

原 著

セラミック人工膝関節の動作解析

獨協医科大学越谷病院 整形外科

増田 陽子 小川 真人 栃木 祐樹

要 旨 【目的】 日本メディカルマテリアル (JMM) 社セラミック製の LFA 人工膝関節を使用した膝関節置換術 (LFA- total knee arthroplasty 以下 LFA-TKA) を行い、膝関節屈伸時の人工関節動態と膝関節周囲軟部組織の弛緩性との関連を明らかにすることを目的とした。

【対象と方法】 対象は LFA-TKA を行い協力の得られた 31 例 39 膝であり、これらのうち 27 例 33 膝では後十字靭帯温存型 (CR 型) が用いられ、4 例 6 膝では後十字靭帯代償型 (PS 型) が用いられていた。原疾患は、変形性膝関節症で CR 型 30 膝、PS 型 4 膝、リウマチ性関節炎で CR 型 3 膝、PS 型 2 膝であった。術後の膝関節動態解析にはデジタルフルオロスコープを用いて、荷重下の膝屈曲位から立位までの動作を膝側面から撮像した。得られた画像データを運動解析ソフト Knee Motion[®] を用いて膝伸展位を起点として解析し、脛骨インサートに対する大腿骨コンポーネントの内側顆、外側顆の接触点の移動から、1) 大腿骨のロールバック、2) 脛骨長軸方向の回旋パターン、3) pivot 中心位置を解析した。次いで膝内外反と前後方ストレス撮影を行い、内外反角と前後方移動量を計測し動態パターンとの関連を検討した。

【結果】

- 1) 大腿骨コンポーネントのロールバックは、CR 型では一定の傾向は認めず関節周囲軟部組織の弛緩性との関連も見いだせなかった。PS 型では内外側顆とも移動距離 (平均±標準偏差) は内側 9.6±2.6 mm、外側 13.5±8.2 mm と、膝屈曲 100° 以上で有意なロールバックを認めた。
 - 2) 脛骨長軸方向の回旋パターンに関しては、CR 型で、外旋 48%、内旋 52%、PS 型では外旋 33%、内旋 67% で、一定の傾向は確認されなかった。
 - 3) Pivot 中心の位置は CR 型で medial pivot 27%、lateral pivot 42%、その他 31%、PS 型で medial pivot 67%、lateral pivot 33%、その他 33% と、大きな個人間差異を認め、一定の傾向は認めなかった。
- ストレス撮影では、内外反角は有意に CR 型が大きく、前後方移動量は CR 型と PS 型は同等であったが、膝周囲軟部組織の弛緩性と人工膝関節動態との間に明確な関連は見いだせなかった。

【考察】 変形性膝関節症やリウマチ性関節炎では、手術前から正常の動態を示さない症例が少なくない。人工関節膝置換術ではさらに前十字靭帯を切除しなければならないため、膝周囲軟部組織のバランスは、症例毎に一律ではない。人工膝関節動態がインプラントデザイン以外の要因によって大きく影響をうけている可能性が示唆された。

【結語】 LFA-TKA の PS 型では大腿骨コンポーネントのロールバックを確認できたが、PS 型と CR 型ともに術後の膝関節動態には個々の差が大きく正常膝の関節動態は再現されていなかった。

また、膝周囲軟部組織の弛緩性との明確な関連は見いだせなかった。

Key Words : セラミック人工膝関節, 透視下動作解析, 2D-3D イメージマッチング, 動作解析

緒 言

平成 25 年 12 月 18 日受付, 平成 25 年 12 月 24 日受理
別刷請求先: 増田陽子

〒343-8555 埼玉県越谷市南越谷 2-1-50
獨協医科大学越谷病院 整形外科

全人工関節を用いた膝関節置換術 (total knee arthroplasty 以下 TKA) による良好な膝関節機能再建のためには、生理的な関節動態の再現が重要とされてきた。それゆえ、インプラントデザインの適否の検証や更なる改

