

膝蓋大腿関節の力学的研究

第2報 切断肢実験

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10月28日受付)

A Biomechanical Study of the Patello-femoral Joint in the Amputated Knee

Koujirou Akashi

Department of Orthopaedic Surgery
Kawasaki Medical School

(Accepted on October 28, 1985)

膝蓋大腿関節の接触面積や接触圧が、膝屈曲に従ってどのように変化するかを切断肢を用いて測定した。その際正常の関節面を持つものと変性を起こしたものとを比較し、関節面の変性が接触面積や接触圧に及ぼす影響を明らかにした。さらに膝蓋大腿関節の疾患に対して行われる脛骨粗面浮上術の効果についても論じた。

- 1) 膝蓋大腿関節の接触面積は、正常例では膝屈曲が増すにつれ増加する。変性例では屈曲 60° までには増加するが、それ以上になるとあまり増加しない。
- 2) 膝蓋大腿関節の接触圧は、関節軟骨が正常でも変性していても、膝屈曲 60° 以上での接触圧の増加が大きい。
- 3) 膝蓋骨の外側関節面には、内側関節面の 1.5 倍の接触圧がかかる。これは外側関節面に障害が多い原因の一つと考えられる。
- 4) 脛骨粗面浮上術は日常の歩行や階段昇降といった膝屈曲 60° までの活動での除痛を最大の目的として低浮上でおこなうべきである。

In the amputated knee, the contact area and the pressure of the patello-femoral joint were measured in order to investigate changes under knee flexion.

Comparisons were made of the changes in normal and degenerative cartilage, and the effects that degenerative cartilage exerts on the contact area and pressure were elucidated. In addition, the effects encountered when Maquet's operation is indicated for patello-femoral arthrosis were discussed.

- 1) The contact area of the normal patello-femoral joint increases with knee flexion. In degenerative cases, it increases up to 60° of knee flexion but does not increase very much beyond that.
- 2) In spite of damage to joint cartilage, the contact pressure of the patello-femoral joint increases to much over 60° of knee flexion.

3) As heavy contact pressure originates at the lateral facet of the patella, cartilaginous disorders are apt to occur at the lateral facet.

4) Maquet's operation (Advancement of tibial tuberosity) must be performed in low advancement under 60° of knee flexion.

Key Words ① Patello-femoral contact area ② Patello-femoral contact stress
③ Patello-femoral arthrosis

I. はじめに

膝蓋大腿関節は膝蓋骨が大腿骨の関節溝を滑動する特異な構造をしており、関節の屈伸によって接触面と接触圧が随時変化する。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倍といった大きな力がかかることが報告¹⁾されており機械的な障害を受けやすい関節でもある。膝蓋大腿関節の接触面積や接触圧を観察することは、障害の発生機転を明らかにし、その効果的な治療を探る上において意味がある。正常の膝蓋大腿関節の接触面積や接触圧についての報告^{2), 3)}はこれまでも散見されるが、本実験では正常な膝蓋大腿関節とともに、変性した膝蓋大腿関節の接触面積と接触圧を測定して比較検討した。さらに膝蓋大腿関節症の治療に関して考察を加えた。

II. 実験材料

年齢61歳から81歳までの高齢者で、血管系の疾患のため切断した下肢を使用した。全例7例のうち正常な膝蓋大腿関節面を持つ切断肢が2例、軟骨面に著しい変性が存在する切断肢が5例であった。

III. 実験方法

1. 接触部位、接触面積測定法

関節軟骨接触面積測定法としては、関節造影法⁴⁾、関節軟骨染色法⁵⁾、関節鋳型法⁶⁾などがある。関節造影法は手技が複雑であり、膝蓋大腿関節のように構成体が互いに大きく移動する関節では正確さに欠けること、関節軟骨染色法は一度軟骨が染まってしまうと、色々な角度での頻回の使用に耐えないことなどから、今回は関

