足部連動式義足の開発研究
−Development of a New Functional Prosthetic Knee Joint System Using Prosthetic Foot Movement−

北山一郎、 大塚 博
KITAYAMA Ichiro, OTSUKA Hiroshi
大島康敬、 西原一嘉（大阪電気通信大学）
OSHIMA yasuyuki, NISHIHARA Kazuyoshi（Osaka Electro-Communication Univ.）

Keywords：
Trans-femoral prosthesis, Stance phase control, 4-bar linkage mechanism

Abstract：
This study aims to develop a new prosthetic system to enable comfortable walking. For that purpose, we first conducted basic experiments on the prosthetic foot and the knee joint. We selected 12 leading types of commercially available feet to study their mechanic features. For knee joints, we chose one from each representative type of joints: pneumatic-cylinder mechanism and hydraulic-cylinder mechanism. We then studied their dynamic characteristics.

Based on the result of the experiments, we proposed the concept for a desirable prosthetic system. We then test-manufactured a new knee joint for prosthetic legs to meet the concept. The prosthetic leg we test-manufactured was based on the idea that cropped up during the process of improving last year's knee joint for prosthetic legs.

In this study, we confirmed that the knee joint that we test-manufactured was indeed effective. Our aim for the next year is to improve the sensitivity of this joint and to realize it for practical use.

1. はじめに

義肢装具に関しての国際学会（ＩＳＰＯ '98）でのシンポジウム[1]では、最近の膝継手へのメカトロニクスの適応研究を、(1)インテリジェント化された遊脚相制御機構とメカニカル（たとえば荷重ブレーキなど）な立脚相制御機構の組み合わせ、(2)立脚相を含む統合化されたコンピュータ制御機構、の2つに分類、説明されていた。前者の代表的なものは、ナブコやブラッチフォード社（英国）から市販化されているインテリジェント大腿義足であり、後者は、オットーボック社（ドイツ）のC-leg[2]やブラッチフォードで開発中のAdaptive Prosthesis[3]などである。

ここ数年で、前者の製品では新たな改良等が実施され、機能向上が図られるなどの進展が見られ、後者においては、国内でC-legを実際に装着している義足使用者を見かけることができるようになってきた。前者の改良には、4節リンク機構や新しい荷重ブレーキの採用などが挙げられ、後者のように統合化されたものでなくても、ほぼ基本的な機能は満たされるものになりつつある。一方、C-legは、機能的な面では、遊脚相制御と立脚相制御ともに完備されているが、国内における実際の使用テストの結果を得るにはもう少し時間を要する。

このように、義足膝継手の機能の向上は進んでいるが、簡単な（安価が期待できる）機構により歩行中のエネルギを有効に活用しながら、安定した立脚相と歩容などに優れた遊脚相を同時に実現するには、上記の機構を改良するか、従来にない新たな機構、システムを導入する必要があると考える。

本研究の目標も、比較的簡単な機構で、安定した立脚相と優れた遊脚相を実現することにあり、機構の改良と新しい義足システムの発現を目指すものである。

前年度では、文献調査、義足使用者の面談調査や義足部品の特性評価実験を実施し、立脚相や遊脚相において基本的に必要な機能を調べた。また、この結果を基に、足部連動式義足の第１次モデルを提案した[4]。

今年度は、膝継手と足部に対しさらに詳細な特性評価を実施し、これらの結果を基に、開発を進める義足の機能について、足部に関しては第2節、膝継手については第3節に概念を提示する。次に、これを実現するための新しい義足膝継手の試作を行なった。この膝継手は、前年度試作したモデルＩの改良を進めるうちに、発現したアイデアを取り入れた従来にないメカニズムの義足膝継手である。この義足膝継手の試作モデルとその有効性を報告する。

2．足部の特性評価実験

本研究は、膝継手の開発が主な目的であるが、足部と膝との連動を考える上で、現状の足部の特性を知ることは重要である。また、足部の特性データから、本研究の次のステップである、新たな足部機構の開発への進展も期待できる。前年度までで、足部の機械的な評価法について検討したので、本年度はこれに基づく試験を12種類の足部に対し実施した。また、足部に関する国内外の文献調査を行ったので、この結果についても報告する。

また、これらの結果を基に、足部に求められる機能について検討し、将来の開発の目標とするコンセプトを本節最後にまとめた。

2.1 方法

足部の特性評価に関しては、前年度と同様の荷重条件で実験を行った。図１には、足部への負荷方法を示し、図２には、実験における各パラメータを示す。この実験の当初、負荷をかける部分に荷重用部品の先端部分が直接触れるようにして実験を実施したが、この場合、足部の表面を直接押さえるため、材料に‘くい込む’ような状況になり、実際の歩行と状況がまったく異なることになる。そこで、足部と荷重部先端との間に、5mm厚のアルミ製プレート（先端が触れる部分は1mm削っているので、足部と先端との距離は4mm）を貼付し、実験を行った。

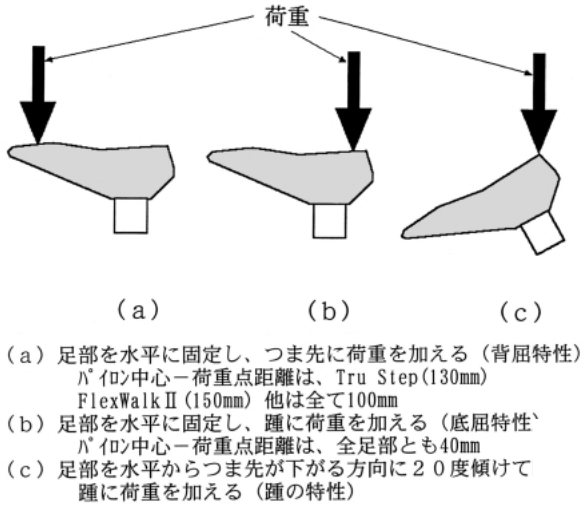


図１ 足部への負荷方法

2.2 結果と考察

結果を図３に示す。足部によっては、活動の程度により、数種類のグレードが用意されているものがあるが、今回は中程度のものを選択して、試験を行った。したがって、グレードが異なれば波形が変わることも予想される。このグレードの違いによる機械的な特性の差は、次年度の課題としたい。

このような図から、荷重を加える時の波形と荷重を減少させる時の波形の面積の比などを求め、それらから、足部のエネルギ蓄積と放出の比率などを類推することも可能であり、そのような文献もある[5)]。また、このような機械的な試験ではなく、立脚相後期のつま先への体重負荷とつま先離床前の足部にかかる力学的な状態から、エネルギの蓄積と放出を計算した文献もある[6)]。しかし、それらの文献においても、エネルギの蓄積と放出の比率と足部の機能との関連について、明確な結論を得ることは困難なようである。そこで、ここでは、足部が柔らかい硬い、などの定性的な理解が得やすいと考え、波形そのものを示すこととした。各図は、Tru Step、Flex Walk Ⅱの背屈以外はすべて同一の荷重条件でのそれぞれの足部の変形の大きさを示したものである。図では、上記２点以外は、傾きが大きい場合、その方向への荷重に対して、足部は‘かたい’ことを意味し、荷重を増加させた時の波形と減少させた時の波形の間の差（ヒステリシス）が大きい場合は、その方向への荷重負荷に対し、蓄積されたエネルギに比べて放出が少なく、その差のエネルギは材料内部に熱等で貯められる（その後空気中に放出）ことを示している。また、単軸足部に見られるような傾きに不連続性が見られるものや、Greissingerのように下向きの凸が大きい波形など、足部により様々な特徴が見られる。

