

## 外部駆動源を必要としない能動型膝継手の実験的検討\*

鈴木 聡 一 郎\*<sup>1</sup>Experimental Study on an Active Knee Joint Mechanism  
without an External Energy SourceSoichiro SUZUKI\*<sup>2</sup>\*<sup>2</sup> Department of Mechanical Engineering, Kitami Institute of Technology,  
165 Koen-cho, Kitami-shi, Hokkaido, 090-8507 Japan

An above knee prosthesis that is used by femoral amputees has a knee joint mechanism as an alternative function of a knee. A Knee brace also has a knee joint mechanism for securing stability of a knee during the stance phase. Performance of the prosthetic knee joint highly affects activity and a cure of the patient. However, the practical knee joint mechanism that can generate active joint torque has almost never appeared, because of the problems of overweight, mechanical noise and energy consumption. In this study, a new joint mechanism that would be able to generate extensional knee joint torque by utilizing ground reaction force without an external energy source was examined. The torque generator composed of hydraulic cylinders was designed by considering the results of gait analysis. The experimental trial model of a knee brace was made for a normal subject. Effect of the torque generator was experimentally examined by electromyogram of vastus medialis and by measuring generative torque during extension of a knee joint.

**Key Words:** Prosthesis, Knee Brace, Knee Joint Mechanism, Ground Reaction Force, Hydraulic Actuator, Medical and Welfare Assistance, Bio-Motion

## 1. 緒 言

大腿義足用の膝継手ならびに膝周辺部における受傷や疾病による障害のリハビリテーションなどに用いられる継手付き膝装具の性能は、装着者の活動度や治癒効果に多大な影響を及ぼす<sup>(1)</sup>。膝継手の重要な役割として、立脚期における膝折れの防止や膝の安定性回復が挙げられる。義足用膝継手では、床反力を利用した荷重ブレーキやリンク機構を有する多軸膝など、装着者の負担軽減と立脚期の安定性向上を目的にさまざまな膝継手が開発されてきた<sup>(2)</sup>。近年では、歩調の自動調整や軽度のスポーツなど高い活動度の実現が可能で、マイクロコンピュータによる自動制御機能を有する膝継手も実用化されている<sup>(3,4)</sup>。その一方で、階段や段差ならびに傾斜路の昇降、さらには立ち上がり動作や跳躍など、膝関節に大きな能動トルクが必要となる局面では、未だ十分に対応しきれていないのが現状である。

膝装具の継手についても、立脚期の膝の安定性回

復と関節運動の拘束を目的としたものがほとんどであり、能動トルクを発生できるものは実用化されていない。例えばパワーアシストスーツなどは、介護者の全身運動を補助することを目的としたものが多く、膝装具のように障害を持つ人が容易に自分自身で装着でき、日常生活の中でリハビリテーションを行うような状況は想定されていない。さらに、能動型膝継手を有する動力義足やパワーアシストスーツの実用化に際しては、重量増や消費エネルギーなどのハードウェア面に加え、アクチュエータの制御手法などソフトウェア面の双方において多くの問題が残されている。複雑な制御を必要としない、省エネルギーで軽量の能動型膝継手が実用化されれば、装着者の活動度やリハビリテーション効果が大きく向上するとともに高齢者用の装具など用途拡大にも期待できる。

そこで本研究は、外部駆動源を必要とせず、軽量でありながら十分な能動トルクを発生できる膝継手の開発を目的とする。本報ではその基礎的検討として、はじめに健常者の歩行解析結果から床反力を利用した能動トルク発生機構を設計する。次に、この機構を装備した膝装具を試作し、その有用性について実験的に検討する。膝装具の試作機を装着した歩行実験を行い、

\* 原稿受付 2009年3月2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@mail.kitami-it.ac.jp

