

ニング強度や期間を検討し、WBVTの身体効果を明らかにする必要がある。

#### 謝 辞

今回の研究にあたり、(株)エルクコーポレーションのご協力を頂きましたこと、厚く御礼申し上げます。

#### 文 献

- 1) Cochrane, D. J., Stannard, S. R. : Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br. J. Sports Med.* 39 : 860-865, 2005.
- 2) Abercromby, A. F. et al. : Vibration in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercises. *Med. Sci. Sports Exerc.* 39 (9) : 1642-1650, 2007.
- 3) Schlumberger, A. et al. : Strength training with superimposed vibrations. *Sportverletz Sportschaden* 15(1) : 1-7, 2001.
- 4) Torvinen, S. et al. : Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34(9) : 1523-1528, 2002.
- 5) Delecluse, C. et al. : Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35(6) : 1033-1041, 2003.
- 6) De Ruyter, C. J. et al. : The effect of 11 weeks whole body vibration training on jump height, contractile properties and activation of human knee extensors. *Eur. J. Appl. Physiology* 90 : 595-600, 2003.
- 7) Delecluse, C. et al. : Effect of whole body vibration training on muscle strength and sprint performance in sprint-trained athletes. *Int. J. Sports Med.* 26(8) : 662-668, 2005.
- 8) Cardinal, M., Bosco, C. : The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 31(1) : 3-7, 2003.
- 9) Cochrane, D. J. et al. : The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 103 : 441-448, 2008.
- 10) Nele, N. Mahieu, et al. : Improving strength and postural control in young skiers : Whole-body vibration versus equivalent resistance training. *Journal of Athletic Training* 41(3) : 286-293, 2006.
- 11) Steven, J. F., William, J. K. : レジスタンストレーニングのプログラムデザイン(長谷川裕監訳). ブックハウスHD, 東京, 96-99, 2007.
- 12) Gregory, S. K., Lynn, Snyder-Mackler : スポーツリハビリテーション最新の理論と実践(守屋秀繁監訳). 西村書店, 東京, 105-110, 2006.

(受付：2009年5月29日，受理：2010年3月18日)

## MRI骨・軟骨モデルを用いた3次元下肢アライメント 評価システムの精度評価

笹川 圭右<sup>\*1</sup> 坂本 信<sup>\*2</sup> 小林 公一<sup>\*2</sup> 古賀 良生<sup>\*3</sup>  
田邊 裕治<sup>\*4</sup> 大森 豪<sup>\*5</sup> 佐藤 卓<sup>\*3</sup>

Accuracy Estimation of Three-Dimensional Lower Extremity Alignment  
Assessment System Using MRI Models for Bone and Cartilage.

Keisuke SASAGAWA, PhD., Makoto SAKAMOTO, PhD., Koichi KOBAYASHI, PhD.,  
Yoshio KOGA, MD., Yuji TANABE, PhD., Go OMORI, MD., Takashi SATO, MD.

### Abstract

The objective of this study was to estimate the accuracy of the three-dimensional (3D) lower extremity alignment assessment system after a bone-cartilage model from MRI was applied. We devised an automatic construction algorithm that could set an intermediate coordinate system in femoral and tibial MRI models. This automatic construction algorithm was used in CT and MRI models reconstructed from scanning data of five volunteers. After 2D-3D image registration with 3D bone models and biplanar X-ray (CR) images, we compared the MRI model application with CT model application. Errors of image matching position between CT and MRI models were within 1.0 degree and 1.5 mm, respectively. The anatomical coordinate systems of a femur and a tibia were reconstructed with three reference points in the CR coordinate system. Errors of the anatomical coordinate system between CT and MRI model application were within 1.0 degree and 1.0 mm, respectively. It was indicated that 3D lower extremity alignment could be evaluated with this combination of an MRI model and biplanar X-ray images.

Key words : MRI model, Biplanar X-ray images, Lower extremity alignment, CT model, Knee.

- 
- ※ 1 新潟大学 工学部機械システム工学科  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
  - ※ 2 新潟大学 医学部保健学科  
〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通2-746
  - ※ 3 新潟医療センター  
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11

- ※ 4 新潟大学工学部附属工学力教育センター  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 5 新潟大学超域研究機構  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Keisuke SASAGAWA, PhD.  
Faculty of Engineering, Niigata University  
8050 Ikarashi-2-no-cho, Nishi-ku, Niigata 950-2181, Japan  
Tel & Fax : 025-262-5487  
E-mail address : ksasagawa@eng.niigata-u.ac.jp

## はじめに

我々が開発した3次元(以下3D)下肢アライメント評価システム(Knee CAS, LEXI社製)は2方向(正面および60度斜角)でのコンピュータX線撮影(以下CR)像とCTデータを再構築して作成した3D骨形状モデル(以下CTモデル)を用いて、立位での下肢アライメントを解析、評価できる。しかし、CTモデルは骨形状のみの情報であるため、関節を構成する軟骨や半月板、靭帯などの軟部組織を考慮することはできず、さらに放射線被曝の問題もある。これらの点を考えると、3Dモデルには軟部組織が描出可能なMRIにより作成された3Dモデル(以下MRIモデル)が有用と考えられる。MRIを用いて膝関節の接触解析および運動解析が多くの研究者によって行われている<sup>1), 4), 8)</sup>が、立位下肢のアライメント評価にMRIを利用した報告はない。

そこで著者らは先行研究において、骨幹端部のみを対象として作成されたMRIモデルに中間座標系を設定する半自動設定法を考案して、3次元下肢アライメント評価システムへの適用を試みた<sup>6)</sup>。しかし、設定した中間座標系の誤差やイメージマッチング誤差の影響のため、回転成分3.7deg、並進成分1.7mmの平均誤差があり、臨床応用への精度に達しなかった。そこで本研究では、中間座標系の設定法の改良を行い、その中間座標系をCTモデルとMRIモデルに設

定した。そのCTモデルとMRIモデルを用いて3次元下肢アライメント評価法<sup>3), 5), 10)</sup>によるイメージマッチングでの比較を行い、下肢アライメント評価システムへのMRIモデルの適用を検討した。

## 実験方法

### 1. 対象と撮影条件

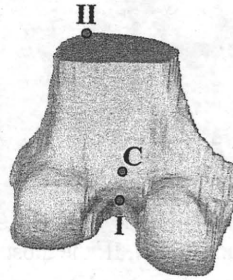
対象は健康ボランティア5名の7膝(L:2膝, R:5膝)で、各被験者に3次元下肢アライメント評価法<sup>3), 5), 10)</sup>に従って2方向CR撮影とCT撮影およびMR撮影を行った。被験者には実験方法について十分に説明の上同意を得た後、実験を行った。なお、本研究は新潟大学における倫理委員会での承認を受けて実施した。CRおよびCTでは下肢全長を撮影し、MRIでは膝関節部の撮影を行った。撮影条件は施設の撮影装置や被験者の体格などにより決定した。CT撮影はslice thickness: 1.0~2.5mm, pixel size: 0.68×0.68mm<sup>2</sup>, 横断面であり、MR撮影はslice thickness: 1.0~1.4mm, pixel size: (0.29×0.29)~(0.35×0.35)mm<sup>2</sup>, 矢状断面とした。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。画像における骨領域の分割はCTでは閾値設定、MRIでは手動デジタイズで行った。CTモデルは骨全長の3Dモデル、MRIモデルは骨端・骨幹端部の3Dモデルである。

2. 骨端座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) の自動設定法

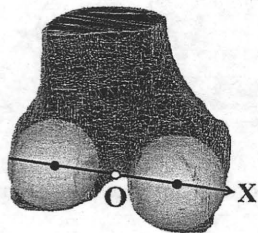
3D骨モデルに中間座標系を設定するために、骨端座標系の半自動設定法<sup>6)</sup>を改良して、3Dモデルの形状データを利用して自動的に骨端座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) を設定できる自動設定法を新たに考案した。

