純流体素子を応用した義足の足底感覚 フィードバック装置*

森 本 正 治**

A Fluidic Foot-sole Pressure Sensory Feedback Device for Artificial Leg

Shoji MORIMOTO

The device is presented to improve the activity of the lower limb amputee, by constructing a new closed loop control system between amputee and artificial leg. Using the fluidics technology, the circuit is simple, compact and less than 150 g in weight, and is installed in the prosthesis. Each pressure of heel, large and small ball is detected with small rubber pouch installed in the artificial foot, and is modulated linearly to the stimulation frequency of pressure vibration from 10 to 80 Hz through the single feedback oscillator of bistable

pure fluidics amplifier, sensitive to the output pressure. Each stimuli is displayed cutaneously on the stump of the amputee as pressure vibration with rubber pouch in the inner surface of the socket. The working fluid is dry air cleaned by 0.5 μm filter. From the psychophysical measurement of information transmission characteristics of the device, it is shown that the channel capacity is approximately 3.8 bits, as large as conventional vibrotactile stimuli device.

Key words: sensory feedback, cutaneous stimuli, vibrotactile stimuli, artificial leg, foot-sole pressure, fluidics, man-machine, psychophysical characteristics.

1. は じ め に

下肢切断者は、単に体重支持の構造物を失うだけでなく、それに付随していた皮膚感覚、筋肉系や腱系に含まれる運動知覚、関節駆動パワーをも失っているが、これまでは単なる構造物としての義足が補綴されているにすぎなかった。

下肢切断者と義足とを人間・機械系とみなせば、全体のシステムが円滑に動作するためには、切断者が義足から足底感覚や関節角度などの情報を得て、それらをもとにして義足を駆動・制御することが必要であり、これによって初めて、“神経のかよった”義足が実現可能になると考えられる。すなわち、失われた皮膚感覚や運動知覚は、工学的手法で代用して人体へ感覚フィードバックすることにより、また、失われた関節駆動パワーは外部動力源を取り入れることにより、完全な補綴に近づけることが可能になると考えられる。

感覚フィードバックは、そののみによっても運動失調のある程度の回復を可能にすると考えられ、また、義足の動力化に伴う制御系の構成要素としても必要であるので、まず解決されるべき問題である。

従来の義肢の感覚フィードバックに関する研究は、義手に関するものが大部分であり、義足に関しては、川村、広川らの研究があるのみで¹⁾²⁾、極めて少ない。しかし、義足は視覚フィードバックに頼らずに歩行という複雑な制御を伴う運動を行う必要があり、視覚フィードバックに依存して十分に機能を果たし得る義手に比べて、感覚フィードバックを付与する意義は高いと考えられる。例えば、下肢切断後のリハビリテーション訓練に感覚フィードバックを付与することは一種のバイオフィードバックを行うことであるから、義足の膝折れや体幹の過度の傾斜、体重支持の左右不均衡などを積極的に知ることができて、歩行訓練の成果を高めることが可能になると考えられる³⁾。また、切断後、やがては消えてゆく、知覚の統合中枢に残されている Body image (幻肢)を義足の中に再現する、いわゆる感覚の投写を行い⁴⁾⁵⁾、義足を「自分の足」のように感じ得るためにも、感覚フィードバックは有効に作用すると考えられる。

義肢から人体への情報伝達には、さまざまな手法がある。しかし、脳中枢への直接の帰還は不可能に近く、視覚や聴覚は外界の情報をとり込むことで忙しく、求心性神経の直接電気刺激による情報伝達には、生体侵襲に絡む未解決の問題が多く残されている⁶⁾⁷⁾。このような理由から、従来、皮膚表面の触覚、圧覚の電気刺激もしくは機械振動刺激による情報伝達が主に用いられてきた。特に義足の感覚フィードバックに関する研究では、足底

* 原稿受付 昭和 57 年 12 月 21 日。昭和 56 年度 精機学会 秋季大会学術講演会（昭和 56 年 11 月 3 日）にて発表。

** 正 会 員 労働福祉事業団労災義肢センター（名古屋市港区港明 1-10-5）

と床との接触の有無および膝角度に関する情報を、主として電気刺激の手法により、切断端部の皮膚表面を介して人体へ伝達する方式を用いているのが大部分であるが、これには、次のような問題があると考えられる。