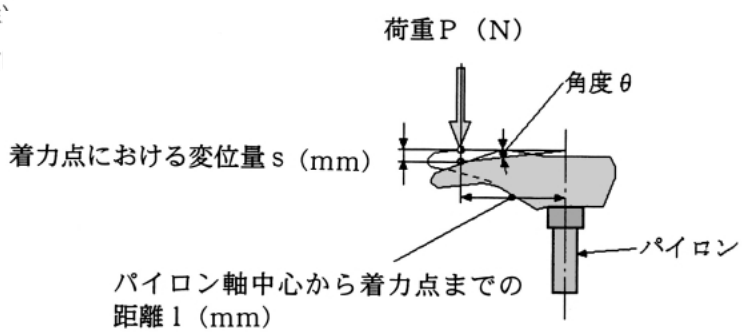


図２ 足部の特性を調べる実験における各パラメータ

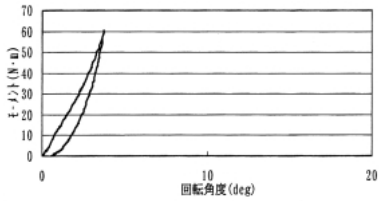
図 3 各足部の計測結果

Single Axis Foot
(独 Otto Bock 社製)
左 25cm 単軸

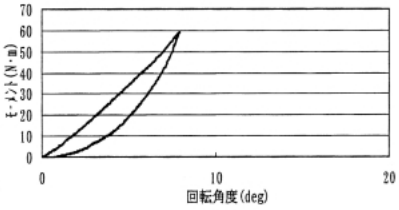
Greissinger
(独 Otto Bock 社製)
左 25cm 多軸

Greissinger Plus
(独 Otto Bock 社製)
右 25cm 多軸

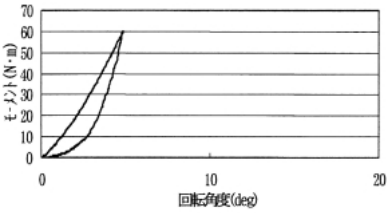
Greissinger Plus



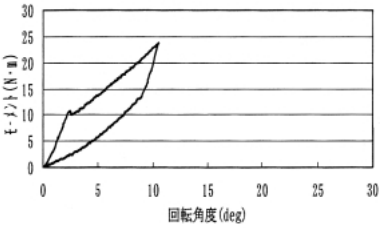
Single Axis Footの背屈モーメントと回転角度



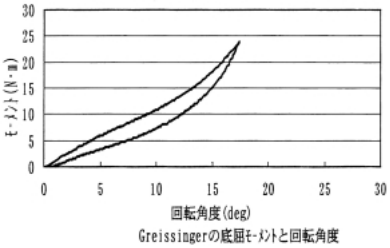
Greissingerの背屈モーメントと回転角度



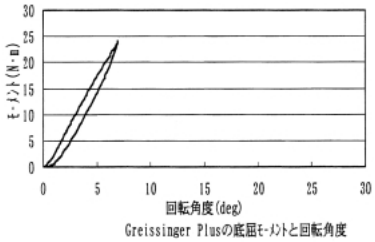
Greissinger Plusの背屈モーメントと回転角度



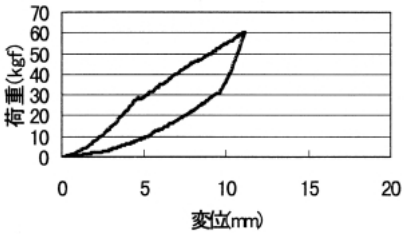
Single Axis Footの底屈モーメントと回転角度

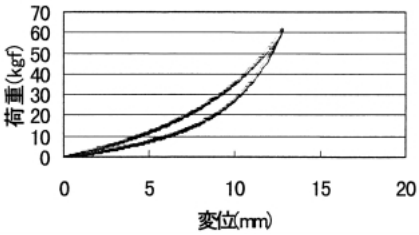


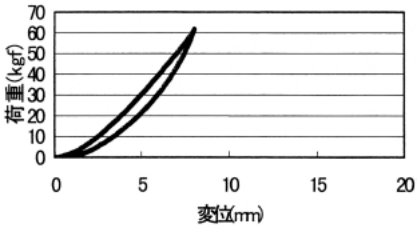
Greissingerの底屈モーメントと回転角度

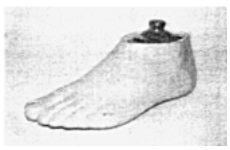


Greissinger Plusの底屈モーメントと回転角度









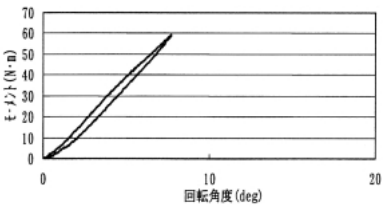
Multiaxial Foot
(独 Otto Bock 社製)
左 24cm 多軸

