

## 論文

## MRI を用いた脛骨大腿関節の接触面積と運動解析

吉田 秀義\*, 渡辺 圭一\*\*, 田邊 裕治\*\*, 小林 公一\*\*\*, 坂本 信\*\*\*

## Analysis of Tibio-Femoral Joint Kinematics and Contact Area Using MRI

Hidenori Yoshida, Keichi Watanebe, Yuji TANABE, Koichi KOBAYASHI,

and Makoto SAKAMOTO

This study analyzed tibio-femoral joint kinematics and contact area during knee flexion at 0°, 30°, 60°, 90° and 135° using magnetic resonance imaging with a 3D-fat-suppressed fast low angle shot sequence (3D-FLASH). At a 200N loading situation, knee flexion angles were chosen to be 0°, 30° and 60°. Sagittal and coronal images were obtained under the loading and unloading situations from 6 healthy male Japanese volunteers. At unloading situation, from 0° to 90° the centroids of the medial and lateral contact areas translated backward and outside. From 90° to 135° the centroids of the medial and lateral contact areas translated backward and inside. The contact areas tended to decrease, but from 60° to 135° knee flexion the medial contact area was not changed generally. At loading situation, almost the same results as observed at unloading situation for each translation were obtained. However, the translation of centroids of the medial and lateral contact areas decreased with an increase of knee flexion, and the centroids moved roughly straight backward as well. The contact areas increased at each knee flexion angle as compared to unloading situation. These results showed good correlation with previous ones found in the other studies of knee kinematics.

**Key words:** Biomechanics, Contact Area, Contact Centroid, MRI, Tibio-Femoral Joint.

## 1. 結論

正常な膝関節の運動の理解は、関節障害と進行性の変性の分析、外傷および疾患の治療、そして治療後の回復を支援する上で重要である。関節の運動の変化は関節軟骨の変性を誘発すると考えられおり、関節内の力学的環境の変化によって関節の退行性変化が発生することが報告されている<sup>1)</sup>。特に、脛骨大腿関節の関節面は適合性が悪く、関節の内的安定性は靭帯・腱・半月および周囲軟部組織によるところが大きい。また膝関節の屈曲により、脛骨および大腿骨が相対的に並進と回転をする。そして人体最大の荷重関節であり、歩行中の脛骨大腿関節の接触面には体重の約3から4倍もの荷重がかかると言われている。脛骨大腿関節の関節は、このような複雑な力学的環境下にある。したがって、膝関節障害の治療および治療後の回復の支援、退行性の膝関節疾患の発生機序を考える上で脛骨大腿関節の運動機能と接触状態を解析することはきわめて重要であり、関節の接触面積の大きさおよび接触領域の分布は重要な情報となる。

これまでの脛骨大腿関節を対象とした接触状態の解析は標本膝が用いられて行われていたが、実際の生体における脛骨大腿関節の接触状態を評価することは不可能であった。X線写真やX線透視を用いて生体膝関節を対象に解析が行われているが、直接的に軟骨をはじめとする軟部組織の識別が不可能であり、放射線被曝がある方法である。現在では、X線では描出できない関節軟骨等の周囲軟部組織を画像化できる能力を有している核磁気共鳴装置(以下、MRI)によって、生体膝を対象に解析が多く行われている。MRIによって脛骨大腿関節の接触運動を解析した例として、骨形状の特徴点、あるいは腱の付着部を基準原点とした接触点の移動により脛骨大腿関節の運動解析を行った研究<sup>2)7)9)10)14)</sup>があげられる。

本研究では、正常膝関節の脛骨大腿関節を対象にMRIを使用して関節面の接触領域を求めた。MRI撮影時には、自作の負荷装置によって関節に荷重を作用させ、脛骨大腿関節の屈曲角度に伴う接触領域分布や接触面積の変化について検討した。

