大腿義足ソケットに作用する軸力の分析* (階段昇降可能な大腿義足の制御信号への応用)

藤本 浩志^{*1}, 志村 雄一郎^{*2}, 加藤 一郎^{*3}

Study of the Force Moment Acting on the Socket of A/K Prostheses (Application to Controlling Signals for Ascending the Staircase)

Hiroshi FUJIMOTO, Yuichiro SHIMURA and Ichiro KATO

This report deals primarily with forces and moments such as two shearing forces (F_x , F_y), compression (F_z), two bending moments (M_x , M_y) and a torsional moment (M_z) that are acting on the stump of the thigh during walking. One above/knee amputee walked while wearing his A/K prosthesis which is equipped with the 6-axis force-moment sensor between the knee joint of the prosthesis and the socket, and measures the above-mentioned forces and moments. As a result of the walking experiments, the values of F_x , F_y , F_z , M_x , M_y and M_z during walking are determined. Also, the application of these forces and moments to controlling signals for ascending the staircase is described. The moment and the compression are utilized as triggers for extending or flexing the knee joint, respectively. The amputee wearing the A/K prosthesis could ascend the staircase with a natural posture without the help of his arms.

Key Words: Medical Engineering, Gait Analysis, Socket, Above/Knee Prostheses, Force-Moment Sensor, Shearing Force, Compression, Stairs Ascending

1. 緒 言

今日、下肢を切断した障害者が義足を装着する場合、断端部と義肢システムとの機械的なインターフェイスとして吸着式ソケットを用いるのが一般的である。特に膝関節の制御が必要な大腿義足装着者は、このソケットを介して義足の力学的な情報をフィードバックし、再びソケットを介して義足の動きを制御している。

従来から、ソケットを介した力情報を推定するために、ひずみゲージによってソケットのひずみを計測したり⁽¹⁾、圧力センサを用いてソケット内圧分布を計測した研究⁽²⁾⁽³⁾や、ソケット内に設けた表面電極から筋電位を採取し、筋力を推定した研究⁽⁴⁾などが挙げられる。しかし、ソケット表面やソケット内部にセンサを設ける方法では、吸着式ソケットの気密性が低下するだけでなく、得られるデータが断端部形状に大きく影響されることから、表面電極や圧力センサを取付ける

位置によって出力が異なってしまう再現性や安定性に欠け、さらにリンクモデルとの力学的な対応がつけにくいなど問題点が多かった。

そこで本研究では、個々の切断者の断端形状にほとんど影響されず、再現性のある力学的な情報として義足システムとソケットとの間に作用する六軸力に着目した。これらのデータは過去に直接計測された例はないが、これらが計測できれば、装着者が断端に受けている力が検出できたことになり、定量的な分析評価を行うことで、将来的には以下に挙げるような利用方法が考えられる。

(1) 現在義肢装具士の経験と勘によって製作されているソケットや、義足の支柱パイプの耐久試験等の強度評価の指標として利用することができる。

(2) 各種三次元位置計測システムやワークステーションの普及により大腿切断部の形状測定およびデータ処理が容易になりつつある。そこで近い将来想定される、有限要素法等を用いたソケットの最適形状設計等のための基礎データ(外部からの負荷)として用いることができる。

(3) 現在著者らが開発中の動力義足⁽⁵⁾⁽⁶⁾に対して、この情報を制御信号として用いることにより、装着者のより随意的な制御則の確立が期待できる。

* 平成2年8月21日 第2回バイオエンジニアリング部門学術講演会において講演、原稿受付 平成2年12月28日。

*¹ 正員、電気通信大学(●182 調布市調布ヶ丘1-5-1)。

*² 早稲田大学大学院(●169 東京都新宿区大久保3-4-1)。

*³ 正員、早稲田大学理工学部。

本論文では、2章でまず大腿切断端に作用する六軸力の計測方法を述べる。また、得られたデータを評価するために行った遅い歩行時と速い歩行時における軸力計測結果の定量的な比較分析を行う。さらに3章では本センサシステムの応用例を取り上げる。上記(3)で述べた大腿義足による階段昇り歩行の制御信号として用いたところ、良好な結果が得られたので報告する。

