全人工膝関節置換術による膝関節接触力の変化とその影響*

(第1報, 二次元モデルによる歩行動作時の解析)

藤木 裕行^{*1}, 石川 博将^{*1}, 安田 和則^{*2}

Change of Contact Conditions in Knee Joint Caused by Total Knee Replacement and Its Effect

(1st Report, Investigation on Two Dimensional Model During Gait)

Hiroyuki FUJIKI, Hiromasa ISHIKAWA and Kazunori YASUDA

Total knee replacement changes the shapes of articular surfaces and the condition of cruciate ligaments depending on the type of artificial knee joints. This affects the contact conditions, i.e. contact forces and contact positions between femur and tibia. In order to evaluate and improve the performance of artificial knee joints it is necessary to recognize the variation of contact conditions to which the components are subjected during various motions. In this paper, the contact conditions between two components during gait were calculated using motion analysis, inverse dynamics and non-linear optimization methods on a two dimensional lower limb model, and moreover, a stress analysis on the fixation interfaces of tibial components was performed. Results indicated that differences in the shape of the articular surfaces and the condition of cruciate ligaments made remarkable differences in the contact conditions and stress distributions on the interface. It is generally considered that these differences would affect the loosening of the components and the life of the joints.

Key Words: Biomechanics, Numerical Analysis, Finite Element Method, Artificial Knee Joint, Articular Surface, Conformity, Loosening

1. 結 言

人工膝関節の最大の問題として, 長期使用時におけるコンポーネントのゆるみがある。このゆるみの原因として, 関節接触面に使用されている超高分子量ポリエチレンの摩耗毒性による骨吸収⁽¹⁾, コンポーネントと骨の接合界面上に生じる応力による疲労・き裂の発生・伸展, 人工のコンポーネント挿入によって生じる骨内の応力シールドによる骨吸収などが考えられる。これらはすべて膝の運動によって生ずる応力の大きさに左右され, さらにこの応力値は人工膝関節の形状に依存して変化する。したがってこれらの人工膝関節まわりの応力がわかれば, ゆるみに対して有効な人工関節設計ができるが, これらの応力を直接測定することはできない。この応力状態は人工膝関節両コンポーネントの接触状態, つまり接触荷重と接触位置によって決定されるので, この接触状態がわかれば応力を計算で求めることはできるが, 現状ではこの接触状

態も直接測定することはできない。一方, 現在実際に全人工膝関節置換術において使用されている人工膝関節にはさまざまな種類があり, 関節接触面の形状や十字靱帯の温存についてそれぞれのタイプで異なったコンセプトを持っており, これらの差により術後における両コンポーネント間の接触状態も大きく変化していると考えられる。よって本論文では, タイプの異なる全人工膝関節置換術により膝関節における接触状態がどのように変化するか, さらにその変化が関節内の応力状態に及ぼす影響を検討するため, 動作解析装置, 逆動力学ならびに最適化手法を用いて歩行時における人工膝関節両コンポーネントの接触状態を解析し, この結果を用いてけい骨コンポーネントとけい骨の接合界面における応力分布の計算を行った。

2. 解 析 手 順

本論文で用いた解析手法は三つのステップからなっている。まずステップ1では動作解析装置, 床反力計ならびに逆動力学法を用いて, 歩行動作の測定と各関節における関節モーメント, 関節力を計算する。ステップ2ではステップ1の計算結果を用い, 非線形最適化手法により大腿骨-けい骨コンポーネント間の接触位置ならびに接触力を計算する。そしてこの結果を用

* 原稿受付 1998 年 3 月 13 日。

^{*1} 正員, 北海道大学大学院工学研究科(〒060-8628 札幌市北区北13条西8丁目)。

^{*2} 北海道大学医学部(〒060-8638 札幌市北区北15条西7丁目)。

E-mail: fujiki@eng.hokudai.ac.jp

いて、ステップ3では有限要素法によりけい骨コンポネント装着けい骨の応力解析を行う。それぞれのステップにおける解析条件の詳細は以下の章に記載した。なお解析に際し、簡略化のためすべての解析を二次元で行った。また人工膝関節の受ける荷重は運動パターンにより大きく変化するが、本論文では最も典型的な動作である歩行動作について解析を行った。

