

研究

股関節接触圧分布についての三次元解析 — 臼蓋回転術の生体力学的検討 —

大根田 豊*

1. はじめに

人体の関節の中でも股関節は典型的な ball and socket joint である。この関節は socket (臼蓋) が ball (骨頭) を十分に被覆している場合には、靭帯や筋肉などの軟部組織の支持がなくても力学的に安定であり、骨性要素だけで欠陥の少ない関節である。しかしながら socket (臼蓋) が ball (骨頭) を十分に被覆していない場合には、骨性要素だけでは力学的な欠陥が存在する¹⁾。

本邦における変形性股関節症は、臼蓋が骨頭を十分に被覆していない場合 (臼蓋形成不全) に発症

するものが圧倒的に多い²⁾。臼蓋形成不全を表わす指標としては、Wiberg の CE 角³⁾がある。これは股関節正面 X 線像で、骨頭中心 C と臼蓋外縁 E を結ぶ線分と重心線とのなす角であり、正常は 20 度以上とされており (図 1-a)、10 度以下は明らかな臼蓋形成不全⁴⁾である (図 1-b)。臼蓋形成不全にもとづく変形性股関節症の初期 X 線像で特徴的な所見は、臼蓋外側の骨硬化像の増強と外側関節裂隙の狭小化である (図 1-b)。この X 線像からもこれらの関節では臼蓋外側に異常な応力が集中していることが想像できる。さらに関節症が進行す

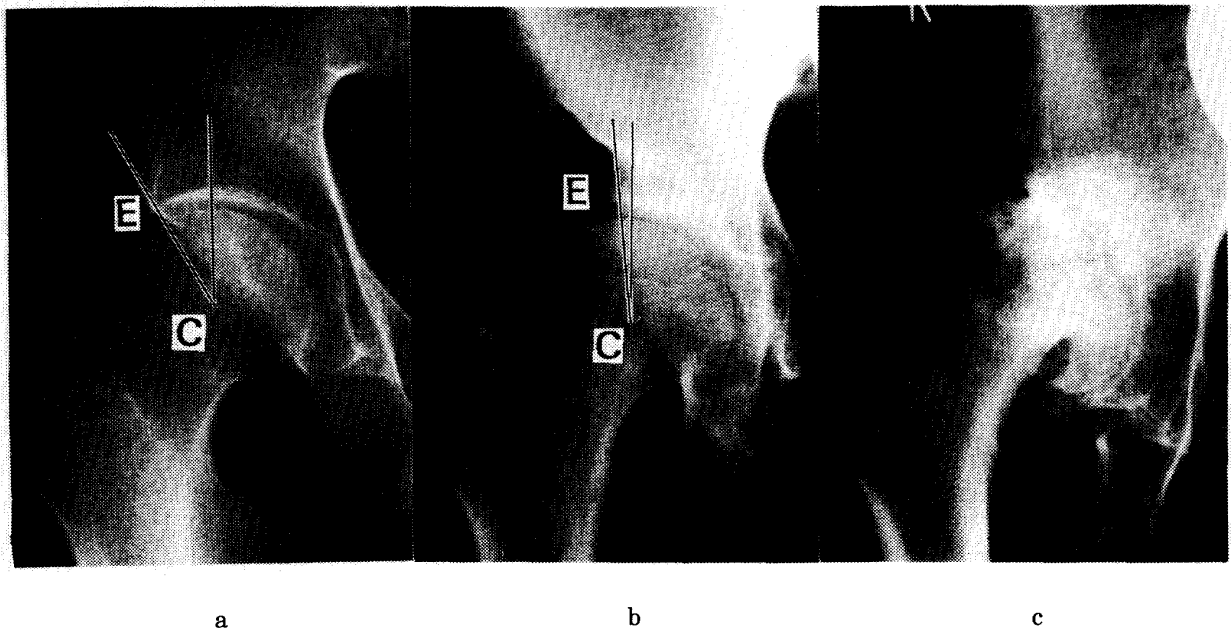


図 1

- a. 正常股関節 (CE 角 30 度) ——— 臼蓋荷重部に均等な硬化像が見られる
 b. 初期股関節症 (CE 角 5 度) ——— 外側関節裂隙は狭小化し、臼蓋外縁には三角形の硬化像の増強が認められる
 c. 進行期股関節症 (b. の 15 年後) ——— 骨頭は扁平化するとともに外上方に滑りだし、全体に関節裂隙は狭小化し、硬化像は著明に増強している