- (1) 膝角度情報の伝達の意義は、立脚期の膝の急激な屈曲を切断者に知らせて転倒を防止することであり、理論的には足底の床反力作用点の位置情報により安定した二足歩行が可能なこと⁸⁾から、感覚フィードバックの対象としては足底感覚のみでよいと考えられる。
- (2) 電気刺激方式には、機械振動刺激方式に比べて装置の軽量・小型化が可能ではあるが、刺激のダイナミックレンジが狭く、発汗などによる皮膚と電極との接触抵抗の変化によって刺激強度が変動するなどの問題があり、国内においては、臨床面からの根強い拒否反応も見受けられる。また、従来の、義手などに用いられている機械振動刺激方式⁹⁾には、装置の軽量・小型化が困難で、刺激振動子の耐久性や耐環境性に劣るなどの問題がある。
- (3) 足底感覚として伝達されるのは足底と床の接触の有無のみであり、足底に加わる力の大きさを含む十分な情報量が伝達されていない¹⁾²⁾。

このような問題点を解決するために、我々は、情報と刺激エネルギーとを同時に処理できる純流体素子を応用して、機械振動刺激の一種である圧力振動刺激により、足底と床の接触圧力の強弱に応じて刺激振動周波数を連続的に変化させる、小型・軽量で耐久性に優れた装置を開発した。その構造と動作特性および人体への情報伝達特性について述べる。

2. 足底感覚フィードバック装置

耐環境性、耐久性に優れ、検出—判断—指令—動作までを変換器を必要とせずに構成できるなどの特徴を持つフルイドクスを応用して、極めて簡単な回路構成で足底圧力の変動を刺激振動周波数の変動に周波数変調する装置を試作した。その外観を図1に、その回路図を図2に示す。信号処理回路全体の質量は150 g 以内であり、義足内部に組み込むことができる。

2.1 動作原理

足底と床の接触の強さを、足底の数か所に設けた各足底圧検出器により空気圧力として検出し、これにより各流量制御弁の流量 Q_0 を変化させる。純流体素子1個で構成される各々の負荷型フィードバック発振回路の発振周波数は、各出力流量 Q_0 に対応して変化し、その出力圧力振動 P_0 が圧力振動子を介して人体皮膚表面への垂直方向の振動刺激として伝達される。作動流体には、0.5

Fig. 1 Fluidic foot-sole pressure sensory feedback device installed in above the knee prosthesis

Fig. 2 Circuit of fluidic foot-sole pressure sensory feedback device

Fig. 3 Foot-sole pressure sensor

μm のフィルタを通した乾燥空気を用いる。

2.2 足底圧検出器

人間の足部は、踵、第五中足骨頭（小指の根元）、第一中足骨頭（親指の根元）の3点をアーチで結んだ構造になっている。踵と第五中足骨頭または第一中足骨頭とにより前後方向のバランスを、また、第五中足骨頭と第一中足骨頭とにより左右方向のバランスを検出していると考えられるので、これらの3点に相当する箇所に、ゴム袋製の圧力検出器を設けた。これは、図3に示すように、軽合金製の保持具に納められていて、ビニル管を介して流量制御弁のダイヤフラム内部と連結して閉じた空間を

Fig. 4 Construction of the flow control valve

Fig. 5 An example of the characteristics of the flow control valve

形成している。この容積を調節器で変えることにより、被験者の体重や義足のアライメントに合わせて足底圧力の下限検出レベルと圧力検出感度を調節することができる。

2.3 流量制御弁

圧力の変化により流量を連続的に制御する最適な小型・軽量のバルブが市販されていないため、図4に示す構造のバルブを試作した。質量は約10gで、軽合金製である。足底圧検出器からの圧力 P_F により、シリコンゴム製のダイヤフラムを初期間隙 h_0 から移動させて流路抵抗を変えて流量制御する方式で、ダイヤフラムの形状寸法・材質などにより種々の特性が得られる。使用時の調節の容易さを考慮すると、ダイヤフラムに加わる圧力 P_F の変化に対して流量 Q_0 がゆるやかに変化する特性が望ましい。図5にその一例を示す。