Master Step
(米 OSSUR 社製)
右 24cm 単軸

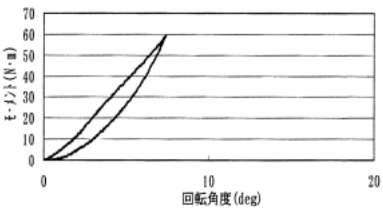
Master Step

Tru Step
(米 College Park 社製)
右 24cm 多軸

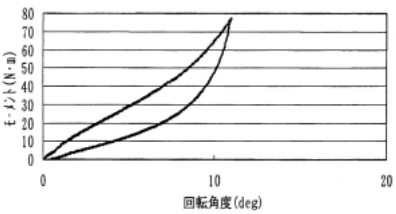
Tru Step



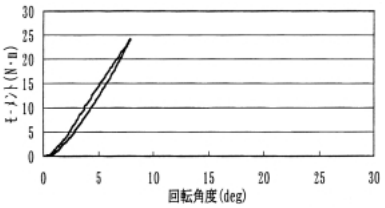
Multiaxial Footの背屈モーメントと回転角度



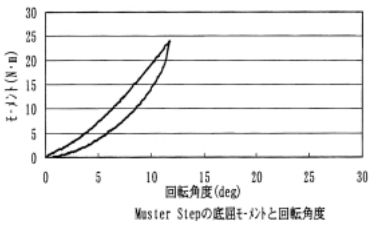
Muster Stepの背屈モーメントと回転角度



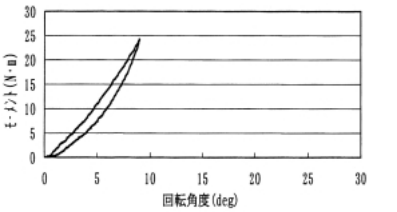
Tru Stepの背屈モーメントと回転角度



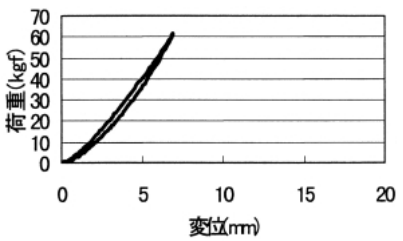
Multiaxial Footの底屈モーメントと回転角度

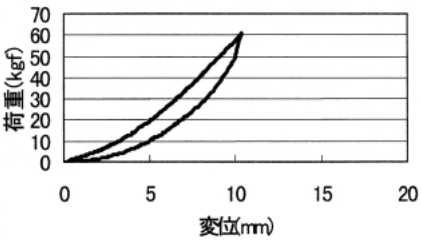


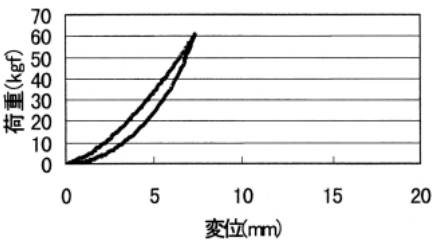
Muster Stepの底屈モーメントと回転角度



Tru Stepの底屈モーメントと回転角度







Seattle Foot
(米　MIND 社製)
右　25cm
キール材質：デルリン 15

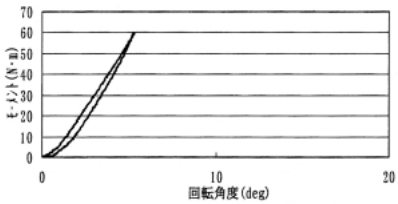
Seattle Foot

Flex Walk Ⅱ
(米　Flex Foot 社製)
右　24cm
キール材質：カーボン
グラスファイバ

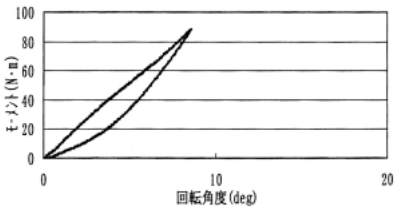
lex WalkⅡ

Sure FlexⅢ
(米　Flex Foot 社製)
右　24cm
キール材質：カーボング
ラスファイバ

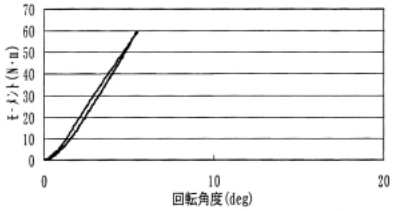
Sure FlexⅢ



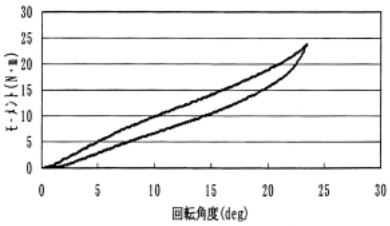
Seattle Footの背屈モーメントと回転角度



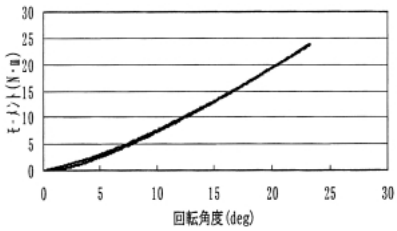
Flex WalkⅡの背屈モーメントと回転角度



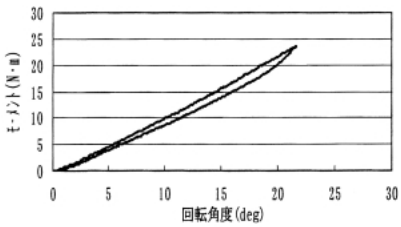
Sure FlexⅢの背屈モーメントと回転角度



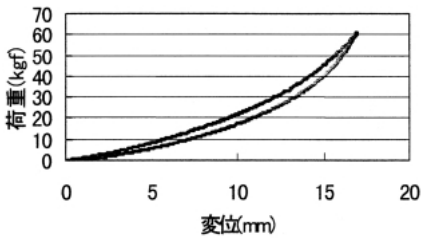
Seattle Footの底屈モーメントと回転角度

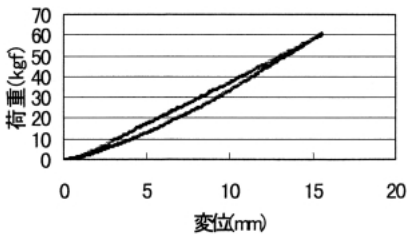


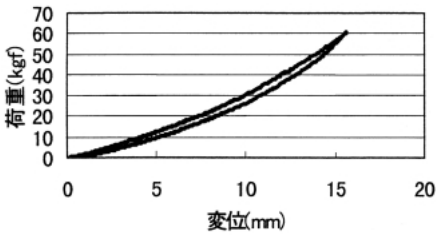
Flex WalkⅡの底屈モーメントと回転角度

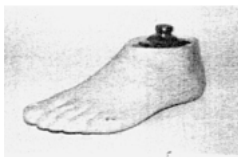


Sure FlexⅢの底屈モーメントと回転角度





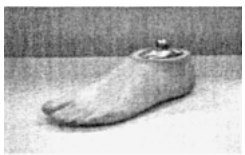




Dynamic Plus
(独　Otto Bock 社製)
右　24cm
キール材質：エンジニアリング
プラスティック

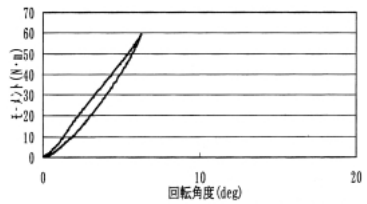
Dynamic Plus

Dynamic Response
(英 Blatchford 社製)
左　24cm
キール材質：カーボン
グラスファイバ

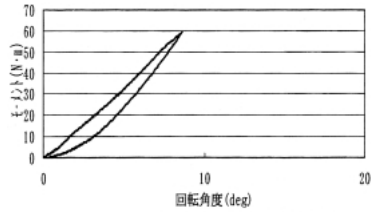


J-Foot
(日 今仙技研社製)
左　24cm
キール材質：カーボン
グラスファイバ

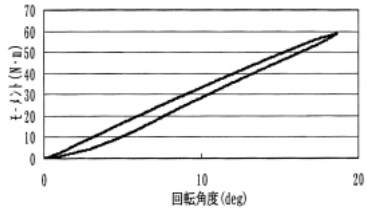
J-Foot



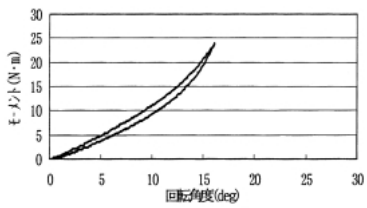
Dynamic Plusの背屈モーメントと回転角度



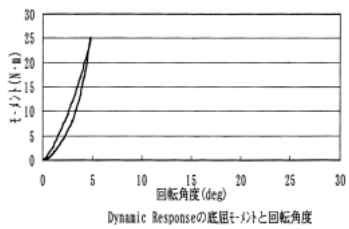
Dynamic Responseの背屈モーメントと回転角度



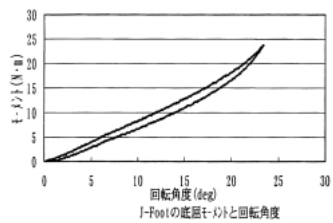
J-Footの背屈モーメントと回転角度



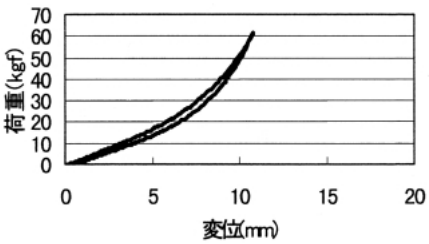
Dynamic Plusの底屈モーメントと回転角度

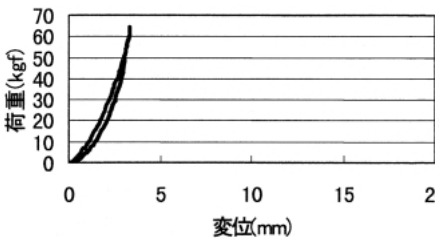


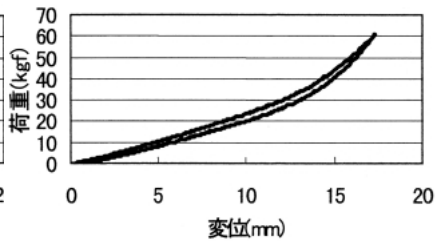
Dynamic Responseの底屈モーメントと回転角度



J-Footの底屈モーメントと回転角度







