

# 日本人の進行期・末期変形性股関節症における大腿骨形態計測：新しい計測法と大腿骨の捻れについて

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/9386">http://hdl.handle.net/2297/9386</a>

## 日本人の進行期・末期変形性股関節症における大腿骨形態計測

—新しい計測法と大腿骨の捻れについて—

金沢大学医学部医学科整形外科科学講座 (主任：富田勝郎教授)

三 浦 利 則

欧米で開発されたセメントレス人工股関節システムは、二次性の変形性股関節症 (osteoarthritis of the hip, OAH) が特に多い日本人の大腿骨においては、十分に適合しない場合がある。日本人のOAH患者に最も適したセメントレスシステムを開発するためには、日本人のOAH患者の大腿骨の特徴を正確に捉えることのできる大腿骨形態計測法を確立することが必要である。本研究では新しい大腿骨形態計測法を考案し、その方法を用いて日本人のOAH患者の大腿骨の捻れの計測を行った。本計測法ではまず三次元コンピューター断層撮影 (computed tomography, CT) 画像より得られた大腿骨皮質外縁と皮質内縁のデータを基として、ワークステーション上でコンピューター支援設計ソフトを用いて三次元立体モデルを作成した。次にCT断面において、各断面の皮質外縁の重心に対し最小二乗法により直線を求め、これを骨軸として大腿骨の座標系を作成した。そして立体モデルを骨軸に垂直に切り直し、補正断面を新たに抽出した。本法はCT撮影時の肢位による影響がない、極めて再現性の高い計測法である。大腿骨形態の特徴を捉えるために、本座標系で決定された面を捻れを計測するための基準として、骨頭中心から骨軸への垂線とのなす角度を頸部前捻角、また補正断面の皮質外縁の主軸とのなす角度を大腿骨近位部の捻れ角とし、OAH群110股、対照群36股に対し計測した。頸部前捻角に関しては、OAH群の方が対照群より有意に平均値が大きく、また幅広い分布を示した。OAH群の67%が対照群と同じ計測範囲にあり、29%が対照群より大きかった。さらに大腿骨近位部の捻れ角は小転子下6mmのレベル以上でOAH群の方が対照群より有意に大きかった。またOAH群のうち頸部前捻角が対照群より大きな群では大腿骨近位部の捻れ角も対照群より大きかった。このことからOAH群の一部は頸部の前捻の影響を受けて、小転子遠位にまで捻れの影響が及んでおり、二次性のOAHに相当すると考えられた。本研究によってOAH患者の大腿骨の捻れを正しく計測できる新しい形態計測法が確立された。この計測法は今後日本人のOAH患者に適したセメントレス人工股関節システムを開発するために有用である。

**Key words** cementless femoral prosthesis, CT measurement, secondary osteoarthritis, hip joint, morphological measurement

変形性股関節症 (osteoarthritis of the hip, OAH) は、その原因となる基礎疾患の有無で、一次性と二次性のOAHに分類される。日本人の場合は諸外国に比べ、臼蓋形成不全が認められる二次性のOAHが多く、一次性のOAHに比べその形態はより複雑である。OAHが進行し、進行期、末期に至ると、関節温存手術 (各種の骨切り術や関節形成術など) の適応は少なくなり、人工股関節置換術 (total hip arthroplasty, THA) の適応となることが多い。

最近のTHAの進歩、発展は目覚ましく、特に骨セメントを使用せずに骨髄腔に適合させるセメントレスシステムの進歩、改良により、セメントレスTHAは以前に比してかなり適応が広がってきた。なぜなら、人工股関節がゆるむ、いわゆる無腐性ゆるみの原因の1つに骨セメントの影響が指摘されており、また骨セメントを使用した場合はゆるみを生じると抜去が困難で、若年者への長期使用を目指すにはセメントレスシステムが有用であると言われている<sup>1)2)</sup>からである。

現在のところ本邦において使用されている人工股関節システムはそのほとんどが外国製である。これらは欧米人の正常大腿骨の計測値をもとに<sup>3)</sup>作製されたものである。欧米人と比べると、日本人の方が体格が小さいだけでなく、大腿骨の近位部の形状が異なり、この傾向は二次性のOAHの場合により強くなる。そのために外国性セメントレスシステムでは十分に対処できず、髓腔占拠率の低い場合、システムと骨皮質内縁の正確な適合 (いわゆるプレフィット) が十分に得られない場合がある。

現在のこの問題を解決し、セメントレスシステムの髓腔占拠率を更に高くするためには、日本人に最も適したシステムの作成が不可欠である。そのための基礎データとして、日本人でTHAの適応となることの多い進行期・末期OAH患者の大腿骨形態の計測を行った。これまでも本邦でコンピューター断層撮影 (computed tomography, CT) 画像を用いた大腿骨形態計測の報告は散見される<sup>4)~10)</sup>。しかしCT撮影時の患者の肢位によってCT撮影時の断面は変動するため、いずれの報告もその計測値

平成10年11月17日受付, 平成10年12月10日受理

Abbreviations : CT, computed tomography; OAH, osteoarthritis of the hip; ROI, regions of interest; THA, total hip arthroplasty

が一定せず、著しい股関節屈曲拘縮を認める場合には、明らかにその計測値に再現性がないという問題点があった。

本研究の目的は、同一人物であれば常に再現性のある大腿骨計測値を得るための新しい計測法を確立すること、その計測法を用いて従来のX線写真、CT画像では把握できなかった大腿骨の捻れについて解析することである。

### 対象および方法

対象は進行期・末期のOAH群が87例110股(男性7例9股、女性80例101股)、対照群として正常群(以下N群と略す)18例36股(全例女性)であった。年齢はOAH群が24~77歳(平均50.7±9.7歳)、N群が41~59歳(平均51.2±4.7歳)であり、両群に有意な差はなかった。OAH群はほとんどが当科にてTHA予定の患者であり、N群は股関節に愁訴の全くないボランティアであった。これらに対し以下の研究、計測を行った。

#### I. 新しい計測法

##### 1. CT撮影

大腿骨の実際の形態を可能な限り再現し、把握するためには、大腿骨のCT撮影を行い、さらにそれを三次元的に合成することでより正確な大腿骨形態が把握できると考えた。

まず股関節に対しては、骨頭上端より近位20mmを撮影開始点とし、遠位に270mmまでCT撮影を行った。CTの機種はCT HiSpeed Advantage RP (GE Medical Systems, Wisconsin, USA)であった。スキャン時のスライス厚を3mm、スキャン時の送りを1:1.5(テーブル速度4.5mm/秒)、リコンストラクション間隔を1.5mmとした。

膝関節に対しては、大腿骨顆部および顆上部が撮影されるように40mmの範囲に対し5mm間隔でCT撮影を行った。

CT画像の条件は、ウインドウ値は250に、ウインドウ幅は1500に設定した。

##### 2. 輪郭抽出

大腿骨の形態そのものを把握するために、CT画像のデータをもとに大腿骨の皮質外縁と皮質内縁の輪郭線の抽出を行うこととした。そこでパーソナルコンピューターPower Macintosh 8115/110 (Apple Computer, California, USA)上でCTのデータに対し、画像解析ソフトMedvision® Version 1.4 (IMNET/Evergreen, Maine, USA)を用いて以下の処理を行った。

1) 大腿骨形態を計測するためには各症例において各大腿骨固有の座標系を設定する必要がある。そこで全症例において小転子頂部を大腿骨の高位の基準とした。そのためにまず小転子頂部を描出している断面を同定し(以下小転子断面とする)、その断面を中心として6mm間隔で、近位に3断面、遠位に17断面、小転子断面を含め計21断面を対象断面とした。次にそれぞれの断面で適切な閾値を選択し、関心領域(regions of interest, ROI)を皮質外縁、皮質内縁につき描出した(図1)。

2) 大転子を最も小さく描出している断面を大転子頂部断面とし、この断面のROIを皮質外縁につき描出した。同様に膝関節部分で、顆部を最も大きく描出している断面と、顆間窩を描出している断面を1断面ずつ選び、ROIを皮質外縁につき描出した。

3) 骨頭を最も大きく描出している断面を選び、その断面を中心とし上下1断面ずつ、計3断面でROIを骨頭の皮質外縁につき描出した。

以上の1)~3)によってROIを描出することで、計測に必要な大腿骨の輪郭抽出を行った。なお、このMedvisionでの最小計測単位の1ピクセルの一辺は約0.6mmであった。

##### 3. 大腿骨立体モデルの作成

輪郭抽出の際に用いる二次元平面は、CT撮影時に決定される平面であり、この輪郭を対象としてそのまま計測を行うと必ず誤差が生じる。そこでまず二次元平面で輪郭抽出された線のデータを基として新たに三次元合成することで大腿骨立体モデルを再現し、その後一定の法則で断面を求め直せば、常に再現性のある断面が得られ、CT撮影時の誤差を解消できると考えた。

そのためにそれぞれの断面で大腿骨の輪郭抽出を行った後、ワークステーションHP 9000-715/100 (Hewlett-Packard, California, USA)上でコンピューター支援設計ソフトUnigraphics® Version 10.5.1 (Electronic Data Systems, Missouri, USA)を用いて、輪郭データを基に大腿骨の立体モデルを作成した。

