

512 動作シミュレーションによる人工膝関節のスタビライザー最適設置位置の検討

Study on Optimal Installation Position for Stabilizer of Artificial Knee Joint by Kinematical Simulation

○片村 圭一 (北見工大院) 小林 道明 (北見工大)
藤木 裕行 (室蘭工大) 柴野 純一 (北見工大)

Keiichi KATAMURA, Michiaki KOBAYASHI, Junichi SHIBANO, Kitami Institute of Technology,
koen-cho 165, Kitami, Hiroyuki FUJIKI, Muroran Institute of Technology

The artificial knee joint has been applied in clinical use for more than thirty years, while there are still many problems which must be solved. In this study, stabilizer installation position of artificial knee joint was analyzed using non-linear optimization method with motion analysis data. As a result, the installation position to improve the contact conditions of the stabilizer type artificial knee joint was clarified.

Key Words: Artificial Knee Joint, Stabilizer type, Contact Condition, Kinematical Simulation, Motion Analysis

1. 緒言

近年、高齢化社会をむかえ、変形性膝関節症などの関節疾患が増えている。そのため除痛や支持・運動機能の改善のため、人工膝関節の使用が増加している。そこで本研究では病態の悪化などに伴い後十字靭帯の切除を必要とする患者に対して用いられるスタビライザータイプ人工膝関節について、歩行動作における接触状態を動作測定によるデータを基に逆動力学法、非線形最適化法を用いて解析した。特に本研究では、これまで平面形状としていた脛骨の接触面を実際の形状である曲面にして解析を行ない、その両者について比較、検討を行なった。

2. 解析方法

2.1 人工膝関節 解析に用いたスタビライザータイプ人工膝関節は、切除された後十字靭帯の機能を補うために脛骨側コンポーネントのスタビライザーが大腿骨コンポーネントと組み合い、通常のロールバックムーブメントを促進するという特徴を持っている。図1に本解析で対象とした人工膝関節(米ストライカー社製 デルタフィットPPSK)を示す。

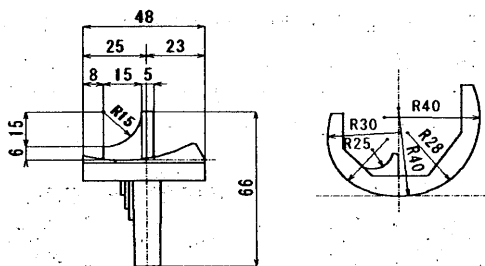


Fig.1 Stabilizer type artificial knee joint

2.2 動作測定 動作測定は、三次元運動解析装置 ELITEplus (BTS社製)を使用し、床反力ならびにその作用位置の計測には床反力計 Type9286 (KISTLER社製)を使用した。また、測定対象は健康者の歩行動作で、歩調約0.8Hz、歩幅約1.1m、歩行速度約0.84m/sであった。右足が着地してから次の着地までの1サイクルを測定した。

2.3 解析モデル 本研究では、9本の筋と5本の膝関節靭帯を持つ二次元下肢筋骨格モデルを用いた。さらに膝関節の接触状態を解析するために、膝関節が前後にスライド可能なものとした。また筋肉、腱等の軟部組織は骨への点付着としその力の作用方向は付着点を結ぶ直線方向とした。

2.4 力学方程式 解析に必要な制約条件式として、各関節におけるモーメントの釣り合い式と、膝関節における力の釣り

合い式がある。ここで各関節モーメントは動作測定により計測されたデータから導出した。

<各関節でのモーメントの釣り合い式>

・股関節

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

・膝関節

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

・足関節

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

M_h, M_k, M_a : 各関節モーメント
 $F_p, L F_j$: 筋力, 靭帯力ベクトル
 M_p : 膝蓋反力によるモーメント
 a_i : 筋肉の固定モーメントアーム
 $rm_p, r l_j$: 筋, 靭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>