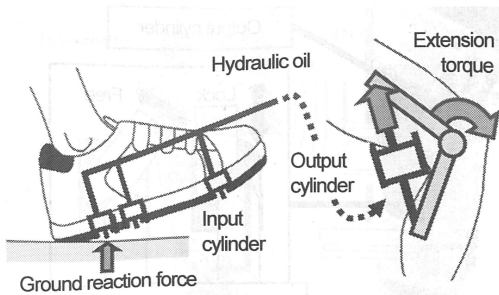


Fig. 1 Knee joint torque generator

発生した能動トルクと歩行動作中の膝関節運動への寄与度について定量的に検討する。最終的にはトルク発生機構の改良を実施し、その効果と実用化への可能性を検証する。

2. トルク発生機構

外部駆動源を必要としない能動型膝継手のトルク発生機構は、立脚期における床反力を利用して足底部に配置した入力側油圧シリンダを圧縮し、膝継手に内蔵した出力側油圧シリンダを伸展させ、膝関節トルクに変換する機構である。その基本原理は、図1に示すように義足の足部や靴の足底部に埋設した入力シリンダが、踵接地からつま先離地までの間に床反力により圧縮される。このとき、大腿義足や膝装具を装着していても、安定に立脚できれば健常者とはほぼ同等の床反力を得ることができると予想される。入出力シリンダの径比と配置ならびにリンク比を適切に設定すると、膝継手を伸展させるのに十分な出力トルクを発生することができる。

3. 膝継手の基本設計

3-1 歩行実験

健常者の歩行実験により立脚期における膝関節運動、床反力および足底圧分布を計測し、膝関節モーメントを算出することで、健常者と同等の歩容を実現する膝継手の基本設計を決定する。具体的には、床反力と足底圧分布から入力シリンダ数とその配置を決定し、膝関節モーメントと膝関節角度変化から入出力シリンダ径比ならびにリンク長を決定する。そのため歩行実験は表1に示すような身体的特徴を有する3名の被験者について、図2に示す環境下で実施した。モーションキャプチャシステムである VICON460 を用いて膝関節角度を計測し、同時に株式会社共和電業製のフォースプレートと足底圧マットにより床反力ならびに足底圧分布を計測した。

3-2 シリンダの設計

健常者の歩行解析結果を基に入出力油圧シリンダを設計する。解析結果の一例と

Table 1 Physical features of subjects

Subject	Sex	Age	Height [m]	Weight [Kg]	Leg [m]
A	Male	24	1.71	74.0	0.94
B	Male	22	1.71	62.0	0.87
C	Male	24	1.63	58.4	0.78

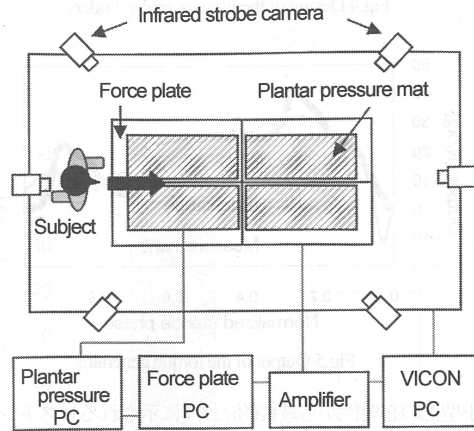


Fig. 2 Setup of a gait analysis system

して被験者 A の自然歩行時の立脚期における膝関節角度およびモーメントの変化を図3に示す。横軸は正規化した立脚時間を示し、左側縦軸は膝関節角度を示しており、屈曲方向を正とする。右側縦軸は膝関節モーメントを被験者の体重比で示しており、正は伸展、負は屈曲トルクを表す。この結果、正規化立脚時間 0.20 から 0.76 の時、膝関節角度は 20.3 deg から 7.3 deg に 13.0 deg 伸展しており、膝継手のリンク長を 100 mm とすると、出力シリンダのストローク長は 2.7 mm と求まる。さらに立脚の足底圧分布から入力シリンダの配置位置および入出力シリンダのピストン径比を決めることができる。

