

博士学位論文

筋駆動型4脚モデルの歩行運動のための
神経系モデルの提案

茨城大学大学院理工学研究科

複雑系システム科学専攻

羽部 安史

概要

本研究では、筋駆動型脚機構を持つ生物規範型 4 脚ロボットのための歩行走行運動コントローラの構築を研究目標としている。本研究で目指すコントローラは、動物が実際に持っている運動リズムを生成する神経回路 Central Pattern Generator (CPG) を数理モデル化したものをベースとする。CPG は上位中枢からの入力を受けることで歩行や咀嚼というリズムカルな運動を引き起こす神経回路である。

これまで多くの研究者によって、CPG を用いた様々な 4 脚ロボットが開発され、歩行運動を達成している。これらの CPG を搭載した 4 脚ロボットは、センサによる感覚情報をフィードバックとして受け取ることで、1 脚における脚接地時間：非接地時間の割合や 4 脚間位相差を自律的に調整することができるため、脚軌道を大きく変更することなく不整地を安定して歩行することができた。ところが、これらのロボットのほとんどは、必要最小限の自由度で安定した歩行を達成するために、シンプルな構成であった。例えば、1 脚は 2 関節以下で構成されており、関節はピッチ軸にのみ動く。また、1 つの関節を 1 つのアクチュエータ（例えば電磁モータや直動アクチュエータ）によって駆動するシンプルな脚構造をしていた。そのため、それらの関節を駆動する CPG ベースのコントローラも比較的シンプルなもので十分であった。

一方、動物は、多関節からなる脚を複雑な筋構成で駆動することで、エネルギー効率や瞬発力などに優れた歩行走行を可能にしている。そこで、そのようなより現実的な脚機構を人工筋肉アクチュエータで駆動する 4 脚ロボットの開発が将来見込まれ、現時点でもいくつか開発されてきている。しかしながら、筋肉は能動的には収縮しか出来ないために 1 関節駆動のためには対となる主動筋と拮抗筋で収縮しあう必要がある。また、複数の関節にまたがる多関節筋が存在するなど、動物の脚は複雑な筋構成をしており、それら複数の筋肉を適切なタイミングで協調させて駆動するには工夫が必要である。そのため、動物は 2 階層 CPG と呼ばれるより現実的な構成の CPG を使っていると神経工学において指摘されている。

そこで、本論文では、筆者らの開発した 2 階層 CPG をベースとしたコントローラを使用して、シミュレーション上に構築したネコの 4 脚モデルを歩行させ、実際のネコに似た動作・運動が再現できるかどうかを検証することにした。使用したネコ 4 脚モデル

は、各脚がピッチ軸回りに回転する3関節を持っており、2関節筋を含む6つの筋肉モデルによって駆動される。脚部以外に関節は持っておらず、合計12関節で構成される。各脚の駆動には、2階層CPGを中核としたコントローラを用いる。このCPGは、リズム生成層とパターン形成層の2層からなり、リズム生成層は基本的な脚振動のリズムを生成し、パターン形成層は動物に観察される4つの脚相（遊脚相、接地相、支持脚相、離昇相）において、複数の筋肉モデルを異なる組み合わせで協調的に活動させる。CPGの出力はパターン形成層から出され、その出力はそれぞれの筋肉モデルに対応する運動ニューロンへ入力される。筋肉モデルはそれぞれの運動ニューロンの活性度に応じて出力を変える。また、感覚器官からの求心性フィードバックとして、脚にかかる負荷情報をもとにした脚負荷フィードバックと筋肉モデルの伸張情報をもとにしたIaフィードバックを持つ。

これまでに、このようなより現実的な筋駆動型脚と神経系モデルから構成された歩行モデルはいくつか存在するが、それらは前2脚もしくは後ろ2脚であり、さらに運動が平面（矢状面内）に限定されていた。しかし、本研究では、拘束のない3次元空間でネコを規範としたモデルの4脚步行を達成し、さらに、その脚軌道や運動ニューロンの活動は実際のネコと類似することを示した。また、いくつかのパラメータを変更することで様々な速度での移動もすることができた。加えて、パラメータを変更することなく登坂、段差の乗り越え、摂動への適応をすることができた。