## 2. 対象および方法

日本人男性(6名:24-38歳)の右膝関節を対象とした。MRI装置はシーメンス旭社製MAGNETOM IMPACT EXPERT 1.0Tであり、コイルはlarge flexible coilを使用した。撮像条件は脂肪抑制3D-Flash法、TR 47msec、TE 9msec、Flip Angle 40°、実効スライス厚 1.5mm、加算回数 1回であり、FOV(Field Of View) 180x180 mm<sup>2</sup>、Matrix は 512x512

原稿受付 2005年12月19日

\* 正会員 信楽園病院 放射線科 (〒950-2071 新潟市西有明町1-27)

\*\* 非正会員 新潟大学大学院自然科学研究科 (〒950-2181 新潟市五十嵐2-8050)

\*\*\* 正会員 新潟大学工学部 (〒950-2181 新潟市五十嵐2-8050)

\*\*\*\* 正会員 新潟大学医学部保健学科 (〒951-8518 新潟市旭町2-746)

である。撮影時の体位は右半側臥位で、膝屈曲角度(以下、屈曲角度)は非荷重下において 0°, 30°, 60°, 90°, 135°であり、200N の荷重下では 0°, 30°, 60°である。自作の荷重装置を Fig.1 に示す。荷重装置は、ロープを両肩から足底部のフットプレートで反転し、頭側に 200N の重りを吊り下げる形となっている。撮像は直交する 2 方向で撮像した。撮像断面は冠状断面および矢状断面像である。冠状断面は脛骨内側顆の前後方向に直交し、脛骨後縁に平行な面で撮像した。矢状断面像は脛骨両側顆に直交し、脛骨後縁に直交する面で撮像した。得られた画像データは MRI 装置より DICOM 形式でパーソナルコンピュータ上に取り込んだ。解析には、インターネット上より得られる DICOM Viewer OSIRIS version 4.0.7<sup>®</sup> (以下、OSIRIS)および NIH Image V1.63<sup>13)</sup>(以下、NIH Image)を使用した。

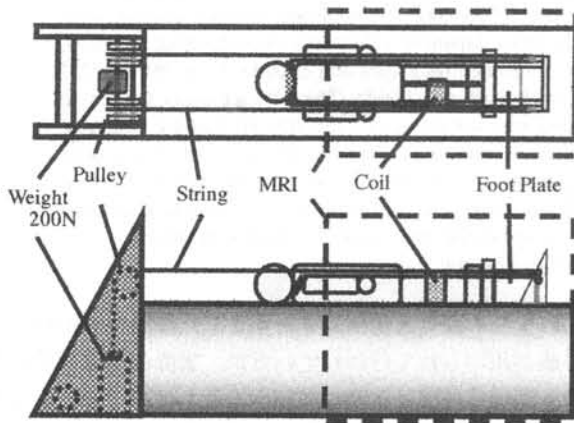


Fig.1 Weight bearing apparatus.

2. 1 接触の判定方法

脛骨近位部および大腿骨遠位部の軟骨の接触の判定方

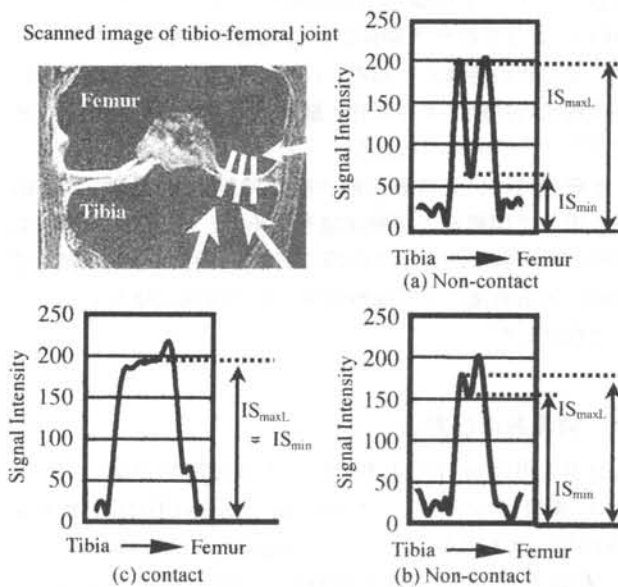


Fig.2 Determination of contact point using intensity histogram.

