Advance Publication by J-STAGE

日本機械学会論文集

Transactions of the JSME (in Japanese)

DOI:10.1299/transjsme.21-00111

Received date : 25 March, 2021

Accepted date : 8 November, 2021

J-STAGE Advance Publication date : 17 November, 2021

3次元神経筋骨格モデルを用いた脳性麻痺児の歩行シミュレーション

湯本 良輔^{*1}, 長谷 和徳^{*2}, 吉川 輝^{*3}, 金 承革^{*4}

Gait simulation in children with cerebral palsy using a three-dimensional neuromuscular skeleton model

Ryosuke YUMOTO^{*1}, Kazunori HASE^{*2}, Akira YOSHIKAWA^{*3} and SungHyek KIM^{*4}

^{*1} Graduate School of Systems Design, Tokyo Metropolitan University
1-1 Minamiosawa, Hachioji-shi, Tokyo 192-0397, Japan

^{*2} Faculty of Systems Design, Tokyo Metropolitan University
1-1 Minamiosawa, Hachioji-shi, Tokyo 192-0397, Japan

^{*3} Department of Physiology, School of Medicine, Showa University
1-5-8 Hatanodai, Shinagawa-ku, Tokyo 142-8555, Japan

^{*4} Department of Physiotherapy, School of Health Science, Tokoha University
1-30 Mizuochicho, Aoi-ku, Shizuoka-shi, Shizuoka 420-0831, Japan

Abstract

Cerebral palsy (CP) causes abnormal gait pattern due to increased stretch reflex and contracture in specific muscles. Increased stretch reflexes in CP are caused by increased activation of muscle spindles due to increased sensitivity of gamma motor neurons. Furthermore, these neurological abnormalities may cause abnormal postures such as crouching and scissoring. This study aimed to construct a system for supporting treatment and orthosis development in patients with CP by simulation using a three-dimensional neuromuscular skeleton model and evaluate the validity of motor function due to CP reproduced by gait simulation. By reproducing motor function due to CP, the simulation system was able to obtain gait and muscle activity patterns similar to the actual ones. Therefore, motor function in CP can be quantitatively evaluated using this simulation system. In the model of children with CP, gait factors and joint angles of hip, knee, and ankle resembled those of the experimental results; however, the results of muscle synergy analysis were different. Hence, although gait pattern might be highly involved in the enhancement of stretch reflex and muscle contraction, muscle interaction and single muscles influence muscle control in CP.

Keywords : Human dynamics, Biomechanics, Cerebral palsy, Stretch reflex, Muscle contraction,
Three-dimensional neuromuscular skeleton model, Gait simulation

1. 緒 言

脳性麻痺は、伸張反射の亢進、筋の拘縮や不随意的収縮によって異常な筋緊張を発生させる運動障害を持つ。伸張反射とは、骨格筋が受動的に伸張した際に、骨格筋の伸張量と伸張速度に応じて、筋紡錘がその筋に収縮指令を与える現象である。伸張反射の亢進は、筋紡錘内の錘内筋線維の活動量を調整する γ 運動ニューロンの感度上昇に起因する。 γ 運動ニューロンの発火は、錘内筋線維を収縮させ、筋紡錘センサ部が伸張し、筋紡錘の活動量を増加させる作用がある。脳性麻痺は、 γ 運動ニューロンの活動が過剰となり、伸張反射が亢進する。特に、筋の伸張速度を操作する動的な γ 運動ニューロンの感度上昇が指摘されている (Mukherjee and Chakravarty, 2010)。筋の拘縮や伸張反射の亢進は、円滑な運動に対する筋制御の妨げとなるだけでなく、健常者とは異なる姿勢の獲得に結びつく可能性がある。脳性麻痺の特徴的な姿勢は、はさみ肢位とかがみ肢位が挙げられる。はさみ肢位

No.21-00111 [DOI: 10.1299/transjsme.21-00111]

^{*1} 東京都立大学 大学院システムデザイン研究科 機械システム工学域 (〒192-0397 東京都八王子市南大沢 1-1)

^{*2} 正員, 東京都立大学 システムデザイン学部

^{*3} 昭和大学 医学部 生理学講座 生体調節機能学部門 (〒142-8555 東京都品川区旗の台 1-5-8)

^{*4} 常葉大学 健康科学部 静岡理学療法学科 (〒420-0831 静岡県静岡市葵区水落町 1-30)

E-mail of corresponding author: kazunori.hase@tmu.ac.jp

では、股関節が内旋方向に変化し、内股のような姿勢、かつ尖足となる。かがみ肢位では、膝関節を極端に屈曲させた姿勢、かつ尖足となる。はさみ肢位の状態で歩行することをはさみ歩行と呼び、かがみ肢位の場合ではかがみ歩行という。

脳性麻痺に対するリハビリテーション医療の効果は、身体機能や神経活動を定量的に評価することが重要となる。リハビリテーション医療効果の定量的な評価には、光学式モーションキャプチャを用いた動作解析や筋の活動状態を把握する筋電図による解析がある。光学式モーションキャプチャによる動作解析では、脳性麻痺児の歩行機能を量的な視点から様々な歩行形態と比較することができる。Ma らは、光学式モーションキャプチャを用いた動作分析によってバーチャルリアリティ環境下での歩行トレーニングが痙直型の脳性麻痺児の運動機能を改善できることを示した (Ma et al., 2019)。Armand らは、健常児と脳性麻痺児の関節角度を比較し、脳性麻痺による歩行パターンの変化を定量的に評価した (Armand et al., 2016)。筋電図による解析は、逸脱した筋活動や筋の制御機構の評価に対して有効である。Damiano らは、歩行中の大腿四頭筋とハムストリングスの筋電を計測し、膝関節が屈曲した状態で歩行する要因が大腿四頭筋とハムストリングスにおける伸張反射の亢進による影響があることを示唆した (Damiano et al., 2016)。Steele らは、歩行運動に寄与する下肢筋の筋電から筋シナジー解析を行い、健常児に対して脳性麻痺児の方が単調な筋活動パターンによって歩行を生成していることを示した (Steele et al., 2015)。