節鋳型法を使用することにした。Walkerら⁶⁾は鋳型法としてアクリル樹脂を脛骨大腿関節に使用した。膝蓋大腿関節の接触面積に関しては、本邦では津布久⁷⁾や中村ら⁸⁾が、シリコン樹脂による鋳型法で測定し報告している。今回の実験では、歯科用精密印象材(Vericolaroma dust free)を使い、膝蓋大腿関節の接触面積を測定した。

膝を中心とした標本の大腿骨および下腿骨を15cmずつ残して切断し、筋肉は大腿直筋腱のみを残してあとは切除した。Maquetの脛骨粗面浮上術⁹⁾にしたがって膝蓋靭帯を付けた状態で脛骨粗面を切離した後、元の位置にねじ釘で再固定し脛骨端を髓内にセメント固定したバーを介して固定台に設置した。大腿側は全長30cmとし大腿直筋腱を把持したピアノ線を介し、滑車を使って5kgの荷重を加えた(Fig. 1)。膝屈曲角度を0°・30°・60°・90°・120°に設定し、それぞれの膝蓋大腿関節に印象材をはさみ込んだあとに、5kgの荷重を3分間かけ、印象材の硬化を待って取り出し、紙

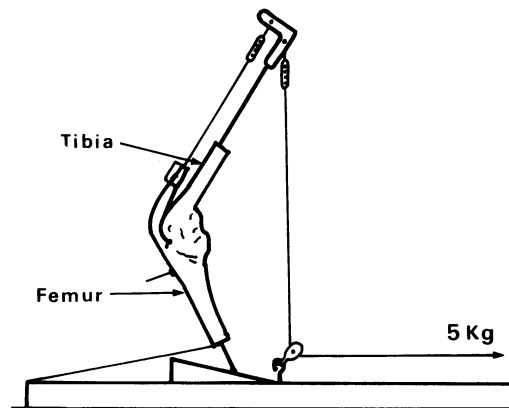


Fig. 1. Experimental model and installation.

面上にトレイスした。接触面積は polar planimeter で測定した。接触部位は印象材で 鋳型した石膏の大腿骨、膝蓋骨の関節面に、接触面積を測定した印象材を重ね合わせて記録した。また脛骨粗面を 1 cm, および 2 cm 浮上させて同様の測定を行った。

2. 接触圧測定法

接触面積測定に使用したのと同じ実験装置、実験材料を使用した。接触圧測定のためには、富士フィルム プレスケール 超低下用 ($5-25 \text{ kg/cm}^2$), 低下用 ($10-100 \text{ kg/cm}^2$) を使用し、膝蓋大腿関節にはさみ込んで、瞬間圧として 10 秒間 5 kg の荷重を加えて発色させ、富士プレスケール濃度計 FPD 201 を使って接触圧を測定した。さらに脛骨粗面を 1 cm, および 2 cm 浮上させて同様の測定を行った。

3. 小型圧センサーによる接触圧測定法

正常膝蓋大腿関節面を持つ 2 例の実験モデルの接触面積、接触圧を測定した後、膝蓋骨の内側関節面に、3 個ずつ計 6 個の超小型圧力変換器 PS-B 型 (直径 6 mm, 厚さ 0.6 mm 共和電業社製) を埋没固定した。固定にはシリコンゴムを使用して関節面に対してセンサーの表面が平行になるようにしかつ弾力性を持たせた (Fig. 2)。切断肢は膝屈曲角度を 0° , 20° , 60° , 90° , 120° と連続的に変えて接触圧を測定した。得られた値はマイクロコンピューターを使って、デジタル変換し記録した。

