

片麻痺者の股関節内外旋・内外転位が歩容に及ぼす影響 —三次元歩行シミュレーションに基づく検討—

Simulation analysis on hemiplegic walking affected by neutral hip joint position
in external/internal rotation and adduction/abduction

○赤澤 康史(兵庫福まち研) 内藤 尚 (阪大基工)
松本 健志(阪大基工) 田中 正夫(阪大基工)

Yasushi AKAZAWA, The Hyogo Institute of Assistive Technology / Osaka Univ.
Hisashi NAITO, Osaka University
Takeshi MATSUMOTO, Osaka University
Masao TANAKA, Osaka University

Key Words: Biomechanics, Simulation, Hemiplegic gait, Joint moment, Circumduction

1. はじめに

脳卒中片麻痺に伴う歩行障害の軽減はリハビリテーション上、重要な課題であり、医療機関では回復期リハビリテーションの一環として歩行訓練に多くの時間が割かれる。なかでも歩容の改善は、エネルギー消費の低減、ひいては歩行可能距離増大につながる重要課題である。近年、計算機能力およびそれを用いた計算力学手法の発達により筋・骨格全身モデルによる順動力学シミュレーションが可能となっており、適切な障害モデルを立て運動生成を行うことで関節機能の本質的理解が可能となりつつある。我々は、片麻痺状態を模した三次元歩行モデルを用いて、下肢関節の最大発揮モーメントや受動抵抗モーメントをパラメータとした種々の歩容生成を行っている。本報では、足関節痙性麻痺に加えて膝関節屈伸モーメントが弱化した場合を想定し、股関節内外旋受動抵抗特性(中立位および可動域)を変化させながら、いわゆる分回し歩行の発生要因について検討したので報告する。

2. 3次元神経・筋骨格を有する片麻痺モデル

本研究では、長谷らが開発した神経・筋骨格モデル⁽¹⁾を参考に左片麻痺の一部関節症状を反映した歩行モデルを構築した。

2-1 筋骨格モデル

骨格構造は両下肢・骨盤・腰部上下部・胸・頭部・両上肢からなり全リンク数は14であり、関節の自由度は腰部下部および左右股関節がそれぞれ3、左右の肩関節・足関節が各2、その他の関節が各1の合計23回転自由度である。また、全身で70の筋を、その走行が可能な限りヒトに近似するよう解剖学図等を参考に配置した。左上肢は身体の前での保持状態を模するため、肩屈曲15°、肘屈曲90°(さらに上腕軸周りに内旋90°)で固定とした。このモデルを図1に示す。

2-2 神経モデル

神経モデルは、リズム生成・体性感覚フィードバック・末梢システムが統合されたモデルとなっている。神経振動子は駆動関節の自由度に対応して23個を有し、感覚フィードバック信号は身体運動の非対称性を実現するため左右独立とした。麻痺側における下肢伸展優位を想定し、神経モデルの入力を受け各筋ごとの刺激を発生する末梢システムにおいて、麻痺側膝屈曲の最大発揮モーメントをほぼゼロ(0.01Nm)とした。足関節については痙性麻痺を表現するため次節で説明する受動抵抗特性の設定を行った。