大腿骨の3D骨モデルに対する骨端座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) の自動設定法を図1に示す。はじめに構築された3D骨モデルの形状データから参照点3点を取得して、その3点から仮の座標系を構築する(図1-(a))。参照点3点は3D骨モデルの形状

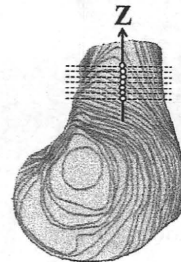
データ群に対する重心と、重心からの最遠距離にある頂点、最遠点、そして最近距離にある頂点、最近点である。次に、3D骨モデルの重心と最近点を用いて、大腿骨の内外側後顆関節面の頂点群を抽出する。3Dモデルの重心は後顆よりも近位側、最近点は重心よりも後方側に位置しているため、重心よりも遠位側で最近点よりも後方側の頂点群を抽出する。抽出された内外側の頂点群にそれぞれ球をフィッティングする。そしてフィッティングした内外側の2つの球中心を通る直線をX軸、2つの球中心の中点



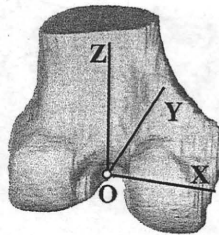
(a) Pre-coordinate system setting with 3 reference points. C: a gravity center of 3D bone model, I: the closest point of a gravity center of 3D bone model, II: the most far-off point for a gravity center of 3D bone model.



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



(c) Determination of Z axis.

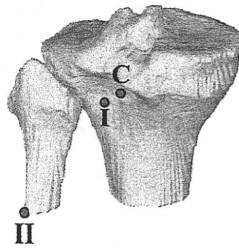


(d) Femoral model constructed model coordinate system ( $\Sigma_{MO}$ ).

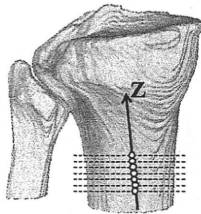
図1. Automatic coordinate construction algorithm for the distal metaphyseal model of femur.

を原点 (O) と決定する (図 1-(b)). その後, 設定した X 軸に沿って大腿骨モデルを投影し, 骨幹部の骨軸方向を Z 軸と決定する (図 1-(c)). 骨幹部のスライス画像を複数取得して, 各スライス画像の骨輪郭に楕円近似を適用する. 近似楕円の中心群を直線回帰することで骨軸方向を算出する. Y 軸は X 軸と Z 軸の外積によって決定することで座標系を設定する (図 1-(d)).

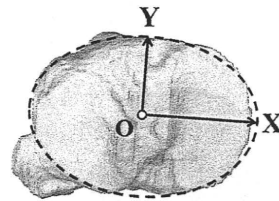
脛骨の 3D 骨モデルに対する骨端座標系 ( $\Sigma_{MO}$ ) の自動設定法を図 2 に示す. 大腿骨の場合と同様に 3D 骨モデルの参照点 3 点から仮の座標系を構築する (図 2-(a)). 次に, 仮の Z 軸に垂直な骨幹部のスライス画像を遠位側から複数取得して, 各スライス画像の骨輪郭を楕円に近似する. 近似楕円中心を直線回帰した線を骨軸中心線, Z 軸に決定する (図 2-(b)). そして, その Z 軸に沿って脛骨関節面形状を投影し, 脛



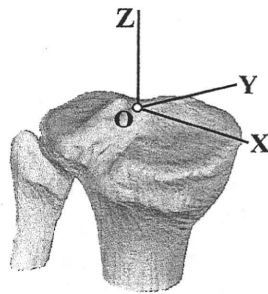
(a) Pre-coordinate system setting with 3 reference points. C: a gravity center of 3D bone model, I: the closest point of a gravity center of 3D bone model, II: the most far-off point for a gravity center of 3D bone model.



(b) Determination of Z axis.



(c) Determination of X and Y axes and point of origin (O).



(d) Tibial model constructed model coordinate system ( $\Sigma_{MO}$ ).

図 2. Automatic coordinate construction algorithm for the proximal metaphyseal model of tibia.

骨の骨輪郭に楕円近似を適用することで、近似楕円の長軸・短軸をそれぞれX軸・Y軸に決定する(図2-(c)). さらに楕円の中心を原点(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設定する(図2-(d)).

### 3. 評価方法

構築されたCTモデルとMRIモデルにそれぞれ骨端座標系( $\Sigma_{MO}$ )を設定する。座標系設定後、CTモデルとMRIモデルを2方向CR像にそれぞれ3回ずつ自動イメージマッチングを行う。マッチング後、CTモデルでの位置姿勢とMRIモデルでの位置姿勢を比較し、CTモデルに対するMRIモデルの位置姿勢誤差を求めた。マッチング後の位置姿勢は世界座標系における3D骨モデルの位置姿勢を示す。

次に、イメージマッチング後の世界座標系において、従来から3次元下肢アライメント評価法<sup>2), 5), 10)</sup>で用いている解剖学的座標決定に従い、大腿骨と脛骨でそれぞれ参照点3点を取得して、その3点により解剖学的座標系を設定する。参照点は大腿骨の場合、大腿骨頭中心と内外側後顆関節面形状への近似球中心2点とし、脛骨の場合では脛骨遠位関節面中心と内外側脛骨関節縁点2点とした。CTモデルは骨全長モデルであるため、参照点は3D骨モデルから取得する。MRIモデルは骨幹端モデルであるため、骨端・骨幹端部の2点は3D骨モデルから取得し、大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心をそれぞれCR画像から取得する(図3)。そしてCTモデルに対するMRIモデルの解剖学的座標系誤差を求めた。

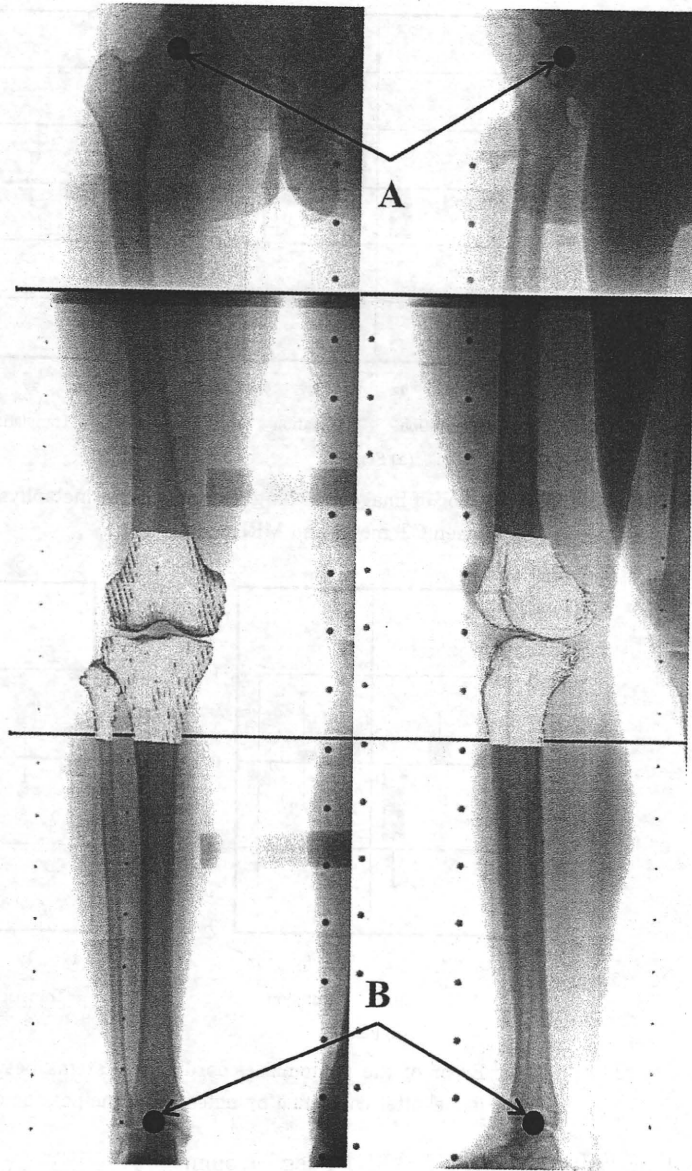


図3. Automatic image matching with the MRI model. For anatomical coordinate system setting, the center of femoral head (A) and the center of distal articular surface of tibia (B) were acquired on CR images.

