

MRIでは矢状面画像を用いた。取得されたCT画像とMR画像から3次元再構築ソフトウェア(ZedView ver. 4.0, LEXI社製)を用いて大腿骨と脛骨の3D骨モデルを構築した。CT画像ではソフトウェアにおいてマスクが骨領域のみに作成されるように閾値を設定して、骨領域を半自動分割した。MR画像では、描出されている骨周囲の軟部組織から骨の輪郭を推定し、手動で骨領域にマスクを作成して分割した。各画像のマスク領域から骨の3D骨モデルを構築し、構築にはスムージングを適用した。CTモデルは骨全長の大腿骨モデルと脛骨モデル、さらに骨幹端部の大腿骨モデルと脛骨モデルを作成し、MRIモデルは骨幹端部の大腿骨モデルと脛骨モデルを作成した(図1)。

2. 骨幹端座標系の構築方法

2.1 大腿骨モデル

大腿骨モデルの骨幹端座標系の構築には石谷

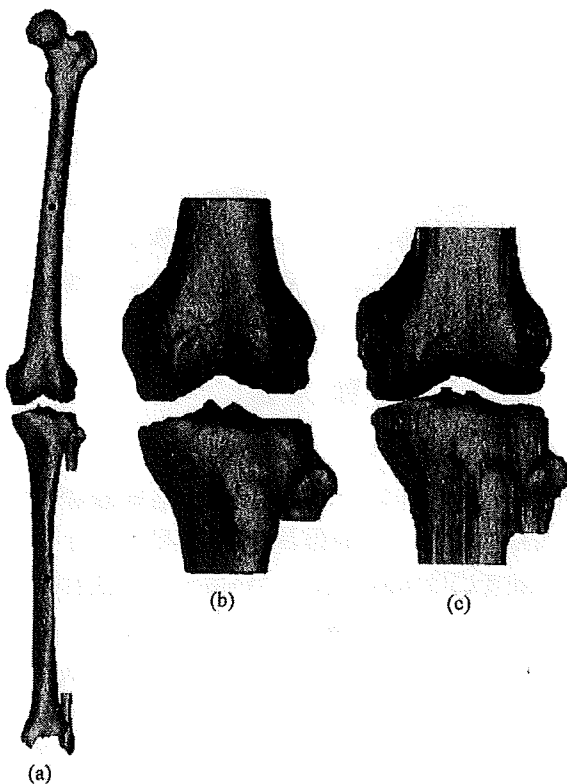
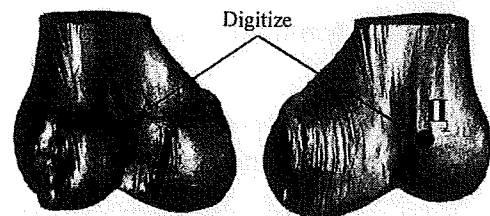


図1. Three-dimensional bone surface model of femur and tibia.

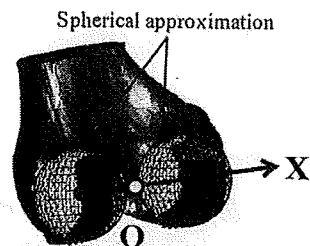
(a) CT model of the whole-length bone,
(b) CT model and (c) MRI model of the metaphyseal bone.

ら²⁾の方法を用いた。この方法は顆間窩最後方点と内外側顆間部前面点への2点デジタイズと、内外側後顆関節面に対する球近似、顆部形状に楕円近似を適用した半自動構築法である。まず構築された大腿骨モデル上で、参照点として顆間窩最後方点(I)と内外側顆間部前面点(II)の2点をデジタイズする(図2-a)。この参照点2点間の距離をもとに、あらかじめ用

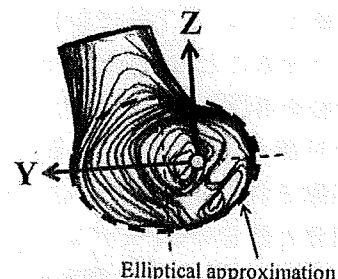


(a) Reference points in femoral MR model.

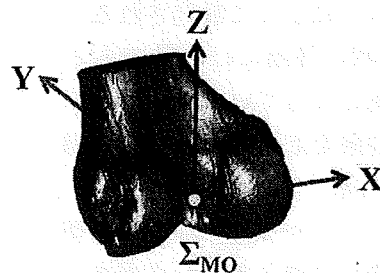
I: most posterior point of the intercondylar fossa,
II: most anterior point of the mediolateral femoral condyle.



(b) Determination of X axis and point of origin (O).



(c) Determination of Y and Z axes.



(d) Femoral model constructed model coordinate system (Σ_{MO}).

図2. Semi-automatic coordinate construction algorithm for the distal metaphyseal model of femur.

意しておいた関節面抽出用モデルを大腿骨モデルの大きさに合うようにスケール変換する。関節面抽出用モデルは内外側後顆関節面の表面形状データを設定してある。次に、大腿骨モデルと関節面抽出用モデルの表面形状データをICP (Iterative Closest Point) アルゴリズムを用いて重ね合わせ、関節面抽出用モデルのサンプリング点から最近距離にある大腿骨モデル上の点群を後顆関節面と定義する。定義された内外側の後顆関節面のそれぞれに球をフィッティングし、内外側の2つの球中心を通る直線をX軸、2つの球中心の中点を原点(O)と決定する(図2-b)。そして、設定したX軸に沿って大腿骨モデルを投影し、その投影像の輪郭を自動抽出する。その後、顆部輪郭と骨軸輪郭の境界点2点をデジタイズし、この2点を端点とする顆部輪郭曲線に対して楕円近似を適用して(図2-c)、算出された楕円の長軸方向をY軸、短軸方向をZ軸と決定する(図2-d)。

2.2 脛骨モデル

脛骨モデルの骨幹端座標系では新たに半自動構築法を考案した。まず脛骨モデルの骨軸方向を決めるため、脛骨モデルの表面形状データに対して共分散解析を行い、データ分散の主要ベクトルを算出することで、この方向を仮のZ軸として設定した。仮のZ軸に沿った90%遠位側の垂直な遠位骨断面2断面を抽出し、それら骨断面の輪郭に楕円近似を適用することで骨断面の中心点(2点)を求め、この2点を結んだ線を骨軸中心線とする(図3-a)。そして、脛骨モデル上の腓骨最近位部周辺(Ⅲ)をデジタイズし、表面形状データから探索された腓骨最近位点のZ値での骨断面形状を抽出する。その骨断面輪郭に楕円近似を適用して、算出された楕円の長軸・短軸をそれぞれX軸・Y軸として決定する(図3-b)。さらに、その楕円の中心を原点(O)とし、原点をZ軸に沿って関節面に移動することで座標系を構築する(図3-c)。

3. 評価方法

3.1 骨幹端モデルの位置姿勢評価

構築された骨全長CTモデルと骨幹端CTモデル、MRIモデルのそれぞれに骨幹端座標系を設

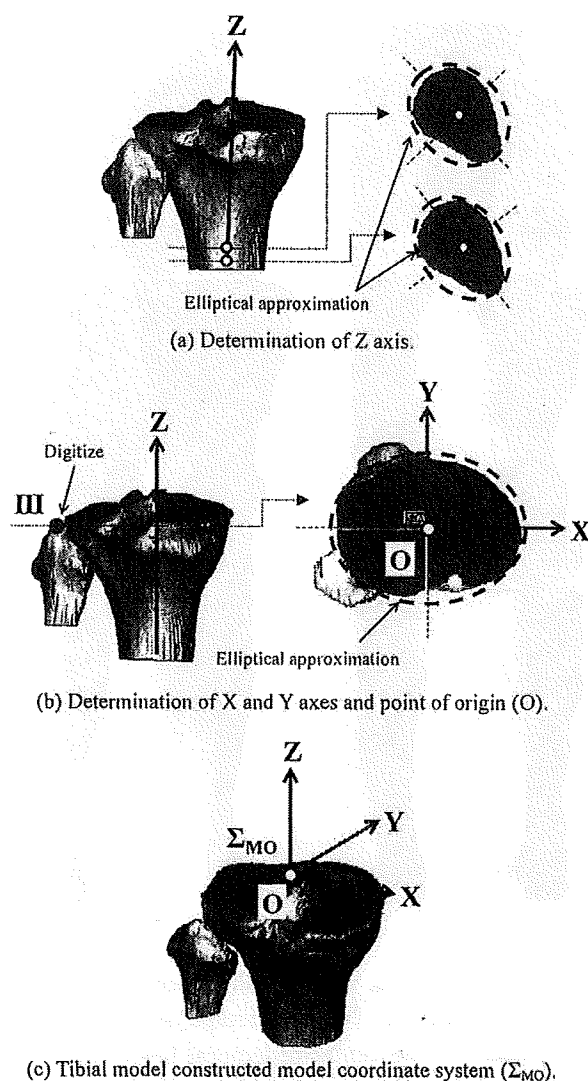


図3. Semi-automatic coordinate construction algorithm for the proximal metaphyseal model of tibia.

定する。座標系設定後、始めに骨全長CTモデルを2方向CR像に自動イメージマッチングを行う(図4)。マッチング後のCR座標系(Σ_{CR})における骨全長CTモデルの位置姿勢を計測し、これを位置姿勢誤差評価のための真値とした。

次に、骨幹端CTモデルとMRIモデルをそれぞれ2方向CR像に自動イメージマッチングして、骨全長CTモデルと同様に、CR座標系(Σ_{CR})における骨幹端モデルの位置姿勢を計測する。この計測結果を骨全長CTモデルから求めた真値と比較することで、骨幹端CTモデルとMRIモデルでのそれぞれの誤差を算出した。マッチングは各モデルにつき3回行った。



図4. Image matching with (a) the whole-length bone model and (b) the metaphyseal bone model. A : the center of femoral head, and B : the center of the distal articular surface of tibia.

3.2 参照点位置評価

大腿骨側と脛骨側の参照点をそれぞれ大腿骨頭中心 (A) と遠位関節面中心 (B) に設定して (図4), 参照点の位置をCR座標系 (Σ_{CR}) から計測した. 骨全長CTモデルを2方向CR像にマッチングした後, CR座標系 (Σ_{CR}) における参照点位置をモデル座標系 (Σ_{MO}) からみた位置に座標変換して, その位置を参照点位置評価のための真値とした.