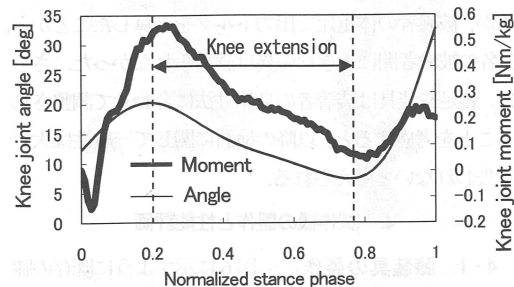
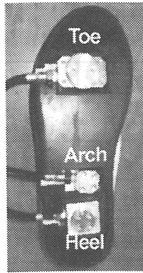


Fig. 3 Experimental results of gait analysis



<Diameter of pistons>  
 Toe cylinder : 15.0[mm]  
 Arch cylinder : 4.0[mm]  
 Heel cylinder : 7.5[mm]  
 Output cylinder : 30.0[mm]  
 <Stroke of cylinders>  
 Input cylinder : 3.6[mm]  
 Output cylinder : 2.7[mm]

Fig.4 Design of the input/output cylinders

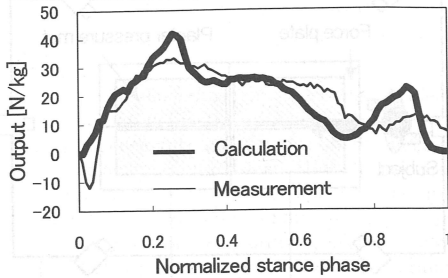


Fig.5 Output of the torque generator

小型化の必要性から最終的に図4に示されるピストン径を決定し、入力シリンダのストローク長を3.6 mmとした。以上の設計により、足底圧データを用いて膝継手などの程度の伸展トルクを発生するか見積ることができる。なお図中の写真は、埋設している入力シリンダの概観を示すため、靴底を外した状態を撮影したものである。図5の横軸は正規化した立脚時間を示し、縦軸はシリンダ出力を被験者の体重比で表わす。図の太線は本設計における出力シリンダの理論出力値を示し、細線は膝関節モーメントの計測値からリンク長と関節角度を用いて換算した、必要となるシリンダ出力である。両者の値を比較すると、設計通りの出力が得られれば十分な膝の伸展トルクをタイミングよく発生できるといえる。以上の結果は限られた被験者の歩容から求められたものであるが、被験者の体重比で出力トルクを計算したことから、3名の被験者間に大きな差異は認められなかった。さらに、義足や装具は装着者の身体寸法に合わせて調整されることを考慮すると、以降の検討に関して一般性は大きく失われまいと考えられる。

#### 4. 試作機の製作と性能評価

**4-1 膝装具の製作** 図6に示すように既存の膝装具を改造してトルク発生機構を取り付けた試作機を

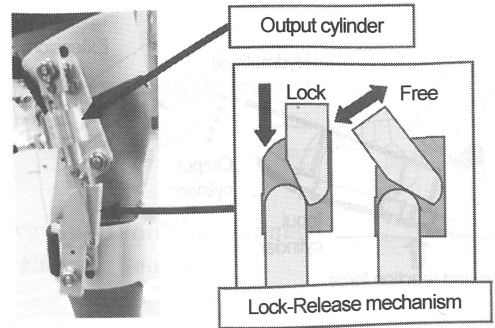


Fig.6 The torque generator of a knee brace

製作し、その性能を評価する。被験者Aの歩行解析結果によると自然歩行時における膝関節の最大屈曲角度は65.0 deg、最大伸展角度が7.3 degであったため、一歩行周期中に膝関節角度は57.7 deg変化していることになる。しかしながら入出力シリンダを単純に連結しただけでは、立脚期に伸展した膝関節を遊脚期で自由に屈曲させることができなくなり、遊脚の膝関節運動を拘束してしまうことが予想される。そこで、図のような床反力の有無により機械的に膝継手を出力シリンダから解放できる機構を製作した。この機構により、遊脚期における膝関節の自然な屈曲運動が実現でき、一歩行周期の計測が可能になる。実用際には、シリンダ作動油の流路制御により連続歩行が可能となる手法を検討する。

