義足歩行のバイオメカニクス

Biomechanics of Prosthetic Gait

早川 康之¹⁾

YASUYUKI HAYAKAWA¹⁾

¹⁾ Kitasato University School of Allied Health Sciences Faculty of Rehabilitation: 1-15-1 Kitasato, Sagami-hara, Kanagawa 228-8555, Japan. TEL: +81 42-778-9693

Rigakuryoho Kagaku 18(3): 123-129, 2003. Accepted May 26, 2003.

ABSTRACT: The purpose of this paper is to introduce biomechanical aspect to the prosthetic gait. The knee joint moment during gait with transfemoral prostheses is mainly explained. The control system of the knee joint of the transfemoral prosthesis is divided into two types; the stance phase control and the swing phase control. In the stance phase control system muscle force around the hip joint and the prosthetic knee joint structure make the smooth progression of the center of gravity, keeping the knee joint stabilization. The control of the knee joint movement during the swing phase is required for the swing phase control system. In recent years various kinds of prosthetic knee joints have been commercially available, and the features of these joints and the prosthetic gait wearing them are explained.

Key words: transfemoral prosthesis, joint moment, gait

要旨：本稿の目的は、義足歩行に生体力学的解釈を導入することであり、大腿義足歩行における膝関節周りのモーメントを中心として説明する。大腿義足の制御方式は、立脚相と遊脚相に大別できる。立脚相では股関節筋力と義足構造により、膝の安定性を保ちながらスムーズに重心を移動させ、遊脚相では主に膝継手により、歩行速度にあわせた下腿の振りの調節が行われる。さらに、近年さまざまな機構の膝継手が実用化されているので、それらの膝継手と義足歩行の特徴についても説明する。

キーワード：大腿義足、関節モーメント、歩行

¹⁾ 北里大学医療衛生学部リハビリテーション学科：神奈川県相模原市北里1-15-1 (〒228-8555) TEL：042-778-9693

I. はじめに

下肢切断によって最も影響を受けるのが人間の移動手段の基本である歩行である。義足歩行は、特に高位の切断になればなるほど義足自体の機能に依存するため、ソケットの適合が良好であれば力学的に説明しやすい。本稿では、大腿義足の立脚相制御を中心として、義足使用者の歩行の力学的な解釈を行なう。

II. 立脚相制御

義足歩行で最も注意を要するのが転倒であり、大きな原因に立脚相前期における膝折れがあげられる。

健常者の歩行では踵接地直後に床反力ベクトルが膝の後方、股関節の前方をとおり、膝関節・股関節に屈曲モーメントを発生させる。これに対して、健常者は膝・股関節の伸展モーメントを随意的に発生させ、膝折れを起こさないようにバランスを保つ。膝関節は床反力と膝伸展筋力の調節により最大約20度の小屈曲を持ちながら立脚相中期にかけて今度は伸展して行く。この膝の屈曲は踵接地時の衝撃の吸収に大きく関与しており、重心の滑らかな上下動を行なう重要な要素となっている。

しかし、大腿切断者の歩行、特に立脚相制御装置がない単軸膝継手を用いた場合には、継手自体に膝小屈曲に耐えられるだけの伸展モーメントの発生機構はない。そのため、床反力ベクトルが膝継手軸後方に位置した場合、膝折れを引き起こし転倒につながる。これを防ぐために、立脚相前期では、床反力ベクトルを膝継手軸の前方に移動させることが必要となり、さまざまな工夫や新しい概念の膝継手機構が開発されている。これに伴い国際標準

化機構 (International Organization for Standardization ISO) では立脚相の制御方式をアライメントによるものと、立脚相制御装置によるものに分類し、さらに立脚相制御装置は静的安定性static stabilizingと動的安定性dynamic stabilizingに細分化している (図1)¹⁾。この義足側の要素と、断端股関節の筋力による随意制御により義足の立脚相を制御する。