3. 動作測定と関節モーメント、関節力の計算

3・1 動作測定 動作測定には三次元運動解析装置 ELITE plus(BTS 社製)を使用し、赤外線ストロボ付 CCD カメラによって運動変位を計測した。床反力および床反力作用点位置の計測には床反力計 Type 9286(KISTLER 社製)を用いた。大腿、下腿、足部の各体節の運動変位は、体表面に貼り付けた赤外線反射マーカの動きとして捉えている。測定は室内の長さ 3.4 m、幅 0.7 m の歩行路を用いた。なお本測定は実験の都合上健康者を対象として行い、その歩調は約 0.8 Hz、歩幅約 1.1 m、歩行速度約 0.84 m/s であった。人工膝関節装着患者の歩行形態は健康者のものとは厳密には異なり、本来であれば解析に用いたものと同じ人工膝関節を装着した患者の動作解析を行わなければならないが、全人工膝関節置換術後の歩行形態はある程度健康者に近づく⁽²⁾ ので、本論文ではすべての解析にこの健康者から得られたデータを第一次近似として用いた。

3・2 解析モデル 3章においては下肢全体の動きをマクロに測定し、各関節の関節モーメント、関節力を計算するので、膝関節における接触位置のスライドなど、細かな動きは無視することができる。よって下肢の動作解析に一般的に使用されている、1 自由度

の股関節、膝関節、足関節で体幹部、大腿部、下腿部、足部を結んだ剛体リンクモデルを用いた⁽³⁾。またこれらの計算時に必要となる生体定数については、文献値⁽⁴⁾を参照した。

3・3 計算結果 上記の剛体リンクモデルについて運動方程式を立て、動作解析装置によって測定された各節の変位、速度、加速度、ならびに床反力を入力することにより、逆動力学問題として関節モーメント、関節力が計算される⁽³⁾。図 1、2 に計算された関節モーメントと膝の関節力を示す。この膝関節力は歩行の進行方向を水平方向とした全体座標系での表示であり、床反力とほぼ同様の変動を示している。

4. 大腿骨-けい骨間接触状態の計算

4・1 筋骨格モデル⁽⁵⁾ 図 3 に膝関節の接触位置、接触力の計算に用いた二次元下肢筋骨格モデルを示す。膝関節の動作に関わる筋、靱帯として、図中に示したものを考慮し、また膝関節拘束度の影響を考慮できるように、膝関節において前後方向にスライドが可能なモデルを採用した。なお本論文では膝関節の動きに着目しているので、股関節、足関節において筋肉により発生するモーメントのモーメントアームは関節角度にかかわらず一定とした。また膝蓋靱帯は剛体リンクとし、それ以外の靱帯はそれぞれ 1 本のばねとみなし、材料特性を一次+二次の非線形ばねで表した。

4・2 人工膝関節モデル 人工膝関節接触面の形状と全人工関節置換術による十字靱帯切除の影響を考察するために、現在臨床に用いられている人工膝関節で、最も大きな違いが現れると考えられる以下の二つのモデルについて解析を行った。一つめは最も一般的に使用されており、接触面の拘束度が低い表面置換型

Fig. 1 Resultant joint moments during gait

Fig. 2 Resultant joint forces at knee joint during gait

人工膝関節モデル⁽⁶⁾(LFA)である。この接触面は大腿骨面が三つの円弧でできており、けい骨面は前方に一定曲率を持つ隆起部、後方は平坦形状になっている(図4)。またこの人工膝関節では置換術により前十字靱帯のみが切除される。二つめは拘束度の大きな例として、円筒面型人工膝関節⁽⁷⁾(Cylinder)をモデル化した。この人工関節は両コンポーネントの接触面が同一曲率半径($r=25.0$ mm)を有する円筒面できており、置換術により両十字靱帯ともに切除される。この人工膝関節は両コンポーネントの垂直方向の拘束がないことのみが蝶番型人工膝関節と異なり、よって両コンポーネントの垂直接触力が両コンポーネントを押付ける方向に働いている限りは、蝶番型人工膝関節と同じ力学条件となる。さらに比較のために、大腿骨表面を四つの円弧で近似し、けい骨表面は平坦とした生体膝モデル(Intact knee)についても解析を行った。なお解析時には両コンポーネント間の摩擦を考えなければならないが、生体膝に関しては摩擦が非常に小さいので

摩擦係数0.0とし、両人工膝関節については摩擦係数0.1⁽⁸⁾を考慮した。

4.3 最適化計算と目的関数

以下に図3に示した下肢筋骨格モデルに成り立つ力学方程式を示す。

〈各関節でのモーメントの釣り合い方程式〉

・股関節

$$-a_1|F_1| - a_2|F_2| + a_3|F_3| + a_4|F_4| + M_h = 0 \cdots (1)$$

・膝関節

$$rm_1 \times F_1 + rm_4 \times F_4 + rm_5 \times F_5 + rm_6 \times F_6 + rm_7 \times F_7 + \Sigma r l_j \times L F_j + M_p + M_k = 0 \cdots (2)$$