法を Fig.2 に示す。DICOM Viewer OSIRIS を用いて脛骨近位部から大腿骨遠位部の軟骨部に渡る信号強度プロファイルを求める。軟骨部の最高信号強度を ISmaxH とし、軟骨部の信号強度の低い方を ISmaxL とした。脛骨近位部および大腿骨遠位部軟骨の境界の信号強度を ISmin とした。軟骨部の信号強度 ISmaxL と両軟骨部の境界の信号強度 ISmin が等しくなる部分を接触していると判定した。

2. 2 接触領域の測定および接触領域分布の作成

Fig.3 に接触領域の測定および接触領域分布の作成方法のフローチャートを示す。画像面の左上隅を原点として、Fig.4 に示すような冠状断面の左右方向を X 軸、体軸方向を Z 軸、矢状断面の左右方向を Y 軸、体軸方向を Z 軸とした座標を設定した。得られたすべての画像に対して、信号強度プロファイルから得られた信号強度 ISmaxL= ISmin の数値を閾値として、NIH Image を用いて 2 値化画像を作成した(Fig.5)。2 値化を行った冠状断面像および矢状断面像からの接触領域の両端を決定し、接触領域の両端の座標を得た(Fig.6)。次に、大腿骨軟骨下骨のカーブに合わせて接触領域を接触の長さを計測した。接触領域の長さの測定は、OSIRIS により曲線を測定できないため、できるだけ短い直線で分割し測定した(Fig.6)。接触面積は一連の画像の接触領域の長さの総計にスライス厚をかけて算出した。

接触領域の分布図の作成法は、接触領域の始点と終点を冠状断面では脛骨両側顆を結ぶ直線上に、矢状断面では脛骨内側顆の前後を結ぶ直線上に射影して(Fig.7)、それぞれの断面の分布図を作成した(Fig.8)。その後、冠状断面像および矢状断面像の前後顆間溝の座標を基に各断面より得られた分布図を合成した(Fig.8)。屈曲角度毎の接触領域の図心を求めて、接触領域分布の変化の代表値として図心を使用した。

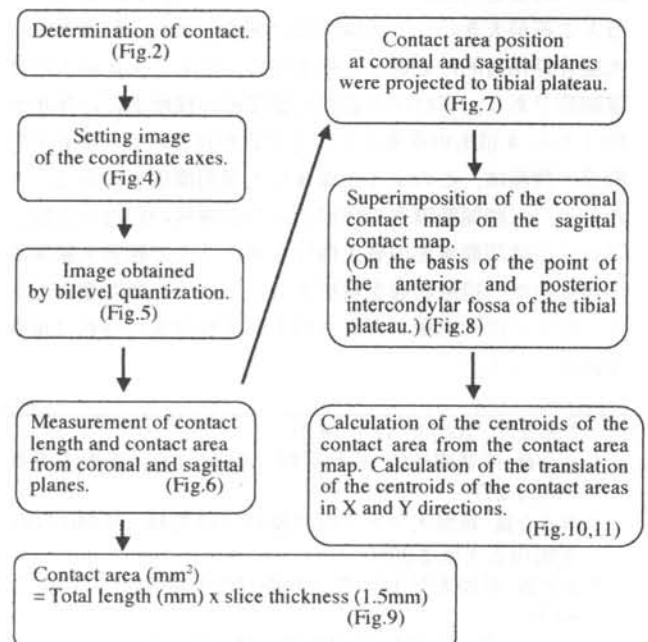


Fig.3 Diagram of measurement procedure.

