下肢装具装着歩行時における筋活動推定ベイズモデルの 生体力学的検討

Biodynamic Verification of Muscular Activity Estimation Model with Wearing Lower Foot Orthosis

○正 井上 淳（東京電機大） 川村 和也（千葉大）
正 藤江 正克（早稲田大）

Jun INOUE, Tokyo DENKI University, inoue.jun@fr.dendai.ac.jp
Kazuya KAWAMURA, Chiba University
Masakatsu G. FUJIE, Waseda University

In this paper, we performed biodynamic verification of a normal gait muscular activity model gait with lower foot orthosis muscular activity model and using Bayes estimation. In creating this model, we aimed to enable quantitative selection of lower foot orthoses based on a patient's muscular activity in the lower foot. This model allows for not only the estimation of muscle activity, but also another closely related parameter through the change in muscular activity, which is a parent node to the muscle activity node. Here, we verify the biodynamic validity of the normal gait model and gait with lower foot orthosis model parent node for two foot muscles.

Key Words: Bayes estimation, gait analysis, Lower foot ortosis,

1. 緒言

脳卒中の初発件数は、年間 100 万人あたり 2,000 件、死亡者数は 900 件程度であると推定されており、世界の死因の 4 位となっている[1][2]。また、死亡に至らなかった患者は片麻痺を代表とする後遺障害を持ち、社会参加が困難になる。下肢麻痺障害を負った患者には立位維持や歩行の補助を目的として下肢装具が処方される。この下肢装具は様々な物があり、大きく長下肢装具と短下肢装具の 2 つに分類できる。長下肢装具は膝関節の安定性の低下、膝周辺感覚障害、膝関節の変形等、症状が重い患者に処方される。短下肢装具は、これらの症状は認められないが、足関節の安定性の低下や足首以下の感覚障害、足関節の痙攣による内反尖足等の症状が認められる患者に処方される。また、短下肢装具を使用する患者は比較的症状が軽度で、症状の程度も様々であるため、症状に合わせて多くの種類が存在する。図 1 にその一部を示す。

また、近年では工学的アプローチを用いた新しい下肢装具が研究開発されてきている。その中でも代表的なものが、山本らが開発したゲイトソリューション[3]と、古庄らが開発した磁性流体を用いた下肢装具[4]である。この二つの新しい下肢装具には同じ狙いがある。下肢麻痺の患者の歩行は筋の弛緩性麻痺によって、ヒールコンタクトからフットフラットまでの時間が非常に短い。これを下肢装具の足関節の粘弾性を伸展時のみ高めることで、制動をかけながら足関節底屈を行い、足関節の背屈には制動をかけないという補助を可能にした。ここで重要なのは、麻痺の程度によって必要な補助の大きさが変わると同様、歩行中のタイミングで必要な補助の大きさが変わるということである。

このような装具を処方する際、医師は麻痺の程度や、筋力を参考にして、どのような形状の装具を選ぶかを決定する。筋力を測るのには、一般的に徒手筋力検査法という手法がつかわれる。この手法は、検査者が患者の関節などを一定の力で押さえ、患者がその力に対抗して力を出すことで患者の筋力を、最大 9 段階で調べるものである。しかし、この方法は検査者間での再現性が無い事が指摘されており、定量的な検査であるとは言えない。その結果として、医師の熟練度により、患者に適切な装具を処方できない場合がある。補助の不足は転倒や怪我な

どの原因となり、過剰な補助は患者の筋力低下や、関節可動域を狭める原因となる。

(a): Articulated plastic ankle foot orthosis
(b): Rigid ankle-foot orthosis
(c): Dream Plastic Ankle Foot Orthoses
(d): Double bar ankle-foot orthosis

Fig.1 Variety of lower leg orthosis[5]

こういった問題に対し、我々は臨床の現場で歩行するだけで、筋活動量が推定出来れば、定量的に下肢装具の処方が可能になると考えた。現在筋骨格モデルの主流となっているのは逆力学を用いた物理モデルである。