##### 4. 骨軸の算出

大腿骨の立体モデルを新たに切り直し、一定の新しい断面を求めるためには、切り直す際に何らかの法則が必要である。そこでまず大腿骨固有の直線を求め、その直線に対し一定の角度で断面を求めれば、常に同一の断面を得ることができると考えた。この直線を求めるために、まず各症例において小転子断面を基準とし、そこから遠位方向に3枚目の断面(小転子頂部より18mm)から17枚目の断面(小転子頂部より102mm)までに対し、それぞれの断面の皮質外縁の重心を算出した(図2A)。次にこれら重心に対し最小二乗法の概念により回帰直線を求め、この直線を骨軸(以下骨軸1とする)とした(図2B)。

5. 補正断面作成用カット面の作成と補正断面の輪郭抽出  
大腿骨の立体モデルを骨軸1に対し垂直な面で、小転子断面を基準として6mm間隔で新たに切り直し、補正断面を作成した(図3)。次に立体モデルと補正断面との交線より、CT撮影時の影響を受ける輪郭抽出ラインの代わりに、新たに補正断面の皮質外縁、皮質内縁の抽出を行い、これらを計測対象とした。

##### 6. 大腿骨の捻れの計測

大腿骨の捻れの計測については、最終的に人工関節の開発に役立つ計測値を得ることが目的であるため、頸部の捻れ、および小転子近傍から近位骨幹部にかけての捻れについて計測を行うこととした。双方共に捻れを計測するための基準線が必要であるが、本計測法においては三次元CTの利点を十分に活かすために、基準線ではなく、まず基準面を考えた。そのためにまず大転子頂部と顆間窩中心の二点を結ぶ直線を求め、次にこの直線に平行で、且つ大腿骨顆部後面の接線を含む面を捻れを計測するための基準面とした(図4)。大転子頂部は大転子頂部断面の皮質外縁の重心点とし、顆間窩中心は顆間窩を描出している断面において、顆間窩前方の皮質外縁と後方の皮質外縁との最短距離を示す線分の中点とした。大腿骨顆部後面の接線は大腿骨顆部を最も大きく描出している断面において、顆部後面を結ぶ接線とした。

##### 1) 頸部前捻角の計測

骨頭中心を通り骨軸1に垂直な面を設定し、この面と捻れ計測用基準面との交線を頸部前捻角を計測するための基準線とした。この基準線と、骨頭中心から骨軸への垂線とのなす角度を計測し、これを頸部前捻角とした(図5)。なお骨頭中心の決定

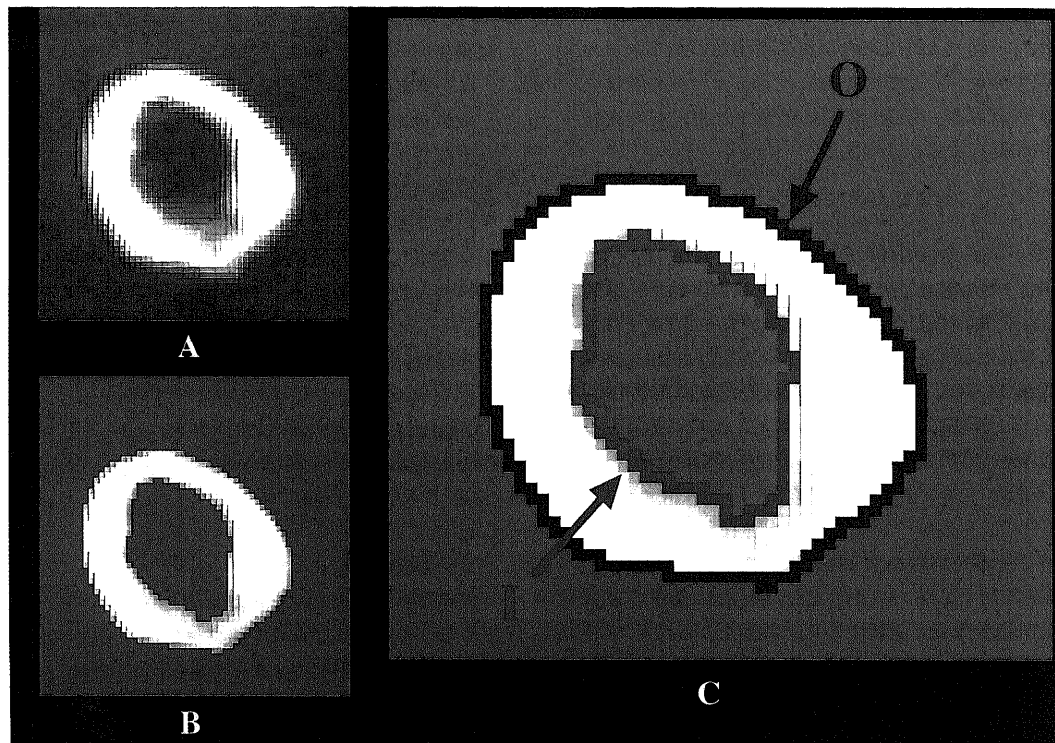


Fig. 1. Example of the contour extraction section. (A) CT section. (B) Femoral cortex with some threshold using an image analysis program, Medvision®. (C) CT section after being extracted the inner (I) and outer (O) borders of the cortex. The inner and outer borders of the cortex were delineated at intervals of 6mm in areas distal and proximal to the section corresponding to the apex of the lesser trochanter.

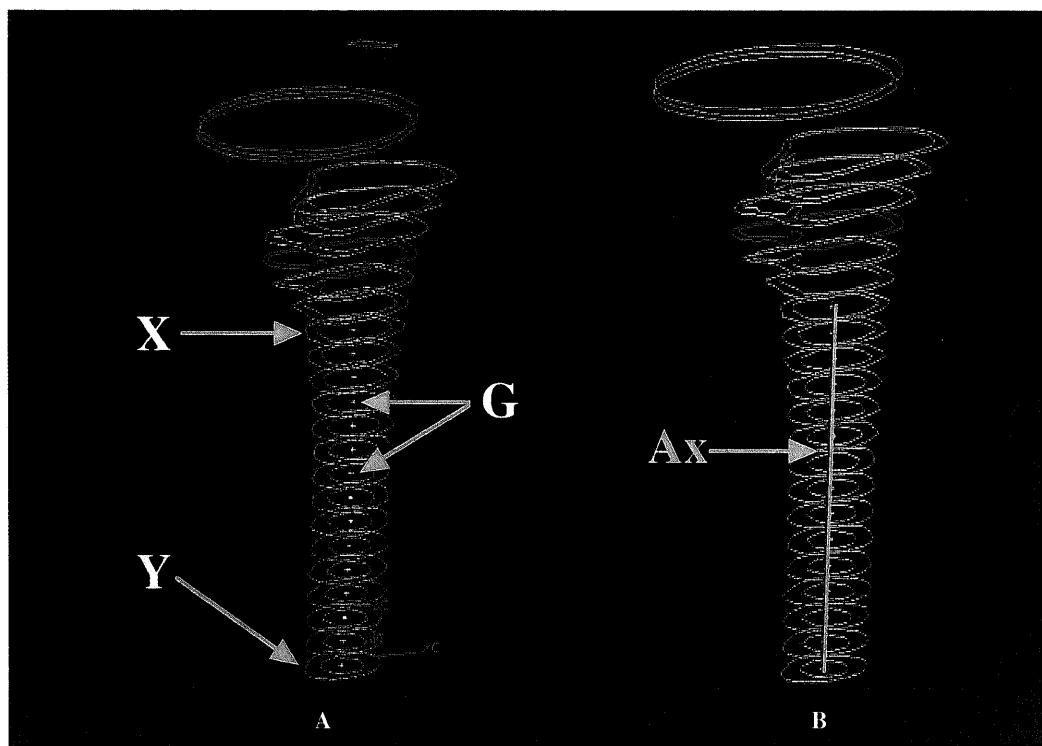


Fig. 2. (A) Calculation of the centers of gravity (G) of the outer borders of the cortex. X, section 18mm distal of the apex of the lesser trochanter; Y, section 102mm distal of the apex of the lesser trochanter. (B) Calculation of the bone axis (Ax). A regression line was determined from the centers of gravity, using the least squares method.

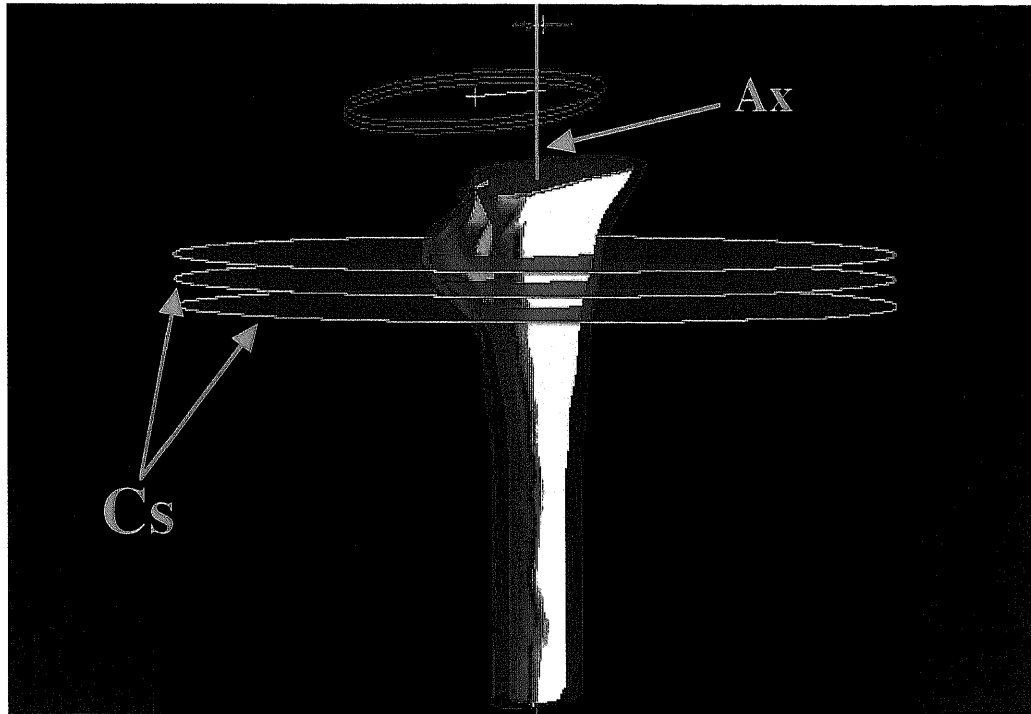


Fig. 3. Solid model and corrected sections. The solid model was re-sliced perpendicular to the bone axis (Ax) at 6mm intervals. These sections were regarded as corrected sections (Cs).