### 3. 結果

#### 3.1 接触面積

屈曲角度に対して被験者 6 名の平均の接触面積をプロットした結果を Fig.9 に示す。荷重下での解析は、MRI の広さの制限により屈曲角度 60°までしか行なえなかった。全体の傾向としては、荷重下においても非荷重下においても接触面積は屈曲角度が増加すると減少する傾向にあった。

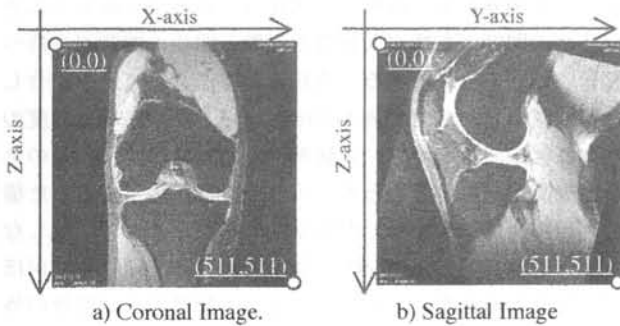


Fig.4 Image of the coordinate axes.

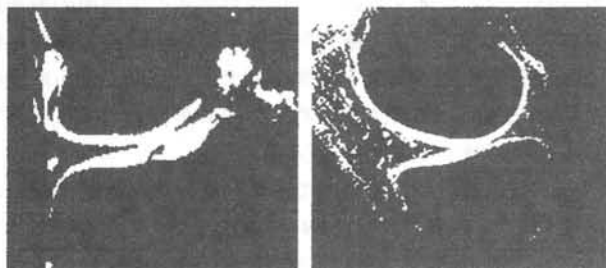


Fig.5 Image obtained by bilevel quantization.

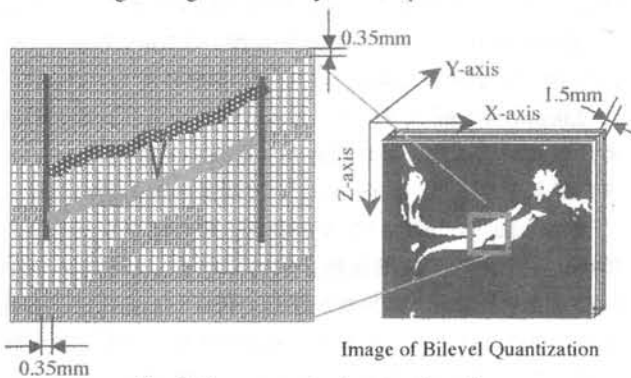


Fig.6 Measurement of contact length.

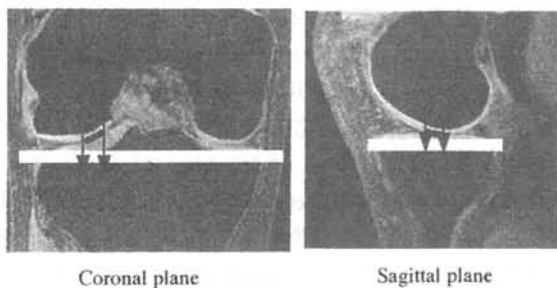


Fig.7 Contact line projected onto the tibia.

また、内側接触面積は、いずれの屈曲角度においても外側接触面積より大きかった。200N の荷重により、非荷重下より外側接触面積が約 50%、内側接触面積が約 40%増加した。一方、非荷重下の屈曲角度 60°以降では、外側接触面積が減少する傾向にあったが、内側接触面積はほとんど変化がなかった。

