

## 大腿義足の遊脚期制御に関する解析的検討\*

鈴木 聡 一 郎\*<sup>1</sup>

## Analytical Study on Control of Above-Knee Prosthesis in Swing Phase

Soichiro SUZUKI\*<sup>2</sup>\*<sup>2</sup>Department of Mechanical Engineering, Kitami Institute of Technology,  
165 Koen-cho, Kitami-shi, Hokkaido, 090-8507 Japan

The performance of the knee component of above-knee prosthesis greatly affects the gait of the user. Recently, the intelligent knee joint that can adapt itself to the change of walking speed has been developed. The purpose of this study is to develop above-knee prosthesis that is able to be automatically adapted to various gates by using simple and passive control units at the knee joint. In this paper, control of the knee joint in swing phase of the gate cycle is analytically investigated by using a simplified dynamic model of a lower limb. As the result, it was clarified that the control of viscosity of the knee was more effective to change the pace than the control of inertia of the shank and the friction force. In addition, it was also clarified that extension torque was required at the knee joint in the latter half of the swing phase under the condition of instructed step size and pace.

**Key Words:** Bio-Motion, Motion Control, Control Device, Above-Knee Prosthesis, Knee Joint, Swing Phase, Gate Analysis

## 1. 結 論

大腿部から足を切断した人が装着する大腿義足は、膝関節の代替機能として膝継手を有し、この性能が装着者の歩容に大きな影響を及ぼす。膝継手の重要な役割としては、立脚期における膝折れ防止などの安定性の確保ならびに遊脚期における歩調や歩幅の調整が挙げられる<sup>①</sup>。膝折れ防止のために、膝継手に荷重ブレーキやロック機構を有するものや、多軸膝継手のように、複数のリンクの運動で膝の回転中心を移動させ膝折れを防止するものもある<sup>②</sup>。一方、遊脚期における義足の運動は、その構造上、二重振り子運動が基本となる。義足の動特性が望む歩容に適応しないと、随意制御と呼ばれる股関節の代償運動による調整を余儀なくされる。そのため、健常脚の運動との対称性が失われ、装着者は不自然で疲労度の高い動作を強いられることとなる<sup>③</sup>。この問題を解決するために、近年では膝継手に装着した空圧シリンダの絞り弁開度を、歩調に合わせて自動制御す

ることで遊脚時間を調整できるインテリジェント義足<sup>④</sup>や、油圧シリンダを併用することで歩行速度の変化に追従しながら立脚期の安定性を向上させた膝継手<sup>⑤</sup>などが開発された。このような膝継手は、実用化が優先されてきた背景から、被験者による性能評価実験などは数多く報告されているものの、設計段階から力学的に十分な検討が行われている例は少ない<sup>⑥⑦</sup>。さらに、義足装着者が健常者の歩行と同等な歩容を獲得するためには、多くの機能が膝継手に求められるが、その反面、軽量化が強く要求されるため性能向上と重量増とのトレードオフが問題となっている。

そこで本研究では、歩幅や歩調などの変化に適応可能で、より活動的で多様な動作にも対応できる軽量膝継手を開発することを最終的な目標とする。はじめに本報では、義足の遊脚期における運動に着目し、股関節トルクと歩容の関係を解析する。その結果、歩幅と歩調の調整に必要な膝継手の制御機能を明らかにする。さらに健常者による歩行動作の分析結果を基に、膝関節トルクを逆動力学解析することで、義足装着時における歩幅や歩調の自動調整に適した膝継手の制御要素について検討を加える。

\* 原稿受付 2003年7月28日。

\*<sup>1</sup> 正員、北見工業大学工学部(〒090-8507 北見市公園町165)。  
E-mail: zuki@stysel.mech.kitami-it.ac.jp

