

四足ロボットを用いた脊髄ネコモデルの脚負荷遷移に着目した挙動解析

Motion Analysis of Spinal Cat Model Using Quadruped Robot

○ 古殿 幸大（京工繊大） 正 木村 浩（京工繊大）

Kodai KODONO*, Hiroshi KIMURA*

*Kyoto Institute of Technology

Walking on the split-belt treadmill is one of the experiment to investigate the gait adaptation. In these days, to make a model that describes the adaptive mechanisms connecting body dynamics and sensor feedback, some researchers have used a leg robot. In our previous studies, we proposed a spinal cat model that is based on a leg controller and Frigon's spinal cord model using a quadruped robot "Kotetsu" and showed that spinal cat model is not enough to adapt on the split-belt treadmill. In this study, to analyze the motion of spinal cat model, we focus on a translation of contralateral leg loading. As the results of experiments, we show that Kotetsu moves back and forward slightly on the split-belt treadmill, so the spinal cat model cannot adapt on the split-belt treadmill. Spec. and movies of Kotetsu can be seen at <http://www.robotlocomotion.kit.ac.jp/kotetsu/index-j.html>.

Key Words: Split-belt walking, Spinal cat model, Quadruped robot, Analysis of translation of leg loading

1 緒言

ヒトや動物は歩行時に摂動を受けた際、歩容¹を変化させて適応する。この適応メカニズムを明らかにするための手法として、例えば除脳動物を treadmill 上で歩行させる実験 [1][2][3] が挙げられる。柳原らは視床ネコ²を用いた実験（図 1-(a)）から、一側前肢に外乱を与えたとき小脳による適応的肢間協調が生じるという学習パラダイムを提案している [1]。この実験において、頭部を拘束された視床ネコは左前（Left Fore, LF）のベルト速度のみ他のベルトの約 2 倍（LF:61cm/s, Other:36cm/s）とした split-belt treadmill 上で、歩行を継続していくうちに歩容を変化させ、左右前脚間での体重移動をスムーズに行う時間を確保することで、歩行が安定する。また、小脳活動を人工的に阻害した視床ネコにおいては歩行を継続してもこのような適応が生じないことから、小脳活動が適応的肢間協調に関与していることが示唆されている [2]。

近年では、このような split-belt treadmill での適応過程を身体性やセンサーフィードバックと結びつけ、実世界での物理現象として説明する構成論的モデルを提唱するため、シミュレーションならびにロボットを用いた物理モデルによる実験 [5][6] が行われている。Fujiki らは、二脚ロボットに脊髄ならびに小脳をモデル化した制御器を組み込み、ヒトの split-belt 上での適応過程と同様な現象をロボットにより再現している [5]。また、筆者らは、Frigon らが提案した、「split-belt 歩行において、脚負荷ならびに腰の屈曲・伸展情報によって伸筋・屈筋の運動ニューロンを興奮・抑制させる脊髄の神経回路モデル」[3] ならびに Maufroy らが提案した、「支持脚から遊脚への脚相遷移に脚負荷を用いることにより姿勢制御とリズム運動制御を統合することが出来る制御器」[7] の知見を基に、四脚ロボットを用いた脊髄ネコモデルならびに視床ネコモデルを提案した。この両方のモデルを用いた split-belt 上歩行実験を行い、視床ネコモデルでは実際の視床ネコとほぼ同様な、歩行を継続すると split-belt 上で歩容が安定する現象が見られた一方、脊髄ネコモデルでは小脳活動を阻害された除脳ネコの実験と同様な、歩行を継続しても歩容が安定しない現象を確認した [6]。

この脊髄ネコモデルに関し、なぜ split-belt 上で歩容が安定し

ないのかを考察するためには、センサ情報を用いた挙動解析を行う必要がある。ここで脚負荷は treadmill 上を歩行するロボットのダイナミクスを表すセンサ情報の一つであり、脚負荷を解析することでどのような現象が起こっているかを考察することが可能となる。しかし、脚負荷単体では脚間位相差のような他のダイナミクス情報を読み取ることができず、また四足ロボットにおいては脚負荷データが 4 次元となるため解析が複雑となる。そこで対側間の脚負荷の差をとった対側間脚負荷遷移情報に着目することで、データの次元を減らし、かつ脚間位相差を考慮して解析を行うことが可能となる。本稿では、この対側間脚負荷遷移情報に着目し、split-belt 上での脊髄ネコモデルの挙動解析を通じてどのような現象が起こっているかを考察する。なお、本稿で使用されている上付き文字、下付き文字の意味を表 1 に表す。また、以下の章で用いる上付き記号 $\hat{\cdot}$, $\tilde{\cdot}$, $\bar{\cdot}$ はそれぞれノミナルな（名目上の）値、目標値、計測値を表す。脚番号: i は省略されることがある。