アライメントの調節では、床反力ベクトルが膝継手の中心からやや前方を通るように、膝継手軸自体を後方移動させる (図2-a)。これにより、膝継手には伸展モーメントが発生し、膝折れを起こすことなく安定した踵接地が行える。しかし、膝継手の極端な後方移動は、立脚相後期から遊脚相前期にかけての膝継手屈曲にも影響を与えてしまう (図2-b)。膝継手には過度の伸展モーメントが作用し続けるため、下肢を振り出すための屈曲が困難になり、切断者は膝を後方に押し戻されるような感じを受け、膝継手を屈曲させるために、大きな股関節屈曲モーメントを作用させるなどの代償が必要となる。したがって、アライメントの調節のみによって膝折れを防ぐには限界がある。

立脚相制御装置は静的安定性と動的安定性に分けられる。静的安定性は立脚相での膝継手角度を一定に保つ制御方法であり、固定膝や荷重ブレーキ膝が含まれる。従来からある荷重ブレーキによる機械的な制御は、床反力の作用線が膝継手後方に来るような状態で体重をかけてしまった場合にも膝折れをおこさない効果的な機構である。しかし、過度に反応するように設定すると、立脚相後期にも荷重ブレーキが解除されにくくなり、遊脚相へ移行するための膝屈曲を困難にしてしまう。また、遊脚相でのちょっとした引っ掛かりでも膝の荷重ブレーキが

図1 立脚相制御の分類¹⁾

図2 アライメントによる膝の安定性

かかり伸展しないなどの問題も生じるため、調節には注意が必要である。

これに対して動的安定性は、バウンス機構bouncing kneeとイールディング機構yielding kneeの2つに分類され、それぞれ立脚相で膝継手角度を変化させながら安定性も確保する機構となっている。バウンス機構は遊脚相での大きな屈曲を行う軸と、踵接地時の衝撃を吸収するための角度制限のついた小屈曲を行う軸の2つの軸から構成されており、立脚相では膝折れを防止しながら屈曲を行う健常者の歩行に似た動きが可能である²⁾。代表的な機構として4節以上の複合したリンク機構を用いたものや、摩擦膝継手に屈曲を行う軸を追加したものなどがある(図3-a)。イールディング機構は立脚相で油圧機構を用いて膝継手に大きな抵抗を発生させ、ゆっくりとした膝の屈曲が行える機構である。屈曲に対する角度制限はなく、階段で義足と健側を交互に出しながらスムーズに降りることが出来る(図3-b)。さらに、立脚相の制御をコンピュータによって行う機構も開発されている。下腿部に取り付けたセンサにより歩行の状態を感知し、イールディング機構の油圧シリンダ弁を調節するものが市販されている(図3-c)。

股関節の伸展筋力による随意制御の利用は、床反力ベクトル自体の方向を調節し、膝折れを制御する(図4)。踵接地時に股関節の伸展筋力を作用させ、股関節回りに伸展モーメントを作用させると床反力ベクトルの向きを前方へ移動させることが出来る。ベクトル方向の変化は床反力作用線を膝継手軸前方へ移動させることとなり、膝折れを防止する。この股関節による随意制御を補助する目的で従来からリンク膝継手が用いられている(図5)。膝継手伸展位では回転中心が上後方へ移動するように設

計されており、床反力と軸の位置調節を行い、アライメントによる膝継手の安定性を高めている。また、回転中心は上方に移動させて股関節に近づけることにより、股関節筋力による膝継手の制御をしやすくしている。回転中心は遊脚相に移行するための継手屈曲とともに急激に下方に移動し、遊脚相では継手内に位置するものが多い。

III. 義足立脚相制御の具体例

図6, 7は栗山による大腿義足使用者の膝継手の違いによる立脚相の膝継手、股関節の角度変化とモーメント変化である³⁾。使用継手は表1のとおりで、被験者は研究の趣旨を説明し協力を得た5名の大腿切断者である(表2)。横軸は立脚相(%), 縦軸が関節角度(degree)と発生モーメントを身長と体重で正規化した値で5名の代表波形を示した。比較として、健常者のデータも示してある。