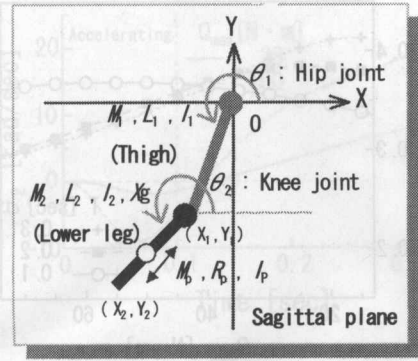


Fig. 1 Dynamic model of above-knee prosthesis

2. 力学モデル

本報では図1に示すように、遊脚期における矢状面内での義足の二次元運動を取り扱う。一般に、義足各部の質量や慣性モーメントの値は健常脚に比べ小さいが、解析にあたり健常者の歩行分析結果を基に関節トルクを検討するため、阿江ら<sup>6)</sup>が求めた日本人青年男子の身体部分係数を基に、表1のように各部の物理的特性を決定した。固定座標系 O-XY の原点を股関節の回転中心とし、その移動は考慮しない。ここで、股関節運動による矢状面内における義足の加速については、能動的に発生する股関節トルクと合わせトルクの入力条件に含まれるものとする。大腿部および下腿部は剛体リンクとし、X 軸となす角度をそれぞれ  $\theta_1$  および  $\theta_2$  (rad) とする。下腿部は足部の質量を含み、慣性モーメントが調整できるよう可動球体を備える。このモデルを基に、刻み幅を  $1.0 \times 10^3$  (sec) に設定した4次のルンゲ・クッタ法により数値シミュレーションを実施する。

3. 随意制御と歩容

義足の装着者は、特に立脚期における膝折れ防止と遊脚期の歩幅および歩調の調整を股関節の代償運動である随意制御で実現していることが多い。基本

Table1 Specifications of prosthesis model

	Thigh	Lower leg		
		Total	Sphere	Shank
$M_{1,2F}$ (kg)	6.4	2.6	0.8	1.8
$L_{1,2R}$ (m)	0.4	$4.1 \times 10^{-1}$	$2.9 \times 10^{-2}$	$3.8 \times 10^{-1}$
$I_{1,2F}$ (kg·m <sup>2</sup> )	$9.0 \times 10^{-2}$	$2.8 \times 10^{-2}$	$2.7 \times 10^{-4}$	$2.2 \times 10^{-2}$

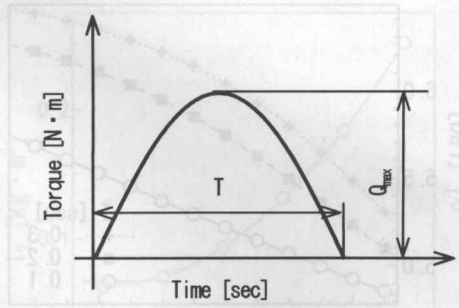


Fig. 2 Torque planning for hip joint

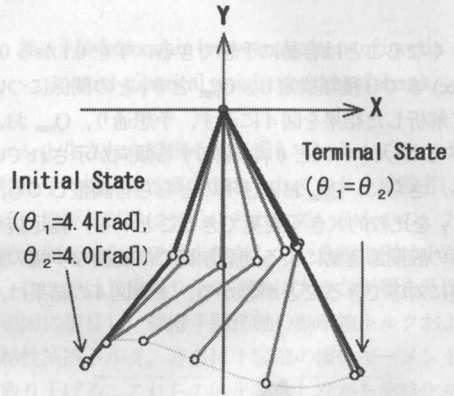


Fig. 3 Setting of prosthetic movement

的には膝継手の機能が少ないほど、随意制御に依存する割合が増える。そこで股関節トルクの入力条件によって、どの程度歩容を調整できるかについて解析的に検討する。股関節トルクのみでは充分に調整できない歩容を明らかにすることで、膝継手に必要となる機能を明確にする。

**3.1 基本動作設定** 大腿義足の運動は、股関節トルクの設定に大きく影響される。股関節トルクは、調整を容易にするため図2に示すように正弦関数の振幅と周期で最大トルク値  $Q_{max}$  (N·m) および印加時間 T (sec) を設定し、遊脚開始と同時に入力する。基本動作は図3のように、初期姿勢において  $\theta_1$  を 4.4 (rad),  $\theta_2$  を 4.0 (rad) とし、 $\theta_1 = \theta_2$  となることを終端姿勢とする。このため、本報では終端角度である  $\theta_T (= \theta_1 = \theta_2)$  が大きいほど、歩幅が大きいことを示す。