Table 1 Indexes.

| | |
|------------|---|
| i | leg index $\in \{LF, RF, LH, RH\}$ |
| s | side index $\in \{L, R\}$ |
| lp | leg phase index $\in \{sw, st\}$ |
| L^*, R^* | left, right |
| $*F, *H$ | fore, hind |
| sw, st | swing, stance |
| LO, TD | lift off and touch down |
| $cntr$ | contralateral |
| AEP, PEP | anterior extreme position, posterior extreme position |

2 脚制御器

本研究における pitch 面内歩行制御システムは CPG (central pattern generator) モデルの構成法 [7] に基づいており、脚制御器 (leg controller, LC) が各脚の運動を司る（図 2）。各 LC は一定の振幅と可変な位相: ϕ^i を持った簡単な振動子に関連付けられる。LC の内部構成（図 2）で、各 LC は 2 つの脚相、遊脚相 (swing, sw) と支持脚相 (stance, st) を持っており、支持脚相、遊脚相でそれぞれ脚先目標軌道が与えられ各関節は PD 制御される。 ϕ_{AEP} はノミナルな duty 比を決定する定数であり、

¹本稿では、脚間位相差と各脚の duty 比によって表される歩行パターンを歩容と呼ぶ。

²本稿では除脳ネコの中でも特に視床ネコおよび脊髄ネコに着目する。視床下部・歩行誘発野 (SLR), 小脳・歩行誘発野 (CLR), 中脳・歩行誘発野 (MLR) を残しそれらより上位の中脳との接続を切断した除脳ネコは視床ネコ (thalamus cat) と呼ばれ、人為的な制御歩行が可能である [1]。一方、脳幹より上位の中脳 (中脳, 小脳など) との接続を切断した除脳ネコは脊髄ネコ (spinal cat) と呼ばれる [4]。

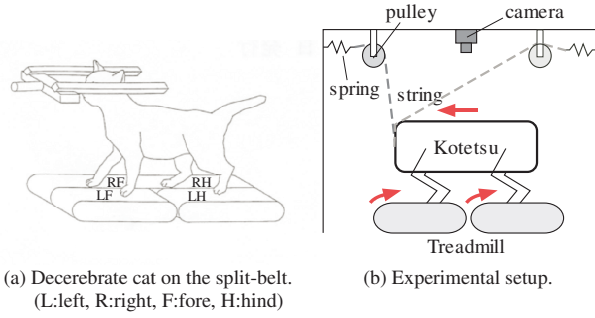


Fig.1 A decerebrate cat[1]:(a) and a quadruped robot[6]:(b) in split-belt walking.

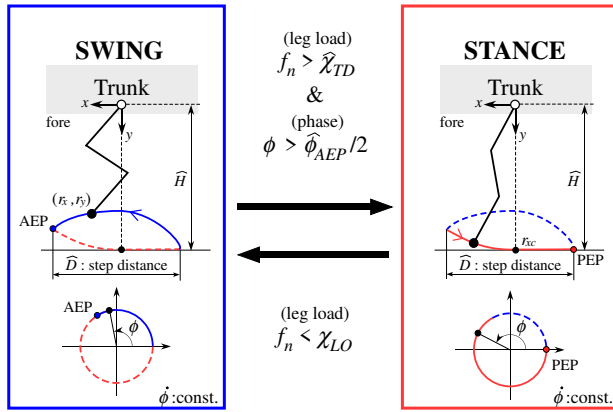


Fig.2 Leg controller[7].

