原　　著

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の影響

——関節面間の推定接触点表示法を用いた検討——

新潟大学医学部整形外科学教室（主任：高橋栄明教授）
鈴　木　禎　宏

Effect of Tibial Component Rotation on Tibio－Femoral Joint Kinematics in Total Knee Arthroplasty

——Using a Visualization Method of Inter－Articular Distance as Estimated Contact Point——

Yoshihiro SUZUKI

Department of Orthopedic Surgery,
Niigata University School of Medicine
(Director: Prof. Hideaki E. TAKAHASHI)

Four fresh frozen cadaver knees were studied to investigate the effect of the tibial component rotation on tibio-femoral joint kinematics in total knee arthroplasty (TKA). Three dimensional (3－D) knee motion was measured using a 6－DOF photostereometric system based on high resolution linear CCD camera that was developed in Niigata University. In order to evaluate the relative motion of the femoral component on the tibial surface, the articular distance between femoral and tibial component was calculated and displayed on tibial joint surface. The center of the area which articular distance was less than 0.75mm was defined as the Estimated Contact Point (ECP). The change of ECP during knee flexion was evaluated under different rotational position of the tibial component that included neutral, 10 degrees of internal rotation, and 10 degrees of external rotation.

The tracking pattern of the ECP in medial and lateral compartment of the tibial

Reprint requests to: Yoshihiro SUZUKI, MD.
Department of Orthopedic Surgery,
Niigata University School of Medicine.
754, Asahimachi-dori 1, Niigata City
951-8510, Japan.

別刷請求先：〒951-8510　新潟市旭町通1番町754
新潟大学医学部整形外科学教室　　鈴木禎宏

joint surface showed femoral roll-back motion that was seen in physiological knee motion when tibial component was in neutral rotation. When tibial component was set in 10 degrees of internal and external rotaion, same tracking pattern of the ECP was still observed. The amount of the posterior shift of the ECP was almost same between neutral and 10 degrees internal rotation. In the case of 10 degrees external rotation, posterior shift of ECP in medial compartment was less than that of medial, so that the concentration of ECP in posterior part of the medial compartment was observed. This study suggested that in this type of semi-constrained surface replacement TKA system, the rotational laxity of the component not only protect the reverse rotation but also maintain the physiological knee motion pattern such as the roll-back motion. But the concentration of ECP in posterior corner of the medial compartment when the tibial component was set in external rotation, might become the cause of stress concentration that will lead to the wear of polyethylene insert.

Key words: Total knee arthroplasty, Three-dimensional knee motion analysis, Rotation of tibial component, Rotational laxity, Estimated contact point
人工膝関節置換術，3次元膝運動解析，脛骨コンポーネント回旋設置，回施許容度，推定関節接触点

はじめに

人工膝関節置換術（以下 TKA）は，変形性膝関節症，慢性関節リウマチや外傷など種々の疾患によって生ずる高度の膝関節変形に対する有力な手術治療法であり，現在10年以上の長期に渡る安定した臨床成績が報告されている．しかし，TKA は本来生体にとって異物である金属コンポーネントを骨に挿入固定するため，コンポーネントの弛みや脱臼，破損，関節摺動面である HDP（High Density Polyethylene）インサートの磨耗，さらに感染といった合併症も生じている．これらの合併症発生に影響を及ぼす因子のうち脛骨および大腿骨コンポーネントの骨への設置位置は特に重要と考えられ，これまでに脛骨コンポーネントの内反，外反設置による応力集中の変化[1)-5)]や脛骨コンポーネント回旋設置の膝蓋大腿関節への影響[6)-8)]，大腿骨コンポーネント回旋設置の膝蓋大腿関節への影響[9)]などが報告されている．しかし，大腿骨または脛骨コンポーネント設置位置の変化が大腿脛骨関節の運動におよぼす影響を詳細に検討した研究はこれまでに見当たらない．

本研究の目的は，TKA におけるコンポーネント設置位置のうち脛骨コンポーネントの回旋設置に注目し，非接触，高精度かつ連続的な測定が可能な膝3次元運動解析システムを用いて脛骨コンポーネントの異なる回旋設置が大腿脛骨関節運動におよぼす影響を詳細に検討することである．