**3.2 股関節トルクと歩容の関係** 股関節トルクの最大値  $Q_{max}$  と印加時間 T が大きいほど、歩幅が大

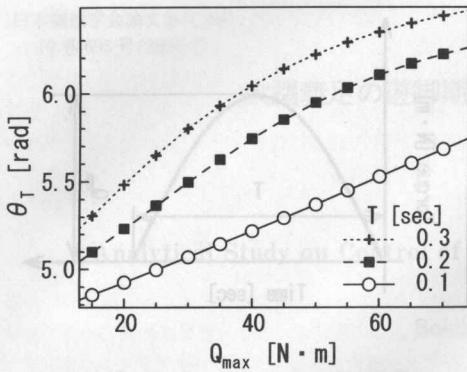
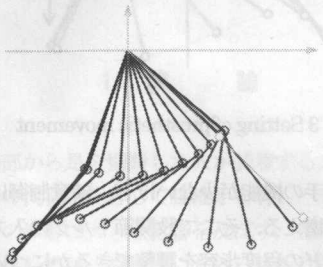
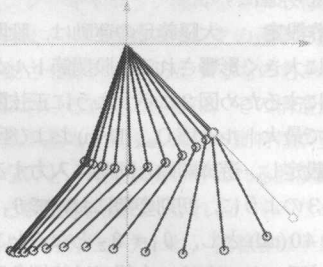


Fig. 4 Relationship between  $\theta_T$  and  $Q_{max}$

きくなることは容易に予想できる。Tを0.1から0.3(sec)まで3種類設定し、 $Q_{max}$ と $\theta_T$ との関係について解析した結果を図4に示す。予想通り、 $Q_{max}$ およびTが大きいかほど $\theta_T$ は増加する傾向が示されている。さらに、 $Q_{max}$ およびTのどちらかを調整しても、 $\theta_T$ を比較的大きく変更できることから、義足装着者の股関節運動による随意制御で広範囲な歩幅の調整に対応できることがわかる。また図4の結果は、



(a)  $Q_{max}=60$  [N·m],  $T=0.1$  [sec]



(b)  $Q_{max}=20$  [N·m],  $T=0.3$  [sec]

Fig. 5 Relationship between input torque and prosthetic gait

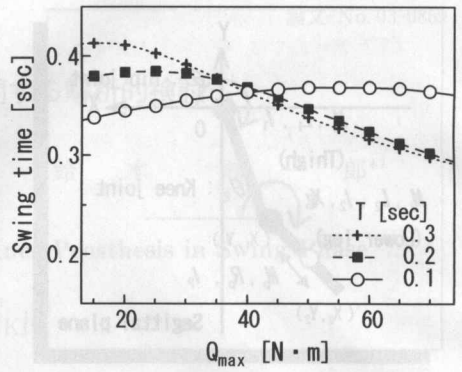


Fig. 6 Relationship between swing time and  $Q_{max}$

同程度の $\theta_T$ であっても、さまざまなトルク入力条件が適合することも同時に示している。図5(a)および(b)のスティックピクチャーで表されるように、例えば $Q_{max}$ の値が20(N·m)もしくは60(N·m)であっても $\theta_T$ が約5.5(rad)となり、歩幅がほぼ等しくなる印加時間Tが存在する。このとき、足部の移動軌跡は全く異なることから、随意制御により足部の運動もある程度は制御可能であるといえる。

一方、歩調を決定する大きな要因となる遊脚時間については、図6に示すように股関節トルクの調整だけでは遊脚時間を大幅に増減させることが困難であり、装着者の随意制御では限界があることが示された。3種類のトルク印加時間に対し、最大遊脚時間を与える $Q_{max}$ が存在し、これよりもトルク値が小さくても大きくても遊脚時間は短くなってしまふ。これは二重振り子運動が基本であるため、関節間の干渉として作用する遠心力の影響によるものと予想できる。そこで、Tを0.1(sec)、 $Q_{max}$ を20および100(N·m)に設定したときの股関節および膝まわりの大腿部ならびに下腿部の角速度変化をそれぞれ図