これらの動作解析による歩行運動の定量化は、脳性麻痺に対する適切な療法の選択やリハビリテーションの評価に有効な要素である。しかし、脳性麻痺の運動機能を明確にできる一方で、測定機器の費用や十分な計測空間の確保の必要性などの課題がある。また、測定機器の装着による被験者の身体的な負担が懸念される。本研究では、脳性麻痺の運動機能を定量的に分析できるフレームワークを提案するため、筋紡錘やゴルジ腱器官などの感覚受容器の機能や筋の力学特性を考慮した 3 次元神経筋骨格モデルの構築を目的とした。歩行シミュレーションは、健常児と脳性麻痺児を対象とし、脳性麻痺の運動機能を評価する際に用いられる下肢 3 関節における関節角度と関節トルク、筋紡錘の活動状態および筋シナジー解析の評価を行った。

2. 3 次元神経筋骨格モデル

2・1 筋骨格モデル

本研究では、Hase と Yamazaki の 3 次元神経筋骨格モデルを参考に歩行モデルを構築した (Hase and Yamazaki, 2002)。図 1 に骨格モデルの構成を示す。骨格モデルは、剛体リンクを用いてヒトの身体構造を表現し、体幹部（頭部、胸部、腰椎上部と下部、骨盤）、下肢部（大腿、下腿、足部）および上肢部（上腕、前腕、手部、肩甲骨と鎖骨の複合節）により構成される。股関節と腰椎下部関節および肩関節は 3 自由度を有し、足関節と肩甲骨・鎖骨の複合関節は 2 自由度とした。その他の関節は 1 自由度である。

Fig. 1 Skeletal model. Joint degree of freedom is expressed by the local coordinate system of x, y, and z axes. The skeletal model is constructed using 19 segments of rigid link and 33 joints' degrees of freedom.

身体の力学的特性は、各剛体リンクの部分質量、主慣性モーメントおよび重心位置によって表現した。各関節には靱帯や腱などの軟部組織によって生じる関節受動抵抗を再現した。すなわち、式 (1) の指数関数や式 (2) の線形関数からなる粘弾性要素によって関節受動抵抗を表現した。

$$T_{R,i} = -k_{i1} \exp(k_{i2}(\theta_i - \bar{\theta}_i + k_{i3})) + k_{i4} \exp(k_{i5}(\theta_i - \bar{\theta}_i + k_{i6})) - c_i \dot{\theta}_i \quad (1)$$

$$T_{R,i} = -k_{i1}(\theta_i - \bar{\theta}_i) - c_i \dot{\theta}_i \quad (2)$$

ここで、 $T_{R,i}$ は第 i 関節の関節受動抵抗、 θ_i は関節角度、 $\bar{\theta}_i$ は自然立位状態の関節角度、 $k_{i1} \sim k_{i6}$ は弾性要素の係数、 c_i は粘性係数である。弾性要素係数のうち、 k_{i1} 、 k_{i4} は弾性要素全体のゲイン、 k_{i3} 、 k_{i6} は、負荷抵抗が急激に大きくなる関節角度、さらに k_{i2} 、 k_{i5} は、関節受動抵抗の非線形性の度合いを示す。骨格モデルの床反力は、両脚支持期の閉ループ構造からなる不静定問題を回避するため、ペナルティ法を用いた (林他, 2014)。ペナルティ法は、足部の接触点と床面をバネとダンパによる線形粘弾性要素によって結合し、接触力を計算する手法である。すなわち、接触力は床面を基準とした接触点の侵入量と侵入速度から計算される。本研究では、片脚の足部モデルにつき、6 つの接触点を定義した。筋モデルでは、筋の付着位置と生理的断面積によって各筋の幾何的特徴を表現し、全身で 94 個の筋をモデル化した。各筋の力学的特性は、Hill タイプと呼ばれる筋モデル (Thelen, 2003) を参考にして、式 (3) ~ (6) に示す筋張力に対する筋長と筋収縮速度の関係から導出した。

$$\bar{F}^{PE} = \frac{e^{k^{PE}(\bar{L}^M - 1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k^{PE}} - 1} \quad (3)$$

$$f_l = e^{-(\bar{L}^M - 1)^2/\gamma} \quad (4)$$

$$V^M = (0.25 + 0.75a)V_{max}^M \frac{\bar{F}^M - (af_l + \bar{F}^{PE})}{b} \quad (5)$$

$$b = \begin{cases} (af_l + \bar{F}^{PE}) + \bar{F}^M/A_f & \bar{F}^M \leq (af_l + \bar{F}^{PE}) \\ \frac{1}{\bar{F}_{len}^M} \left(2 + \frac{2}{A_f} \right) \{ (af_l + \bar{F}^{PE}) \bar{F}_{len}^M - \bar{F}^M \} + -1 & \bar{F}^M > (af_l + \bar{F}^{PE}) \end{cases} \quad (6)$$

