101 スタビライザータイプ人工膝関節の動作解析

Movement Analysis of Stabilizer Type Artificial Knee Joint

○学 石田 則幸 (北見工大院) 正 藤木 裕行 (北見工大)
 正 小林 道明 (北見工大) 正 安田 和則 (北大)

Noriyuki ISHIDA, Hiroyuki FUJIKI, Michiaki KOBAYASHI
 Kitami Institute of Technology, Koen-cho 165, Kitami, Hokkaido
 Kazunori YASUDA, Hokkaido University

Key Words : Movement Analysis, Artificial Knee Joint, Stabilizer Type, Posterior Cruciate Ligament

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,人工膝関節の使用が増加し除痛・支持・運動の面で多大な恩恵をもたらしている。

本研究では,病態の悪化などに伴い後十字靱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,静的条件のもとで設計されているこの人工膝関節が動的条件のもとではどのような接触状態をしているかを動作測定,逆動力学法,非線形最適化法を用いて動作解析し,その評価をおこなった。

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,切除された後十字靱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かみ合い,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 ELITE plus(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。

2.3 力学方程式 解析に必要な制約条件として,各関節におけるモーメントの釣合いと,膝関節における

力の釣合い式がある。以下にこれらの式を示す。

<各関節でのモーメントの釣合い式>

・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

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

・足関節

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

M_h, M_k, M_a : 各関節モーメント

$F_i, L F_j$: 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 : 筋肉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合い方程式>

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

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

2.4 非線形最適化法 非線形最適化手法は,その目的関数として筋疲労をモデル化した筋応力の 3 乗の総和を用い,これを最小にすることを運動決定基準とした。

2.5 膝関節モデル 数学的解析を可能にするために次の仮定を置き膝関節をモデル化した。

- (1) 大腿骨, 脛骨は剛体である。
- (2) 大腿骨表面は,複数の滑らかな円弧で近似できる。
- (3) 脛骨関節面は平面とし前方に 7° の迎角を持つ。
- (4) 大腿骨・脛骨は矢状面内の関節面の 1 点で接触する。
- (5) 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である。
- (6) 大腿筋, 広筋筋力は,膝蓋腱を介して脛骨に伝達される。

さらに生体の物性値については文献の値を用い,解析を行った。

3. 解析結果と考察

動作測定により得られたデータを用いて、動的条件下でスタビライザータイプ人工膝関節がどのような接触状態であるかを解析した。なお比較のために生体膝関節とスタビライザー部を除去した人工膝関節の解析もおこなった。これらの解析による大腿骨-脛骨接触状態を図2、3に示す。なお、図3に示した第二関節面反力とはスタビライザー部において両コンポーネントの接触によって生じる接触反力のことである。

Fig.2 Comparisons of contact point between intact and artificial knee joint during gait

Fig.3 Comparisons of ligament force and second contact force between intact and artificial knee joint during gait

図2に示した生体膝関節と人工膝関節の大腿骨-脛骨接触点位置を比較すると、歩行サイクルの0~60%で人工膝関節の接触位置が前方に移動していることが分かる。これは両解析モデルの大腿骨表面形状の違いによるものである。さらにスタビライザーのない人工膝関節では、歩行サイクルの70~90%の遊脚期において接触位置が大きく前方に移動している、これは図3に示した後十字靱帯力が発生しないので、ロールバックムーブメントが促進されていないからである。しかし、スタビライザータイプ人工膝関節の場合、遊脚期において図3に示したスタビライザー部の接触反力である第二関節面反力の働きによりロールバックムーブメントが促進され、その動きは生体膝関

節の理想的な接触状態に近づいている。また後十字靱帯力の最大値は109(N)であるのに対して、第二関節面反力の最大値も114(N)と近い値で、スタビライザー部が有効に働いていることが分かる。

図3には、膝関節屈曲角度もあわせて示したが、これと第二関節面反力の関係よりスタビライザー部が接触する膝関節角度は屈曲時と伸展時で異なりこれより動的な解析が必要であることが分かる。

次に生体膝関節と人工膝関節の大腿骨-脛骨関節面反力を図4に示す。歩行サイクルの0~60%の立脚期においてスタビライザータイプ人工膝関節が多少高い値をとっている。これは生体膝関節に比べ接触点が最適位置からずれたことで必要以上の筋力が働いたことと、接触力の水平成分として摩擦力が発生しているためである。また遊脚期においてはスタビライザータイプ人工膝関節の関節面反力が生体膝関節と比べて低い値をとっている。これは遊脚期には筋力がほとんど働かないので、人工膝関節では靱帯の数が少ないぶん関節面反力も低い値をとっているものである。

Fig.4 Variation of contact force between intact and artificial knee joint during gait

4. 結言

生体膝関節とスタビライザータイプ人工膝関節について大腿骨-脛骨接触状態を解析した結果、以下のことがわかった。

- (1) 生体膝関節とスタビライザー部のない人工膝関節を比較した結果、後十字靱帯を切除することで遊脚期のロールバックはあまり促進されず接触位置は前方に移動する。
- (2) スタビライザータイプ人工膝関節の接触状態を解析した結果、スタビライザー部は歩行動作において切除した後十字靱帯の機能を補いロールバックムーブメントを促進し、生体膝関節の接触位置に近づけている。

今後の課題として大腿骨-脛骨関節面反力を用いた人工膝関節の応力解析をする必要があり、被験者についても実際に人工膝関節を装着した被験者について動作測定する必要がある。