### 結 果

CTモデルとMRIモデルを2方向CR像に自動イメージマッチングした際のCTモデルを基準としたMRIモデルの位置姿勢誤差を図4に示す。位置姿勢誤差は、大腿骨では平均で1 deg,

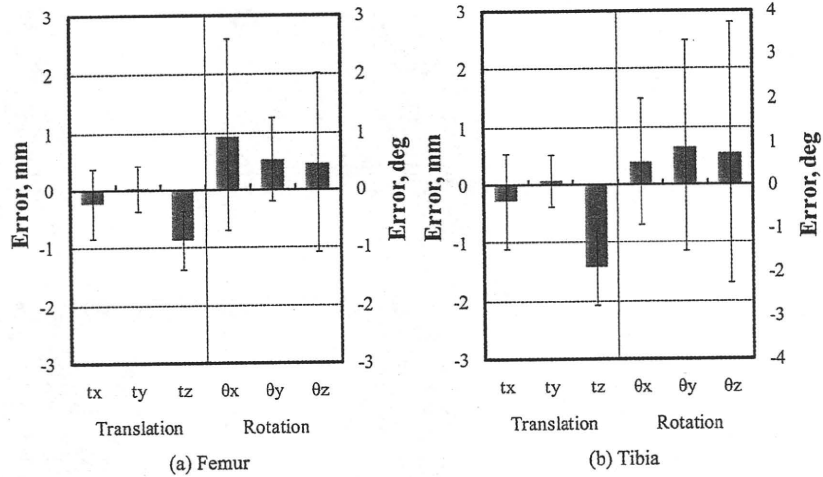


図4. Error of image matching positions of the metaphyseal coordinate system between CT model and MRI model.

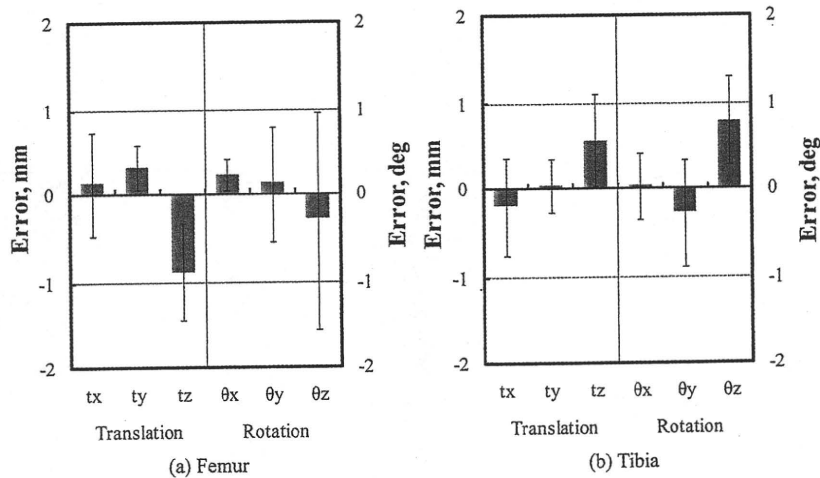


図5. Error of the anatomical coordinate systems between CT model and MRI model after correction by detection of the position of femoral head and ankle.

1 mm以内であったが、脛骨では1 deg, 1.5mm以内であった。しかし大腿骨と脛骨の両方において回転成分誤差の標準偏差が大きかった。

イメージマッチング後に構築された解剖学的座標系のCTモデルを基準としたMRIモデルでの座標系誤差を図5に示す。並進成分では、イメージマッチングでの位置姿勢誤差と同様にXとY方向よりもZ方向で大きな誤差が見られたが、平均1 mm以内であった。回転成分では大腿骨と脛骨の両方で標準偏差が小さくなり、平均1 deg以内になった。

### 考 察

骨全長のCTモデルを用いた2方向CR像へのイメージマッチングは下肢アライメントを3次元的に評価するために有効な方法であり、この方法の有用性や推定精度が良好であることは報告されている<sup>3), 5), 10)</sup>。Kobayashiら<sup>3)</sup>はこの方法による大腿骨と脛骨の相対位置関係が0.7 deg, 0.5mmの平均誤差であることを示した。MRIモデルの使用は放射線被曝を低減するとともに軟部組織情報の利用が可能になるため、著

者らは下肢アライメント評価へのMRIモデルの適用を検討した<sup>6)</sup>が、2方向CR像へのイメージマッチングにおいてCTモデルと比較した設置位置姿勢の平均誤差は3.7deg, 1.7mmであった。臨床への応用には1 deg, 1 mm以内の空間精度が要求される<sup>9)</sup>ことから、臨床応用できる精度には達しなかった。その要因には半自動で設定されたCTモデルとMRIモデル間の中間座標系誤差と、骨幹端部のみによるマッチング誤差が挙げられた。そこで中間座標系の半自動法<sup>6)</sup>を改良して、手動操作をなくした自動設定法を考案した。そしてイメージマッチングの結果、CTモデルと比べてMRIモデルの位置姿勢誤差は平均1 deg, 1.5mm以内となり、特に回転成分誤差の標準偏差が高かった(図4)。設置位置姿勢誤差の並進成分は設置された3Dモデル間の原点位置の差異を表しており、並進成分誤差が平均1.5mm以内であることからMRIモデルの原点位置がCTモデルとほぼ同じ位置にあると考えられる。CTモデルとMRIモデル間にはモデル形状の違いが存在する<sup>7)</sup>ため、中間座標系設定を自動化しても中間座標系誤差をなくするのは困難であり、依然として中間座標系誤差はマッチング後の位置姿勢誤差の要因となる。

中間座標系の自動設定法はCTモデルとMRIモデルの中間座標系誤差を改善できたと考えられるが、MRIモデルによるイメージマッチングに限界があると思われた。そこでCTモデルとMRIモデルによる結果の比較において、双方で共通使用のCR画像に着目した。イメージマッチング後に、世界座標系での3次元下肢アライメント評価法<sup>2), 5), 10)</sup>に準じた参照点から解剖学的座標系を設定することを考えた。CTモデルではそれら参照点がCTモデルに含まれているので、マッチングした時点で解剖学的座標系の設定が可能であるが、MRIモデルでは膝関節から離れている大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中心がMRIモデルに含まれていない。そのため、CR画像から参照点を取得することで解剖学的座標系の設定を可能にした。その結果、新たに設定された解剖学的座標系のCTモデルとMRI

モデル間の比較は平均で1 deg, 1 mm以内となり、臨床応用に十分な結果となった(図5)。この解剖学的座標系はマッチング後の参照点を使用するため、その設定精度はマッチング誤差に影響される。したがって設定精度をより高めるには骨幹端部のみによるマッチング誤差が小さいことが求められ、それにはイメージマッチングに影響を与える3Dモデルの形状精度を高める必要がある。そのためにはMRI画像から高精度で3Dモデル化する手法の検討も必要である。

本研究手法は、MRIモデルと2方向CR像を用いることで下肢アライメントの3次元評価の可能性を示唆した。MRIモデルの使用は骨情報に軟骨情報を追加することができ、MRIモデルによる立位下肢のアライメント解析を可能にするとともに、立位における膝関節の関節軟骨接触の評価も可能になる。本研究は健常者を対象としたため、今後の臨床応用に向けて、変形性膝関節症(膝OA)などの患者を対象とした術前・術後評価などの検討を行う必要がある。

## 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検討した。MRIモデルのイメージマッチング後に構築した解剖学的座標系の誤差は、平均で1 deg, 1 mm以内であった。MRIモデルと2方向CR像を用いることで下肢アライメントの3次元評価の可能性を示唆した。

## <謝 辞>

本研究は日本学術振興会科学研究費補助金(基盤研究(B) No. 21360050)の助成を受けて行われた。ここに記して謝意を表する。

## 文 献

- 1) Johal P, Williams A et al.: Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech* 38: 269-276, 2005.