昭和 63 年 2 月 22 日受付

* 奈良県立医科大学整形外科

〒 634 奈良県橿原市四条町 840

ると、骨頭の外上前方への滑り出しが出現し、関節面の不適合は増強し、骨頭は著しく変形し扁平骨頭となり、関節面全体にわたり関節軟骨は破壊損傷され、末期股関節症へと進展する(図1-c)。以上のような関節症の進行過程をみると、臼蓋形成不全を有する股関節では、力学的な欠陥を有しており、関節外縁の軟骨に過大な応力が長期にわたり繰り返し負荷された結果、関節軟骨が破壊損傷され関節症が進行すると考えられる。

臼蓋形成不全にたいする手術法として、従来は種々の臼蓋形成術(Shelf operation, Chiari骨盤骨切り術)が行われてきた。しかし、これらの術式では、原臼と連続した面をもった理想的な臼蓋を形成することは、技術的に困難であるのみならず形成した臼蓋は軟骨を持たないため、実際どの程度有効に荷重に関与するか疑問であった。

これにたいし、最近行なわれつつある臼蓋回転骨切り術^{5) 6) 7) 8) 9)}の特徴は、第一に生理的な軟骨で骨頭が被覆されること、第二には遊離された寛骨臼は三次元的に自由に回転が可能であり、臼蓋形成不全に多くみられる前外側の臼蓋の欠損に対しても、よく対応できることである。このように、臼蓋回転術は、臼蓋形成不全に対して、根治的で優れた治療法と考えられる。しかしながら、比較的歴史が浅く、まだ長期成績の明らかでない本術式には、不明瞭な点も存在する。例えば、臼蓋形成不全では、関節面は幅が狭く面積が小さいので、狭い関節面で骨頭を被覆した場合に、どこまで応力は軽減されるのかとか、どの方向に何度臼蓋を回転すれば良いかなどである。

そこで今回われわれは、Pauwelsの力学モデル¹⁰⁾を三次元に展開し、股関節の接触圧分布をマイクロコンピューターを用いて計算するシステムを開発し、股関節月状面の接触圧分布を三次元にて解析するとともに、臼蓋回転術の術後の応力解析を行い報告する。

2. 接触圧分布解析システム

2.1 股関節のモデル化

股関節を次の様にモデル化した。

- 1) 骨は剛体であり、変形しない。

- 2) 骨頭は完全に球形である。
- 3) 軟骨は弾性体であり、力と変位の関係は直線的である。
- 4) 軟骨の変形は微小である。
- 5) 関節面の摩擦係数はゼロであり、関節面では剪断力は伝達されない。
- 6) 軟骨の厚さおよび弾性係数は、均一である。
- 7) 計算の初期には、すべての関節面が接触しており、しかも初期応力はない。

このモデルで、臼蓋側を固定し骨頭中心に関節合力を負荷する。荷重による骨頭の微小変位をみる。剛体である骨頭の変位は、本来6自由度であるが、骨頭は球形であり、関節面で剪断力は伝達されないと仮定したので、骨頭中心において回転変位が生じても関節面は滑るだけであり、力の伝達はない。したがって骨頭中心における回転変位は、力の釣り合いから無視され、三次元とはいえこのモデルの自由度は3となる。

荷重を $\vec{R} = (r_x, r_y, r_z)$ 、荷重による骨頭中心の変位を $\vec{U}_0 = (u_x, u_y, u_z)$ 、骨頭の辺縁上の任意の点Pの変位を \vec{U}_p とする。骨頭の回転変位を無視すれば、 $\vec{U}_p = \vec{U}_0$ である。 \vec{U}_p を、法線方向の成分 (\vec{U}_d) および接線方向の成分 (\vec{U}_s) に分ける。圧縮を正、点Pにおける外向き単位法線ベクトルを \vec{N} とすると、