IV. 結 果

1. 膝蓋大腿関節接触部位および接触面積

1) 正常膝蓋大腿関節について

膝蓋骨関節面での接触部は内側と外側の関節

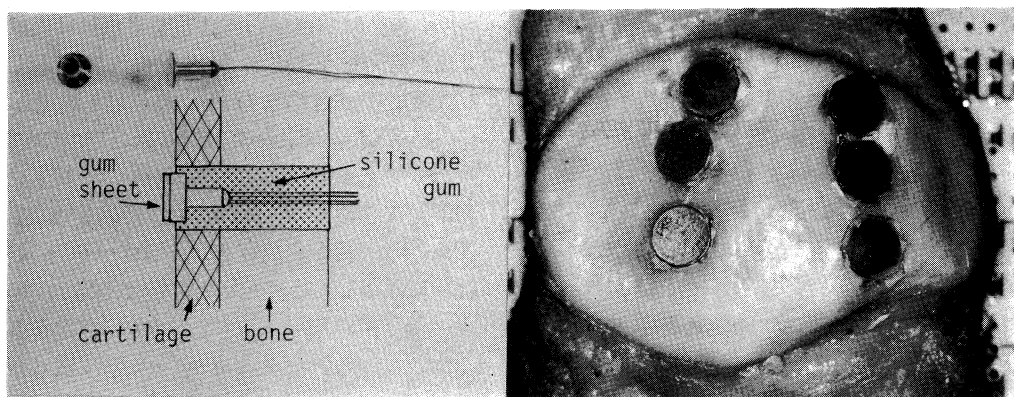


Fig. 2. Miniature piezoresistive transducer suitable for contact stress measurement and stat of stallation.

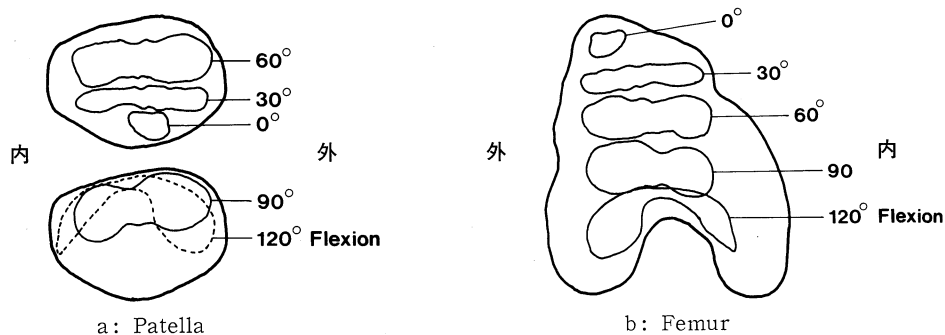
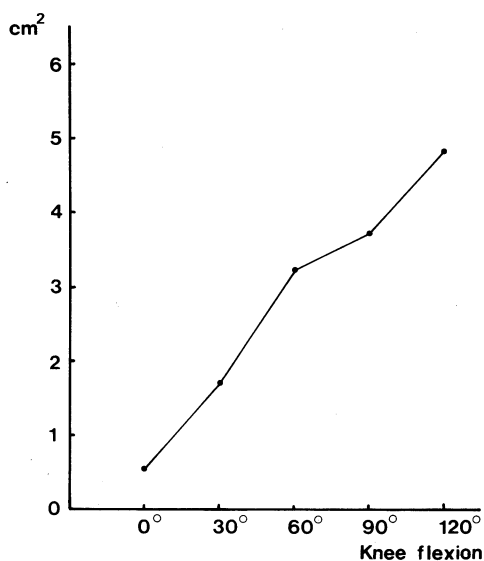
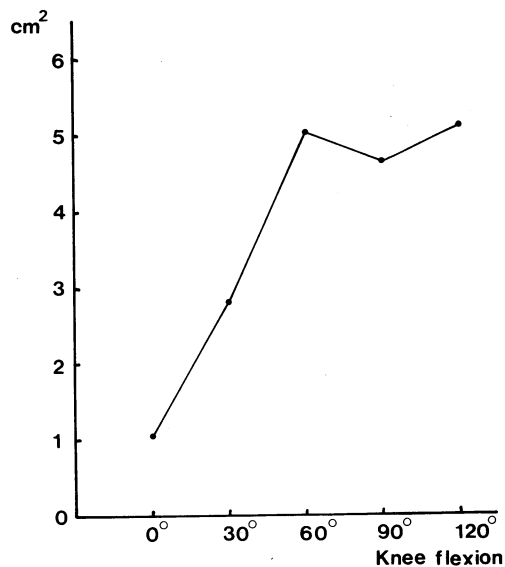


Fig. 3. Changes of contact locations in normal patello-femoral joint.



a: Normal patello-femoral joint.



b: Degenerative patello-femoral joint.

