sheedhom, B. Ellis, M.: 脛骨粗面前方移行術による接触面の 変化と膝蓋大腿圧について. 整形外科 バイオメカニクス 4 : 209—214, 1983