2-3 身体モデル特性の設定

本研究では、足関節に痙性を有する片麻痺者を模するため、次のような関節受動特性を持たせることとした。図2は関節受動抵抗特性の図であり、黒の曲線が受動抵抗の値、

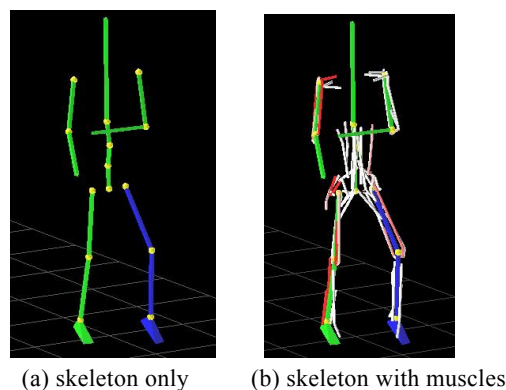


Fig. 1 Three-dimensional musculo-skeletal model

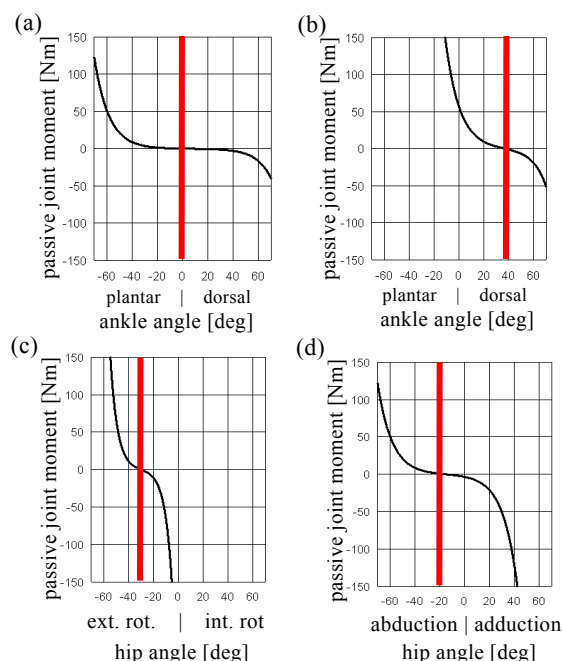


Fig. 2 Examples of passive joint moment for ankle and hip. For plantar/dorsal flexion of right ankle (a) and left ankle (b), for external/internal rotational moment (c) and abductive/adductive of left (hemiplegic) hip in case that neutral position is set to be 30° external rotation and 15° abduction.

赤線は中立位となる角度を示す。

足関節に関して、非麻痺側（右、同図(a)）に対して同図(b)に示すように、麻痺側（左）のみ関節剛性を高く、さらに中立位を底屈位 40°とするよう受動抵抗特性を設定した。また、麻痺側股関節の受動抵抗特性の中立位を通常に対して外旋(0°~30°, 5°毎), 外転(0°~15°, 5°毎)方向へシフトしたモデルを作成し、それらが歩行に与える影響を調べる。股関節特性の一例として図 2(c)(d)に、中立位を外旋 30°, 外転 15°シフトさせた場合の股関節内外旋・内外転受動抵抗特性を示す。なお、今回解析を行った条件の総数は 28 である。

3. 片麻痺歩行の生成

構築した筋骨格モデルおよび神経モデルに関する微分方程式を、ある初期条件の下で数値積分することで身体運動が生成される。この際、初期条件および制御系といえる神経モデルのパラメータによって運動パターンが決まる。その生成された運動に対して、移動効率すなわち移動距離を消費エネルギーで除した値で評価を行う。この値を評価関数として用い、遺伝的アルゴリズムにより初期条件および神経モデルのパラメータを調整することで、基準の歩数（今回は 8 ストライド）以上継続する歩行運動を生成した。

下肢の運動に直接起因する転倒の判断は、規定歩数を達成する前に、足部と地面との最低距離、いわゆるフットク

リアランスが 25mm を下回った場合、および、下肢どうしが接触した場合とした。なお、進行方向の基準線（スタート位置における身体中心）から側方へずれるほど評価値が下がるようペナルティ関数を調整した。

以上のモデルに対して、5 万サイクルから最大 40 万サイクルの繰り返し探索計算を行った結果、全ての条件において今回基準とした 8 ストライドの歩行が得られた。

4. 関節特性パラメータと得られた歩容の特徴

前節までに得られた歩行の中には片麻痺者によく観察される特徴が現れているものとそうではないものがあった。ここでは、下肢の分回しに着目し、股関節受動抵抗特性との関連について整理する。

4-1 遊脚期における下肢の軌跡

左右の股関節位置・大腿節・下腿節が遊脚期においてどのような動きを示したかを両股の midpoint とともに、およそ 0.3 秒刻みに水平面に投影した様子を図 3 に示す。これらは、代表的な条件（股関節の中立位が、(a)外旋 20°かつ外転 10°, 以下同様に(b)5°-10°, (c)25°-5°, (d)5°-0°, (e)30°-15°）において生成された歩行の第 2 ストライドから第 6 ストライドまでを表示したもので、縦軸は左右方向、横軸は前後方向の座標を表し、黒点は両股の midpoint、赤丸点は両股関節点、青線は両大腿節、赤紫線は左（麻痺）側下腿節、緑線は右側下腿節を表す。なお、ここでは遊脚期のみ