ここで、 $\bar{F}^{PE}$ は正規化受動張力、 k^{PE} は指数関数形状に関する係数、 ε_0^M は最大等尺性力における受動的な筋ひずみ、 $\bar{L}^M$ は正規化筋長、 f_l は筋の力・長さ関係式、 γ は f_l の形状を定める係数、 V^M は筋収縮速度、 a は筋活動度、 V_{max}^M は最大収縮速度、 $\bar{F}^M$ は筋張力、 b は V^M に関する係数、 $\bar{F}_{len}^M$ は最大伸長時の正規化最大筋張力、 A_f は筋の力・速度関係式の形状係数である。式 (3) は受動的な筋張力と筋長の関係を示し、式 (4) は筋活動に伴う筋張力と筋長との関係を示す。また、式 (5)、(6) は、筋張力の速度依存性の関係を示す。筋拘縮の特性を表すため、Thelen (2003) のモデルに対して、 $\bar{F}^{PE}$ の影響を直接的に考慮できるように式 (5)、(6) を変更した。なお、筋力計算の際に用いる各筋の自然長は、ヒトの中立角度を基に幾何的な関係から計算した (Mount et al., 2003)。

2・2 神経モデル

神経モデルでは、骨格筋に対する中枢神経系と末梢神経系の神経回路をモデル化した。図 2 に神経モデルの概略を示す。中枢神経系のモデルは、上位中枢と中枢パターン生成器によって歩行運動の基本パターンを再現する。中枢パターン生成器 (central pattern generator: CPG) は、Taga の制御モデルと Hase と Yamazaki の神経モデルを参考にモデル化した (Taga, 1995; Hase and Yamazaki, 2002)。中枢パターン生成器では、上位中枢からの定常的な入力信号によって神経振動子と呼ばれる神経系が活発化し、各関節の関節駆動モーメントに相当する神経活動パターンを生成する。神経振動子モデルは全身で 33 組あり、各関節の運動自由度ごとに神経振動子を 1 組配置した。中枢パターン生成器では、上位中枢からの定常入力のほか、運動反射機構に相当する体性感覚信号がフィードバックされる。この体性感覚フィードバックの構造は、ヒトの歩行運動の計測結果などから試行錯誤的にモデル化した。神経振動子モデルからの出力である関節駆動モーメントに相当する神経信号を基に各関節運動に関与する

筋の筋張力を求めた。各筋の筋張力は筋疲労を最小化するように最適化計算によって求めた。末梢神経系では、レンショウ細胞、脊髄介在細胞、 γ 運動ニューロン、 α 運動ニューロン、筋紡錘およびゴルジ腱器官をモデル化した。レンショウ細胞は、 α 運動ニューロンの活動量に応じて抑制信号を発生させる機能を有する。筋紡錘とゴルジ腱器官は、筋の長さ、収縮速度および筋張力に応じて発火し、過度な筋の活動を抑制する。 γ 運動ニューロンは、 α 運動ニューロンに伝達される筋紡錘の活動量の調整を行う。脊髄介在細胞は、上位中枢からの抑制信号を調整する機能を有する。 α 運動ニューロンは、各神経器官の活動量を統合し、筋に収縮指令を与える。以上より α 運動ニューロンの活動量を、式 (7) のように表現した。

$$X_{\alpha,m}(t) = u_{0,m}(t) + S_m(t - \tau) - G_m f_m(t - \tau) - R_m X_{\alpha,m}(t - \tau) - A u_{B,m} \quad (7)$$

ここで、 $X_{\alpha,m}$ は第 m 筋の α 運動ニューロンの活動量、 $u_{0,m}$ は神経振動子の活動量、 S_m は筋紡錘の活動量、 G_m はゴルジ腱器官の感度係数、 f_m は筋張力、 R_m はレンショウ細胞の感度係数、 $u_{B,m}$ は上位中枢の抑制信号、 A は上位中枢の抑制信号の感度を決定する脊髄介在細胞の係数とした。筋紡錘とゴルジ腱器官の活動量は、 α 運動ニューロンと各器官を結合する神経の長さによる時間遅れを表現するため、32 ms のむだ時間 τ だけ神経の伝達を遅らせた。レンショウ細胞は、 α 運動ニューロンの出力 $X_{\alpha,m}$ に応じて線形的に筋刺激を抑制するモデルとした。

Fig. 2 Neuron model of three-dimensional neuromuscular skeleton model. Neuron model is constructed using sensory receptors of the muscle, central nervous system, and peripheral nervous system.

筋の感覚受容器である筋紡錘とゴルジ腱器官の機能を力学モデルによって表現した。筋紡錘について、赤沢らの筋紡錘モデル（赤沢他、1976）を参考にして、 γ 運動ニューロンと筋紡錘内の錘内筋をそれぞれ線形粘弾性要素によって表し、それを図 3 に示すように直列に接続した力学系を筋紡錘モデルとした。ここで、 γ 運動ニューロンに対応する粘弾性要素は、伸張量と伸張速度に対する感度を表現する。筋紡錘モデルの変位 r_m は式 (8) で与えられる。

$$c_{s,m} \dot{r}_m = -\gamma_s(r_m - l_m) - \gamma_D(\dot{r}_m - \dot{l}_m) - k_{s,m} r_m \quad (8)$$

ここで、 $c_{s,m}$ は筋紡錘の粘性係数（時定数）、 l_m は第 m 筋の筋長、 γ_s は静的な γ 運動ニューロンの感度係数、 γ_D は動的な γ 運動ニューロンの感度係数、 $k_{s,m}$ は筋紡錘の弾性係数である。筋紡錘の活動量 S_m は、筋紡錘モデルの伸長状態 $\dot{r}_m, r_m$ に応じて式 (9) により求められる。

$$S_m = k_{e,m}r_m + b_{e,m}\dot{r}_m \quad (9)$$

ここで、 $k_{e,m}$ は第 m 筋の伸張量に対する係数、 $b_{e,m}$ は伸張速度に対する係数である。なお、筋紡錘モデルの発火は、筋モデルが伸張する場合 ($\dot{r}_m > 0$) のみとした。

Fig. 3 Muscle spindle model. Two viscoelastic models are connected in series in this model. The connecting point of the two models represents muscle spindle displacement.