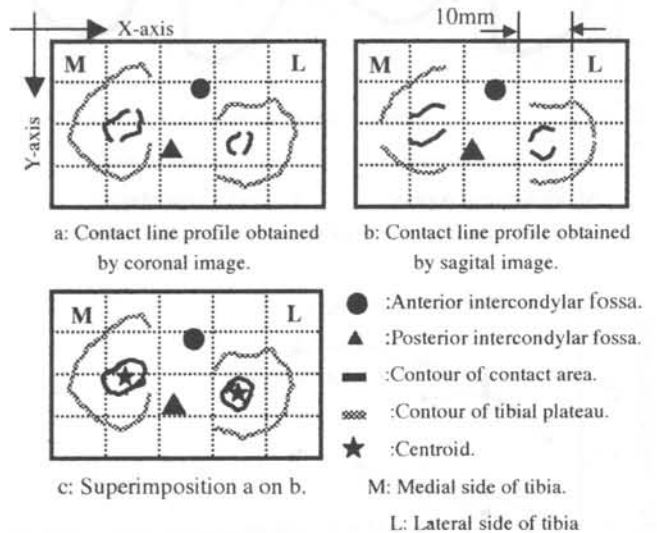


Fig.8 Method of making synthetic contact area.

#### 3.2 接触領域分布

被験者 6 名の平均の接触領域の図心の移動を Fig.10, 11 に示す。図は図心の前後方向の移動は前後顆間溝を結ぶ線上に射影し前顆間溝からの距離で表した。内外側方向の移動は、前後顆間溝を結ぶ線と内側および外側の図心との距離で表してある。

図心の前後方向への移動は、荷重下においても非荷重下においても屈曲角度の増加によって後方へ移動した。非荷重下の屈曲角度 0°から 30°において、外側図心の移動が内側図心より大きかった。荷重下での後方への移動は、非荷重下より減少した。非荷重下での内外側方向への移動は、屈曲角度 0°から 60°で、内側および外側の図心は外側方向へ移動した。屈曲角度 60°以降での図心はほとんど移動しなかった。荷重下での内外側方向への移動は、非荷重下より移動量が少なかった。外側は非荷重と同様に屈曲角度の

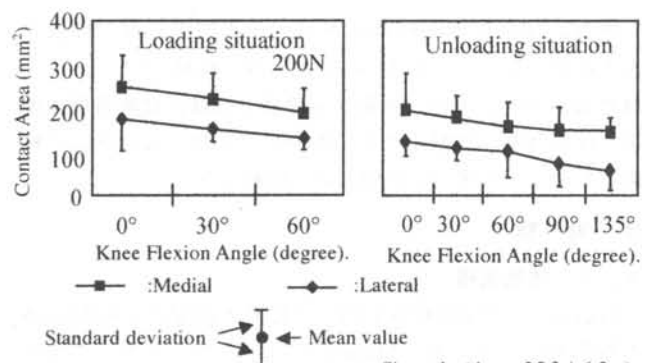
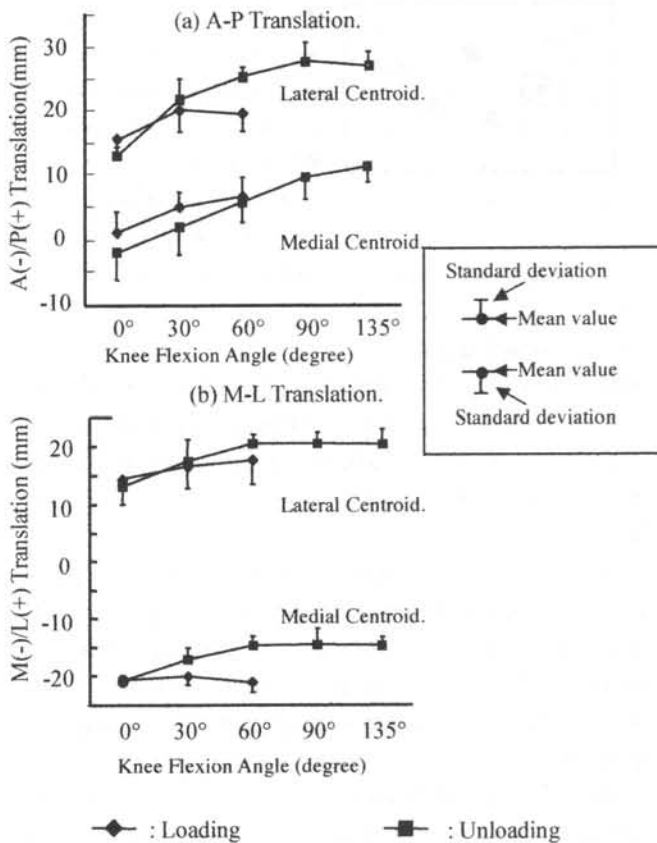
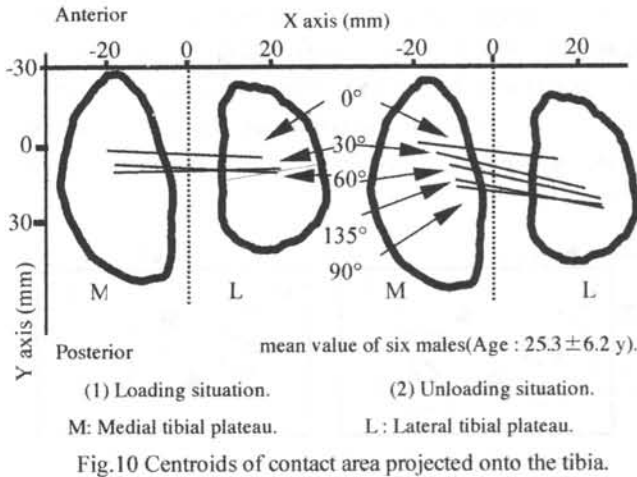