$$\vec{U}_d = (\vec{U}_0 \cdot \vec{N}) \vec{N}$$

と表わされる(図2)。弾性体と仮定した軟骨をバネと見立て、単位面積当たりのバネ定数を K_d とす

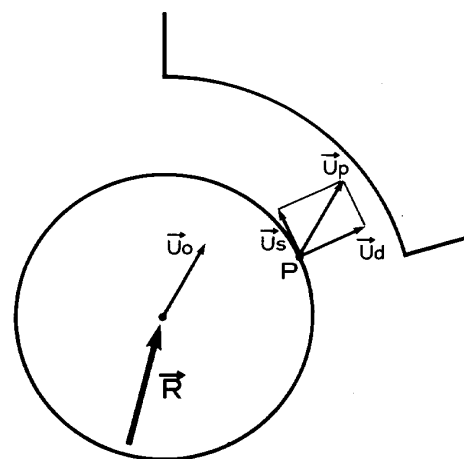


図2

ると、点Pにおける垂直応力は、

$$\vec{\sigma} = K_d (\vec{U}_o \cdot \vec{N}) \vec{N}$$

となる。関節面では剪断力は伝達されないで、 U_s は力の釣り合いから無視し得るとともに、このモデルでは、回転モーメント = ゼロが常に成り立つことになり、静止条件は次式となる。

$$\vec{R} = \int_D K_d (\vec{U}_o \cdot \vec{N}) \vec{N} ds \quad \text{式1}$$

2.2 月状面の分割

積分区間である股関節月状面は、形状が複雑であるので、式1はこのままでは積分できない。従って、月状面を200個の小三角形平面に分割し(図3)、月状面を平面の集合として近似すると、式1は次のように表される。

$$\begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix} = K_d \begin{pmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \quad \text{式2}$$

このKマトリクスは、川井の三次元剛体パネモデル¹¹⁾の剛性マトリクスのうち回転モーメントの項を除いたものと同じであり、表1に示す。式2に関節合力(r_x, r_y, r_z)を代入することにより、骨頭の変位(u_x, u_y, u_z)が求められる。また、各々の平面での normal stress (垂直応力)は、

$$\begin{aligned} \sigma_i &= K_d \vec{U}_o \cdot \vec{N}_i \\ &= K_d (u_x l_i + u_y m_i + u_z n_i) \end{aligned} \quad \text{式3}$$

より求められる。

式2および3を見てわかるように、本力学モデルでは軟骨の弾性計数が均一であれば、弾性係数はいくらであっても、応力は正しく求められる。ただし、変位は正確な弾性計数が入力されなければ、正しい値は求まらない。

2.3 関節の接触 - 非接触問題

実際の計算に際しては、関節面では張力は伝達されないという点に注意する必要がある。すなわち、図4-aの様に骨頭が変位した場合にはすべての関節面は接触し、圧縮力が加わる。しかし図4

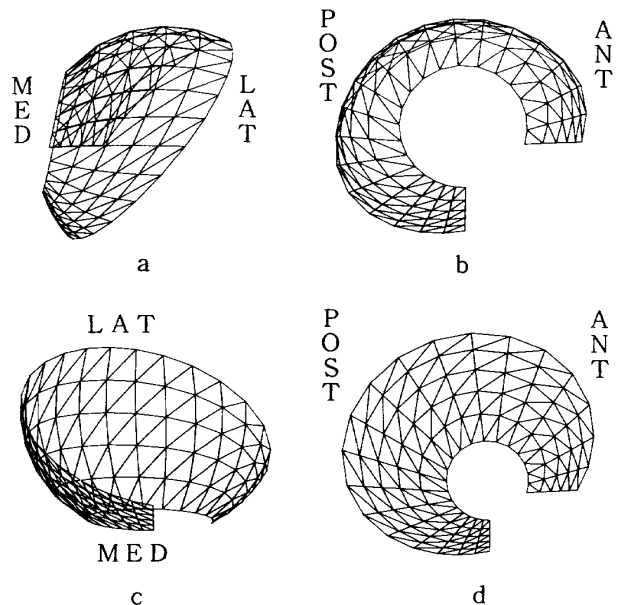


図3 月状面の分割
a.正面像 b.側面像 c.水平面像 d.透視図
(後で結果はすべて透視図で表示する)

表 1

$k_{11} = \sum_{i=1}^n l_i l_i s_i$	$k_{12} = \sum_{i=1}^n l_i m_i s_i$	$k_{13} = \sum_{i=1}^n l_i n_i s_i$
$k_{21} = k_{12}$	$k_{22} = \sum_{i=1}^n m_i m_i s_i$	$k_{23} = \sum_{i=1}^n m_i n_i s_i$
$k_{31} = k_{13}$	$k_{32} = k_{23}$	$k_{33} = \sum_{i=1}^n n_i n_i s_i$