2・3 遺伝的アルゴリズムを用いた神経パラメータの探索計算

神経筋骨格モデルでは、身体節の部分質量や主慣性モーメントなどの身体力学特性、各筋群の付着位置や生理的断面積などの筋特性、および筋の活動状態を決定する神経制御特性を考慮し、それぞれのパラメータを適切に定めることで歩行運動を生成できる。身体や筋の力学特性に関するパラメータは、測定結果に基づいた推定式や解剖図などを参考にして決定した。一方、神経系モデルのパラメータについては、実験的に求めることは困難であり、また脳性麻痺など障害の程度や有無をモデル化するためがあるため、本研究では遺伝的アルゴリズム (genetic algorithm: GA) を用いた最適化計算によって探索的に決定した。すなわち、神経振動子モデルにおける神経の活動状態を決定する係数、体性感覚フィードバックに関連した係数、 α 運動ニューロンモデルに関する係数、および筋紡錘モデルに関する係数をそれぞれ探索的に定めた。例えば、神経振動子モデルでは、一つの神経振動子について 5 種類のパラメータがあり、末梢系の神経モデルでは各筋に対して 7 種のパラメータ (G_m , R_m , $u_{B,m}$, $c_{s,m}$, $k_{s,m}$, $k_{e,m}$, $b_{e,m}$) を定める。遺伝的アルゴリズムなどの最適化計算では、目的関数を定め、これを最小化 (あるいは最大化) するようにパラメータを探索する。本研究では、歩行モデルが途中で転倒する場合と 5 周期以上の持続歩行が可能な場合に分け、それぞれについて式 (10) および式 (11) のような目的関数を設けた。

$$J_{fall} = \beta_1 J_{step} + \beta_2 J_{distance} \rightarrow \max \quad (10)$$

$$J_{walk} = \frac{1}{(\alpha_1 J_{specific} + \alpha_2 J_{fatigue})} - \alpha_3 \sqrt{\sum_i (q_{i,0thCycle} - q_{i,5thCycle})^2} + \alpha_4 J_{stability} \rightarrow \max \quad (11)$$

ここで、 J_{fall} は転倒時の目的関数、 J_{step} は歩行モデルが転倒するまでに歩いた歩数、 $J_{distance}$ は転倒するまでの移動距離、 β_1, β_2 は重み係数である。また、 J_{walk} は持続歩行達成時の目的関数、 $J_{specific}$ は移動仕事率、 $J_{fatigue}$ は筋疲労、 $q_{i,nthCycle}$ は第 n 番目の歩行周期開始時点における第 i 関節の関節角度、 $J_{stability}$ は歩行の安定化指標、 $\alpha_1, \dots, \alpha_4$ は重み係数である。重み係数 α_n と β_n は、各項の値ができるだけ同程度になり、転倒時の目的関数 J_{fall} と持続歩行時の目的関数 J_{walk} のスコア値も同程度となるように決定した。また、目的関数 J_{step} , J_{walk} は最大化を目指すものとした。

移動仕事率 $J_{specific}$ は、式 (12) に示すように単位移動距離当たりの身体の消費エネルギーで定義され、水平移動のエネルギー効率を表す。

$$J_{\text{specific}} = \frac{1}{MgD} \int \left(\sum_m \dot{E}_m + \dot{B} \right) dt \quad (12)$$

ここで、 M は身体モデルの体質量、 g は重力加速度、 D は移動距離（次項の消費パワーの積分を歩行1周期とする場合、ストライド長に対応）、 $\dot{E}_m$ は第 m 筋の消費パワー、 $\dot{B}$ は基礎代謝（筋活動以外の身体の消費パワー）である。移動仕事率 J_{specific} は値が小さいほどエネルギー効率が低いことを示す。

筋疲労 J_{fatigue} は式(13)に示すように筋張力の時間変化率で定義され、筋張力パターンの滑らかさを評価する。

$$J_{\text{fatigue}} = \frac{1}{D} \int \sum_m \left(\frac{\dot{F}_m}{A_m} \right)^2 dt \quad (13)$$

ここで、 $\dot{F}_m$ は第 m 筋の筋張力の時間変化率、 A_m は筋生理的断面積、 D は移動距離である。また、式(11)の α_3 から始まる項は生成される歩行パターンの再現性を評価している。

歩行の安定化指標 $J_{\text{stability}}$ は、歩行ロボットの安定性評価に用いられる zero moment point (ZMP) に基づき定義した。ZMP は、体重心に作用する重力ベクトルと加速度ベクトルを合わせた総慣性力が地面と交わる点として定義される。歩行運動の安定性は、足部接地位置で定まる支持基底面と ZMP の位置関係を基に判断される。すなわち、ZMP が支持基底面内に位置する場合、姿勢が安定であると判断され、転倒時あるいはその予兆が見られる際には ZMP が支持基底面の外に存在している。歩行中の ZMP は、身体モデルの運動方程式を基に式(14)によって算出した。

$$\mathbf{P}_{\text{ZMP}} \times \mathbf{R} = \sum_i \dot{\mathbf{H}}_{G,i} + \sum_i \mathbf{r}_{G,i} \times m_i (\ddot{\mathbf{r}}_{G,i} - \mathbf{g}) \quad (14)$$

