

足部運動式義足の開発研究（その1）

Development of a New Functional Prosthetic Knee Joint System Using Prosthetic Foot Movement Part I

—義足開発のための各種実験—

—Experiment for Developing Prosthetic System—

北山 一郎、小西 克浩

KITAYAMA Ichiro, KONISHI Katuhiro

前川 了一、菊池 陽、西原 一嘉（大阪電気通信大学工学部）

MAEKAWA Ryoichi, KIKUCHI Akira, NISHIHARA Kazuyoshi(Osaka Electro-communication University)

キーワード： 大腿義足、遊脚相制御、立脚相制御、

Keywords: Transfemoral prostheses, Swing phase control, Stance phase control

Abstract:

We aim to develop some new prosthetic systems which prevent amputees from buckling of their prosthetic knee and provide a comfortable walking.

In this research, we make some experiments in order to get basic data to develop prosthetic systems.

This year is the last one of this research project's term, so we summarize under-mentioned 3 subjects.

- (1) Evaluation of swing phase control systems
- (2) Dynamics of prosthetic walking
- (3) Characteristics of 4 prosthetic feet

Through these research, we decide the basic concepts, that is,

- (1) We use pneumatic system for swing phase.
- (2) We put the trigger axis at the lower and a little bit front of below knee to control stance phase.

Using these results, we develop some new prosthetic knee systems which are shown in the next report.

1 はじめに

本研究は、安全で快適な義足システムの開発を目指している。このためには、現状の義足の機能や特徴を調べ、どのような課題があるかを調べる必要がある。開発する義足が有すべき機能、さらには詳細な仕様を得る目的で、本研究では、次のつのサブテーマで、義足に関する実験を実施した。

(1) 義足の遊脚相制御でのシリンダ等の役割

代表的な義足の遊脚相制御機構には、油圧シリンダを用いたもの空圧シリンダを用いたものがあるが、これらの利点や欠点等を調べた。

(2) 義足歩行の立脚相での荷重線の動き

義足歩行での立脚相での力学の状態を調べ、立脚相を制御するには、どのようなことを考えるべきかを調べた。

(3) 義足足部の特性

代表的な義足足部に対し、歩行中の変形の状態や荷重を加えた時の反発力などを調べた。

また、高齢者対応型義足システムの開発研究で実施した下腿義足使用者の階段歩行の分析結果も、これらの結果に合わせて、part II で示す本義足開発に使用した。

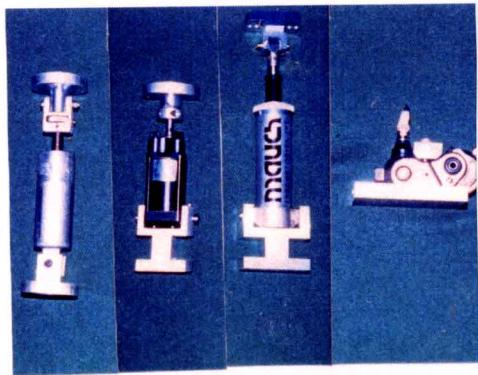
これらの内、前半は、主に前年度までの研究で進めてきたので、ここでは、これらの結果をまとめて記入するにとどめ、後半について特に詳しく報告する。

2 義足の遊脚相制御でのシリンダ等の役割

2.1 シリンダの基本特性

シリンダの特性で、重要な実験結果が、前年度までの研究成果で得られている。図1に代表的な空圧シリンダ(左2点)、と油圧シリンダ(右2点)を示す。図2では、これらに対する動的試験結果を示す。

結果として、空圧シリンダは、ピストンの動きと同期した反発力が得られているのに対し、油圧シリンダ(バネ内蔵)では、ピストンの動く速度に同期した反力を得られている。国内では空圧シリンダを好む人が多いが、膝の屈曲角度に同期した反発力が得られるという特性が好まれているのではないかと



A: HRC空圧シリンダ B: BLATCHFORD19309 C: MAUCH Sタイプ D: OTTOBOCK3R43

図1 義足制御に使用されるシリンダ

Fig. 1 Control cylinders for prostheses

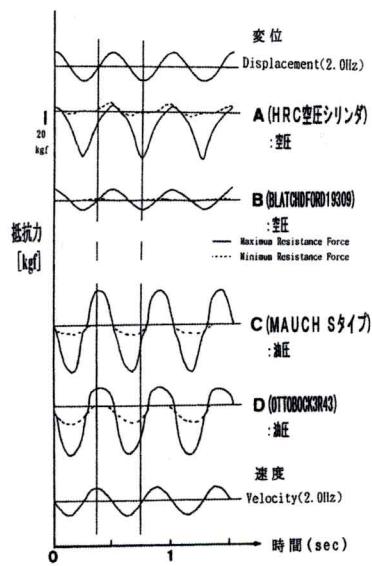


図2 シリンダの特性

Fig. 2 Characteristics of cylinders

考える。一方、歩行中に油圧シリンダは重い感じがあるという意見があるが、油圧シリンダでは、屈曲の早い時期から大きな反発力が得られることが要因ではないかと考えられる。