Fig. 4. Changes of contact areas.

面が繋がり、楕円形ないし砂時計形を呈し、膝関節伸展位から屈曲 60° の間で、関節面の遠位部から近位部へと移動する。膝屈曲 60° から 90° の間ではほぼ同じ部位で接触している。屈曲 120° になると接触部は膝蓋骨の内外関節面の 2 つに分かれる (Fig. 3-a)。大腿骨関節面の接触部は、膝伸展位から屈曲 90° までの間では、角度の増加に従って関節面を近位端から両顆分岐までスムーズに移動するが、屈曲 120° では内外両顆部に分かれる (Fig. 3-b)。接触面積の平均値は屈曲角度の増加につれて徐々に増大していき、屈曲 30° では 1.7 cm² であったものが、屈曲 60° では 2 倍の 3.3 cm²、屈曲 120° では約 3 倍の 4.9 cm² と増大した (Fig. 4-a)。

脛骨粗面浮上によって接触面積の平均値は、いずれの屈曲角度でも減少する。屈曲 60° まではそれほど著しくないが、屈曲 60° 以上では 2 cm 浮上で 50% 減少する (Fig. 5)。

2) 変性膝蓋大腿関節について

膝蓋骨関節面での接触部は、軟骨の変性部位に従って変形しいびつな形となり、膝屈曲角度によっては連続性が断たれる (Fig. 6-a)。大

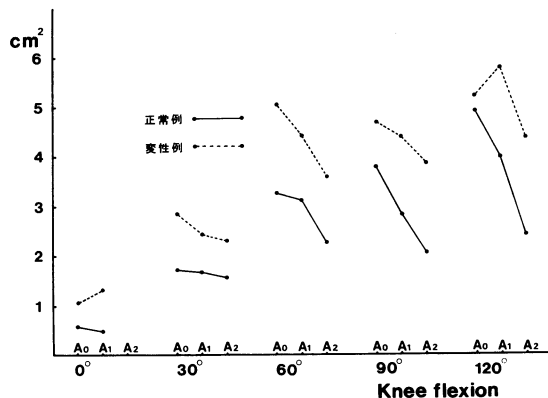


Fig. 5. Changes of contact areas following advancement of the tibial tuberosity.

腿骨関節面での接触部は、膝屈曲 30° から 60° の間では接触部の移動が少ない (Fig. 6-b)。接触面積の平均値は、膝屈曲 30° で 2.8 cm²、屈曲 60° で 5.2 cm² と増加が見られるが、屈曲 90° 以上では正常例の様に増加しない (Fig. 4-b)。

脛骨粗面浮上術によって、接触面積の平均値は減少するが、正常例のように屈曲 60° 以上でも減少は著しくない。また屈曲 120° のように 1 cm 浮上で反対に接触面積が増加することもある (Fig. 5)。