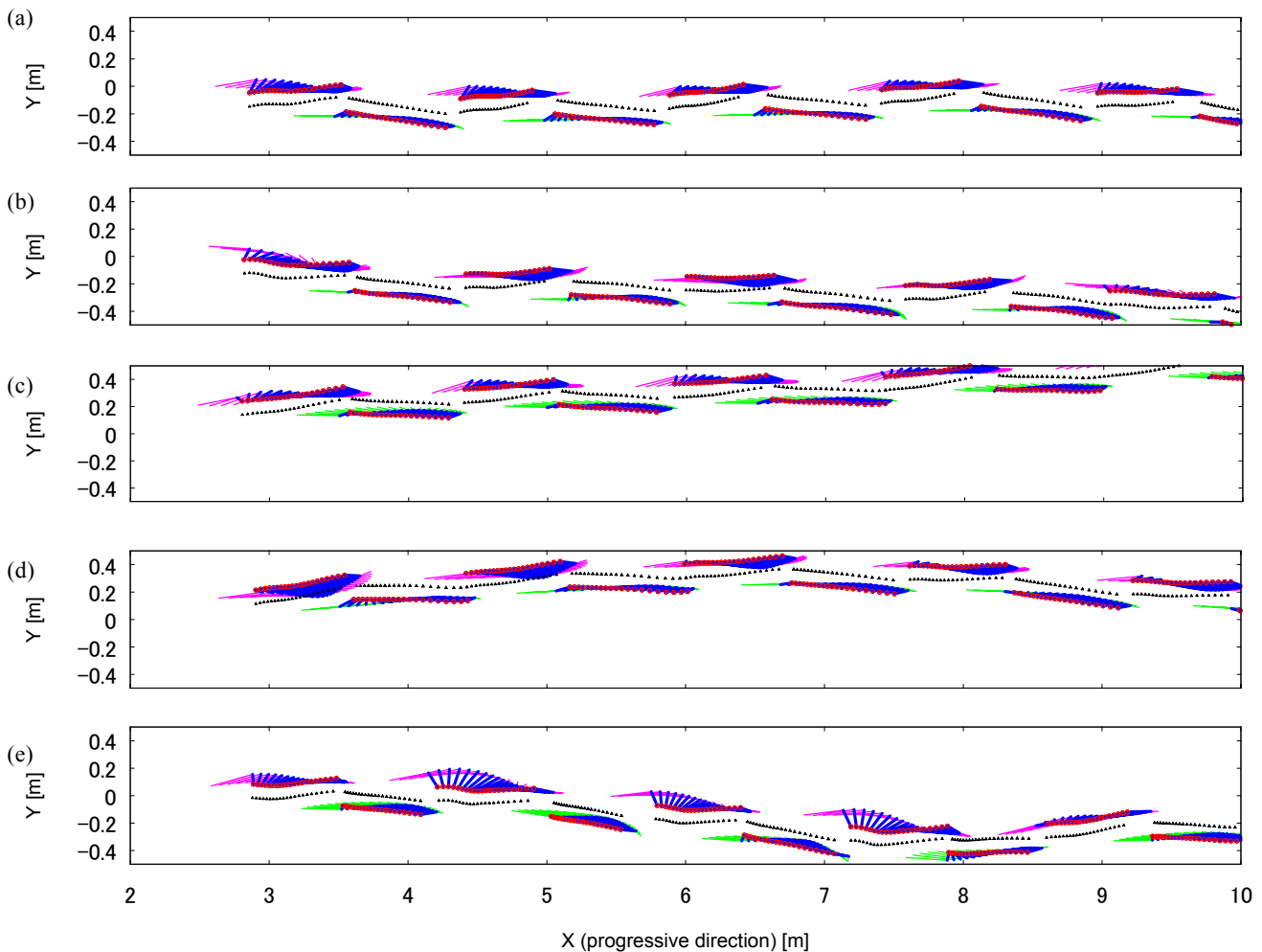


Fig. 3 Stick pictures of lower limbs in swing phase on transverse plane.

Black dots: center of hip joints Blue lines: left and right thighs Magenta lines: left shank Light green lines: right shank.

Hip neutral positions(External rotation - Abduction[deg]): (a)20-10, (b)5-10, (c)25-5, (d)5-0 and (e)30-15.