**4-2 表面筋電位による評価** 能動型膝装具の有効性について、EMG (筋電図: Electromyogram)を用いて、筋活動への寄与度を定量化する。EMGとは、筋が活動する際に筋繊維上を伝播する活動電位の変動を記録したものである。活動電位は、筋収縮の際に発生する微弱な電位で、筋が大きく収縮したとき変動が大きくなり、弛緩時にはほぼ零となるため、膝装具の出力の有無によるEMGを比較することで、その寄与度を定量化できる。実験方法としては図7のように、膝関節の伸展時に大きく収縮する内側広筋に筋電位計測用の電極を貼り、マルチテレメータシステムによって歩行中のEMGを記録する。また、計測されるEMGは短い周期で大きく変動する結果が得られるため、実効値化したRMS値(RMS: Root Mean Square)を用いて定量的な検討を行う。図8に示すように解析範囲を立脚開始時の膝の軽度屈曲から伸展終了までに定め、この区間におけるRMS値の平均値をRMS代表値として比較する。歩行動作については被験者に対して歩調を45 step/min、歩幅を1.2 mに合わせるようにリズム音とマーキングテープでそれぞれ指示した。EMGはサンプリング周期3 kHzで計測し、RMS値は125 Hzで求めた。

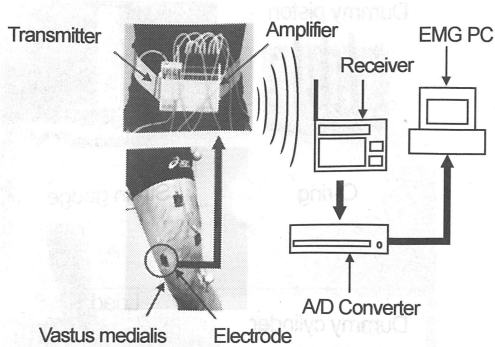


Fig. 7 Apparatus for measuring EMG

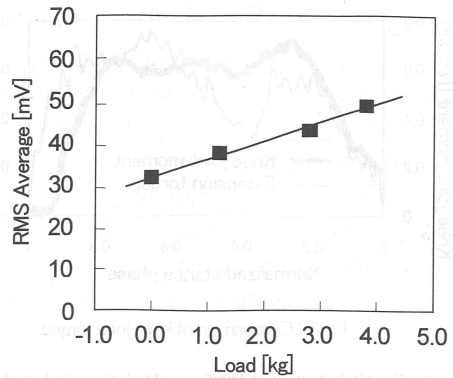


Fig. 9 Relationship between a load and the mean RMS

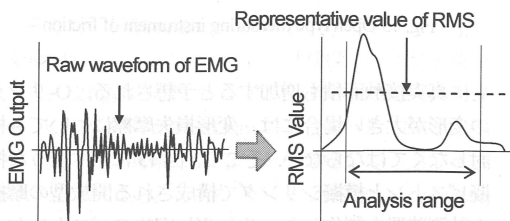


Fig. 8 Evaluation of EMG by representative RMS

**4・3 EMG による寄与度の検証** 設定した各条件において歩行実験を 20 回繰り返して、RMS 代表値を平均して RMS Average とし、この値を比較することで有効性を検討する。はじめに、装具の重量が及ぼす影響について検討するため、被験者に 0 kg, 1.2 kg, 2.8 kg ならびに 3.8 kg の四種類に設定した荷重負荷を与え、RMS Average を比較した。この結果、図 9 に示すように荷重の増加に従って RMS Average もほぼ比例して増加する傾向が認められた。このことは、膝継手の軽量化が装着者の負担軽減に重要であることを示唆している。さらにこの結果を基に、出力シリンダの作用の有無で RMS Average を比較し、装具の有効性を定量的に検討する。装具の重量変化による影響が大きいため、出力シリンダが作用しない場合は、単にレバーとシリンダの連結をはずすのみとした。そのため RMS Average の差が直接出力シリンダによる歩行中の膝関節伸展への寄与度を表すことになる。図 10 に示される結果から、出力シリンダの作用により RMS Average は約 43 mV から 30 mV へ 13 mV 減少しており、膝関節伸展時の内側広筋の筋活動に対し、およそ 30.2% 寄与したといえる。ここで図中の縦線は、それぞれの標準偏差を示す。