Fig.9 Change of contact area by knee flexion. Six males (Age: 25.3 ± 6.2 y).



増加に伴い外側へ移動したが、内側の図心はではほとんど移動しないか、わずかに内側方向へ移動した。移動量が少なかった。外側は非荷重と同様に屈曲角度の増加に伴い外側へ移動したが、内側の図心はではほとんど移動しないか、わずかに内側方向へ移動した。

4. 考察

4.1 接触面積

Maquet ら<sup>2)</sup>は標本膝を用いて脛骨大腿関節の接触面積の解析を行っている。Maquet らはバリウムを用いて関節腔造影法で行なっている。Fukubayashi ら<sup>3)</sup>は標本膝を用

いて鋳型法で行っている。Maquet らおよび Fukubayashi らの方法は、半月を含んだ接触面積の測定になっている。したがって直接 Maquet らおよび Fukubayashi らの結果と比較できないが、屈曲角度が増加することによって接触面積が減少することは一致している。

接触面積の屈曲角度の増加に伴う減少は、大腿骨両側顆および脛骨両側顆の関節面形状に関係していると考えられる。大腿骨および脛骨の内側顆は、伸展位で曲率の大きい凸状の関節面を持つ大腿骨内側顆と凹状の関節面を持つ脛骨内側顆の接触である。全屈曲角度において最も適合した接触状態となるため最大の接触面積となる。屈曲角度の増加に伴い曲率の小さい大腿骨内側顆へ移動する。そのため接触面積が減少すると考えられる。非荷重下で行った場合、屈曲角度 60°以降で内側接触面積がほとんど変化しなかったのは、屈曲角度 60°以降の大腿骨内側顆の曲率がほぼ一定になると考えられる。一方、大腿骨および脛骨の外側顆は、凸状の関節面を持つ大腿骨外側顆と凸状の関節面を持つ脛骨内側顆の接触のために内側接触面より小さい接触面積になると考えられる。脛骨外側顆の関節面の曲率はほぼ一定であるが、大腿骨外側顆の関節面は内側顆と同様に屈曲角度の増加によって曲率の大きな関節面から曲率の小さな関節面へ移行するために、屈曲角度の増加に伴って接触面積が減少すると考えられる。