次に, 同様に骨幹端CTモデルとMRIモデルでのモデル座標系 (Σ_{MO}) からみたそれぞれの参照点位置を求め, 骨全長CTモデルで求めた真値と比較した. マッチング回数は各モデルにつき3回とした. この評価方法においては, イメージマッチングによる骨幹端モデルの位置姿

勢が骨全長モデルと同一であれば, 参照点位置の誤差は0となる.

3.3 CT座標系とMR座標系の位置関係評価

同一の中間座標系構築アルゴリズムを用いて設定されたCT座標系とMR座標系の位置関係について, CT座標系に対するMR座標系の誤差を求めた. 骨幹端座標系を設定した骨幹端CTモデルとMRIモデルの表面形状データに対して, ICPアルゴリズムを用いて重ね合わせを行った. 重ね合わせ後, MR座標系からCT座標系への座標変換を求め, 座標変換の回転・並進パラメータで2つの座標系誤差を算出した.

結 果

骨幹端モデルを自動イメージマッチングした後の位置姿勢に関して, 大腿骨のCTモデルでの最大平均誤差は回転Z成分0.7deg, 並進Y成分-0.7mmであり, MRIモデルでは回転Y成分-1.0deg, 並進Y成分-0.9mmであった (図5). 脛骨のCTモデルでの最大平均誤差は回転Z成分-1.4deg, 並進Z成分-1.3mmであり, MRIモデルでは回転Z成分3.7deg, 並進Y成分1.7mmであった (図6).

位置姿勢に関する二乗平均 (RMS) 誤差を表1に示す. CTモデルでは大腿骨で回転成分2.1deg, 並進成分0.9mmの最大RMS誤差がみられ, 脛骨では回転成分4.0deg, 並進成分1.8mmの最大RMS誤差がみられた. MRIモデルでは大腿骨で回転成分2.0deg, 並進成分1.6mmの最大RMS誤差があり, 脛骨では回転成分6.2deg, 並進成分2.2mmの最大RMS誤差があった.

モデル座標系 (Σ_{MO}) からみた参照点位置の真値に対するRMS誤差を表2に示す. CTモデルでは大腿骨側で6.8mm, 脛骨側で12mmの最大RMS誤差があり, MRIモデルでは大腿骨側で18mm, 脛骨側で35mmの最大RMS誤差があった.

CTモデルとMRIモデルに設定されたそれぞれの座標系の位置関係を表3に示す. 大腿骨モデルでは回転X成分で1.0degの誤差があるが, その他の成分では1deg, 1mm以下であった.

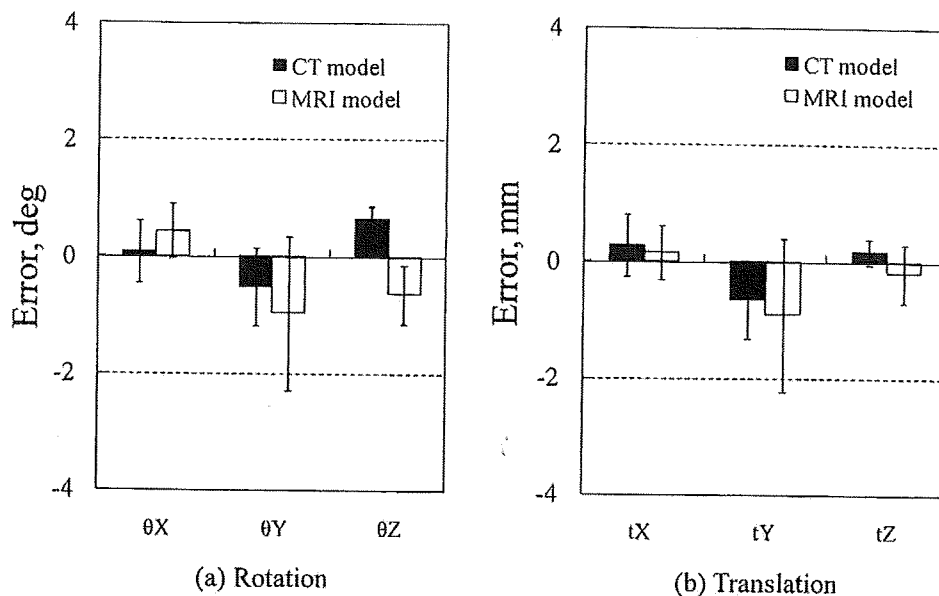


図5. Error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models of femur.

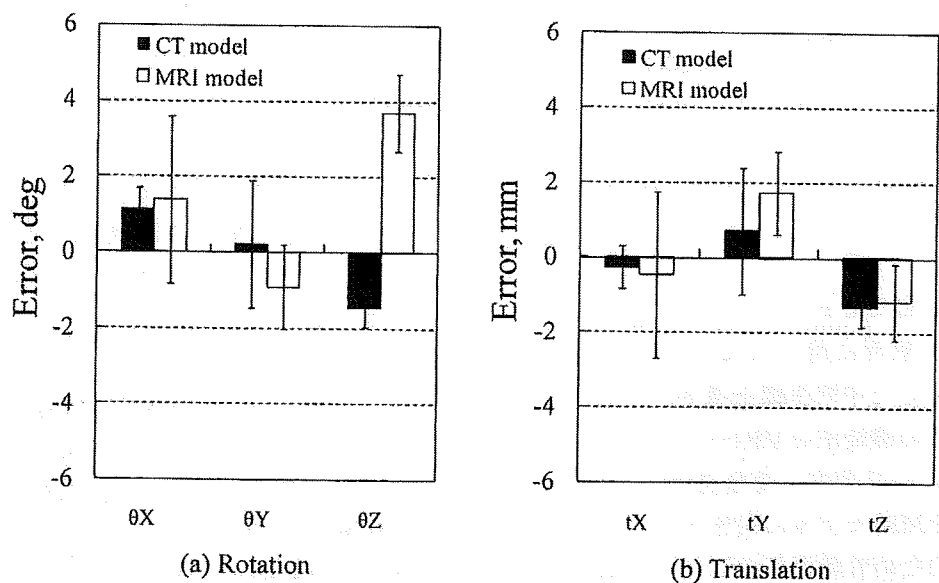


図6. Error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models of tibia.

脛骨モデルでは、回転Z成分で4.8deg、並進X方向で約1.9mmの最大平均誤差があった。

考 察

3次元下肢アライメント評価システムによる2方向CR像への骨全長CTモデルのイメージマッチングは、大腿骨と脛骨それぞれの近位端と遠位端の位置姿勢を修正することで最適な位置にマッチングすることができ、このシステム

の有用性や推定精度が良好であることが報告されている^{3), 7)}。一方、MRIモデルには形状精度がCTモデルよりも低いこと⁶⁾や、さらにMRIの撮像範囲が一般的に膝関節での大腿骨遠位と脛骨近位のような骨幹端部に限られ、3D骨モデルの構築可能範囲が狭いという問題がある。MRIモデルのような骨幹端部でのイメージマッチングは最適な位置に設置することが困難であると考えられるが、どの程度最適な位置に設置

表1. RMS error of image matching positions between the whole-length and metaphyseal bone models.

Models		Rotation			Translation		
		θX [deg]	θY [deg]	θZ [deg]	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]
CT	Femur	0.56	0.90	2.14	0.59	0.92	0.29
	Tibia	2.23	0.91	3.95	0.60	1.77	1.41
MRI	Femur	1.97	1.59	1.63	0.48	1.57	0.52
	Tibia	6.22	2.10	5.60	2.19	2.03	1.53

表2. RMS error of reference points (A : the center of femoral head, and B : the center of the distal articular surface of tibia) on model coordinate system.

Models	Points	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]
CT	A	2.56	6.83	1.30
	B	3.06	12.1	1.06
MRI	A	6.83	17.6	3.85
	B	19.7	34.6	4.11

できるのか不明である。さらに、これまで下肢アライメント解析に用いられるCTモデルには骨全長を利用した中間座標系構築法が適用されているが、この構築法をMRIモデルにそのまま適用することはできず、骨全長CTモデルと同一の座標系をMRIモデルに設定することは困難である。そのため骨幹端部のみで中間座標系を構築する半自動的構築法を考案した。

イメージマッチング後のMRIモデルによる設置位置姿勢誤差では6.2deg, 2.2mmの大きなRMS誤差がみられた。この誤差には、骨幹

端部のみによるマッチング誤差と、CTモデルに対するMRIモデルの表面形状誤差の影響が考えられる。CR像への自動イメージマッチングには骨輪郭情報を用いているため、MRIモデルの表面形状誤差はマッチングに影響を与える。また、今回用いた中間座標系構築法には骨形状を利用したアルゴリズムが含まれるため、CTモデルとMRIモデルの表面形状に誤差があると、双方の座標系に差が生じることになり、直接マッチング誤差に反映されることになる。すなわちCT座標系とMR座標系の位置関係では大腿骨モデルよりも脛骨モデルでの誤差が大きいため(表3)、これが脛骨でのマッチング誤差が大きくなった要因として考えられる。

MRIモデルの表面形状誤差を考慮せずに、骨幹端モデルによるマッチング誤差のみを調べるため、骨全長CTモデルを骨幹端部でカットした骨幹端CTモデルを用いたところ、設置位置姿勢誤差はMRIモデルの場合よりは小さいものの、4.0deg, 1.8mmの最大RMS誤差があった。これは予想されたように、骨幹端モデルでのマッチングが設置位置姿勢に影響を与えることを示唆している。骨幹端モデルではイ

表3. Error of the intermediate coordinate systems between CT and MRI models.