$N_i = (l_i, m_i, n_i)$: normal unit vector of i th plane
 s_i : area of i th plane

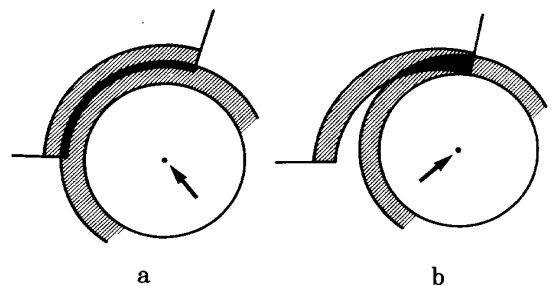


図4 関節面の接触 - 非接触問題
矢印の方向に球が変位した場合、aでは全関節面で接触、bでは関節外上方のみ接触し、内下方は非接触

-bの様に骨頭が外上方へ変位した場合には、内下方の関節面は間隙が出現し非接触となり、力の伝達はない。この様に、人の関節では、骨頭の変位によって接触が変化することを計算モデルの中にとりこむ必要がある。

本計算プログラムでは、まず最初に月状面の全ての部分が接触部と仮定して計算を行う。その結果、接触部で張力が検出された場合にはその部分を非接触部として、また非接触部に圧縮力が検出された場合には、その部分を接触部として計算をやり直す。この過程を、接触部に張力が検出されず、また非接触部に圧縮力が検出されなくなるまで繰り返した。フローチャートを図5に示す。

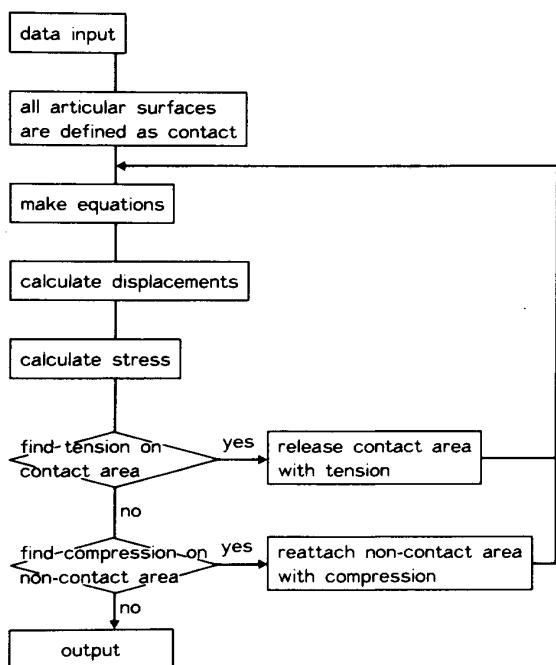


図5 フローチャート

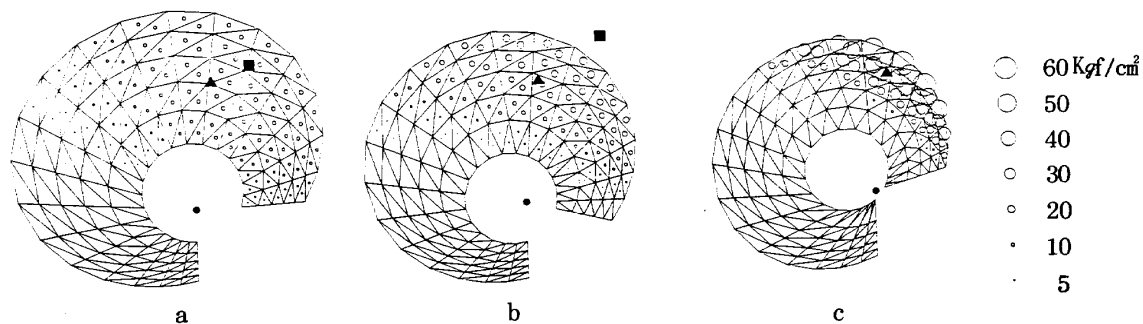


図6 股関節の接触圧分布 (toe off phase)