2.4 発振回路

人体の皮膚表面の振動感知器官には、皮膚隆腺とパチニ小体とがあり、前者は20~30 Hzで、後者は200~300 Hzで最も感度が良い¹⁰⁾ことから、数千Hz以上の発振周波数を示すエジトーン型は適さない。発振回路の出力圧力を直接、刺激に用いるためには供給圧力を一定に保つ必要があり、それ以外の物理量を操作して周波数変調を行うことはソニック型では不可能である。以上の理

Fig. 6 Effect of the tube length l_1 on the oscillation frequency

由から、フィードバック型と負荷型とを組み合わせた負荷感応型のフィードバック発振回路を用いた。側壁付着型のFlip-flop型純流体素子(Corning社CF-05)の出力の一部を同一側の制御口へ戻して順方向のフィードバック発振を起こす。出力の一部は流量制御弁へ、他方は人体に刺激を与える振動子へ導く。振動子側の出力は完全に閉鎖されて最大負荷になっているので、その圧力は他方の出力圧力より高い。両側のフィードバックの圧力に大きな差が生じて異常発振が起こるのを防ぐために、絞り弁を設けて減圧している。

流量制御弁を流れる流量 Q_0 が増大するにつれて、発振周波数が低下する。供給圧力 P_s 、フィードバック管路長 l_3 、管路途中の絞り弁の開度を適切に選ぶことにより、 Q_0 の増大とともに周波数が直線的に減少して発振を停止するに至る。これは、 Q_0 が増大するとともに出力負荷が減少して圧力が低下し、主噴流の付着点距離が長くなって噴流の切換えに要する時間が増大するためと考えられる¹¹⁾。

出力口から振動子までの管路長 l_1 および出力口から流量制御弁までの管路長 l_2 は共鳴器的作用をして発振特性に大きな影響を与える。その結果の一例を図6に示す。

2.5 刺激振動子

発振回路出力の圧力振動を人体皮膚表面へ伝達するために、シリコンゴム製の袋を発振回路の一方の出力口に結合した。幻肢の効果を高めるためにも断端部を刺激するように取り付けるのが良いと考えられ、ソケット内壁に埋め込む構造とした。振動子は、皮膚との接触面積が大きい程、振動を感知しやすくなるが、逆に隣接刺激間の空間的識別が困難となる。厚さ7mm、外径は26mm径と13mm径の2種類を試作したが、刺激振動を感知しやすいことから26mm径のものを主に用いた。

Fig. 7 Static characteristics of stimuli frequency to output flow rate

Fig. 8 Static characteristics of stimuli amplitude to output flow rate

3. 動作特性

圧力の計測は精密圧力計（東京航空計器 KA-136）で校正した半導体小型圧力変換器（豊田工機 DMS-5）を、流量の計測は質量流量計（Datametrics 社 810 LM-AA X）を用いた。

3.1 静的特性

供給圧力 P_s 、フィードバック管路長 l_3 、純流体素子の出力口から刺激振動子までの管路長 l_2 、流量制御弁までの管路長 l_1 を種々変化させて、刺激振動周波数と振幅の出力流量 Q_o に対する変化を調べた。振動振幅が Q_o に影響されにくく、周波数が Q_o に対して直線的に変化する最適な条件での特性を図 7, 8 に示す。図 7 において、 Q_o の減少、すなわち足底圧力の増大とともに発振を開始し、直線的に発振周波数が増大して飽和上限に達する。図 8 に供給流量 3 Nl/min の時の、 Q_o と刺激圧力の上下限値との関係を示す。 Q_o が減少することにより振動周波数が増大しても、刺激圧力の上下限値間の差分は、ほとんど変化しない。これは、人体皮膚表面へ伝達する刺激の振動振幅に、ほとんど変化がないことを示している。

