画像解析による大腿四頭筋の作用方向と大きさの同定に関する研究*

松田 光正^{*1}, 岩 壺 卓三^{*2}, 伊 吹 竜大^{*3}
黒 坂 昌弘^{*4}, 水 野 清典^{*5}, 柴 沼 均^{*6}Identification of the Resultant Force Direction and Magnitude
of Quadriceps Femoris by Video Image AnalysisMitsumasa MATSUDA, Takuzo IWATSUBO, Tatsuhiro IBUKI,
Masahiro KUROSAKA, Kiyonori MIZUNO and Nao SHIBANUMA

When patellar dislocation occurs in the knee joint, surgical treatment is needed as soon as possible. The mechanism of patellar dislocation must be elucidated to ensure optimum surgical treatment of each patient. We studied proximal patellar movement in the standing position. The 3-D geometry of the articular surface of the femur and the patella and the attachment point of the tibial tuberosity were constructed from successive cross-sectional plane MRI images. 3-D patellar movement was constructed from front and side images of the knee joint taken by X-ray video imaging. The force exerted on the patella can be determined from these data. As a result, it was found that the direction of the quadriceps force is parallel to the Mikulitz line on the front view of the knee joint, and the magnitude increases monotonically to 800 Newtons and remains constant thereafter.

Key Words: Biomechanics, Muscle and Skeleton, Image Processing, Medical Engineering, Quadriceps Muscle, Patellar Movement, Patellar Dislocation

1. 緒言

膝関節に生ずる疾患に反復性膝蓋骨脱臼がある。これは自然治癒せず経過と共に障害が顕著となるため、手術による矯正が必要となることがある。そしてこの疾患に対して効果的な手術を行うためには、膝蓋骨脱臼のメカニズムを明らかにする必要がある。

膝蓋骨脱臼のメカニズムの解析に関して、岩壺ら⁽¹⁾による研究がある。そこでは膝関節最大伸展位において膝蓋骨を移動させる際、大腿四頭筋による合力は大転子の高さから一定の大きさで作用するとしている。ところが実際の大腿四頭筋は多数の筋肉群が複雑に組み合わさったものであり、またその力も能動的に変化するため、大腿四頭筋合力の作用方向と大きさをこのように仮定することが適切であるかは疑問である。

大腿四頭筋は膝蓋骨脱臼に影響を与える重要な要因の一つであるため、膝蓋骨脱臼のメカニズムを解析するためには大腿四頭筋の影響を明らかにしなければならない。しかし大腿四頭筋を解析することは難しく、Edward S. Groodら⁽²⁾の研究等、屍体膝に外力を加える実験にとどまっている。本研究では生体膝を対象とし、膝関節最大伸展位における膝蓋骨の挙動を画像解析することによって大腿四頭筋合力の作用方向および大きさを求めることを目的とする。

大腿四頭筋を一つの筋肉と仮定し、その中枢側はある一点に仮想的に付着し、遠位側は膝蓋骨に付着しているものとする。また膝関節最大伸展位において、膝蓋骨は大腿四頭筋合力、膝蓋腱張力、および大腿骨からの垂直抗力を受けて移動するものとする。膝関節最大伸展位において大腿四頭筋が弛緩した状態では、膝蓋腱はたるんだ状態にある。そのためこの状態から大腿四頭筋を緊張させると、膝蓋骨は大腿骨面に沿って大腿四頭筋合力の作用方向へ移動する。また、大腿四頭筋最大収縮時には膝蓋骨に働く力が釣り合い膝蓋骨は静止する。この2つの状態について膝蓋骨に働く力の釣り合いを考えることにより、大腿四頭筋を一つの

* 原稿受付 1996年8月1日。

*¹ 正員, 神戸大学大学院自然科学研究科 (〒657 神戸市灘区六甲台町1-1)。*² 正員, 神戸大学工学部 (〒657 神戸市灘区六甲台町1)。*³ 神戸大学大学院。*⁴ 神戸大学医学部 (〒650 神戸市中央区楠町7-5-1)。*⁵ 三木市民病院 (〒673-04 三木市加佐58-1)。*⁶ 三田市民病院 (〒669-13 三田市けやき台3-1-1)。