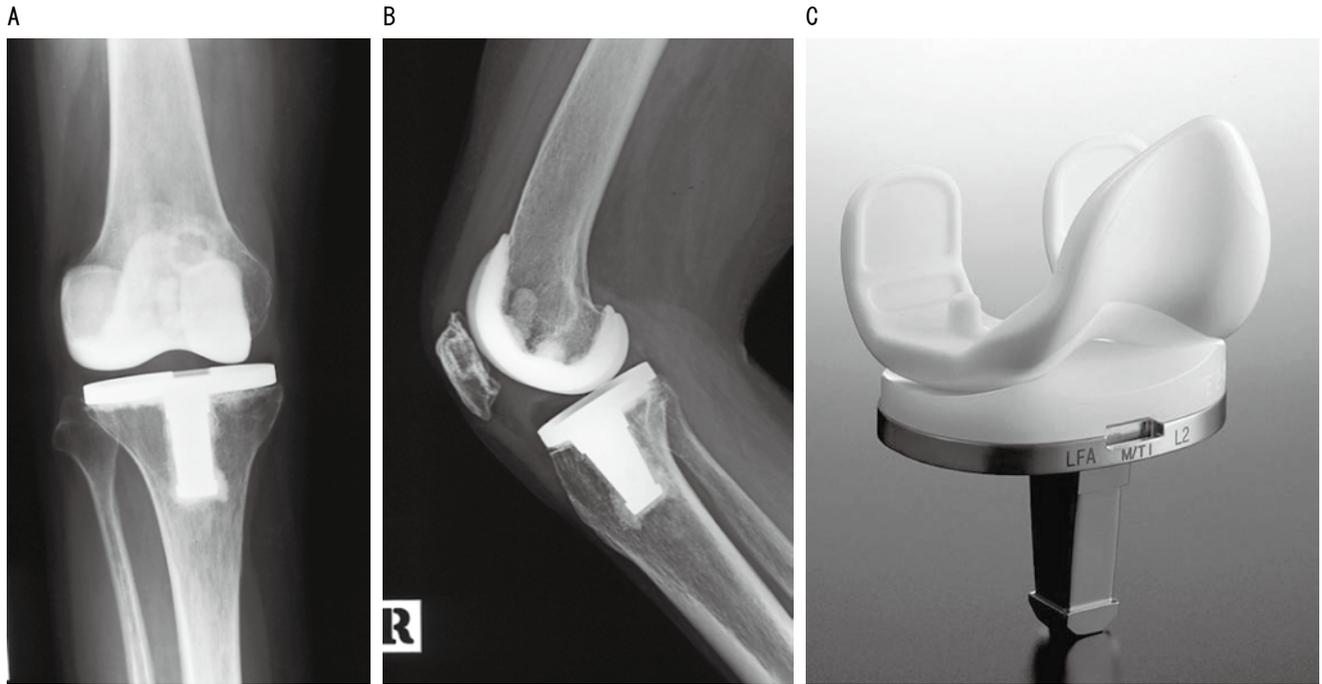


図1 セラミック製人工膝関節 LFA-TKA
A: X線正面像, B: X線側面像, C: 実像写真.

善を求めて、術後の人工膝関節の動態を評価する様々な取り組みがなされている。こうした方法の一つに2D-3D イメージマッチングがあり、すでに確立された動作解析法として数多くの検討がなされてきた^{1~4)}。

膝屈伸動作時のロールバック現象は正常膝における生理的関節動態の特徴の一つで、膝屈曲に伴う後十字靭帯(PCL)の緊張によって、脛骨関節面上で、大腿骨顆部の後方への「ころがり」が誘導されることによって生じると考えられている。Nakagawaらは正常膝20膝の深屈曲動作の解析において、大腿骨内側顆が 4 ± 2 mm(平均値 \pm 標準偏差)、外側顆が平均 15 ± 4 mm後方に動き、脛骨は平均 28° 内旋すると報告している⁵⁾。佐藤らは正常膝20膝の深屈曲動作において、内側顆は屈曲 100° までは 5.5 ± 3.7 mm前方に移動し、 100° 以降からは 3.9 ± 2.9 mm後方移動し、外側顆は、 15.6 ± 5.0 mm後方移動したと報告している。最大伸展位から屈曲約 120° までは外側が後方移動する medial pivot を呈し、 120° から 140° では内外側共に後方移動するロールバック運動を認め、脛骨内旋角度は $26.1 \pm 6.3^\circ$ であったとしている¹⁾。

TKA後の動作解析では、後十字靭帯温存型(CR型: posterior cruciate retention design)の機種には靭帯の温存によるロールバック誘導が期待されているが、深屈曲時の生理的ロールバックが必ずしも生じていないことが報告されている^{6~8)}。一方、後十字靭帯代償型(PS型: posterior stabilizer design)の機種では、脛骨側コンポ

ーネント中央に設置された「ポスト」の後方部分が、深屈曲時には大腿骨側コンポーネントの顆間窩後縁に設置された「カム」と接触して、脛骨側コンポーネントを前方に押し出すことにより、手術時に切除したPCLの機能を代償するようにデザインされている。CR型とPS型の術後関節動態の差異を同機種内で比較した研究ではPS型のみで深屈曲時のロールバックが出現することが確認されており^{9~10)}、より生理的に近い関節動態が再現されている。しかし一方で、人工的にロールバック現象を誘導するこのポスト-カム機構に対する慢性的負荷が、インプラントの破損やポリエチレン摩耗粉によるインプラント周囲骨融解の原因となることが懸念されている¹¹⁾。

我々が用いている日本メディカルマテリアルJMM社製LFA型セラミック製人工膝関節(図1)は、日本人の膝関節CTスキャンデータをもとに、日本人膝関節の解剖学的特徴を考慮してデザインされたインプラントで、本邦においてはその使用が徐々に拡大してきた。この機種のCR型とPS型インプラントは、ポスト-カム機構の有無以外は同一の表面形状を有しているが、その動態の実際の検討はなされていない。そこで本研究では、本機種におけるTKA術後の膝関節動態を解析し、動態に影響を与えられとされる膝周囲軟部組織の弛緩性との関連について検討した。