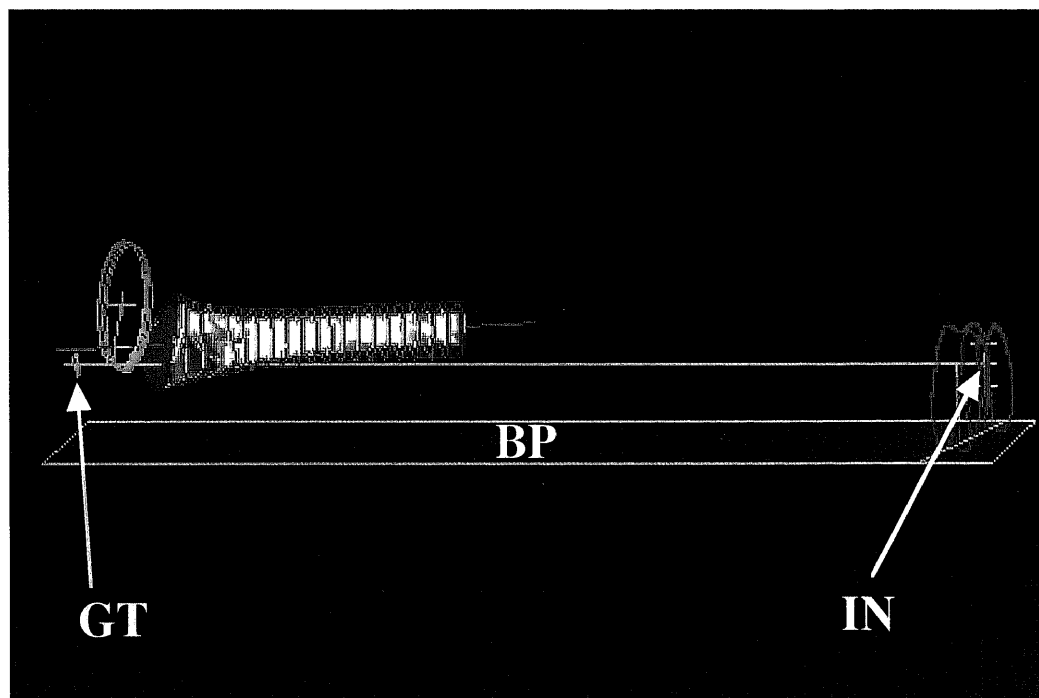


Fig. 4. Definition of the torsion basal plane (BP). We took a plane which passes through the tangent line to the posterior surface of the femoral condyle and is parallel to the base axis connecting the apex of the greater trochanter (GT) and the intercondylar notch (IN), and used this plane as the torsion basal plane.

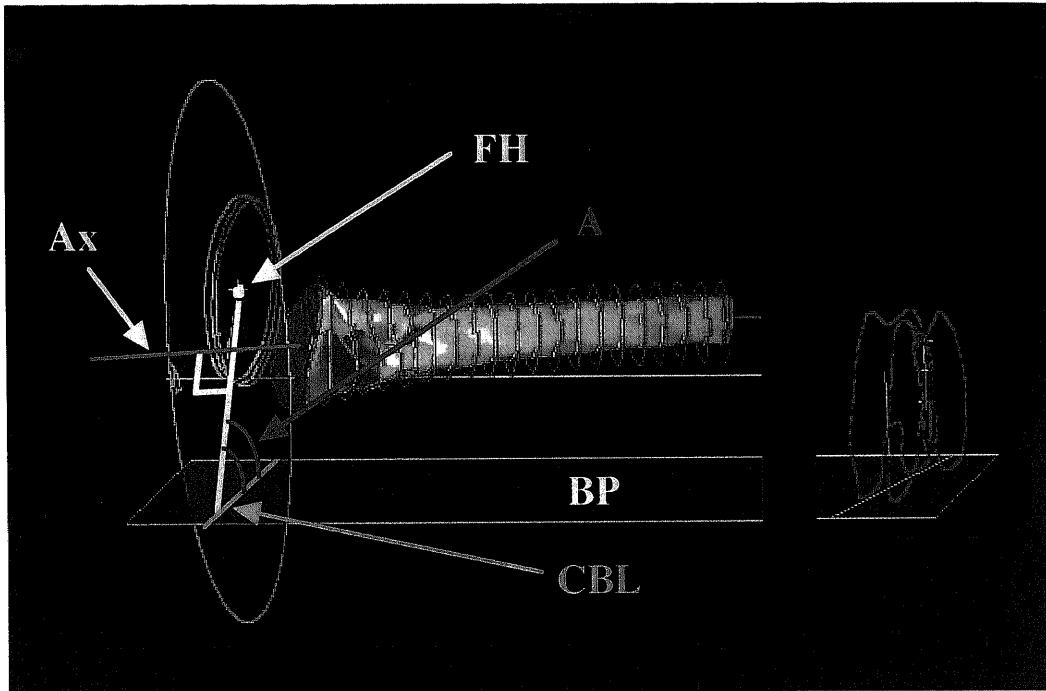


Fig. 5. Measurement of the anteversion angle of the femoral neck (A). The line along which the plane passing through the center of the femoral head (FH) and vertical to the bone axis (Ax) crosses the torsion basal plane (BP) was deemed as the corrected basal line (CBL). To find the anteversion angle of the femoral neck, we measured the angle between this corrected basal line and the line perpendicular from the center of the femoral head to the bone axis.

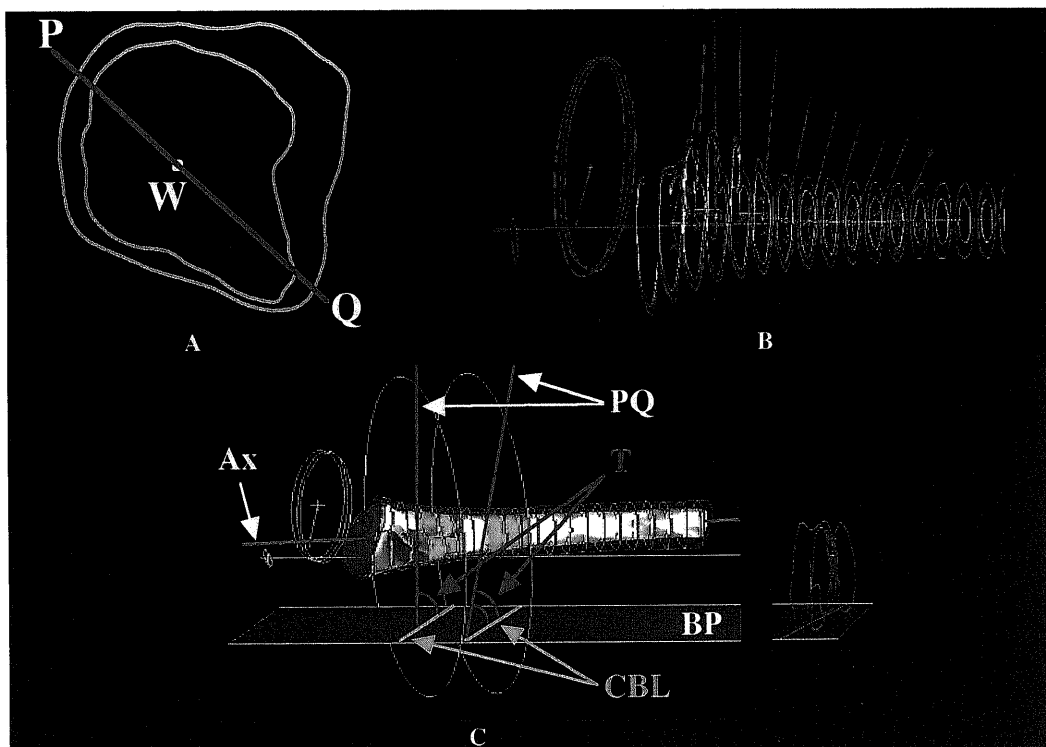


Fig. 6. Measurement of the torsion angle (T) of the proximal segment of the femur. (A) Principal axis of a corrected section. (B) Principal axis of each corrected section. (C) Measurement of the torsion angle of each corrected section. We defined the principal axis (PQ) as the line passing through the center of gravity (W) of the outer border of the cortex which minimized the moment of inertia. We used the intersections between the basal plane (BP) and the corrected section as the corrected basal line (CBL). For each corrected section, we defined the angle between the corrected basal line and the section's principal axis as the section's torsion angle. Ax, Bone axis.