筋肉としたときの中樞付着点を決めることができ、それより膝蓋骨移動中の各瞬間における大腿四頭筋の作用方向を決定できる。大腿四頭筋の作用方向がわかれば、力のつり合いより能動的に変化する大腿四頭筋合力の大きさを、受動的に変化する膝蓋腱に働く張力より求めることができる。上記の解析を、膝関節最大伸展位における膝蓋骨の挙動を撮影したX線VIDEO画像と膝関節の連続CT画像をもとに行う。

2. 座標系の定義及び変換式

2.1 大腿骨座標系 膝蓋骨は大腿骨表面に沿って移動するため、以下のように大腿骨上に座標系 (ξ, η, ζ 座標系) を定義し、そこで解析を行う。

図1に左足の大腿骨の正面図、側面図および平面図を示す。まず大腿骨軸中樞方向に ζ 軸ととり、 ζ 軸が法線となる面で ζ 軸が大腿骨表面と交差する点 (原点) を含む平面を ξ, η 平面とする。次に大腿骨の内顆、外顆が一致する軸を内外顆軸とし、 η 軸を内外顆軸の ξ, η 平面上への射影と平行になるようにとる。最後に η および ζ 軸に垂直な方向で前向きに ξ 軸をとる。このように設定した座標系を大腿骨座標系と呼ぶことにする。

2.2 カメラ座標系 膝蓋骨の挙動の撮影方法を図2に示す。被験者を膝伸展位で仰臥位とし、大腿四頭筋を弛緩させた状態から大腿四頭筋を緊張させたときの膝蓋骨の挙動を膝関節の正面および側面から撮影し、その場合の膝蓋骨の動きについて解析を行った。膝蓋骨の挙動をX線VIDEO画像上で測定するために、以下のようにカメラ座標系 ($O\text{-}XYZ$ 座標系) を定義する。

まず内外顆軸方向を Y 軸とする。そして Y 軸が法線となる面で、大腿骨軸と大腿骨表面との交点 (原点) を含むものを XZ 平面とする。そしてこの平面上で大

腿骨軸中樞方向に近くなるよう Z 軸ととり、 Y 軸と Z 軸の外積方向を X 軸とする。このように設定した座標系をカメラ座標系と呼ぶことにする。図3にその様子を示す。

このような座標系に合うよう、膝蓋骨の挙動をX線撮影する際以下の点に注意して行う。(a) 側面から撮影する際は大腿骨内顆と外顆が重なるように内外顆軸方向の外顆側から撮影する。(b) 正面から撮影する際は側面で撮影した方向と直交するようにする。

2.3 座標の変換式 解析を大腿骨座標系で行うために、カメラ座標系で得られた膝蓋骨の動きを大腿骨座標系に変換しなければならない。以下にその変換式を示す。

大腿骨座標系の各軸方向単位ベクトルを $\mathbf{e}_\xi, \mathbf{e}_\eta, \mathbf{e}_\zeta$ 、カメラ座標系の各軸方向単位ベクトルを $\mathbf{e}_X, \mathbf{e}_Y, \mathbf{e}_Z$ 、内外顆軸方向の単位ベクトルを $\mathbf{e}_c$ とする。またX線VIDEO側面像 (XZ 平面) 内で大腿骨軸が Z 軸となす角度を θ 、X線VIDEO正面像 (YZ 平面) 内で大腿骨軸が Z 軸となす角度を ϕ とする。

大腿骨軸がカメラ座標系上で $\mathbf{e}_\zeta = (X_\zeta, Y_\zeta, Z_\zeta)$ と表されるとすると、

$$X_\zeta = Z_\zeta \tan \theta \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$Y_\zeta = Z_\zeta \tan \phi \quad \dots\dots\dots (2)$$

が成り立つ。それゆえ

Fig.2 Schematic representation of X-ray video imaging apparatus for patellar movement