ここで、 $\mathbf{P}_{\text{ZMP}}$ はZMPの位置ベクトル、 $\mathbf{R}$ は床反力ベクトル、 $\mathbf{H}_{G,i}$ は第 i 節の重心位置まわりの角運動量ベクトル、 $\mathbf{r}_{G,i}$ は重心位置ベクトル、 m_i は第 i 節の質量、 $\mathbf{g}$ は重力加速度ベクトルである。歩行の安定化指標 $J_{\text{stability}}$ は、このZMPが支持基底面内に位置する時間割合によって定義した。

2・4 脳性麻痺の再現方法

本研究では、痙直型の脳性麻痺児を対象とした歩行シミュレーションを行った。筋の拘縮は、式(3)に示す最大等尺性力による受動的な筋ひずみ ε_0^M を変更することで実現した。すなわち、健常児モデルでは $\varepsilon_0^M = 0.6$ とし、脳性麻痺モデルでは $\varepsilon_0^M = 0.5$ とした。脳性麻痺モデルでは ε_0^M の値を小さくすることで、筋の受動的張力が増加するため、筋の拘縮状態が再現できる。伸張反射の亢進は、筋紡錘の活動量と発火頻度を増加することで実現した。すなわち、式(8)の動的な γ 運動ニューロンの感度係数 γ_D は健常児モデルでは1.0であるのに対して、脳性麻痺モデルでは5.0とし、脳性麻痺モデルでは筋の伸長速度に対して、筋紡錘の活動量がより増加するようにした。また、式(7)の上位中枢の抑制信号の程度を決定する脊髄介在細胞の係数 A を健常児モデルでは1.0とするのに対して、脳性麻痺モデルでは0.0とし、上位中枢からの抑制信号を遮断することで筋紡錘における発火の閾値を下げ、発火頻度が増加しやすいようにした。本モデルでは両脚の腓腹筋、ハムストリングスおよびヒラメ筋に、これらの筋の拘縮と伸張反射の亢進が発生するようにした。また、脳性麻痺患者では、時々刻々の神経活動、筋活動に麻痺がみられるだけでなく、長期にわたるこれらの神経活動によって関節可動域の制限など、筋や関節の形質自体が変性する。そのため、本モデルでは筋の自然長を求める際に用いる中立姿勢と足部の接触点を変化させることで、それぞれの形質的特徴を表現した。すなわち、脳性麻痺歩行の特徴であるはさみ歩行とかがみ歩行を実現するために、脳性麻痺モデルでは股関節の中立角度を健常児モデルに対して内旋方向に10.0 deg、膝関節の中立角度については屈曲方向に20 deg 変化させた。また、尖足状態を実現するために、足部の爪先部に接触点を追加し、足関節の中立角度を底屈方向に10 deg 変化させた。さらに、中立角度を変化させた関節では、中立角度の変化量に応じて式(1)と式(2)の関節受動抵抗関数における自然立位状態の関節角度 $\bar{\theta}_i$ も変更した。

これらの条件のもと、式(10)、(11)の目的関数 J_{fall} 、 J_{walk} を最大化させる神経系パラメータを遺伝的アルゴリズムにより探索的に求め、健常児モデル歩行、脳性麻痺児モデル歩行をそれぞれ実現した。遺伝的アルゴリズム

では探索範囲の規模を個体数，繰り返し計算回数を世代数と表すが，本シミュレーションでは健常児歩行，脳性麻痺児歩行ともに計算条件を 100 個体，500 世代とした．

2・5 歩行分析

生成された歩行パターンは，歩行の基本因子，右下肢の足，膝，股関節の 3 関節の屈曲伸展位角度および関節トルクによって評価した．歩行因子として，は歩行速度，ストライド長，移動仕事率 J_{specific} ，および ZMP 法による歩行安定化指標 $J_{\text{stability}}$ を求めた．また，神経活動や筋の制御パターンを評価するため，腓腹筋，ハムストリングスおよびヒラメ筋における筋紡錘の活動量 S_m を比較した．さらに筋活動の協調関係を調べるため，17 個の右下肢筋の筋張力に対して非負値行列因子分解（Nonnegative Matrix Factorization : NMF）法による筋シナジー解析を行った．筋シナジーの概念を図 4 に示す．

Fig. 4 Conceptual diagram of muscle synergy. Synergy weight $C_{r \times m}$ is a matrix that indicates the amount of muscle activity for synergistic components. Synergy activation $W_{n \times r}$ is a matrix that indicates synergistic components with respect to gait pattern. Muscle synergy reproduced by synergy weights and synergy activations includes errors with respect to muscle strength.

図に示すように筋シナジーは，運動中の筋活動パターン群 F を時間パターン W と筋活動量の重み C に分解し，筋群の協調動作を表す概念である．そのため，運動中の筋シナジーを解析することで運動に要する筋の制御戦略を定量的に評価できる．筋シナジーの数学的な表現を式（15）に示す．

$$F_{n \times m} \cong C_{r \times m} W_{n \times r} \quad (15)$$

ここで， $F_{n \times m}$ は筋数 m ，時系列サンプル数 n の筋張力パターンを表す $n \times m$ 行列， $C_{r \times m}$ は筋シナジー数を r としたときの筋シナジーと筋活動との対応関係の重みを表す $r \times m$ 行列， $W_{n \times r}$ は筋シナジーの時間パターンを示す $n \times r$ 行列である．NMF 法により得られた筋活動時間パターンより，式（16）で与えられる閾値を基準として筋シナジーを選択した．

$$VAF = \frac{1}{m} \sum_{s=1}^m 1 - \frac{\|F_s - C W_s\|^2}{\|F_s\|^2} \quad (16)$$