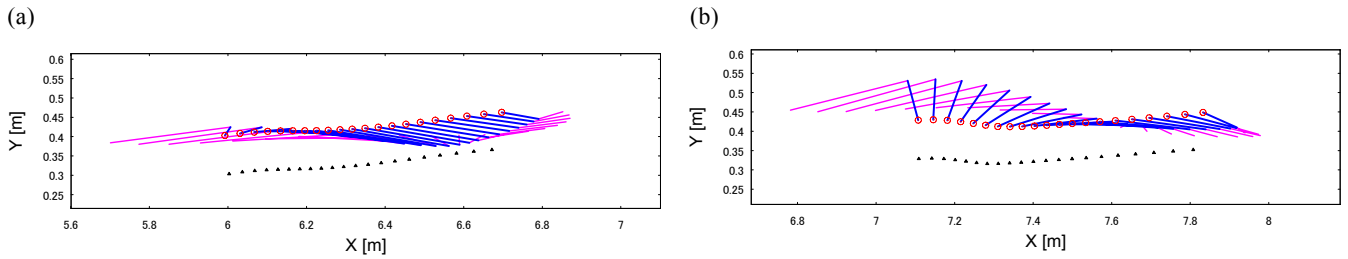


Fig. 4 Samples of stick pictures of hemiplegic lower limbs in swing phase on transverse plane
Hip neutral position is 5° external rotation and 0° abduction(a) and 30° external rotation and 15° abduction(b).
Red circles: left hip joint Dots and lines are as shown in figure 3.

を示している。これらの図より、進行方向に対して、左右どちらか寄りに進むもの（例えば、図 3(b)は右、(c)は左寄り）もあれば、蛇行するもの（同(e)）も見られるが、概ね前方へ向かって歩行を行ったと言える。また、一歩ごとに若干ばらついているが、左右の足の動きには条件ごとに特徴的な差があらわれていることがわかる。特に、下腿節がどのように振られたかは、条件によって大きく異なっている。特徴的な違いをよく表しているものとして、図 4(a)および(b)に、条件 A（外旋 5°・外転 0°、図 3(d)）および条件 B（外旋 30°・外転 15°、図 3(e)）の 1 遊脚周期における左（麻痺）側の軌跡の一例をそれぞれ示す。条件 A では大腿節・下腿節は遊脚初期において比較的股関節点近くに、遊脚後期にかけて股関節点の内側を通っていくことがわかる。条件 B では遊脚初期に膝関節は外側にあり、脚の振り出しに伴い内側に移動してゆく様子が見られる。遊脚初期には、下腿節も股関節点より外側に位置しているが、足関節は膝関節に比べると外側への変位が小さい。このことから、遊脚期の周期が進むにつれて、股関節の外旋角度が徐々に小さくなっていることがわかる。このような動きは分回し歩行と呼ばれる異常歩行の特徴に類似している。このほか、全条件を見渡すと次のような特徴が観察された。

- ・股中点から見た遊脚終期の股関節位置は麻痺側の方が非麻痺側に比べ前方にある。換言すれば、非麻痺側立脚時の方が大きく反対側下肢を振りだしている
- ・大腿節が遊脚期の前半と後半で外側から内側へ振られるケースが多く見られる反面、下腿節ではそのような現象はほとんど見られない
- ・比較的左右差が少ないのは股関節外転 25°の場合であり、このとき外転位の影響も大変少ない

このように、股関節の受動抵抗特性を変えた身体モデルにより、遊脚期における下肢の動きに種々の特徴的なパターンが現れることがわかった。次節以降で、これらの特徴的な動作のうち、今回は片麻痺歩行において代表的な遊脚期の代償動作の一つである「分回し」を定義し、股関節の受動特性条件が分回しに与える影響について詳しく調べる。

4-2 分回しの定義

片麻痺者の歩行では、麻痺側の足関節は底屈位になりがちであり、麻痺側遊脚期に足先の接地を避けるための代償動作がよく観察される。代表的な代償動作としては、股関節・膝関節の大きな屈曲、非麻痺側立脚中期における伸び上がり、体幹の非麻痺側への側屈、麻痺側下肢の分回しなどが挙げられ⁽²⁾、これらの動作はどれか一つが単独に現れるわけではなく、複合的に現れることが多い。これらのうち、分回しは一般に麻痺側遊脚期に大腿部あるいは下肢全体を外側へ振る動作である。ここでは両股関節点の midpoint から膝関節点あるいは足関節点を外側方向へ離れている距離

を求め、遊脚開始時の膝あるいは足関節位置と遊脚終了時のそれとをそれぞれ結んでできる直線に対して外側を通る場合を外分回しと呼ぶこととする。また、通常片麻痺歩行では観察されないが、同様に膝あるいは足関節が内側を通る場合を内分回しとして取り扱う。さらに、分回し量として、遊脚期を前後半に分け、それぞれにおける各関節位置が前記直線から乖離している距離（ただし外側方向成分の差）の最大値を採用することとする。