3.2 動的特性

足底圧検出器に加わる圧力を入力とし、刺激圧力振幅

Fig. 9 Bode diagram of the system

Fig. 10 Impulse response of the system

を出力とする装置の動特性を、30 Hz 以下の低周波数成分に関しては周波数応答として、高周波数成分に関してはインパルス応答として調べた。

電気・油圧サーボ式振動疲労試験機（島津製作所 EHF-1）により足底圧検出器に単一周波数の力を加え、刺激振動子の出力圧力振動 P_o を計測して、入出力間の位相とゲインを求めた。図 9 にその結果を示す。10 Hz 以下の周波数では、ゲインはほぼ一定であり、位相の変化もゆるやかである。静的な状態に至るまで約 10° の位相遅れがみられるが、これは、装置の誤動作を防ぐために、足底圧力が、あらかじめ設定したしきい値を越えた時点で発振を開始するようになっているためである。

インパルス状の入力を足底圧検出器に加えて刺激振動子の出力を計測した結果の一例を図 10 に示す。立上りのピーク値間のずれは約 8 ms であり、歩行中の立脚期間が 400~600 ms であることと比較すると、十分に高い応答速度を有すると考えられる。

4. 人体への情報伝達特性

従来の機械振動刺激は、振動子の変位振幅を規定して情報伝達を行う方式であるのに対して、本装置は圧力振幅を規定している。圧力振幅と変位振幅とは被験者の皮膚の粘弾性特性により関係付けられるが、それは理論的にも実験的にも未解決の問題が多く含まれている。また、我々の開発した装置は、実用化を目的として軽量・小型化しているため、その刺激波形がパルス波ではなく、正

Fig. 11 Threshold amplitude to compressive force on the skin

Fig. 12 Threshold amplitude to stimuli frequency

弦波に近い形をしている。このため、従来の機械振動刺激の情報伝達特性と同一であるとは考えられず、精神物理学的手法に基づいて新たに基礎的な特性を調べた。皮膚表面の振動感知特性は、切断の部位や術式により大きく異なるため、健常者の右脚大腿部に関して計測した。

4.1 刺激強度しきい値に及ぼす接触圧力の影響

義足ソケット内の切断端部に刺激振動を与える場合には、ソケットとの接触圧力の影響を考慮する必要がある。図 11 に、実験者調節法¹²⁾により求めた皮膚表面への刺激振動子の押付圧力に対する刺激しきい値の変化を示す。しきい値の測定に際しては、振動刺激を約 3 s 間提示し、約 5 s 間の休止期間を設けて、おおむね 8 s の周期で繰り返す方法を用いた。刺激強度を徐々に大きくして、初めて被験者が刺激を感じる時のしきい値（図中○印）と、刺激強度を徐々に小さくして、初めて刺激を感じなくなる時のしきい値（図中●印）で表した。押付圧力が 10 kPa (gauge) を越えると圧迫感が痛みに変わり、刺激振動の識別が困難になる。

4.2 刺激周波数と刺激強度しきい値の関係

実験者調節法により求めた刺激周波数と刺激強度しきい値の関係を図 12 に示す。周波数が増大するとともにしきい値が低下する傾向にあるが、従来の機械振動刺激実験の結果¹⁰⁾¹³⁾にみられるような著しい低下は認められなかった。刺激が圧力振動で与えられることと、刺激波形が正弦波に近いことなどによると考えられる。

Fig. 13 Frequency of just noticeable difference to stimuli frequency

4.3 刺激周波数の丁度可知差異

恒常法により求めた刺激周波数の丁度可知差異 (Just noticeable difference) を図 13 に示す。各基準刺激周波数と比較刺激周波数とを、ランダムな順序で、1 s の休止間隔をおいて約 3 s 間提示し、5 s 間の休止期間をおいて、おおむね 12 s 周期で繰り返す方法を用いた。被験者の正答率が 50% となる比較刺激周波数を求め、基準刺激周波数との差を丁度可知差異 ΔF とした。 ΔF と最大情報伝送量 N とは式 (1) で関係付けられる。

$$N = \log_2 \int_{F_1}^{F_2} \frac{dF}{\Delta F} \quad (1)$$

$F_1 = 20$ Hz, $F_2 = 80$ Hz とすると、最大情報伝送量は 3.8 bit になり、識別可能なカテゴリー数は 13.9 になる。電気刺激の標準的な伝送量は約 2 bit であり¹⁴⁾、これと比べても十分な情報伝送が可能である。