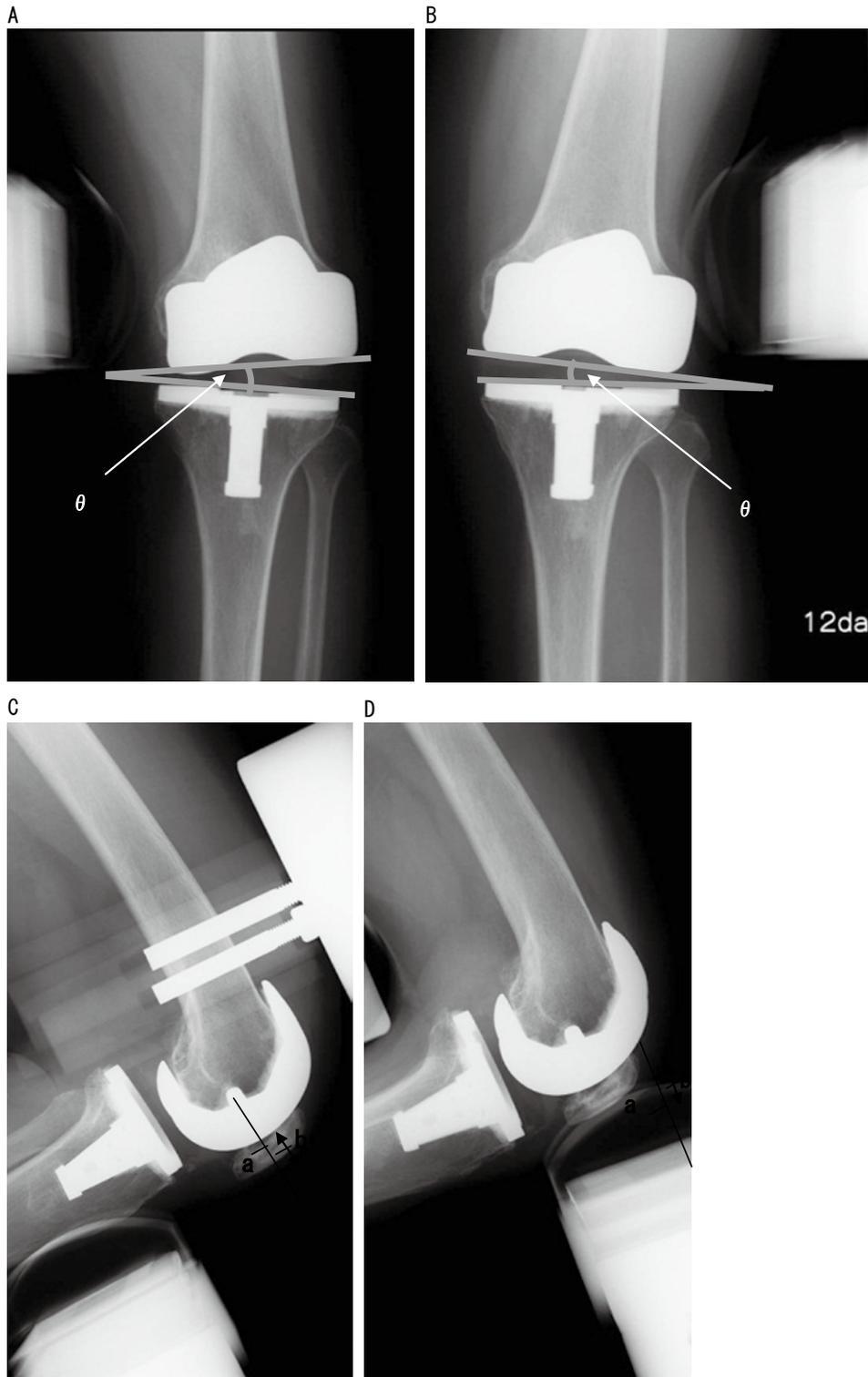


図2 内外反, 前後方ストレス X線撮影と計測法

- A:** 140Nの力で膝関節を内側から押して撮影し, 大腿骨と脛骨コンポーネントの関節面の成す角度を内反角 θ とした.
- B:** 140Nの力で膝関節を外側から押して撮影し, 大腿骨と脛骨コンポーネントの関節面の成す角度を外反角 θ とした.
- C:** 140Nの力で脛骨を後方へ押して撮影した. 脛骨コンポーネントの midpoint を基準点 a とし, 大腿骨コンポーネントの内顆, 外顆の脛骨インサートへの接触点の midpoint を b とし, 後方移動距離を測定した.
- D:** 140N 力で脛骨を前方へ引出し, a を基準点として b の前方移動距離を測定した.

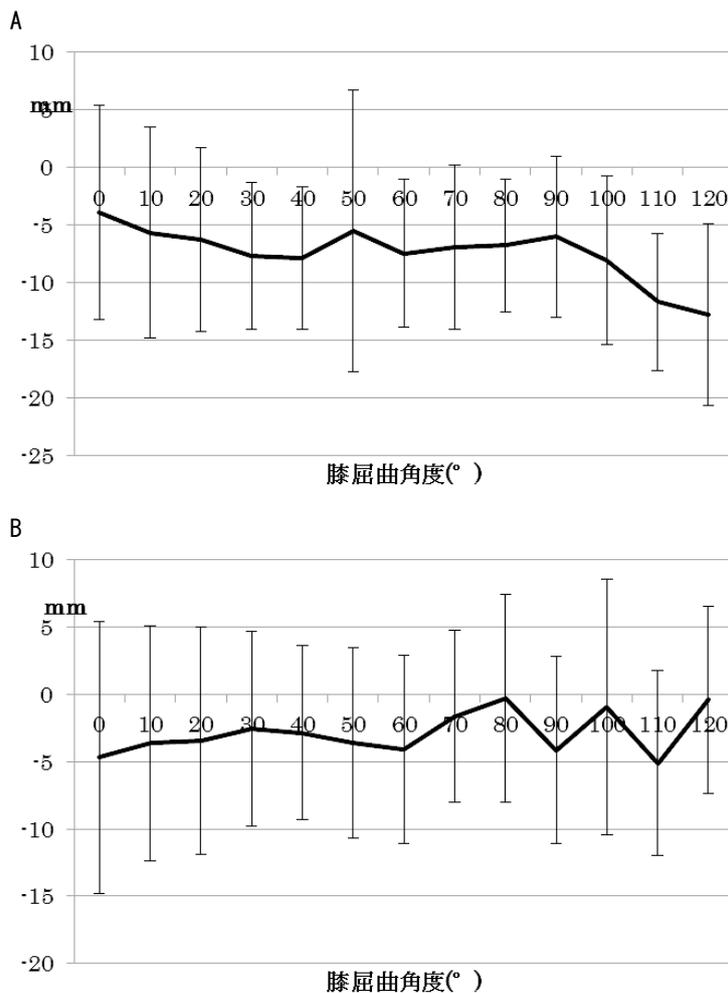


図3 CR型での、膝伸展位からの屈曲に伴う、大腿骨コンポーネントの移動量

A: 内側顆. 大腿骨内側顆に、有意なロールバックを認めなかった.

B: 外側顆. 大腿骨外側顆に、有意なロールバックを認めなかった.