Postemaらの研究では[7]、足部に求められる性能のランクを10名の下腿切断者に対する足部試用評価実験のアンケートを基にまとめている。これを重要度の高いものから列挙すると、①断端に痛みがない、②歩行中安定性が良い、③歩行中疲れない、④速く歩くことができる、⑤立脚相の安定性、⑥床面とのしっかりした接触感、⑦柔軟な踏み返し、⑧パワーフルなpush-off、⑨ターンのしやすさ、⑩階段の昇降の容易さ、⑪優れた歩容、⑫ひざまずけること、となる。しかし、実際には使用者個々の要求は非常に複雑で、たとえば、この中の下位のものでも、ある人にとっては欠くことのできない要求であることが多いことも指摘している。したがって、一般的な結論ではあるが、足部を処方するには、被験者の情報をできる限り収集し、使用者のニーズを十分に把握し、理解することが重要であると結論づけている。

また、その他の文献[8)9)10)11)]の結果では、義足使用者の切断原因が外傷であるのか血行障害であるかによる酸素消費量などの差は、比較的明確であるが、足部の違いによる差は明確ではないとしている。いずれも、足部の違いによる歩行速度、ケーデンス、膝の底屈背屈の大きさなどにおいて差は多少あるものの、統計的な有意差を議論できるものは非常に少ない。また、Postemaら[8)]は、義足使用者の動作分析結果と身体モデルを用いて計算した足関節のパワー等は、材料の変形が十分に考慮されていないので、ショック吸収などの計算には不向きとしている。

前年度までに実施した義足使用者への面談調査と、今回の文献調査から、著者らは、足部に求める機能のターゲットを次のように選択する。これは、将来の足部開発の目標とする概念である。

① heel contact時のショック吸収機能
　場合により、下腿を前方に進めるバネ様の機構
②スムーズな踏み返し
③ push-offでの柔軟性と反発力
④調整機構（特に①と③）
⑤外観性に優れたコスメッチックカバー

また、⑤の関連として、Seattle footやJ-footのような内部機構と外装が一体として生産されているものではなく、Sure Flex IIIやTru Stepのような内部機構と外装が分離できるものをターゲットとして進めていきたい。

3．膝継手の遊脚相と立脚相について

膝継手の開発を進めるため、現状の遊脚相制御機構や立脚相制御機構の機能を調査した。遊脚相制御機構の代表的なものとして油圧シリンダ、空圧シリンダなどの機構の特性、立脚相制御機構としては多軸リンク機構や油圧シリンダなどを文献調査と実験を通して調べた。

この内、前者については、前年度、工業用ロボットを用い、遊脚相中のシリンダの反発力をひずみゲージからの出力から類推する実験を行った。今年度は、実際に義足を装着した状態でのシリンダの働きについて実験を実施しそれぞれの特性を分析した。

また、後者の文献調査については、前年度、代表的な機構について調査し、報告書に一覧表としてまとめた。今年は、それらの内の多軸リンク機構に関して、さらに詳細に調べたので報告する。

また、本節後半では、義足に要求される立脚相制御について検討を実施し、これを実現する機構の内の一つである多軸リンク機構について調べた結果を示す。

3.1 遊脚相でのシリンダの役割

前年度、工業用ロボットで義足を振ったとき、シリンダにかかる力は、20kg前後となることが観測された。この遊脚相中のシリンダ反発力は、断端の前方遠位と後方近位に力がかかったような断端とソケット間のトルクを生み出し、義足使用者はこれを感じながら歩行することになる。膝軸が理想的に摩擦がなく膝が自由に回転する状態では、切断者は、視覚情報以外で膝の屈曲の状態を知る手段がない状態と考えられる。したがって、著者らは、このシリンダによるトルクは義足使用者にとって膝の屈曲の状態を知る重要な情報ではないかと考えている。この観点から、さらに詳細な検討を要するが、通常歩行での遊脚相においては、膝の屈曲の大きさと反発力が同期する空圧シリンダの方が、同期しない油圧シリンダよりも優れているものと考えている。また、この点は、義足におけるキーワードの一つである、義足使用者にとっての義足からの“response”に重要な役割を果たしていると考える。

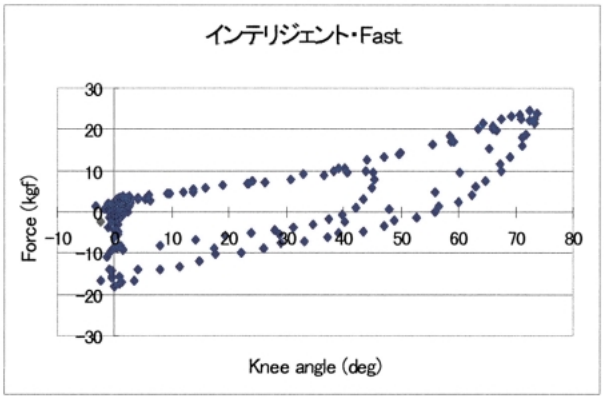
今回は、実際の大腿義足使用者において、シリンダロッドの加わる力を測定することで、義足使用者が歩行中に感じている“response”について、代表的な空圧シリンダと油圧シリンダの比較を実施した。

被験者が油圧シリンダ義足（Catech 160High Activity、伸展バネ内蔵）、単軸インテリジェント義足（Nabco NI-C111）のいずれかを用いて、歩行し、その際のシリンダロッドのひずみをひずみゲージを用いて測定する。ロッドにかかる荷重とひずみの大きさに関しては、事前に測定しておき、これにより、ひずみの大きさを荷重の大きさに変換する。