Fig.1 Femoral coordinates

Fig.3 Camera coordinates

$$k_Q = \frac{\sqrt{X_\zeta^2 + Y_\zeta^2 + Z_\zeta^2}}{Z_\zeta} = (\tan^2 \theta + \tan^2 \phi + 1)^{1/2} \quad \dots\dots(3)$$

と置くと、 $\mathbf{e}_\zeta$ は以下のように表される。

$$\mathbf{e}_\zeta = \left(\frac{\tan \theta}{k_Q}, \frac{\tan \phi}{k_Q}, \frac{1}{k_Q} \right) \quad \dots\dots(4)$$

一方、内外顆軸方向単位ベクトル $\mathbf{e}_c$ は

$$\mathbf{e}_c = \mathbf{e}_Y = (0, 1, 0) \quad \dots\dots(5)$$

である。

$\mathbf{e}_\xi$ は $\mathbf{e}_c$ および $\mathbf{e}_\zeta$ に直交しているので、外積より求める。

$$\mathbf{e}_c \times \mathbf{e}_\zeta = \frac{1}{k_Q} \mathbf{e}_X - \frac{\tan \theta}{k_Q} \mathbf{e}_Z \quad \dots\dots(6)$$

$$|\mathbf{e}_c \times \mathbf{e}_\zeta| = \frac{1}{k_Q} (1 + \tan^2 \theta)^{1/2} \quad \dots\dots(7)$$

ここで、

$$k_c = k_Q |\mathbf{e}_c \times \mathbf{e}_\zeta| = (1 + \tan^2 \theta)^{1/2} \quad \dots\dots(8)$$

とくと、 $\mathbf{e}_\xi$ は以下になる。

$$\mathbf{e}_\xi = \frac{\mathbf{e}_c \times \mathbf{e}_\zeta}{|\mathbf{e}_c \times \mathbf{e}_\zeta|} = \left(\frac{1}{k_c}, 0, -\frac{\tan \theta}{k_c} \right) \quad \dots\dots(9)$$

$\mathbf{e}_\eta = \mathbf{e}_\zeta \times \mathbf{e}_\xi$ より、

$$\mathbf{e}_\eta = \left(-\frac{\tan \theta \tan \phi}{k_Q k_c}, \frac{1 + \tan^2 \theta}{k_Q k_c}, -\frac{\tan \phi}{k_Q k_c} \right) \quad \dots\dots(10)$$

以上より

$$\mathbf{e}_\xi = \left(\frac{1}{k_c}, 0, -\frac{\tan \theta}{k_c} \right) \quad \dots\dots(11)$$

$$\mathbf{e}_\eta = \left(-\frac{\tan \theta \tan \phi}{k_Q k_c}, \frac{1 + \tan^2 \theta}{k_Q k_c}, -\frac{\tan \phi}{k_Q k_c} \right) \quad \dots\dots(12)$$

$$\mathbf{e}_\zeta = \left(\frac{\tan \theta}{k_Q}, \frac{\tan \phi}{k_Q}, \frac{1}{k_Q} \right) \quad \dots\dots(13)$$

よってカメラ座標系上の点 (X, Y, Z) を大腿骨座標系上の点 (ξ, η, ζ) へ変換する式は次式となる。

$$\begin{pmatrix} \xi \\ \eta \\ \zeta \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{k_c} & 0 & -\frac{\tan \theta}{k_c} \\ -\frac{\tan \theta \tan \phi}{k_Q k_c} & \frac{1 + \tan^2 \theta}{k_Q k_c} & -\frac{\tan \phi}{k_Q k_c} \\ \frac{\tan \theta}{k_Q} & \frac{\tan \phi}{k_Q} & \frac{1}{k_Q} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} \quad \dots\dots(14)$$