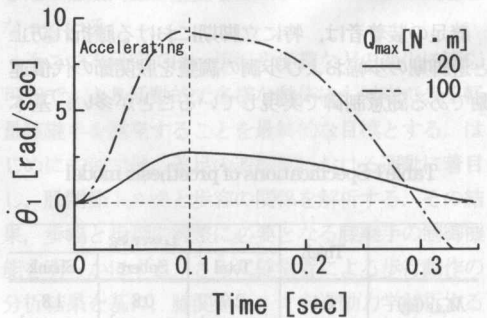


Fig. 7 Variation of angular velocity of thigh

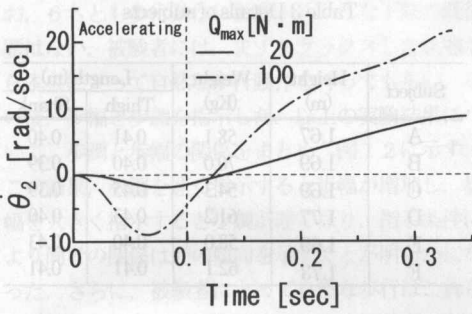


Fig. 8 Variation of angular velocity of lower leg

7ならびに図8で比較する。大腿部および下腿部の角速度変化に着目すると、股関節トルクによる大腿部の加速後に、下腿部の角速度が増加するため、遠心力が股関節に対して伸展トルクとして作用し、大腿部の屈曲を妨げるため  $Q_{max}$  が大きいほど減速が大きくなっている。一方、下腿部は図8のように、大腿部の加速中に慣性の影響で一度減速し、その後遠心力の影響で膝関節に伸展トルクが発生するため、 $Q_{max}$  が大きいほど大きく加速されていることがわかる。このように、股関節トルク値が大きい場合、大腿部の加速—減速ならびに下腿部の減速—加速が急激になり、結果的に短時間で終端姿勢になってしまうこととなる。逆にトルク値が小さい場合は、加減速が緩やかであり各関節の回転角度が小さくなるため、やはり短時間で終端姿勢になってしまうことがわかる。この結果、随意制御によって大腿部の加減速を調整しても遊脚時間を任意に変化させることができないことが明らかになり、膝継手に歩調の調整機能を持たせる必要がある。

#### 4. 膝継手の制御

本章では膝継手に必要となる制御要素を明らかにする。はじめに、歩調の調整に適した要素を検討する。さらに、健常者による歩行実験を実施し、その分析結果からさまざまな条件下における歩行動作に必要な制御要素を検討する。

**4.1 歩調の調整** 従来から装着者に対する安全性や快適性を向上する目的で、摺動部や油圧シリンダのマニュアル操作で、動摩擦トルクあるいは粘性抵抗トルクが調整可能な膝継手が開発されてきた。また最近では、装着者の歩調に合わせ自動的に空圧シリンダや油圧シリンダの絞り弁を制御するインテリ

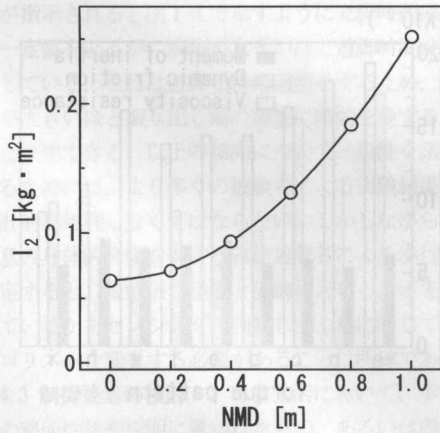


Fig. 9 Relationship between moment of inertia and spherical weight position of shank

ジェント化された膝継手も登場している。このように膝継手の機能は改良が重ねられており、被験者による性能評価試験は充分に行われているものの、力学的な側面から有効性を検討している報告例は少ない。ここでは二重振り子の運動に大きな影響を及ぼす要因に着目し、膝継手関節軸の動摩擦トルクおよび粘性抵抗トルク、さらに下腿部の慣性モーメントを取り上げる。これらの値を調整しながら簡略化モデルを用いて歩調の変化を比較し有効性を検討する。

慣性モーメントは、調整可能な範囲を明確にするため下腿部の可動球体が膝関節軸から下腿先端まで移動することで調整するものと仮定する。この移動距離を下腿部の長さで正規化した正規化移動距離 NMD(m) に対する関節軸まわりの慣性モーメントの変化を図9に示す。動摩擦トルクは、終端姿勢が維持できるよう最大 6.0 (N·m) まで、1.0 (N·m) 刻みで設定した。粘性抵抗トルクについては、粘性抵抗係数を最大 1.2 (N·m·s/rad) まで、0.2 (N·m·s/rad) 刻みで設定した。表2に示す9種類の股関節トルクの入力条