被験者は男性１名で、年齢は29才、義足使用年数は約７年、今までに油圧シリンダ内蔵義足、空圧シリンダ内蔵義足など多数の義足膝継手の使用経験があるが、ここ数か年は通常、インテリジェント膝継手（Nabco NI-C111）を使用し、足部は単軸足部を用いている。

歩行は、ゆっくりした速度（slow）、通常の速度（mid）、速い速度（fast）の３種類の歩行速度で行った。それぞれの歩行速度に対し、被験者が最も好むシリンダの調整値を事前歩行で決定した。

それぞれの速度に対し、膝角度－シリンダにかかる力（シリンダ反発力）の図を求めたが、いずれの歩行速度でも、波形の特徴はほぼ近いものであった。そこで、最も大きな値が得られているFastでの測定結果を図４に示す。波形は、立位から健足で第一歩をスタートし、急速に加速し定常状態になるまでの義足側の４歩のデータが示されている。したがって、４歩のデータにおいて、最初の２歩は、速い速度の歩行の定常状態ではなく、加速している状況である。



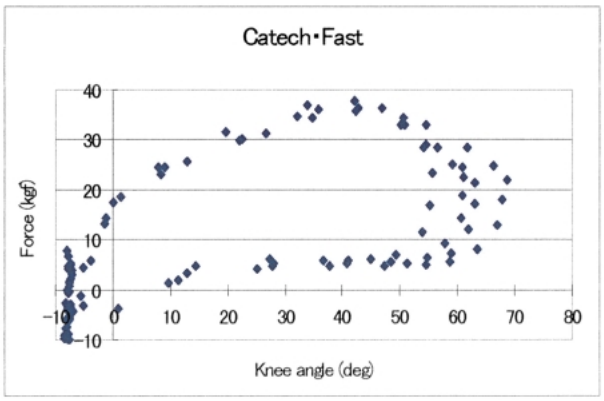


図４ 歩行中におけるシリンダの反発力

空圧シリンダでは、膝角度の増加に対し、シリンダ反発力は増加する。増加の割合は、膝屈曲角度が10度～40度のような小さい角度の時よりも、50度～70度の大きい角度の時の方が、大きくなる。これは、以前の研究[12]での結果に対応するものであり、シリンダが空気バネとして働いていることが示されている。

油圧シリンダでは、膝角度の増加に対して、膝屈曲角度が40度くらいまでは、シリンダ反発力は、増加しているが、それ以上の角度になると反発力が減少するような傾向が見られる。増加の程度は、膝屈曲角度が小さい時にシリンダ反発力が大きく、しだいに増加の程度は少なくなり、約40度～50度でピークとなり、その後減少する。これも、以前の研究[12]での結果における、油圧シリンダ反発力はシリンダロッドの変位よりも速度に対応するということに一致するものである。

義足使用者が感じる義足からの“response”を考える場合、膝屈曲角度に対応してシリンダ反発力がほぼ線形的に増加する空圧シリンダは、非線形的な特性を有する油圧シリンダよりも、遊脚相に限定した場合であるが、優れているのではないかと考える。

このことから、今後の義足の膝継手では、遊脚相では空圧シリンダが主に働く機構をターゲットに進めていきたいと考えている。

3.2 立脚相制御の考え方

立脚相制御は、理想的には健常な下肢の機能と一致するものが要求されるが、筋のようなアクチュエーターを有していない義足機構では、膝の回転に対し、これに抗する抵抗をかける（最大抵抗では固定となる）こと以上の、たとえば積極的にトルクを発生させるようなことは困難である。体重に抗して膝を伸展させるようなモーターなどを用いることも可能ではあるが、バッテリーの問題など課題が多く、現状では実用的でない。そこで、大きな出力のアクチュエーターを用いず、主にメカニズムで義足の立脚相と遊脚相の制御に適するアルゴリズムはどのようなものかを検討した。

これを図５に示す。義足では、膝伸展に対して、これに強い抵抗あるいはロックを必要とする場面はほとんどなく、この図において×で示しているようにターミナルインパクトを押さえる点以外はフリーでも実用上はほとんど問題はないと考えられる。一方、膝屈曲については、理想的には、立脚相初期に膝軽度屈曲（＊＊）を許した後伸展するようなbouncing様（以下bouncing）の動きを行うため、この時点では体重が支えられる程度に強い膝屈曲抵抗が要求さ

れる。また、立脚相後期では、遊脚相にスムーズに移行できるように膝の伸展抵抗はフリーに近い状況になることが必要である。さらにこの後遊脚相に入る。ここでは、膝は跳ね上がりを押さえ、早足などでは前方に加速するエネルギを蓄えるための屈曲抵抗は必要（油圧シリンダや空圧シリンダの役割）ではあるが、体重を支える程大きな力は必要なくほぼフリーの状態で問題はないので、×として記した（＊）。しかし、遊脚相中期から膝が伸展するときは、つまずきに備えるために屈曲方向のみ大きな抵抗がかかる状況が理想的には必要である。これにより、膝が十分に伸展していない状態で体重を負荷した場合におこる、急激な膝折れによる転倒を防ぐことができる。

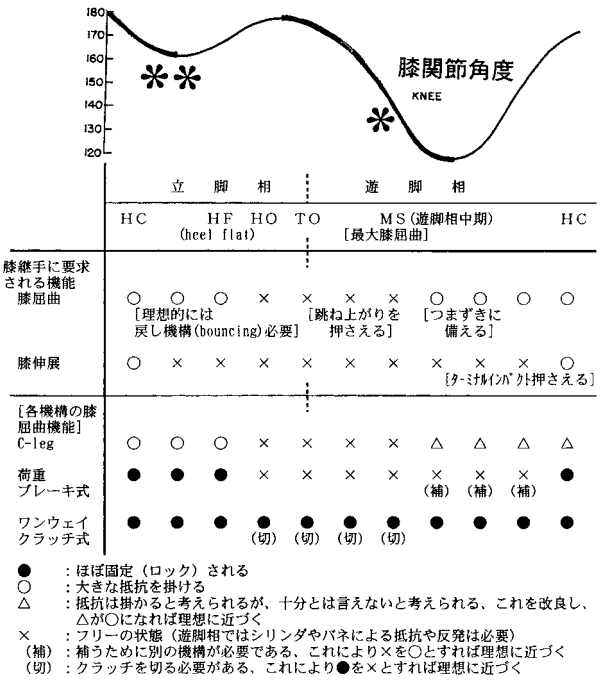


図 5 歩行における膝の制御アルゴリズム

立脚相制御については、前年度の報告書でまとめている。このなかで、代表的なものとしては、①荷重ブレーキ、② bouncing、③ yeilding などがある。これらの機構の中で、著者が、最も興味深いのは、最新型義足 C-leg 等が有する③の yeilding である。しかし、この機構は、現行のインテリジェント大腿義足のような空圧シリンダでは実現が困難であり、油圧シリンダのような非圧縮性流体を用いた機構を用いずに実現することは難しいと考えられる。空圧シリンダと油圧シリンダを同時に組み込むことも考えられるが、現実には、シリンダの開発コストが非常に高いものとなることが予想される。そこで、遊脚相で有効と考えられる空圧シリンダを生かし、yeilding を可能とする機構の開発をターゲットとしたい。具体的には、Catranis[13] の機構とインテリジェント膝継手の組み合わせを考えている。