2.2 歩行中のシリンダの反発力

次に、義足による歩行中に、シリンダにかかる反発力を測定し、それから、膝周りの抵抗モーメントを計算した。モーメントの計算法を図3に示す各値をもとにそれぞれの義足に対し測定結果から計算を行った。測定方法については前年度報告書に記載している¹⁾。

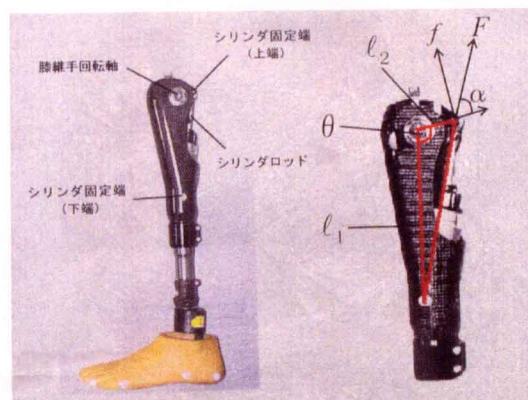
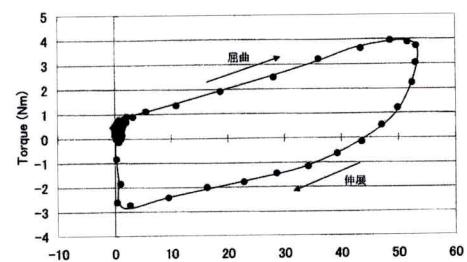
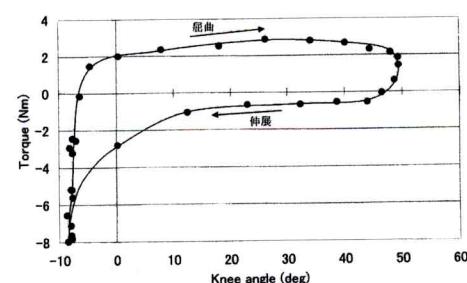


図3 シリンダの反発力による膝周りのモーメント(トルク)