Patel ら<sup>4)</sup>は MRI を用いて生体膝を対象に接触面積を求めている。Patel らは 133N の荷重下で接触面積を求めている。その結果は、屈曲角度 0°において内側接触面積が 3.7cm<sup>2</sup>、外側が 2.8 cm<sup>2</sup>、30°で 3.4cm<sup>2</sup>、2.8cm<sup>2</sup>、屈曲角度 60°で 3.1cm<sup>2</sup>、2.8cm<sup>2</sup>であると報告した。本研究においても MRI を用いて生体膝を対象に接触面積を求めた。その結果、屈曲角度 0°において内側接触面積が 2.7cm<sup>2</sup>、外側が 1.9 cm<sup>2</sup>、30°でそれぞれ 2.4cm<sup>2</sup>、1.7cm<sup>2</sup>、屈曲角度 60°でそれぞれ 2.0cm<sup>2</sup>、1.4cm<sup>2</sup>であった。Patel らの結果は、我々の求めた接触面積より、どの屈曲角度においても約 1.0cm<sup>2</sup>大きい結果となった。Patel らは、膝関節の個人差に着目して Poilvache ら<sup>5)</sup>が用いた大腿骨両上顆の幅をもととした標準化法を用いて接触面積を求めている。しかし、Patel らは接触をどのように判断か詳しく報告していない。本研究では男性だけで行っており、冠状断面像での脛骨両側顆の最大径が 74.6 ± 1.3mm であったので標準化は行わなくて良いと判断している。そして、Patel らは脂肪の信号強度を抑制し軟骨を強調できる sequence を用いているが、用いる撮像 sequence によって得られる画像の異なり、用いる撮像 sequence に特徴的な artifact が生じることが多いため、撮像 sequence に対応したより適切な接触の判定方法を求めなければならない。また、Mori <sup>6)</sup>らは voxel の形状、特に partial volume effect の影響によって体積の定量に精度が左右されることを報告している。Pixel size に対してスライス厚が増加すると、voxel 容量が増加することから、Patel らは 0.234 x 0.234 x 2 mm の voxel size、本研究では 0.345 x 0.345 x 1.5 mm であることから、partial volume



effect の影響を考慮していないため Patel らの結果が大きくなったと考えられる。

#### 4-2. 接触領域分布

接触領域の移動について MRI を用いて生体膝関節を対象に研究を行った研究には, Todaら<sup>12)</sup>, Hillら<sup>3)</sup>, McPhersonら<sup>7)</sup>の報告がある。その測定方法は矢状断面での大腿骨後顆が円に近似できることから, 大腿骨後顆に設定した円中心と同じ撮像面内の脛骨後縁との距離を測定している。その解析結果は, 屈曲角度の増加に伴う大腿骨外側顆の後方への移動は内側顆の移動より大きく, 脛骨大腿関節は屈曲することによって, 内側を中心とした回旋が生じると報告している。解析方法が本研究と異なるため直接比較することはできなが, 屈曲角度の増加によって大腿骨顆は脛骨に対して後方へ移動することは一致している。

一方, Scarvellら<sup>12)</sup>は, 脛骨および大腿骨の関節軟骨同士の接触領域の midpoint から脛骨後縁との距離で解析を行っている。また Wretenbergら<sup>14)</sup>は矢状断像とワークステーションを用いて矢状断像から直交する冠状断面を作成し, 両断面像から大腿骨顆と脛骨の最近接点の移動によって解析を行っている。これらの解析結果は屈曲角度の増加に伴い内側接触点と外側接触点ともほぼ同じ移動を示し, Todaら報告のように明確な回旋中心が存在していないとしている。また, Karrholmら<sup>4)</sup>は Rentgen stereophotogrammetric analysis を用いて屈曲角度の増加に伴う脛骨大腿関節の回旋について研究を行い, 明確な回旋中心が内側に存在していない結果を報告している。本研究の結果も, 明確な回旋中心が内側に存在していない結果となった。