対象と方法

1998年から2011年の間に、当科でLFA型セラミック製人工膝関節を用いた膝関節全置換手術を行った症例のうち、しゃがみ込み位からの立ち上がり動作が可能で協力の得られた、31名(女性30名, 男性1名), 39膝(CR型27例33膝, PS型4例6膝)を検討対象とした. CR型は女性26例32膝, 男性1例1膝であり, PS型は全例女性であった. 検査時の年齢(平均値±標準偏差)はCR型では75±6歳, PS型では67±11歳であった. 術後経過観察期間はCR型は7年4か月±4年1か月, PS型は4年1か月±1年6か月だった. 原因疾患は, CR型では変形性関節症(OA)が25例30膝であり, 関節リウマチ(RA)は2例3膝であった. PS型ではOAが3例4膝, RAは1例2膝であった. これら検討対象関節の総合的機能は, 膝関節可動域, 日本整形外科学会膝

関節スコア, Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index (WOMAC) 日本語版アンケートを用いて評価した.

手術はCR型, PS型にそれぞれ習熟した各1名の術者が行った. 患者の振り分けは行わなかったが, 外来受診の段階で執刀医は無作為化された.

膝動態計測では, 各被験者に立ち上がり動作が可能な最大膝屈曲位でのしゃがみこみ状態から, 膝伸展(立ち上がり)の動作を行ってもらい, 動作中の膝関節をX線透視画像装置(島津製作所製, SONIALVISION SAFIRE II DAR8000f)を用いて側面方向から秒間15コマの動画として連続的に撮影した. 撮影前に3回, 立ち上がり動作の練習を行い, 約5秒かけて立ち上がるよう指示した.

X線透視画像は専用の画像解析プログラム(LEXI社製 Knee Motion®)を用い, 2D-3Dイメージマッチング

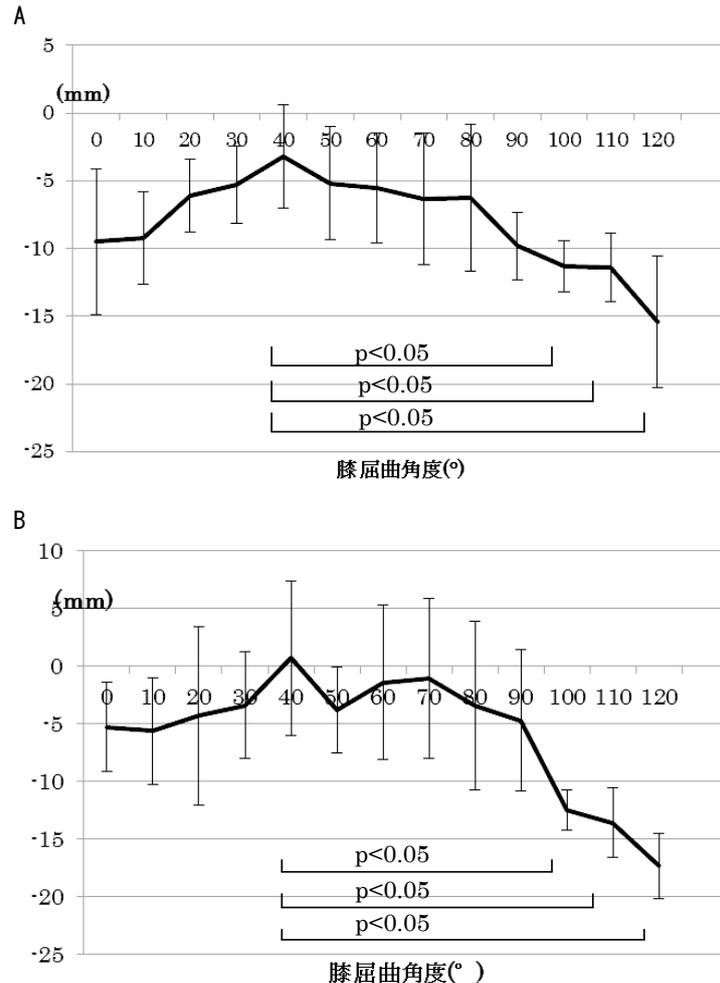


図4 PS型での、膝伸展位からの屈曲に伴う、大腿骨コンポーネントの移動量
 A：内側顆。膝屈曲角度100°以上の深屈曲で、内側顆にロールバックの誘導を認めた。
 B：外側顆。膝屈曲角度100°以上の深屈曲で、外側顆にロールバックの誘導を認めた。

法にて膝関節0°の伸展位を起点として動作解析を行った。脛骨インサートに対する大腿骨コンポーネント内側顆、外側顆の接触点 (estimated contact point 以下ECP) の移動 (condylar translation) から、1) 大腿骨のロールバック、2) 大腿骨に対する脛骨長軸方向の回旋パターン、3) pivot 中心位置を解析し、軟部組織弛緩性と動態パターンの関係を検討した。

膝周囲軟部組織の弛緩性は、膝屈曲位20°での内外反動揺性、および膝屈曲位90°での前後方動揺性を、定量的関節負荷装置 (テロス社製 Bismarcks Trassel 18 D35037 Marburg®) を用いて140Nの力をかけてX線ストレス撮影を行い、内外反角と、前後方移動量 (脛骨インサートの中点を基準点aとして、内側顆、外側顆の接触点の中間点bの前後方向の移動距離) を計測評価した (図2)。

統計解析法は Mann-Whitney U test を用い、 $P < 0.05$

を有意とした。相関係数は Pearson product-moment-correlation coefficient を使用し、 $R > 0.7$ を相関ありとした。統計ソフトには Stat flex® を用いた。

本研究は、術後膝機能評価法の1つとして行われたものであり、ヘルシンキ宣言の精神に則って十分に安全に留意して行った。対象となる個人情報が特定出来ないよう、倫理的な配慮を行った。

結 果

検討対象膝の機能評価では、膝可動域 (平均値±標準偏差) はCR型が $130 \pm 11^\circ$ 、PS型は $135 \pm 8.3^\circ$ と両群間に有意差は認められなかった ($P = 0.3$)。術後の日本整形外科学会膝関節スコア (平均値±標準偏差) は、CR型 86 ± 11 点、PS型 92 ± 6 点といずれも良好であり、術式間の成績に有意差は認められなかった ($P = 0.07$)。患者による自己評価法である WOMAC 日本語版スコア