Delp らは逆力学・逆運動学を用いて全身の運動シミュレーションが可能な Opensim を開発した[6]。Opensim はオープンソースで開発されているため、広く研究に用いられている。また、中村らは 155 自由度に対して 997 本のワイヤで牽引するモデルを構築した。[7]ワイヤは張力を 0 以上とする不等式拘束条件を受けるが、このモデルは 155 自由度に対して 997 本という大規模な冗長性を持つ。その問題の解を探索するた

めに 32 チャンネルの筋電計を体に取り付け筋活動量を計測し、この活動量を参考にしながら二次計画問題を解く手法を構築した。しかし、これらのモデルは、精度が高い様々な動きへの応用が可能である一方、三次元動作解析器や床反力計などの大規模かつ非常に高価な装置を必要とする。そのため、臨床現場で実際の患者に対して使うことは非常に困難であるといった問題があった。

そこで、我々の最終的な目標は、次のようなシステムを可能とする筋活動推定モデルの構築とした。

- ① 患者の歩行から、簡易な計測だけで筋活動の推定をする。
- ② 推定した結果を医師が確認し、補助する部分と、その補助の強さを決める。
- ③ 決められた補助の強さから、その患者に最も適切な下肢装具を探索する。

提案しているモデルの筋活動推定の妥当性は以前の発表で示している。本論文では、我々が提案しているモデルが 3 番目の目標である、適切な装具の探索に用いることが可能かどうかを調べるため、通常歩行時のモデルと、下肢装具を装着した際のモデルを比較する。特に、筋活動変化時の原因となっている因果関係がどのように変化しているか、筋活動量の変化がモデルで把握できているかを検証する。

2. 研究手法

2.1 モデル概要

本研究では、必要なパラメータが一意に決まってしまう物理モデルではなく、統計的モデルを用いて筋活動の推定を行うこととした。

また、筋活動を推定した後、その推定結果から装具の選択に結びつけるためには、筋活動が下がっている原因を見つける必要がある。つまり、筋活動とそれ以外の各パラメータ間の連続的な因果関係を知る必要がある。以上の理由により、本モデルには統計的モデルの一種であるベイジアンネットワークを用いることとした。

物理モデルを使わないとは言っても、歩行時に時系列的に筋活動と一対一の関係が得られる物理的な意味のあるパラメータを用いる必要がある。歩行時に限れば、関節角度から歩行相が推定可能である。また、外力は足底以外にはかからないため、足底にかかる力の分布から上半身の姿勢が推定可能である。以上の理由から、股関節・膝関節・足関節・足指関節の角度、および足底圧の分布のみを用いて筋活動量の推定を行うこととしている。

2.2 歩行計測実験

歩行時筋活動推定モデルを構築し、その妥当性を検討するために、通常歩行時、および装具装着歩行時の足部筋電・関節角度・足底圧分布を計測した。被験者は 20 代健康被験者とした。計測部位は以下のとおりである。

筋電位

RF：大腿直筋 Se：半腱様筋 Ga：腓腹筋
TA：前脛骨筋 EDL：長指伸筋 PL：長腓骨筋

関節角度

A1：股関節角度 A2：膝関節角度 A3：足関節角度
A4：拇指角度 A5：中指角度 A6：小指角度

足底圧

P1：拇指下圧力 P2：小指下圧力 P3：拇指球下圧力 P4：小指球下圧力 P5：中足部外側下圧力 P6：踵部下圧力

2.3 モデル構築

本モデルは、筋活動量をはじめ、パラメータを 10 段階に分割している。それにより、高い筋活動量の時に原因となっているノードと、低い筋活動の時に原因となっているノードが個別に判別できる。図 2 には歩行データからモデルを構築するアルゴリズムの概要を示している。上記の 3 種類の計測データから、筋活動と関節角度・足底圧の関係性を表すモデルを、同時生起確率を用いるベイジアンネットワークを利用して構築した。ベイジアンネットワークの構築の際、グリーディーサーチアルゴリズムを用い、構造学習アルゴリズムには K2 アルゴリズムを用いた。また、モデルを構築する際、抑制期と推進期では筋の働きの原因が異なるため、図 3 のように歩行相を立脚期の中でさらに前半の抑制期と後半の推進期に分割し、別々にモデルを構築した。