Models	Rotation			Translation		
	θX [deg]	θY [deg]	θZ [deg]	tX [mm]	tY [mm]	tZ [mm]
Femur	1.02±1.54	-0.32±0.50	0.37±0.78	0.01±0.33	-0.36±1.14	-0.09±0.55
Tibia	3.22±3.65	1.52±3.17	-4.80±2.60	-1.93±1.97	0.40±1.70	0.87±0.81

メージマッチングに利用できる骨輪郭情報が少ないため、回転成分の誤差が大きくなることが考えられる。

骨幹端モデルのマッチングによる位置姿勢誤差を改善するには、まずCTとMRIモデルの中間座標系を一致させることが必要となるが、両方のモデルで同一の座標系を構築するには、3D骨モデルの形状誤差を極力少なくすること、表面形状に影響しない座標系構築法の検討が必要となる。そして、イメージマッチングに輪郭以外の情報を追加することが有効であると思われる。

骨幹端モデルをCR像にイメージマッチングすることにより、どの程度下肢アライメントを評価することができるのかを調べるために、参照点を大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心に設定して(図4)、マッチング後のモデル座標系(Σ_{MO})から見た参照点位置を骨全長CTモデルとMRIモデルで比較した。その結果、MRIモデルでの参照点位置のRMS誤差は大腿骨で18mm、脛骨では35mmと大きな誤差があった。参照点位置はマッチングでの設置位置姿勢を反映しており、その誤差には特に回転成分が大きく影響しているため、自動イメージマッチングでのさらなる誤差改善が必要である。

これらの結果は自動イメージマッチングでの結果であるため、検者間誤差は極めて少なくなるが、推定精度の範囲はまだ臨床応用の精度には達していないと判断している。3次元下肢アライメント評価システムにMRIモデルの適用が可能になると、CTモデルを使用するよりも少ない被曝で立位での下肢アライメントを評価できるだけでなく、MRIモデルに軟骨データを含めることで立位における膝関節の関節軟骨接触の評価が期待できる。今後は上記で述べた3D骨モデルの表面形状誤差に関連する中間座標系構築アルゴリズムやイメージマッチングでの参照点追加についての再検討を行う予定である。

ま と め

MRIモデルの3次元下肢アライメント評価システムへの応用について、骨全長CTモデルによる2方向CR像へのイメージマッチング結果とMRIモデルでの結果を比較検討した。MRIモデルによる設置位置姿勢の最大RMS誤差は、骨全長CTモデルの結果と比較して6 deg, 2 mmであった。また、大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心を参照点としたモデル座標系からみた参照点位置の最大RMS誤差は35mmであった。骨幹端座標系構築法の改良やイメージマッチングに輪郭以外の情報を追加することで誤差が改善できると考えられる。

文 献

- 1) DeFrate LE, Suna H et al.: In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. J Biomech 37: 1499-1504, 2004.
- 2) 石谷周一, 佐々木俊行 他: 大腿骨MRモデルにおける再現性の高い解剖学的座標系の構築. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 409-414, 2008.
- 3) 小林公一, 田中伸明 他: 2方向X線像を用いた骨および人工膝関節の3次元自動位置姿勢推定法の精度. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 421-425, 2008.
- 4) Li G, Park SE et al.: The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. Clin Biomech 20: 736-744, 2005.
- 5) Patel VV, Hall K et al.: A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. J Orthop Res 22: 283-292, 2004.
- 6) 笹川圭右, 渡辺聡 他: MRIとCTを用いた3次元骨形状モデルの精度に関する検討. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 29: 397-402, 2008.
- 7) 山崎芳裕, 根本篤志 他: 3次元下肢アライメント評価システムのモデルイメージマッチングによる臨床評価の精度検討. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 25: 291-296, 2004.

人工膝関節置換術における脛骨コンポーネント回旋設置位置

平川雅士¹, 近藤 誠², 泊 一秀³, 加来信広¹, 糸川高史², 池田真一¹, 佐藤美由紀¹, 北川 洋⁴, 藤井唯誌⁴, 東 隆司⁴, 津村 弘¹

¹ 大分大学医学部整形外科

² 大分大学医学部人工関節学講座

³ 国家公務員共済組合連合会新別府病院整形外科

⁴ 医療法人誠洋会香芝旭ヶ丘病院整形外科

はじめに

人工膝関節置換術（以下TKA）において、近年多く議論されている大腿骨コンポーネントの回旋設置位置のみならず脛骨コンポーネントの回旋設置位置も良好な膝関節機能を獲得するためには重要である。また、不適切な脛骨コンポーネントの設置によるポリエチレンインサートの早期摩耗や破損も報告されている。しかしながら実際の手術において、骨質の脆い高齢者や関節リウマチの患者などでは脛骨 AP 軸に一致させた設置よりも骨切り面への被覆度を優先したい症例にしばしば遭遇する。今回脛骨コンポーネント設置を骨切り面への被覆を優先させた際の脛骨 AP 軸との関連について検討したので報告する。

対 象

2006 年 11 月から 2008 年 6 月までに内側型変形性膝関節症のため初回 TKA の適応となった 106 症例 158 膝（男性 19 膝、女性 139 膝）の術前検査として行った 2 方向膝関節 XP と CT データを利用した。平均年齢 76.2 歳（61～88 歳）、すべて Kellgren-Lawrence 分類（以下 K-L 分類）grade 3（59 膝）または grade 4（99 膝）であった。機種として Vanguard RP®（Biomet 社製）及び LPS-Flex mobile®（Zimmer 社製）の CAD データを使用した。

方 法

3D 術前計画ソフトウェア Athena®（Soft Cube 社製）を用いて被覆率を優先した脛骨コンポーネントの設置をシミュレーションし、Akagi らの提唱している脛骨 AP 軸¹⁾（脛骨 PCL 附着部中央と膝蓋腱附着部内側縁を結ぶ線）と比較

した。Athena® はマーカーを付けて膝関節 2 方向を撮影し、それぞれの X 線像を 3 次元的に関連づけ、CT モデルに合わせることで、インプラントの CAD モデルを 2 方向の X 線写真と CT モデル上に投影することができる 3D 術前計画ソフトである²⁾。X 線写真と CT を組み合わせるため、実際の脛骨コンポーネント設置面（脛骨骨切り面）の形状を容易に再構築し確認できる点が、通常の単純 CT 画像と大きく異なる（図 1）。

脛骨コンポーネントの設置は、全例 X 線前後像で脛骨骨軸に垂直、外側関節面より 10 mm 遠位とし脛骨外側縁にあわせて設置した。側面像では後傾 3° で統一した。脛骨骨切り面では外側顆後方にオーバーハングを起こさない範囲で、できる限り大きなコンポーネントを選択し、脛骨前縁の形状にあわせた設置をシミュレーションした。被覆度を優先して設置した際のコンポーネントの後縁を結ぶ線と、Akagi らの脛骨 AP 軸の垂線とのなす角度を回旋設置角度とし、脛骨 AP 軸に対して外旋設置を正とした（図 2）。変形が著しく PCL 附着部の同定が不能であった 2 膝を除外した 156 膝について、回旋設置角度と機種、K-L 分類の関係について検討した。

結 果

シミュレーションした脛骨コンポーネントは Akagi らの脛骨 AP 軸より平均 $4.1 \pm 3.3^\circ$ （ $-7.0 \sim 15.7^\circ$ ）外旋設置となった。機種別では Vanguard RP で $4.4 \pm 3.3^\circ$ （ $-6.6 \sim 15.7^\circ$ ）、LPS-Flex mobile で $3.9 \pm 3.2^\circ$ （ $-7.0 \sim 13.1^\circ$ ）であり両機種とも軽度外旋設置となった。K-L 分類 grade 3 では Vanguard

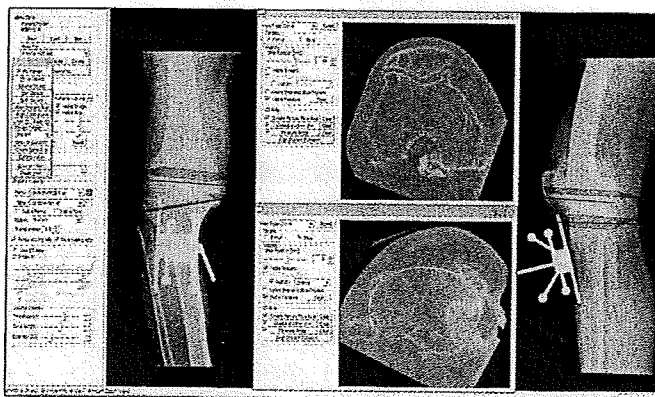


図 1 3D 術前計画ソフト Athena®（Soft Cube 社製）

X 線写真と CT を組み合わせるため、実際の脛骨コンポーネント設置面（脛骨骨切り面）の形状を容易に再構築し確認できる。

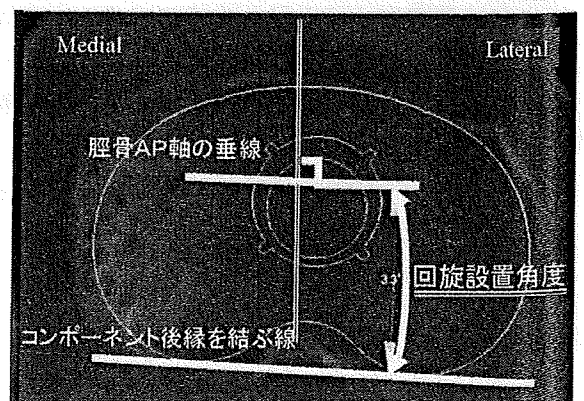


図 2 脛骨コンポーネントの回旋設置角度

脛骨 AP 軸の垂線とコンポーネント後縁を結ぶ線のなす角度を回旋設置角度とした。脛骨 AP 軸に対して外旋設置を正とした。

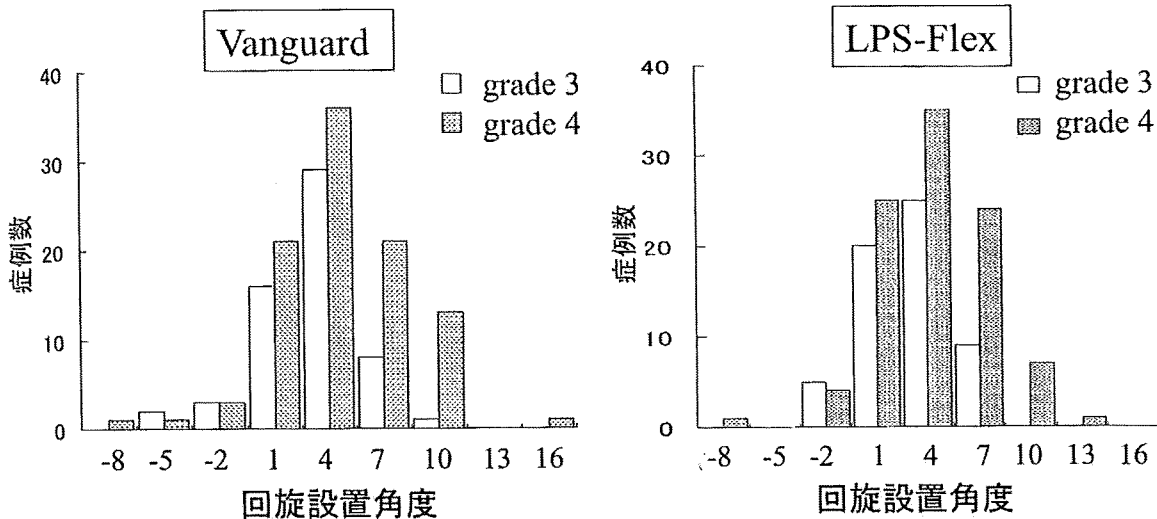


図3 両機種ともに K-L 分類 grade 4 で 7 度以上の外旋設置となる症例が多かった。

表1 変形の程度と回旋設置角度

	grade 3 (n=59)	grade 4 (n=97)
Vanguard	3.5±2.8°	4.9±3.5°
LPS-Flex	3.1±2.6°	4.4±3.4°