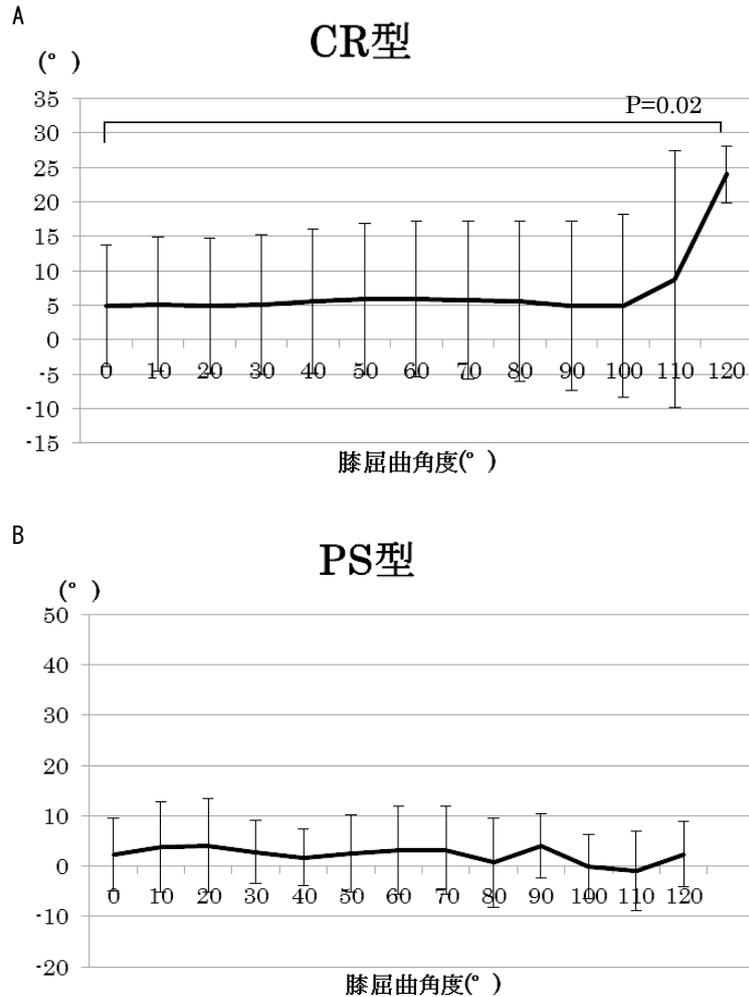


図5 膝伸展位からの屈曲に伴う脛骨の長軸方向の回旋
 A: CR型. 屈曲角度120°で脛骨の内旋を認めた.
 B: PS型. 一定の傾向はなかった.

(平均値±標準偏差)では, CR型では「痛み」は術前 51 ± 21 点が術後 86 ± 18 点, 「機能」は術前 66 ± 17 点が術後 86 ± 13 点とそれぞれ有意に(p 値: 0.0009, 0.0)改善していた. PS型では, 「痛み」は術前 40 ± 3 点から術後 96 ± 5 点, 「機能」は術前 58 ± 8 点から術後 95 ± 7 点とそれぞれ有意(U 値=0.0, p 値<0.05, U 値=0.0, p 値<0.05)に改善を認めた. WOMACスコアの各項目にCR型とPS型の比較では有意差は無かった(p 値: 0.3, 0.2, 0.2, 0.1).

関節動態計測の結果, 1) ロールバックの計測でCR型では, 内側顆も, 外側顆も共に有意な後方移動はなく, 一定の傾向は認めなかった. (図3). PS型では, 内側顆では 9.6 ± 2.6 mm, 外側顆では 13.5 ± 8.2 mmの接触点の後方移動を認めた. 10°毎の検定では移動量に有意差はなかったが, 最大前方移動位置である40°を起点として解析すると, 100°以上の屈曲位では有意な後方移動

を認めた(U 値=0.0, p 値<0.05).

2) 大腿骨に対する脛骨長軸方向の回旋パターンで, CR型では屈曲0°と120°で 24 ± 4.2 °(平均値±標準偏差)と有意に脛骨の内旋を認めたが, PS型では一定の傾向は確認されなかった(図5).

個々の膝における関節動態パターンに注目すると, CR型では17膝が外旋し, 16膝が内旋していた. PS型では2膝が外旋し, 4膝が内旋していた.

3) pivot中心の位置は, CR型ではmedial pivotが9膝でlateral pivotは13膝, (残りの11膝は平行移動で明らかなpivot中心なし)であったのに対し, PS型ではmedial pivotは4膝, lateral pivotは1膝, (残り1膝は平行移動で明らかなpivot中心なし)であった.

前後方ストレステストでの前方引出移動距離(平均値±標準偏差)は, CR型 4.6 ± 3.5 mm・PS型 5.8 ± 1.3 mmで, 後方引出移動距離はCR型 3.3 ± 3.0 mm・PS型3.6

表 1 矢状面, 前額面でのストレス XP の結果

計測項目	CR 型 n=33	PS 型 n=6	p-value
前方引出ストレス (平均移動距離 ± 標準偏差) (mm)	4.6 ± 3.5	5.8 ± 1.3	p=0.27
後方引出ストレス (平均移動距離 ± 標準偏差) (mm)	3.3 ± 3.0	3.6 ± 2.8	p=0.73
内反ストレス (平均内反角 ± 標準偏差) (°)	6.3 ± 3.4	4 ± 1.4	p=0.04
外反ストレス (平均外反角 ± 標準偏差) (°)	4.6 ± 2.4	1.8 ± 0.8	p=0.005