Table 2 Torque function at hip joint

$T(\text{sec})$ / $Q_{max}(\text{N}\cdot\text{m})$	0.1	0.2	0.3
20	a	b	c
40	d	e	f
60	g	h	i

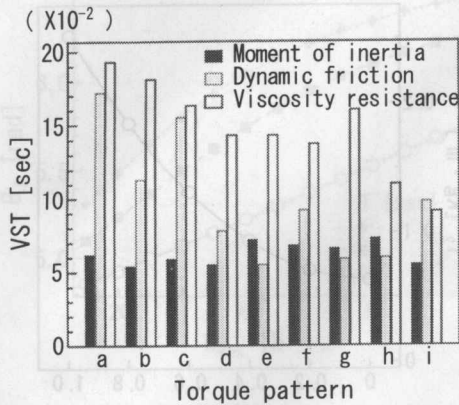


Fig. 10 Comparison of change width of swing time

件下でそれぞれの調整を行い、遊脚時間の変化幅 VST(sec)を解析した結果を図 10 に示す。この結果、どのような股関節トルク設定においても変化幅が大きい粘性抵抗トルクの調整が最も有効であることが明らかになった。動摩擦トルクは、終端姿勢を維持するために大きく調整できない場合があり、制御アルゴリズムが複雑になると予想される。また、慣性モーメントの調整で変化幅を大きくするためには、可動球体の質量を大きくすれば良いが、位置の調節が困難になるとともに義足の質量増加を招き、実用化には適さない。以上のことから、油圧シリンダなどによる粘性抵抗トルクの制御で歩調の自動調整を行うのが望ましいといえる。

**4.2 歩行分析** 大腿義足装着者の股関節運動による随意制御では歩幅の調整が可能であり、歩調の調整には膝継手の油圧シリンダなどによる遊脚時間制御が望ましいことを明らかにした。この結果による

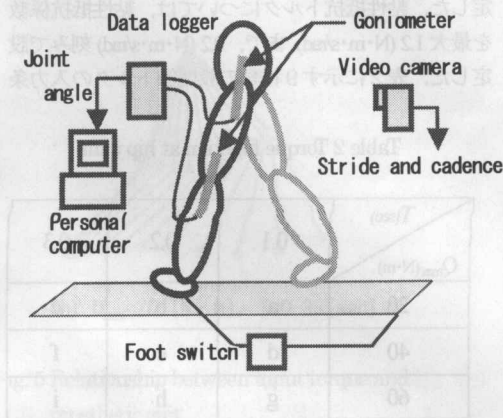


Fig. 11 Experimental instrument for gait analysis

Table 3 Details of subjects

Subject	Height (m)	Weight (Kg)	Length (m)	
			Thigh	Shank
A	1.67	58.1	0.41	0.40
B	1.69	70.0	0.40	0.39
C	1.69	54.3	0.45	0.39
D	1.77	61.2	0.43	0.40
E	1.69	58.0	0.40	0.43
F	1.73	62.1	0.41	0.41

と、現存するインテリジェント化された膝継手を有する大腿義足であれば、日常のさまざまな歩行動作に充分適応可能であると考えられる。しかしながら、実際に装着者の歩容を観察すると、このような義足を使用しても不自然な動作が現われることがある。この原因を明らかにし、装着者が健常者と同様の歩容を獲得することを可能にするため、健常者による歩行分析結果を基に、歩容改善のために必要となる制御要素を検討する。歩行分析実験は図 11 で示すように、ゴニオメータにより股関節ならびに膝関節の角度を計測した。歩調および歩幅は高速度ビデオカメラで計測し、遊脚と立脚の判別はソールに電極を貼りつけた実験用シューズを用いて電氣的な切断信号により決定した。歩幅の指示は床面にマーカーを貼り付け、歩調についてはパーソナルコンピュータで作成したリズム音に合わせて歩行させた。以上の設定による都合から、本報では踵接地から逆側の踵接地までに要する時間を Cadence (sec/step)，その距離を Stride (m) として、それぞれ歩調および歩幅を代表するものとした。被験者は健康な青年男子 6 名を採用し、その身体的特徴を表 3 に示す。な