- CE角 25度、最大応力 15 Kgf/cm²
- CE角 15度、最大応力 25 Kgf/cm²
- CE角 2度、最大応力 51 Kgf/cm²

2.4 荷重条件

荷重は、Maquetの関節合力¹²⁾を採用した。関節合力の大きさは、体重が60 Kgfの場合、heel strikeで253 Kgf、midstanceで100 Kgf、toe offで198 Kgfであり、その方向は、正面像では立脚期を通じて重心線より約17度傾斜し、水平面では、heel strikeでは約33度後方へ、toe offでは約23度前方に傾斜している。

以上のモデルによりプログラムを作成し、heel strikeからtoe offまでの荷重による骨頭の変位および股関節月状面での応力分布がいかに変化するかを、マイクロコンピューターを用いて計算した。なお、月状面の三次元座標値は、股関節正面X線写真およびCT像よりデジタイザーを用いて計測した。

3. 股関節の接触圧分布

紙面の関係上、toe off phaseのみ結果を図示する(図6)。▲は荷重の方向、■は骨頭の変位方向、○の大きさを垂直応力の強さを表わす。また最荷重部での滑りとは、最荷重部での接線方向の変位量である。

1) CE角 25度 (正常股関節)

骨頭は荷重の方向より外前方へずれて変位する。しかし骨頭の変位方向は関節内であり、応力は骨頭の変位方向を中心にほぼ均等に荷重部に分布し、応力(normal stress)の最大値は15 Kgf/cm²、最荷重部での滑りはほぼゼロである。

2) CE角 15度 (軽度の臼蓋形成不全)

heel strikeからtoe offまでの間、骨頭はほぼ臼蓋外縁に向かって変位し、臼蓋外縁ほど応力が強く出現し、応力の最大値は 25 Kgf/cm^2 である。また最荷重部で 0.09 mm の滑りが認められた。

3) CE角 2度 (著明な臼蓋形成不全)

heel strikeからtoe offまでの立脚期において、荷重により骨頭は完全に臼蓋の外に向かって変位し、臼蓋外前方へ滑脱する傾向がみられる。このため臼蓋外前縁ほど応力は強く、不均衡な応力分布となり、応力の最大値は 51 Kgf/cm^2 、最荷重部での滑りは 0.89 mm と大きく、臼蓋外縁の軟骨には、圧縮力とともに剪断が大きく加わるようになる。

以上の臨床像をふまえて結果を解析すると、正常股関節では、Maquetの関節合力が負荷された場合に、荷重による骨頭の変位方向が関節内に向かっており、最大応力は 20 Kgf/cm^2 以下である。また臼蓋形成不全では、荷重による骨頭の変位方向が関節外に向い、応力分布は関節外縁ほど大きくなり、最大応力は 25 Kgf/cm^2 以上であることが明らかとなる。

4. 臼蓋回転術の力学解析

奈良医大整形外科では、Tönnisのmodified triple osteotomy⁹⁾を採用してきた。この術式はSteelのtriple osteotomy⁷⁾より関節近傍で腸骨、恥骨、坐骨を切離すための寛骨臼の回転移動が容

易であること、直線的な骨切りのため田川法⁸⁾より手技は容易であること、臼蓋ブロックが大きく術後臼蓋の壊死が生じにくいこと、また強固な固定が得られ、早期より後療法が開始できることがあげられる。1983年より1987年までに本術式を施行した症例は86例89関節であり、短期では良好な成績が得られているが、本術式の力学的効果ならびに最適回転角度を検討するため、術前-術後のシミュレーションを行った。

1) CE角 -5度

術前の応力分布は、図7-aのようになり、臼蓋前外側に応力集中が認められ最大応力は 74 Kgf/cm^2 である。この症例に対し、臼蓋を35度外側へ回転した場合には、図7-bのようにはほぼ均一な応力分布となり、最大応力は 26 Kgf/cm^2 となる。また臼蓋を前方へ30度、外側へ35度回転した場合には図7-cのようにさらに応力分布が改善され、最大応力は 17 Kgf/cm^2 となり、これが最適回転角度と考えられる。

2) CE角 -20度

CE角が-16度以下の高度の臼蓋形成不全で、Maquetの関節合力が負荷された場合、軟部組織(具体的には、大腿直筋のreflected headおよび肥厚した関節包)の働きがなければ、関節は脱臼する。本モデルでは、軟部組織は無視し、骨性臼蓋だけを考慮しているから、術前の応力計算は不可能である。したがって、術後のシミュレーション