2. 平地における歩行時の六軸力分析

本章では、まず通常の平地歩行中に義足から断端部に作用する六軸力を計測するために行った平地歩行分析実験について述べる。

2.1 実験方法 実験は神奈川県総合リハビリテーションセンターにおいて、左側大腿切断の26歳の男性の協力を得て行った。実験では普段の歩行動作を再現しやすいように、被験者が日常装着している義足(アメリカUSMC社ハイドロケーデンス、下腿重量約4 kg)を用いた。

通常、ソケットと義足との間には、健常脚の大腿部と長さを合わせるために円筒形の継手を取付けて調節してある。そこで健常脚と長さが同じになるような六軸力センサ取付け用アタッチメントを製作し、パイプの代わりに六軸力センサ(ニッタ, USF-4515 A-100)を取付けた。図1にセンサを搭載した外観を示す。本センサは小形(直径114.3 mm, 長さ38.1 mm)で信号ケーブルを1本にまとめてあるため、健常脚の運動を妨げることなく六軸力データを採取できる。なお、義足は左側で、センサのZ軸は大腿部長軸方向にあわ

せており、X軸、Y軸はZ軸と直交し各々前後方向、左右方向とした。図2にセンサの各軸成分を示す。矢印は各軸力、モーメントの正方向を示す。またアライメントについてはセンサ取付け時に義肢装具士の指示を受け調整した。さらにセンサを取付けた後で、装着する前に義足を直立状態で静止させ、各チャンネルの出力を計測し、信号処理時にオフセットとして除去した。

まず歩行周期の違いによって断端部に作用する反力がどのように変化するかを分析するため、次の各々の場合について歩行実験を行い、作用する六軸力を計測した。

(1) 歩き得る最も速い歩行の場合

平地をできる限り短い周期で歩行した場合で、メトロノームで計測した結果ケーデンス(歩調; 以降 Ca)は126 steps/minであった。

(2) 歩き得る最も遅い歩行の場合

同様に、できる限り長い周期で歩行した場合で、 Ca は88 steps/minであった。

2.2 実験結果および検討 前節で述べた(1)、(2)の実験結果を各々図3(1)、(2)に示す。横軸は時間、縦軸は各軸方向の出力を表す。また時間軸に添えたST (stance phase)は立脚期を表し、SW (swing phase)は遊脚期を表す。定常的な波形が再現性よく現れていることがわかる。

歩行周期の違いによる特徴的な結果として、前後方向せん断力 F_x と長軸方向引張力 F_z が挙げられる。速い歩行の場合には、 F_x は最大値が正負ともに遅い歩行周期の場合よりも大きくなっている。正の値は踵接地とともに増大しており接地時の膝折れを防ぐために

図1 ソケット継手部に搭載した六軸力センサ

図2 六軸力センサの座標系

股関節を後方伸展方向に押えつけた結果を表し、負の値は立脚後期から遊脚期に増大していることから、速い歩行に対して下腿が振り遅れないように股関節を前方屈曲方向へ強く振りだした結果であると考えられる。

圧縮力 F_z については、速い歩行周期の場合踵接地直後の圧縮力（負方向）が大きくなっている。これは歩行速度の増加に伴い、上体の前後方向加速度運動による影響が大きくなった結果であると考えられる。

図4は立脚期から遊脚期にかけて、歩行中の下肢の姿勢とその時の前後方向せん断力と圧縮力の合力とを矢状面に投影した図である。なお、歩行中における下肢の姿勢は、関節にはり付けた標点を複数のカメラで検出することにより三次元空間座標を算出した。細い線分はそれぞれ上から大腿部、下腿部、足部のリンクを表し、太い線分が軸力の合力を表す。関節位置は上から各々股関節、膝関節、足関節（踵ではなく距腿関節の位置）を表す。大腿下部の小さな○印はセンサの位置である。合力の方向はソケットが義足システムから受ける力、すなわち断端部がソケットを介して義足か

ら受ける力を表している。なおスティックピクチャの表示間隔は0.04 s (25 Hz) である。

まず義足踵接地と同時に上向きの反力を受ける。これは義足に上体の荷重がかかり股関節で断端部を下方に押さえつけたことによるもので、その結果膝折れを防いでいる。さらに荷重が増大するに伴い垂直成分が急激に増加している。立脚中期はほぼ安定するが、後期に健常脚が接地すると上体の荷重が義足から健脚へと移行するため垂直成分が減少していく。同時に下腿の振り遅れを防ぐために股関節で断端部を前方へ蹴り出すため、後方向の反力を受ける。義足が離地し遊脚期になると引張力が作用し、義足自重により断端部が引張られている様子が認められ、さらに後期には股関節伸展方向に制動をかけるため下腿の慣性によって前方方向の反力を受けている。