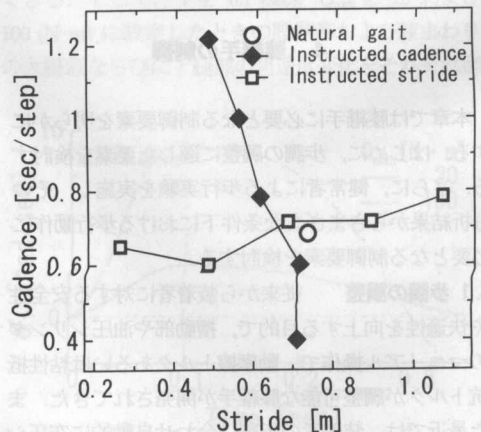


Fig. 12 Experimental results of gait analysis

お、6名とも歩行動作に影響するような下肢の既往歴はない。被験者には、まずリラックスした状態から本人にとって自然な歩行動作を行ってもらい、その後、歩幅と歩調を指示した。以上の実験結果について、歩調と歩幅の関係をまとめ、図12に示す。この結果、歩調を速く指示すると歩幅が増加し、歩幅を大きく指示すると歩調が遅くなり、指示条件により両者の関係は逆の傾向を示すことが明らかになった。さらに、被験者にとって自然な歩行はこれらのグラフの交点付近に位置しており、被験者6名ともに同様の傾向が認められた。この要因は以下のように考えられる。図13に示すように歩調が指示された場合、遊脚および立脚時間ともに歩調に従い単調に増減している。簡略化モデルの解析で明らかのように、速い歩調が指示されると股関節トルクは大きな値となるため歩幅が増大する。これに対し歩幅

が指示されると図14で示すように立脚時間はほぼ一定値をとるが、歩幅が大きいほど遊脚時間は増大している。これは遊脚で歩幅調整をするため、歩幅が大きいほど振り出し幅の調整に時間を要するためと予想できる。以上の傾向について一般性を議論するためには、より多くの被験者による実験結果を統計的に処理しなくてはならない。しかしながら、任意の身体的特徴を有する義足装着者による歩行を想定すると、最低限、歩幅と歩調のどちらが優先されているかをセンシングで判断し、これに応じてアルゴリズムを変更する必要があることは明確である。

**4.3 制御要素の検討** 日常生活において、歩行中の路面性状や周囲に置かれたもの、あるいは周辺の人動きなどで歩幅の調整を余儀なくされることは多い。このような条件下で歩幅を優先すると、現状の義足では歩調が合わなくなり、股関節の代償運動が強く求められる結果、不自然な歩容になってしまう。義足装着者が健常者と同様の歩容を獲得するためには、このような条件下で要求される膝関節トルク値を膝継手で発生させる必要がある。そこで、簡略化モデルのパラメータを6名の被験者に応じて設定しながら、歩行分析で得られた関節運動を入力し、逆動力学解析により膝関節トルクを算出した。膝関節の動きを表す大腿部と下腿部の相対角速度に対する遊脚期における膝関節トルクの変化の代表例を図15および16に示す。それぞれ2種類の歩調ならびに歩幅が指示された場合と、被験者にとって自然な歩行動作における膝関節トルクを比較している。このとき、正の相対角速度は膝の伸展を表し、正の膝関節トルクは伸展トルクとなる。歩調および歩幅