3.3 4 節リンク機構とトータル・ニーについて

多軸リンク機構の内の代表的なものである 4 節リンク機構については、Greene[14] によりまとめられている。この文献に記載されている多軸リンク機構の利点および欠点は前回の報告書に記載しているが、この内主な点を再度まとめると次のようになる。図 6 は、4 節リンク機構の例と各パラメータを示す[14]。図では、Kc は見かけ上の軸中心で大腿と下腿上に設定した 2 点を結ぶ 2 つの線の交点でもある。a は、大腿部の長さ、b は膝から下の下腿の長さとなる。T-Kc-A は静止立位での荷重線で、t は静止立位でのＩＣＲ（Instant Center of Rotation：瞬間中心）の高さである。

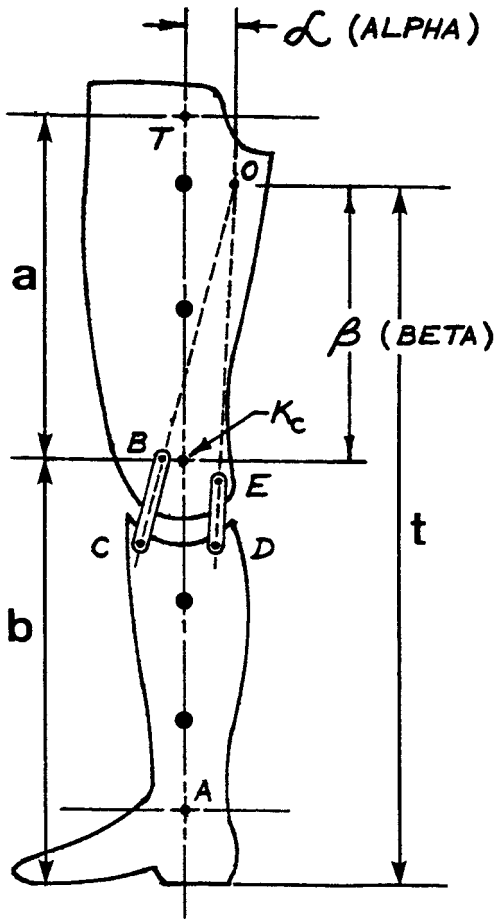


図 6 4 節リンク機構のパラメータ

［利　点］

①αスタビリティ：ＩＣＲが通常の単軸のＩＣＲ（単軸の場合は軸中心）よりも後方にあることにより安定性が向上する。荷重線が図のＯより後方を通過するまで、膝折れしないが、Ｏは多くのリンク機構では比較的後方にあり、このため、膝は立脚相時に安定する。

②βスタビィティ：ＩＣＲが通常の単軸のＩＣＲよりも高い位置にあるため、つまり、図６ではｔ＞ｂであるため、義足の安定性に必要な股関節まわりのトルクが単軸よりも少なくて済む。つまり、βが大きい場合、股関節まわりのトルクが同じであれば、義足下腿部を大きなトルクで制御することができる。

③Toe clearance（つま先クリアランス）：４節リンク機構の膝継手を屈曲させた時の図６のａとｂをａ’とｂ’とすると、ａ＋ｂ＞ａ’＋ｂ’となり、遊脚相中につま先が地面に接することによる転倒などの危険性を減らすことができる。

④外観性：屈曲した時の膝の不自然な飛び出しを防ぐことができる。

⑤振り子運動における遊脚相中の下腿の加速と減速：遊脚相前期から中期においてはＩＣＲが足部に近づくように移動するため、振り子の長さが短くなり、加速しやすく、またメカ的な制御もしやすい。また、膝が完全伸展する手前では、ＩＣＲは股関節に近づき振り子の長さが長くなり、膝の伸展が減速されやすくなる。

［欠　点］

①十分に膝が伸展されていないと膝折れしやすい。このことは、膝折れの危険の点では問題であるが、遊脚相への移行がしやすくなる点では利点でもある。

②リンクにかかる荷重や、シリンダの抵抗や反発の大きさなど力学的な分析が難しい。

このような欠点もあるが、４節リンク機構の利点は非常に多い。本研究では、このような点を生かすため、４節リンク機構にも注目して開発を進める。

また、多軸リンク機構において、注目されている特徴的な膝継手として、トータル・ニー（Century ＸＸⅡ）の動きをモデルと作図により調べた（図７）。この膝は、スティーブンソン式６リンクシステムを応用したもので、立脚相での幾何学的な（geometric）安定性に特徴がある。静止立位では、図７でのＸとＡの中間の状態となる。その状態でのＩＣＲの位置は、リンクの下方にある。この状態からソケット後方に体重が負荷されると、図のＸのような状態になる。図のようにａ、ｂ、ｃの軸は、逆くの字の状態となり、前方下方のブロックで回転が制限されているため、これ以上は屈曲しない。これにより立脚相前期と中期で、高い安定性が得られる。一方、立脚相後期でつま先に荷重がかかると、図のＡのように、ａ、ｂ、ｃの軸はほぼ１直線となる。この状態になるまでにＩＣＲは、リンク下方から急速により下方に移動し、ａ、ｂ、ｃが直線となった時点では、無限に下方にあることになる。この状態で膝が屈曲していくと、ＩＣＲは無限下方から不連続的に無限上方に現れその後急激に下方に下がってくる。膝が屈曲し始めると図のＢのようになり、ａ、ｂ、ｃはくの字に屈曲し、つづいて、Ｃ→Ｄ→Ｅと通常のリンク機構の膝のように屈曲する。ＩＣＲは、無限上方から急速に膝軸へと下がり、膝はさらに屈曲しやすくなる。この膝継手のポイントは、つま先荷重したときにＡの状態になることである。この状態はＩＣＲが無限下方に位置した状態で、この後、不連続的に無限上方移動