※: P<0.05

3.5±2.8°, LPS-Flex 3.1±2.6°であったのに対し, grade 4 は Vanguard 4.9±3.5°, LPS-Flex 4.4±3.4°と両機種とも grade 4 で有意に外旋設置となった ($P<0.05$) (表1)。また grade 4 で 7 度以上の外旋設置となる症例が多かった (図3)。

考 察

脛骨回旋アライメントの指標にはさまざまな方法が存在するが, 脛骨近位部の形状による方法としては a) 脛骨関節面全体の形状 (脛骨前縁, 脛骨横断軸, 脛骨後方顆部軸), b) 脛骨顆間隆起, 顆間隆起間溝を AP 軸とする, c) 被覆の良好な脛骨トレイを脛骨粗面内側 1/3 の方向へ向けるなどがある。また近年 Akagi ら¹⁾ は健常膝の検討を行い, 脛骨 AP 軸は PCL 附着部と膝蓋腱附着部内側縁を結んだ線上にあり脛骨コンポーネント設置の指標となると報告している。また脛骨コンポーネントの被覆については, 骨切り面に対して 85% 以上の被覆がコンポーネントの安定化のために必要であり, 被覆を優先した設置を推奨する報告もある^{3,4)}。

今回 Athena® を用いて脛骨骨切り面への被覆を優先させた設置を行うと, 脛骨コンポーネントは 90% の症例で膝蓋腱内側縁から内側 1/3 の間に設置されていた。すなわち大部分の症例では赤木らの脛骨 AP 軸より 4 度ほど外旋設置す

れば被覆も概ね良好になると考えられた。しかしながら, K-L 分類 grade 4 の変形が強い症例においては被覆を優先すればさらに強い外旋設置が必要となる可能性がある。また, Matsui ら⁵⁾ は変形が進行すれば脛骨が大腿骨に対して外旋し, Yagi⁶⁾ や Nagamine ら⁷⁾ は脛骨の内捻が存在すると報告しており, 大腿骨および脛骨コンポーネントの回旋ミスマッチが生じる可能性がある。その解決策として self alignment 機構のある mobile type のインサートは有用な手段の一つと思われた。

ま と め

・脛骨コンポーネント設置を骨切り面への被覆を優先させた場合の脛骨 AP 軸との関連を検討した。

・被覆を優先させて設置した際, 9 割以上の症例で脛骨 AP 軸に対して脛骨コンポーネントは外旋設置となり, 変形が高度なものほど過外旋となった。

文 献

- 1) Akagi M, Oh M, Nonaka T, et al.: An Anteroposterior axis of tibia for total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 420: 213-219, 2004.
- 2) 巽 一郎, 平川和男, 仲宗根哲, 他: MIS-TKA のための navigation system. 整形・災害外科, 50: 571-581, 2007.
- 3) Bineglass DF, Cohen JL, Dorr LD: Current principles of design for cemented and cementless knees. Tech Orthop, 6: 80-85, 1991.
- 4) Incavo SJ, Ronchetti PJ, Howe JG, et al.: Tibial plateau coverage in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, 299: 81-85, 1994.
- 5) Matsui Y, Kadoya Y, Uehara K, et al.: Rotational deformity in varus Osteoarthritis of the knee. Clin Orthop Relat Res, 433: 147-151, 2005.
- 6) Yagi T: Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees. Clin Orthop Relat Res, 302: 52-56, 1994.
- 7) Nagamine R, Miyamishi K, Miura H, et al.: Medial torsion of the tibia in Japanese patients with osteoarthritis of the knee. Clin Orthop Relat Res, 408: 218-224, 2003.

大腿骨内外側上顆から計測した大腿骨顆部の形態的評価 — 3D 術前計画ソフトウェア (Athena) を用いた計測 —

佐藤美由紀¹, 近藤 誠², 泊 一秀³, 糸川高史², 平川雅士¹, 原 克利¹, 池田真一¹, 加来信広¹, 津村 弘¹

¹ 大分大学整形外科

² 大分大学人工関節学講座

³ 新別府病院整形外科

はじめに

人工関節置換術においては本来の関節面の高さを再現することが重要であるが、再置換症例では本来の関節面を推測することは困難である。我々は3D 術前計画ソフトウェアを用いて大腿骨顆部の形態を計測し、伸展位および屈曲位関節面について検討した。

対 象

変形が軽微で、大腿骨遠位端および内外側後顆の輪郭が明瞭な83症例131膝(男性13膝, 女性118膝)から得られた単純X線とCTの画像を用いた。疾患はKellgren-Lawrence分類grade 0~2の変形性膝関節症が113膝, Larsen分類grade 0~IIの関節リウマチが18膝であった。

方 法

計測にはSoft Cube社製の3D 術前計画ソフトウェアAthena¹⁾を用いた。このソフトウェアはCTから出力されたデータを3次元のvolume dataとして再構築し、任意の軸に垂直もしくは平行な断面画像を作成することが可能であ

る。

まず大腿骨2方向単純X線像から大腿骨の機能軸を求め、この機能軸に垂直な横断面で内側上顆と外側上顆を決定する。なお内側上顆はprominenceとsulcusに分類されているが、今回の計測ではsulcusが同定困難な症例もあり、再現性よく同定可能なprominenceを用いた。大腿骨機能軸に対する横断面(図1-a, b)では内側上顆および外側上顆から後顆軸(以下、屈曲位関節面)に垂線を下ろし、各距離を計測した。内側上顆、外側上顆間の距離(以下、横径)を計測し、膝の大小による相違も検討した(図1-b)。

内側上顆(prominence)と外側上顆を結ぶ線、いわゆる臨床的上顆軸を含み、且つ大腿骨機能軸に平行な前額面(図1-a, c)で、内外顆遠位頂点間を結ぶ接線を引き、伸展位関節面とした。この前額面においては横断面で決定した内側上顆および外側上顆から伸展位関節面へ垂線を下ろし、各距離を計測した(図1-c)。

結 果

内側上顆および外側上顆から屈曲位関節面までの距離はそれぞれ 29.5 ± 2.3 mm, 21.2 ± 2.2 mm, 伸展位関節面までの距離はそれぞれ 25.3 ± 2.8 mm, 21.5 ± 2.5 mm, 横径は 75.4 ± 4.4 mmであった(表1)。内外側上顆から各関節面までの距離と横径とは正の相関($P < 0.01$)を認めた(図2)。

内側上顆、外側上顆から屈曲位関節面および伸展位関節面までの距離を膝ごとに横径で割るとそれぞれ 0.39 ± 0.02 , 0.28 ± 0.03 , 0.34 ± 0.03 , 0.28 ± 0.03 であった(表1)。これらの距離対横径比を縦軸に、横径を横軸とした散布図では横径の大小にかかわらず一定となった(図3)。つまり内外側上顆から屈曲位関節面および伸展位関節面までの距離は膝の大きさに正比例していた。

表1 計測結果

	Average $\pm$ SD
①内側上顆-屈曲位関節面 (ME-FJ)	29.5 ± 2.3 mm
②外側上顆-屈曲位関節面 (LE-FJ)	21.2 ± 2.2 mm
③内側上顆-伸展位関節面 (ME-EJ)	25.3 ± 2.8 mm
④外側上顆-伸展位関節面 (LE-EJ)	21.5 ± 2.5 mm
⑤横径 (ML)	75.4 ± 4.4 mm
内側上顆-屈曲位関節面/横径 (ME-FJ/ML)	0.39 ± 0.02
外側上顆-屈曲位関節面/横径 (LE-FJ/ML)	0.28 ± 0.03
内側上顆-伸展位関節面/横径 (ME-EJ/ML)	0.34 ± 0.03
外側上顆-伸展位関節面/横径 (LE-EJ/ML)	0.28 ± 0.03

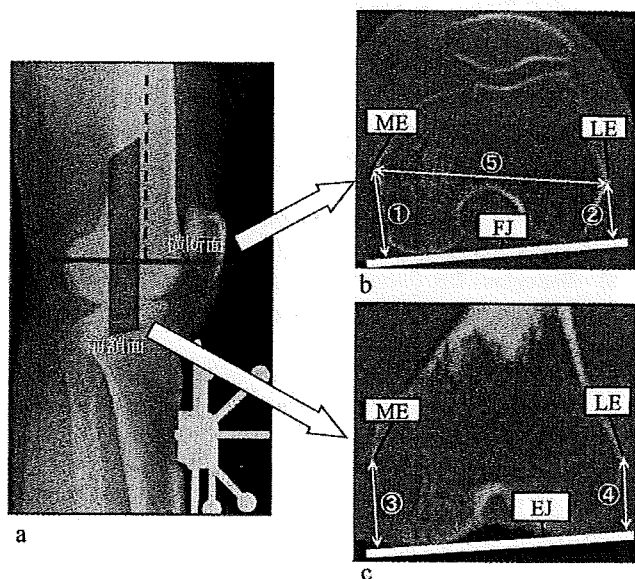


図1 計測方法

a 破線 (---) は大腿骨機能軸を示す

b 機能軸に垂直な横断面

c 横断面で決定した内側上顆、外側上顆を含み、且つ機能軸に平行な前額面

ME: 内側上顆 (prominence) LE: 外側上顆 FJ: 屈曲位関節面

EJ: 伸展位関節面

① ME-FJ 間距離 ② LE-FJ 間距離 ③ ME-EJ 間距離 ④ LE-EJ 間距離 ⑤横径 (ML)