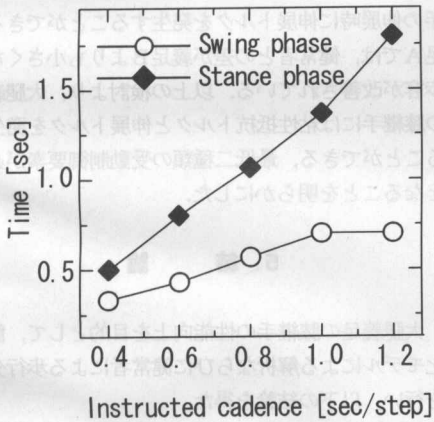


Fig. 13 Variation of gate with instruction of pace

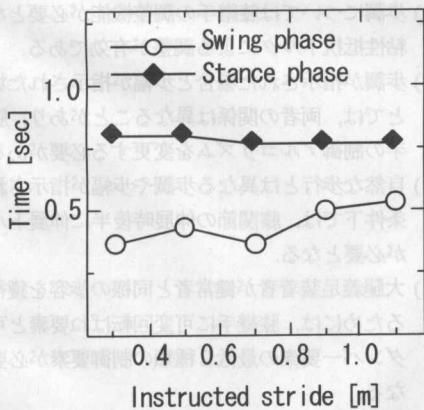


Fig. 14 Variation of gate with instruction of stride

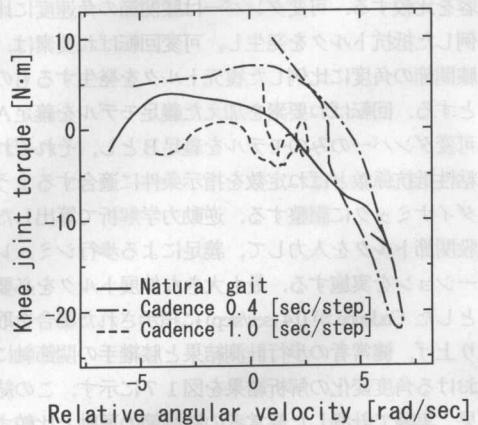


Fig. 15 Variation of knee joint torque under instruction of cadence

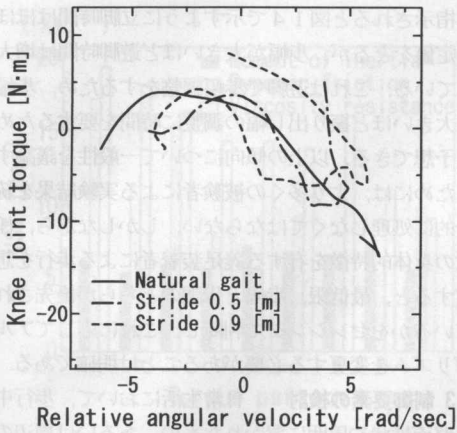


Fig. 16 Variation of knee joint torque under instruction of stride

が指示された場合の膝関節トルクの変化は、伸展が開始された後半にどちらも自然な歩行に比べ複雑な変化をしている。このことは、指示条件を伴う歩行では自然な場合に比べ、大腿部あるいは下腿部における筋肉の緊張する頻度が、より高いことを示唆している。特に伸展時の後半は、いずれの指示条件下でも伸展トルクが必要となることがわかる。油圧シリンダなどの粘性抵抗力を発生する受動要素では、伸展時に伸展トルクを発生することができないため、従来の義足では遊脚期後半において、膝の伸展時に股関節の代償運動を必要としたと考えられる。そこで従来のインテリジェント化された義足のように膝継手に可変ダンパー要素を有するものと、さらに可変回転ばね要素を加えたものをモデル化し、その歩容を比較する。可変ダンパーは膝関節の角速度に比例した抵抗トルクを発生し、可変回転ばね要素は、膝関節の角度に比例した復元トルクを発生するものとする。回転ばね要素を加えた義足モデルを義足A、可変ダンパーのみのモデルを義足Bとし、それぞれ粘性抵抗係数とばね定数を指示条件に適合するようダイナミックに調整する。逆力学解析で算出した股関節トルクを入力して、義足による歩行シミュレーションを実施する。最も大きな伸展トルクを必要とした Cadence が 0.4 (sec/step) に指示された場合を取り上げ、健常者の歩行計測結果と膝継手の関節軸における角度変化の解析結果を図 17 に示す。この結果、実験で計測した健常者の膝関節の運動と比較すると、特に遊脚期の後半においてモデルBの運動との差が徐々に大きくなっていることがわかる。膝継

