感覚義足系の開発とその評価に関する研究

広 川 俊 二* 加 藤 清 国**

序

義足の改良開発に関する研究は数多いが、いずれも、機械的手段を用いたものである。機械的手段のみによる義足の運動制御方式では、切断者が平坦路を一定速度で歩く場合には、その有効性が確認されるが、歩行能力の拡大という観点からは、必ずしも満足すべき結果は得られていない。

義足による階段昇降、悪路歩行、走行などが可能となるためには、切断者の随意的制御意志に従う操作性と、感覚フィードバック系とを義足に組み込む必要があると考える。義足に操作性を与える研究²⁾は既にいくつか試みられてはいるものの、感覚フィードバック制御の有効性を示唆したものは過去にわずか1例にすぎず³⁾、該当する実践的研究例は皆無である。われわれは、人間の運動制御の原理に基づく立場から感覚フィードバックが、操作性とは表裏一体のものであると考え、義足に感覚を与えるという内外にその例を見ない試みに着手した。

フィードバック方式として電気刺激方式を用いることとし、最適条件探索のための予備実験を行った後、足底と膝からの情報を残存大腿部へ伝達せしめる携帯用の感覚フィードバック装置を試作し、これを大腿切断者に用いて様々な実験を行い、われわれの評価方法でその有効性を確認してきた⁵⁻⁹⁾。

そして、義足の感覚フィードバックが人工受容器からの一方的情報として解釈されるものではなく、義足歩行のダイナミクスを好ましい状態へと変移・定着させるに有効不可欠のものであり、より積極的な意味を持つ間接的運動指令であると考えに至った。

I. 義足に必要な感覚と運動制御

正常足を参照すれば明らかなごとく、大腿義足の運動

制御に必要な感覚には、足底の触・圧覚、膝関節と足首関節の位置・運動覚などが考えられる。

しかし、足部を持たぬ棒状義足からでは、ソケットを介する断端部固有感覚以上の情報を得ることは明らかに不可能であり、義足に感覚を与えるといっても、義足自身のメカニクスの柔軟性と並行して考えられなければならない問題である。

正常足足底の感覚では、圧覚の大きさそのものより、足底のどの部分が地面から力を受けているかといった感覚の分布の方がより重要な役割をなしているように思われる。義足に関して言えば、足底がどのような状態で地面に接しているか、歩行時にはどのような順序で足底が地面を踏んでいくのか、がわかることが第一である。

足底感覚の効用は、視覚や切断部固有感覚で補足し難い足元の状況と、これに対する足の置き方の状態を判断でき、安心して義足側へ体重をかけられることである。現用義足の足部は、踵部にクッション性を与え足首関節可動性の代用とする SACH-足がほとんどである。しかし、立脚期に正常足と類似の底・背屈動作が認められるにせよ、正常足のように膝関節と連動して行われる運動ではなく、むしろ義足足部の存在が立脚運動の妨げとならぬよう配慮された受動的なものである。また、SACH-足の足首関節角情報とは、すなわち踵部の圧力情報になってしまうとも考えられるため、われわれは足首の感覚を当面義足に必要な感覚から除外した。一方、義足の膝については、股関節運動を介して遊脚期の運動を制御することはできるのであり、これに感覚を与えることは有効であると考えられる。義足の膝角度フィードバックは、義足(下腿部)に滑らかな振子運動を行わせる目的で、股関節の運動制御に用いられるのである。その効果としては、義足歩行特有のターミナルインパクト、叩き付け、膝折れ、などの現象の回避が期待される。

義足の運動制御の立場から、義足に必要な感覚とこれ

* 大阪大学工学部応用物理学科

** 星ヶ丘厚生年金病院整形外科

図 1 義足の運動制御系

図 2 感覚義足系の構成

を切断者に伝達する具体的手法を、簡単な脳・神経系モデルの形で図1に示す。図1で on-off スイッチ、歪ゲージ、電気的角速度計はそれぞれ健全足の皮膚表面感覚、深部圧覚、関節受容感覚に相当すると言える。