Fig. 2 Outline of the model construction method

Fig. 3 Gait cycle divisions

3. 考察

本論文では大腿直筋・前脛骨筋について詳しく説明する。表 1 に筋活動量 10% ごとの親ノードを示した。各筋ごとに、左上が抑制期通常歩行、右上が抑制期装具装着歩行、左下が推進期通常歩行、右下が推進期装具装着歩行の順になっている。親ノードは左から順に第 1 親ノード、第 2 親ノードで、特に第一親ノードは最もよく因果関係を示すものである。また、縦に同じ親ノードが続いているときは、そのノードが ON になった時点で筋活動が急激に活発になることを示している。

Table 1 Parent nodes for each muscle activity level

Control term Free	Primary parent node	Secondary parent node	Control term Fix	Primary parent node	Secondary parent node
RF_90			RF_90	A3_90	
RF_80	A3_80		RF_80	A3_80	P5_30
RF_70	A3_80	P6_70	RF_70	A3_80	P6_30
RF_60	A3_80	P5_40	RF_60	P5_60	P6_30
RF_50	A3_80	A1_20	RF_50	A3_60	P6_30
RF_40	A1_20	P5_60	RF_40	A2_30	A3_60
RF_30	A1_40	A3_70	RF_30	P4_30	P6_30
RF_20	A1_40	P3_40	RF_20	P5_90	A5_90
RF_10	A1_40	A1_60	RF_10	P5_90	A5_90
Propulsive term Free	Primary parent node	Secondary parent node	Propulsive term Fix	Primary parent node	Secondary parent node
RF_90	P2_90		RF_90		
RF_80	P2_70	A3_10	RF_80		
RF_70	A1_90	P2_70	RF_70		
RF_60	A1_90	P2_60	RF_60		
RF_50	A1_90	P3_90	RF_50	P4_90	
RF_40	A3_10	P3_50	RF_40	P4_90	A4_90
RF_30	P4_90	P1_30	RF_30	P4_50	P4_80
RF_20	P3_20	P4_90	RF_20	P5_10	P4_80
RF_10	P4_90	P4_30	RF_10	P4_30	A3_10

Control term Free	Primary parent node	Secondary parent node	Control term Fix	Primary parent node	Secondary parent node
TA_90	A3_90		TA_90		
TA_80	A3_90	A2_90	TA_80		
TA_70	A3_90	A5_70	TA_70		
TA_60	A4_90	P4_10	TA_60		
TA_50	A4_90	P4_10	TA_50		
TA_40	A4_90	A3_80	TA_40		
TA_30	P3_10	A1_20	TA_30	P5_50	P5_20
TA_20	A1_20	P6_90	TA_20	A4_40	P5_50
TA_10	P4_20	A1_10	TA_10	A4_60	A6_70
Propulsive term Free	Primary parent node	Secondary parent node	Propulsive term Fix	Primary parent node	Secondary parent node
TA_90			TA_90	A1_60	
TA_80			TA_80	A1_60	
TA_70			TA_70	A3_60	A3_80
TA_60			TA_60	P3_10	A3_80
TA_50			TA_50	A2_70	A6_20
TA_40			TA_40	A2_60	P3_10
TA_30	A3_90		TA_30	A2_60	P3_20
TA_20	A2_10		TA_20	A2_60	P4_60
TA_10	A1_90	P5_60	TA_10	A4_30	A3_30

抑制期 大腿直筋

通常歩行第1親ノードから、足関節の80%、90%のノードが筋活動の70%から90%のノードに強く影響していることがわかる。これは足関節が最大伸展の80%から90%まで伸展するのと同時に筋の活動も70%から90%まで活動量が上がることを示している。これは実際の歩行では抑制期の前半、つま先が地面についた後、体を前に加速をし始めるときに大腿直筋が急激に働くことと合致している。