膝継手角度では単軸継手、イールディング機構は中期まで伸展位を保持しているが、バウンス機構では軽度ではあるが、健常者の小屈曲に似た動きをしている。また、C-Legではイールディング機構が働いており、立脚相全体でゆっくりとした膝の屈曲が行われている(図6-a)。

しかし、股関節角度の変化では、4種類の継手とも踵接地直後に健常者に見られる股関節角度の平行性が消失している。股関節の平行性は膝関節の屈曲と連動した衝撃吸収作用の現れであり、単軸継手だけでなくバウンス機構でも、衝撃吸収には不十分であることが示唆される(図6-b)。

図7に示す膝継手モーメント、股関節モーメントでは単軸継手では立脚相全体を通して他の継手より大きな膝継

Total Knee(CENTURY XXII社) 3R60 (Otto Bock社)

a) バウンシング機構を持つ膝継手

3C1 (Otto Bock社) ENDLITE Hi Activity Knee (Blatchford社) 3R80 (Otto Bock社)

b) イールディング機構を持つ膝継手

C-Leg (Otto Bock社 : 同社カタログより)

c) 立脚相のコンピュータ制御を持つ膝継手

図3 膝継手の立脚相制御機構

図4 随意制御による膝の安定

図5 リンク膝継手の回転中心移動例²⁾

手屈曲モーメント、股関節伸展モーメントを発生させている。単軸継手では機械的な制御機構がついていないために、立脚相の多くの期間で股関節の伸展筋力を作用させることにより十分な膝の安定性を保とうとする。床反力ベクトルは膝継手軸の前方をとり、機械的に0度以上伸展しない膝継手は床反力によるモーメントに対して屈曲モーメントを発生させていると考えられる。バウンシング機構では踵接地時の動的安定性があるため、初期には膝の屈曲を行いながらも股関節では他の継手と比較して小さな伸展モーメント発生で制御が行われている。イールディング機構では膝継手モーメント、股関節モーメントとも単軸継手よりも小さく、イールディングによる立脚相制御が働き、床反力が継手軸近傍にあっても膝折れを気にすることなく歩行が可能であることが示唆される。また、バウンシング、コンピュータ制御の膝継手

図6 膝継手の違いによる大腿義足立脚相の関節角度³⁾ 図7 膝継手の違いによる大腿義足立脚相のモーメント³⁾

では膝の屈曲に伴い伸展モーメントを発生させており、膝屈曲に対して機械的な制御が働いていることがわかる。股関節モーメントではイールディング機構と、イールディングを有するコンピュータ制御機構が義足歩行の中では最もモーメントの発生が少なく、立脚相制御が効

果的に行われていることが示唆される。ついで、バウンス機構、単軸となった。しかし、イールディング機構においても、健常者のモーメントと比較すると明らかに大きく、中期まで股関節伸展モーメントが発生しており、股関節での膝機能の代償がいかに大きいかかわかる。

表1 対象とした膝継手

	単軸	バウンスング	イールディング	コンピュータ制御
使用継手	3R95=1	3R60=1	3R80	C-Leg
いずれも OTTO BOCK 社製				

表2 対象被験者

年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)	義足装着年数	断端長 (健側比%)
52.0 ± 14.5	166.9 ± 5.4	63.2 ± 7.6	19.6 ± 12.2	57.0 ± 11.5

N=5

IV. 遊脚相制御

正常歩行、大腿義足歩行とも、遊脚相の動きは股関節と膝関節・膝継手からなる二重振り子運動として表現することが出来る。下腿部の振り子は膝継手軸から下腿部以下の重心までの距離によって決まるため、歩行速度に追従させるには股関節・膝継手による調節が必要となる。大腿義足歩行では、立脚相後期から遊脚相初期にかけて膝継手、股関節を屈曲しトウクリアランスを確保しながら下肢を振り出す。中期から後期にかけては膝を伸展しながらタイミングを計り、滑らかに次の踵接地に備える。大腿義足の歩行でも健常者と同様に、遊脚相の動きの原動力は股関節の屈曲筋による求心性収縮であり、この大きさによって下腿部の振りが変化する。これに対して義足膝継手では屈曲・伸展に対する制動モーメントを発生させてコントロールしている。立脚相後期から遊脚相初期にかけては股関節屈曲筋力によって膝継手は屈曲するが、適度な角度まで屈曲させてその後の振出しをスムーズに行えるように伸展モーメントの発生による角度制御を行っている。また、遊脚相後期には慣性力によって振り出される下腿部が、ターミナルインパクトを起こさないように滑らかに伸展位で止まるように屈曲モーメントを発生させ制御する。