・足関節

$$a_7|F_7| + a_8|F_8| - a_9|F_9| + M_a = 0 \cdots (3)$$

M_h, M_k, M_a : 各関節の関節モーメント

$F_i, L F_j$: 筋力, 靱帯力ベクトル

M_p : 膝蓋反力によるモーメント

a_i : 筋の固定モーメントアーム

$rm_i, r l_j$: 筋, 靱帯の作用点位置ベクトル

〈膝関節における力の釣り合い方程式〉

$$\Sigma F_i + \Sigma L F_j + F_p + F_{out} + CF = 0 \cdots (4)$$

F_p : 膝蓋反力ベクトル

F_{out} : 膝関節力ベクトル

CF : 関節接触反力ベクトル

〈膝蓋部における力の釣り合い式〉

$$F_1 + F_5 + F_p + F_R = 0 \cdots (5)$$

$$|F_1| + |F_5| = |F_R| \cdots (6)$$

F_R : 膝蓋靱帯力ベクトル

Fig. 3 Two-dimensional musculo-skeletal model for lower limb

Fig. 4 Sagittal shape of anatomical type artificial knee joint (LFA-III)

これら6本の力学的釣合式に対し、独立未知数は筋力9個、膝蓋反力、膝蓋靱帯力、関節接触位置、関節接触反力の合計13個あり、上記の釣合式だけでは解くことができないので、非線形最適化手法(逐次二次計画法; SQP法)⁽⁹⁾を用いて解を求めた。最適化手法の目的関数としては、歩行動作に最も一般的に使用されている筋疲労をモデル化⁽¹⁰⁾した以下の式を用いた。

$$U = \sum_{i=1}^9 \left(\frac{F_i}{A_i} \right)^3 \dots\dots\dots (7)$$

A_i : 筋の生理学的断面積

最適化計算時の等式制約条件は上記の6本の釣合式であり、また不等式制約条件として筋力の非負性($F_i \geq 0$)を考慮した。

4・4 計算結果 図5に歩行時における膝関節接触位置の変動を示す。Intact kneeでは膝の屈曲角に合わせて、歩行サイクルの前半と後半の2箇所接触位置が後方に移動している。LFAも同じような変動を示すが、Intact kneeと比較して全体的に後方で接触を起こしていることがわかる。これは大腿骨を前方に引き出す力を生じる前十字靱帯の切除によるものと考えられる。またCylinderはその接触面形状より前後方向には移動しないので、接触位置は変化しない。

図6に歩行時の膝関節接触力の変化を、けい骨関節面に垂直な成分と水平な成分(けい骨局所座標系)に分けて示す。図6(a)の垂直成分は、モデル間で全体的な変動はそれほど変わらないが、大きな荷重がかかる立脚期ではCylinder, Intact knee, LFAの順で、また荷重のほとんどかからない遊脚期ではIntact knee, LFA, Cylinderの順に接触力が大きくなっている。これに対し図6(b)の水平成分を見ると、Intact

kneeは接触面形状による拘束ならびに摩擦がないため水平力は全く発生しないが、Cylinderではその方向も変化する大きな水平力が生じ、LFAでもCylinderほどではないが水平力が生じている。

5. 人工膝関節装着けい骨の応力解析

5・1 有限要素モデル 本論文では簡単化のため二次元での解析を行っているので、応力解析も二次元平面ひずみ状態でモデル化を行った。図7に本解析で使用した有限要素モデルを示す。ただし実物の三次元形状の効果を考慮するために、実形状の厚さならびに厚さ方向の材料分布を考慮に入れた二次元モデリング手法⁽¹¹⁾を用い、モデルの厚さ分布ならびに材料分布を図8のように設定した。図8(b)に示した各領域の材料定数を表1に示す。ヤング率については、表中に示したNo.1からNo.18までの各領域内での厚さ方

(a) Vertical contact force

Fig. 5 Variation of contact positions at knee joint during gait

(b) Horizontal contact force

Fig. 6 Variation of contact forces at knee joint during gait

向材料分布比と最上段に示した各単独材料のヤング率との積の総和をその領域の相当ヤング率とし、ポアソン比についてはその領域内で最も厚い材料の値を用いた。なおけい骨コンポーネントのけい骨への固定は骨セメントによるものとした。