義足に操作性を与える試みには、残存大腿部から採取した筋電情報で膝軸ブレーキを制御するもの²⁾があるが、これを膝に関する筋運動指令であるとすれば、われわれが試みた膝の角度フィードバックは筋受容感覚である。現用の荷重ブレーキ構造は、もともと体重負荷に備えてロックされるべき膝が、体重を負荷しなければロックされないものとなっており、作動の順序が逆である。足底からの情報で膝ブレーキを制御できればこの矛盾は解決されるから、義足内部にローカル・ループを設けることも有効である。

II. 感覚フィードバック方式の構成

感覚フィードバックの手段としては、義手などで用いられている電気刺激方式を用いた。義足の感覚は、失われた下肢本来の感覚に最も近い形で伝達される必要がある。そのために、われわれは残存大腿部を刺激部位に選定した。これは、義足ソケット内壁に電極を貼り付ければ、義足の装着とフィードバックの接続とが同時にできるという実面的な面でも理にかなっている。大腿部の電気刺激特性に関するデータは皆無であるため、まずその一般的基础特性測定と、最適刺激条件の探索を行った。実験に用いた装置は、日本光電製 SEN-3101 型刺激装置であり、電極は湿式表面 2 点電極である。その結果、大腿部に与える最適電気刺激はパルス幅 0.1 msec、周

波数 50 pps、電圧約 50 V の矩形波であること、また電極間距離は 20 mm 前後が適当であり、刺激はアース電極側より強く感じられることから、複数電極対相互はアースを分離する方式が好ましいこと、定電圧方式が定電流方式より適していることなどを見出した。

なお、歩行時に足底が床反力の大きさそのものを検知しているかどうかは疑問である。

足底圧力を検出し、リニヤ特性を持つ制御回路を通し伝達者に伝達する装置を構成しても、切断者は短い立脚期では足底圧力情報をオンオフ的にしか感知できないと考えられる。

以上のことから、足底受容器は靴底のつま先、踏み返し部内外側、踵の 4 か所に自動扉用テープスイッチを取り付け、オンオフ信号のみ取り出すものとした。これらオンオフ情報は、先に述べた刺激条件のパルス波を発生する携帯用刺激装置を介し大腿部へ伝えられる。

電極の配列方法は、足底スイッチとの前後左右の対応がつけやすいこと、および電極対相互の距離を確保する必要があることから決定した(図2)。

膝角度検出器にはポテンシオメータを用いることとした。しかし、切断者所有の義足に改造を施してこれを取り付けることは好ましいことではない。われわれは患者の膝関節運動解析のため、膝関節内外旋、内外反運動を消去し、屈曲・伸展の一軸方向の運動成分のみを取り出せるフレキシブルなゴニオメータを別途開発しており(図3)、これを膝関節受容器とした。

義足の膝は一軸性ではあるが、ポテンシオメータを取り付けようとする場合、どうしても軸心の不一致をき

図 3 フレキシブルなゴニオメータ

たす。この弊害を、図3のゴニオメータは解消している。ポテンシオメータからの角度情報は、分配回路を通し、断端部へ貼られた複数電極対へ伝達される(図2)。すなわち、ポテンシオメータの角度変化に応じ刺激部位が連続的に移り変わる方式であり、その原理は図4に示す通りである。われわれは、切断者を対象とした電気刺激特性測定的基础実験により、断端部が刺激部位として使えることを確認している。断端部では縫合部を境として、本来の前・後面の感覚が残されていることから、膝角度情報を伝える複数電極対は縫合部より前面に3カ所、後面に2カ所貼り付けた。これにより、刺激部位が後面から前面に飛び移るという感覚は、義足下腿が屈曲位から(過)伸展位に移る状態と非常によく対応づけられる。

完成した装置の概観を図5に示す。

図 5 装置概観

図 4 膝角度フィードバック方式の原理

膝角変位はポテンシオメータにより電圧に変換される。膝関節可動域は任意の5段階の領域(=4段階の電圧設定)に区分される。膝角変位(=ポテンシオ入力電圧)がどの設定電圧区分にあるかを比較回路で検出し、これに応じて分配回路A~Eのいずれかが出力される。即ち屈曲位の膝が伸展するにつれ複数電極対における刺激部位がA→B→……→Eと連続的に移動する(逆の場合も同様)。図は膝角度が区分abにあり、Dの電極対に刺激が印加されていることを示す。