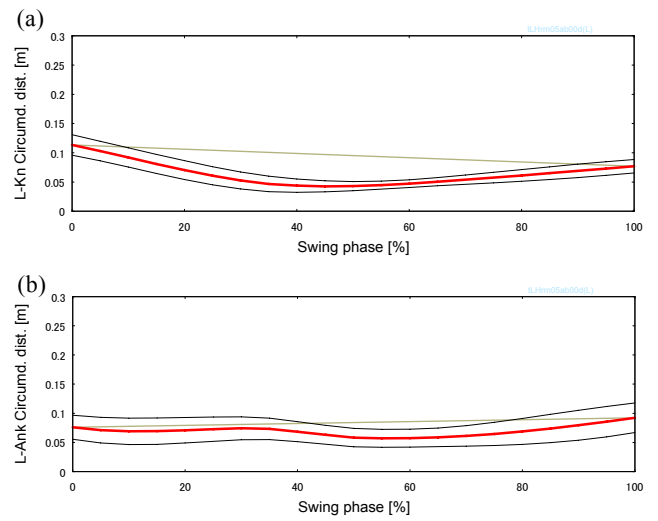


Fig. 5 Circumductive distance of hemiplegic knee(a) & ankle(b) in case that hip neutral angle is 5° ext. rotation and 0° abduction

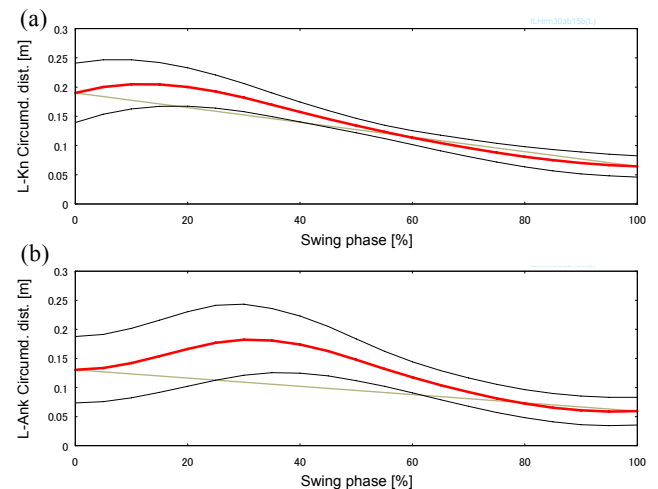


Fig. 6 Circumductive distance of hemiplegic knee(a) & ankle(b) in case that hip neutral angle is 30° ext. rotation and 15° abduction

4-3 観察された分回し

図 5(a)および(b)にそれぞれ条件 A における膝関節・足関節の股関節中点からの側方距離を、図 6(a)および(b)に条件 B における膝・足関節の股関節中点からの側方距離を示す。赤い曲線は平均値を表し、細い曲線は標準偏差を、灰色線は遊脚開始時と遊脚終了時における平均値を結んだ直線である。平均値と標準偏差は、15~25 万サイクルの歩行探索シミュレーションにより得られた歩行から最初の 1 ストライドを除く 7 ストライド分について遊脚期（時間）で正規化し求めた。

図 5 より、麻痺側足関節は遊脚中期以降やや内分回し、麻痺側膝関節は遊脚中期に最も内側を通る内分回しを呈していることがわかる。また図 6 では、麻痺足は遊脚前半において膝より少し遅れながら外側へ大きく分回されており、遊脚後半では、これも膝に追従するように分回しがほぼ消失していることがわかる。全 28 条件で麻痺側の分回しがどのように現れたかを表 1 (膝関節)、表 2 (足関節)に整理する。この結果を単純化すれば、膝分回しは、股関節中立位が外旋 15°以上で発生し始めるが、遊脚前半で外分回しを呈しても遊脚後半には逆に内分回しになることが多く、また、足分回しは、膝ほど明確に股関節中立位に影響されないが、外旋中立位 25°では遊脚期を通して外分回しであり、他の条件でも一度現れた外分回しは消失しにくかったと言える。

Table 1 Circumduction direction of knee

| Hip neutral position | Abduction ang. [deg] | External rotation angle [deg] | | | | | | |
|----------------------|----------------------|-------------------------------|-----|----|----|-----|-----|-----|
| | | 0 | 5 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 |
| | 0 | M | M | M | M | L→M | L→M | L→N |
| | 5 | M | M | M | L | M | L→M | L→N |
| | 10 | M | M | M | M | N→M | L→M | L→M |
| | 15 | M | M→N | M | M | N→M | L→M | L→M |