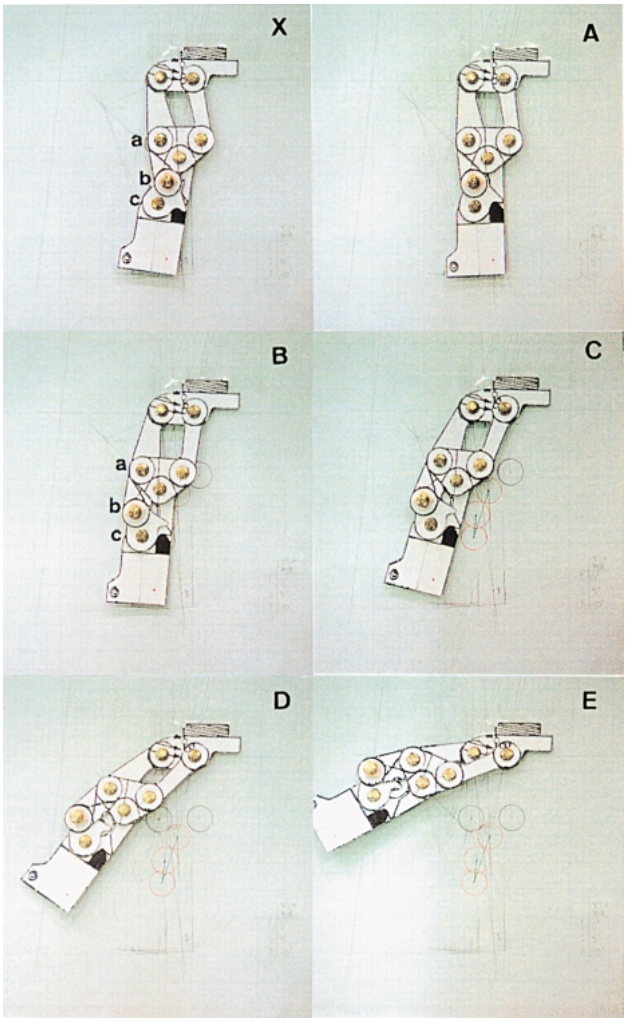


図７ トータル・ニーの各リンクの動き

するか、もとのリンク下方位置に戻るかの非常に不安定な状態である。ここで、いずれの状態（一方は膝屈曲、他方はゴム弾性によるほぼ固定の状態）に移行するかは、水平方向のわずかな力で決まる。

同様のＩＣＲの動きは、いわゆる“over-stabilized four-bar linkage”といわれる Stabilax knee で見ることが[15]できる。この機構もつま先に荷重がかかると、ＩＣＲは無限下方になり、ここで水平方向に力がかかると屈曲し始める。

次節での試作は、通常の４節リンク機構を用いたが、このような機構にも注目しながら進める必要がある。

４．新たな義足膝継手の開発

4.1　足部連動式義足モデルＩの試作

本研究では、快適な義足歩行を可能とするための義足システムの開発を目標としている。このための機構として、歩行中に足部に発生する変形や足関節の動きなどを用い、膝の制御を行うことから、本研究のテーマである‘足部連動式義足’の開発を進めた。昨年度、これの第１次モデルとして、足部に設置した継手が歩行中の踵接地時において可動することを用い、この動きをもとに膝継手にブレーキをかける新しい義足を試作した。本義足は、

①体重負荷時に踵に荷重がかかっている時、膝にブレーキがかかり、膝折れしない。
②ブレーキが効いている状態で体重をかけると、約５度膝がさらに屈曲し、これによりさらにブレーキ力が増加し、膝折れに対し膝の安定性が向上する。
③このことは、健常者の歩行における立脚相初期の軽度膝屈曲できる（bouncing）機能を実現するものである。
④自重でブレーキが効き始めるため、非常に感度の良いブレーキ機構である。
⑤膝を屈曲した状態でも踵に荷重が掛かれば簡単に膝ブレーキが掛かり、膝折れを防止する。このことは、障害物をまたぐような時にも、義足の膝折れを防ぐことができる。

など、多くの利点を有するものであった。

一方、重量や大きさなど将来的には解決可能な課題の他に、欠点としては、

①特定の足部を使用する必要がある。
②膝継手と足部をケーブルで接続し、調整する必要がある。
③足部からの動力を伝達する機構に高い耐久性が要求される。

などが上げられる。

これらの課題を解決するため、スポーツ用自転車に用いられている油圧ブレーキ機構の利用などを進めている。

しかし、これらの改良を進めても、製品化までには非常に多くの課題があり、これらの解決法を含め、モデルＩの改良から新しい義足を実用化できるかという点については、次年度に大学、企業等とのディスカッションを基に結論を出す必要があると考えている。

一方、今年度モデルＩを検討する中で、次の新しいアイデアの義足が生まれ、以下で示す荷重ブレーキ内蔵の４節リンク機構の開発が実現した。現実的にはこの新しいモデルの方がモデルＩよりも実用化に近いことから、研究のターゲットをこのモデルの開発へとシフトさせることも、次年度検討すべきである。

4.2 足部連動式義足モデルＩからの発展

モデルＩは、足部の踵の動きを膝継手に伝達し、膝にブレーキをかけるものである。これにより足部の動きにより膝が制御できる足部連動式義足が実現する。ここで、足部の動きと膝継手の動きが対応（連結）していれば、足部の動きを制御すると、膝の動きが制御できることが分かる。踵に荷重が掛かった状態では膝ブレーキがかかる方が安全で、また、つま先に荷重が掛かった時は、膝ブレーキは切れることが要求される。膝がフリーであっても、これと連動している足継手にブレーキ機構がついていれば、足継手にブレーキをかけることで、膝継手のコントロールができる。

しかし、ここでブレーキをかける継手は、必ずしも足継手である必要はなく、より膝に近い部位にある継手でも良いことになる。また、この継手は、膝継手よりも下方にある方が足部が受ける床からの反力に対して敏感に反応すると考えられる。

一方、４節リンク機構は、単軸における基準軸に対応する前方上方の軸から考えると、それのより下方に２つの軸を有している。これらの軸にブレーキをかけることで、膝のコントロールが可能となると考えたのが次のアイデアである。

4.3 荷重ブレーキ内蔵４節リンク式インテリジェント大腿義足の開発

このアイデアをもとに試作した膝継手の図の一部を図８に示す。また、これにより試作した義足を図９に示す。本義足は、４節リンク機構インテリジェント大腿義足に荷重に対応して膝屈曲伸展にブレーキがかかる機能を付加した新しい義足である。

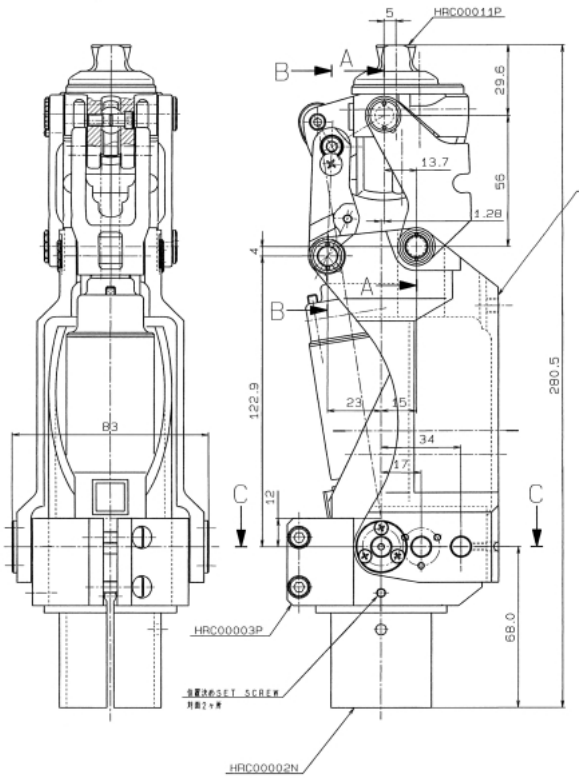


図 8 新しく開発した大腿義足膝継手

図 9 試作した義足

このシステムでは、“ ソケット後方から踵にかかるような膝折れしやすい荷重においてブレーキが働き、ソケット前方からつま先にかかるような荷重では、ブレーキが働かず遊脚相に移行しやすい ” という、荷重ブレーキに求められる要求通りの働きをすることが確かめられた。図 10 は、この機構の動きを確認しているところである。