ここで，VAF（variability accounted for）は筋シナジーの再現度を表し，各筋の筋張力と筋シナジーによって再現した筋張力の誤差の平均値として定義される．このVAFを閾値とし， $VAF > 0.850$ となり，かつ筋シナジーの成分数が最小数となった筋活動時間パターンを筋シナジーとして扱った．

3. 歩行シミュレーションの結果

3・1 歩行パターン

図 5 に健常児モデル（typically developing: TD）の歩行シミュレーション結果を示す．これは遺伝的アルゴリズムの繰り返し計算のなかで，式（11）に示した目的関数 J_{walk} のスコアが最も優れた個体の歩容であり，繰り返し計算中の 470 世代目に得られた．図 5 の健常児モデルの歩容は，実際の健常児と遜色のない歩行パターンであった．

歩行の基本因子については、歩行速度 1.05 m/s、ストライド長 1.21 m、移動仕事率 J_{specific} は 0.70、および安定化指標 $J_{\text{stability}}$ は 0.28 となった。

図 6 に脳性麻痺児モデル (cerebral palsy: CP) の歩行パターンを示す。ここでは、目的関数 J_{walk} のスコアに加えて、筋シナジー数についても考慮するようにした。すなわち、遺伝的アルゴリズムの繰り返し計算の世代ごとに最も目的関数のスコアが高い個体について、筋シナジー解析を行い、式 (16) の VAF が 0.850 以上を満たし、かつ筋シナジー数が最小となった個体を選択した。これらの条件に基づき、図 6 に示す脳性麻痺児モデルの歩容は、遺伝的アルゴリズムの繰り返し計算中、435 世代目に得られたものである。

脳性麻痺モデルの歩行因子は、歩行速度 0.93 m/s ストライド長 0.84 m、移動仕事率 1.20、および安定化指標 0.18 となった。健常児モデルに対して脳性麻痺児モデルの歩容は、歩行速度、ストライド長および安定化指標が低下し、移動仕事率が増加（すなわち、エネルギー効率が低下）した。

Fig. 5 Gait simulation result of typically developing (TD) children. Solid line represents left leg and left arm. Broken line indicates trunk, right arm, and right leg. Tendon strain due to maximum isometric forces ε_0^M in TD model is 0.60. Dynamic gamma motor parameter γ_D is 1.00. Each stick picture is traced at 0.2 s intervals.

Fig. 6 Gait simulation result of children with CP. Solid line represents left leg and left arm. Broken line indicates trunk, right arm, and right leg. Tendon strain due to maximum isometric forces ε_0^M in CP model is 0.50. Dynamic gamma motor parameter γ_D is 5.00. The number of muscle synergies is 5 with over VAF of 0.850. Each stick picture is traced at 0.2 s intervals.

図 7 に健常児モデルと脳性麻痺児モデルにおける右下肢 3 関節の屈伸方向の関節角度と関節トルクを示す。脳性麻痺児モデルの股関節は全体的に屈曲位になった。一方、股関節トルクは、両モデル間に大きな差異は見られなかった。膝関節では、立脚期に脳性麻痺児モデルの屈曲角度が増加し、関節トルクについては伸展方向トルクが増加した。足関節では、立脚期に脳性麻痺児モデルの背屈角度が増加した。さらに、立脚期の初期に脳性麻痺児モデルの底屈トルクが増加し、立脚期中期から終期では底屈トルクが低下した。

図 8 に脳性麻痺児モデルと健常児モデルの腓腹筋、ハムストリングス、およびヒラメ筋における筋紡錘の活動量を示す。脳性麻痺児モデルにおける腓腹筋の筋紡錘では、立脚期の初期に健常児モデルよりも活動量が増加し、遊脚期中期に活動量が低下した。脳性麻痺児モデルにおけるハムストリングスの筋紡錘では、健常児モデルに対して立脚期の初期と遊脚期に活動量が増加した。ヒラメ筋の筋紡錘の活動量は、健常児、脳性麻痺児モデル共に腓腹筋の筋紡錘と同様な発火パターンと大小関係を示した。

Fig. 7 Result of joint angles and torque at hip, knee, and ankle in the third cycle of gait. (a) Joint angle. (b) Joint torque. Solid line of joint angle and joint torque represents the TD model. Broken line of joint angle and joint torque represents the CP model. For all the graphs, time is normalized by one gait cycle; 0 and 1 indicate when the right foot touches the ground. The positive values of the joint angles show flexion or dorsiflexion at the ankle. On the other hand, the positive values of the joint torque show extension or plantar flexion at the ankle.

Fig. 8 Activation patterns of the muscle spindle in the gastrocnemius, hamstrings, and soleus. Solid line indicates activation of the muscle spindle in the CP model. Broken line represents activation of the muscle spindle in the TD model. The horizontal axis of each graph indicates gait cycle as shown in Fig. 7.