対象および方法

計測・解析方法

膝関節の運動計測には，Hayashi らが開発した6自由度運動測定システム[10)11)]を用いた（**図1**）．この装置は，1）高分解能リニア CCD カメラ，2）測定装具 measuring-bow，3）電子制御部，4）測定用コンピュータの4つの構成要素からなる．測定装具 measuring-bow は，4個の発光ダイオード（LED）が付設されており，この measuring-bow を大腿骨および脛骨コンポーネント表面上に接続ジグ（瑞穂医科工業）を介して固定する．膝関節運動に伴って変化する LED の3次元位置を，関節を取り囲むようにして設置された3台2列のリニア CCD カメラ（空間分解能 0.06 mm）で計測する（測定周期 100 Hz）．得られた LED の3次元位置データから，コンポーネント間の位置関係を推定する．以下，求めたコンポーネント間の位置関係を運動データと呼ぶ．

得られた膝関節の運動データの解析方法として，Hayashi らが提案した関節面間近接度表示法を用いた[12)]．これは，まず事前に作成したコンポーネントの3次元形状データと運動データとを組み合わせて，コンポー

ネント間の3次元相対位置関係を求める（**図2**）．この位置関係からコンポーネント間の接触を含めた近接距離を計算し，その結果を脛骨関節面上に表示する．この方法は，大腿骨および脛骨コンポーネントの相対位置変化を近接領域の移動としてとらえ，かつ内外側コンパートメント別に示すことが可能となっている．本研究では，さらに近接領域の移動を詳細に解析するために，運動測定システムの計測誤差を考慮して，近接距離が0.75 mm 以下の領域の図心を推定近接中心（Estimated Contact Point：ECP）と定義し，これを運動変化の評価パラメータとした[11]．膝関節屈曲に伴って変化するECP の前後方向の位置は，脛骨インサート前後径の中央を0 mm として前方は（＋），後方は（－）とした．膝伸展位から屈曲90度における ECP の最大前方位置と最大後方位置との差を ECP の前後移動量とした．また，内側と外側コンパートメントの ECP を結んだ軸が脛骨インサートの後方接線となす角度を，コンポーネント間の相対的回旋度として評価した．統計処理には，Mann-Whitney U 検定を用いた．

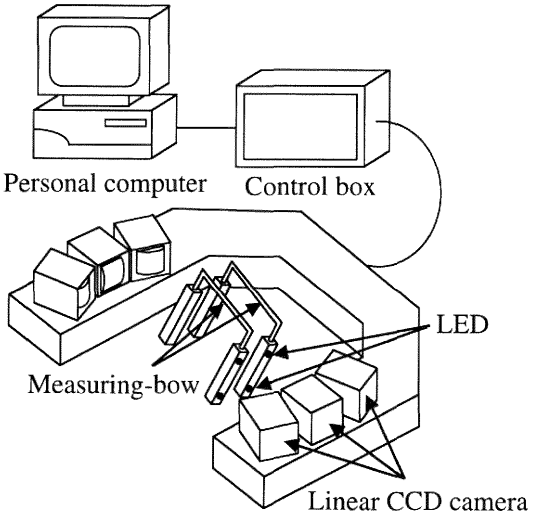


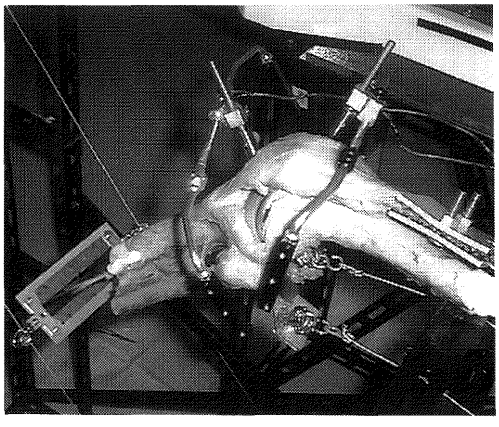
図1　6自由度運動測定システム

実験方法

新鮮凍結ヒト切断肢4膝を用いた．大腿四頭筋腱，大腿二頭筋腱，薄筋腱を温存し，その他の筋肉を除去した後，通常の手術手技にて Genesis TKA system（Smith & Nephew Richards, Inc）に置換した．なお，後十字靱帯は温存した．コンポーネント設置に関する骨切りは，大腿骨遠位部では関節面より7 mm 近位のレベルで大腿骨軸に対し7度外反位，後顆接線に対して3度外旋位で行い，脛骨近位部は脛骨骨軸に対し垂直で，3度の後方傾斜をつけて行った．また脛骨近位部の骨切りの高さは，10mm のインサート厚が至適となるレベルとした．