$\hat{\phi}_{PEP} = 0 (= 2\pi)$ である。各 LC での脚相遷移は、脚先の力センサによって計測される法線方向床反力 f_n^i (脚負荷) と振動子の位相 ϕ^i を用いて行われる。遊脚相から支持脚相への遷移条件は、閾値 $\hat{\chi}_{TD}$ (定数) を用いた脚先の接地 (Touch Down, TD) 判定条件式 (1) と、早期接地を回避する条件式 (2) の論理積である。

$$f_n^i > \hat{\chi}_{TD} \quad (1)$$

$$\phi^i > \hat{\phi}_{AEP}/2 \quad (2)$$

一方、支持脚相から遊脚相への遷移条件式は、閾値 χ_{LO}^i を用いた離地判定条件式 (3) である。

$$f_n^i < \chi_{LO}^i \quad (3)$$

なお、脚制御器の詳細に関しては文献 [7][8] を参照したい。

3 脊髄ネコ／視床ネコモデル

Split-belt 上での脊髄ネコおよび視床ネコの歩容適応メカニズムを調べるため、四脚ロボットを用いた歩容適応モデルが先行研究で提唱されている [6]。本節では、この歩容適応モデルである脊髄ネコモデルならびに除脳ネコモデルについて簡単に述べる。

3.1 脊髄ネコモデル

本研究で用いる脊髄ネコモデルとは、「四脚ロボット “Kotetsu” を用いた、脚制御器を基礎として小脳の働きを考えずに、脊髄内の働きのみを基にした脚相遷移条件を有するモデル」とする [6]。また、脊髄内の働きとして、Frigon らが考案した脊髄レベルでの脚相遷移モデル [3] を基礎とした、脚制御器における支持脚相から遊脚相への脚相遷移の条件式 (3) に用いる閾値 χ_{LO}^i の修正とする。本節では、初めに Frigon の脚相遷移モデルについて述べた後、脊髄ネコモデルの詳細を述べる。

Frigon の脚相遷移モデル (図 3) は E (extensor half-center, EHC) と F (flexor half-center, FHC) からなる CPG を基に

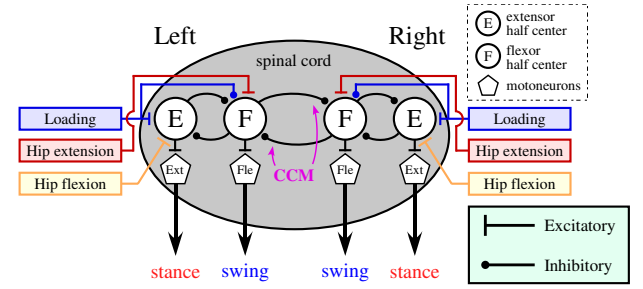


Fig.3 Frigon's spinal cord model[3]. Leg loading and hip extension/flexion feed back to spinal cord, and switch swing/stance phases through the half-centers. (This figure is modified by the author.)

したモデルとなっており、脚相遷移時に脚負荷 (loading)、腰関節の伸展情報 (hip extension) および腰関節の屈曲情報 (hip flexion) ならびに、左右の FHC 間協調機構 (CCM: contralateral coordination mechanism) を組み込んだものとなっている [3]。このモデルを用いることで、遊脚相および支持脚相への遷移ならびに split-belt 上での適応メカニズムを説明することが構成論的に可能となる。

脊髄ネコモデルでは、Frigon の脚相遷移モデルを踏まえ、脚制御器での遊脚遷移条件式 (3) に用いられる閾値 χ_{LO} の修正が行われる。閾値 χ_{LO} の修正は以下の式で行われる。ここで $cntr$ は左右対側脚を表し、たとえば $i = LF$ のとき、 $cntr = RF$ である。

$$\chi_{LO}^i = \hat{\chi}_{LO} \cdot (r_{xc} - \bar{r}_x) / (\hat{D}/2) - \hat{\chi}_{LO} \cdot \Phi / (\hat{\phi}_{AEP}/2), \quad (4)$$

$$\Phi = \begin{cases} \phi^{\sigma tr} & (\text{if } 0 \leq \phi^{\sigma tr} < \hat{\phi}_{AEP}/2) \\ \hat{\phi}_{AEP} - \phi^{\sigma tr} & (\text{if } \hat{\phi}_{AEP}/2 \leq \phi^{\sigma tr} \leq \hat{\phi}_{AEP}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (5)$$

ただし、 $\hat{\chi}_{LO}$ はノミナルな閾値であり、 \hat{D} はノミナルな歩幅 (step distance) である。また、脚先 x 座標 (脚先位置) を r_x で表し、その計測値を \bar{r}_x 、腰関節直下での位置を $r_{xc} = 0$ [m] とする (Fig.2)。 Φ は式 (5) で定義され、対側脚の位相 ϕ^{cntr} によって決定される。以下で述べる実験において、 $\hat{\chi}_{LO} = 8$ [N]、 $\hat{D} = 0.03$ [m]、接地率 (duty 比) $\hat{\beta} = 0.7$ 、すなわち、 $\hat{\phi}_{AEP} = 2\pi(1 - \hat{\beta}) = 2\pi \cdot 0.3$ [rad] である。