$$\Sigma F_i + \Sigma L F_j + F_p + F_{out} + C F = 0 \quad (4)$$

F_p : 膝蓋反力ベクトル
 F_{out} : 膝関節力ベクトル
 $C F$: 関節接触反力ベクトル

2.5 非線形最適化法 上記、(1)~(4)に示される4本の力学的釣り合い式に対し、独立未知変数は筋力9個と関節接触位置の合計10個となり不決定となるため、非線形最適化手法を用いた。その目的関数として筋疲労をモデル化した以下の式を用いた。

$$U = \sum_{i=1}^9 (F_i / A_i)^3 \quad (5)$$

A_i : 筋肉の生理的断面積

さらに、制約条件として上記の4本の力学的釣り合い式と筋力の非負性を用い、最適化を行った。

3. 解析結果と考察

3.1 解析条件 図1から読み取った大腿骨コンポーネントスタビライザー円弧中心点を基準点とし、上下各1mm、前方2mm、後方1mmを移動範囲とし、円弧中心位置を0.2mmづつ移動させ解析を行った。

3.2 設置位置の比較 図2にスタビライザー設置位置による接触状態のエリア分けを示す。動作中のスタビライザーの接触は曲面-曲面接触が正常であるが、スタビライザーの設置位

置によっては端点-曲面接触が生じており、また曲面脛骨モデルの端点接触領域は平面脛骨モデルより少なくなっていることがわかる。この端点-曲面接触は端点において応力集中を招き、人工膝関節の寿命を縮める原因となる。よってこのような接触が生じるスタビライザー設置位置は不適切であるので、図2のEnd contactエリアは解析の対象から除外するものとする。

また、平面脛骨モデルではスタビライザーの機能を必要としない立脚期においてもスタビライザーが接触する設置位置があったが、曲面脛骨モデルでは見られなかった。これは脛骨モデルを曲面にすることによって大腿骨コンポーネント自体の移動量が減り、生体膝関節に近い安定した動きになるためと考えられる。

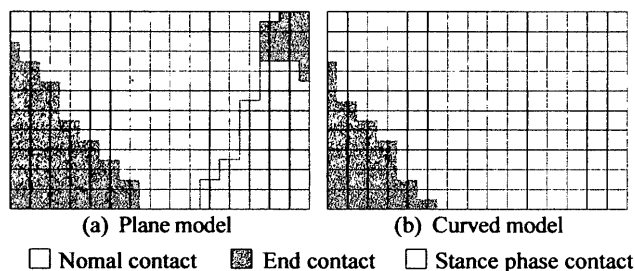


Fig.2 Contact condition of stabilizer due to stabilizer installation position

3.3 接触状態による評価 大腿骨スタビライザー設置位置を変更させたときの人工膝関節の性能を平面脛骨モデル、曲面脛骨モデルで比較した。評価項目として、大腿骨-脛骨接触点移動の滑らかさ、生体膝関節との接触点の差、大腿骨-脛骨接触面の摩耗、スタビライザー部の摩耗を検討した。

図3(a)に接触点移動の滑らかさ、(b)に生体膝関節の接触位置との差、(c)にスタビライザー部の摩耗を等高線図で示した。またすべての図で色が濃くなるほど(a)では接触点移動が滑らかであり、(b)では生体膝関節との差が少なく、さらに(c)ではスタビライザー部の摩耗が少なくなる。

(a)の接触点移動の滑らかさ、(b)の生体膝関節の接触位置との差では両モデルともスタビライザー設置位置が下方で優れた値を示した。これは下方に行くほどスタビライザー部での接触時間が増え、後十字靭帯の役割を担うスタビライザーの機能がより多く活用されたからであると考えられる。図には示していないが、大腿骨-脛骨接触面での摩耗も同様に下方で優れた値を示している。しかし、(c)スタビライザー部の摩耗では(a)、(b)とは逆に下方において摩耗が大きくなるという結果になった。また平面脛骨モデルと曲面脛骨モデルとの比較では、(a)、(b)については平面脛骨モデルに比べ曲面脛骨モデルのほうが左右方向の中央よりに優れた値が表れた。これは、平面脛骨モデルでは上記のように立脚期にもスタビライザーが接触し、またスタビライザーの接触により強制的に生体に近い滑らかな動きになるため、その接触が生じる右下部で優れた値を示しているが、曲面脛骨モデルでは脛骨の曲面が上記のスタビライザー機能の一部を受け持ち、接触位置を生体膝関節の動きに近づかせていることにより、平面脛骨モデルでは右下部にあった立脚期におけるスタビライザー接触がなくなったためであると考えられる。つまり、平面脛骨モデルに比べ曲面脛骨モデルのほうが正確なスタビライザー最適設置位置の選定が行えると言える。ま