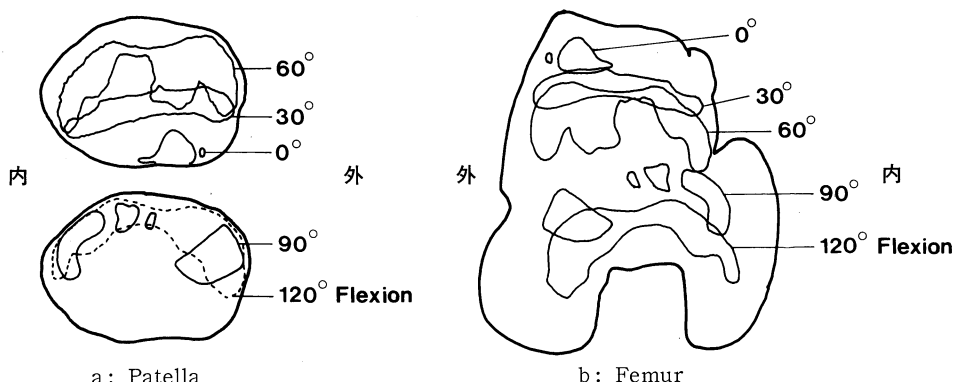


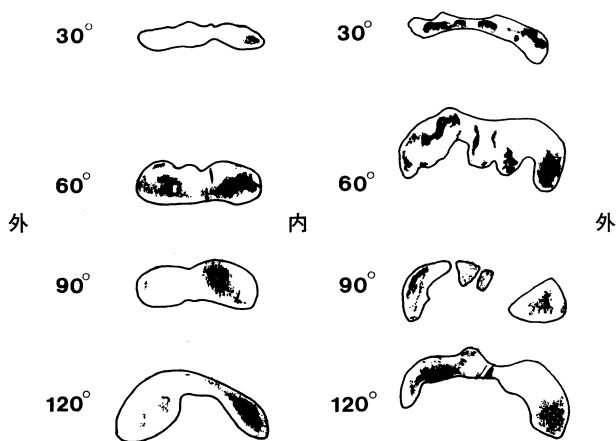
Fig. 6. Changes of contact locations in degenerative patello-femoral joint.

2. 膝蓋大腿関節接触圧

1) 正常膝蓋大腿関節について

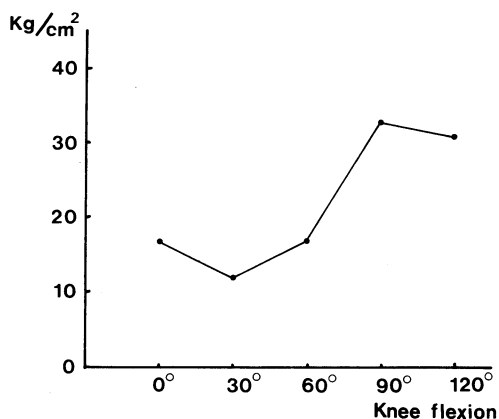
接触圧の分布は一様で内外側接触面のそれぞれの中心に圧の高い部分が見とめられた (Fig. 7-a). 最大接触圧の平均値は膝伸展位から屈曲 60° まではあまり変化がなく、屈曲 60° から 90° の間で高くなり、屈曲 90° から 120° までは再びあまり変化しない (Fig. 8-a).

脛骨粗面浮上によって、最大接触圧の平均値は膝屈曲 30° では、1 cm 浮上で 30% 減少し、2 cm 浮上では 50% 減少したが、屈曲 60° 以上になると反対に増加する場合もあり、脛骨粗面浮上

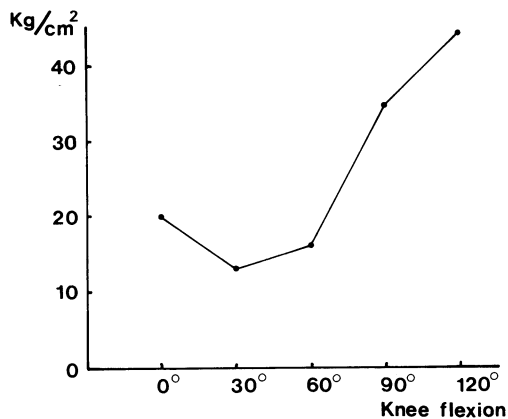


a: Normal patello-femoral joint. b: Degenerative patello-femoral joint.

Fig. 7. Distributions of contact pressures.



a: Normal patello-femoral joint.



b: Degenerative patello-femoral joint.

Fig. 8. Changes of maximum contact pressures.

術によって必ずしも接触圧が下がるとは限らないことが確認された (Fig. 9).

2) 変性膝蓋大腿関節について

接触圧分布は一様でなく、圧の高い部位も数カ所に分散していたが (Fig. 7-b), 最大接触圧の平均値は膝屈曲 90° までは正常例とほとんど差がなかった (Fig. 8-b). 膝屈曲 120° になると正常例よりも高くなった.