なお、閾値修正式 (4) において、右辺第一項が腰関節の屈伸情報に、右辺第二項が CCM に相当する。また、実際の脚負荷と閾値を比較して遊脚相への遷移を決定する点で Frigon の脚相遷移モデルと相当する。

3.2 視床ネコモデル

前節で述べた脊髄ネコモデルを基礎とした、「Frigon らが考案した脊髄ネコの脚相遷移モデルに、小脳活動の一種である運動学習に相当する小脳脚相調節モデルを組み合わせたモデル」を視床ネコモデルとする。本節では、初めに小脳の長期抑圧現象ならびに運動学習について述べた後、視床ネコモデルの詳細を述べる。

脊髄の CPG の活動に関する情報ならびに「肢軸の向き」や「脚にかかる負荷」といった各種体性感覚系の受容器由来の情報は、脊状線維系入力として小脳皮質に送られ、顆粒細胞-平行線維を経由してプルキンエ細胞に伝達されると考えられている。プルキンエ細胞はこの脊状線維系入力を小脳皮質からの出力に変換し、脊髄内のニューロン活動を調節する働きを有する [4]。一方、運動系からの誤差信号が登上線維経路でプルキンエ細胞に伝達されると、平行線維とプルキンエ細胞間のシナプス結合伝達効率が変化する長期抑圧という現象が起こる。この長期抑圧によって運動学習が行われていると考えられている [9]。すなわち、運動系の誤差信号によって運動パラメータの修正・記憶が行われていると考えられる。

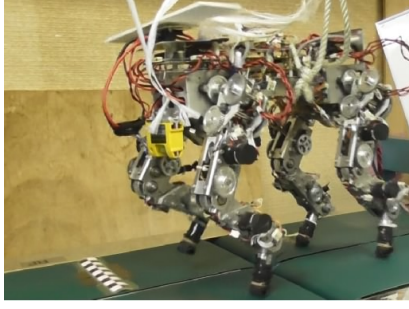


Fig.4 Quadruped robot “Kotetsu” walking on the split-belt treadmill.

そこで、脊髄ネコモデルの式 (4) に対して、小脳脚相調節モデルとして step distance の目標値を修正する項を式 (6)、式 (7) のように加え、全四脚に用いる。

$$\chi_{LO}^i = \hat{\chi}_{LO} \cdot (r_{xc} - \bar{r}_x) / (\bar{D}^i[n]/2) - \hat{\chi}_{LO} \cdot \Phi / (\hat{\phi}_{AEP}/2), \quad (6)$$

$$\bar{D}^i[n] = \begin{cases} \tau \bar{D}^i + (1-\tau) \bar{D}^i[n-1] & (\text{if } |\bar{D}^i - \bar{D}^i[n-1]| > \varepsilon_D) \\ \bar{D}^i[n-1] & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (7)$$

式 (6) 中の Φ の定義は式 (5) と同じである。 $\bar{D}^i[n-1]$ は脚 i が n 回目に離地する前の $n-1$ 回目の遊脚期と支持脚期での step distance の目標値で、 $\bar{D}^i[n]$ は次の n 回目の遊脚期と支持脚期で脚軌道を計算するときに用いられる step distance の目標値となる。また、 \bar{D}^i は $n-1$ 回目の支持脚期³で計測した step distance であり、この計測値と目標値の絶対差が閾値 ε_D を超えた時に修正が行われる。修正の計算は脚が離地し、 \bar{D}^i の計測が完了したと同時に実行される。

なお、 τ は学習のスピードを調整する定数である。遊脚相への遷移条件式 (3) の χ_{LO}^i に式 (6) 式 (5), (7) を含むを用いたロボットを「視床ネコモデル」と呼ぶ。