3. 解析方法

3.1 力学的特性の仮定 解析を行う上で、以下のような仮定を行う。

(1) 膝蓋大腿関節の潤滑は非常によいため関節面での摩擦はないものとする。

(2) 大腿四頭筋を一つの筋肉とし、大腿四頭筋中枢側はある1点に仮想的に付着しているものとする。

(3) 大腿骨関節面の前面は平坦であるため、膝関節

最大伸展位において膝蓋骨と大腿骨は1点で接触するものとする。

(4) 大腿四頭筋の合力、および膝蓋腱の張力は膝蓋骨の重心に作用するものとする。

(5) 大腿四頭筋の合力は膝蓋骨の重心と大腿四頭筋中枢付着点を結ぶ線上で作用し、膝蓋腱張力は膝蓋骨の重心と脛骨結節を結ぶ線上で作用するものとする。

3.2 膝蓋骨移動過程 被験者を膝伸展位で仰臥位としたとき、大腿四頭筋を弛緩させると膝蓋腱はたるんだ状態にあることが単純レントゲンにより確認される。そのため、この姿勢で大腿四頭筋を弛緩状態から緊張させると、図4に示すような過程をたどる。最初大腿四頭筋が弛緩した状態では膝蓋腱はたるんだ状態にあり、膝蓋骨は大腿四頭筋の合力と大腿骨からの垂直抗力のみを受けて移動する。そして膝蓋腱が自然長となったのち、膝蓋骨は大腿四頭筋の合力と大腿骨からの垂直抗力と膝蓋腱による張力で移動し、力が釣り合う位置で静止する。

3.3 膝蓋骨に作用する力の定式化 膝蓋骨は大腿四頭筋の合力、大腿骨からの垂直抗力および膝蓋腱による張力を受けながら移動するが、解析を行う上でこれらを以下の成分に分けて考える。

膝蓋骨の移動方向単位ベクトルを $\mathbf{e}_v$ 、膝蓋骨が大腿骨から受ける垂直抗力の方向を $\mathbf{e}_N$ とする。膝蓋骨は微小時間内では接触面と平行に移動すると考えられるので、 $\mathbf{e}_v$ は $\mathbf{e}_N$ と直交している。そしてこの2方向に直交するように $\mathbf{e}_\theta$ を決めることにより、三次元直交座標系ができる。この座標系で膝蓋骨に働く力のつり合いを考えると、膝蓋骨は $\mathbf{e}_N$ 、 $\mathbf{e}_\theta$ 方向へは移動しないため以下の関係式が成り立つ。

$$F_1 \mathbf{e}_{F1} + F_2 \mathbf{e}_{F2} + N \mathbf{e}_N = \alpha \mathbf{e}_v \quad \dots\dots(15)$$

Fig.4 Moving process of patella

①Patellar tendon is slack. ②Patellar tendon is natural length. ③Quadriceps force is max, and patella remains stationary.

($\vec{F}_1$: Quadriceps Force, $\vec{F}_2$: Tension of patellar tendon, $\vec{N}$: Contact force between patella and femur)

ここで F_1 は大腿四頭筋合力の大きさ、 F_2 は膝蓋腱張力の大きさ、 N は垂直抗力の大きさであり、 e_{F1} 、 e_{F2} 、 e_N はそれぞれの方向の単位ベクトルである。また α は未知係数である。式(15)において、膝蓋骨が移動している間は移動方向の合力成分が存在するため $\alpha \neq 0$ であり、3力がつり合って膝蓋骨が静止したときに $\alpha=0$ となる。

3.4 大腿四頭筋中枢付着点の決定 大腿四頭筋の中枢付着点を大腿四頭筋が弛緩した状態と、膝蓋骨に働く力がつり合った状態から求める。

大腿四頭筋弛緩時から動き始めた瞬間(状態aとする)の力のつり合い式は次式となる。

$$\alpha e_{va} = F_{1a} e_{F1a} + N_a e_{Na} \quad \cdots(16)$$

$$F_{1a} e_{F1a} = \alpha e_{va} - N_a e_{Na} \quad \cdots(17)$$

上式において e_{va} はX線VIDEO画像における膝蓋骨の動きより、また e_{Na} は大腿骨および膝蓋骨の3次元形状を用いて接触状態を調べることににより得られる。