また、装具非装着歩行と比較すると、筋活動が活発な70%から90%の時の親ノードがほぼ変わらないことがわかる。これは、この装具を装着しても抑制期の大腿直筋にあまり影響を及ぼさないことを意味する。

推進期 大腿直筋

通常歩行第1親ノードから、小指球下圧力の30%、50%、90%のノードが筋活動の10%から50%に影響している事、筋活動が90%まで起きていた装具非装着歩行に比べて、50%まで筋活動が低下していることがわかる。これは蹴り出し時に大腿直筋が働くという特徴は変わらないものの、装具非装着歩行時には地面を蹴り出すときに大腿直筋が働いていたのに比べ、足関節の固定により地面の蹴り出しを行うことができず、大腿直筋の働きが低下したことによると考えられる。

抑制期 前脛骨筋

90%の筋活動が起きていた通常歩行と比べ、装具装着歩行は30%までしか筋活動が起きておらず、著しく筋活動量が低下していることがわかる。これは足関節を固定していることで前脛骨筋の主たる役割である踵接地時に足が伸展するのを支える必要がなくなったことに起因する。

推進期 前脛骨筋

通常歩行時は筋活動の40%以上のノードに親ノードが存在せず、筋活動が起きていなかったのに対し、装具装着歩行時は足関節を固定することで90%まで筋活動が起きていることがわかる。これは、抑制期の前脛骨筋の活動が鈍くなったのと反対に、本来であれば推進期には背屈する足関節が90度で固定されていることによって爪先立ちのような格好になり、前脛骨筋が強く働いて背屈を行おうとすることに起因すると考えられる。

これらの結果から、このモデルでは通常歩行時と装具装着時の筋活動量の推定が可能で、生体力学的に意味のあるパラメータを親ノードとして推定を行っていることが確認できた。

4. 結論

本論文では、下肢麻痺患者に処方される下肢装具の選定支援を目的として、臨床の場でも使用可能なパラメータのみを用いて筋活動量推定および因果関係推定が可能なモデルの構築について議論した。

特に、因果関係推定について装具装着時モデルが、装具装着によって通常歩行モデルからどのように変化するのかを検証し、その変化が生体力学的に意味のある表現となっていることを確認した。今後は被験者の増加を図ることと、装具条件を増加させることで、実際使用されている様々な装具への応用を目指す。

謝 辞

本研究の一部は、グローバルCOEプログラム「グローバルロボットアカデミア」、文部科学省科研費基盤研究A(23240088)、守谷育英会研究助成費の支援を受けて行われた。

文 献

- [1] World Health Organization., The world health report 2003"Chapter1.pp.12-20.<<http://www.who.int/whr/2003/en/index.html>>.Accessed 2014 Jan 15.
- [2] Leys D, Atherothrombosis: a major health burden, Cerebrovasc Dis. 2001. Suppl 2, 1-4
- [3] S. Yamamoto, A. Hagiwara, T. Mizobe, O. Yokoyama, and T. Yasui, Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper, Prosthet. Orthot. Int., vol. 29, pp. 209-19, Dec. 2005.
- [4] Tanida Sousuke, Kikuchi Takehito, Furusho Junji, Ozawa Takuya, Ostuki Kikuko, Fujikawa Takamitsu, Morimoto Shoji, Hashimoto Yasunori, Yasuda Takashi, The development and clinical evaluation of an intelligent ankle foot orthosis using compact type MR fluid brakes Journal of the Society of Biomechanisms 34(2), 124-131, 2010-05-01
- [5] 日本義肢装具協会, “義肢装具カタログ “
- [6] Delp SL, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. IEEE Trans. Biomed. Eng. 2007;54:1940-1950.
- [7] Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita, and I. Suzuki, somatosensory computation for man-machine interface from motion capture data and musculoskeletal human model, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 21(1), pp. 58-66, 2005.