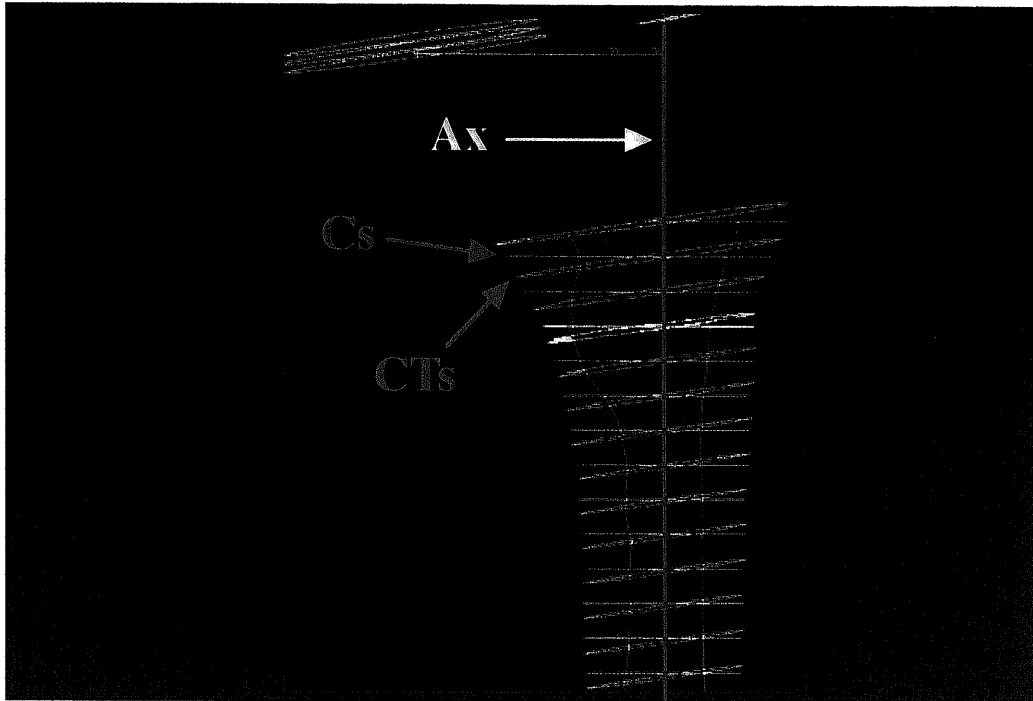


Fig. 7. Comparison between CT section (CTs) and corrected section (Cs). These corrected sections were not co-planer to the original CT sections. Ax, Bone axis.

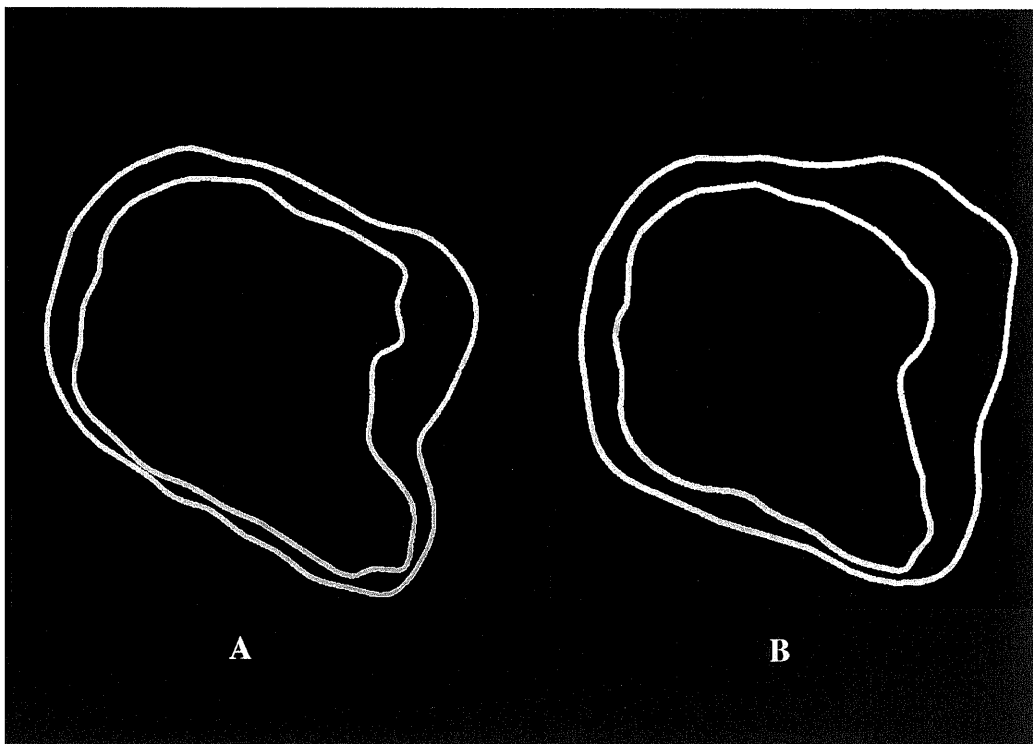


Fig. 8. Difference of the shape between CT section (A) and corrected section (B) corresponding to the apex of the lesser trochanter.

については、骨頭部分の3断面の皮質外縁に対し、それぞれの皮質外縁の全周径を計測し、最大径を示す断面の皮質外縁の重心を求め、これを骨頭中心とした。

2) 近位骨幹部の捻れ角の計測

大腿骨という立体の捻れを計測する場合、立体そのまま捻れを計測することは不可能であり、その表現方法として立体モデルを輪切りにしたそれぞれの高位の断面上で捻れ角を計測し、それがどのように変化していくかを捉えることにした。そこで各補正断面の皮質外縁の重心を通る直線の中で、その皮質外縁の慣性モーメントを最小とする直線を主軸とし(図6A)、この主軸が各補正断面でどのように変化していくかを捉えることで、近位骨幹部の捻れを捉えることとした(図6B)。

そのために捻れ計測用基準面と各補正断面との交線を、各断面の主軸の角度を測定するための基準線とし、各断面の基準線と主軸とのなす角度をその断面の捻れ角とした(図6C)。頸部前捻角の計測と同様に、各補正断面の捻れ角を計測し、横軸を小転子頂部からの距離(遠位が+)、縦軸を捻れ角として、近位

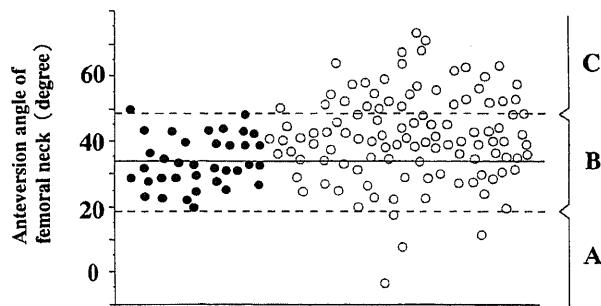


Fig. 9. Scatter diagram of the anteversion angle of the femoral neck. ○, OAH group; ●, control group. The mean anteversion angle of the femoral neck for the control group was 34.0 degrees (-----), and the standard deviation was 7.5 degrees (——). The  $\bar{x} \pm 2SD$  of this parameter for the control group was regarded as the normal range. Using this range as a criterion, the hips of OAH group were divided into three groups by the anteversion angle of the femoral neck (angle A). A, angle A < 19.0 degrees; B, 19.0 degrees  $\leq$  angle A < 49.0 degrees; C, angle A  $\geq$  49.0 degrees.

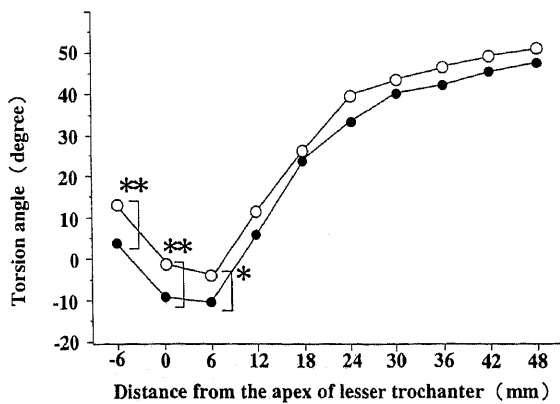


Fig. 10. The torsion angle in the proximal segment of the femur as a function of the distance from the apex of the lesser trochanter. ○, OAH group; ●, control group. \*\*  $p < 0.01$ , \*  $p < 0.05$  at each distance. T bars are omitted.