一方、膝蓋骨に働く力がつり合った時(状態bとする)の力のつり合い式は次式となる。

$$F_{1b} e_{F1b} + F_{2b} e_{F2b} + N_b e_{Nb} = 0 \quad \cdots(18)$$

$$F_{1b} e_{F1b} = -F_{2b} e_{F2b} - N_b e_{Nb} \quad \cdots(19)$$

上式において e_{Nb} 、 e_{F2b} は大腿骨及び膝蓋骨の3次元形状より求まる。 F_{1b} については文献⁽³⁾の値

$$F_{1b} = 803.60 \text{ [N]} \quad \cdots(20)$$

を使用し、 F_2 は文献⁽⁴⁾で示されている膝蓋腱の伸びと力の関係を近似した式

$$F_2 = -3670L^3 + 5330L^2 + 3840L \quad \cdots(21)$$

(L [cm]:膝蓋腱の伸び)を用いて求めるものとする。

以上により e_{Nb} 、 e_{F2b} 、 F_{1b} 、 F_{2b} は与えられた。よって式(19)より N_b を求めることができる。

式(19)の両辺を2乗すると、

$$F_{1b}^2 = F_{2b}^2 + N_b^2 + 2F_{2b}N_b e_{F2b} \cdot e_{Nb} \quad \cdots(22)$$

$$D = F_{2b} e_{F2b} \cdot e_{Nb} \quad \cdots(23)$$

とおくと、式(22)は

$$F_{1b}^2 = F_{2b}^2 + N_b^2 + 2DN_b \quad \cdots(24)$$

$$N_b^2 + 2DN_b + (F_{2b}^2 - F_{1b}^2) = 0 \quad \cdots(25)$$

となる。よって N_b は、

$$N_b = -D \pm \sqrt{D^2 - (F_{2b}^2 - F_{1b}^2)} \quad \cdots(26)$$

となる。

さてここで膝蓋骨の重心の座標を P 、大腿四頭筋中枢付着点の座標を Q とすると、式(17)より次式が成り立つ。

$$Q - P_a = \beta e_{F1a} = s e_{va} + t e_{Na} \quad \cdots(27)$$

また、式(19)より次式が成り立つ。

$$Q - P_b = \gamma e_{F1b} = u(-F_{2b} e_{F2b} - N_b e_{Nb}) \quad \cdots(28)$$

式(27)、(28)の β 、 γ は未知係数である。

式(27)、(28)より、

$$Q = P_a + s e_{va} + t e_{Na} = P_b - u(F_{2b} e_{F2b} + N_b e_{Nb}) \quad \cdots(29)$$

が成り立つ。式(29)に含まれる未知数は s 、 t 、 u の3つであるためこれを解くことができ、その結果、大腿四頭筋中枢付着点が決定できる。

3.5 膝蓋骨移動中における大腿四頭筋合力の同定

2.5節で膝蓋骨に働く力の定式化を行った。この力を e_v 、 e_N 、 e_e の各成分に分け、それぞれの方向において力のつり合いを考えることにより、膝蓋骨移動中における大腿四頭筋合力の大きさを求めることができる。

e_v 、 e_N 、 e_e 各方向に対する力のつり合い式は以下のようになる。

$$F_1 e_{F1} \cdot e_v + F_2 e_{F2} \cdot e_v \neq 0 \quad \cdots(30)$$

$$F_1 e_{F1} \cdot e_N + F_2 e_{F2} \cdot e_N + N = 0 \quad \cdots(31)$$

$$F_1 e_{F1} \cdot e_e + F_2 e_{F2} \cdot e_e = 0 \quad \cdots(32)$$

式(32)より、

$$F_1 = -F_2 \frac{e_{F2} \cdot e_e}{e_{F1} \cdot e_e} \quad \cdots(33)$$

式(33)において、 e_e はX線VIDEO画像より得た e_v と、コンピュータ上で三次元形状モデルを作成し、それを接触させることにより得た e_N から求めることができ、 e_{F1} は膝蓋骨の重心座標と3.4節で求めた大腿四頭筋の中枢付着点の座標より求まる。また e_{F2} は膝蓋骨の重心座標と脛骨結節の位置から求め、 F_2 は2.6節でも述べたように文献⁽⁴⁾の膝蓋腱の伸びと力の関係を用いて算出できる。よって式(33)より、膝蓋骨移動中における大腿四頭筋の合力の大きさが求まる。