設置した大腿骨および脛骨コンポーネント上に measuring-bow を固定した後，切断膝を大腿骨が床に対し水平になるよう，自作したモーター駆動装置に固定した．大腿四頭筋腱に40N，大腿二頭筋腱と薄筋腱にそれぞれ20N の張力を負荷した後，膝伸展位から屈曲90度の範囲で膝関節にモーター駆動による運動を与えた．その運動は，6自由度の運動パラメータのうち屈曲伸展のみを拘束し，他の5自由度は無拘束とした（**図3**）．

脛骨コンポーネントの回旋設置は以下の3条件で行っ



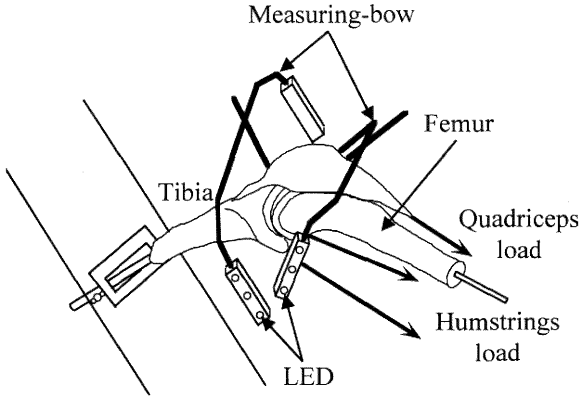


図2　切断肢を用いた実験風景

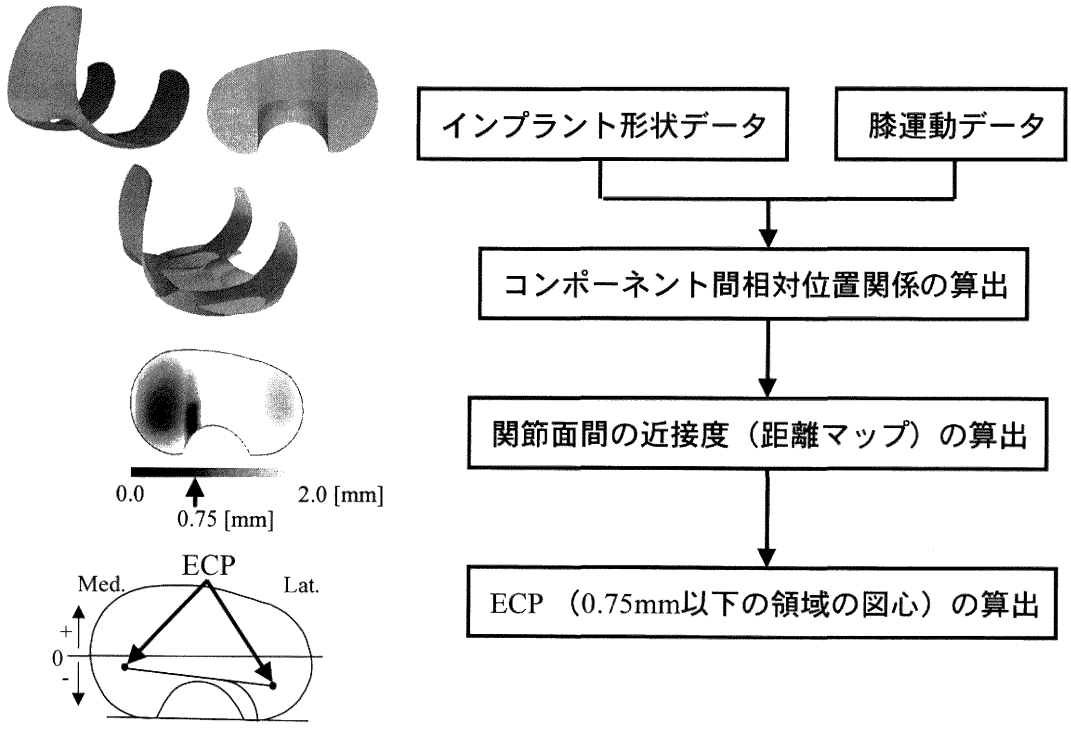


図 3　Estimated Contact Point（ECP）の算出

た．1）中間位（Neutral）：脛骨コンポーネントの central stem が，脛骨粗面内側 1 / 3 に一致，2）10度内旋位（IR），3）10度外旋位（ER）．また，中間位，10度内旋位，10度外旋位の各条件において脛骨インサートの厚さを 8 mm，10mm，12mm の 3 種類で測定を行った．