骨幹部の捻れの形態を OAH 群, N 群それぞれについてグラフで表現した。

統計学的検討は、頸部前捻角に対しては Student の t 検定を用い、近位骨幹部の捻れの形態に対しては分散分析 (analysis of variance) を用いた。危険率 5% 以下をもって有意とした。統計ソフトは StatView - J 4.11 (Abacus, Berkeley, USA) を使用した。

II. 本計測法の検討

1. 骨軸の再現性の検討

大腿骨の情報を螺旋状に読み取って、立体的に合成することが、三次元 CT の概念であるため、どのような肢位で CT 撮影が行われようと、大腿骨の三次元 CT における立体画像の作成に関しては再現性がある。この概念と同様に、本計測法においてはまず二次元断面にて輪郭抽出を行い、その後 Unigraphics 上でその輪郭を三次元合成し、再現性のある立体モデルを作成した。

補正断面はこの立体モデルを骨軸 1 に対し垂直な面で切り直すことで得られる断面であるから、補正断面の再現性の有無は、その作成の基となる骨軸 1 の再現性の有無で決定されることになる。骨軸 1 の算出における誤差を少なくするために、断面の形状変化の少ない小転子頂部より 18mm から 102mm の CT 断面の皮質外縁の重心を基に骨軸 1 を算出したが、実際にどれほど骨軸の再現性の信頼度があるかの検討を行った。

理想的には、同一患者においてそれぞれ異なる股関節の屈曲角度で CT 撮影を行い、それぞれの CT 断面を基に骨軸を算出し、比較検討を行うことが望ましい。しかし放射線被曝の点でその検討は問題がある。そこで新たに作成された補正断面の皮質外縁の重心を求め、これらの重心に対し I-4 と同様の方法で最小二乗法を用いて骨軸を求め、これを骨軸 2 とした。

補正断面は CT 断面とは異なる角度の大腿骨の断面である。つまりこの異なる角度の大腿骨の断面を基に算出された骨軸 2 は、当初の CT 撮影時と異なる肢位で CT 撮影を行い、その断面を基に算出した骨軸と考えることができる。そこで骨軸 1 と骨軸 2 を比較検討することで、異なる肢位で CT 撮影を行った場合に、どれほど骨軸のずれが存在するのかを比較検討できると考えた。

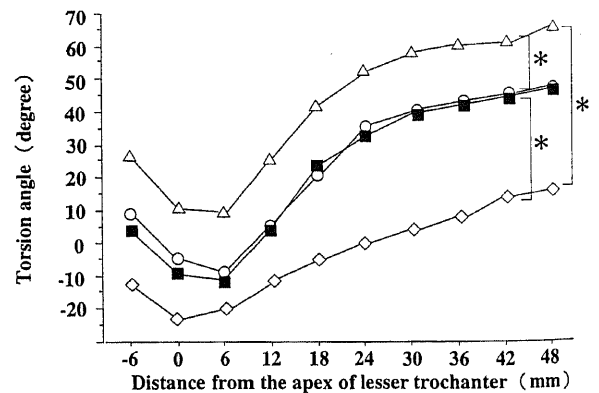


Fig. 11. The torsion angle in the proximal segment of the femur of OAH groups as a function of the distance from the apex of the lesser trochanter. ◇, group A; ○, group B; △, group C; ■, control group. \*  $p < 0.0001$  between the groups. T bars are omitted.



この場合当然CT断面と補正断面とのなす角度が大きい程、それぞれの骨軸のずれが大きいと予想される。そこで全症例に対しその角度を計測し、大きい順の上位10例に対し、骨軸1と骨軸2を求め、それぞれにどれほどの相違があるのかを、補正断面の小転子下18mmと小転子下96mmの2つのレベルで検討した。そのためにこの2本の軸と補正断面の小転子下18mmの平面との交点をそれぞれ求め、この2点間距離を計測した。同様に補正断面の小転子下96mmの平面との交点についても計測した。

## 2. CT断面と補正断面の捻れ形態の比較

CT断面と補正断面とは異なる平面上の断面であり、その断面形態も当然異なると予想される。実際にどれほどその断面形態が異なるかを調べるために、大腿骨近位部の捻れ形態を、CT断面と補正断面のそれぞれについて比較検討した。

まず、II-1で計測した全症例に対するCT断面と補正断面とのなす角度において、この角度が大きい症例ほど、CT断面と補正断面との断面形態の変化が大きく反映されると考えられる。そこでその角度の大きい順の上位5例を対象とし、これらの症例の補正断面に対し、通常のI-6の方法で近位骨幹部の捻れ角の計測を行った。同様に、補正していないCT断面に対しても皮質外縁の主軸を求め、近位骨幹部の捻れ角の計測を行った。但しCT断面を用いた計測の場合は、捻れ計測のための基準線としては、CT断面での大腿骨顆部後面を通る接線を補正せずにそのまま用いた。このようにして、CT断面と補正断面の双方で近位骨幹部の捻れ角をII-6-2)と同様にグラフで表現し、比較検討した。

## 成 績

### I. 新しい計測法

輪郭抽出の際、骨幹部においては各人固有の、ほぼ一定の閾値で輪郭抽出が可能であった。しかし骨皮質が薄い小転子付近や大腿骨頸部においては、更に低い一定の閾値で輪郭抽出を行っただけでは問題が生じた。例えば骨皮質の厚い部分を正しく

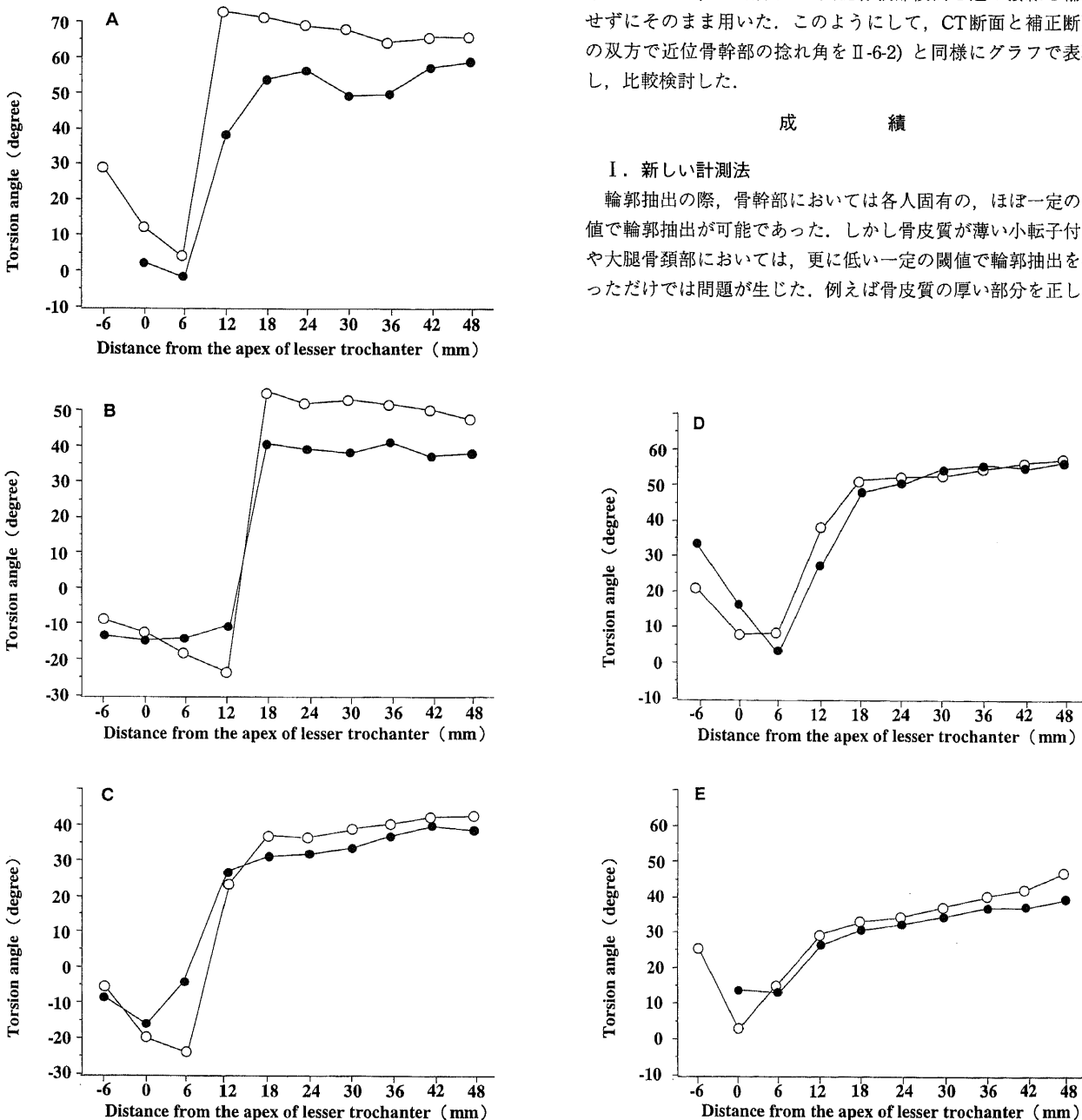


Fig. 12. Difference of the torsion angle in the proximal segment of the femur between the CT sections (○) and corrected sections (●). A-E represent 5 cases with the largest difference in the angle between the CT sections and corrected sections, which are 30.22 (A), 17.14 (B), 15.73 (C), 15.35 (D), and 14.95 (E) in degree.