3.6 解析の方法 本研究では、膝蓋骨の動きをX線VIDEO画像より求め、垂直抗力方向を膝蓋骨および大腿骨の三次元形状の接触状態より求める。膝蓋骨の動きはX線VIDEO画像をコンピュータ上で連続静止画像としたのち、その中の任意の画像から大腿骨および膝蓋骨の輪郭形状を得る。そしてこの輪郭に定点と軸を定め他の静止画像に重ね合わせることににより移動量と回転量を測定する。

一方、膝蓋骨及び大腿骨をCTを用いて ξ 、 η 平面でスライスした断面形状上に節点を書き込み、節点形状を作成する。そして上下のスライス間で近接した3節点を結ぶ三角形で膝蓋骨及び大腿骨の表面を埋めることにより、各三次元形状を作成する。これらの形状をX線VIDEO画像より得た動きに従って動かすことにより接触状態を調べる。

以上によって得られたデータを3.4節で示した計算式に用いることにより大腿四頭筋の中枢付着点を計算し、その後3.5節に示した方法で膝蓋骨移動中における大腿四頭筋合力の大きさを求める。

ところで大腿四頭筋の中枢付着点を求める際、膝蓋腱の自然長が必要となる。これを求めるのに膝蓋腱が自然長になるまでは膝蓋骨は大腿骨表面に沿って大腿四頭筋合力の作用方向に移動することに着目する。この間は大腿四頭筋合力のうち大腿骨表面に平行な成分と膝蓋骨の移動方向の、各単位ベクトルの内積が1になる。測定誤差が存在するため、この値がある値 ε 以下になった瞬間を膝蓋腱が自然長になったとみなす。本研究では ε の値として

$$\varepsilon = \cos 1^\circ \quad \dots\dots\dots(34)$$

を用いた。

4. 解析結果及び考察

4.1 画像解析による膝蓋骨の挙動 CT画像から得た形状データの解像度は0.017[cm/ドット]であり、X線VIDEO画像より得た膝蓋骨の挙動の解像度は

Fig.5 Patellar movement (front view)

Fig.6 Patellar movement (side view)

0.025[cm/ドット]であった。画像解析は1/2ドットの精度で行えるため、総合的な精度を0.01[cm]とした。X線で撮影した膝蓋骨の挙動を図5、図6に示す。

η と平面内での膝蓋骨の挙動は図5に示すように大腿骨中枢方向にある程度上昇した後、外顆側へ屈曲している。また ξ と平面内の挙動は図6に示すように大腿骨の形状に沿った逆Sの字形になった。

画像から得たデータによると、大腿四頭筋の弛緩状態から緊張状態までの膝蓋骨の移動は ξ, η, ζ それぞれ方向を $\Delta\xi, \Delta\eta, \Delta\zeta$ とすると、

$$\Delta\xi = 0.17 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(35)$$

$$\Delta\eta = 0.26 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(36)$$

$$\Delta\zeta = 0.37 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(37)$$

であった。また、解析によって得られる膝蓋腱による力が働き始めるまでの膝蓋骨移動量は ζ 方向の値で

$$\Delta\zeta_0 = 0.02 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(38)$$

であった。

4.2 大腿四頭筋中枢付着点の位置 解析の結果、大腿四頭筋中枢付着点の位置は大腿骨座標系で次のようになった。

$$\xi_Q = -2.73 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(39)$$

$$\eta_Q = -3.73 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(40)$$

$$\zeta_Q = 46.72 \text{ [cm]} \quad \dots\dots\dots(41)$$

図7にこの点の位置を示す。大腿四頭筋の中枢付着点は正面から見たとき下肢機能軸（Mikulitz line: 股関節と足関節の各中心を結ぶ線）の延長線上、大腿骨骨頭中心より中枢方向へ約5cm移動した点付近にある。