結　　果

脛骨関節面上の内側，外側コンパートメントの ECP を結んだ軸は基本的に膝屈曲に伴い前方から後方へ移動した．内旋位設置時，膝伸展位での ECP の位置は内側では中間位に比しやや前方，外側ではやや後方に位置していたが，膝屈曲につれて漸次後方へ移動しそのパターンは中間位と同様であった．外旋位設置では膝伸展位での ECP の位置は内旋位設置時とは逆で，中間位に比して内側で後方，外側で前方に位置しており，膝屈曲に伴い後方へ移動するものの内側コンパートメントの ECP の後方移動量は外側よりも少なく内側後方に ECP が集中する傾向が見られた（**図 4**）．

各設置条件における ECP の軌跡を膝屈曲角度毎に詳細に評価すると，内側，外側とも ECP は最大伸展位から屈曲30度付近までは後方移動，30度から60度付近の範囲では移動しないものが 2 膝，前方に移動するものが 2 膝と 2 つのパターンが見られた．さらに屈曲60度以上では再び 4 膝とも後方移動を認めた．また，中間位，内旋位，外旋位の設置条件による差は無く，各条件において異なる厚さのインサートを挿入した場合でも運動のパターンは同様であった（**図 5**）．

各設置条件における内側，外側コンパートメント別の ECP の後方移動量は，中間位で内側 12.3 ± 3.7 mm，外側 13.2 ± 4.7 mm で差は無かった．内旋位設置時は，内側で 12.1 ± 4.8 mm，外側で 12.4 ± 2.8 mm でやはり差は見られず，外旋位設置時は内側 10.5 ± 3.2 mm，外側 14.7 ± 6.0 mm と内側の後方移動量が少ない傾向を認めたが統計学的に有意差はなかった（**図 6**）．また，各設置条件において 8 mm，10mm，12mm の厚さの異なるインサート間での ECP の後方移動量は，厚さが増すにつれて後方移動量が減少する傾向があったが，有意な差は見られなかった．