描出するように閾値を高く設定した場合は、骨皮質の薄い部分が消えてしまい、描出されなくなることがほとんどであった。逆に骨皮質の薄い部分を正しく描出するように閾値を低く設定した場合は、骨皮質の厚い部分に海綿骨が付いて、実際より更に厚く描出されてしまい、正確な輪郭抽出が不可能であった。そこでこの対策として複数の閾値を選択し、組み合わせることで、骨皮質の厚い部分や薄い部分の描出が可能となり、正確な輪郭抽出を行うことができた。

CT断面と補正断面は図7のように同一平面にはなく、ずれが生じていた。CT撮影時の肢位が異なると、その際のCT断面は各大腿骨固有の補正断面と異なり、断面形態が一定せず、その計測値に再現性がないことがわかる。実際に図8は小転子レベルでのCT断面と補正断面との断面形態を比較したものであり、明らかにその断面形態は異なっていた。少なくともCT撮影時の断面をそのまま計測してはいけないことは明らかである。

本計測法を用いて大腿骨の捻れを計測した結果、頸部前捻角はOAH群  $40.5 \pm 15.3$  度、N群  $34.0 \pm 7.5$  度と両群間に有意差を認め ( $p < 0.05$ )、OAH群の方が平均値が大きだけでなく幅広い分布を示す傾向が認められた。N群の頸部前捻角は50.6度である1例を除いて、平均値  $\pm 2 \times$  標準偏差の範囲、つまり19.0度～49.0度の範囲に分布しているので、この範囲を頸部前捻角の正常範囲として、OAH群を更にA群 (頸部前捻角が19.0度未満、4例)、B群 (頸部前捻角が正常範囲、74例)、C群 (頸部前捻角が49.0度以上、32例) に分けた (図9)。

近位骨幹部の捻れ角は、OAH群とN群を比較した場合、小転子下6mmのレベル以上 (近位) で両群間に有意差を認めた (図10)。

N群中の頸部前捻角50.6度の1例を除外して、近位骨幹部の捻れ角をOAH群 (A-C)、N群それぞれについてグラフで表現した (図11)。その結果、近位骨幹部の捻れ角はすべての距離において、また各群全体としてもOAH群でA、B、Cの各群間すべてに有意差を認め、頸部前捻角が大きいくほど、近位骨幹部の捻れ角も大きいことがわかった。図11において小転子下18mmのレベルを除くすべてのレベルでB群の方がN群よりわずかに捻れ角が大きかったが、これはB群をさらにN群の頸部前捻角の平均値 (34.0度) で分けると、B1群 (頸部前捻角が19.0度～34.0度未満、23例)、B2群 (頸部前捻角が34.0度～49.0度未満、51例) となり、B群は頸部前捻角の正常範囲の大きい方に分布しているためと考えられた。OAH群のB群とN群間には有意な差はなく、ほぼ同一の頸部前捻角を有する大腿骨はOAH群もN群も近位骨幹部の捻れ角はほぼ同じであることがわかった。またB群とC群ではグラフの形はほぼ同様であり、かつC群はB群を全体的に縦軸上方向に移動したグラフを示すこと、つまり近位骨幹部が全体に大きく前方に捻った形態を有する群であることがわかった。さらに図10において小転子下6mmのレベル以上でしかOAH群の捻れ角が有意に高くならないのは、図11において遠位部ではN群とC群の差よりもN群とA群の差が大きく、OAH群全体を考えた場合は、遠位部においては近位部よりもA群によりグラフを下向きにするベクトルが大きくなるために、B群にC群を加算することで生じるはずのOAH群とN群との遠位部における有意差を消しているものと考えられた。

## II. 本計測法の検討

### 1. 骨軸の再現性の検討

骨軸1と骨軸2のずれは、重心のずれにして小転子下18mmのレベルで平均  $0.34 \pm 0.20$ mm、小転子下96mmのレベルで平均  $0.22 \pm 0.13$ mmであった。この誤差はMedvisionでの輪郭抽出時の最小計測単位である1ピクセルの一辺が約0.6mmであることを考えると、誤差の範囲内ということができる。この程度の誤差は、本来は一直線上にない各断面の重心に対し、最小二乗法の概念により直線を求めて、それを骨軸とした際に、各重心と骨軸とのなす数学的誤差の距離の範囲内であると考えられた。つまりCT撮影時の肢位が異なっても、それぞれの画像より求めた骨軸にはほとんど影響がないことがわかった。

### 2. CT断面と補正断面の捻れ方向の比較

図12A～Eに示すように、同一症例でありながらもCT断面と補正断面とでその捻れ角のグラフの形態は大きく異なった。小転子上6mm～小転子下48mmの範囲内においては、図12AではCT断面の方が補正断面よりも常に捻れ角が大きかったが、図12B～Eではそれぞれ大腿骨のレベルによってCT断面と補正断面の捻れ角の大小関係の逆転が認められた。これは大腿骨には彎曲があるために、たとえ骨軸1に垂直に断面を求めても、大腿骨の彎曲によってはそのレベルによって補正断面の方がCT断面よりも大腿骨に対して斜めの断面となるレベル、またその逆を示すレベルの双方が考えられるためである。その結果、その断面における捻れ角もどちらの断面の方が大きいとは言えないが、これほどの差が生じてしまうために、常に同じ断面での計測が重要なのである。小転子上6mm～小転子下48mmの範囲内では、対象とした5例全てにおいて、特に近位部の方がCT断面と補正断面との捻れ角の差が大きい傾向が見られた。これは小転子近傍部分は比較的円形に近い骨幹部に比べて、断面の違いによる断面の形状変化が大きいためと考えられた。また図12A、BなどのようにCT断面と補正断面とのなす角度の大きい症例においては、骨幹部においてさえもかなりの捻れ角の計測値の違いが認められた。よってCT断面を用いて計測を行うと、CT撮影時の肢位の影響を受け、上記例の様に計測値に再現性がないことがわかった。

## 考 察

セメントレス人工股関節の大腿骨コンポーネントは、その初期固定性と生理的な荷重伝達のために、ステムの近位部において十分に骨皮質へ接触することが重要であるとされている<sup>11)～14)</sup>。実際にはセメントレスTHAにおいて応力遮蔽による近位部の骨萎縮や、ステム先端でのストレスが集中して発生する骨硬化などが大きな問題として挙げられている。そのために特に大腿骨近位部での髓腔占拠率を高めることにより、術後早期のステムの微少運動を小さくし、初期固定性を獲得し、さらに骨侵入により長期にわたりステムの固定性を得ることが重要である<sup>11)～14)</sup>。

日本人の場合は欧米人と比べると、体格が小さいだけでなく、臼蓋形成不全が認められる二次性のOAHが多く、大腿骨の近位部の変形が強い。現在のステムは欧米人の正常者の大腿骨形態の計測値を基に作成されているが、そのために外国製セメントレスシステムでは十分に対処できない場合がある。欧米では老齢化に内在している退行変性を主因として発生する関節の変形、いわゆる一次性のOAHが多く、これらを対象として大腿骨形態の計測が行われている。同様に本邦において、できるだ

け多くの症例に対応できるように現在の既成のセメントレスシステムを改良するためには、まず本邦で90%以上を占めている臼蓋形成不全を伴う二次性のOAHの大腿骨形態を正確に計測する必要がある。

これまでに大腿骨形態の分析は、本邦、諸外国ともに古くから行われてきたが<sup>20) 17) 20)</sup>、当初それらのほとんどは屍体大腿骨標本、あるいはX線二方向撮影画像による二次元的計測であった。しかし大腿骨形態を把握するうえで、やはりCT画像の方がX線二方向撮影画像に比べて優れるため、やがて欧米でCT画像による前捻角計測の報告が見られるようになった<sup>21) 25) 27)</sup>。

本邦においてもこれまでにCT画像を用いた大腿骨形態計測のいくつかの報告があるが<sup>9) 10)</sup>、そもそもCT撮影を行う際に、二次性のOAHの場合、内転及び屈曲拘縮などがあり、各人の肢位は一定とはいえない。大腿骨近位部は骨頭、大転子、小転子などの突起があるだけでなく、大腿骨には捻れがあり、わずかな肢位の違いでCT撮影時の断面は変動する。図8やII-2の結果からも、大腿骨の形態を計測する場合には、わずかに視点異なるだけで、その計測値が変動することは明らかである。

従来報告では、CT撮影時にできるだけ大腿骨の長軸が撮影台と水平になるように工夫したりしていたが、その場合は目算で肢位を決定していることになる。また進行期、末期OAH患者においては股関節に内転及び屈曲拘縮などの可動域制限を有する場合がほとんどであり、CT撮影を行う場合に大腿骨肢位を調整することには限界がある。CT撮影時の各人の肢位は一定とは言えず、その肢位により必ず誤差が生じる。つまりどんなに苦勞して肢位を調整してCT撮影を行っても、その画像をそのまま計測すると必ず誤差が生じ、その値が一定しない。

従来のCT画像を用いた大腿骨形態計測の報告において、二次元CTを用いた報告においては、当然CT撮影時の断面をそのまま計測用の断面としていたため、断面の形態が一定でなく、その計測値に再現性がなかった。ところが三次元CT画像を用いて計測した場合には、どのような肢位で撮影されようとその大腿骨の立体画像に関しては再現性があるため、その点で二次元CT画像より優れている。

ところで、ある立体の計測をする場合を考えると、その立体の長さ、角度を計測する場合には、常にいったんは二次元の平面を想定し、その平面上で計測を行う必要がある。たとえばある立体における二点間の距離を計測する場合は、その二点を結ぶ直線を含む平面でその立体を輪切りにし、その平面上で二点間距離を計測しているのである。つまりたとえ三次元CT画像を得ることができても、長さ、角度及び捻れの計測の際には何らかの断面が必要であることになる。

これまでも三次元CT画像を用いて大腿骨形態計測が行われてきたが、結局はそのCT撮影時の断面をそのまま計測用の断面としていた。そのために折角の三次元CT画像を得ていても、実際に計測する際にはCT撮影時の肢位によって決定される形態の定まらない、再現性のない断面を計測対象としていた。本研究においても図7によりCT撮影時の断面と補正断面が同一平面上になかったこと、図8よりその断面形態が異なることが証明され、従来の三次元CT画像を用いた報告や、二次元CT画像をそのまま計測用断面とした報告では、計測対象断面が不適合であったことがわかる。よって本計測法では三次元CT画像の利点を十分に活かすために、大腿骨の立体画像を、その大