脛骨粗面浮上によって、最大接触圧の平均値は膝屈曲 30° では、1 cm 浮上で 30%, 2 cm 浮上で 50% へと減少したが、屈曲 60° 以上になると反対に増加する場合もあり、正常例とともに

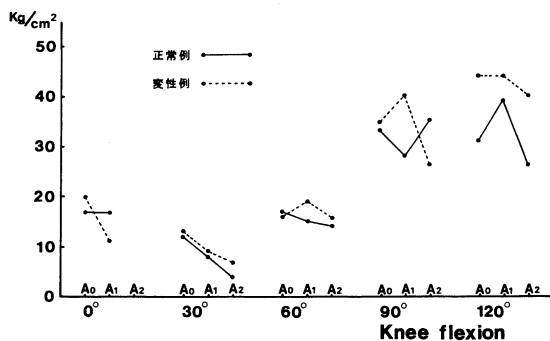


Fig. 9. Changes of maximum contact pressures following advancement of the tibial tuberosity.

屈曲 60° 以上での脛骨粗面浮上術の効果が不安定なことが示唆された (Fig. 9).

3. 小型圧センサーにより計測した膝蓋大腿関節接触圧

小型圧センサーを使った実験では、圧容量が低いため 10 kg で頭打ちとなっているが、接触圧の上昇部は膝蓋骨の内外側関節面とも、膝関節の屈曲に従って遠位部から近位部へと移動している。遠位部のセンサーは外関節面では内関節面の 2 倍の接触圧を感知し、中心部のセンサーは、外関節面では内関節面より高い接触圧をより長く感知していた。さらに近位部のセンサーでも同様な結果をみた。いずれにしても外側関節面には内側関節面に比べ、より高い接触圧が加わる傾向があった (Fig. 10).

V 考 察

近年膝蓋大腿関節についての研究が進み、接触部位、面積、圧についての報告^{2), 3), 7)} が見られるようになってきた。膝蓋大腿関節は脛骨大腿関節と共に、大きな接触圧がかかる変性しやすい関節であり、それによって日常

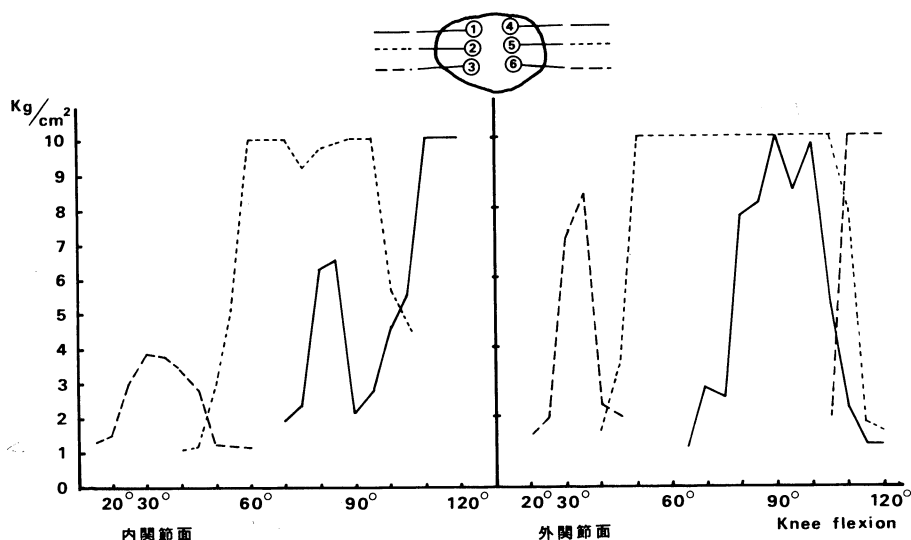


Fig. 10. Changes of contact pressures measured by the miniature piezoresistive transducer.