中間位，内旋位，外旋位設置の各条件における大腿骨

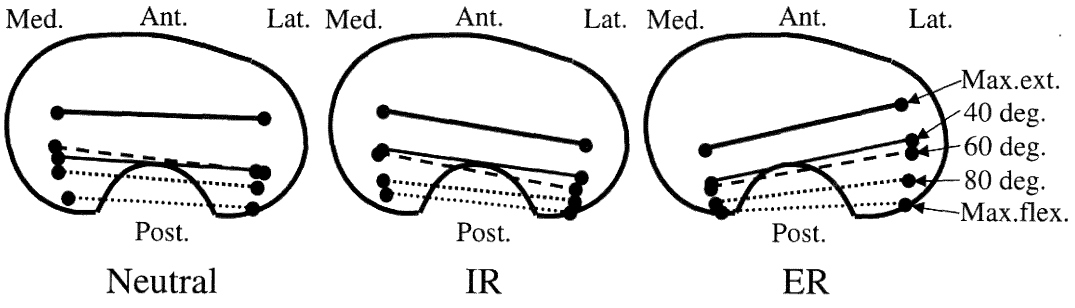


図4　脛骨コンポーネント各回旋設置における ECP 前後移動パターン

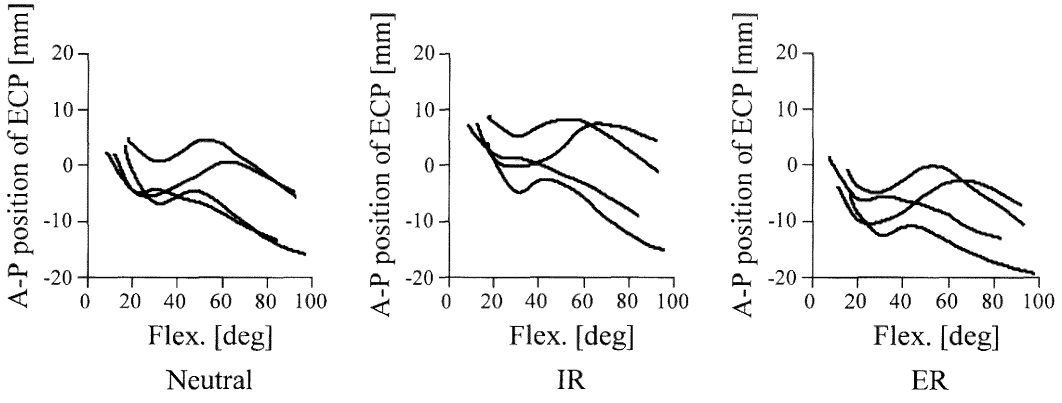


図5　各膝屈曲角における内側コンパートメントの ECP の前後位置の変化

コンポーネントの脛骨コンポーネントに対する相対的回旋アライメントを見てみると，中間位では 1.3 ± 3.8 度外旋，10度内旋位では 13.3 ± 4.0 度外旋，10度外旋位では 6.9 ± 3.3 度内旋となっていた．また，この傾向は膝関節の伸展屈曲を通して維持されており，大腿骨コンポーネントの脛骨コンポーネントに対する相対的回旋アライメントは脛骨コンポーネントの回旋設置では変化しないことが明らかとなった（図7）．

考　　察

現在の TKA において最も頻用されている機種は表面置換，半拘束型のタイプであり，高度に変形した膝関節の形態と機能を出来る限り変形前の生理的な状態に近づけることを目指している．従って，このタイプの TKA 後の膝関節運動は生理的な運動の再現が目標となるが，TKA 後の運動はインプラントの持つ形状特性と温存した靱帯など軟部組織緊張とのバランスによって規定される．大腿骨および脛骨コンポーネント間の回旋許容度は，表面置換，半拘束型の TKA において術後の生理的な膝関節運動獲得のための重要な機能の1つで，設定された許容範囲内でのコンポーネントの回旋設置に対してはコンポーネント形状による運動の拘束は起こらないことを意味している．

本研究で用いた Genesis TKA system は，表面置換，半拘束型の機種の1つで，内外旋とも15度の回旋許容度を有している．今回，中間位設置時の運動パターンで屈曲0から30度で4膝とも後方移動，30から60度で移動しないものと前方移動の2パターンを認めたが，屈曲60度以上で再び4膝とも後方移動を示した．この屈曲初期および後期の後方移動は，生理的膝運動で認められる roll-back パターンと同様と考えられ，また Ishii が臨床例において行った Genesis TKA 後の運動解析の