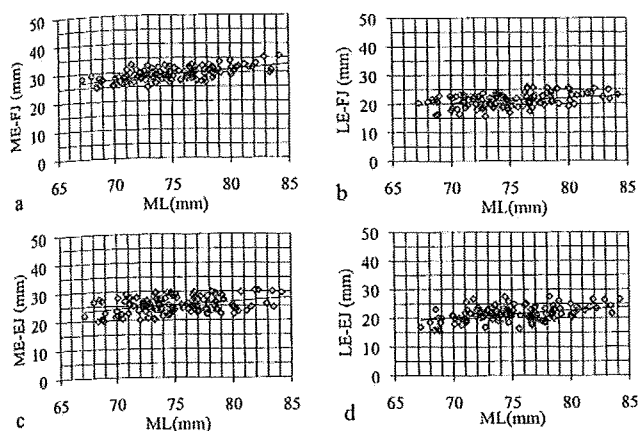


図2 内外側上顆から各関節面までの距離と横径との関係：すべて正の相関を認める

- a $R = 0.66$ $P < 0.01$ $y = 0.3548x + 2.7111$
 b $R = 0.66$ $P < 0.01$ $y = 0.1824x + 7.464$
 c $R = 0.40$ $P < 0.01$ $y = 0.2538x + 6.2015$
 d $R = 0.44$ $P < 0.01$ $y = 0.2495x + 2.7288$

考 察

伸展位における joint line に関しては Stiehl ら²⁾ が cadaver で計測し報告しているが、屈曲位関節面についての記載はない。また、この報告は欧米人の計測であり、横径は 8.3 ± 0.98 cm、臨床的上顆軸から内側関節面まで 3.08 ± 0.44 cm、外側関節面まで 2.5 ± 0.42 cm と、我々の計測とは約 5 mm の差があった。成書としては松野らの人工膝関節置換術³⁾に「joint line をおおむね大腿骨内側上顆から遠位 25 mm、大腿骨外側上顆から遠位 20 mm、腓骨頭端から近位へ 10 mm の位置に想定」と記載されており、我々の結果と一致していた。

今回、機能軸に垂直および平行な断面で計測した値では、外側上顆から屈曲位関節面までの距離と伸展位関節面までの距離はほぼ等しく、いずれも約 21 mm であった。内側上顆から屈曲位関節面までの距離は 29.5 mm、伸展位関節面までの距離は 25.3 mm と約 4 mm の差を認めた。内側上顆の sulcus は prominence より 3～4 mm 後方に位置していることを考慮すると sulcus から屈曲位関節面までの距離は約 25 mm であり、sulcus から伸展位関節面までの距離と一致する。つまりこの sulcus と外側上顆を結ぶ外科的上顆軸 (surgical epicondylar axis：以下 SEA) からは伸展位関節面および屈曲位関節面までの距離は等しかった。大腿骨コンポーネントの回旋設置位置の指標としては Berger ら⁴⁾ の報告以後、内外側副韧带帯付着部中央を結ぶ軸、つまり SEA に平行に設置することが推奨されてきたが大腿骨顆部の形態的見地からもこれを支持するものと考え、大腿骨顆部全体の前後径対横径比は横径と負の相関にあり、小さな膝は縦長で大きな膝は扁平と報告⁵⁾ されているが、今回の計測ではそのような傾向は認めず内外側上顆から伸展位・屈

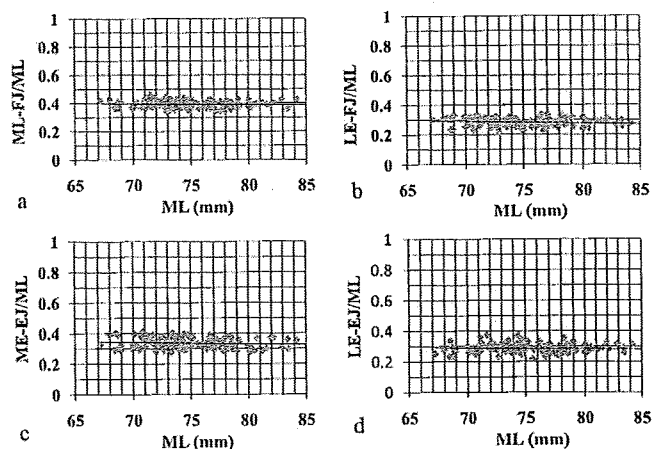


図3 内外側上顆から各関節面までの距離対横径比と横径との関係：すべて相関を認めず

- a $R = -0.09$ $P = 0.33$
 b $R = -0.19$ $P = 0.03$
 c $R = -0.14$ $P = 0.12$
 d $R = -0.06$ $P = 0.47$

曲位関節面までの距離対横径比は一定であった。従って内側上顆 (prominence) から横径 $\times 0.34$ mm 遠位、横径 $\times 0.39$ mm 後方に本来の関節面があると推測され、実際の再置換術時の指標となると考えた。

ま と め

3D 術前計画ソフトウェア Athena を用いて大腿骨顆部の形態を計測した。伸展位関節面は内側上顆 (prominence) から横径 $\times 0.34$ mm 遠位、外側上顆から横径 $\times 0.28$ mm 遠位に存在し、屈曲位関節面は内側上顆 (prominence) から横径 $\times 0.39$ mm 後方、外側上顆から横径 $\times 0.28$ mm 後方に位置する。

文 献

- 1) 巽 一郎, 平川和男, 仲宗根哲, 他: MIS-TKA のための navigation system. 整形・災害外科, 50: 571-581, 2007.
- 2) Stiehl, JB, Abbott, BD, et al.: Morphology of the transecondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty. J Arthroplasty, 10: 785-789, 1995.
- 3) 高井信朗: 再置換の考え方と機種の選択 軟部組織バランス. 人工膝関節置換術—基礎と臨床—. 松野誠夫編, 文光堂, 東京, 502-504, 2005.
- 4) Berger, RA, Rubash, HE, Seel, MJ, et al.: Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. Clin. Orthop, 286: 40-47, 1993.
- 5) Arakaki A, Nagayama M, Tomiyama S, et al.: Anthropometry of the distal femur to design total knee prosthesis for the Japanese population. ORS Chicago Mar., 19-22, 2006.

■ TKA 術前計画

人工膝関節置換術における術前計画ソフトウェア Athena の精度と軟骨が及ぼす影響

糸川高史¹, 近藤 誠¹, 佐藤美由紀², 平川雅士², 藤井唯誌³, 東 隆司³, 北川 洋³, 泊 一秀⁴, 津村 弘^{1,2}¹ 大分大学人工関節学講座² 大分大学整形外科³ 香芝旭ヶ丘病院整形外科⁴ 新別府病院整形外科

はじめに

従来から人工膝関節置換術（以下 TKA）における術前計画として膝関節 X 線によるコンポーネントサイズの予測や骨欠損量の確認などが行われている。TKA において目指すべきコンポーネント設置位置、特に大腿骨コンポーネントの適切な回旋設置位置が明らかにされつつあり、より正確な術前計画が必要とされるようになった。近年、X 線や CT を用いた 3D 術前計画ソフトが多く開発されているが、軟骨は描出されず、軟骨が術前計画ソフトに与える影響に関する詳細な報告はない。

今回、大腿骨コンポーネントの外旋設置角度を決定する内外側後顆の骨切除量の差から、軟骨が 3D 術前計画ソフトの精度に与える影響について検討したので報告する。

対 象

対象は 2006 年 11 月より 2008 年 9 月までに初回 TKA を施行した内側型変形性膝関節症、86 症例 134 膝で、全例 Kellgren-Lawrence index にて grade IV であった。使用した 3D 術前計画ソフトは CT から出力されたデータを 3 次元の volume data として再構築し、大腿骨機能軸に垂直な画像が

作成可能な Soft cube 社の Athena^{1,2)} である。

方 法

術後の大腿骨コンポーネントの設置位置を Athena 上でシミュレーションする為には、術中計測した回旋角度に軟骨が影響を及ぼす角度を補正する必要がある。まず初めに、大腿骨後顆の骨切除量と軟骨の厚さを計測するために、術中に切除した内外側後顆の厚さをキャリパーで計測し、軟骨を切削してから再度計測した（図 1A）。軟骨切削前後における後顆の厚さの差を軟骨の厚さとして算出し、軟骨に影響される角度は三角関数（逆正接関数）を用いて計算した³⁾。術中での後顆軸からの回旋設置角度は特別に作成したデバイスを用いて計測した（図 1B）³⁾。術中計測した回旋角度に、軟骨が影響を与える角度分を補正し、Athena 上で大腿コンポーネントを後顆軸から外旋設置させた。このように Athena 上で大腿骨コンポーネントの設置位置をシミュレーションした状態で、内外側後顆の骨切除量を計算した。術中に切除した内外側後顆の骨切除量の差（軟骨切除前後）と Athena 上での骨切除量の差を比較し検討した（図 1C, 1D）。

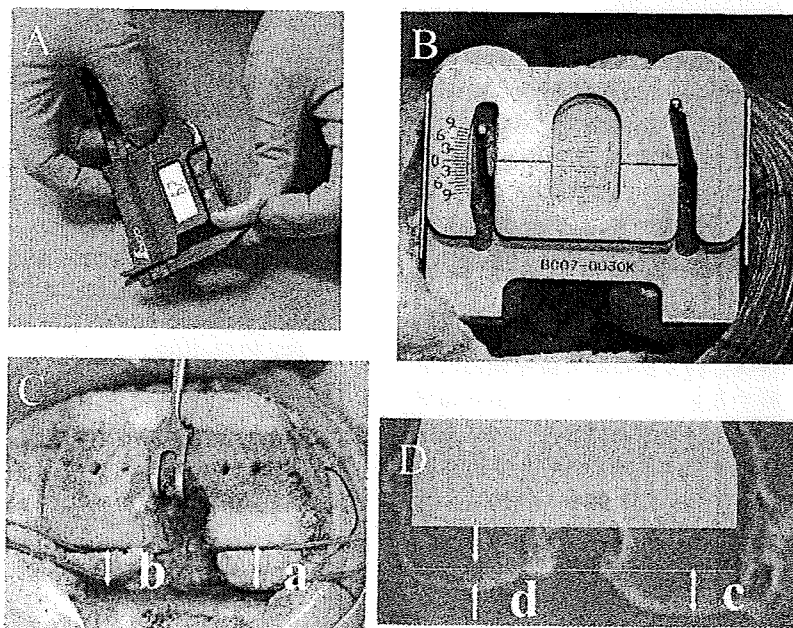


図 1

A: キャリパーにて骨切除量を計測。B: 術中に回旋設置角度を計測する特別なデバイス。C: 術中に切除した内外側後顆の骨切除量の差 ($= a - b$)。D: Athena 上での骨切除量の差 ($= c - d$)。