5・2 解析条件 荷重条件としては、図5で示される接触位置に図6の接触荷重を外力荷重としてかけることにより解析を行った。実際の接触においては関節面の超高分子量ポリエチレンが変形し、ある接触面積に接触荷重が分布する。しかし、この荷重はポリエチレン下部のチタン製トレイを通して応力評価部材料の骨セメントに伝達され、またこれら2材料のヤング率は表1よりそれぞれ110 000 MPa, 2 000 MPaであるので、骨セメントに伝わる荷重は剛体板を通して伝達されるものに相当する。したがって上記の荷重分布による影響はほぼないと考えられるので、接触点1点での集中荷重により解析を行った。境界条件としては、図7に示すように有限要素モデルの遠位端を完全拘束とし、またすべての異なる材料間の界面においてすべりはなく、完全に固着しているものとして計算を行った。

5・3 計算結果 けい骨コンポーネントのゆるみは、図7中にA-B-C-D-E-Fで示される骨セメント

Fig. 7 FEM model of tibia with artificial knee joint

と骨との界面から生じる。またゆるみに関連する応力値として、界面における相当応力、界面に垂直な引張応力、平行なせん断応力が考えられる。よって、図9に界面上におけるこれらの応力分布を示す。ただし、各位置に生じる応力値は歩行サイクル中に変動し、それぞれの位置の最大応力値は異なった歩行サイクル割合で生じるので、図9には一歩行サイクル中における各位置の最大応力値を示した。なお、図9のせん断応力に関しては絶対値で示してある。図9より二つの人工膝関節間の応力分布を比較すると、LFA ではけい骨前部ならびに後部で Cylinder より大きな値をとり、Cylinder では中央部でより大きな値となることがわかる。

Table 1 Material properties

Material	Cortical bone	Cancellous bone	Bone cement	UHMW-PE	Titanium alloy	Equivalent Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Young's modulus (MPa)	15,000	980	2,000	500	110,000		
No. 1	1.00					15,000	0.3
No. 2				1.00		500	0.4
No. 3			1.00			2,000	0.4
No. 4			0.86		0.14	17,433	0.4
No. 5	0.23	0.77				4,216	0.2
No. 6	0.10	0.65	0.25			2,637	0.2
No. 7	0.10	0.65	0.10		0.15	18,837	0.2
No. 8	0.62	0.38				9,695	0.3
No. 9	0.10	0.90				2,382	0.2
No. 10	0.34	0.66				5,800	0.2
No. 11	0.16	0.49	0.15		0.20	25,180	0.2
No. 12	0.16	0.84				3,223	0.2
No. 13	0.16	0.49	0.35			3,580	0.2
No. 14	0.23	0.77				4,167	0.2
No. 15	0.45	0.55				7,311	0.2
No. 16				0.55	0.45	49,775	0.4
No. 17					1.00	110,000	0.3
No. 18			0.93		0.07	9,560	0.4

Fig. 8 Thickness and material distributions of FEM model

(a) Maximum equivalent stress

(b) Maximum perpendicular stress

(c) Maximum shear stress (absolute value)

Fig. 9 Variation of stresses on the interface between bone cement and tibia

6. 考 察

Cylinder はその接触面形状により接触位置は全く移動しないが、LFA では接触面形状と前十字靱帯の切除により、正常膝に比べても接触位置がかなり後方に移動している。それぞれのモデルについて大腿骨-けい骨間の前後方向移動に対する拘束を考えると、前十字靱帯の切除により最も自由に接触点を移動できる LFA の拘束度が最も低く、次に両十字靱帯により動きが拘束されている Intact knee, そして接触面形状により全く移動の生じない Cylinder の順になる。これらの垂直力を比較してみると、拘束度の低い順に立脚期における最大垂直力が小さくなっており、膝がスライドし接触点を最適位置に移動することで、必要以上の筋力を発生することを抑えている。一方遊脚期における垂直接触力は、Intact knee, LFA, Cyl-

(a) LFA

(b) Cylinder

Fig. 10 Variation of horizontal contact forces at knee joint during gait

inderの順に大きい。遊脚期においては筋力がほとんど発生していないことにより膝のスライドは問題にならず、残っている十字靱帯の本数に比例して垂直接触力が大きくなっている。またCylinderの垂直接触力は歩行サイクル中常に圧縮になっており、今回の歩行時におけるCylinderの結果は、蝶番型人工膝関節に対する解析結果にも相当することがわかった。