腿骨固有の骨軸に垂直に切り直し、新たに計測対象断面を求めることとした。これにより、各大腿骨固有の再現性のある計測結果が得られた。

一般にCT画像を用いて大腿骨形態を計測することには2つの意義がある<sup>18)</sup>。1つは大腿骨外形を計測することであり、もう1つは大腿骨骨髓腔の形態を計測することである。後者の計測がシステム作成に直接役立つが、皮質内縁の輪郭を抽出する際に、一定の閾値で皮質内縁を十分に抽出できない場合がほぼ全症例において見られた。これは皮質内縁は骨皮質の内縁の線であるから、海綿骨と骨皮質との境界を示す線であるため、わずかな閾値の変化に対して、それによって海綿骨の量が大きく変化するためである。つまりある一定の閾値を変化させた場合の皮質外縁の変化に比べて、皮質内縁ははるかに大きく変化し、信頼性は低いと考えた。それゆえ再現性を重視した場合、計測対象断面を抽出するために必要な骨軸の決定の際や、捻れの計測の際には皮質外縁を用いる方が良いと考えた。

大腿骨を正円柱と仮定すると、2つの異なる肢位でCT撮影を行った場合に、同一レベルの断面であればその2枚の断面の重心は一致する。実際の大腿骨は正円柱ではないが、本計測法では比較的断面の形状変化の少ない小転子遠位18mm～102mmの断面で、しかも再現性の高い皮質外縁の重心をもとに骨軸を算出しているため骨軸の再現性は高いと考えられる。II-1で骨軸の再現性を検討した結果と併せて考えると、CT撮影時の肢位の相違が、それぞれの撮影肢位による断面形態の相違に及ぼす影響ほどには、骨軸は影響を受けないことがわかり、骨軸の再現性は極めて高いことが証明された。

以上のことより、従来の大腿骨形態計測法に見られなかった本計測法の特徴は、どのような肢位でCT撮影が行われていようと、再現性のある大腿骨の立体モデルを作成した後に、再現性のある骨軸を算出し、その骨軸に垂直に立体モデルを切り直し、新たに断面を求めたことである。つまり本計測法は、各人の大腿骨固有の座標系で計測を行ったため、同一人物であれば常に再現性のある大腿骨計測値を得ることができる新しい計測法である。今後の大腿骨計測、しいてはシステム作成において有用な大腿骨形態計測法であると思われる。

大腿骨の捻れを計測する場合は、諸家による従来のX線計測法<sup>19) 28) 30)</sup>やCT画像による計測法<sup>5) 7) 10)</sup>の報告では、一般に大腿骨顆部後面を通る接線を基準として捻れを計測していた。しかし膝部分の断面もCT撮影時の肢位の影響を受けるため、これらの断面に対しても補正は必要であり、大腿骨顆部後面を通る接線に対しても補正が必要ということになる。そこでまず本計測法では、点で抽出されるためにCT撮影時の肢位によってほとんど影響を受けない大転子頂部重心点と顆間窩中心の二点を結ぶ直線を求め、この直線に平行で、且つ大腿骨顆部後面を通る基準面を考えることとした。そして頸部前捻角の計測の際には、骨頭中心を通り骨軸に垂直な面と基準面との交線を基準線とし、近位骨幹部の捻れの計測の際には、各補正断面と基準面との交線を基準線とすることで大腿骨顆部後面を通る接線に対しても補正を行った。

頸部前捻角を計測するには、本来は頸部の軸と基準面とのなす角度が計測できると理想的である。しかしこの計測方法には問題点として、対象症例は頸部の変形が強い症例がほとんどであり、その場合頸部が短縮して頸部の軸が固定されず、目算で頸部の軸を定めると再現性の乏しい頸部の軸となってしまう

うこと、および仮に頸部の軸が正しく同定されたとしても、その軸と基準面とのなす角度を計測する場合は、空間座標上に存在する一つの面と一つの直線の角度を計測することになり、そのままでは計測が不可能であることが挙げられる。これら二点の問題点の対策として、頸部の軸に代わる再現性のある軸の算出が必要と考え、骨頭中心から骨軸への垂線を想定し、この直線と基準面との角度を計測することとした。こうすることにより骨頭中心を通り骨軸に垂直な面を設定し、この面上で頸部前捻角を計測することが可能となった。

頸部前捻角を求める際には、基準線の決定だけでなく、骨軸と骨頭中心の決定が必要である。柳本<sup>9)</sup>、福<sup>10)</sup>は骨髓腔内に適合するテーパーリーマーを想定し、その中心軸をもって骨軸としている。この場合は輪郭抽出時に変動の大きい皮質内縁のデータを基にテーパーリーマーを想定していること、およびテーパーリーマーを想定する際に目算で骨皮質を削って、その大きさや方向を決定していることより、骨軸の再現性は低いと思われる。また奥村ら<sup>8)</sup>、萩原<sup>9)</sup>は骨髓腔の直線部分の最大内接円の中心を結んだ直線を骨軸としている。この場合は皮質内縁のデータを基に骨軸を求めていることに加えて、骨髓腔の直線部分が小転子の遠位40～60mmに存在しているとして、この部分だけで骨軸を決定していることに疑問がある。それは大腿骨はこの骨髓腔の直線部分から近位部に向かうにしたがって、一般的に言って、一旦は後方に湾曲し、頸部、骨頭へと前方に湾曲する形態を呈するからである。つまり骨髓腔の直線部分より決定された骨軸は、この骨髓腔の直線部分より近位部においては、かなり骨髓腔の前方を通過することとなり、骨頭中心に対する仰角が小さくなるため、頸部前捻角が小さく評価されることになってしまう。骨軸の設定方法に関しては、その考え方によってどれが正しいとは言えないであろうが、少なくとも再現性を重視した場合は、本計測法のように皮質外縁のデータを基に算出した骨軸が優れている。

骨頭中心の決定に関しては、そもそもOAH群は骨頭の変形が強い症例がほとんどであるため、正円でない図形の中心を求めるわけであり、誤差が生じやすい。そこで骨頭部分の3断面の皮質外縁に対し、それぞれの皮質外縁の全周径を計測し、最大径を示す断面の皮質外縁の重心を数学的に求め、これを骨頭中心とすることで、再現性のある骨頭中心を求めた。

以上のように、捻れ計測用の基準線、骨軸、骨頭中心のすべてに再現性を求めた結果として、本計測法では再現性のある頸部前捻角計測値を得ることが可能となった。

近位骨幹部の捻れを計測するために、本計測法では各補正断面上で捻れを計測しその変化を捉えた。各断面での捻れの計測に関して、唯一、萩原<sup>9)</sup>は、骨髓腔回旋度として大腿骨顆部後面のラインと各断面における骨髓腔の長軸とのなす角度を計測している。我々も各断面での捻れを捉える際にこの長軸の概念の適用を試みたが、骨幹部においては長軸の算出が可能であるものの、小転子近傍においてはその断面形態は円形、楕円形ではなく、長軸の算出に明らかに限界があると考えられる。そこで本計測法では各補正断面の皮質外縁の重心を通る直線の中で、その皮質外縁の慣性モーメントを最小とする直線を主軸とし、この主軸の概念を用いて各断面の捻れ角を計測した。輪郭抽出の際に、より正確な皮質外縁を用いて、数学的に慣性モーメントを最小とする直線を求めることで、さらに再現性のある各断面の捻れ角の計測値が得ることが可能となり、その変化を捉え

ることで、従来のX線写真やCT画像では把握できなかった再現性のある近位骨幹部の捻れの計測が可能となった。

この再現性のある方法で捻れ計測を行った結果、大腿骨近位骨幹部の捻れ角は、頸部前捻角の大きさによる群分けを行った場合に、OAH群でA、B、Cの各群間で有意差を認めたことより、頸部前捻角が大きい群ほど、その影響が遠位に及び、近位骨幹部の捻れ角が大きくなることがわかる。また頸部前捻角が正常範囲であるOAH群のB群とN群間には近位骨幹部の捻れ角に有意差を認めなかったことより、ほぼ同一の頸部前捻角を有する大腿骨は、捻れに関してのみ言えば、OAH群もN群も近位部の捻れ角はほぼ同様であることがわかる。また頸部前捻角が正常範囲より大きいC群ではB群と比較して近位骨幹部の各部分で捻れの増加がほぼ同様であったことから、C群はB群を全体的に強く前方に捻った形態を有する群ということが出来る。このOAH群の29%を占めるC群が、捻れについては二次性のOAH特有の群と考えられる。

OAH群全体とN群を比較した場合に、大腿骨近位骨幹部の捻れ角が小転子下6mmのレベル以上(近位)で両群間に有意差を認めたことより、臼蓋形成不全のある場合、骨頭に前方へのモーメントが働き続けた結果として頸部の前捻角が大きくなるだけでなく、少なくとも小転子付近にまで頸部の前捻の影響が及んでいるものと考えられた。

現在のステムの形態はB群がモデルとなっており、本邦においては今後はC群を考慮したステム作成が重要と考えられる。形態面だけからみるならば、コンポーネントを転子部と骨幹部に分けた付け替え式とする考えかたも妥当であり<sup>13)14)</sup>、C群に関しては捻れに関してのみ言えば、転子部を後捻させるなどの工夫が生体力学的検討と併せて必要である。