Fig. 3 Moment on prosthetic knee joint



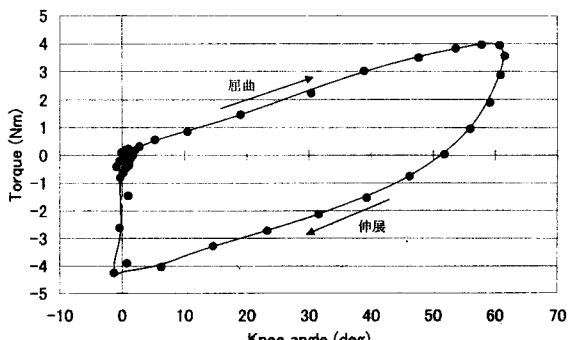
IP (空圧シリンダ) Slow



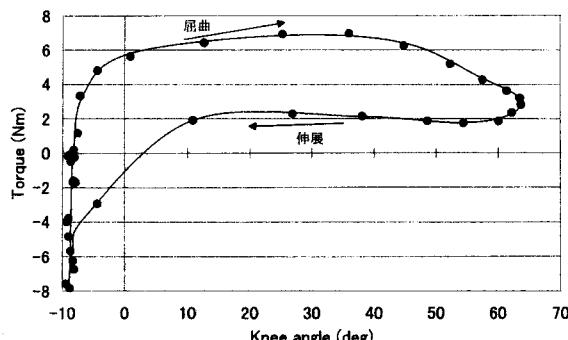
CaTech (油圧シリンダ) Slow

図4 遊脚相中のシリンダによるモーメント: Slow

Fig. 4 Moment on prosthetic knee joint: Slow speed



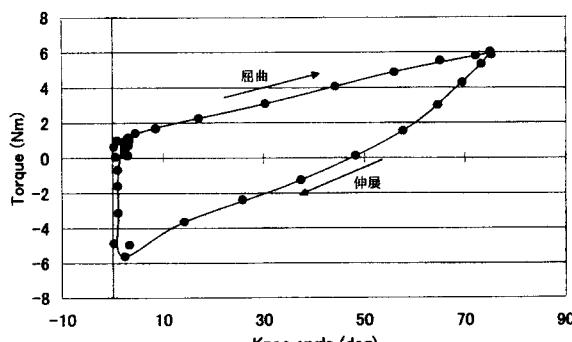
IP (空圧シリンダ) Normal



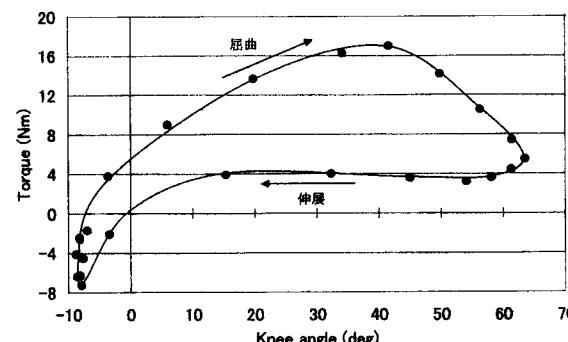
CaTech (油圧シリンダ) Normal

図5 遊脚相中のシリンドによるモーメント: Normal

Fig. 5 Moment on prosthetic knee joint: Normal



IP (空圧シリンダ) Fast



CaTech (油圧シリンダ) Fast

図6 遊脚相中のシリンドによるモーメント: Fast

Fig. 6 Moment on prosthetic knee joint: Fast

結果は、図4、図5、図6に示す。

試験対象は、油圧の代表的な例として、Catechシリンド、空圧の代表的なシリンドとしてインテリジエント義足(IP)の2種類である。日常の生活において、油圧空圧ともに使用経験が長い1名の大股義足使用者にSlow、Normal(Middle)、Fastの3種類の歩行速度のデータを測定し、トルクの計算を行った。油圧は、初期値の関係で、過伸展状態(負の値)が見られる。

特徴として、

- (1) 空圧シリンド(以下しばしば空圧という)は膝屈曲の増加にほぼ比例するようにモーメントが増加する。
- (2) これに対し、油圧シリンド(以下しばしば油圧という)では、屈曲の初期からかなり大きなモーメントが得られ、最大屈曲では、その値が小さくなる傾向にある。
- (3) 歩行速度の増加に対し、この傾向は強くなる。
- (4) 空圧では、最大屈曲後の伸展状態は、遅い歩行速度では、すぐにモーメントが小さくなるが、早足では、比較的このモーメントの大きな状態が続き、膝の前方振り出しに役立っていると考えられる。
- (5) 一方油圧では、内蔵バネがあるにもかかわらず、この傾向は少なかった。つまり、油圧では膝を前方に振り出すトルクはFastでも少ない。

これから考えられることは、

- (1) 油圧では、遊脚相中十分な膝の屈曲を得るために、断端を使用して歩行する必要がある。
- (2) 油圧では、膝屈曲初期に大きな屈曲抵抗があり、これが義足を振る時に多くの人が訴える重い感じにつながるものであると考えられる。
- (3) 油圧では、膝屈曲角度の速度に反発力が同期しているため、義足使用者は、最大膝屈曲角度において、小さい反発トルクしか感じないことになり、膝の屈曲状態がわかりにくいいのではないかと考えられる。
- (4) 一方空圧では、膝屈曲初期よりも最大屈曲時に大きな反発トルクが得られ“断端の振り”をあまり行わずに歩行できるのではないかと考える。
- (5) 以上の結果から、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ド反発トルクがほぼ線形的に増加する空圧は、非線形的な特性を有する油圧よりも、遊脚相では、優れているのではないかと考えられる。

この結果から、本研究で開発する義足システムの遊脚相制御は、空圧シリンドを用いることとする。

3 立脚相での荷重線の動き

義足歩行の立脚相において、義足が床から受ける反力のベクトルの動き（ここでは荷重線とする）を調べることは、義足の膝継手を制御する方式を得るための基本情報として重要である。特に立脚相の初期から中期にかけては、膝折れを防ぐ必要がある一方で立脚相後期では、遊脚相に移るために膝は屈曲し始める必要がある。この制御をどのように行えばよいかを調べるため、義足使用者における荷重線の動きを調べた。

測定方法は、パイロンロードセル（共和電業製）を用いる方法で詳細については前年度の報告書に記載している²⁾。結果の一つを図7に示す。ここでは、側面に投影した結果が示されている。

このように、義足にかかる荷重やモーメントを6軸で測定できるシステムでは、立脚相のみでなく遊脚相の状態も知ることができる。この手法を用いて、階段歩行のデータも取得し、“高齢者対応型義足システムの開発研究”の今年度の報告書に記載した。