III. 感覚義足の有効性に対する評価

1. 実験用模擬膝義足の試作

長期間、同一義足を装着した切断者では“慣れ”の影響で、新しいタイプの義足に対し低い評価しか得られないという Fishman の見解³⁾に従えば、義足歩行の未経験者で実験し、感覚フィードバックの有無に対する評価

図 6 実験用模擬膝義足

図 7 床面傾斜検出能力測定
(静止立位)

図 9 床面傾斜検出能力測定
(踏み越え時)

図 8 床面傾斜検出閾値
(静止立位)

図 10 床面傾斜検出閾値 (踏み越え時)

を行うことが最も客観的であると言える。このような観点から、図6に示すように、健常者が装着できる実験用模擬膝義足を製作し、自らを義足歩行者の立場にすることによって、感覚義足の有効性をまず自覚的に評価した。

以下に示す他覚的評価の実験方法は、われわれの模擬義足歩行による体験から案出されたものである。

disk size discrimination

amput.a													sensor on												
sensor off													sensor on												
S	L	M	M	M	○	○	L	○	○	○	○	13	S	○	M	○	○	M	○	○	○	○	○	18	
M	L	L	○	○	L	○	○	○	○	○	S	15	M	○	○	S	○	S	S	○	○	○	○	17	
L	○	○	M	M	M	○	○	○	○	○	S	15	L	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	20	

amput.b													sensor on												
sensor off													sensor on												
S	○	○	L	○	M	M	M	○	○	○	○	15	S	○	○	○	○	○	○	M	M	○	○	18	
M	L	L	○	○	S	S	S	○	○	○	○	12	M	○	L	○	○	○	L	○	L	L	○	16	
L	○	○	M	M	M	M	○	S	○	○	○	15	L	○	○	○	○	○	○	○	○	○	○	20	

図 11 物体の大小判別能力測定結果

2. 足底感覚の評価

既に述べたように、足底感覚の働きの1つは、視覚によらずして足元の状態を判別し得ることである。

そこで、任意に傾斜角度が設定できる傾斜板測定装置を製作し、これを用いて静止立位時における床面傾斜の検出能力の測定を行った(図7)。測定は、乱数表に従い角度をランダムに設定した踏板的傾斜方向を被験者が解答する方法で行った。ここで義足アライメントが鉛直で靴底と踏板の間に隙間ができるため踏板傾斜の方向が分かるのではなく、あくまで一度おろした義足を大腿部を通して揺り動かし、靴底スイッチ4点の on-off 状況をサンプリングして踏板傾斜の方向が判別されることに注意する必要がある。得られたデータは、Gilford の精神物理測定法⁴⁾による第一の方法で整理した。実験データは、傾斜方向検出角度に対する閾値で示されるが、他の方法(たとえば確率分布曲線から正當率50%の相当角を算出するものや、標準度0に相当する角度を求めるものなど)とよく一致した値となり、測定の繰返し数やデータの整理方法が妥当であることが確認される。結果は図8のようになり、模擬義足装着者2名、大腿義足装着者4名いずれも感覚フィードバックありの場合、閾値は、フィードバックなしの約半分、すなわち健常足靴履きに匹敵するところまで改善されることが認められた。

次に、歩行路の一部を切り欠き、傾斜板測定装置を組み込んで、踏越え時の床面傾斜の検出能力を測定した(図9)。探りの動作を許容する先の静的な実験に対し、今度のダイナミックな実験では、踏板上に足を乗せる時間は極く短い。それにもかかわらず、図10に示すように正常足の閾値の低下は認められない。これは、踵接地か

図 12 ビドスコープによる立位バランス測定

らつま先離れに至るいわば不連続な接地状態が、踏板傾斜の方向を探る動作を形成しているからだと解釈できよう。果たせるかな、義足歩行の場合には、感覚フィードバックありで閾値の著しい低下が認められ、その有効性を示す結果が得られた。

足底感覚の有効性に対する他の評価の試みは、足元の物体の大きさを、感覚フィードバックを用いどの程度まで判別できるかという実験である。図11に示すような、同一厚さで大きさの異なる3種類の円板を被験者が踏んでその大小を探る。正解で2点、1ランク異なった解答(大<中、中<小)で1点、2ランク異なった場合(大<小)を0点として整理すれば、図11の結果が得られ、感覚フィードバックの効果はここでも明確に示される。とくに感覚フィードバックありでは、2ランク異なった解答はない。