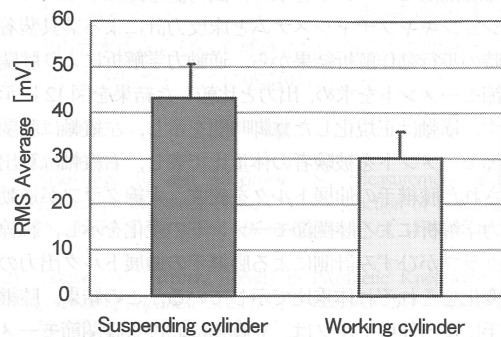


Fig. 10 Effect of the output cylinder

**4・4 ひずみ計測による評価** 試作した膝装具を被験者 A に装着した歩行実験を行い、立脚中に発生した膝関節の伸展トルクを計測してトルク発生機構の有効性を検証する。図 11 のように出力シリンダロッドにひずみゲージを貼り、4 アクティブゲージ法により引張り一圧縮ひずみを計測する。計測したひずみをシリンダ出力値に換算して、歩行中に膝装具によって発生した伸展トルクを求める。

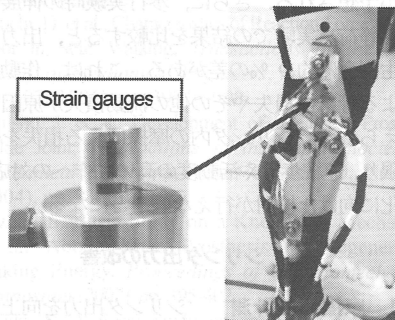


Fig. 11 Experimental verification of the validity of the torque generator

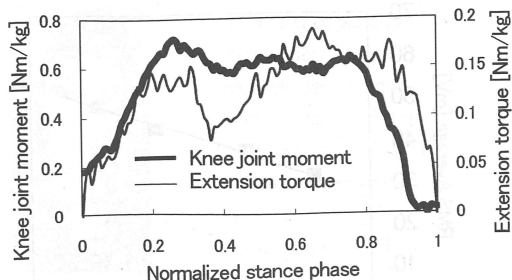


Fig.12 Comparison of knee joint torque

**4-5 出力トルクの検証** 膝装具が出力した伸展トルクを計測すると同時に、装具装着時に発生している膝関節モーメントを求め、出力値と比較する。モーションキャプチャシステムと床反力計による装具装着時の歩行動作解析結果から、逆動力学解析により膝関節モーメントを求め、出力と比較した結果を図12に示す。横軸は正規化した立脚時間を示し、左縦軸は膝関節モーメントを被験者の体重比で表し、右縦軸は算出された膝継手の伸展トルクを表す。太線グラフが逆動力学解析による膝関節モーメントの変化を示し、細線グラフがひずみ計測による膝継手の伸展トルク出力の変化をそれぞれ体重比で示している。この結果、膝継手による伸展トルクは、立脚期における膝関節モーメントの約25%であることが示された。

**4-6 性能評価** EMGとひずみ計測によるいずれの評価においても、シリンダ出力は設計時の予想から大幅に減少した。この原因を明らかにするため、入出力シリンダを直接連結した状態で入力シリンダに静荷重を与え、その時の出力を計測した。その結果シリンダ出力の計測値は、入出力シリンダの断面積比から求まる理論値の約33.7%にとどまることが明らかになった。この大きな要因は、合成ゴム製のOリングの変形による過大な凝着摩擦や変形損失摩擦の影響であることが予想される。さらに、歩行実験時の伸展トルク出力と静荷重実験での結果を比較すると、出力トルクの発生割合に約9%の差がある。これは、作動油の流動による管摩擦損失やその他の流動損失が原因であると考えられる。シリンダ内の摩擦による損失を低減しない限り、連続歩行や活動度の高い動作への対応など、実用化に向けた検討が行えないことになる。