前後方移動はCR型とPS型の間には有意差はないが, 内外反角はPS型で有意に小さかった.
n.s.: not significant

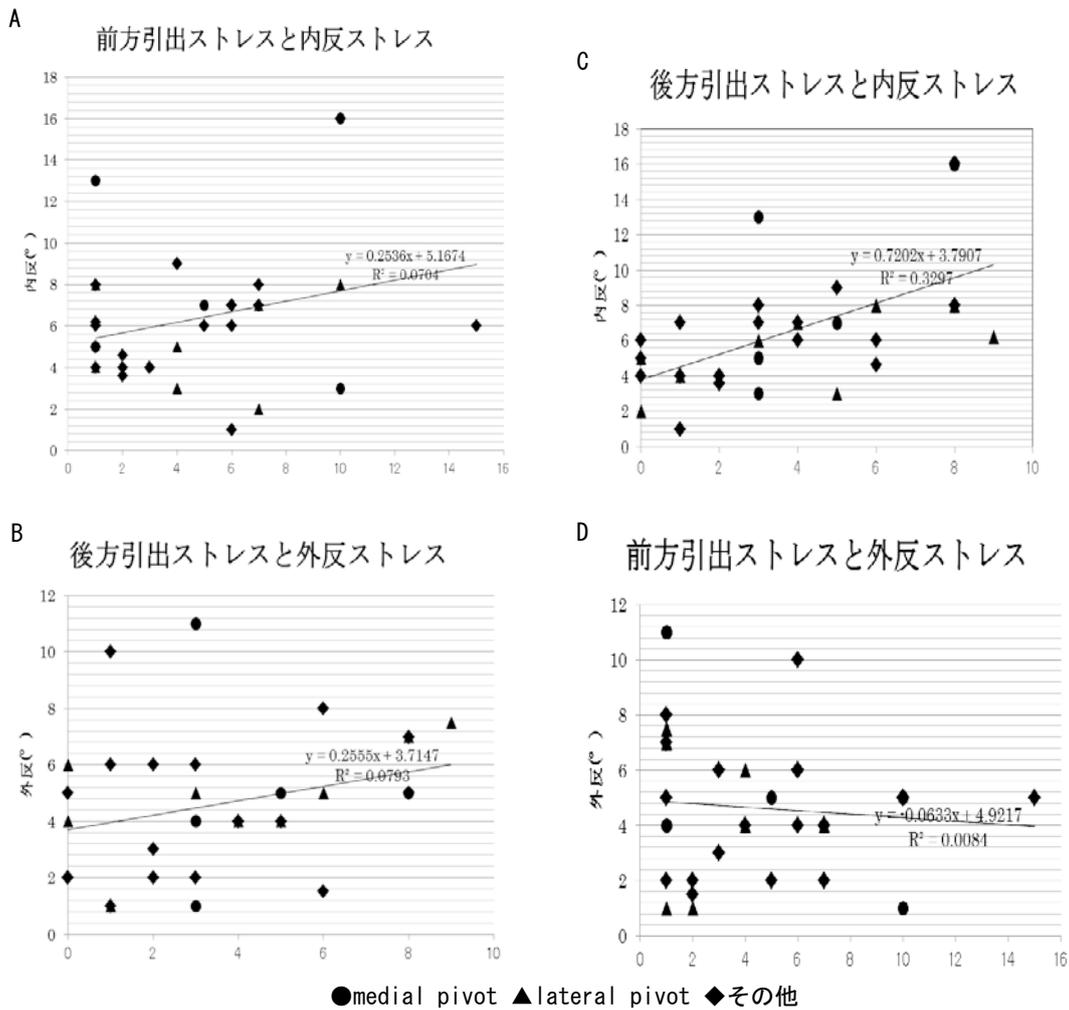


図 6 内外反および前後移動量の pivot 中心位置への影響

- A: 前方引出ストレスと内反ストレスに一定の傾向はなかった。
- B: 後方引出ストレスと外反ストレスに一定の傾向はなかった。
- C: 後方引出ストレスと内反ストレスに一定の傾向はなかった。
- D: 前方引出ストレスと外反ストレスに一定の傾向はなかった。

表2 CR型における膝関節周囲の軟部組織弛緩性と Pivot 中心位置の関連

計測項目	medial pivot n=9	lateral pivot n=14	p-value
前方引出ストレス (平均移動距離±標準偏差) (mm)	6.5±4.3	5.5±4.6	n.s.
後方引出ストレス (平均移動距離±標準偏差) (mm)	4.7±2.3	3.6±3.3	n.s.
内反ストレス (平均内反角±標準偏差) (°)	7.7±5.7	5.5±2.0	n.s.
外反ストレス (平均外反角±標準偏差) (°)	3.7±1.8	5.0±1.9	n.s.

Medial pivot 群と, lateral pivot 群の前方移動量, 後方移動量, 内反角, 外反角を比較すると, 両群間に有意差はなかった.

n.s.: not significant

±2.8 mm と矢状面の弛緩性に有意差を認めなかった (p 値: 0.27, 0.73) であった. 内外反ストレステストでの, 内反角度は CR 型 $6.3 \pm 3.4^\circ$ ・PS 型は $4 \pm 1.4^\circ$, 外反角度は CR 型 $4.6 \pm 2.4^\circ$ ・PS 型 $1.8 \pm 0.8^\circ$ と, PS 型で, 前額面の動きが有意に小さかった (p 値: 0.04, 0.005) (表 1). これら前後方・内外反弛緩性の程度と, 前後方移動量や, Pivot 中心位置によって示される関節動態パターンの間には有意な相関は認められなかった (図 6, 表 2).

考 察

変形性膝関節症では正常膝関節の動態は破綻している^{12,13)}. また, 現在の手術手技として人工膝関節置換術では前十字靭帯を切除しないと十分な手術操作スペースが確保されないため, 術後に前十字靭帯不全膝となることは避けられない. 人工膝関節置換術後の膝関節には, 術前の膝変形の程度や軟部組織拘縮など個々の状態の違いに, 前十字靭帯欠損という新たな条件が加わる.