水平接触力に関しては、Cylinderがかなり大きくなっている。この水平力には関節面の拘束によるものと摩擦によるものが含まれるので、その発生源を考察するために、図10に各人工膝関節の水平力の成分を示す。LFAでは歩行サイクル中接触点が後方に移動することにより、けい骨コンポーネント後方の平面部分で接触し、接触面形状による拘束が生じる前方の関節板隆起部にはほとんど接触しないため、接触面形状による拘束力は歩行サイクルの最初の最後以外では生じず、ほぼ摩擦力のみが水平力として伝達されている。これに対しCylinderでは、接触面の拘束によって生じる拘束力に摩擦力が加わり、より大きな水平力が伝達されている。このように人工膝関節両コンポーネント間の接触状態は接触面形状の拘束度、ならびに置換術によって生じる十字靱帯切除の有無により大きな影響を受けることがわかる。

骨セメント-骨界面上の応力を見ても、二つの人工膝関節では応力分布が大きく異なり、これはLFAでは特に垂直荷重の大きくなるときに接触位置が後方に移動することにより、またCylinderでは大きな水平力によるものという、上記の接触状態の違いによるものである。また界面上に生じている応力分布の最大値を比較してみると、せん断応力はCylinderのほうが大きい。また、相当応力、垂直応力はLFAのほうが大きな値になっている。ただし、LFAで大きな応力が生じているけい骨の前部ならびに後部領域はほぼ皮質骨との接合領域であり、皮質骨の強度は海綿骨の約10倍程度⁽¹²⁾あるので、骨セメント-骨界面でのゆるみの発生がこの骨強度に関連しているとする、LFAで前部、後部領域に生じている応力はそれほど問題ではなく、逆にCylinderで海綿骨との接合領域である中央領域に生じている応力のほうがゆるみの発生に大きな影響を及ぼす可能性があると考えられる。

7. 結 言

全人工膝関節置換術が膝の接触状態ならびにけい骨

コンポーネント固定界面上の応力状態に及ぼす影響を検討した結果、以下のことがわかった。

(1) LFAの大腿骨-けい骨コンポーネント接触位置は、Intact kneeと比較して後方に移動する。これは前十字靱帯の切除により、大腿骨を前方に残す力が小さくなるためである。

(2) この後方移動により、LFAはけい骨コンポーネント前方の隆起部で接触することはほとんどなく、ほぼけい骨コンポーネント平面部での一点接触状態である。したがって、接触面に生じる水平方向の接触力は、ほぼ摩擦力によるものだけである。

(3) Cylinderは、その接触面形状の適合性により接触位置は移動しないが、これにより接触面での接触力が大きくなる。また両コンポーネントを引き離す方向の力は生じないので、歩行動作に関しては蝶番型人工関節と同じ荷重伝達条件である。

(4) これらの接触状態の違いにより、LFAでは皮質骨部で、Cylinderでは海綿骨部の骨セメント-骨界面上でそれぞれ大きな応力が生じる。このように人工膝関節のタイプによりけい骨コンポーネントのゆるみの一因と考えられる固定界面上の応力も大きな影響を受けることがわかった。

終わりに、本研究の一部は、文部省科学研究費補助金奨励研究(A)(No. 09750090)の補助によることを記して深謝する。

文 献

- (1) Amstutz, H.C., ほか3名, *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 276 (1992), 7-18.
- (2) 畠中泰彦・ほか4名, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **15** (1994), 391-395.
- (3) 山崎信寿, バイオメカニズム, 3(1975), 261-269.
- (4) 阿江通良, バイオメカニズム, 11(1992), 23-33.
- (5) 山崎信寿・遠藤博史, バイオメカニズム, 9(1988), 115-125.
- (6) 藤木裕行・ほか2名, 機論, **61**-582, A(1995), 472-479.
- (7) 笹田直・ほか2名, バイオトライボロジー, (1988), 187, 産業図書.
- (8) McKellop, H., ほか3名, *J. Biomed. Mat. Res.*, **15** (1981), 619-653.
- (9) 茨木俊秀・福島雅夫, 最適化プログラミング, (1991), 167, 岩波書店.
- (10) Crowninshield, R.D. and Brand, R.A., *J. Biomech.*, **14**-11 (1981), 793-801.
- (11) 尾田十八・ほか3名, 機論, **54**-501, A(1988), 1172-1179.
- (12) Abe, H., ほか, *Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs*, (1996), 291, Springer-Verlag.