4 Split-belt 実験

上節で述べた脊髄ネコモデルを用いて歩行実験 [6] を行う。はじめに tied-belt treadmill 上で歩行させ、その後 split-belt に切り替える。ベルト速度は tied-belt 時にはすべて 13.2 [cm/s]、split-belt 時には LF のベルトのみ 21.6 [cm/s] に設定する。なお、split-belt 時の前脚における左右のベルト速度比は図 1-(a) に示した除脳ネコの実験と同様である。図 1-(b) のように Kotetsu の水平面内姿勢角を拘束した状態で treadmill 上で歩行させた。拘束方法として、Kotetsu の前後方向の動きを制限するために Kotetsu の一端にヒモを結び、ヒモに常にテンションがかかるよう、バネ (バネ定数: 4×10^3 [N/m]、計測値) がヒモを引っ張る装置を用いた。実験中は小鉄の水平面内位置情報をカメラによって計測している [8]。なお、本実験では時刻 $t = 11.5$ [s] 付近で tied-belt から split-belt に切り替わっている。また、歩行実験中の Kotetsu の様子を図 4 に示す。

歩行実験の結果より、脊髄ネコモデルは tied-belt 上では安定した walk 歩容が生成した一方、split-belt 上では歩容が安定しない [6]。このとき、前脚の脚負荷 (図 5) に着目すると、tied-belt 時と split-belt 時で明らかに変化が起きている。本稿では脊髄ネコモデルにおいて、split-belt 上で歩容が不安定となる原因に関して、対側間脚負荷遷移情報に注目した考察を行う。

5 脚負荷遷移情報

5.1 対側脚間脚負荷遷移情報

Treadmill 上での脊髄ネコモデルの挙動を解析するため、1 章で述べたように前脚と後脚の対側脚間脚負荷遷移情報 f_{trn}^F, f_{trn}^H

³split-belt の影響は支持脚期で顕著であり、 \bar{D}^i が大きく変化するため。

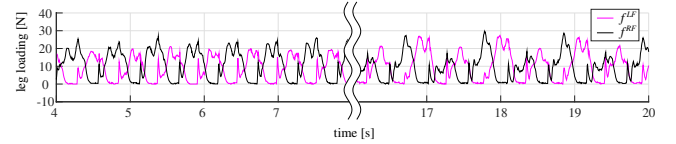


Fig.5 The results of fore leg loading on the tied/split-belt treadmill. The left side is a tied-belt duration and the right side is a split-belt duration.

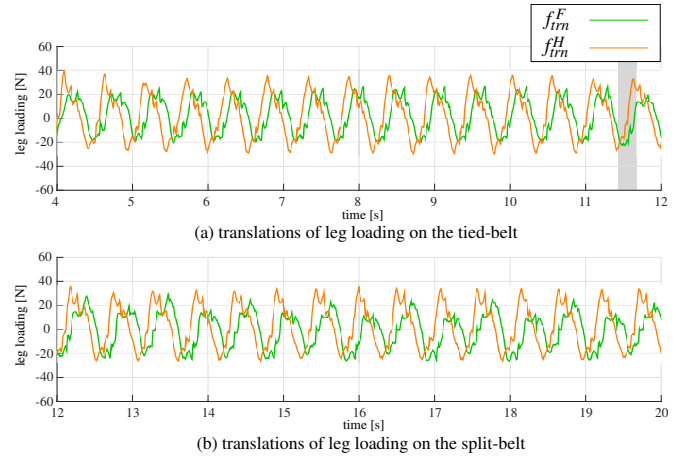


Fig.6 The results of contralateral translations of leg loading on the tied/split-belt treadmill. The velocity of LF belt is changed in gray area (estimated). Green: fore f_{trn}^F , Orange: hind f_{trn}^H .

に着目する。ここで対側脚間脚負荷遷移情報を、対側間の右脚脚負荷と左脚脚負荷の差、すなわち

$$f_{trn}^F = f_{trn}^{RF} - f_{trn}^{LF} \quad (8)$$

$$f_{trn}^H = f_{trn}^{RH} - f_{trn}^{LH} \quad (9)$$

と定義する。これらの式に基づいて対側間脚負荷情報を計算した結果が図 6 である。前脚 f_{trn}^F に着目すると、tied-belt 上での歩行と split-belt 上での歩行では、対側間脚負荷遷移情報が変化することがわかる。次に、前後間での対側間脚負荷遷移情報の関係を調べるため、脚負荷遷移平面を考える。横軸に f_{trn}^F 、縦軸に f_{trn}^H を取った脚負荷遷移平面が図 7 である。図からわかる通り、tied-belt 上 (図 7-(a)) ではグラフがほぼ同じ軌道を通る閉曲線⁴となり、脚負荷遷移がリミットサイクルのようにほぼ同じ軌道を通っていることが分かる。一方、split-belt 上 (図 7-(b)) ではグラフが tied-belt とは異なる形となり、ほぼ 2 つの閉曲線を生成していることが分かる。このように、脚負荷遷移平面を用いることで、歩容の安定性を簡単に評価できる。