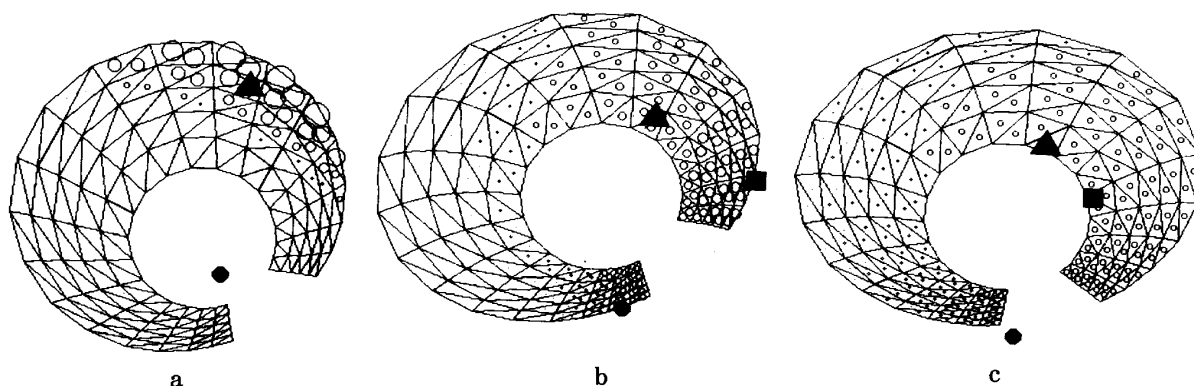


図7 CE角 -5度 (toe off phase)

- a. 術前 最大応力 74 Kgf/cm^2
- b. 側方回転 35度 最大応力 26 Kgf/cm^2
- c. 前方 30度-側方 35度回転
最大応力 17 Kgf/cm^2

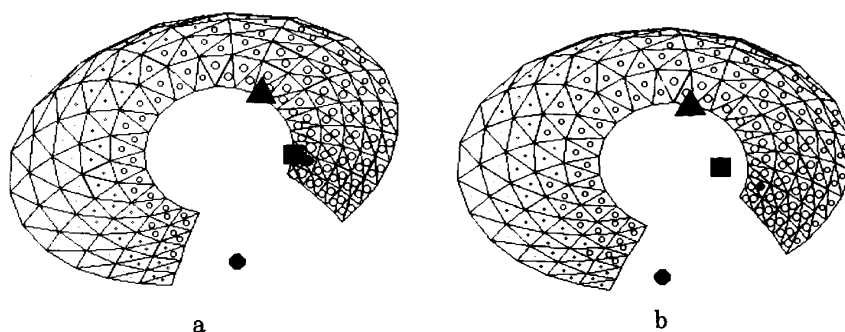


図8 CE角 -20度 (toe off phase)

- a. 前方30度 - 側方50度回転
最大応力 24 Kgf/cm²
- b. 前方30度 - 体軸方向10度 - 側方50度回転
最大応力 21 Kgf/cm²

のみ行う。

臼蓋を、前方30度、側方50度回転した場合の応力分布を図8-aに示す。最大応力は24 Kgf/cm²であるが、骨頭の変位方向は月状面前部に向い、同部に応力が集中している。臼蓋を前方30度、体軸方向10度回転し(臼蓋前方を外側へ)、さらに側方へ50度回転した場合は、さらに応力は改善され、最大応力は21 Kgf/cm²となり(図8-b)、これが、この症例での最適回転角度と考えられる。

このように、三次元応力解析システムを用いることにより、術前に臼蓋回転骨切り術後の応力分布を予測することができるので、症例ごとに最適回転角度を検討することが可能である。一般的には、前および初期股関節症の場合には、30度前方回転した後、術後のCE角が30度となるように外側へ回転するのが最適と考えられる。また、高度の臼蓋形成不全の場合には、体軸回りに(臼蓋前部を外側に)10度程度の回転をつけ加える必要がある。

以上の解析結果は、関節軟骨が温存されている前および初期股関節症に対して適応される。しかしながら、進行期股関節症では、臼蓋外縁の軟骨はほとんど消失しているため、これまでの解析結果をそのままあてはめるには問題がある。進行期股関節症では、術後のCE角を30度よりも若干大きくなるように臼蓋を回転し、関節軟骨の消失した臼蓋外縁の応力をさらに軽減する必要があると