LFA 型人工膝関節は, 日本人における解剖学的な大腿骨コンポーネント形状を採用することにより, TKA 後の膝に生理的な関節動態を目指したインプラントである. しかしながら, CR 型では明確なロールバック, 脛骨の回旋, pivot 中心位置に関してインプラントデザインに特徴的な動態パターンを認めず, 症例間のばらつきが大きく認められ, 関節動態パターンがインプラントデザイン以外の要因によって大きく影響をうけている可能性が示唆された. 前額面と矢状面で検討した膝関節周囲の軟部組織の弛緩性と, 動態パターンとの間にも明らかな関係は認められず, 3 次元的な膝周囲からの影響因子の存在が示唆される.

LFA 型人工膝関節の CR 型では明確なロールバックが認められなかったが, Wright Medical Technology 社製 Advance Medical Pivot Knee[®] は, 内側顆, 外側顆を球面の一部で形成する形状とすることで, CR 型でも大腿骨内側顆では 4.7 ± 3.9 mm の後方移動・外側顆では 11.8 ± 4.2 mm の後方移動を再現している¹⁾. Smith and

Nephew 社製 Profix[®] の CR 型は脛骨側関節面を非対称にすることで, 良好なロールバックの再現を報告している¹⁴⁾. CR 型人工膝関節において, 生理的ロールバックを誘導するには, 大腿骨コンポーネントの形状だけではなく, 脛骨コンポーネントの関節面形状を決定するポリエチレンインサートのデザインをも工夫する必要があると考えられる.

一方で, LFA 型人工膝関節においても PS 型では深屈曲時にロールバックパターンが認められた. 他機種の PS 型人工膝関節においても同様にロールバックの再現が報告されてきた. Stryker 社製 Scopio Superflex[®] PS 型は単一半径の形状の関節面が特徴で, 内側顆, 外側顆共に 80° から 120° までは 10° ごとに 2.6 mm の大腿骨後方移動が生じており, 最大屈曲時に平均値 8° の脛骨の内旋を認めている¹⁵⁾. Stryker 社製 Scorpion NRG[®] PS 型の動作解析では伸展位から膝屈曲 60° までは内側顆 1.6 ± 2.5 mm, 外側顆 3.5 ± 3.4 mm, 60° から最大屈曲までは内側顆 3.5 ± 3.4 mm, 外側顆では 7.8 ± 2.8 mm の後方移動を認め, 全可動域を通した脛骨の内旋角度は $8.6 \pm 3.3^\circ$ と報告されており, 生理的に近い膝動態が再現されている¹⁶⁾. しかし, こういった「生理的関節動態パターン」は, あくまでポスト-カム機構による制動によって誘導されたものであり, この制動時には大腿骨インプラントの接触によるポストへの応力集中が予測される¹⁰⁾. ニュージーランドレジストリ (人工関節症例の登録制度) の解析結果では, PS 型の再置換率が CR に比較してやや高い傾向があるとされ¹⁷⁾, ポストによる膝動作の強制的な制動が緩みに影響している可能性が懸念される. 生理的動態の再現の必要性, CR 型と PS 型の優劣については, 長期観察での臨床的エビデンスと, より広範な視点からの議論が必要であろう.

人工膝関節置換術では, 内外側の屈曲時ギャップバランスを均等にして大腿骨面と脛骨面を平行に切除する dependent 法 (gap balancing 法) が一般に推奨されてきた^{18,19)}. しかし徳原ら²⁰⁾ によれば, 正常膝における

屈曲ギャップは約5mm外側が大きく、長方形から5°逸脱しているとされており、内外側のギャップバランスが均等な状態は、必ずしも「生理的」とはいえない。柳下ら²¹⁾によれば、術後内外反角は約1年で4°前後に収束するとされており、本研究の対象症例の膝周囲軟部組織の弛緩性は適切な範囲内であると考えられる。

本研究において、LFA型人工膝関節ではCR型とPS型のいずれの場合でも術後に正常膝の関節動態は再現されていないことが示された。しかしながら、両者とも臨床的な総合的膝関節機能は良好に回復されており、患者自身による評価でも良好な結果が得られている。「TKA術後の良好な関節機能回復には生理的な関節動態の再現が必須である」という前提の下では、生理的なpivot中心位置の回復やロールバックの誘導のために、脛骨トレイやポストの形状に更なる工夫が必要であろうが、生理的関節動態の再現と安定した長期臨床成績や患者満足度との関連はいまだ明確ではない。活動性が低下した高齢者が対象となるTKAにおいては、生理的関節動態の厳密な再現がどの程度まで要求されるのかは、さらなる検討が必要であろう。

結 語

JMM社製LFA型セラミック人工膝関節のCR型、およびPS型の術後膝関節動態と、術後膝関節周囲の軟部組織の弛緩性について報告した。大腿骨内側顆、外側顆の後方移動に、CR型では一定の傾向は認められなかったが、PS型では大腿骨コンポーネントの内側顆、外側顆共にロールバックを認めた。PS型とCR型ともに術後の膝関節動態には個々の差が大きく正常膝の関節動態は再現されていなかった。膝周囲軟部組織の弛緩性とも明確な関連は見いだせなかった。関節動態パターンが前額面、矢状面の軟部組織バランスだけでなく、三次元的な因子によって影響されている可能性が考えられた。