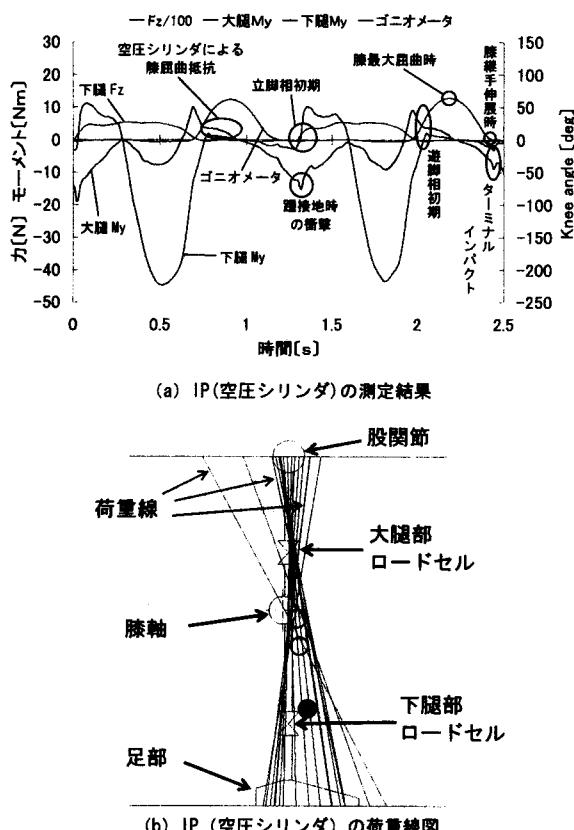


図7 インテリジェント義足測定結果と荷重線図
Fig. 7 One of the result using a pylon load sensor
IP slow speed

図7(a)では、歩行中の膝角度や大腿Myで示すソケット直下でのトルクなどが示されている。これで見ると、Myは、立脚相のみならず遊脚相でもかなり大きい値が得られている。このトルクは、義足使用者が遊脚相中斷端に感じるものであり、これを分析することで遊脚相でのシリンダの機能を知ることができる。ここでは、データは省略するが、空圧では、この部分の値は上に凸となり最大屈曲時でも伸展とトルクが得られている。4節リンク機構式空圧シリンダではほぼ直線、油圧では下に凹となっている²⁾。このことは、2章での結果と同様であるが、空圧では最大屈曲角度で反発力が得られていることが分かる。一方油圧では、それが見られないことが示されている。

図7(b)の荷重線の動きを見ると、立脚相初期では、足部の後方から股関節前方に結んだ線上にベクトルが走行し、立脚相が進むにつながって足部の前方に移動する。しかし、立脚相後半になるまでは膝の前方を荷重線が通過するように荷重線が移動している。

ここで、荷重線の動きを見ると、膝継手付近に密に通過しているのに対し、足部付近では疎くなっている。このことから、立脚相前期、中期、後期を分離するには、膝継手付近で検知するより、足部に近い位置で検出する方が有効であることは明らかである。このことから、下腿部パイロンでこの状態を検出しているC-LEGの検出方式が優れていることが予測できる。本研究で目標としている義足は、いわゆるメカで検出することを目指しているため、メカで立脚相の状況を判断するには、足部に近い位置で、検出する機構が有効であると考える。たとえば、荷重ブレーキ機構では、立脚相前半と後半でオンオフするには、足部に近い位置にブレーキのトリガ軸を設置するのがよい。

結論としては、立脚相の前期後期等などを分離するには、足部あるいは足部に近い位置で検出を行うのがよい。たとえば、図7(b)の●の位置である。

4 義足足部の特性

4.1 足部の評価

以上では、義足の遊脚相および立脚相制御に関する基礎的な実験を実施し、義足開発の指標となるポイントを得ることができた。しかし、これらは主に膝継手に関するものであり、義足全体を調べるには、足部の評価も必要となる。これにより、足部が立脚相、遊脚相制御のための役割を担うことができるのか、また、さらには、どのような足部を開発すべき

かを知ることができる。本章では、足部に関して基礎的な分析を実施したので報告する。

義足足部は、非常に多くの種類のものが製品化されているが、使用者に適する足部の選択指標を与える研究³、また、さらに現状よりも優れた足部の開発のための指針を与える研究については非常に少ないのが現状である。本研究では、足部選択の指標および開発に関する基礎資料を得る目的で、歩行中の足部変形状態の測定、静的な特性試験、および、使用者の意見などをそれぞれまとめ、それらの関連性について総合的な分析を実施した。

4.2 方法と結果

4.2.1 被験者、試験対象および測定項目

被験者は、身長 164cm、体重 51kg、26 才の左下腿切断の男性、義足使用歴は 8 年、現在使用足部は VariFlex(エネルギー蓄積足部)である。

試験対象足部は、図 8 の上から SureFlexIII(Ossur 社:エネルギー蓄積足部)、単軸足部(OTTOBOCK 社:単軸足部)、Greissinger(OTTOBOCK 社:多軸足部)、Seattle Light(Seattle Systems 社:SACH 足部)の 4 種の足部である。