## 5. シリンダ出力の改善

**5-1 摩擦力の計測** シリンダ出力を向上するためには、摩擦による損失を大幅に低減する必要がある。Oリングは変形しやすい合成ゴム製であるため、シリンダ内壁との接触状態は見かけの接触面積の増加とと

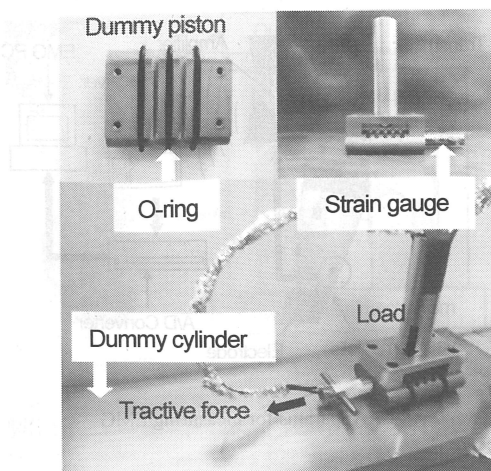


Fig. 13 Open type measuring instrument of friction

もに真実接触面積も増加すると予想される。Oリングの変形が大きい場合には、変形損失摩擦についても検討しなくてはならない。そこで、図13に示すような模擬ピストンと模擬シリンダで構成される開放型の摩擦力計測装置を製作した。それぞれ実物のピストンおよびシリンダと同じ材料を用い、荷重とOリング数は変更できるように工夫されている。摩擦力は、模擬シリンダの上に潤滑油を塗布し、模擬ピストンに負荷を与えた状態で水平に引っ張る。このときの引張力をピストンロッドに貼り付けたひずみゲージにより計測することで求める。可能な限り等速度で牽引するように留意すると、最大摩擦力は牽引開始時に発生する。さらにOリングの接触状態を観察する場合は、模擬シリンダをアルミ合金から透明なアクリル板に変更する。見かけの接触面積については、白色インクをアクリル板上面に塗布し、負荷により押しつけられたOリングを裏面から撮影した二値化画像のピクセル数より求める。

はにめに、Oリングの接触面積と最大摩擦力の関係を計測した。負荷の変更により接触面積を変化させた結果、図14で示されるように、最大摩擦力は接触面積に大きく依存することが明らかになった。このとき、Oリングのねじりや接触面の定着、スティックスリップ現象などは撮影画像とひずみ値のいずれにも認められなかったことから、Oリングの変形損失摩擦の影響は無視できるものと判断した。そのため、入出力シリンダに大きな摩擦力が発生するのは凝着摩擦が主要因であると考えられる。

**5-2 Oリング溝深さによる改善** 入出力シリンダに発生する摩擦力の検討結果から、Oリングの接触面積を減らすことが摩擦力の低減に有効であると予想され

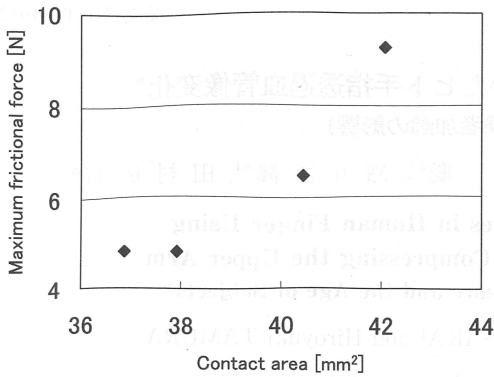


Fig. 14 Relationship between the maximum frictional force and the contact area of the O-ring