引用文献

- 1) 佐藤卓, 谷藤理, 古賀良生, 他: 1方向X線透視像を用いた膝関節における生体内三次元動態解析. 整形災害外科 **55**: 1399-1406, 2012.
- 2) 渡辺義行, 平澤信, 佐藤卓, 他: ビデオX線を用いたTKA術後膝運動解析システムの精度検定. 電子情報通信学会技術研究報告 **105**: 5-8, 2004.
- 3) 織田広司, 林豊彦, 中村康雄, 他: 膝の透視X線画像における骨輪郭の半自動抽出法. 電子上方通信学会技術研究報告 **108**: 33-38, 2008.
- 4) 渡辺哲, 山崎隆治, 菅本一臣, 他: X線透視画像を用いた生体内人工膝関節動態解析. 骨・関節・靭帯 **16**: 1417-1424, 2003.
- 5) Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, et al: Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. J Bone Joint Surg Br **82**: 1199-1200, 2000.
- 6) Stiehl JB, Komistec RD, Dennis DA, et al: Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br **77**: 884-889, 1995.
- 7) 中嶋幹夫, 常德剛, 大槻周平, 他: FINE CR型人工膝関節の生体内三次元動態解析. 日本人工関節学会誌 **42**: 559-560, 2012.
- 8) Banks SA, Harman MK, Bellmans J, et al: Making sense of knee arthroplasty kinematics. J Bone Joint Surg Am **85**: 64-72, 2003.
- 9) Nakayama K, Matsuda S, Miura H, et al: Contact stress at the post-cam mechanism in posterior stabilized total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br **87**: 483-488, 2005.
- 10) 東藤貢, 長峰隆二, 山口勝太, 他: PS型人工膝関節の動作状態における応力状態の解析. 臨床バイオメカニクス学会誌 **28**: 233-239, 2007.
- 11) Hamai H, Miura H, Matsuda S, et al: Contact stress at the anterior aspect of the tibial post in posterior-stabilized total knee replacement. J Bone Joint Surg Am **92**: 1765-1773, 2010.
- 12) 古賀良生, 大森豪, 鈴木禎宏, 他: 変形性膝関節症の運動解析. 関節外科 **16**: 79-85, 1997.
- 13) 富田哲也, 川島邦彦, 清水憲正, 他: 術前術後の動態解析. Monthly Book Orthopaedics **24**: 53-58, 2011.
- 14) Bellmans J, Banks SA, Victor J, et al: Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg Br **84**: 50-53, 2002.
- 15) 金粕浩一: 深屈曲可能な人工膝関節置換術の短期成績と問題点. 日本人工関節学会誌 **35**: 283-284, 2005.
- 16) 鈴木孝治, 原則之, 三上将, 他: 当院におけるScopio NRG PS型TKAの動態解析. 日本人工関節学会誌 **42**: 563-564, 2012.
- 17) Horne G, Devane P, Adams K, et al: Does cruciate sacrifice increase revision rate in total knee arthroplasty?. J Bone Joint Surg Br **93**: 374, 2011.
- 18) Insall JN, Binassi R, Soudry M, et al: Total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res **192**: 13-22, 1985.
- 19) Dorr LD, Biardo RA: Technical considerations in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res **205**: 5-11, 1986.
- 20) 徳原善雄, 中田信明, 角谷義徳, 他: 正常膝の屈曲位で

の laxity の定量化. 日本臨床バイオメカニクス学会誌
25 : 161-166, 2004.
21) 柳下和慶, 宗田大, 八木啓介, 他 : 人工膝関節置換術に

おける, 術後変化する軟部バランスの検討. 日本人工関
節学会誌 **34** : 17-18, 2004.

Motion Analysis of Ceramic Total Knee Arthroplasty

Yoko Masuda Masato Ogawa Yuki Tochigi

Department of Orthopaedics, Dokkyo Medical University Koshigaya Hospital

Purpose

The purpose of this study was to clarify the relationship between the laxity of surrounding soft tissue and artificial joint kinetics during knee articulation, where total knee arthroplasty had been performed using ceramic LFA artificial knee joints (LFA-TKA below) from Japan Medical Materials (JMM).

Materials & Methods

The subjects of the study were 39 knees in 31 LFA-TKA recipients whose cooperation could be obtained. The CR type joint (posterior cruciate retention design) was used in 33 knees in 27 recipients and the PS type joint (posterior cruciate stabilizer design) was used in 6 knees in 4 recipients. OA patients received 30 CR type and 4 PS type joints while RA patients received 3 CR type and 2 PS type joints. For analysis of post surgery knee joint kinetics, using digital fluoroscopy, lateral images were taken of knee motion from a loaded squat position to the erect standing position. Using Knee Motion[®] software the imaging data was evaluated for 1) femoral rollback, 2) tibial axial rotation patterns, and 3) pivot center position, from analysis of lateral and medial condylar translation (femoral components) at the point of contact with the tibial insert, starting from the extended position. Subsequent imaging under medial-lateral and posteroanterior stress was performed to measure the medial-lateral dihedral angle changes and posteroanterior movement, and the relationship of those factors to the dynamic patterns was evaluated.

Results

1) No definite tendency was noted in Rollback of the CR type femoral components and no relationship to the laxity of surrounding soft tissue was found. For PS type joints both medial and lateral movement (average \pm standard de-

viation) was 9.6 ± 2.6 mm and 13.5 ± 8.2 mm respectively so that significant rollback was noted when flexed past 100° .

2) As for tibial axial rotation patterns, of CR type joints 48 % rotated outward and 52 % rotated inward while of the PS type joints 33 % rotated outward and 67 % rotated inward, such that no definite tendency was determined.

3) As for the pivot center, among CR type joints 27 % were medial, 42 % were lateral and 33 % were other, and among PS type joints 67 % were medial, 33 % lateral and 33 % other, with large individual differences but no definite tendency. Stress imaging showed significantly greater medial-lateral dihedral angles for CR type joints, and equal posteroanterior movement for both CR and PS joints, but no clear relationship was found between the laxity of surrounding soft tissue and the kinetics of artificial knee joints.

Discussion

Knees with degenerative and rheumatoid arthritis that do not exhibit normal kinetics prior to surgery are not uncommon. Then since the ACL must be sacrificed in the TKA process, knee area soft tissue balance is not uniform between cases. The possibility is suggested that artificial knee joint kinetics are influenced more significantly by factors other than the design of the implant.

Conclusion

While rollback was verified with PS type LFA-TKA, there were such large individual differences for both PS and CR cases that normal knee kinetics were not reproducible. Also, no clear relationship to knee area soft tissue was found.

Key words : ceramic total knee arthroplasty, X-ray, 2D-3D image matching, motion analysis