- 2) 解農, 古賀良生 他: 3次元下肢アライメント評価における解剖学的座標の半自動化による精度向上. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 493-500, 2009.
- 3) Kobayashi K, Sakamoto M et al.: Automated image registration for assessing three-dimensional alignment of entire lower extremity and implant position using bi-plane radiography. J Biomech 42: 2818-2822, 2009.
- 4) Kozanek M, Hosseini A et al.: Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. J Biomech 42: 1877-1884, 2009.
- 5) Sato T, Koga Y et al.: Three-dimensional lower extremity alignment assessment system. Application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. J Arthroplasty 19: 620-628, 2004.
- 6) 笹川圭右, 石谷周一 他: 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. 日本臨床バイオメカニクス学会誌 30: 479-486, 2009.
- 7) 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.
- 8) Scarvell JM, Smith PN et al.: Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. J Biomech 38: 255-262, 2005.
- 9) 鳥脇純一郎: X線像のコンピュータ支援診断—研究動向と課題. 電子情報通信学会論文誌 83: 3-26, 2000.
- 10) 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.

## イメージレジストレーション法による膝関節の接触動態解析

小田川健一<sup>\*1</sup> 豊田 貴嗣<sup>\*2</sup> 小林 公一<sup>\*3</sup> 谷藤 理<sup>\*5</sup>  
笹川 圭右<sup>\*2</sup> 佐藤 卓<sup>\*5</sup> 坂本 信<sup>\*3</sup> 古賀 良生<sup>\*5</sup>  
田邊 裕治<sup>\*4</sup> 大森 豪<sup>\*6</sup>

Analysis of contact behavior of knee joint using image registration method.

Kenichi ODAGAWA, Takatsugu TOYODA, Koichi KOBAYASHI, PhD.,  
Osamu TANIFUJI, MD., Keisuke SASAGAWA, PhD., Takashi SATO, MD.,  
Makoto SAKAMOTO, PhD., Yoshio KOGA, MD., Yuji TANABE, PhD., Go OMORI, MD.

### Abstract

This study investigated in-vivo contact kinematics of the tibiofemoral joint during standing, walking and knee flexion. Two male subjects with no history of injury in the lower extremities participated in this study. Each subject's lower limbs were examined by computed tomography (CT) scan and magnetic resonance imaging (MRI) to reconstruct 3-dimensional (3D) bone and articular cartilage models of the femur and tibia. Each bone model was combined with the corresponding cartilage model with accuracies of 0.54 mm and 0.66 deg. Each subject underwent biplanar X-ray while standing and single-plane X-ray during heel-contact to toe-off and knee flexion. Ground reaction force was measured simultaneously with a force plate. The 3D positions of the femur and tibia were determined using a 2D-3D image registration technique. The 3D mechanical axis was measured using biplanar standing radiographs. An occluded area between the femoral and tibial cartilage models was defined as the contact area. In the standing posture, the contact area depended on directions of the mechanical axis and ground reaction force. During heel-contact to toe-off, the contact area increased as the ground reaction force increased. As the flexion angle increased, the contact area tended to decrease while the ground reaction force remained constant.

Key words : Knee motion, Contact, Alignment, Image registration.

- 
- ※ 1 新潟大学大学院 自然科学研究科  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地  
※ 2 新潟大学 工学部機械システム工学科  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

- ※ 3 新潟大学 医学部保健学科  
〒951-8518 新潟県新潟市中央区旭町通2-746
- ※ 4 新潟大学工学部附属工学力教育センター  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 5 新潟医療センター 整形外科  
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11
- ※ 6 新潟大学超域研究機構  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Koichi KOBAYASHI, PhD.

Department of Health Sciences, Niigata University School of Medicine  
2-746 Asahimachi-dori, Chuo-ku, Niigata 951-8518, Japan  
Tel & Fax : 025-227-0935  
E-mail address : kobayasi@clg.niigata-u.ac.jp

## はじめに

近年、膝関節の2D-3Dレジストレーションによる運動解析が行われている。その多くがX線とCT画像からの3次元骨形状モデルを用いた遠位大腿骨形状、近位脛骨形状の相対位置変化の検討である<sup>6)</sup>。しかし、運動に伴う接触状態の検討には軟骨情報が必要である。また、OA膝などの異常運動の解析において大腿脛骨間の軟骨接触を推察することの意義は大きい。MRIを用いることで軟骨を含む関節状態の検討が可能であるが、MRIから作成した骨モデルには形状精度やレジストレーション精度に課題が残されている<sup>1), 2), 4)</sup>。そこで本研究は、膝関節に作用する荷重状態の解析方法として、CT骨モデルを用いた2D-3Dレジストレーションによる運動評価を行い、CT骨モデルにMRIから作成した軟骨モデル情報を付加することで、運動時の関節軟骨接触状態の推定を試みた。

## 実験方法

### 1. 骨・軟骨モデル作成

健康男子2名(23, 26歳)に対し、下肢全長CT撮影(TOSHIBA社製 X-Vision, Slice thickness : 1.0 [mm], Matrix size : 640×512 [pixels],

Pixel size : 0.35×0.35 [mm])と膝MRI撮影(Philips社製 INTERA Achieva 1.5 [T], Slice thickness : 1.0 [mm], Matrix size : 512×512 [pixels], Pixel size : 0.31×0.31 [mm])を行った。3次元再構成ソフトウェア(LEXI : Zed View DB 4.0)を用い、3次元骨形状モデルと3次元軟骨形状モデルを構築した。MRI画像における骨および関節軟骨のセグメンテーションは手動で行った。再構築した3次元骨形状モデルには、解剖学的参照点を基に左右方向をX軸、前後方向をY軸、上下方向をZ軸とする局所座標系を構築した。

### 2. 骨-軟骨フィッティング

CT骨モデルとMRI軟骨モデルの前額面、横断面、矢状面スライス画像情報を用い、骨輪郭と軟骨輪郭の手動によるフィッティングを行った(図1)。これより、大腿骨と大腿骨軟骨、脛骨と脛骨軟骨の座標系の相対位置を算出した。また、骨モデルと軟骨モデルのフィッティング精度は、ブタ切断肢(大腿骨遠位部・脛骨近位部)を用いた実験により検証した。その結果、大腿骨遠位部において、並進成分の最大RMSEが0.39 [mm] (内外側方向)、回転成分の最大RMSEが0.66 [deg] (屈伸方向)であり、脛骨近位部において、並進成分の最大RMSEが0.54

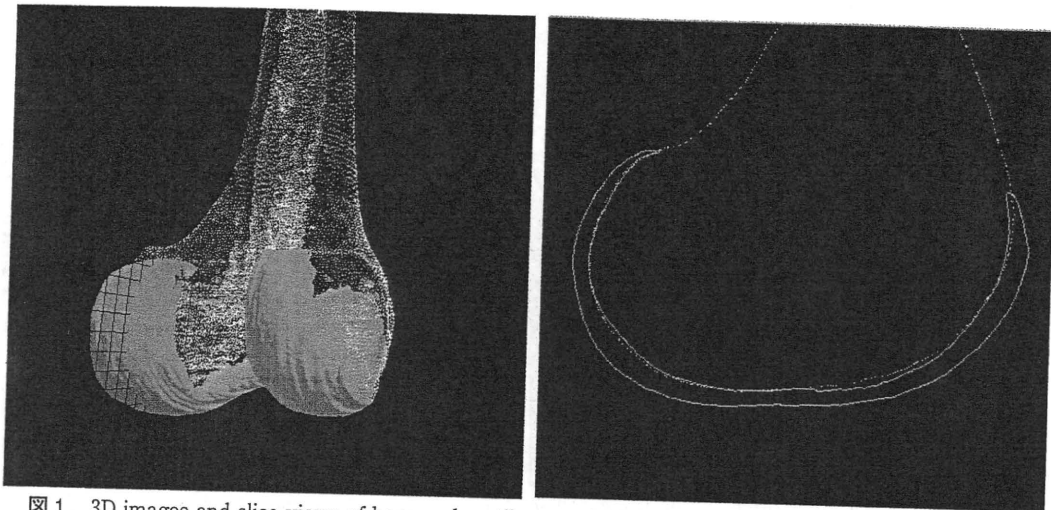


図1. 3D images and slice views of bone and cartilage models obtained from the model fitting method.