表1 大腿骨コンポーネントの外旋設置角度および軟骨が影響を与える角度

術中の大腿骨コンポーネントの外旋設置角度	5.3±1.6° # (2.0°~9.5°)
軟骨の厚さの差(外側-内側)	1.4±1.0 mm (-1.3mm~3.7mm)
軟骨が影響を与える角度	1.7±1.2° # (-1.6°~4.5°)

*外旋角度を正とする

表2 術中軟骨切除前後および Athena 上での内外側後顆の骨切除量の差

	軟骨切除前	軟骨切除後	Athena上
内外側後顆の厚さの差	4.0±1.4 mm (0.7mm~8.9mm)	5.5±1.6 mm (2.3mm~9.6mm)	5.5±1.4 mm (2.3mm~8.7mm)

結 果

大腿骨コンポーネントが手術中に設置された回旋角度は、軟骨が存在する大腿骨後顆を基準として平均 5.3±1.6° (2.0°~9.5°) 外旋位に設置されていた。外側後顆の軟骨の厚さは内側後顆の軟骨よりも厚く、平均の軟骨の厚さの差は 1.4±1.0 mm (-1.3~3.7 mm) であった。Athena 上で術後の大腿骨コンポーネントの設置位置をシミュレーションするためには、大腿骨コンポーネントを後顆軸から平均 1.7±1.2° (-1.6°~4.5°) さらに外旋する必要があった (表1)。軟骨を含む内外側後顆の厚さの差 (外側-内側)、骨組織のみの差、Athena 上での差の平均値は、それぞれ 4.1±1.4 mm (0.7~8.9 mm), 5.5±1.6 mm (2.3~9.6 mm), 5.5±1.4 mm (2.3~8.7 mm) であり、骨組織のみの厚さの差と Athena 上での差の平均値は一致していた (表2)。術中計測の骨切除量の差を縦軸に、Athena 上の骨切除量の差を横軸とし、134 症例の相関について検討した。軟骨切除前ではばらつきはあるものの相関係数が 0.587 となり正の相関を認めた。軟骨切除後の相関係数は 0.864 と更に強い正の相関を認め、骨組織のみで評価すれば精度は更に高くなった (図2)。

考 察

術前計画は人工膝関節においても重要であり、X線やCT画像を用いてコンポーネントサイズ、その設置位置や骨切除量などをあらかじめ予想し、術中での骨切り量と比較することにより、より正確な手術を可能としている。

近年、大腿骨コンポーネントの回旋設置位置がTKAの術後成績に大きな影響を与えると報告されている^{4,5)}。measured resectionでの回旋角度の決定法の一つとして、後顆軸を基準とする方法がある。しかし、我々は大腿骨後顆を基準として大腿骨コンポーネントの外旋設置角度を決定する際、大腿骨後顆に残存する軟骨が影響を与えると報告してきた³⁾。現在、3D術前計画ソフトが普及しつつあるが大部分のソフトはX線やCTを利用している。従って大腿骨後顆を基準として大腿骨コンポーネントの外旋設置角度を決定する場合、大腿骨後顆の残存軟骨の厚さを無視することができない。我々は80例のTKAの症例において、Athenaで術前計画を立て、術後の結果と比較し、Athenaの

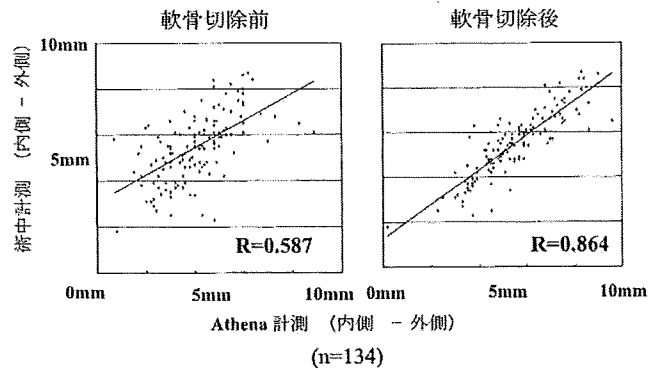


図2

術中計測の骨切除量の差を縦軸に、Athena 上の骨切除量の差を横軸とし、134 症例の相関について検討した。軟骨切除前 (左) では相関係数が 0.587 となりばらつきはあるものの正の相関を認めた。軟骨切除後 (右) の相関係数は 0.864 と更に強い正の相関を認めた。

精度について報告した。大腿骨後顆の予定骨切除量と実測値には、平均内側 1.2±0.7 mm, 外側 1.6±1.4 mm の差があった²⁾。また以前我々は、後顆内側及び後顆外側にそれぞれ、残存軟骨は 0.5±0.7 mm, 2.0±0.8 mm の厚さの軟骨が残存していることを報告している³⁾。このことから、巽らが報告した骨切除量の差のばらつきは、ソフト自体の精度の問題だけではなく、外側に多く残存する軟骨も影響していると考えられた。我々が用いた 3D 術前計画ソフト Athena は軟骨が存在する実際の手術においても術前計画として、十分に満足の得られるソフトであったが、骨組織のみで評価すれば更に精度の高いものである事が示された。

ま と め

- (1) 3D 術前計画ソフト Athena を用いて、精度と軟骨の影響について検討した。
- (2) 軟骨を含む内外側後顆の厚さの差は平均 4.0 mm で、骨組織のみの厚さの差は 5.5 mm, Athena 上での骨切り量の差は 5.5 mm であった
- (3) 軟骨を含む厚さの差と Athena 上での差の比較でも正の相関 (R = 0.587) を認めたが、骨組織のみの場合ではさらに強い正の相関 (R = 0.864) を示した。
- (4) 術前計画ソフト Athena は軟骨の厚さを考慮しない場合でも十分な精度があるが、軟骨の厚さを考慮すると、更に精度が上がる事が示された。

文 献

- 1) 巽, 他: MIS-TKA のための navigation system. 整形・災害外科, 50: 571-581, 2007.
- 2) 巽, 他: 人工膝関節置換術のための三次元術前計画ソフト 'Athena' の検討. 日整会雑誌, 82 (2): S46, 2008.
- 3) 藤井, 他: 大腿骨後顆部軟骨が大腿骨コンポーネント外旋設置角度に及ぼす影響. 膝, 32 (1): 70-72, 2007.
- 4) Akagi et al.: Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res., 366: 155-163, 1999.
- 5) Berger et al.: Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res., 356: 144-153, 1998.

転倒予防に対する下肢筋力訓練の効果

大分大学医学部附属病院リハビリテーション部 片岡晶志

大分大学医学部整形外科

津村 弘

1. はじめに

日本整形外科学会プロジェクト研究および厚生労働省長寿科学総合研究事業の一環として変形性膝関節症に対する研究をおこなった。このうち、転倒予防にたいする下肢筋力訓練の効果についての検討をおこなったので報告する。

2. 対象

下肢の手術や外傷の既往のない変形性膝関節症（膝 OA）をもつ男女134人のうち、12週間の追跡が可能であった96名（平均69.2歳）（男性8名、女性88名）を本研究の対象とした。（図1）

3. 方法

訓練方法は①股関節外転訓練と②大腿四頭筋訓練（セッティング）とした。1日それぞれ100回を目標に自宅で訓練をしてもらうよう指導した。施行した回数は日記に記録してもらった。初回来院した際に訓練方法を十分に指導した。その後

1. 片脚起立時間測定

2. 表面筋電計による測定（大腿直筋、外側広筋、中殿筋、大殿筋）

3. Hand held dynamometer (HHD) による筋力測定

4. Foot scan による足底荷重分析（動作バランス）

5. フォースプレートによる荷重バランスと重心動揺

6. Visual analog scale

を測定し、以後4週ごとに合計12週まで測定した。

4. 結果

1) 年齢別片脚起立時間

96人の片脚起立時間を示した。これに関しては坂田らは日本人女性の65-69歳の平均値は44秒程度、また80歳から84歳では14秒程度と報告しており、それに比べると本研究の被験者はかなり優秀であった。（図2）

2) 訓練による片脚起立時間の改善度

片脚起立時間は120秒を上限として測定した。64歳以下では早期に120秒に到達していた。一方で65歳以上の改善率はわるく、80歳以上の改善はみられないことがわかった。

（図3）

3) 膝 OA の重症度と片脚起立時間の改善度

膝 OA の重症度と片脚起立時間の改善度の関係を示した。

膝 OA の重症度を Kellgren and Lawrence (K-L) 分類にしたがって示した。KL-1 以外は MAX に到達することはなかった。しかしながら KL-4 でも訓練により片脚起立時間は改善

することがわかった。

(図4)

4) 訓練開始時の筋力と片脚起立時間の関係

開始時の HHD による大腿四頭筋も股関節外転筋値を体重で除した値の分布を示した。

(図5) これによれば大腿四頭筋も股関節外転筋も強い群では片脚起立時間は長いですが、両者とも低い場合は片脚起立時間が短いことがわかった。

5) 訓練後の HHD による筋力の変化と片脚起立時間の関係

股関節外転筋や大腿四頭筋の筋力強化により片脚起立時間は延長した。しかしながら股関節外転筋のみの強化では片脚起立時間の延長は少なかった。また筋力の増強がない場合は片脚起立時間の改善は見られなかった。

5. 考察

転倒は高齢者介護のもっとも大きな問題となっている。厚生労働省の報告では要介護となる原因のなかで転倒は第5位を占め、全体の10.9%であった。また同じく寝たきりの原因では転倒・骨折は全体の14%を占め第3位となっている。

膝 OA と転倒とは関連があるといわれている。なかでも Nick らの報告のなかで、膝の伸展筋力は65歳～75歳の高齢者の静的・動的バランスの重要な因子であり、膝 OA は伸展筋力が大幅に低下した状態であり、転倒しやすいことを報告している。また膝 OA の高齢者は骨密度に関係なく転倒により脊椎以外の骨折をきたしやすいことを Nigel や Graemo は報告している。

坂田らは2002年から2005の3年間の日本人男性と女性の転倒群と非転倒群の片脚起立時間を年齢ごとに出した。また同時に転倒を回避できる体力として目標時間を年齢ごとに設定した。