考える。

5. 考察

Pauwelsが槌子比の理論より股関節の関節合力を計算したのは1935年であった。それ以後今日に至るまで、整形外科医は関節合力の大きさだけを見て、臨床像を理解しようと試みてきた。しかしながら、合力の大きさだけ見ても整形外科の臨床像とは直接結びつかない場合がほとんどであった。臼蓋形成不全に起因する変形性股関節症は、臼蓋外縁の局所の軟骨の破壊により始まる病気であり関節合力(関節面に伝達される力のベクトル和)の大きさではなくて、関節面での局所の応力の大きさにより左右される。このように、関節症を考える場合には、軟骨に伝わる応力という局所解析を行う必要がある。

股関節の応力の計測としては、in vitroにセンサーを埋め込み計測したという報告も散見する^{13),14)}。しかし、この方法は少数の症例に実験的に施行しうるかもしれないが、臨床に応用するのは不可能である。これに対し、応力を計算で求めるという方法は、生体にたいし無侵襲であり、術前に術後を予測するには、最も適した方法である。

今回の解析結果と、従来より行われてきた様々な圧縮試験^{15),16),17)}の結果とを比較する。圧縮応力の最大値をみると、圧縮試験では体重の約3倍強(約200 Kgf)の荷重で最大応力50 Kgf/cm²程度と

するものが多く、今回の計算結果ではCE角25度の場合の最大応力は15 Kgf/cm²であり、圧縮試験による実測値の方が、今回の計算結果より大きいことになる。今回の計算モデルでは、関節面は完全に適合していると仮定したが、実際には股関節の関節面には若干の不適合性が存在し、局所の応力は理論値よりも大きくなるのかもしれない。

今回の計算結果のうちで正常股関節における応力集中部位は、大腿骨頭無腐性壊死における骨頭陥没部位と一致するし、臼蓋形成不全における計算上の応力集中部位は、変形性股関節症における臼蓋の骨嚢胞の出現部位と三次元的に一致する。また計算された応力分布は臼蓋の骨硬化像とも一致している。

このように、本計算結果は、整形外科の臨床像を良くうらさずけるものであるが、これは計算モデルの中に関節の接触-非接触問題を組み込んだためと考えられる。従来、コンピューターによる応力解析といえば、FEM (finite element method) を意味していたようなきらいがある。FEMは、連続した物体の内部応力の解析には、非常に有効な方法であり、整形外科領域でも数多くの報告^{18), 19), 20), 21)}を見る。しかしながら人体の関節は、不連続であり接触-非接触を繰り返す、また摩擦がないために自由に滑るという特徴を有しているが、従来のFEMでは、関節のこれらの特徴を力学モデルのなかに組み込むことは困難である。そこで本論文ではFEMを離れ、骨を剛体と仮定し、関節の応力解析を剛体と剛体の間の接触圧問題として力学モデル化した。このため、第2・3章で述べたように接触-非接触問題がモデルのなかに容易に組み込むことが可能である。また本解析は、剛体間の接触圧分布(剛体の表面力、すなわち外力)の解析であるから、剛体に作用する力はすべて一つのベクトルで表わすことができる。

変形性関節症では、関節の接触圧分布を検討することにより、かなりの部分が説明されるが、もし内部応力の解析が必要な場合には、本力学モデルを用いて表面力を計算した後にFEMを用いて内部応力を計算すべきである。

今回は、関節が完全に球形であり、関節面で剪

断力は伝達されないと仮定したので、回転モーメントを無視し、Pauwelsの理論にしたがい関節をモデル化した。しかし、関節が球形でない場合には、モーメントも考慮する必要がある。この場合には、川井の剛体バネモデルを用いてモデル化²²⁾を行うのが妥当であろう。

6. 結 語

- 1) Pauwelsの球関節理論にもとづき球関節をモデル化し、股関節の接触圧分布を計算した。
- 2) 正常股関節では、荷重による骨頭の変位方向が関節内に向かっており、最大応力は20 Kgf/cm²以下であり、また臼蓋形成不全では、荷重による骨頭の変位方向が関節外に向い、応力分布は関節外縁ほど大きくなり、最大応力は25 Kgf/cm²以上である。
- 3) 本システムを用いれば、術前に臼蓋回転術、術後の応力解析を行うことが可能であり、個々の病例に応じた最適回転角度の決定に有効な情報を与えてくれる。