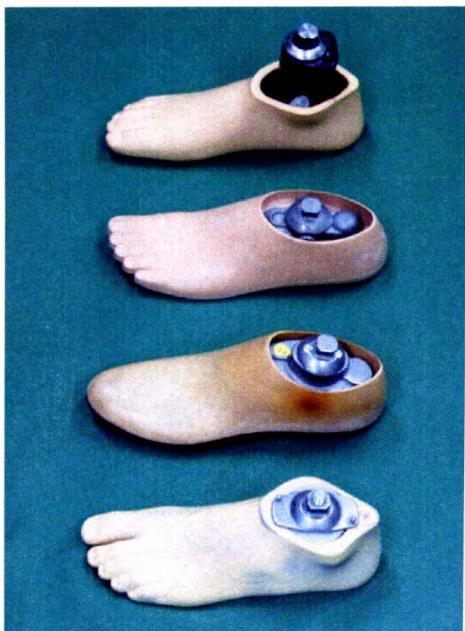


図 8 試験を行った義足足部
Fig.8 Prosthetic feet for evaluation test

各足部に、図 9 に示す①から⑨に円形反射プレートを設置し、高速度ビデオカメラ(PHOTPRON 社)で、2 次元上での各点の位置を測定(500 点/秒)した。

図 9 の③～⑤のプレートは、変形しない位置に設置し、各パラメータを求める基準とした。また、図 10 のようにパイロンロードセルを設置し圧縮力等を測定した。

また、それぞれの足部の特性を調べるために、図 11 のような静的負荷試験を行った。

試験は、(a) 足部を水平に固定しつま先(取付け位置から前方 100mm)に荷重を加える(荷重=600N)、(b) 足部を水平に固定し踵に荷重を加える(取付け位置より後方 40mm)、(c) 足部の取り付け角度を 20 度に固定し、踵部に荷重を加える、の 3 点である。

4.2.2 結果

ケーデンス 90、100、120(メトロノーム使用)の 3 種類の歩行速度での、各足部の変形量、変形角度を測定した。図 12 ではそれらの内、普通速度(ケーデンス 100)での各足部の変形角度を示す。変形距離については、距離が小さく、特徴的な波形はあまり見られなかった。静的試験の結果は図 13 に示す。

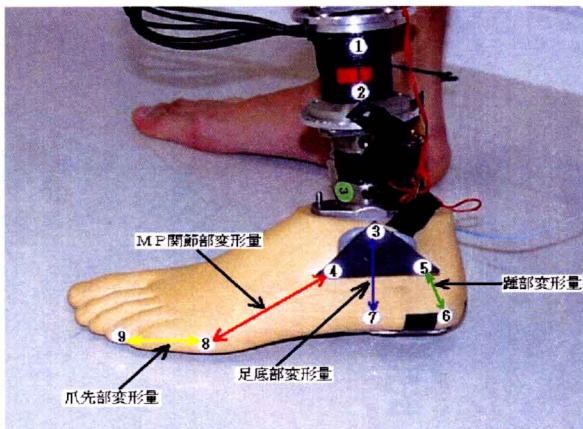


図 9 足部の角度パラメータ
Fig.9 Angle parameters on a foot

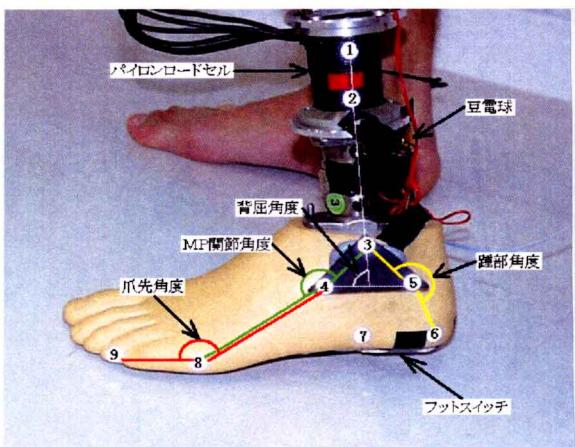


図 10 足部の距離パラメータ
Fig.10 Distance parameters on a foot

図13を見ると、それぞれの足部に対し、特徴的な波形が得られている。単軸足部の波形は、荷重の増加に対して変位が不連続となり、同足部の歩行中の不連続性の訴えを裏付ける結果が得られている。また、SureFlexIIIは、ヒステリシスが少なくバネに近い特性が得られている。また、同足部では、バネでの弾性係数に対応する波形の角度は小さく、これらの足部の中では比較的柔らかいことが示されている。

このように得られた波形に対し、特徴を調べるために、○各横軸の最大値と、○荷重負荷方向と荷重減少方向の差が大きい、つまりヒステリシスが大きいかどうかを図14にまとめた。図では各足部において図13の横軸の最大値を記している。同じ試験の中で値が大きいほど、いわゆる“柔らかい”ことを示している。また、ヒステリシスが大きい(図において、(ヒステリシス部分)/(荷重負荷時の総面積)が20%以上)波形は、図の円柱の上面と側面のトーンを変えることで示した。