3・2 筋シナジー解析

脳性麻痺児モデルの筋の制御機構に関する妥当性を評価するために、右下肢筋の筋張力について筋シナジー解析を行った。対象とした筋は、大腰筋、腸骨筋、大殿筋、中殿筋の背面部、中殿筋の前面部、大内転筋、広筋群、大腿二頭筋、前脛骨筋、ヒラメ筋、大腿直筋、ハムストリングス、腓腹筋、内閉鎖筋、外閉鎖筋、短腓骨筋、および後脛骨筋といった下肢の関節運動に関与する 17 個の下肢筋である。図 9 に筋シナジーにおける VAF の結果を示す。VAF が 0.850 以上となる筋シナジーの最小数は、健常児モデルと脳性麻痺児モデルともに 5 個以上となった。筋シナジーが 5 個の際に健常児モデルの VAF は 0.859 であり、脳性麻痺児モデルの VAF は 0.865 となっ

た．筋シナジーごとに見ると，第 1 成分から第 3 成分の筋シナジーの VAF は健常児モデルの再現率が大きく，第 4 成分以降は脳性麻痺児モデルの再現率が大きかった．

Fig. 9 Result of VAF for each muscle synergy. Black bar represents VAF in the TD model. White bar indicates VAF in the CP model.

4. 考 察

図 5 と図 6 に示すように脳性麻痺時モデルの歩行因子は，健常児モデルと比較し，ストライド長，歩行速度，および安定化指標が低下し，移動仕事率が増加（エネルギー効率が低下）した．Kamp らは，脳性麻痺による重症度が高い小児においてエネルギー消費量が増加することを示した（Kamp et al., 2014）．Kurz らは，最大フロケ乗数を用いて脳性麻痺児における歩行の安定性を調査し，脳性麻痺児の歩行は健常児に対して不安定となることを報告した（Kurz et al., 2012）．本研究の脳性麻痺児モデルの移動仕事率と安定化指標も，健常児モデルと比較して，非効率かつ不安定化の傾向を示し，実測に基づく歩行分析と同様な結果となった．

伸張反射の亢進と筋の拘縮は，下肢 3 関節の屈伸方向の運動を変化させる作用がある．脳性麻痺児モデルの股関節と膝関節の関節角度はより屈曲位になった．この股関節と膝関節角度の変化は，ハムストリングスにおける筋紡錘の活動が影響したと考える．図 8 に示すハムストリングスの筋紡錘の活動量を見ると，発火パターンは健常児モデルと脳性麻痺児モデルとで類似したが，活動量としては脳性麻痺児モデルの方が大きな値となった．ハムストリングスの筋収縮には，股関節と膝関節の伸展運動を阻害する作用があるため，脳性麻痺児モデルでは健常児のような伸展運動を獲得できなかったと考える．

脳性麻痺児モデルにおける足関節の関節角度は，背屈方向に増加した．背屈角度の増加は，膝関節の過度な屈曲に伴い相対的に足関節角度が背屈方向に増加したと考える．また，脳性麻痺児モデルにおける足関節トルクは，立脚期の初期に健常児よりも底屈方向トルクが増加した．この立脚期の初期における底屈トルクの増加は，腓腹筋とヒラメ筋の筋紡錘の活動量が増加したことによって生じたと考える．また，健常児・脳性麻痺児の両モデル間の足関節トルクの差異は，Armand らによる尖足姿勢を有する実際の脳性麻痺児と健常児に対する歩行分析結果と類似した傾向であった（Armand et al., 2016）．本研究の脳性麻痺児モデルでは，動的 γ 運動ニューロンの感度増加によって筋紡錘の活動量の増加を引き起こしている．その妥当性は引き続き検証する必要があるものの，このような神経障害から筋活動を経て障害歩行運動を実現する本シミュレーションモデルは，脳性麻痺児の神経系障害特性と歩行パターンとの因果関係の分析や，それに応じたリハビリテーションの提案に有益な示唆を与えることが期待される．

健常児，脳性麻痺児の両歩行モデルの筋シナジーは，筋シナジー数が 5 以上の際に本研究で定めた VAF の閾値を満たした．実際の脳性麻痺児の筋シナジーは，健常児よりも少ない数の成分によって筋活動が再現されることが報告されている（Tang et al., 2015）．一方，本シミュレーションでは，両モデルの筋シナジー数が同数であり，実際の歩行分析結果とは必ずしも一致しなかった．筋シナジー解析の結果が実測と異なる要因として，伸張反射の亢進や筋の拘縮などの主動筋に作用する神経器官の影響だけではなく，拮抗関係にある筋群の筋活動の影響の

有無が考えられる。すなわち、実際の脳性麻痺を伴う筋活動では、個々の筋の発火パターンの変質だけでなく、主動筋に対する拮抗筋の筋活動の抑制が不十分になる問題もあり、それに伴い関節まわりの機械インピーダンスが高くなり、結果、動作が単純化されると考えられる。一方で、現状の本歩行モデルでは、この拮抗筋活動をできるだけ抑制するように各筋の活動量を定めており、このことが脳性麻痺の筋活動の特徴を表現できていない一因であると考えられる。すなわち、本研究の筋シナジー解析から主動筋と拮抗筋の関係を調整する神経細胞の影響が重要であることが示唆された。

5. 結 言

本研究では、筋紡錘やゴルジ腱器官などの筋の感覚受容器と力学的特性を考慮した3次元神経筋骨格モデルを構築し、脳性麻痺の歩行運動をシミュレーションにより再現することで、その運動機能を定量的に評価した。脳性麻痺歩行モデルでは筋紡錘の活動量が増加し、得られた歩行因子と関節角度の変化は実際の脳性麻痺児歩行の特徴と類似し、歩行モデルの妥当性を示すことができた。一方で、脳性麻痺児の筋シナジー解析に基づいた筋制御の評価は、筋電図などによる筋シナジー解析とは異なる結果となり、このことから脳性麻痺の筋活動では伸張反射の亢進や筋の拘縮の他に拮抗筋の抑制メカニズムに健常児との差異があることが示唆された。本研究による3次元神経筋骨格モデルを用いることで、脳性麻痺による身体力学系と神経活動の相互関係を定量的に評価できる。脳性麻痺の運動障害メカニズムの解明やリハビリテーションの指針提供を行う計算論的フレームワークとして本提案モデルが活用できるであろう。