5. お わ り に

純流体素子に関する技術を応用して、電気刺激方式や従来の機械振動刺激方式に比べて極めて簡単な回路構成で、従来の機械振動刺激方式に比べて軽量・小型化された、義足の足底感覚を人体へ伝達するシステムを試作した。純流体素子に固有の特徴である高い信頼性、耐久性、耐環境性などを有し、保守・点検の行われ難い義肢にとって望ましい特性を本質的に備えている。

足底の踵、第五中足骨頭、第一中足骨頭の圧力に比例して刺激振動周波数を連続的に変化させることで、足底各部の床との接触の強弱まで伝達することができ、その応答速度は、歩行などの日常生活動作に対して十分であることが確かめられた。

さらに、本システムの人体への情報伝達の基礎的特性を精神物理学的手法に基づいて計測し、従来の振動刺激方式に比べて十分に高い情報伝達が可能であることを示した。

この装置により、切断者は義足の足底感覚を積極的に知覚することが可能となり、切断者・義足系における義足から切断者への新しい情報伝達経路が構成され、義足の制御性が向上して切断者の活動度が高くなると期待さ

れる。今後は、本装置を下肢切断者に装着して、種々の運動分析の手法を用いて、静止立位時の体のゆらぎや、歩行運動などに及ぼす効果を調べる予定である。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、種々御指導いただいた労災義肢センター土屋和夫所長に、また、フルイデックスの応用に関する適切な助言と励ましをいただいた大阪大学工学部山田朝治教授、中谷登講師に感謝します。

参 考 文 献

- 1) 川村次郎ほか：義肢の感覚フィードバックの現況，総合リハビリテーション，**7**, 10 (1979) 749.
- 2) S. Hirokawa and H. Sugiyama: Electro Cutaneous Sensation Property of the Lower Leg Stump - Sensory Feedback System of the Lower Limb Prosthesis, Technol. Repts. Osaka Univ., **29**, 2, (1979).
- 3) G. Wannstedt and R. L. Craik: Clinical Evaluation of a Sensory Feedback Device - The Limb Load Monitor, Bull. Prosthetics Res., Spring, (1978) 8.
- 4) 大塚哲也：幻肢(その1)，リハビリテーション医学，**5**, 1 (1968) 57.
- 5) 大塚哲也：幻肢(その2)，リハビリテーション医学，**5**, 2 (1968) 107.
- 6) J. Reswick et al.: Sensory Feedback Prosthesis Using Intra-neural Electrodes, Proc. 5th Int. Symp. External Control of Human Extremities, Yugoslavia, (1973) 9.
- 7) 池田研二ほか：求心性神経系の直接電気刺激による義手感覚フィードバックの基礎的検討，バイオメカニズム，**5** (1980) 68.
- 8) M. Vukobratović et al.: On the Stability of Biped Locomotion, IEEE Trans. Biomed. Engg., **BME-18**, 1, (1970) 25.
- 9) O. Sueda and H. Tamura: Sensory Device for Artificial Arm, Proc. 8th J. C. M. B. E. & 22nd A. C. E. M. B., Chicago, (1969) Session 5-9.
- 10) C. H. Rogers: Choice of Stimulator Frequency for Tactile Arrays, IEEE Trans., **MMS-11**, (1970) 5.
- 11) J. R. Frey and J. N. Wilson: A Study of the Parameters Affecting the Performance of Fluidic Oscillators, Proc. 4th Cranfield Fluidics Conf., England, (1970) H 2-17.
- 12) J. P. ギルホード：精神測定法，培風館 (1959) 108.
- 13) 末田 統：皮膚振動感覚による情報伝達——義手の感覚装置とその効果，大阪大学 Tech. Rept., 7202-1 (1972).