4種類の足部を用いて歩行した時の、意見を被験者に尋ねた。結果を表1に示す。

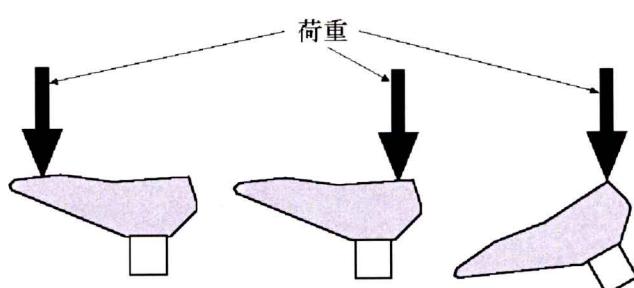


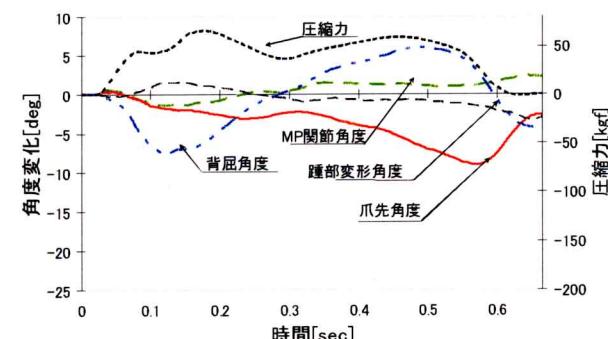
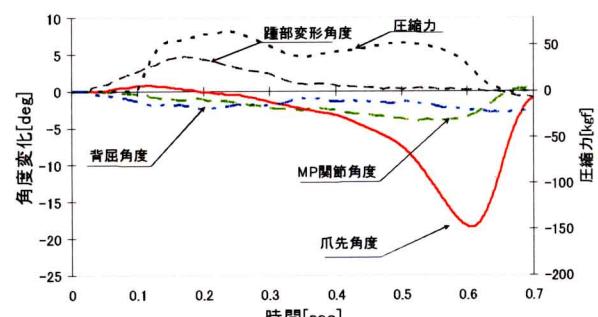
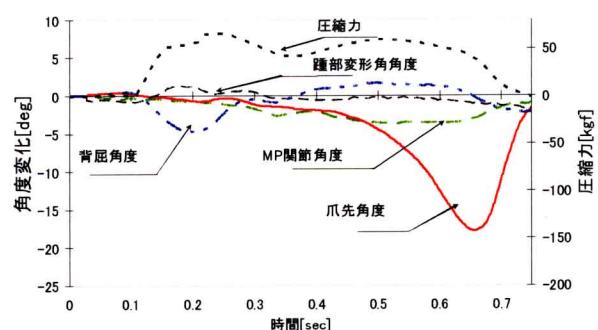
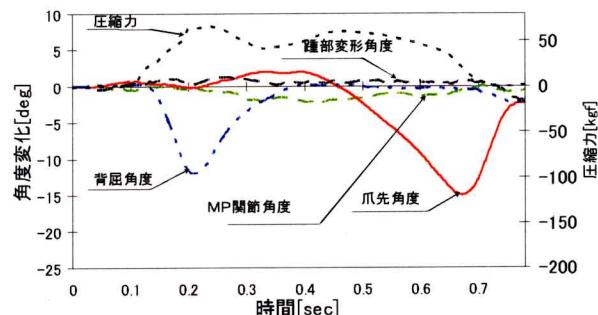
図11 静的負荷試験

Fig. 11 Static test to a foot

表1 使用者(3名)による各足部に対する意見

Tab. 1 Comments from users about prosthetic feet

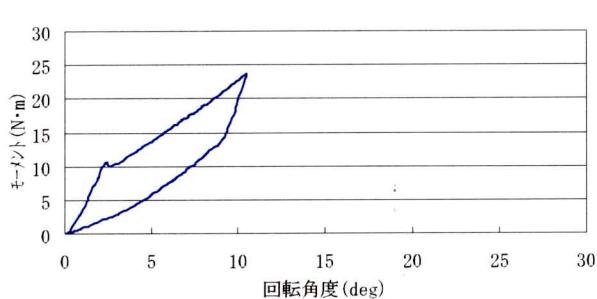
被験者	ポイント	単軸	Greissinger	Seattle Light	Sure Flex III
A (26歳) 高活動	踵	・硬い、底面で衝撃吸収する感じ	・硬い	・硬い	・クッション性あり
	つま先	・違和感はない	・バス感はあるまい	・バタした感じある	・バタ感があまりない
	・柔らかい				
	roll-over	・不連続性 ・後半足につま先柔らかくなる感	・单軸よりスムーズだが、 Sure Flex IIIより悪い	・スムーズ感がSure Flex IIIより悪い	・スムーズ
全體	・止められるような感じがある				
	・止められるような感じがある	・单軸よりも歩きやすい	・ぎこちなさを感じる	・反発力は良(弱)く感じある	・重さはほとんど感じない
	・重さはほとんど感じない				・ゆっくり歩くとき重いかかる感じ
B (26歳) 低活動	踵	・踵は硬いが底面柔らかい	・单軸より良い感じ	・硬い感じ	・丁度良い
	つま先	・硬い	・重ねたり反発あるが程度は	・反発感はあるが、バネ感ではなく感	・硬いが多少反発力ほしい時あり
	roll-over	・不連続性	・スムーズ	・ほぼスムーズ	・不連続感はない
	全體	・早足にいく	・少し重い ・砂利道良い	・ぱかわかるような感じあり ・つまるような感じある	・早足でもある程度対応 ・軽い
C (25歳) 中活動	踵	・底面柔らかい	・やや硬い	・硬い感じ	・柔らかい
	つま先	・	・適度に硬い	・硬い感じ	・丁度良い反発力
	roll-over	・不連続性	・单軸よりスムーズ	・やや不連続	・スムーズ
	全體	・早足では歩きにいく感じ	・不整地に良いようである ・悪いけれど	・時間とともに柔らかくなる感じあり	・わふわふ感がある ・軽い感じ