た、(c)についても実際の生体膝関節に近づくことによりスタビライザー部での接触時間が減少し、摩耗は少なくなった。

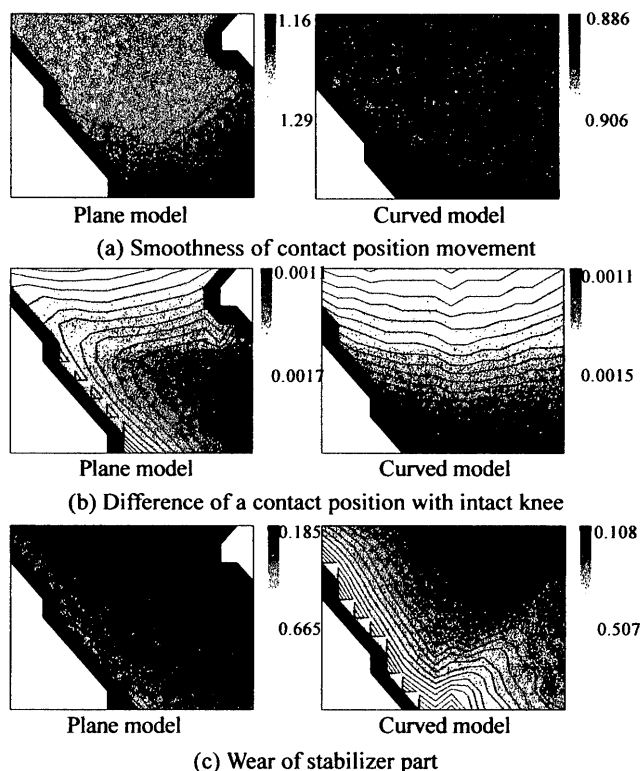


Fig.3 Evaluation for stabilizer installation position

3.4 最適位置の選定 次に前述した4つのパラメータを用いて平面脛骨モデル、曲面脛骨モデルそれぞれについてスタビライザー部最適設置位置を求め、比較、検討した。評価関数は上記の各パラメータを基準点の値で無次元化した値の平均をとり、それが最小となる場所を最適設置位置とした。図4から平面脛骨モデルと曲面脛骨モデルではスタビライザー部の最適設置位置はかなり異なることがわかる。また、平面脛骨モデルでは立脚期にもスタビライザー部で接触する設置位置に最適値がきていることから、最適設置位置の選定には適当ではないと言える。

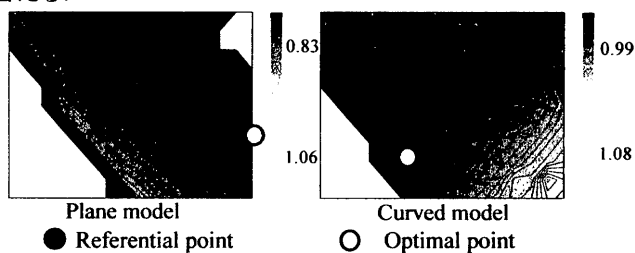


Fig.4 Comparison of optimal points with referential points

4. 結言

- (1) 脛骨モデル表面を曲面にすることにより、スタビライザー設置位置での端点-曲面接触が減り、立脚期におけるスタビライザー部接触がなくなった。
- (2) 曲面脛骨モデルでは平面脛骨モデルに比べスタビライザーでの接触時間が減り、摩耗が減少した。
- (3) 脛骨接触面の形状が接触位置に及ぼす影響は大きく、最適設置位置の選定には正確な接触形状を考慮する必要があることがわかった。