Todaらおよび Hillらの測定方法は, 骨形状に着目して大腿骨を基準にして行っている。Todaらおよび Hillらの解析方法は, 脛骨および大腿骨の相対的な運動に着目している。Scarvellら, Wretenbergら, 本研究は脛骨および大腿骨の関節軟骨の接触領域の分布の変化を解析している。解析に使用する基準点が違うために, 異なった結果となったと考えられる。

#### 5. 結語

MRI を用いて正常膝関節を対象に脛骨大腿関節の屈曲角度に伴う接触領域分布や接触面積の変化について解析を行い, 以下のような知見を得た。

1. 内側接触面積は常に外側接触面積より大きい。
2. 屈曲角度 60°までは, 荷重下および非荷重下において屈曲角度の増加に伴い接触面積は減少した。非荷重下の屈曲角度 60°以降では, 内側接触面積はほとんど減少しなかったが, 外側接触面積は屈曲角度の増加に伴っ

て減少した。

3. 接触領域の関心の前後方向の移動は, 荷重下および非荷重下においても屈曲角度の増加に伴って後方へ移動した。荷重下ではその移動量は減少した。

接触領域の関心の内外側方向の移動は, 非荷重下では屈曲角度 60°まで両関心とも外側へ移動した。屈曲角度 60°以降はほとんど変化しなかった。荷重下においては屈曲角度の増加に伴って, 内側の関心がほとんど変化しないか内側方向へわずかに移動した。一方, 外側の関心は移動量が少ないが外側に移動した。

#### 参考文献

- 1) Buckland -Wright J. et al.: Early radiographic features in patients with anterior cruciate ligament rupture. *Ann Rheum Dis*, 59(2000), 641-646.
- 2) Fukibayashi T. et al.: About the contact area of the knee joint -Tibiofemoral articular contact area and contact pressure-*Orthopedics MOOK* 29(1983), 51-58.
- 3) Hill PF, Vedi V, Williams A, et al.: Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.*, 82(2000):1196-1198.
- 4) Karrholm J, Brandsson S, Freeman MRA.: Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA. *J Bone Joint Surg Br.*, 82(2000), 1201-1203.
- 5) Maquet PG, André J, Van De Berg et al.: Femorotibial Weight-Bearing Areas. Experimental Determination. *J Bone Joint Surg* 57-A: 6(1975), 766-771.
- 6) Mori K, Hagino H, Saitou O, Yotsutsuji T, et al. Effects of the volume and shape of voxels on the measurement of phantom volume using three-dimensional magnetic resonance imaging. *Jpn J Radio Technol* 58-1(2002), 88-93.
- 7) McPherson A, Karrholm J, Pinskerova V, et al.: Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation. *J Biomech*, 38(2005), 263-268.
- 8) OSIRIS Version 4.11: University Hospital of Geneva. [www.expasy.ch/UIN](http://www.expasy.ch/UIN)
- 9) Patel VV, Hall k, et al.: A three-dimensional MRI analysis of knee Kinematics. *J Orthop Res*;22(2004), 283-292.
- 10) Poilvache PL, insall JN, Scuderi GR, Font-Rodriguez DE. Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 331(1996), 35-46.
- 11) Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Galloway HR, et al.: Evaluation of a method to map tibiofemoral contact points in the normal knee using MRI. *J Orthop Res* 22(2004), 788-793.
- 12) Toda S, Kadoya Y et al.: Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion. *Clin. Orthop.* 362(1999), 162-170.
- 13) Wayne Rasband.: NIH Image Version 1.63. National Institutes of Health, USA. <http://rsb.info.nih.gov/nih-image>.
- 14) Wretenberg P. et al.: Tibiofemoral contact points relative to flexion angle measured with MRI. *Clin Biomech.* 17(2002), 477-485.