## 結 論

日本人に最も適したセメントレスシステムを開発することを目的として、日本人の進行期、末期OAH患者の大腿骨形態を捉えるために、新しい大腿骨形態計測法を考案し、その有効性の検討と大腿骨の捻れの計測を行い、以下の結論を得た。

1. 本計測法は三次元大腿骨立体モデルを作成し、再現性の高い骨軸に垂直に新たに断面を作成しており、CT撮影時の肢位による影響がなく、各大腿骨固有の極めて再現性の高い大腿骨計測法であった。

2. 本計測法を用いて頸部前捻角を計測した結果、OAH群40.5±15.3度、N群34.0±7.5度で、OAH群の方が平均値が大きだけでなく幅広い分布を示す傾向が認められ、OAH群の67%がN群と同じ計測範囲にあり、29%がN群より大きかった。

3. 大腿骨近位骨幹部の捻れを計測した結果、OAH群の29%を占める頸部の捻れの強い群が骨幹部の捻れも強く、頸部の前捻の影響が少なくとも小転子遠位にまで及んでいることがわかった。今後はこの捻れの強い群を考慮したステム作成が重要である。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を賜りました恩師富田勝郎教授および、直接御指導、御教示いただきました松本忠美助教授に深甚なる謝意を表します。また、本研究遂行に際し御助言、御協力いただきました金沢大学工学部人間・機械工学科の尾田十八教授、坂本二郎助手、

およびBristol-Myers Squibb K.K.の技術員各位に感謝いたします。

本論文の要旨の一部は第12回日本整形外科学会基礎学術集会(1997年,新潟),第24回日本臨床バイオメカニクス学会(1997年,千葉),Third World Congress of Biomechanics(1998年,札幌)において発表した。

## 文 献

- 1) Morscher E. The cementless fixation of hip endoprostheses, 15th ed, p1-8, Springer-Verlag, Berlin · Heidelberg · New York · Tokyo, 1984
- 2) Spector M, Davis RJ, Lunceford EM, Harmon SL. Porous polysulfone coatings for fixation of femoral stems by bony ingrowth. Clin Orthop 176: 34-41, 1983
- 3) Walker PS, Robertson DD. Design and fabrication of cementless hip stems. Clin Orthop 235: 25-34, 1988
- 4) 柳本 繁, 足立 秀, 朝妻孝仁, 山中一良, 坂巻豊教, 藤中星児, 泉田良一, 石倉哲雄, 赤松幹之. セメントレス人工股関節の基礎的研究(第1報) - 大腿骨近位骨髄腔の形態 - . 中部整災誌 29: 606-609, 1986
- 5) 柳本 繁, 坂巻豊教, 泉田良一, 石倉哲雄, 福秀二郎, 足立 秀. セメントレス人工股関節の基礎的研究(第2報) 大腿骨骨髄腔横断面の形態と前捻角. 中部整災誌 29: 2276-2278, 1986
- 6) 柳本 繁, 坂巻豊教, 泉田良一, 足立 秀, 中川智之. セメントレス人工股関節の基礎的研究(第3報) 大腿骨のオフ・セット値. 中部整災誌 30: 304-308, 1987
- 7) 柳本 繁. セメントレス人工股関節の形状決定に関する基礎的研究 - 日本人変形性股関節症の近位大腿骨骨髄腔形態の分析 - . 日整会誌 65: 731-744, 1991
- 8) 奥村康弘, 井村慎一, 竹谷英之, 坊 昭彦. 二次性変形性股関節症に適合するセメントレス人工股関節ステムのデザインに関する研究. 日整会誌 67: 897-910, 1993
- 9) 萩原雅司. 日本人大腿骨近位部形態のCTによる検討. 日整会誌 69: 1147-1157, 1995
- 10) 福秀二郎. セメントレス人工股関節の形状決定に関する基礎的研究 - 正常日本人大腿骨近位部の形態分析 - . 日整会誌 68: 763-773, 1994
- 11) Walker PS. Strains and micromotions of press-fit femoral stem prosthesis. J Biomech 20: 693-702, 1987
- 12) Callaghan JJ, Fulghum CS, Glisson RR, Stranne SK. The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses. J Bone Joint Surg Am 74: 839-848, 1992
- 13) Ohl MD, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Torsional fixation of a modular femoral hip component. Clin Orthop 287: 135-141, 1993
- 14) Whiteside LA, Arita J, White SE, Branam L, McCarthy DS. Fixation of the modular total hip femoral component in cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop 298: 184-190, 1994
- 15) Pillar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop 208: 108-113, 1986
- 16) Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement-The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J Bone Joint Surg Br 69: 45-55, 1987
- 17) 甲斐将明. 大腿骨上端ノレ線計測法及其ノ臨床的応用ニ就テ 第二項 第二計測法. 日整会誌 12: 448-497, 1937
- 18) Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. Clin Orthop 235: 148-163, 1988
- 19) 小松哲郎. 大腿骨近位部の形態学的研究 I 大腿骨頭ならびに頸部径の計測と解析. 日整会誌 60: 755-762, 1986
- 20) 平田和生. 鹿児島県大島郡与論島島民の下肢骨の研究. 人類学研究 5: 263-315, 1958
- 21) Reikeras O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. Acta Orthop Scand 54: 18-23, 1983
- 22) Ruff CB. Allometry between length and cross-sectional dimensions of the femur and tibia in homo sapiens. Am J Phys Anthropol 65: 347-358, 1984
- 23) 平井 隆, 田幡丈夫. 現代日本人骨の人類学的研究 第4部 下肢骨の研究. 人類学雑誌 43: 付録1-80, 1928
- 24) Lavelle CLB. An analysis of the human femur. Am J Anat 141: 415-426, 1974
- 25) Dai KR, An KN, Hein TJ, Nakajima I, Chao EY. Geometric and biomechanical analysis of the human femur, 9th ed, 256, Orthop Trans, 1985 (Abstr.)
- 26) Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. Femoral anteversion. J Bone Joint Surg Am 69: 1169-1176, 1987
- 27) Peterson HA, Klassen RA, McLeod RA, Hoffman AD. The use of computerized tomography in dilocation of the hip and femoral neck anteversion in children. J Bone Joint Surg Br 63: 198-208, 1981
- 28) 飯野三郎, 小川正三, 瀬野庄助. トモグラフィーによる大腿骨前捻角の直接測定法について. 整形外科 9: 527-533, 1958
- 29) 斎藤 進. 骨盤骨切り術に関する実験的研究 - 骨盤骨切り術にともなう大腿骨前捻角の変化と骨盤変形に関して - . 日整会誌 51: 195-214, 1977
- 30) 東野修治. 大腿骨頸部前捻角及び前傾角について - 解剖学的及びX線学的検討 - . 日整会誌 49: 650-651, 1975

**A new Morphological Measurement Technique of the Femur and its Application for Japanese Patients with Osteoarthritis of the Hip** Toshinori Miura, Department of Orthopaedic Surgery, School of Medicine, Kanazawa University, Kanazawa, 920-8640 — J. Juzen Med Soc., **107**, 504 — 516 (1998)

**Key words** cementless femoral prosthesis, CT measurement, secondary osteoarthritis, hip joint, morphological measurement

#### Abstract

It has been noted that it is difficult to achieve a good fit between cementless femoral prostheses developed in Western countries and some Japanese femora, because there are many patients of secondary osteoarthritis of the hip (OAH) particularly in Japan. To design femoral prostheses better suited to Japanese patients of OAH, it is required to establish a new morphometry method of the femur which can precisely determine particular features of the femora of Japanese OAH patients. In this study, a new morphological measurement technique of the femur was proposed and applied to a number of Japanese OAH patients, in order to measure the femoral torsion. In the proposed technique, a 3-dimensional (3-D) solid model of the femur is first constructed based on the outer and inner borders of the femoral cortex obtained from 3-D CT images by using an engineering computer-aided design software on a workstation. Next, the bone axis (Ax) is defined as the line of best fit to the centers of gravity of the outer borders of cortex on CT sections by using the least square method. A new femur coordinate system is assumed based on this Ax. The corrected outer borders of the cortex are then reconstructed in sections from the solid model perpendicular to the Ax. This proposed method provides a highly reproducible measurement independent of the leg position during the CT scan. The anteversion angle of the femoral neck (angle A) between the perpendicular line to the Ax through the center of the femoral head and a torsion basal plane (BP) defined by the femur coordinate system, and the torsion angle (T) of the proximal segment of the femur between the principal axis of inertia of the outer borders of the corrected sections and BP are selected as giving a good measurement of the torsion value to characterize the femur morphology. The angle A and the angles of principal axis were measured in 110 OAH and 36 normal hips. Regarding the angle A, the mean of this parameter was significantly greater, and the range was wider in the OAH group. Sixty-seven percent of patients with OAH showed the values within the normal range and twenty-nine percent showed greater values. Furthermore, it was observed that the T of the femoral body especially in the proximal region above the section 6mm below the level of the lesser trochanter was significantly greater in the OAH group than the control group. Besides the T of the femoral body in the proximal region was also significantly greater in high T group of the femoral neck in the OAH group than the control group. It is suggested that the anteversion of the femoral neck leads to greater torsion of the femoral body below the level of the lesser trochanter in some femora of OAH, which characterizes secondary OAH. The present study has provided a new reliable morphological technique to measure the torsions of the femur of OAH patients, which will be useful in designing cementless femoral prostheses more suitable for Japanese OAH patients.