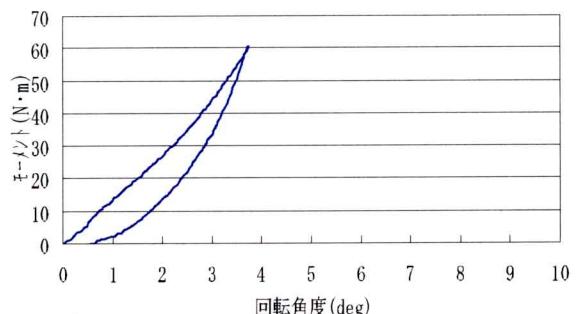
上から単軸、Greissinger、Seattle Light
SureFlex III

図12 足部の変形角度の結果（普通速度）

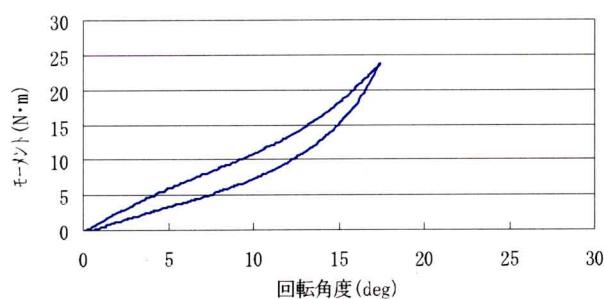
Fig. 12 Deformation angles of feet
(Normal walking speed)



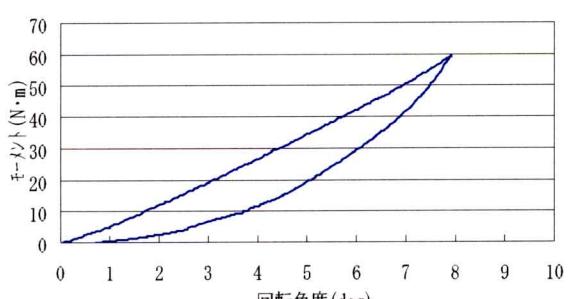
(a) Plantarflexion of Single Axis Foot



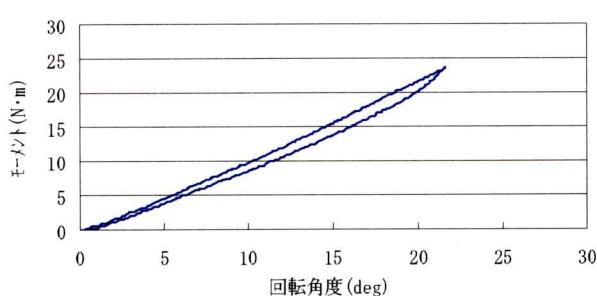
(a) Dorsiflexion moment of Single Axis Foot



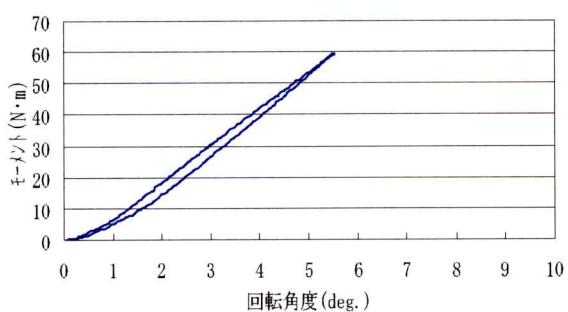
(b) Plantarflexion of Greissinger



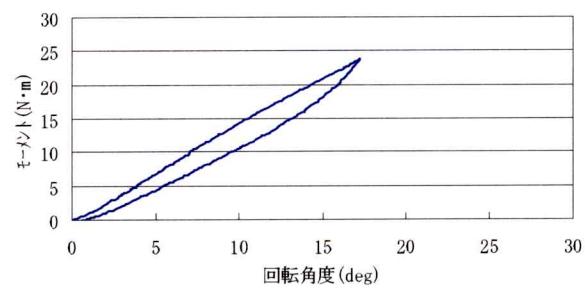
(b) Dorsiflexion moment of Greissinger



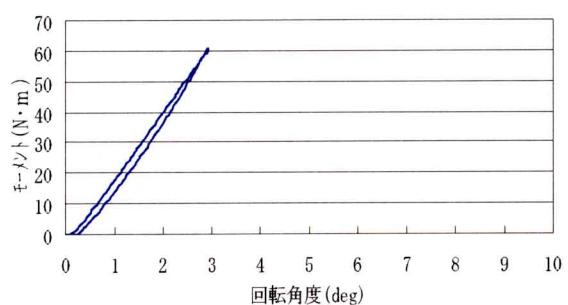
(c) Plantarflexion of Sure Flex III



(c) Dorsiflexion of SureFlex III



(d) Plantarflexion of Seattle Light



(d) Dorsiflexion of Seattle Light

図13 静的試験結果(底屈および背屈)