表1. RMSE for model fitting method of femur-femur cartilage and tibia-tibia cartilage.

	Translation [mm]			Rotation [deg]		
	<i>Medial-Lateral</i>	<i>Posterior-Anterior</i>	<i>Proximal-Distal</i>	<i>Flexion-Extension</i>	<i>Adduction-Abduction</i>	<i>External-Internal</i>
Femur relative to Femur Cartilage	0.39	0.2	0.38	0.66	0.61	0.41
Tibia relative to Tibia Cartilage	0.54	0.18	0.2	0.47	0.32	0.54

[mm] (内外側方向), 回転成分の最大RMSEが0.54 [deg] (内外旋方向)であった(表1).

### 3. 透視X線撮影

フラットパネルディテクタ(シーメンス社製 AXIOM Artis dTA., Matrix size: 1240×960 [pixels], Flame rate: 30 [f/s])を用い,フラットパネルディテクタの撮影範囲を考慮して, Heel Strike~Toe offまでの歩行動作と,膝屈曲動作を側面より連続透視X線撮影した.撮影時にフォースプレート(キスラー社製 A9261)を設置することにより,動作時の床反力を測定した(図2).また,対象の3次元立位下肢アライメント算出のため,立位荷重下における正面と60度斜角の2方向X線撮影と床反力の同時測定を行った.

### 4. 2D-3Dイメージレジストレーション

連続透視X線撮影で取得した画像に対し,CT骨モデルの輪郭情報を用いたイメージレジ

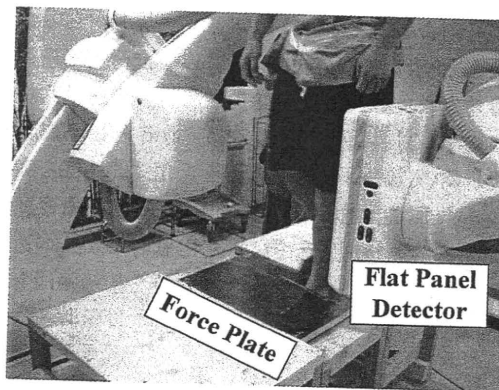


図2. Experimental circumstance.

ストレーションを行うことで,各画像における大腿骨と脛骨の3次元位置関係を取得した.そして,予め算出しておいたCT骨モデルとMRI軟骨モデルの相対位置情報を付加することで,各画像におけるMRI軟骨モデルの3次元位置関係を取得した(図3).また,2方向X線撮影

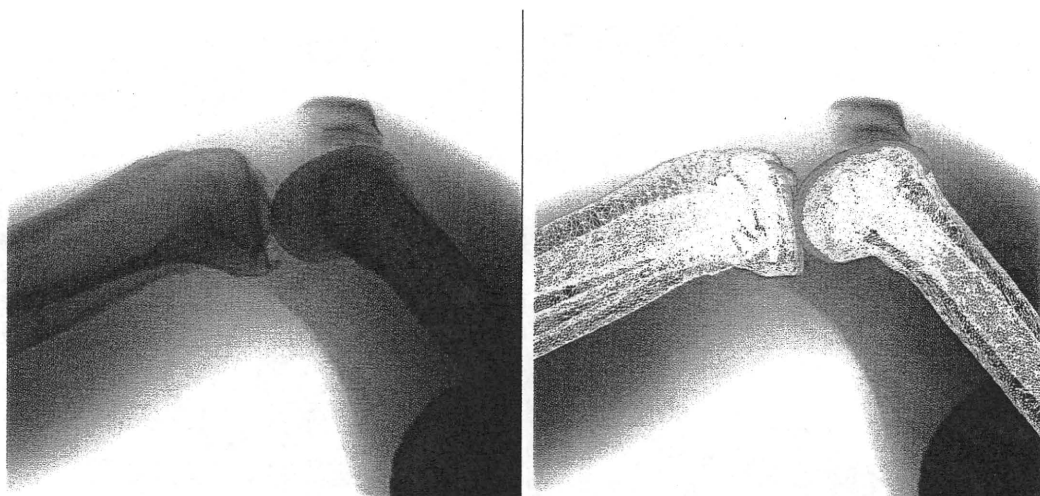


図3. 2D-3D image registration using outline of bone model and matched cartilage model.

で取得した画像に対し、同様にイメージレジストレーションを行うことで、対象の立位荷重下における屈曲角度、FTA、脛骨関節面上の機能軸通過位置を取得した。同時に行った床反力測定より、脛骨関節面上の床反力通過位置を取得した。そして、本手法を用い、MRI軟骨モデル情報を付加することで、立位荷重下における関節面軟骨接触面積を取得した。ここで、機能軸と床反力通過位置は脛骨関節面の内外側への移動割合として示す(図4)。

本研究における評価項目は、立位荷重下における床反力と関節面軟骨接触状態、歩行動作中(HS~TO)における最大床反力時と最小床反力時の関節面軟骨接触面積変化、30、60、90 [deg] 屈曲動作時の関節面軟骨接触面積変化である。また本研究では、MRI軟骨モデルの近接距離からモデル同士の重複部分を接触領域とみなした。

### 結 果

表2に対象2名の立位荷重下における屈曲角・FTA・機能軸通過位置・床反力通過位置・関節面軟骨接触面積を示す。FTAが大きい被験者1では、機能軸は内側を通過し、接触面積も内側が大きかった。FTAが小さい被験者2では、機能軸は外側を通過し、接触面積も外側が大きかった。床反力ベクトルは両被験者とも

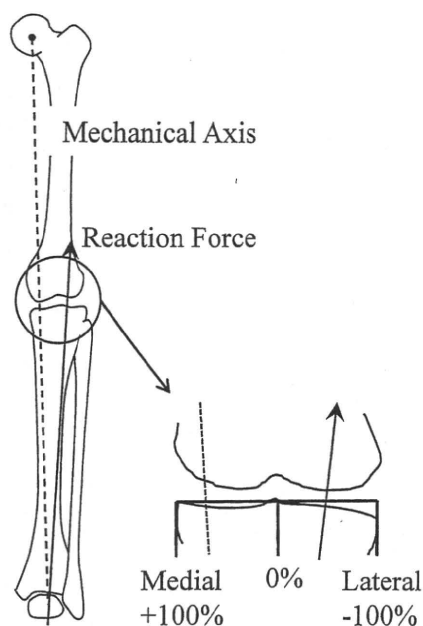


図4. Definition of deviations in direction of 3D mechanical axis and reaction force.

外側を通過したが、FTAの大きい被験者2のほうがより内側寄りであった。

表3に歩行動作中における最小床反力時および最大床反力時の屈曲角度・床反力値・関節面軟骨接触面積を示した。床反力増加に伴う接触面積の増加傾向が確認できた。

図5に対象2名の30、60、90 [deg] 屈曲動

表2. Deviations in directions of 3D mechanical axis (MA) and reaction force (RF) and contact area in standing position.