M: medial circumduction, L: lateral circumduction, N: no circumduction

Table 2 Circumduction direction of ankle

| Hip neutral position | Abduction ang. [deg] | External rotation angle [deg] | | | | | | |
|----------------------|----------------------|-------------------------------|-----|-----|----|-----|----|-----|
| | | 0 | 5 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 |
| | 0 | M | M | L→M | M | L | L | L |
| | 5 | M | N→M | M | L | N→M | L | L |
| | 10 | M | N→M | M | M | M→N | L | L→N |
| | 15 | M | M→L | M | M | M | L | L→N |

M: medial circumduction, L: lateral circumduction, N: no circumduction

5. 考察

表 1 および表 2 より、膝関節点の分回し様態に足関節点の分回しは概ね合致していると言える。ただし、股関節外旋 25°以上では、膝関節点の分回しに足関節点が追従しきれていない様子も浮かがる。とくに、外旋 20°外転 0°の場合と外旋 25°では外転角度全条件において、膝関節点が遊脚前半で外分回しとなるが後半で内分回しになるという複雑な動きを見せたのに対して足関節点は外分回しのみ

という現象を呈していた。これは、股関節中立位の影響で麻痺側の爪先離地時に股関節が外旋・外転し、遊脚期前半に膝関節点が外側へ振られた後、反動で股関節が内旋・内転気味になり、結果として遊脚後半に膝関節点が内側へ振られたのに対して、若干の膝屈曲も手伝い、足関節点は外分回しを続けた結果と考えられる。

次に、股関節条件と分回し量の関係について考える。股関節外旋 15°までは、外転条件によらずほぼ内分回しであり、同 25°以上では外転条件によらず少なくとも遊脚の一部で外分回しが出現していた。外旋 5°・外転 0°の場合、遊脚前半の膝分回し量は-0.055[m] (内分回し、以下単位同じ)、後半の分回し量はほぼ同じ-0.052 (内) であり、足分回し量は遊脚前半で-0.026 (内)、後半で-0.028 (内) であった。また、外旋 25°および 30°の場合、外転角度による分回し量への明確な影響は見られなかった反面、外転 5°では遊脚前半の膝分回し量がそれぞれ 0.026 (外)、0.043 (外)、外転 15°でもそれぞれ 0.029 (外)、0.035 (外) と外旋 30°の方が大きくなっていった。これらより、麻痺側股関節の受動抵抗中立位に関して、外転角度より外旋角度が強く分回し量に影響していることが示唆される。

なお非麻痺側については、ほぼ内分回しまたは分回し無しとなったことから、麻痺側股関節の外旋中立位が 25°ないし 30°であれば、外分回しの片麻痺歩行に類似した歩行が得られるモデルになると考えられる。ただし、本モデルの足底形状は拇指側が小指側に比して長い台形となっており、遊脚中期に足尖が地面に近づくタイミングで下腿が外倒れ傾向になり足尖が水平となる、内分回しの方が分回し無しよりエネルギー的に有利となるケースがあり得る。このため、通常は取り得ない歩容に収束する可能性があり、今後検討が必要である。

6. まとめ

片麻痺者の特性を模した三次元神経・筋・骨格モデルを用い、歩行を生成した。膝関節および足関節の特性が一定であっても、股関節の中立角度を変化させることで歩容は大きく変わることがわかり、代表的な代償動作である下肢分回しが発生する条件を求めることができた。ただし、これらは特定の身体寸法と関節特性ならびに独自の評価基準に基づいて生成された歩容であるし、非麻痺側がやや内分回しになるなど、実際の片麻痺者の生体特性を反映した個別モデルの作成と歩行シミュレーションを実施する前に解決すべき課題もある。今後は、麻痺側股関節における伸展制限、非麻痺側の股関節内外旋中立位のシフト（性差の反映）などにも検討を加えることで、より忠実な片麻痺歩行シミュレーションを行い、その上で歩容を改善するための手法、とくに短下肢装具力学特性設計手法を構築していきたい。

参考文献

- (1) Hase, K., Yamazaki, N., "Computer simulation study of human locomotion with a three-dimensional entire-body neuro-musculo-skeletal model (I. Acquisition of normal walking)," JSME International Journal, Series C, 45-4, pp. 1040-1050, 2002.
- (2) Perry, B., "Gait analysis -Normal and pathological function-Second edition," pp.182-190, 2010, Slack inc.