以上の実験を通しての切断者の感想は、足底感覚フィードバックの存在が「頼りになる。安心して義足側へ体重がかけられる」というものであった。このことを検証するため、ビドスコープによる立位バランスの測定を行ってみた。

しかし、健常者の立位状態がそうであるように、一脚で体重を支持し、他脚を添えるような姿勢で、完全に静止立位状態を維持することができる。

すなわち、切断者の立ち方は、体重をほとんど健足側へ与えているため、感覚フィードバック有無による差は認められなかった。そこで図12に示すように、健足側を不安定なピボット支持の状態におき、手離し立位をかりうじて保持できる1分間の体の揺れを計測した。いずれの被験者でも、感覚フィードバックのない場合、体重心をむしろ不安定な健足側へ残そうとする固執性には

図 13 立位バランス測定結果

驚かされるが、足底感覚を与えると、義足側への重心移動傾向が明確に認められ、振幅も若干減少する(図13)。なお、体重心の振れに対して周波数分析を行うと、感覚フィードバックありの場合、むしろ振動性が増していることもあるが、これは足底スイッチの on-off 信号に頼った結果、体が自動的に揺れ出したためである。事実、この時の体重心の振動周期は、足底スイッチ(特に踏み返し部内外側)のリレー周期とよく一致する。

3. 膝感覚の評価

足底感覚フィードバックが、義足側立脚期の運動制御に活かされるものであるのに対し、膝感覚フィードバックは遊脚期のそれに活用されるものであり、考えられる有効性は既に述べたとおりである。膝の感覚フィードバックの効用は、遊脚期における滑らかな義足の振り出しにあるため、フォースプレートとゴニオメータを用いた同時計測法により、遊脚期の膝の運動を観測し(図14)、ターミナルインパクトや叩き付け現象の発生いかに特

に注目した。ゴニオメータは膝角度受容器として併用される。現用義足では、ターミナルインパクトの発生に引き続いて叩き付けを行う歩行が普通であり、測定結果にもこれが明確に現れるが、膝感覚フィードバックの使用により、これらの現象は軽減し、滑らかな遊脚運動が得られることが確認された(図15)。なお、このような好ましい歩容の体得には、感覚フィードバックを用いつつある程度の学習訓練期間を必要とする¹⁰⁾と考えられるが、現象的には感覚フィードバック使用後、数歩歩いただけで図15のような結果が得られた。

切断後間もない被験者においてもこのように有効である感覚フィードバックは、長期間の継続使用でさらにその効果を発揮できよう。

IV. 考 察

われわれは人間の運動制御系に組み込まれた、“より生理的な”義足系の開発という立場から、切断者と義足間に何らかの情報伝達が必要とされなければならないと考え、現用義足に欠けている感覚フィードバックの問題に着目した。ケーススタディ的に有効であると認められた試みが、義足のみの改造に終始する限り、なかなか切断者に喜んで使ってもらえるものにはなり難いことを、試作した実験用模擬義足による歩行経験から実感した。実際の切断者とはさまざまな点で内容が異なるであろうが、模擬義足による実験結果が、切断者における結果とよい一致を見たことは、われわれが切断者の立場に立てたことの実証であると考えられる。模擬義足歩行において、義足側立脚期には由に浮いた感覚を覚えるが、足底感覚の存在は文字通り足が地に着いた感覚を与える。また遊脚運動では膝折れを恐れるため、ターミナルインパクトと叩き付けはどうしても発生し、そのため股関節の無駄な運動を余儀なくされる。現用義足の膝の運動に対する制御の方法は不十分であると言わねばならない。刺激部位は切断者と異なるが、膝の感覚を与えると義足の振り出しは容易となり、歩きやすい。以上の自覚的評価の結果をもとに、試作した感覚フィードバック装置を用いて、切断者での他覚的評価を行った。足底感覚フィードバックは歩行時に有効であると考えられるが、現在の歩行分析の方法では、定量的に把握し難いため、傾きと物体の大きさという側面から足元の状態の判別能力に対する評価を行った。足底感覚が歩行動作