生活上に支障をきたしやすい重要な関節である。しかし接触面の移動が激しく大きな圧の変化を持つため非常に研究のしにくい関節である。

著者は第1報¹¹⁾で光弾性の実験結果にもとづき、膝蓋大腿関節の力学的報告を行った。第1報はモデル実験による研究であったが、実際の膝蓋大腿関節において正常の関節の接触部位、面積、圧の状態を知り、それが変性によってどのように変化するかを知るために今回は切断肢による研究を行った。

膝蓋大腿関節面の接触についてのこれまでの研究は、ほとんどが正常の軟骨を持った膝関節を使ったものであり、軟骨が変性した関節面の接触部位、面積、圧についての報告は少ない。膝蓋大腿関節面の接触については Goymann⁵⁾ が膝蓋骨の関節面に染料を塗布し、大腿骨に写しとる染色法により、津布久ら⁷⁾ や Wang⁹⁾ は、鋳型法により報告している。接触部位、面積については、いずれの研究者も膝屈曲角度が0°から90°へと増すにつれ接触面積は増加し、膝蓋骨の内外関節面の両方とも、接触部位が遠位関節面から近位関節面へと移動することを報告している。Goymann⁵⁾ は膝屈曲0°から徐々に増加した接触面積は、屈曲60°で最大3.97 cm²となり、それ以後徐々に減少し、屈曲135°で最少0.96 cm²となると報告している。それに反して、津布久ら⁷⁾ は膝屈曲0°から45°にかけて平均で3.95 cm²の最高値に達し、屈曲75°で軽度の減少を示すが、屈曲90°から120°にかけて4.0 cm²の付近で平衡を維持していると報告している。著者の研究では、正常軟骨膝では同様に膝屈曲0°から60°にかけて接触面積が増加して、3.3 cm²に達し、その後も屈曲120°まで徐々に増加し4.8 cm²となる。それに比べ、軟骨変性膝では膝屈曲60°まで徐々に増加して5.1 cm²となるがそれ以後は正常例のように増加せず5 cm²で平衡状態となる。接触面積は膝蓋骨や大腿骨の大きさで異なり、一律に述べることはできないが、こうした屈曲60°以上での接触面積の変化の違いは、軟骨変性別では主に屈曲60°以上での大腿骨側の

接触面軟骨の変性或欠損が大きいため接触面積が正常例のように増加しないことによると考えられる。こうした結果から考えてみると、Goymann⁵⁾ や津布久ら⁷⁾の結果は変性軟骨を持つ関節の接触面積の変化とよく似ている。

膝蓋大腿関節の接触圧の研究では、Henche¹⁰⁾は膝蓋大腿関節に圧測定プレートをはさみ込んで測定しているが、屈曲90°で200 mmHgの圧を、屈曲が増すにつれ200 mmHgよりさらに高くなることを報告している。それに対し中村ら³⁾は膝蓋大腿関節のstressの変化を表すためにプレスケールによって最高接触圧を測定している。それによると膝屈曲60°までの最高接触圧が屈曲60°以上の時よりも高い結果となっている。しかし一般的にいうと伸展位よりも、膝屈曲位の方が接触圧が高いことが考えられる。著者は切断肢の固定に際し、日常の膝使用時のように大腿骨と脛骨が垂直軸に対して同じ角度になるように設置して、プレスケールによって測定したところ、屈曲0°から60°までは最高接触圧が10—20 kg/cm²を示したのに比べ、屈曲60°以上では急激に増加し、屈曲90°では約2倍の30—40 kg/cm²を示すことが確認された。関節軟骨の変性には膝屈曲60°以上での最高接触圧の増大という力学的な要因も関与していることが推測される。小型圧センサーによる接触圧測定の結果も、屈曲角度が増すにつれ増大しており、外側関節面には内側関節面より高い接触圧を示している。これは第1報¹¹⁾の光弾性モデル実験でも同様の測定結果が得られており、外側関節面に障害が起こりやすい原因になっていると考えられる。また、最高接触圧は軟骨の変性に関係なく正常例とほぼ同じであるが、接触面の形はいびつになり、接触部位も移動が少なく、接触圧の分布も一様でない。これによって、大腿四頭筋筋力をスムーズに下腿の伸展力として作用させるための支点としての膝蓋骨の持つ機能が失われ、そのために支持力や運動能力の低下をきたすと考えられる。こうした軟骨が変性した膝蓋骨の支点としての支持力を改善し、臨床的な改善をはかるために脛骨粗面浮上術が考案され、現在広く行わ