図5(a), (b)は三軸力 (F_x, F_y, F_z) 成分を合成した結果である。力の方向は図4と同様、断端部がソケットを介して義足から受ける力を示している。ただしZ軸は値が大きいため倍率を1/2倍にしてある。この図は左大腿部に装着したソケットを被験者の右前方から見た視点で表示している。実線は三軸方向成分を合成した結果を示し、二つの破線は各々水平面および矢状面への投影図である。矢状面成分については図4で述べたのと同様に、立脚期の開始 (Left Heel Contact) から急激に圧縮力が増大し、単脚支持期 (Right Toe Off から R. H. C. まで) に約 500 N を保持し、遊脚期にはほぼ義足自重分の約 50 N の引張力（負方向）が作用していることがわかる。図5で特徴的なこととしては、左右方向せん断力も前後方向せん断力と同じくらいの大きさで作用していることであろう。歩行動作は主として矢状面運動であるため、左右方向成分が大きく作用するのは奇異な感があるが、これは歩行中遊脚側股関節が降下してしまうを防ぐため、中殿筋

図3 歩行実験結果

図4 歩行中の歩容および軸力

等により股関節外転方向にもトルクを出し、前額面方向の姿勢を維持している結果であると考えられる。

なお今回計測に用いたセンサの質量は 0.86 kg であるが、下腿部にではなく大腿部に固定してあるため、被験者から特に違和感は感じなかったとの感想を得た。

3. 階段昇り歩きの制御信号への応用

現用の大腿義足では平地歩行しかできず、段差や階段でも自然な歩容で歩行できる大腿義足の開発が望まれている。このため著者らは階段昇降可能な大腿義足の開発を行ってきた⁽⁵⁾⁽⁶⁾。図 6 に本実験で用いた大腿義足を装着した様子を示す。義足本体は約 4.3 kg で、

油圧閉管路で構成される油圧駆動系と膝関節を駆動する DC モータで構成される電気駆動系とを有し、平地歩行だけではなく階段の昇降も行うことができる。

歩行シミュレーション解析⁽⁷⁾により、階段昇り歩行時には、次の二相において、膝関節駆動トルクが必要であることが判明している。

(1) 立脚期に、上体を支持しながら上の段へ持ち上げるための伸展トルク (約 100 N・m)。

(2) 遊脚期に、義足の爪先が階段の縁に接触しないよう膝関節を屈曲させるための屈曲トルク (約 10 N・m)。

これらのトルクを DC モータから膝関節に付加する場合、適切なトリガを検出する必要がある。特に(1)においては早すぎて義足に体重が載る前に膝関節を伸展させ始めた場合、後方にひっくり返ってしまう危険性があり、逆に遅すぎる場合には歩容が間延びして、不自然になってしまう。また(2)については健常脚が上の段に接地し上体を支持できるようになった段階で、義足の膝関節を速やかに屈曲させれば自然な歩容に近づけることができる。

3.1 予備実験

3.1.1 実験方法 義足を伸展させ上体を持ち上げようとする時は、装着者は義足に体重をかけ股関節を伸展方向（後方）に蹴り出すため、Y 軸（左右方向軸）回りの曲げモーメント M_y の変化がトリガとして適切であると考えられる。また屈曲させる場合のトリガとしては、従来靴の中敷に設けた感圧式のフットスイッチのオンオフ信号によって義足の離地を判断し、

(a) 速い歩行

(b) 遅い歩行

図 5 三軸力の合成

図 6 階段昇り可能な大腿義足⁽⁶⁾

モータを駆動していた。しかし歩行中に過大な圧縮力が繰返し作用するため誤動作しやすく安定な信号を得ることが困難であった。そこで義足にかかる荷重の減少を、引張力 F_z により検出し、膝関節屈曲のトリガとして用いることにした。