Fig.7 Proximal contact point of quadriceps femoris

Fig.8 Relationship between displacement of patella and magnitude of forces

大腿四頭筋中枢付着点と膝蓋骨の重心を結ぶ線は、大腿骨軸に対して約 4.6° 内側へ傾いており、下肢機能軸は大腿骨軸に対して約 4.3° 内側へ傾いている。

4.3 大腿四頭筋合力の大きさの変化 膝蓋骨移動中における大腿四頭筋の合力の大きさの変化を図8に示す。図8より、膝蓋腱張力は膝蓋骨の移動に対してほぼ一様に増加するが、大腿四頭筋合力はある程度まで増加すると膝蓋骨に働く合力がつりあって静止するまでほぼ一定値をとることがわかる。

4.4 結果の考察 η ξ 平面内（正面）での大腿四頭筋合力方向は、本研究の解析結果によると大腿骨軸に対して約 4.6° 内側へ傾いている。この原因として、大腿骨軸が下肢機能軸に対して外側へ傾いていることが考えられる。本研究の被験者の場合、下肢機能軸と大腿骨軸のなす角が約 4.3° であることを考慮に入れると、正面から見たときの大腿四頭筋の作用方向は下肢機能軸の方向にほぼ一致すると言えることができる。

ξ ζ 平面内（側面）での大腿四頭筋合力の作用方向は、下肢後方へ傾いている。これは実際の大腿四頭筋が大腿骨を包み込むように存在していることに起因すると思われる。そのため膝蓋骨を大腿骨側へ押しつけるような力の成分が発生し、これが大腿四頭筋の一つの筋肉と仮定した本研究上で大腿四頭筋合力方向の下肢後方への傾きとして現れたものと思われる。

最後に大腿四頭筋合力の大きさについて考える。図

8より、膝蓋骨が中枢方向へ移動するにつれて膝蓋腱による力はその伸びから単調に増加するのに対し、大腿四頭筋合力の大きさはある位置から増加しなくなることがわかる。これを大腿四頭筋の合力を中心に考えると、大腿四頭筋の合力が最大値付近になっても膝蓋骨が移動し、それにともない膝蓋腱による力も増加し続けることができる。この原因は大腿骨の形状にあると思われる。すなわち大腿四頭筋の合力が最大値付近になっても膝蓋骨が安定せず、膝蓋骨が安定する位置まで大腿四頭筋の合力が一定のままさらに移動をするものと考えられる。

本研究では健常者1名に対して解析を行ったが、膝蓋骨脱臼を起こす患者に対して同等の解析を行って健常者の場合と比較することにより、大腿四頭筋合力の膝蓋骨脱臼への影響を調べることができると考えられる。

5. 結言

本研究では、大腿四頭筋が作用する方向とその大きさを調べるため、X線で撮影した膝蓋骨の動きを膝蓋骨および大腿骨の三次元形状を用いて再現し、膝蓋骨移動中における各瞬間の力のつり合いより大腿四頭筋の合力方向と大きさを求めた。

その結果大腿四頭筋の作用方向は下肢正面から見たときは内側側へ、側面から見たときは後方へ傾いていることがわかった。また、その大きさはある値まではほぼ一様に増加し、その後一定の値を取ることがわかった。

文献

- (1) 岩壺他9名, "膝蓋骨脱臼メカニズムの解析に関する研究", 機論, 60-573, A(1994), 1300-1307.
- (2) Edward S. Grood, PH.D., 他4名 "Biomechanics of the Knee - Extension Exercise" The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.66-A, NO.5, (1984), pp.725-734.
- (3) Donald T. Reilly・Marc Martens, "Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities", Acta Orthop. Scandinav, Vol.43, (1972), pp.126-137.
- (4) Frank R. Noyes, M.D., 他4名 "Biomechanical Analysis of Human Ligament Grafts used in Knee - Ligament Repairs and Reconstructions" The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.66-A, NO.3, (1984), pp.344-352.