れている。第1報¹¹⁾では脛骨粗面浮上術の理論や効果について述べ、脛骨粗面浮上術は初期に提唱されていた3 cmもの浮上は必要ではなく、むしろ屈曲角度によっては接触圧を上げる逆効果があることを指摘し、邦人では1 cmの浮上で十分効果があることを述べた。

膝蓋大腿関節の接触圧を測定した研究では、Ferguson¹²⁾や中村ら⁸⁾は、1 cm程度の浮上でさえも角度によっては接触圧の増大をきたすことがあることを報告し、膝蓋大腿関節の複雑さを指摘している。今回行った著者の実験でも軟骨の正常、異常の如何にかかわらず最高接触圧の平均値は屈曲30°では、1 cm浮上で30%、2 cm浮上で50%減少しているが、屈曲60°以上では必ずしも減少せず、反対に角度によっては増加する場合もあることが認められている(Fig. 9)。脛骨粗面浮上術を行うにあたって、どの程度浮上するのが適当かという問

題については、力学的な単純計算では、2 cm浮上させるのが良いが、実際には術後の脛骨粗面部の醜形や正座時の障害が報告されており、1 cm程度の浮上が適当であると考えられる。また1 cm程度の浮上では、屈曲60°以上での接触圧の増大という問題も起こりにくいと思われる。結局脛骨粗面浮上術は、日常の歩行や階段昇降といった屈曲60°前後までの活動での除痛を最大の目的として低浮上で行うべきであると考えられる。

稿を終えるにあたり、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に深く感謝いたします。また御協力いただきました胸部心臓血管外科勝村達喜教授、ならびに川崎医科大学整形外科教室秋山直美研究補助員および教職員各位に感謝いたします。

なお本論文の要旨は、第13回整形外科基礎研究会(1985年4月名古屋)にて発表した。

文 献

- 1) Reilly, D. T. and Martens, M.: Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop. Scand.* 43:126—137, 1972
- 2) Hehne, H. J., Schlageter, M. and Riede, U. N.: Experimental patello-femoral contact print measurement. 2 Reports. *Z. Orthop.* 119:405—411, 1981
- 3) 中村信也, Sheedhom, B.: 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. *整形外科バイオニクス* 4:209—214, 1983
- 4) Maquet, P. G., Van de Berg, A. J. and Simonet, J. G.: Femorotibial weight-bearing areas. *J. Bone Joint Surg.* 57-A:766—771, 1975
- 5) Goymann, V. and Müller, H. G.: New calculation of the biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical significance. *The knee joint. Recent advances in basic research and clinical aspects. Proceedings of the International Congress*, 16—21, 1973
- 6) Walker, P., Hajek, J. V.: The load bearing area in the knee joint. *J. Biomech.* 5:581—589, 1972
- 7) 津布久雅男, Sheedhom, 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
- 8) 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
- 9) Wang, C. J.: A Study of the Patellofemoral contact in human knees. *J. med. Soc. N. J.* 75:383—386, 1978
- 10) Henche, H. R., Kunzi, H. U. and Morscher, E.: The areas of contact pressure in the patello-femoral joint. *Int. Orthop.* 4:279—281, 1981

- 11) 赤司浩二郎: 膝蓋大腿関節の力学的研究. 川崎医会誌 11 : 75—89, 1985
- 12) Ferguson, A. B.: Relief of patellofemoral contact stress by anterior displacement of the tibial-tubercle. J. Bone Joint Surg. 61-A : 159—1566, 1979