文 献

- 1) 大根田豊ほか：球関節の安定性について、整形外科バイオメカニクス、8, 107-111(1986)
- 2) 石井良章ほか：変形性股関節症の成因、Hip Joint, 11, 110-114(1985)
- 3) Wiberg, G.: Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint, Acta Chir. Scandinav. (Suppl. 58), 83, 1-135 (1939)
- 4) 猪木佑三：遺残亜脱臼の治療に関する研究、奈医誌、32, 100-115(1981)
- 5) 西尾篤人ほか：先天性股関節脱臼に対する髌臼移動による観血的整復術、日整会誌、30, 482-483 (1956)
- 6) Wagner, H.: Experiences with spherical acetabular osteotomy for the correction of the dysplastic acetabulum, In Progress in Orthopedic Surgery 2, 131-145, Springer-Verlag, 1978.
- 7) Steel, H. H.: Triple osteotomy of the innominate bone, J. Bone Joint Surg., 55-A, 343-350(1973)
- 8) 田川宏ほか：臼蓋回転による股関節形成術の成績、関東整災誌、5, 409- (1974)

- 9) Tönns, D. et al. : Eine neue Technik der Dreifachosteotomie zur Schwenkung dysplastischer Hüftpfannen bei Jugendlichen und Erwachsenen, *Z. orthop.*, 119, 253-265 (1981)
- 10) Pauwels, F. : Biomechanics of the locomotor apparatus, 408-429, Springer-Verlag, 1980.
- 11) 川井忠彦 : 極限解析研究会研究報告書 (1981)
- 12) Maquet, P. : Biomechanics of the hip, 2-16, Springer-Verlag, 1985.
- 13) Rydel, N. W. : *Acta. Orthop. Scand. Suppl.* 88, 9-132 (1966)
- 14) Hodge, W. A. et al. : Contact pressures in the human hip joint measured in vivo, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, 83, 2879-2883 (1986)
- 15) Greenwald, A. S. et al. : The transmission of load through the human hip joint, *J. Biomech.*, 4, 507-528 (1971)
- 16) 宮永豊ほか : 股関節の荷重機構と接触面積、*臨整外*, 14, 1096-1102 (1979)
- 17) Rushfeld, P. D. : Improved techniques for measuring in vitro the geometry and pressure distribution in the human acetabulum, *J. Biomech.*, 14, 315-323 (1981)
- 18) Skinner, H. B. et al. : Failure analysis of PCA total knee replacement tibial component, *Orthopedics*, 10, 581-584 (1987)
- 19) Oonishi, H. et al. : Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint—by means of the three dimensional finite element method, *J. Biomech.*, 16, 427-444 (1983)
- 20) Rohlmann, A. et al. : Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis, *J. Biomech.*, 16, 727-742 (1983)
- 21) Crowninshield, R. D. et al. : A stress analysis of acetabular reconstruction in protrusio acetabuli, *J. B. J. S.*, 65-A (1983)
- 22) 大根田豊 : 三次元剛体バネモデルによる足関節の応力分布について、*整形外科バイオメカニクス*, 6, 315-319 (1984)

要旨

Hip joint was mathematically modeled based on Pauwels' theory which described the stress distribution on concave articular joint surface. Contact stress in normal or dysplastic hip were calculated three dimensionally by using microcomputer. Contact stress after rotational acetabular osteotomy was also analyzed by this microcomputer system.

In normal hip (CE angle is 25 degrees), maximum stress was 15Kgf/cm^2 , and stress distribution was even on the anterior and superior part of lunate articular surface. In dysplastic hip (CE angle is 2 degrees), maximum stress was reached to 51Kgf/cm^2 , and stress concentration was found on the antero-lateral edge of lunate articular surface.

From the results of simulation of rotation acetabular osteotomy, I recommend that in the surgical procedure dysplastic acetabulum should be rotated 30 degree anteriorly and laterally which will result in 30 degrees of CE angle.

大根田 豊 昭和51年 奈良県立医科大学卒業、同年奈良県立医科大学整形外科入局 昭和58年奈良県立医科大学整形外科助手、現在に至る。股関節疾患およびバイオメカニクスに関する研究に従事。日本整形外科学会、中部日本整形外科災害外科学会、股関節研究会、バイオメカニズム学会の会員。