Fig. 13 Result of static tests

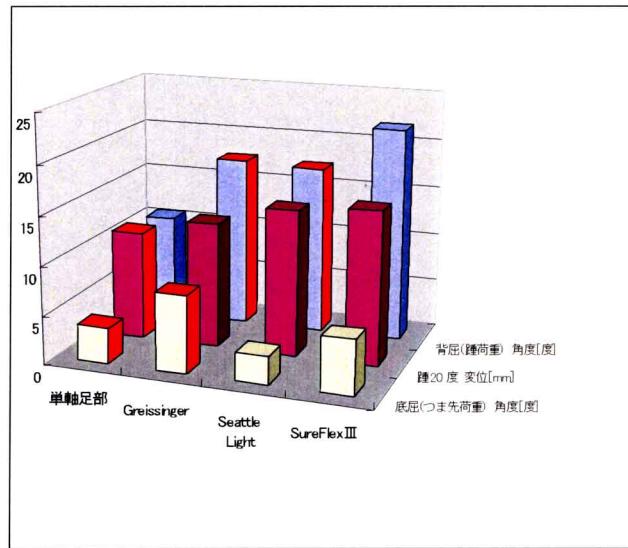


図 14 静的試験での各足部の最大変形角度と
変形量

Fig. 14 Maximum transformation angles and deformations of each foot on static tests

5 考察

歩行中の変形の測定結果を見ると、各足部における特徴的な波形が得られている。単軸足部では、踵接地時に大きな背屈が見られるが、Seattle Light は、この値が非常に小さく背屈がほとんど見られない。使用者の意見でも、Seattle Light は硬いという意見が多く、このことを裏付けるものではないかと考える。

そのほかの使用者の意見と結果との対応では、○単軸足部は踵接地時に底屈するような感じがあり柔らかいとあるのは、図 12 の足部変形角度の大きいことと一致している。

○単軸足部の不連続性は、図 12において、背屈変形の戻りが早いことが影響していると考えられる。

○SureFlex III以外は、バネ感が少ない状態があるという意見に対しては、図 14 の静的試験結果にあるように、ヒステリシスが少ないとから推定できる。

今回足部の性能を調べる目的で、歩行中の足部の変形に注目して、分析を行った。また、これらと静的試験結果および義足使用者による使用感などの意見との対応を試みた。これについては、さらに詳細に分析することで、足部評価の指標が得られるものと考える。

また、この結果を開発の観点から見ると、比較的良好とする意見が多くあった SureFlex III は、ヒステリシスが少なくバネ性が高く、また、柔軟性は高い

が実際には他よりも大きく変形するものではなく、背屈角度、底屈角度とともに中間的な値を示している。

このような結果からの予測ではあるが、○踵接地では比較的柔らかい、○つま先は比較的下腿、○なめらかな rollover が得られる足部がよいのではないかと考える。

この点が足部開発のポイントではないかと考える。

6 おわりに

以上、義足の遊脚相制御について、立脚相制御について、足部について、の 3 項目に対し、実験を実施した。

遊脚相制御については、膝の屈曲角度の大きさに応じた反発トルクが得られる空圧シリンダが有効であると考えられる。したがって、義足の開発では遊脚相において空圧シリンダを生かすことをコンセプトの一つとしたい。

また、立脚相制御については、立脚相のどの場面であるかを見るには、膝継手下方の足部に近い位置で検知することが有効であることが分かった。そこで、この位置に立脚相制御のトリガ軸（ブレーキのオンオフのための基準軸）を設けることを設計のコンセプトの一つとした。

さらに、今回足部に対する評価実験も実施した。この研究では、足部の柔軟性、変形量、ヒステリシスなどが開発のポイントであり、これらに対して適する特性を有するものが有用性の高い足部開発につながるものと考えられる。足部については、嗜好的な要素も強いことがいわれているので、最終的にはこれらの特性が状況に応じて可変できることが、最適な足部に近づくものであることは明らかである。

参考文献

- 1) 北山一郎ほか、足部運動式義足の開発研究、平成 12 年度福祉のまちづくり工学研究所報告集、175-184 (2001)
- 2) 北山一郎ほか、大腿義足における下腿及び大腿部にかかる力とモーメントの測定と分析、第 16 回日本義肢装具学会学術大会講演集、170-171 (2000)
- 3) K. Postema et. al., Energy storage and release of prosthetic feet Part II, Prosthetic and Orthotic International, 28-34 (1997)