図 14 フォースプレートとゴニオメータによる同時計測法

にどのように活かされているかは、今後評価の方法を工夫して検討したい。膝感覚フィードバックについては、切断者がこの情報を活用して、理想的な運動を実現し得

図 15 叩き付け現象の軽減を示す測定結果

ることを確認した。わずかに4点のテープスイッチや膝角度検出用ポテンシオメータを感覚受容器と呼べるのは、これからの信号を元に生体が意味のある情報を得るからであり、その結果が運動に活かされるからこそ、フィードバックなる制御用語が用いられると言える。

義足の感覚フィードバックは、歩行のダイナミクス改善に活用されることが第一であり、義手のそれとは目的が異なることを強調したい。

なお、盲人の杖と同様、義足で地面の状態、たとえば砂、砂利、スポンジ面などをよく識別できることは周知の通りである。その理由は、ズレを伴う地面状態では、義足内を伝播する振動波形を断端部で検出できるためであり、義足に貼付けたストレンゲージの歪波形の観察でこのことを確認した。

しかし、このような高度な識別ができるから足底感覚が不用であるとの解釈は当たらない。試みに砂利面をギブスで固定し、ズレを生じない状態におくと、その識別は非常に悪くなり、足底感覚フィードバックの有効性が改めて認識される。

結 論

1) 義足の感覚フィードバック方式として大腿部への電気刺激を用いることとし、その最適条件が、パルス幅0.1 msec, 周波数 50 pps 前後、電圧約 50 V の矩形波であることを見出した。

2) 足底4カ所のテープスイッチからの on-off 情報を大腿部4面の電極へ、ゴニオメータからの角度情報を断端縫合部近傍の複数電極対へ、それぞれ伝達することで感覚フィードバックを構成した。

3) 携帯用刺激装置を作成した。

4) 床面の傾きを検出する実験では、正常足に匹敵する精度で傾斜方向を検知でき、足元にある物体の大小判別能力も向上し、義足側への体重負荷依存度も増大すること、などで足底感覚フィードバックの有効性を確認した。

5) 歩行時に叩き付けが軽減し、義足の振り出しも滑らかとなることで、膝感覚フィードバックの有効性を確認した。

義足に感覚を与えようという試みは、阪大工学部応用物理学科杉山博教授の御発案によるものである。研究の方針と実践的研究の方法につき、終始杉山博教授より御指導を賜ることにより、研究をここまで進めることができた次第である。ここに記して、杉山博教授に心からお礼を申し上げます。

また、本研究の遂行にあたり、その労を惜しまれず御指導御尽力下さいました阪大医学部整形外科教室小野啓郎教授に心からお礼を申し上げます。

参 考 文 献

- 1) N. Wiener: Cybernetics-control and communication in the animal and the machine. The M.I.T. Press, Cambridge, 1948.
- 2) W.R. Dyck, et al.: A Voluntarily Controlled Electrohydraulic Aboveknee Prosthesis. Bull. of Prosthetics Research, Spring, 1975.
- 3) Klosteg & Wilson: Human Limbs and Their Substitutes. McGraw Hill, New York, 1954.
- 4) J.P. Guilford: Psychometric Methods. McGraw Hill, New York, 1954.
- 5) 広川・他: 義足に感覚を与える試みについて。日本機械学会北信越支部学術講演会, 1977, 10.
- 6) 広川・他: 感覚義足の有効性について。日本機械学会 創立 80 周年記念 関西支部学術講演会, 1977, 11.
- 7) 加藤・他: 感覚義足の研究——模擬膝義足における効果。第49回中部日本整形外科災害外科学会, 1977, 11.
- 8) 広川・他: 感覚義足開発の基礎的研究。第20回自動制御連合講演会, 1977, 12.
- 9) 加藤・他: 義足に感覚を与える試み——感覚装置の構造と評価の方法について。第51回日本整形外科学会, 1978, 5.
- 10) 広川・他: 膝感覚フィードバックを有する義足の遊脚運動のシミュレーション。日本機械学会 第56期全国大会論文講演, 1978, 10.

STUDY ON THE DEVELOPMENT OF THE LOWER PROSTHESIS WITH SENSORY FEEDBACK SYSTEM AND ITS EVALUATION

by

Shyunji HIROKAWA*, Kiyokuni KATO**

* Faculty of Engineering, Department of Applied Physics, Osaka University.