	Flexion Angle [deg]	FTA [deg]	Direction of 3DMA [%]	Direction of RF [%]	Contact Area [mm <sup>2</sup> ]	
			Med(+)/Lat(-)	Med(+)/Lat(-)	Medial	Lateral
Subject1	7.95	176.7	10.6	-38.5	422	329
Subject2	11.74	174.4	-10.4	-74.4	329	398

表3. Changes in reaction force and contact area during gait.

		Reaction Force [N]	Flexion Angle [deg]	Contact Area[mm <sup>2</sup> ]	
				Medial	Lateral
Subject1	Min	447.4	20.9	355	124
	Max	948.2	38.5	377	203
Subject2	Min	346.4	1.9	353	469
	Max	513.1	10.47	337	477

作時の関節面軟骨接触領域の近接距離マップを示す。また、図6に関節面軟骨接触面積と床反力変化のグラフを示す。屈曲角度増加に伴い床反力に大きな変化はなかったが、屈曲角度増加に伴い接触面積は減少する傾向が確認できた。

### 考 察

笹川ら<sup>5)</sup>が立位荷重下における3次元CT骨モデルと3次元MRI骨モデルのレジストレーション精度について報告している。しかし、MRIモデルでは形状精度がCTモデルよりも低いことや、MRI画像からの3次元骨モデルの構築可能範囲が狭いという問題がある。本研究ではレジストレーションにCT骨モデルを用いることで、良好な精度でのレジストレーションを可能にし、かつCT骨モデルにMRI軟骨モデルを付加することで、関節面接触状態の把握を可能にした。

歩行動作に関して、Liuら<sup>3)</sup>はMRIより作成した骨モデルと軟骨モデルを用い、2方向フルオロ画像に対するレジストレーションによるトレッドミル歩行時の関節面軟骨接触状態を検討

しており、歩行周期における内外側接触面積の変化の報告をしている。本研究での歩行動作の検討は最大床反力時と最小床反力時の接触面積の変化の検討であるため、直接的な比較はできない。本手法では、イメージレジストレーションにおける遠近位方向の並進成分と内外反方向の回転成分の誤差が、接触面積の変化に大きな影響を与えようと考えられる。今後、イメージレジストレーション誤差と接触面積変化の関係を明らかにする予定である。また、使用したフラットパネルディテクタの撮影範囲はHeel StrikeからToe Offまでであった。今後より詳しい歩行動作解析のため、撮影範囲を大きくする必要がある。

屈曲動作に関して、本研究では屈曲角度増加に伴う接触領域の減少傾向が確認できた。これは、MRIを用いた同一荷重下での屈曲角度増加に伴う接触面積の変化を検討した吉田らの報告と同様の傾向を示した<sup>7)</sup>。吉田らの報告では静荷重であったのに対し、本研究では動的な荷重下での軟骨接触状態であるため、直接的な結果の比較はできないが、屈曲角度増加に伴う接触

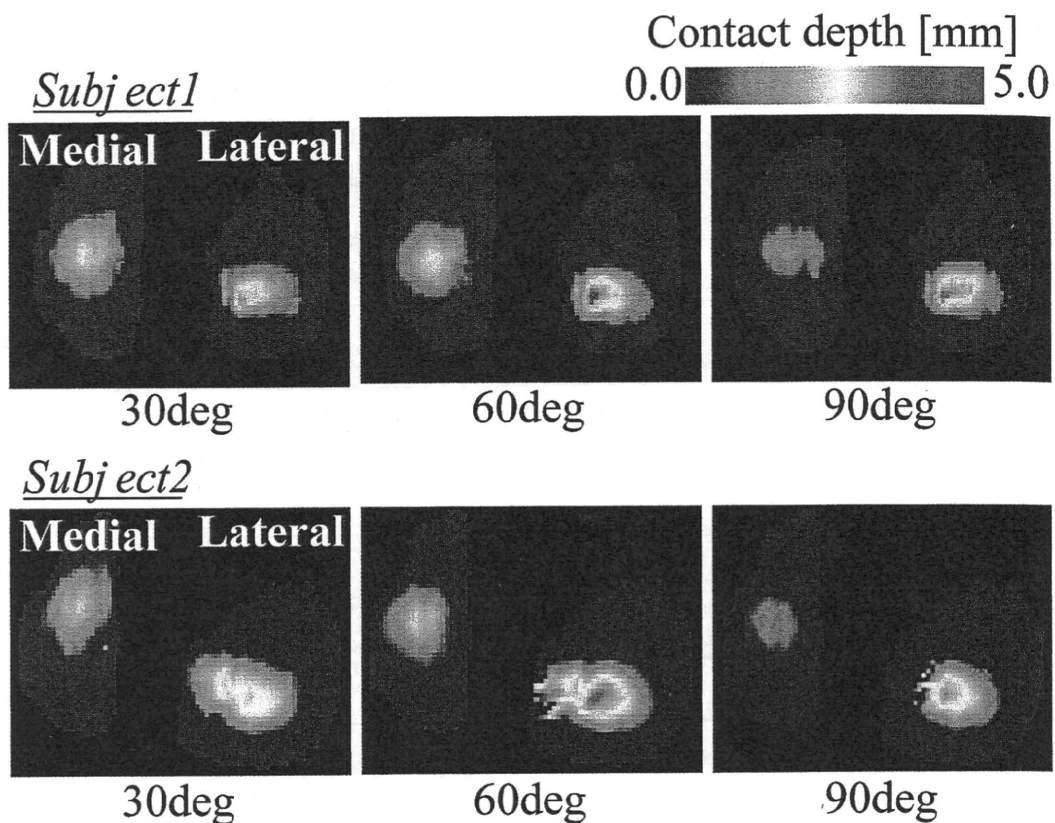


図5. The ECP (Estimated Contact Point) map of the contact area with the flexion angle.

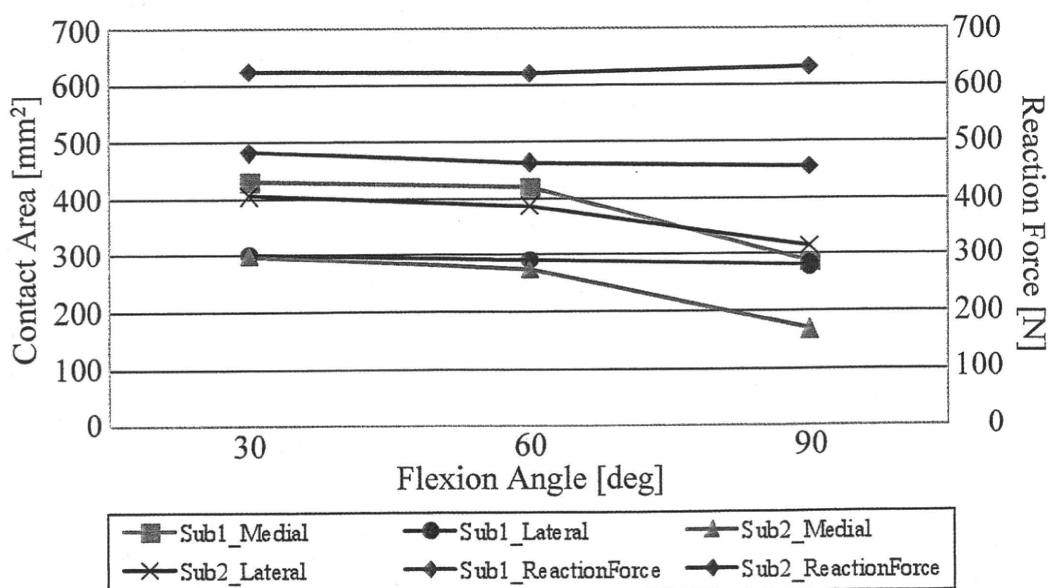


図6. Changes in contact area and reaction force during flexion.