5.2 Fourier 解析

Treadmill 上での脊髄ネコモデルの挙動を解析するため、対側間脚負荷遷移情報を Fourier 解析により振動数成分に分けて考察する。対側間脚負荷遷移情報を Fourier 解析した結果が図 8 である。なお、本稿では脊髄ネコモデルの treadmill 上での長期的な動作解析を行うため、歩行周期が 0.5 [s] (2Hz) 程度であることを踏まえ、低振動数領域 (~ 3 Hz) にのみ着目し、高振動数領域の考察に関しては今後の課題とする。Tied-belt において、前

⁴脚負荷遷移平面において、脚負荷の高振動数成分を除いて考えると、walk 歩容は円に近い形となる一方、trot 歩容は右斜め下がりの直線に、pace 歩容は右斜め上がりの直線に近い形となる。

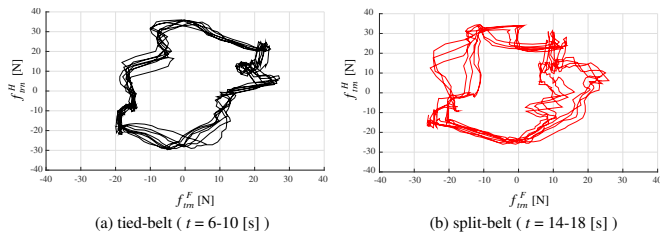


Fig.7 The transition planes of leg loading made from f_{trn}^F and f_{trn}^H of Fig.6.

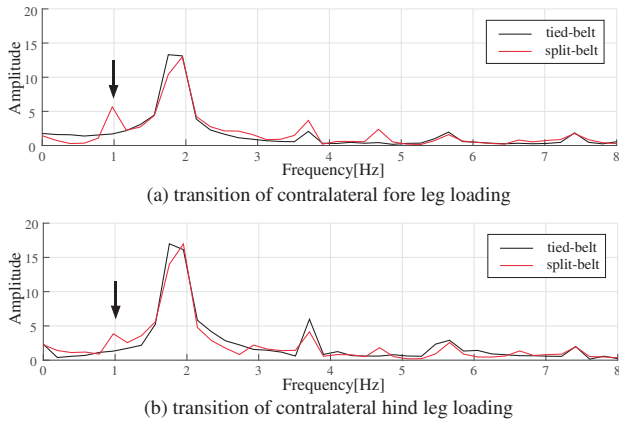


Fig.8 Fourier analysis of the transitions of contralateral leg loading.

脚・後脚問わず歩行周期に相当する振動数にのみピークが生じている。これは、通常時 (tied-belt 上) の歩行において対側間での脚負荷遷移が歩行の周期に合わせて行われていることを意味している。一方, split-belt において, 歩行周期に相当する振動数のほか, そのおよそ半分の振動数 (図中の矢印) に新たなピークが生じている。これは, split-belt 上の歩行において歩行の2周期の長さで, 通常の歩行時には発生しない振動が生じていることを意味している。この振動に関して, split-belt 時に前脚脚負荷の大きさが振動的となっている (図5) ことや, カメラ計測による Kotetsu の水平面内位置情報ならびに接地 (TD) 座標情報から, 以下に述べる現象が起こっていると考えられる。

Tied-belt から split-belt に切り替えることにより, LF のベルト速度は上昇する。しかし, 脊髓ネコモデルでは, 小脳の長期抑圧に相当する自律的な step distance の調整が行われないため, Kotetsu はベルト速度に従い後退する。一方, 頭部を紐により拘束されているため, 図 9-A のように重心が胴体後方に移動する。すると前脚の遊脚期間が相対的に長くなることで, 図 9-B のように脚がより前方に接地する。このことは step distance が通常より大きくなることを意味している。Step distance の調整により split-belt に適応することが可能であることを踏まえると, step distance が大きくなることにより, 図 9-C のように Kotetsu は前方に移動する。しかし脊髓ネコモデルでは適切な step distance 値の記憶も行われないため, 再び図 9-A の状態に戻る。この一連の流れが繰り返されることにより, 対側間脚負荷遷移情報に歩行周期の半分に相当する振動数の波が含まれたと考えられる。