る。そこで、接触面積を減らすため O-リングのつぶし率を検討し、ピストンの O-リング溝深さによる改善を試みる。改良前の溝深さは、入力ピストンの場合は 1.20 mm、出力ピストンは 1.65 mm であり、つぶし率は 15% であった。油圧駆動であることを考慮してつぶし率を 10% に設定すると、入力ピストンの溝深さは 1.29 mm、出力ピストンは 1.75 mm にすることができる。溝深さを改良したのち、入出力シリンダ単独で静荷重をかけ、ストローク開始時の最大摩擦力を計測した。その結果、図 15 に示すように入力シリンダでは約 65%、出力シリンダでは約 80% という高い割合で摩擦力を低減できた。さらに、入出力シリンダを連結した状態では理論値の 33.7% しか得られなかった出力が、70.6% まで向上することが明らかになった。以上の検討から、十分なトルクを出力できなかった原因が、O-リングとシリンダ内壁の接触により生じる凝着摩擦力であることを明らかにし、出力の改善を図ることができた。この結果、本報で提案するトルク発生機構の基本的構成は、実用化の可能性が十分にあることを示した。

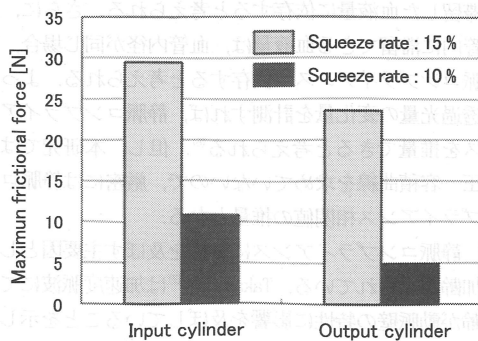


Fig. 15 Reduction of frictional force of the cylinders

## 6. 結 言

床反力を利用したトルク発生機構をもつ膝継手を歩行動作解析結果に基づき設計・製作した。膝装具の試作機で歩行実験を実施し、内側広筋の EMG とひずみ計測により性能を評価した。トルク発生機構の摩擦損失を低減することで、理論値の約 7 割の出力が得られたことから、この機構が膝関節の伸展に十分寄与できることを示した。今後は、連続歩行を可能にする流路制御システムを構築し、さまざまな動作への適応性について検証したい。

## 謝 辞

本研究の遂行にあたり、実験装置の設計・製作において北見工業大学ものづくりセンター技術員の堂田誠司氏、山田忠永氏ならびに石澤真也氏に多くのご助言とご協力をいただいた。ここに感謝申し上げる。

## 文 献

- (1) Sekikawa, S. and Morimoto, S., Measurement and Evaluation of Stance Phase Control Function of External Prosthetic Knee Joint, *Biomachanism* 14 (1998), pp. 205-215.
- (2) Tazawa, Y., Recent Trends in Prosthetic Knee-Joint, *Journal of Japanese Society of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 13, No. 1(1997), pp. 26-33.
- (3) Zhang, A., et al.: An intelligent above-knee prosthesis with EMG-based terrain identification, *Proceedings of IEEE Int. conference on systems, man and cybernetics*, Vol. 3 (2000), pp. 1859-1864.
- (4) Nakagawa, A., Present and Future Technical Trend of Prosthetic Knees, *Journal of Japanese Society of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 13, No. 1 (1997), pp. 46-51.
- (5) Fujimoto, H. and Kato, I., Method of Controlling A/K Prosthesis for Ascending with Disabled Side Hip Joint Torque, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 61, No. 582 (1995), pp. 641-646.
- (6) Sabolich, A. and Ortega, M., Sense of feel for lower-limb amputees, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 6, No. 2 (1994), pp. 36-41.
- (7) Ikeuchi, H. et al., Characteristics of Reaction Force from the Floor in Stair Walking, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 62, No. 602 (1996), pp. 3991-3998.
- (8) Furusho, J. et al., Development of Intelligent Prosthetic Ankle Joint, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 70, No. 695 (2004), pp. 2163-2170.
- (9) Suzuki, S. Basic Study on a Knee Joint Mechanism of an Above Knee Prosthesis by Regenerative Walking Energy, *Proceedings of 20<sup>th</sup> Biomechanism Symposium* (2007), pp. 395-402.
- (10) Suzuki, S. A Basic Study on an Active Knee Brace/Orthotic Knee Joint Utilizing Regenerative Walking Energy, *Proceedings of 21<sup>th</sup> Bioengineering Conference* (2009), pp. 415-416.