面積の減少傾向は一致した。

本手法を用いることで膝OA患者の異常運動と軟骨欠損との関連等の病態解析をはじめ、静的および動的な解析や圧力状態の推察など今後の大きな展開が期待できる。

また、本研究では半月板情報を加味していないため、提示した接触面積と実際の接触面積には違いが生じる可能性がある。今後、本研究で算出接触面積と接触面積の実測値との誤差についての検討を行う予定である。

### ま と め

膝関節動作と作用荷重の評価方法として、立位・歩行・屈曲動作時のX線撮影と床反力測定を同時に行い、CT骨モデルにMRI軟骨モデルを付加した3次元モデルとのイメージレジストレーションを行った。その結果、膝関節動作時の関節軟骨接触状態を確認できた。

### <謝 辞>

本研究は日本学術振興会科学研究費補助金(基盤研究(B) No.19360046)と平成20年度新潟大学プロジェクト推進経費(奨励研究)の助成を受けて行われた。ここに記して謝意を表す。

### 文 献

- 1) DeFrate LE, Sun H et al. : In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. *J Biomech* 37 : 1499-1504, 2004.
- 2) Kozanek M, Hosseini A et al. : Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *J Biomech* 42: 1877-1884, 2009.
- 3) Liu F, Kozanek M et al. : In vivo tibiofemoral cartilage deformation during the stance phase of gait. *J Biomech* 43 : 658-665, 2010.
- 4) Moro-oka T, Hamai S et al. : Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *J Orthop Res* : 428-434, 2008.
- 5) 笹川圭右, 石谷周一 他: 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, *臨床バイオメカニクス* 30 : 479-486, 2009.
- 6) 白石善孝, 日垣秀彦 他: 深屈曲動作時における生体膝の動態解析, *臨床バイオメカニクス* 30 : 215-221, 2009.
- 7) 吉田秀義, 渡辺圭一 他: MRIを用いた脛骨大腿関節の接触面積と運動解析, *実験力学* 6 (1): 31-35, 2006.



## 内側型変形性膝関節症における歩行時スラスト現象と 3次元下肢荷重線の関連性

木村 太郎<sup>\*1</sup> 西野 勝敏<sup>\*2</sup> 松尾 智史<sup>\*1</sup> 田邊 裕治<sup>\*3</sup>  
古賀 良生<sup>\*4</sup> 大森 豪<sup>\*5</sup>

Relation between lateral thrust and 3-dimensional loading axis of the lower extremity during level gait in medial compartmental knee osteoarthritis.

Taro KIMURA, Katsutoshi NISHINO, PhD., Satoshi MATSUO,  
Yuji TANABE, PhD., Yoshio KOGA, MD., Go OMORI, MD.

### Abstract

Lateral thrust is visualized as a dynamic laterally shift motion of the knee joint during the early stance phase of the gait in medial compartmental knee osteoarthritis (OA). Recently, there have been several studies that investigated the effect of lateral thrust on the incidence and progression of medial knee OA. However, most of these studies have focused on lateral thrust and adduction moment. This study evaluated the relation between lateral thrust and 3-dimensional loading axis (3DLA) of the lower extremity.

Sixteen subjects were included in this study after informed consent was obtained. Medial compartmental knee OA was evaluated using Kellgren-Lawrence classification. They were 4 in grade-0, 3 in grade-I, 4 in grade-II, 2 in grade-III, 3 in grade-IV, respectively. Three dimensional lower extremity alignment assessment system and motion capture system were used for gait analysis. Interrelations among lateral thrust, 6-degrees of freedom (6DOF) knee motion and change of 3DLA of the lower extremity were investigated.

Lateral thrust was seen in 9 of 16 knees (56%) and its frequency was associated with knee OA grade. In the case of lateral thrust, varus rotation and lateral shift of the tibia relative to femur as 6DOF parameters, and medial shift of 3DLA were observed. Among 6DOF motion parameters varus rotation showed a strong positive correlation with medial shift of 3DLA of the lower extremity.

The results of this study suggest that lateral thrust causes medial shift of 3DLA and lateral shear stress in the knee joint. This stress may lead to wear on the joint cartilage.

Key words : medial compartmental knee osteoarthritis, lateral thrust, 3-dimensional loading axis.

- ※ 1 新潟大学大学院 自然科学研究科  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 2 新潟県健康づくり・スポーツ医科学センター  
〒950-0933 新潟県新潟市中央区清五郎67番地12 東北電力ビックスワン内
- ※ 3 新潟大学工学部附属工学力教育センター  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地
- ※ 4 新潟医療センター  
〒950-2022 新潟県新潟市西区小針3-27-11
- ※ 5 新潟大学超域研究機構  
〒950-2181 新潟県新潟市西区五十嵐2の町8050番地

Corresponding Author : Go OMORI, MD.

Center for Transdisciplinary Research, Niigata University  
2-3050, Ikarashi, Nishi-ku, Niigata 950-2181, Japan  
Tel : 025-262-7664 Fax : 025-227-2272  
E-mail address : gosuke@med.cc.niigata-u.ac.jp

## はじめに

Lateral thrustは内側型変形性膝関節症 (medial compartmental knee osteoarthritis, 以下膝OA) 患者の歩行立脚期に出現する膝関節の横ぶれ現象であり, 近年, 膝OAの発症や進行との関連性が示唆されている. lateral thrustに関するこれまでの生体工学的な研究は, lateral thrustと内反モーメントの関係<sup>2), 3)</sup>について述べたものが多く, 膝関節の荷重状態の指標となる下肢荷重線とlateral thrustの関連性を調べた報告はない. そこで本研究では我々が開発した3次元下肢アライメント評価システムと歩行動作を測定するためのモーション・キャプチャー・システムを用い, 歩行時のlateral thrustとその運動成分, さらに3次元下肢荷重線変化との関係を運動学的に評価した.

## 方 法

### 1. 対象者

健常者および内側型膝OA患者16名16膝 (男性6名, 女性10名, 平均年齢 $57.5 \pm 18.7$ 歳) を対象とした (表1). Kellgren-Lawrence<sup>4)</sup> に

よるX線膝OA Grade評価 (以下K-L分類) では, X線上で膝OAを認めないGrade-0が4名, Grade-Iが3名, Grade-IIが4名, Grade-IIIが2名, Grade-IVが3名であった. 本研究は新潟大学の倫理委員会の承認を取得し, 対象者には事前に十分な説明を行い, 研究への同意を得て測定を実施した.

### 2. 歩行の測定

対象者の全身に径15mmの反射マーカを34個貼付し, そのうち対象側下肢の22個に径1mm鋼球を埋め込んだマーカを用いた<sup>5)</sup>. マーカの貼付位置は, point cluster法<sup>1)</sup>を参考にした.

10mの歩行路に赤外線カメラ6台とフォースプレート6枚を用いたモーション・キャプチャー・システム (Vicon612, Vicon motion system社) を配置し, 歩き始めから3歩目以上の歩行動作をサンプリング周波数120Hzで測定した. さらに, サンプリング周波数250Hzの高速度ビデオカメラ (HSV-500, nac社) を歩行路正面に置き, 歩行正面の映像からlateral thrustの出現を確認した.

### 3. 歩行膝運動解析

歩行の膝運動は, 3次元下肢アライメント評

表 1. Characteristics of subjects.