このように, 対側間脚負荷遷移情報に注目することで, 歩容が安定しているかどうかを判別でき, さらに Fourier 解析を通して歩行以外にどのような振動が発生しているかを考察することが可能となる。なお, 実際の脊髓ネコにおいて上述した現象が発生しているかどうかの検討は今後の課題である。

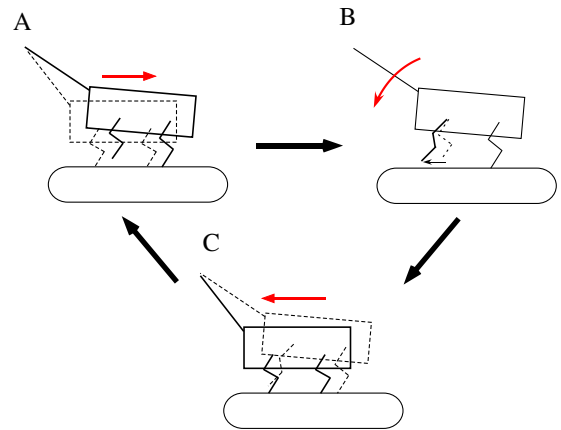


Fig.9 Motion of the spinal cat model on the split-belt treadmill considering the contralateral leg loading.

6 結言

著者らが考案した脊髓ネコモデルを用いて treadmill 上歩行実験を行ったとき, tied-belt では安定した walk 歩容が生成する一方, split-belt では歩容が安定しない。本稿では, 安定しない原因を解析するため対側間脚負荷遷移情報に着目し, split-belt 上では歩行周期の他, 歩行2周期で発生している振動が対側間脚負荷遷移情報に含まれていること, この振動の原因として前後方向に重心が移動していることを発見した。また, これらの知見を基に, 脊髓ネコモデルでは treadmill 上で step distance が適切な値を取ることができないため, 四脚ロボット Kotetsu が前後方向に振動してしまい, 結果として歩容が安定しなくなる, と考察できる。

今後, 視床ネコモデルで対側間脚負荷遷移情報がどのように変化するか, また treadmill 上でのネコやロボットの挙動に関して, 対側間脚負荷遷移情報を基に, ダイナミクスを反映した数理的なモデルの作成ならびに解析, およびそのモデルとネコの実験結果の比較を行うことを課題とする。

参考文献

- [1] 柳原大, 歩行の適応, 生体の科学, vol.45, no.5, pp.402-403, 1994.
- [2] Yanagihara, D. and Kondo, I., Nitric oxide plays a key role in adaptive control of locomotion in cat, *Proc. of Natl Acad Sci USA*, vol.93, pp.13292-13297, 1996.
- [3] Frigon, A. et al., Leftright coordination from simple to extreme conditions during split-belt locomotion in the chronic spinal adult cat, *J. Philos.*, vol.595, no.1, pp.341-361, 2017.
- [4] 柳原大, 歩行の神経機構—調節系—, 身体適応—歩行運動の神経機構とシステムモデル, シリーズ移動知第2巻, オーム社, pp.63-80, 2010.
- [5] Fujiki, S. et al., Adaptation mechanism of interlimb coordination in human split-belt treadmill walking through learning of foot contact timing: a robotics study, *J. R. Soc. Interface*, vol.12, no.110, DOI:10.1098/rsif.2015.0542, 2015.
- [6] 古殿幸大, 木村浩, 四脚ロボットを用いた除脳ネコの split-belt 歩行における歩容適応モデルの提案, 第25回ロボティクスシンポジウム予稿集 (掲載予定), 2020.
- [7] Maufroy, C., et al., Integration of Posture and Rhythmic Motion Controls in Quadrupedal Dynamic Walking using Phase Modulations based on Leg Loading/Unloading, *Autonomous Robots*, vol.28, no.3, pp.331-353, 2010.
- [8] 古殿幸大, 木村浩, Treadmill 上を歩行する四脚ロボットの視覚誘導システムの構築, *日本機械学会論文誌*, vol.86, no.882, DOI:10.1299/transjsme.19-00316, 2020.
- [9] M. Ito, Mechanisms of motor learning in the cerebellum, *Brain Research*, vol. 886, pp.237-245, 2000.