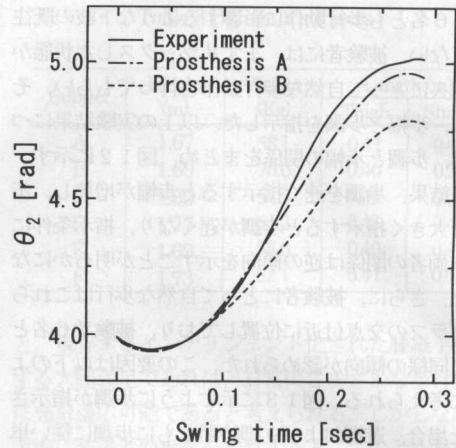


Fig. 17 Simulation results of evaluating prosthesis performance

手の伸展時に伸展トルクを発生することができる義足Aでは、健常者との差が義足Bよりも小さくなり、歩容が改善されている。以上の検討より、大腿義足の膝継手には粘性抵抗トルクと伸展トルクを発生することができる、最低二種類の受動制御要素が必要となることを明らかにした。

## 5. 結 論

大腿義足の膝継手の性能向上を目的として、簡略化モデルによる解析ならびに健常者による歩行分析を行い、以下の結論を得た。

- (1) 大腿義足を装着した場合、歩幅については股関節の代償運動で調整することができる。
- (2) 歩調については膝継手の調整機能が必要となり、粘性抵抗トルクによる調整が有効である。
- (3) 歩調が指示された場合と歩幅が指示された場合とでは、両者の関係は異なることがあり、膝継手の制御アルゴリズムを変更する必要がある。
- (4) 自然な歩行とは異なる歩調や歩幅が指示された条件下では、膝関節の伸展時後半に伸展トルクが必要となる。
- (5) 大腿義足装着者が健常者と同様の歩容を獲得するためには、膝継手に可変回転ばね要素と可変ダンパー要素の最低2種類の制御要素が必要になる。

文 献

- (1) 関川伸哉, 森本正治, バイオメカニズム論文集, Vol. 14, (1998), 205-215
- (2) 中川昭夫, 日本義肢装具学会誌, Vol. 13, No. 1, (1997), 46-51
- (3) 長倉裕二, 小嶋功ら, 日本義肢装具学会誌, Vol. 13, No. 3, (1997), 192-199
- (4) 児玉義弘, 若林一雄ら, 日本義肢装具学会誌, Vol. 13, No. 1, (1997), 14-19
- (5) 関川伸哉, 山本澄子ら, バイオメカニズム論文集, Vol. 13, (1996), 279-289
- (6) 関川伸哉, 森本正治, バイオメカニズム学会誌, Vol. 23, No. 2, (1999), 99-105
- (7) 藤本浩志, 加藤一郎, 機論, 61-582, C(1995)641-645
- (8) 阿江通良, 湯海鵬ら, バイオメカニズム論文集, Vol. 11, (1992), 23-32

Nobuyuki KANEKAWA, Yoshiko YAMAMOTO, Shinya KANEKAWA, Takashi FUJIMOTO, and Minoru SATO  
 Faculty of Engineering, Kansai University, Suita, Osaka 564-8680, Japan  
 This paper describes a method of muscles control in start walking using human leg model. We analyzed the walking motion and measured the surface EMG, and discovered there are 3 joint angles needed for start walking. We also discovered Chinese musician, Huiyuan (Laozi's name) discovered the main components of beginning of walking. We searched the human leg model and measured the actuators instead of the muscles. And we used leg model to obtain the condition when the leg model beginning to walk from knee position. It was confirmed that action timing of the actuator matched with the muscles work in the surface EMG. As the result, the start walking was able to be controlled by the operation of 3 actuators in moving sequence in Chinese musician's questionnaires. Based on this discovery, we obtained basic data for the development of the wearable assistive equipment for walking in the start.

日常生活活動 (ADL) の自立 (Quality of Life) の向上を目指す。そのためには、歩行能力の向上が重要である。歩行能力の向上には、歩行の初期制御が重要である。歩行の初期制御とは、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。歩行の初期制御には、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。歩行の初期制御には、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。

歩行の初期制御に関する解析的検討。歩行の初期制御とは、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。歩行の初期制御には、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。歩行の初期制御には、歩行の開始時に必要な関節角度を制御することである。本研究では、歩行の初期制御に関する解析的検討を行った。

原稿受付: 昭和三十九年三月廿一日  
 印刷: 昭和三十九年三月廿一日  
 発行: 昭和三十九年三月廿一日  
 編集: 昭和三十九年三月廿一日  
 印刷: 昭和三十九年三月廿一日  
 発行: 昭和三十九年三月廿一日  
 編集: 昭和三十九年三月廿一日