Subject	Age	Sex	OA-Grade	FTA	lateral thrust
1	22	Male	0	174.49	(-)
2	24	Male	0	176.96	(-)
3	23	Male	0	178.57	(-)
4	42	Female	0	180.25	(+)
5	70	Male	I	177.89	(-)
6	76	Male	I	177.37	(+)
7	64	Female	I	177.82	(-)
8	67	Male	II	179.68	(-)
9	67	Female	II	171.59	(+)
10	70	Female	II	176.89	(+)
11	61	Female	II	175.51	(-)
12	67	Female	III	184.67	(+)
13	73	Female	III	177.80	(+)
14	62	Female	IV	192.48	(+)
15	72	Female	IV	181.69	(+)
16	60	Female	IV	187.11	(+)

価システム (LEXI社)<sup>9),10)</sup> とモーショントラッキング・システムを用いて、次のように3次元的に解析した<sup>5)</sup>。

マーカを貼付した対象下肢を3次元下肢アライメント評価システムの回転撮影台に乗せて2方向X線撮影をし、事前にCTを用いてこれまでの我々の報告に従い大腿骨と脛骨の骨座標系<sup>9),10)</sup>を設定した3次元骨モデルと2方向X線像をイメージマッチングした。さらに、X線画像上でマーカを検出して、マーカ群と骨座標系との位置関係データを求めた。この骨座標系とマーカ群との位置関係データとモーショントラッキング・システムで測定した歩行中のマーカ位置データを最小二乗推定により組み合わせて大腿・脛骨座標系間の3次元相対運動を求めた。この運動の回転と並進の6自由度パラメータは、Groodら<sup>3)</sup>の方法に準じて算出した。

次に歩行中の下肢の力学的環境変化を検討するために、上記手順で求めた膝運動データと3次元骨モデルを用いて歩行空間における大腿骨と脛骨の位置関係を推定し、大腿骨頭中心と脛骨遠位関節面中点を結んだ直線を求め、これを3次元下肢荷重線と定義した。この直線と3次元骨モデルの脛骨近位関節面の通過点を求め、歩行中のこの通過点軌跡を膝関節における力学

的環境変化を検討するパラメータとした。

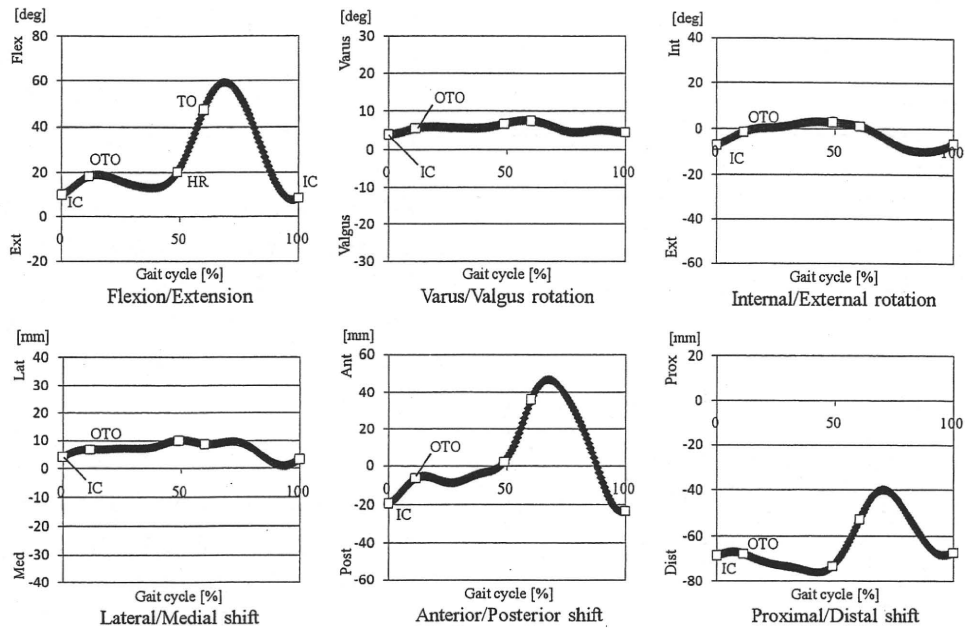
歩行動作をIC (Initial contact, 初期接地), HR (Heel rise, 踵挙上), TO (Toe off, つま先離地) に分け、ICから次のICまでを1周期とした。

今回、lateral thrustが主に出現するといわれるLoading response (荷重応答期, ICから対側TO) に注目し、この相における歩行運動の6自由度運動パラメータの変化と3次元下肢荷重線の脛骨関節面通過点の側方移動量との関係を調べた。

## 結 果

### 1. Loading responseのOA grade別lateral thrust出現の有無と6自由度パラメータおよび3次元荷重線の変化

Loading responseにlateral thrustを認めたのは16膝中9膝 (56%) であり、膝OA gradeの進行に伴いlateral thrustの頻度は増加した (表1)。今回、歩行立脚初期の膝屈曲角度に伴う本システムの測定誤差<sup>5)</sup>を考慮し、6自由度パラメータにおいて回転成分では1.5度以上、並進成分では2.5mm以上の運動変化を有意とした。X線上OA変化がなく (K-L分類grade-0, I) lateral thrustも認めない例では、6自由度パラメータで立脚初期に屈曲 (double knee action), 内外反は無変化もしくは軽度内反, 回旋は内旋方向 (screw home movement), 側方移動は無変化もしくは軽度外側, 前後方向は前方移動, 遠近位方向は無変化を示すものが多かった (図1-(a))。また、3次元下肢荷重線の脛骨関節面通過点軌跡は内外側中央の後方でIC~対側TOにかけて後方に移動しその後HRにかけて前方から後方へ移動していた (図1-(b))。これに対して、中~高度のOA変化 (K-L分類grade-III・IV) があり立脚初期に明らかかなlateral thrustを認める例では、6自由度パラメータでIC~対側TOにおいてdouble knee actionの消失, 内反の増加, 回旋運動・側方・前後・遠近位方向移動の平坦化が見られた (図2-(a))。さらに、3次元下肢荷重線は脛骨関節面内側後方で、IC~対側TOにかけて急激に



※IC: Initial Contact, OTO: Opposite leg Toe Off, HR: Heel Rise, TO: Toe Off

図1-a. 6 DOF motion parameters in normal subject.

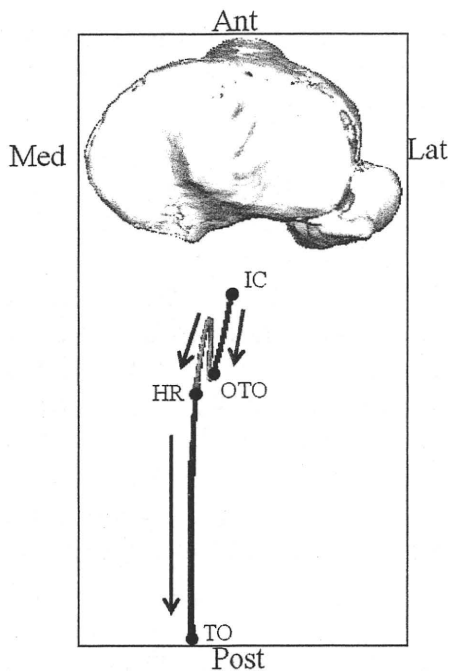


図1-b. Trajectory of 3-DLA in normal subject (Directing arrow were showed moving direction).

内方へ移動していた (図2-(b)). これらの結果からlateral thrustと関連性が深いと考えられた内反と外側移動, さらに3次元荷重線の関係を見てみると, grade-0, I, IIの正常または初期OAではlateral thrust出現と内反, 外側移動には一定の傾向は見られなかったが, grade-III, IVの進行したOAではlateral thrust出現例での内反運動の増加が多く認められた. 一方, 3次元荷重線はlateral thrust出現と密接な関係があり, thrust出現例では全例3次元荷重線の内方移動が見られた.

## 2. Lateral thrustの運動成分と3次元荷重線側方移動量の関係

6自由度運動パラメーターのうちlateral thrustに関連性が高いと考えられた, 内外反と内外側移動の2つの運動成分と3次元下肢荷重線の側方移動量との相関性を検討した. 内外側移動と3次元下肢荷重線の側方移動量は対象により脛骨近位関節幅に個人差があるため, 移動量を対象の脛骨近位関節幅で標準化した. 内外反角度変化と下肢荷重線側方移動は高い相関性