さらに北らは片脚起立時間の基準値を15秒に設定し、65歳以上の慢性疼痛を有し、かつ15秒以下の患者を運動器虚弱高齢者として、注意を喚起した。

われわれの被験者を坂田の基準で見ると開始時には30名が転倒群に属していたが、訓練の結果8名に減少した。また坂田の基準では同様に開始時に18名いたが、訓練終了後には5名に減少していた。この5名は坂田の基準においても該当していた。訓練を指導すれば、ほとんどの方で転倒は回避できるが、その一方で転倒を回避できないグループが存在することがわかった。また HHD による検討で大腿四頭筋の筋力強化は不可欠であることもわかった。今後は転倒を訓練によって回避できないグループにたいする介入研究と、いかに有効な訓練を指導するかが課題である。

人数			平均年齢(歳)
全体(100%)	96人	全体	69.2
男(8%)	8人	男	68.9
女(92%)	88人	女	69.2

30代	1人
40代	2人
50代	4人
60代	41人(男3+女38)
70代	42人(男5+女37)
80代	6人

	KL-1	KL-2	KL-3	KL-4
全体	4人(4%)	45人(47%)	35人(36%)	12人(13%)
男	3人	3人	1人	1人
女	1人	42人	34人	11人

図1 対象の内訳を図示した。96人中女性は88人(92%)であった。(上段)また年齢の内訳は60歳台、70歳台がもっとも多かった。(中段)さらに膝OAの重症度分類ではKL2, 3が全体の83%を占めていた。