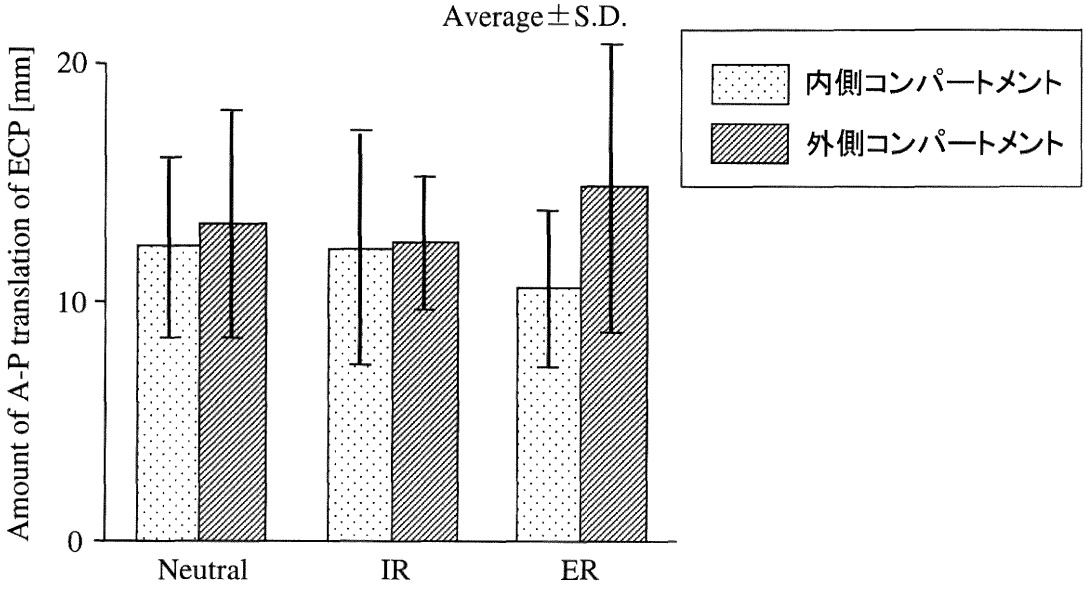


図 6　脛骨コンポーネント各回旋設置における ECP 前後移動量

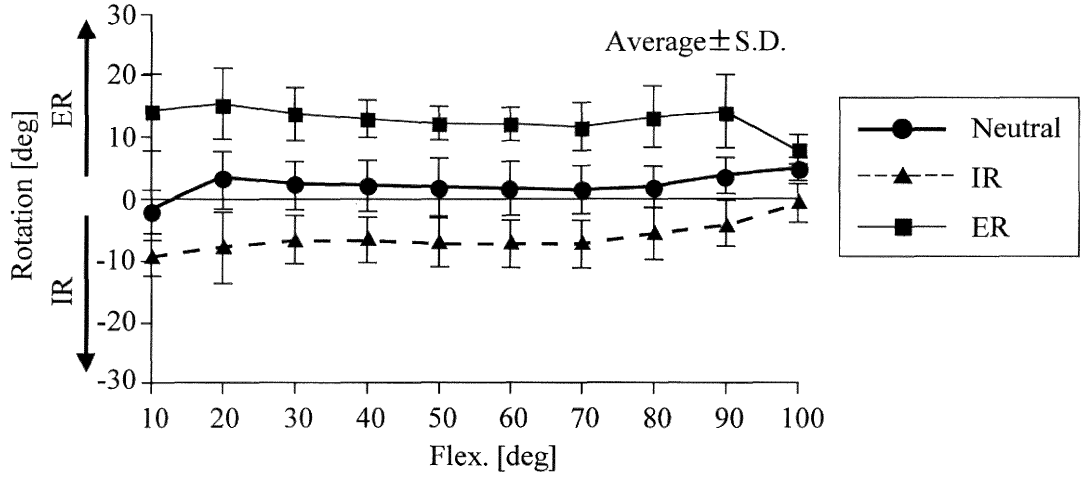


図 7　各膝屈曲角における大腿脛骨コンポーネント間の相対的回旋位置の変化

結果とも一致していた[13]．さらに，本システムの回旋許容範囲内である10度の内旋位および外旋位設置では，コンポーネントの形状による運動拘束の結果である設置位置とは逆方向の回旋が生じないことに加えて中間位設置と同様の roll-back を含めた生理的な膝運動パターンが温存されることが初めて明らかとなった．これは，Omori が報告しているように Genesis TKA ではコンポーネント形状が解剖学的な骨形状に近いデザインであることが原因と考えられる[14]．

しかし，外旋位設置では内側コンパートメント後方への ECP の集中が見られた．これは，外旋位設置では内側コンパートメントの ECP の初期位置が相対的に後方となること，Genesis TKA の脛骨インサートは曲面形状のため曲率の強くなる辺縁付近では rolling が

行えず sliding のみが生ずることが原因と考えられる．ECP の内側コンパートメント後方へ集中はこの部位へストレスの集中を意味しており，Lewis[15] や Walsielewski[16] が臨床例で報告した脛骨インサートの内側後方の磨耗や破損との関連において，TKA の回旋許容度が持つ問題点の1つと考えられ今後更なる検討が必要と考えられる．

本研究で用いた3次元膝運動解析システムは非接触かつ高精度（空間分解能 0.06 mm）であり，従来の測定システムに比して詳細な運動解析が可能であった．さらに，今回考案した関節面間近接距離表示法は，一般的に6自由度（屈曲伸展，内外反，内外旋，内外側移動，前後移動，遠近位移動）で独立分離表示される膝関節3次元運動[17]のうち，本研究で注目した脛骨関節面上の運動を接触領域の推定も含めて総合的に表示出来る点で有力な方法と考えられる．現在，本システムを用いた臨床での TKA 術中における運動解析を開始しており，今後同一計測システムによる生体内（in vivo）及び生体外（in vitro）での検討が可能と考えられる．