** Department of Orthopaedic Surgery, Hoshigaoka Hospital.

We tried to provide the artificial sensory feedback to the AK-prosthesis, and contrived some evaluation to certify its effects.

The feedback system was composed with the portable electric stimulator and the foot-knee sensors.

After the preparatory examination, the most effective and useful stimulating condition was found to be the rectangular wave form of 0.1 msec pulse width, 50 pps frequency, 50 v voltage.

- 1) The foot sensor was composed of the ON-OFF tape switches.
The switches were laid on the rear (the hind part), the inside and outside of the ball, and the toe of the shoe sole.
The information from the foot sensor was transmitted to posterior, medial, lateral, and anterior aspect of the thigh.
- 2) The knee sensor (the goniometer) was composed of the potentiometer.
The knee angle information was transmitted to the multiple electrodes those were arranged both anterior and posterior adjoining the suture.
- 3) The difference limen of floor inclination was perceived more accurately with the foot contact feedback.
On the pedoscope, the sway of the body could be reduced with the aid of the foot sensor.
- 4) The prosthetic swing motion was measured using a forceplate and a goniometer.
As a result, swing of the prosthesis became smoother and foot strap was much improved when the sensation was available.

□お知らせ□

心臓リハビリテーション研究会発足

東大第四内科 伊藤 良雄 竹内馬左也

わが国でも最近心臓のリハビリテーションに関心をいだかれる方々が増加してまいりましたが、まだ未解決の問題が非常に多く、これから更に研究を進めていかなければならないと考えて居ります。現在では、各施設が独自の方法でリハビリテーションが行なわれているのが現状であると考えます。

心機能の評価として、まず負荷時の心電図を考慮してみてもどの程度の変化をもって許容運動量とするか、また冠動脈疾患、弁膜症、その他の疾患においても、どの疾患にはどのようなパラメーターが有用かも決まっておりません。このことは、心機能の評価のみならず、運動療法を行っていく上にも非常に重要なことであり、長期の追跡も必要であります。それには、共通の方式による多施設のデータの集積が必要となります。また急性期、回復期、慢性期のリハビリテーション・プログラムの具体案についても各施設のものを持ちより、メリット、デメリットを論議し、出来れば意見の調整が必要であると考えます。

世界心臓病学会に Cardiac Rehabilitation の Committee (Chairman : Prof. Denolin) があり、アジア太平洋地域でも、その Subcommittee (Chairman : Israel の Prof. Brunner) があります。また、1977 年 9 月中旬、西ドイツ、ハンブルグにおいて First International Congress of Cardiac Rehabilitation (Chairman : Prof. Denolin) が開かれることは、御存知のことと思います。従って、この際、日本としても同様の士が集まり、この方面の研究を推進し、意見の調整を行な

い、本邦の風土に適したリハビリテーション・システムを、樹立することが出来れば患者にとって大きな福音となると考えた次第であります。

現在、循環器負荷研究会が別個に行なわれており、一部重複する領域もありますが、心臓リハビリテーションには、社会的な働きかけ、その他負荷研究会ではとりあつかわれない問題点も多数ありますので、この際日本でも、心臓リハビリテーション研究会を発足させ、負荷研究会と連携をとりつつ、しかも独自に、この分野を発展させたいと考えた次第であります。

なお、この方面の研究はいずれ予防の方向が重視されねばならなくなりますが、この点に関しては、将来、諸先生の御意見により方向づけを行いたいと考えております。

以上の趣旨に従って昭和 53 年 8 月 19 日に東京で第 1 回心臓リハビリテーション研究会が開催されました。ご参考までにプログラムを示します。

開会挨拶		東大第四内科 伊藤 良雄
リハビリテーション・プログラムの概説		東大第四内科 竹内馬左也
急性期	日医大救急センター	高野 照夫
急性期	東京女子医大心研	井上 康夫
回復期	昭和大三内	長谷川武志
回復期	京大三内	河合 忠一
社会復帰後	名大一内	外畑 巖
社会復帰後	久留米大三内	戸嶋 裕徳
発言	昭和太藤ヶ丘病院	小林太刀夫
発言	佐賀医大	木村 登
		以上