文 献

- 赤沢堅造, 梶山三郎, 藤井克彦, 筋紡錘の数学モデル, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.4 (1976), pp.303–308.
- Armand, S., Decoulon, G. and Bonnefoy-Mazure, A., Gait analysis in children with cerebral palsy, EFORT Open Reviews, Vol.1, No.12 (2016), pp.448–460.
- Damiano, L. D., Laws, E., Carmines, V. D. and Abel, F. M., Relationship of spasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy, Gait & Posture, Vol.23, No.1 (2006), pp.1–8.
- Hase, K. and Yamazaki, N., Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuromusculo-skeletal model, JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing, Vol.45, No.4 (2002), pp.1040–1050.
- 林祐一郎, 長谷和徳, 内藤尚, 西澤教之, 足部の精密化と目的関数の混成化による歩行シミュレーションモデルの開発, 日本機械学会論文集, Vol.80, No.812 (2014), DOI: 10.1299/transjsme.2014dr0099.
- Kamp, A.F., Lennon, N., Holmes, L., Dallmeijer, J.A., Henley, J. and Miller, F., Energy cost of walking in children with spastic cerebral palsy: Relationship with age, body composition and mobility capacity, Gait & Posture, Vol.40, No.1 (2014), pp.209–214.
- Kurz, J. M., Arpin, J. D. and Corr, B., Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children, Gait & Posture, Vol.36, No.3 (2012), pp.600–604.
- Ma, Y., Liang, Y., Kang, X., Shao, M., Siemelink, L. and Zhang, Y., Gait characteristics of children with spastic cerebral palsy during inclined treadmill walking under a virtual reality environment, Applied Bionics and Biomechanics, Vol.2019 (2019), pp.1–9.
- Mount, F. E., Whitmore, M. and Stealey, S.L., Evaluation of neutral body posture on shuttle mission STS-57 (SPACEHAB-1), NASA TM-2003-104805 (2003), p.2.
- Mukherjee, A. and Chakravarty, A., Spasticity mechanisms – for the clinician, Frontiers in Neurology, Vol.149, No.1 (2010), pp.1–10.
- Steele, M. K., Rozumalski, A. and Schwartz, H. M., Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy, Developmental Medicine & Child Neurology, Vol.57, No.12 (2015), pp.1176–1182.
- Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion, Biological Cybernetics, Vol.73, No. 2 (1995), pp. 97–111.
- Tang, L., Li, F., Cao, S., Zhang, X., Wu, D. and Chen, X., Muscle synergy analysis in children with cerebral palsy, Journal of Neural Engineering, Vol.12, No.4 (2015), pp.1–14.

Thelen, G. D., Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.125, No.1 (2003), pp.70–77.

References

- Akazawa, K., Kajiyama, S. and Funi K., Mathematical model of the muscle spindle, *Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering*, Vol.14, No.4 (1976), pp.303–308 (in Japanese).
- Armand, S., Decoulon, G. and Bonnefoy-Mazure, A., Gait analysis in children with cerebral palsy, *EFORT Open Reviews*, Vol.1, No.12 (2016), pp.448–460.
- Damiano, L. D., Laws, E., Carmines, V. D. and Abel, F. M., Relationship of spasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy, *Gait & Posture*, Vol.23, No.1 (2006), pp.1–8.
- Hase, K. and Yamazaki, N., Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model, *JSME International Journal Series C Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing*, Vol.45, No.4 (2002), pp.1040–1050.
- Hayashi, Y., Hase, K., Naito, H. and Nishizawa, N., Development of a walking simulation model based on the hybridization of the objective function and the precise foot segment model, *Transactions of the JSME (in Japanese)*, Vol.80, No.812 (2014), DOI: 10.1299/transjsme.2014dr0099.
- Kamp, A.F., Lennon, N., Holmes, L., Dallmeijer, J.A., Henley, J. and Miller, F., Energy cost of walking in children with spastic cerebral palsy: Relationship with age, body composition and mobility capacity, *Gait & Posture*, Vol.40, No.1 (2014), pp.209–214.
- Kurz, J. M., Arpin, J. D. and Corr, B., Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children, *Gait & Posture*, Vol.36, No.3 (2012), pp.600–604.
- Ma, Y., Liang, Y., Kang, X., Shao, M., Siemelink, L. and Zhang, Y., Gait characteristics of children with spastic cerebral palsy during inclined treadmill walking under a virtual reality environment, *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol.2019 (2019), pp.1–9.
- Mount, F. E., Whitmore, M. and Stealey, S.L., Evaluation of neutral body posture on shuttle mission STS-57 (SPACEHAB-1), *NASA TM-2003-104805* (2003), p.2.
- Mukherjee, A. and Chakravarty, A., Spasticity mechanisms – for the clinician, *Frontiers in Neurology*, Vol.149, No.1 (2010), pp.1–10.
- Steele, M. K., Rozumalski, A. and Schwartz, H. M., Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, Vol.57, No.12 (2015), pp.1176–1182.
- Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion, *Biological Cybernetics*, Vol.73, No. 2 (1995), pp. 97-111.
- Tang, L., Li, F., Cao, S., Zhang, X., Wu, D. and Chen, X., Muscle synergy analysis in children with cerebral palsy, *Journal of Neural Engineering*, Vol.12, No.4 (2015), pp.1–14.
- Thelen, G. D., Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.125, No.1 (2003), pp.70–77.