謝　辞

稿を終えるにあたり，御指導，御校閲を賜りました新潟大学医学部整形外科学教室　高橋栄明教授に深謝いたします．また，本研究に直接御指導，御助言をいただいた新潟大学医学部整形外科学教室　大森　豪助手，新潟こばり病院整形外科部長　古賀良生先生，新潟大学福祉人間工学科　林　豊彦教授，西野勝敏氏に深謝いたします．

参　考　文　献

1) **Lotke, P.A. and Ecker, M.L.**: The influence of positioning of prostheses in total knee replacement. J. Bone Joint Surg., **59A**: 77～79, 1977.
2) **Insall, J.N., Binazzi, R., Soudry, M. and Mestriner, L.A.**: Total knee arthroplasty. Clin. Orthop., **192**: 13～22, 1985.
3) **Jonsson, B. and Astrom, J.**: Alignment and long-term clinical results of a semiconstrained knee prosthesis. Clin. Orthip., **226**: 124～128, 1988.
4) **Moreland, J.R.**: Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. Clin. Orthop., **226**: 49～64, 1988.
5) **Ritter, M.A., Faris, P.M., Keating, E.M. and Meding, J.B.**: Postoperative alignment of total knee replacement: Its effect on survival. Clin. Orthop., **299**: 153～156, 1994.
6) **Merkow, R.L., Soudry, M. and Insall, J.N.**: Patellar dislocation following total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg., **67A**: 1321～1327, 1985.
7) **Briard, J.L. and Hungerford, D.S.**: Patellofemoral instability in total knee arthroplasty. J. Arthroplasty., **4**: 87～97, 1989.
8) **Figgie, H.E. Ⅲ., Goldberg, V.M., Figgie, M.P., Inglis, A.E., Kelly. M., and Sobel, M.**: The effect of alignment of the implant on fractures of the patella after condylar total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg., **71A**: 1031～1039, 1989.
9) **Anouch, Y.S., Whiteside, L.A., Kaiser, A.D. and Milliano, M.T.**: The effects of axial alignment of the femoral component on the knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty. Clin. Orthop., **287**: 170～177, 1993.
10) **Hayashi, T., Kurokawa, M. and Miyakawa, M.**: A high-resolutional line sensor-based photostereometric system for measuring jaw movements in 6 degrees of freedom. Frontiers. Med. Biol. Engng., **6**（**3**）: 171～186, 1994.
11) **Hayashi, T., Miyakawa, M. and Saito, A.**: Three-dimensional analysis of tooth occlusion using distance map. The Soc. Biomech., **12**: 27～37, 1994.
12) **Hayashi, T., Nishino, K., Suzuki, Y., Ito, K., Koga, Y. and Miyakawa, M.**: Visualization of the articulation of replaced knee joint surface after total knee arthroplasty. 日本臨床バイオメカニクス誌, **18**: 47～56, 1997.
13) **Ishii, Y., Terajima, K., Bechtold, J.E. and Gustilo, R.B.**: Comparison of knee joint laxity after total knee replacement with posterior cruciate retaining and substituting prostheses. Trans. Orthop. Res. Soc., **18**: 429, 1993.
14) **Omori, G., Koga, Y., Bechtold, J.E., Gustilo, R.B., Nakabe, N., Sasagawa, K., Hara, T. and Takahashi, H.E.**: Contact pressure and three-dimensional patellar tracking of unresurfaced patella in total knee arthroplasty. The KNEE, **4**:15～21, 1997.
15) **Lewis, P., Rorabeck, C.H., Bourne, R.B., Devane, P.**: Posteromedial tibial polyethylene failure in

total knee replacements. Clin. Orthop., **299**: 11～17, 1994.

16) **Walsielewski, R.C., Galante, J.O., Leighty, R.M., Natarajan, R.N. and Rosenberg, A.G.**: Wear patterns of retrieved polyethylene tibial inserts and their relationship to technical consideration during total knee arthroplasty. Clin. Orthop., **299**: 31～43, 1994.

17) **Grood, E.S. and Suntay, W.J.**: A Joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. Biomech. Eng., **105**: 136～144, 1983.

（平成11年 1 月27日受付）