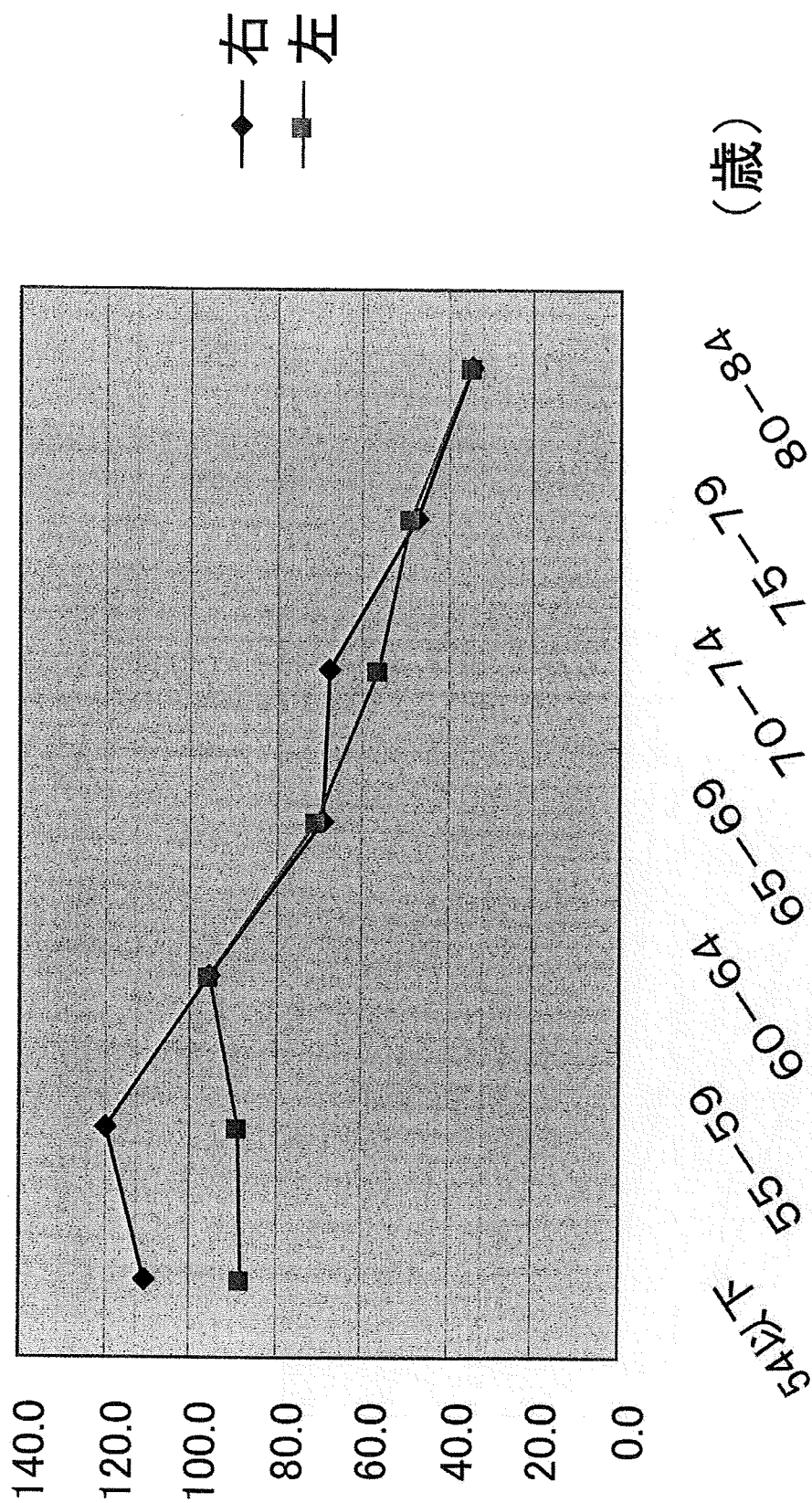


図2 96人の片脚起立時間を示した。

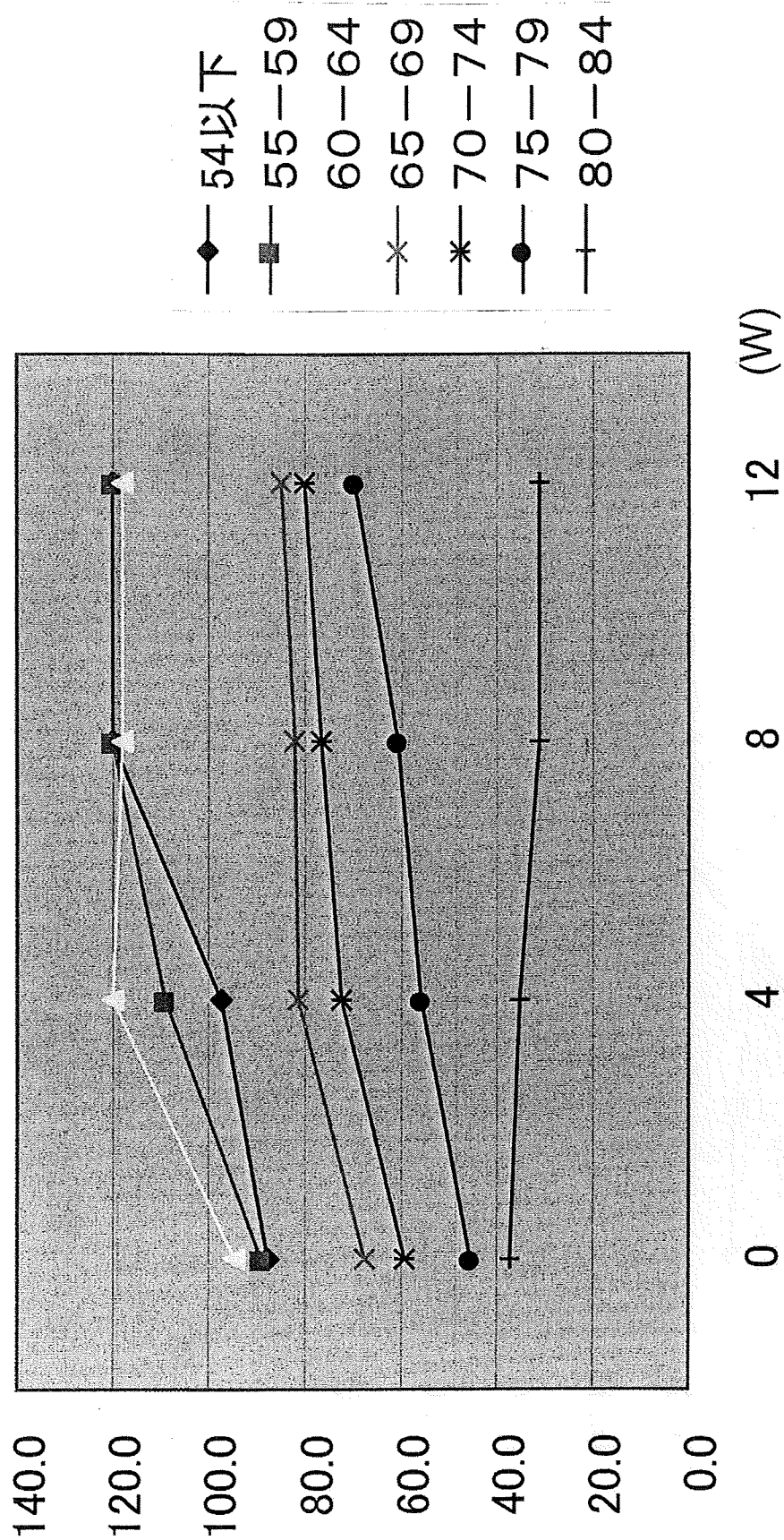


図3 訓練後の片脚起立時間を年齢ごとに示した。

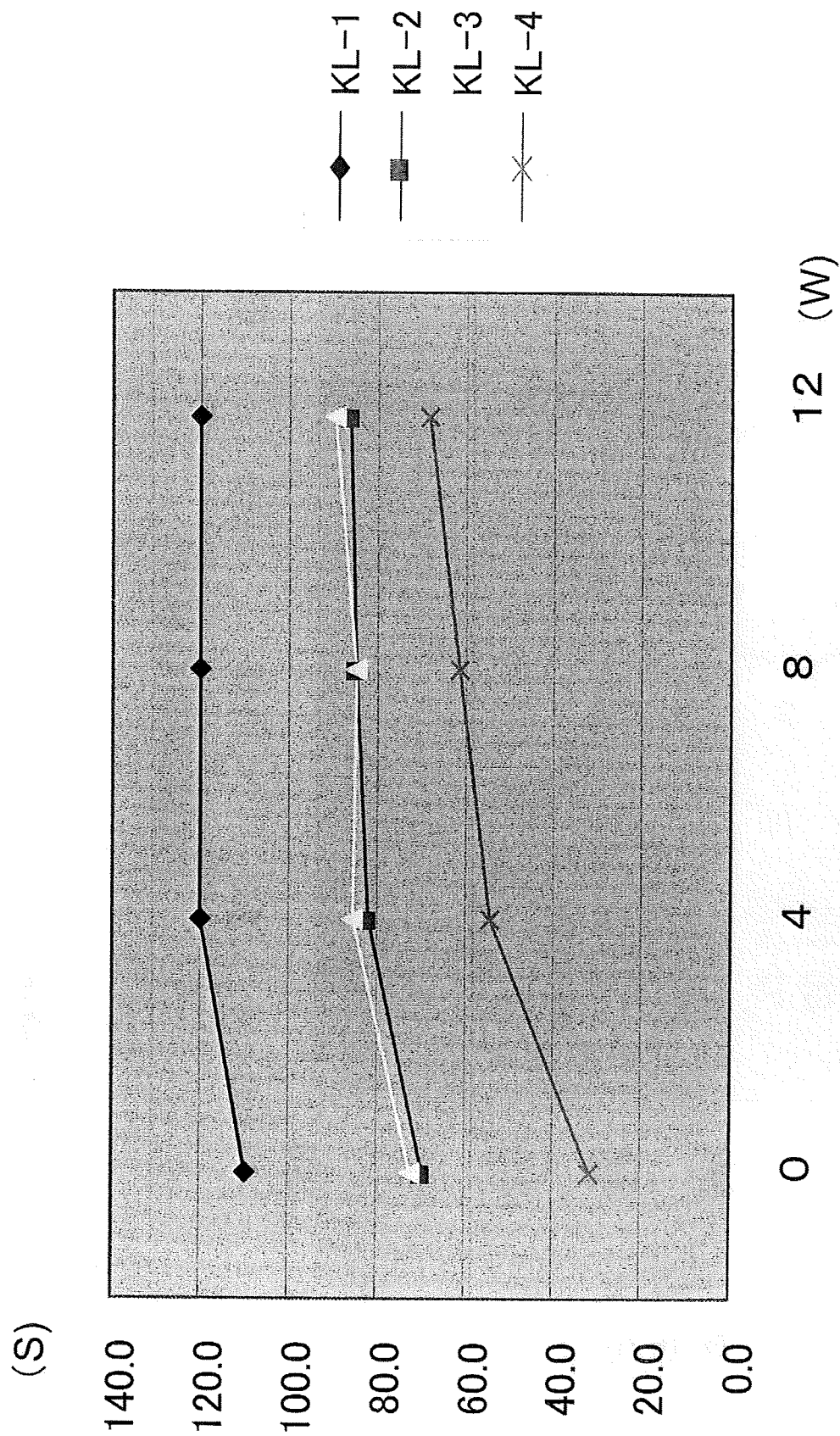


図4 膝OAの重症度と片脚起立時間の関係を示した。

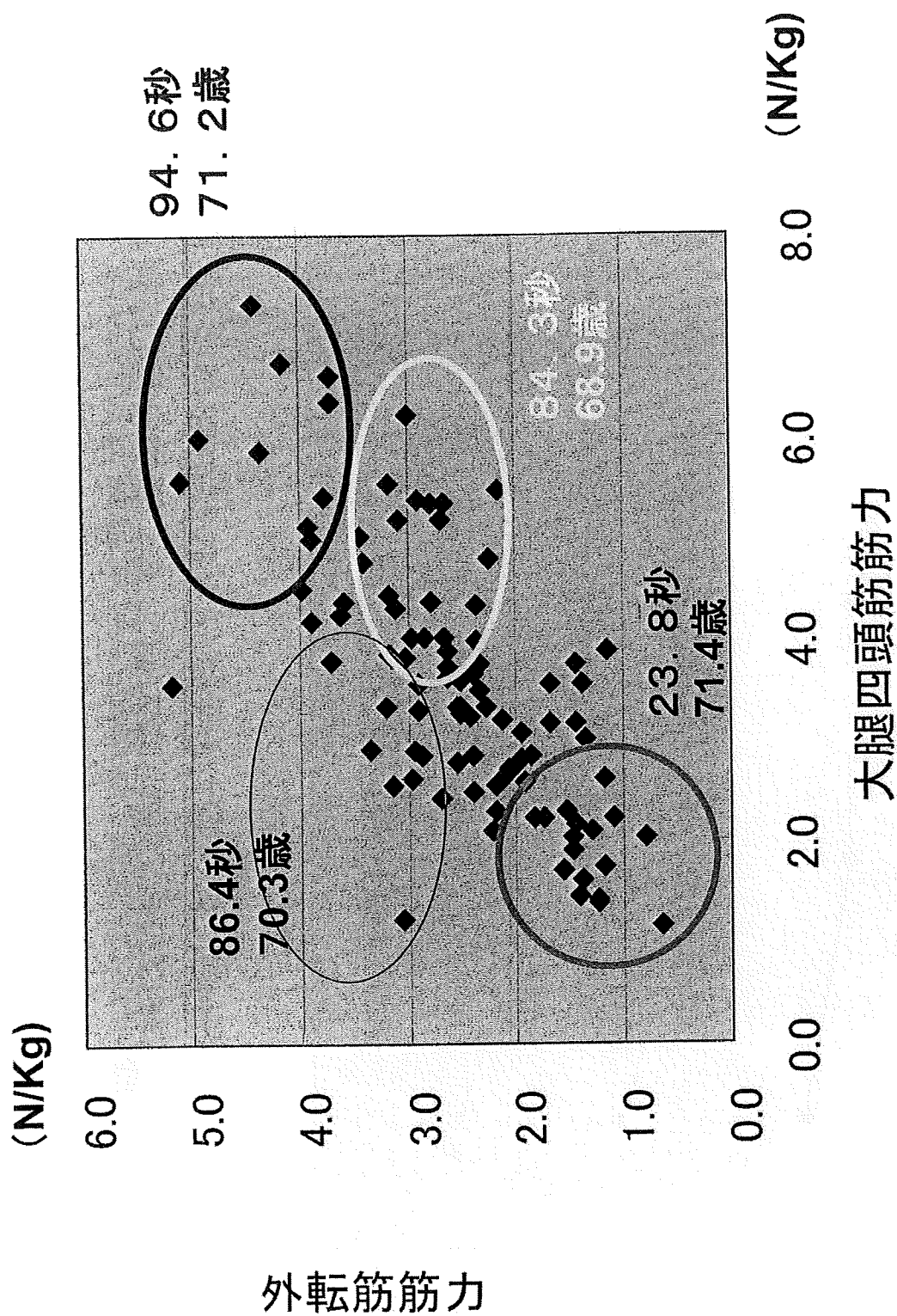


図5 訓練開始時のHHHDによる股関節外転筋力・大腿四頭筋筋力と片脚起立時間の関係を示した。

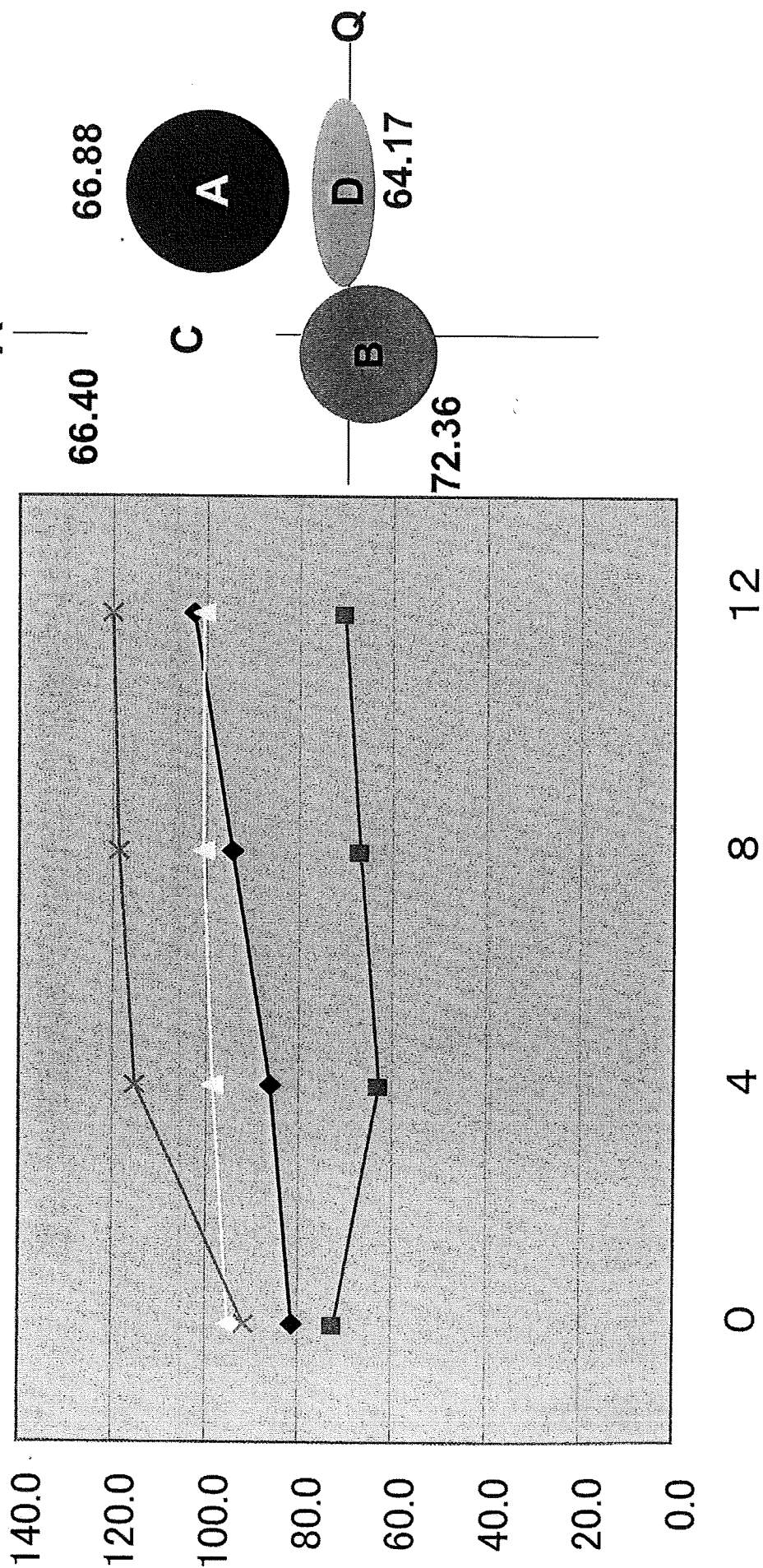


図6 訓練後のHHDによる筋力と片脚起立時間の関係を示した。
 右のグラフの縦軸は外転、横軸は大腿四頭筋筋力を示し、訓練による改善
 の程度で大きく4つに分けた。数値は平均年齢を示した。