制御方法は固定、ばね制御装置、機械的摩擦装置、流体制御装置があり、ひとつの制御のものと複合して用いるものがある(図8)¹⁾。

ばね制御装置では膝継手屈曲・伸展時に常に伸展モーメントを発生させ、屈曲時には屈曲角度の調節を行い、伸展時には振り出しのための伸展補助の役割を持つ。

機械的摩擦装置には定摩擦と可変摩擦がある。定摩擦は膝継手角度にかかわらず一定の摩擦抵抗を有し、屈曲時には伸展モーメントを、伸展時には屈曲モーメントを発生させる。可変摩擦は屈曲角度によって摩擦抵抗を変化させるものであり、一般的に最大伸展時に大きな摩擦

図8 遊脚相制御の分類¹⁾

を生じるようになっている。

流体制御装置は継手角度変化に連動したシリンダの抵抗を用いた機構で、流体の性質から空圧と油圧に分類される⁴⁾。屈曲モーメント、伸展モーメントを別々に調整できるものが多く、切断者の歩容に合わせて細かい調節が可能である。空圧では圧縮された空気が細い流路を通るときの流動抵抗と、シリンダ内の空気の圧縮によるばね的な作用により、角度の変位が大きくなるにつれて(膝屈曲位で)、抵抗が大きくなる。油圧は空圧と異なり、非圧縮性の流体が使用されている。空圧に見られるばね的な作用はなく、流路を通るときの流動抵抗が主な作用となることから、屈曲速度に応じた抵抗を有する。空圧、油圧とも流動抵抗を用いていることから歩行速度によって抵抗が変化するため、ばね制御装置、機械的摩擦装置に比べて歩行の追従性が良い。また、コンピュータ制御により流動抵抗を調節することで、より歩行の追従性を良くした膝継手も市販化されている。

さらに、遊脚相の工夫として義足足部のトウクリアランスの確保があげられる。リンク機構を用いると、膝屈曲時に下腿実効長が短くなるため、単軸継手と比較して

つま先の引っ掛かりを比較的気にせず下腿部を振り出すことが出来る。

V. おわりに

本稿では、大腿切断者の歩行について、立脚相と遊脚相に分けて断端筋力と義足膝継手の機構を中心とした力学的な説明をおこなった。しかし、義足の適合は、この2点のみに集約されるわけではなく、身体の総合的な能力や、希望する日常生活によって、総合的に判断されるべきである。膝継手、足部や股継手、ソケットなどの義足構成要素の総合的な組み合わせによって各パーツの機能を十分に生かすことも可能であり、逆に機能を十分に生かせない可能性も出てくる。具体的な構成要素の選択方法に関してはフローチャートの試みなどが見られるが、

確実なものではなく今後の課題であり、臨床からのアプローチが多くなされることを期待する⁵⁾。

引用・参考文献

- 1) 日本整形外科学会，日本リハビリテーション医学会監修：義肢装具のチェックポイント．第6版，医学書院，東京，2003，pp126-129．
- 2) 関川伸哉：義足 - 新しい技術と適応 膝継手の機構と義足歩行．PTジャーナル，2000，34(4)：232-239．
- 3) 栗山明彦：大腿義足膝継手における立脚制御に関する研究．日本大学大学院学位論文，2003，pp32-37．
- 4) 野坂利也：最近の膝継手の動向．第14回日本義肢装具学会セミナーテキスト．第14回日本義肢装具学会セミナー事務局，1998，pp15-19．
- 5) 江原義弘，高橋 茂，丸田耕作・他：新規大腿義足を製作する際における膝継手選択のためのフローチャート試案．義装会誌，2002，18(2)：159-163．