図 10 後方に荷重をかけてブレーキの効きを調べる

このブレーキが比較的簡単に働くことを図 11、12 で示す。図 11 はブレーキが効かないように設定した状態で、この場合、おもりとソケットなどの負荷により、膝は伸展位置から屈曲が生じこの図のような状態となる。図 12 は、ブレーキが効くように設定した状態で、この場合、おもりとソケットの負荷に対抗してブレーキがかかるため、膝は伸展した状態を保っていることが分かる。

図 11 ブレーキ機構を働かせない状態

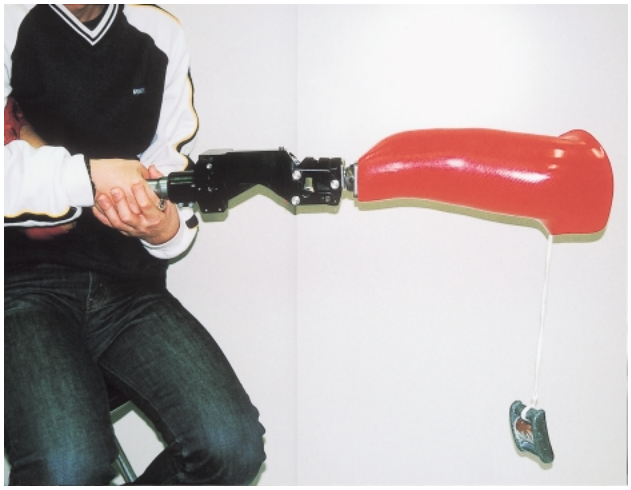


図 12 ブレーキ機構を働かせた状態

おわりに

本研究では、最初に、市販の義足足部の機能、膝継手の遊脚相での機能、を実験により分析し、それぞれの義足部品が有すべき事項をそれぞれまとめた。

足部に関しては、前年度の評価手法を用い、市販の 12 種類の足部に対し、実験を行い、各足部の底屈特性、背屈特性、踵の特性を図に示し、最後に今後の足部の開発コンセプトをまとめた。

膝継手については、大腿義足使用者による歩行中のシリンダロッドにかかる力を測定し、遊脚相中のシリンダの役割について考察した。ついで、膝継手の立脚相制御について文献等を調査し、特に、立脚相での安定性という特徴を有する多軸リンク機構について詳細に調査を実施した。これらから、義足膝継手については、遊脚相では空圧シリンダを活用し、立脚相では荷重ブレーキ機能か油圧抵抗を用いた yeilding 機能、を実現する新たな機構の開発を目標とすることを示した。

このような目標を実現するため、最初に、前年度試作した足部連動式義足モデル I に関して、利点と欠点を分析した。この分析の過程で、4 節リンク機構に荷重ブレーキをかける機構が考案された。このアイデアを基に荷重ブレーキを内蔵した 4 節リンク機構インテリジェント大腿義足膝継手を試作し、有効性を調べた。

試作した膝継手は、“ 膝折れしやすい荷重においてブレーキが働き、つま先にかかるような荷重では、ブレーキが働かず遊脚相に移行しやすい ” という、荷重ブレーキに求められる要求通りの働きをすることが確かめられた。この機構は従来にないもので、実用性も高いので、次年度は、さらにブレーキの効きを向上させる改良を行い、市販化を目指して研究を進めていきたい。

（謝辞）

当研究の遂行にあたり、ナブコ株式会社の白石律夫氏、奥田正彦氏、富樫勤氏、ならびに小谷謙二氏に適切な助言を賜りました。ここに謹んで謝意を表します。

（文献）

1）H. Dietl, Microprocessor Control Strategies in Prosthetic Knee Joints, IX th ISPO Congress, 51-52（1998）

2）T. Schmalz, et al., Energy Efficiency of Trans-Femoral Amputees Walking on Computer-Controlled Prosthet

ic Knee Joint “ C-Leg ”, IX th ISPO Congress, 459（1998）
3）S. Zahedi, et al., The Adaptive Prosthesis -Microprocessor Swing & Stance Control for Walking at Various Speeds, on Ramps, and Stairs, IX th ISPO Congress, 612-614（1998）
4）北山一郎　他，足部連動式義足の開発研究，平成10年度福祉のまちづくり工学研究所報告書，143-153（1999）
5）原和彦　他，エネルギー蓄積型足部と従来型足部における下腿義足歩行の比較，日本義肢装具学会誌，Vol. 12, No.4, 294-301（1996）
6）大橋正洋　他，足部の選択ーいわゆるエネルギー蓄積型足部の性能比較，総合リハ，23巻，11号，951-957（1995）
7）Postema K, et al., Energy Storage and Release of Prosthetic Feet, Part Ⅰ:Biomechanical Analysis Related to User Benifit, Prosthetic and Orthotic Int.21, 17-27（1997）
8）Postema K, et al., Energy Storage and Release of Prosthetic Feet, Part Ⅱ:Subjective Ratings of 2 Energy Storing and 2 Conventional Feet, User Choise of Foot and Deciding Factor, Prosthetic and Orthotic Int.21, 17-27（1997）
9）Araya AP, et al., A Biomedecal Comparison of the SACH, Seattle and Jaipur Feet Using Ground Reaction Forces, Prosthetic and Orthotic Int.19, 37-45（1995）
10）Barth DG, et al., Gait Analysis and Energy Cost of Below-Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet, Prosthetic and Orthotic Int.19, 37-45（1995）
11）Michael J, Energy Storing Feet: A Clinical Comparison, Clinical Prosthetics and Orthotics, Vol.11, No.3, 154-168（1987）
12）北山一郎　他，最適な義足適合に関する研究，平成5年度福祉のまちづくり工学研究所報告書，76-81（1993）
13）P.E. Klopsteg, P.D. Wilson, Human Limbs and their Substitutes, Hafner Publishing Company, 527-587（1968）
14）M.P. Greene, Four Bar Linkage Knee Analysis, Orth and Pros, Vol.37 No.1, 15-24（1983）
15）G. Murdoch, Prosthetic and Orthotic Practce, Edward Arnold Ltd. London , 225-240（1969）
16）J. Rose, J.G. Gamble, Human Walking（second edition）, Williams & Wilkins （1994）
17）G. Stark, et al., Voluntary Control and the Polycentric Knee, IX th ISPO Congress, 479（1998）
18）C.W. Radcliffe, Above-Knee Prosthetics -The KNUD JANSEN LECTURE-, Pros Orto Intl, Vol.1 No.2, 146-160（1977）
19）M.R. Pitkin,Effects of Design Variants in Lower-Limb Prostheses on Gait Synergy, JPO, Vol.9 No.3/Summer, 113-122（1997）
20）C.M. Schuch, Atras of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles, Mosby Yearbook Inc., 509-533（1991）
21）関川伸哉，大腿切断者の歩行運動学，総合リハ，26巻1号，17-22（1998）
22）青山孝他，次世代義足の開発に関するアンケート調査，EIREC（労災リハビリテーション工学センター）報告集1994，21-31（1995）
23）井原大輔他，引張圧縮試験機を用いた義足足部の評価，第14回日本義肢装具学会学術大会講演集，14巻特別号，262-263（1998）