以上のことを踏まえ、まず予備実験として、切断者が装着し、

(1) 膝関節を屈曲させた義足の足部を上の方に載せた状態で膝を伸展させようとした時

(2) 膝関節が伸展した義足を下の段から引き上げる際に脱荷重する時

について、それぞれソケットの軸力を測定した。

3.1.2 実験結果および評価 実験結果を図7に示す。(a)が膝を伸展させようとした時の M_y の値である。膝を伸展させようとした時(矢印)、大きな変化が認められた。これより M_y に適切なしきい値を設定しておけば膝の伸展トリガとして使えることが確認できた。(b)は義足を下の段から引き上げる時の F_z の値である。これより F_z は義足の接地離地を識別する信号として十分であり、脱荷重した時の膝屈曲トリガとして使えることが確認できた。

3.2 歩行実験

3.2.1 実験方法 前節の予備実験結果をもとに階段昇り歩行を行った。

伸展トリガおよび屈曲トリガのしきい値は、レベルシフタとアンプから構成される回路の可変抵抗をマニュアルで調節することにより、装着者が昇りやすいと感じる値に設定した。

3.2.2 実験結果 実験の結果、装着者が昇りやすいと判断したしきい値は、各々 $M_y = -11 \text{ N}\cdot\text{m}$, $F_z = -220 \text{ N}$ であった。

実験結果を図8に示す。上の図が膝関節、股関節角度を表す。これらのデータは神奈川リハビリテーションセンターの歩行分析システムを用いて50 Hzで計測した。下の図が曲げモーメント M_y と引張り F_z を表す。図で縦の実線は、歩行分析システムから得られた立脚期(ST)と遊脚期(SW)との境界を示し、破線は

六軸力センサから計測したデータを基に得た制御トリガのタイミングである。

図からわかるように、義足が接地した後、装着者が義足に上体の体重をかけることにより徐々に曲げモーメント M_y が増加し、上記のしきい値を越えた時点(接地後約0.25 s後)でモータが駆動され、膝が伸展を開始している様子が確認できる。

また立脚期から遊脚期に移行する時、圧縮力 F_z の急激な減少を検出し、立脚期中から膝関節屈曲方向にモータを駆動している。これにより、従来フットスイッチの接地離地信号による制御では不可能だった速やかな膝関節の屈曲開始が可能になり、自然な歩容を実現することができた。

装着者からも、両トリガともに再現性があり昇りやすいという感想を得ることができた。

4. 結 論

大腿切断者の義足と吸着式ソケットとの間にセンサを取付け、歩行中に義足から切断部に作用する六軸力を初めて定量的に計測した。今後はセンサシステムで、歩行周期による軸力の違い、歩行周期変動時の変化や平地やスロープによるパターンの違い等の分析を行っていきたい。

また階段昇り歩行における、装着者によるより随意的な制御の実現をめざし、本センサの出力をトリガとして用いた結果、歩容、再現性ともに向上が認められ本制御手法の有効性を確認できた。

図7 予備実験結果

図8 切断者による階段昇り歩行実験結果

本研究の装着実験においてご協力をいただいた神奈川県総合リハビリテーションセンター江原義弘氏をはじめ諸研究員の方々、被験者としてご協力いただいた深沢将仁氏、またセンサに関してご協力をいただいたニッタ(株)篠田重喜氏に感謝します。

文 献

- (1) 中川・鈴木・沢村・瀬口・北山, 大腿義足の適合状態の定量的評価, バイオメカニズム 4, (1978), 222~228.
- (2) 橋詰, A/K ソケット断端間接触圧の測定 (在来型熱硬化プラスチック・シングル・ソケット, ISNY 型ソケットの比較), 日本義肢装具学会誌, 1-2 (1985), 65~74.
- (3) 富永・川村・田中・駒井・川村・西原・鋤園, ISNY ソケットの生体工学的評価, バイオメカニズム 8, (1986), 219~226.
- (4) 小金沢・加藤, 2 チャンネル筋電位を用いた歩行周期予測, 医用電子と生体工学, 23-2 (1985), 108~113.
- (5) 藤本・滝田・有田・小金沢・加藤, 電気=油圧ハイブリッドアクチュエータを搭載した階段昇降歩行可能な大腿義足, バイオメカニズム 9 (1988), 241~251.
- (6) 藤本・有田・加藤, 歩調適応機能を有する階段昇降歩行可能な大腿義足の開発, バイオメカニズム 10, (1990), 167~177.
- (7) 藤本・小金沢・加藤, 大腿義足の多機能化への試み, 電子通信学会 MBE 86-77, (1987), 41-48.