現実的な筋駆動型脚と神経系モデルを持つ4脚モデルが、3次元空間での安定した歩行が達成できた要因として、次の4つ要素が重要だったと考えている。(1) シンプルなパターン形成層の構成でありながら、前述した4つの脚相を適切な脚軌道で再現したこと。(2) 筋肉モデルの受動弾性成分の適切な設定により、脚軌道生成を簡略化したこと。(3) CPGへの脚負荷情報フィードバックを介した4脚間位相差の自律的な調整により胴体のロール運動が安定化したこと。(4) 実数値遺伝的アルゴリズムを含むパラメータ調整により、多数のパラメータの調整を容易にしたこと。以上4つの要素を適切に統合したことで、これまで困難であった、現実的な筋駆動型脚と神経系モデルを持つ4脚モデルの3次元空間での安定歩行を達成することが出来た。

また、上位中枢から離断されたネコの後脚による実験において、上位中枢からの下降性信号の強度を変えることなく、速度が変化するトレッドミルに適応して歩いたという

報告をもとに、同様の環境をシミュレーション上に構築し、本研究で提案するコントローラがネコの後脚実験と同様の結果を得られるかを検証した。先述の4脚モデルの前脚を能動的に駆動する車輪に置き換え、この能動車輪によって牽引するモデルをネコ後脚モデルとした。このシミュレーション中はネコ後脚モデルのパラメータを一切変えることなく、歩行開始から能動車輪の速度を徐々に上昇させたところ、ネコ後脚モデルは能動車輪の速度に自律的に適応して歩行速度を上昇させる事ができた。この自律速度適応において、ネコ後脚モデルの歩幅や脚振動周期の変化が実際のネコの実験に一致していたことから、提案する神経モデルが妥当なモデルであることを示唆している。

さらに、提案したコントローラが実際のロボットで期待通りの挙動を示せるかを確認するために、ネコの後ろ2脚を模したロボットに提案するコントローラを実装した。このロボットは、シミュレーション上のネコ後脚モデルの2脚をベースに実機化したもので、各脚は3関節6人工筋肉を有し、アクチュエータには空気圧式人工筋肉を用いている。ネコ後脚モデルのシミュレーション同様に、外力に対するコントローラの適応性を確認するために、後脚ロボットはトレッドミルの任意の位置にとどまるように胴体を固定している。これにより、ロボットの後脚はトレッドミルの速度変化に応じた影響を受ける。この結果、トレッドミルの速度に対する脚運動周期の変化が実際のネコと非常によく似ていた。この実験結果から、提案するコントローラは、実際の動物が持つ挙動を実際のロボットでも再現することが出来ることがわかった。

以上の、ネコの4脚モデルやネコ後脚モデルのシミュレーションおよび後脚ロボットの結果から、本研究で提案するコントローラは生物が持つ神経系の特性を再現できていると考えられ、安定した歩行や外乱への適応を期待できることから、筋駆動型の生物規範4脚ロボットの歩行運動に有用であると考えている。

Abstract

This study aims to design a neuromorphic controller for the locomotion of a quadruped robot with muscle-driven leg mechanisms. To this end, a simulated cat model was prepared; each leg of the model is equipped with three joints driven by six muscle models incorporating two-joint muscles. A two-level central pattern generator consisting of a rhythm generation part to produce basic rhythms and a pattern formation part to synergistically activate a different set of muscles in each of the four sequential phases (swing, touchdown, stance, and liftoff) is used for each leg. Conventionally, it was difficult for a quadruped model with such realistic neural systems and muscle-driven leg mechanisms to walk even on flat terrain, but because of our improved neural and mechanical components, our quadruped model succeeds in reproducing motoneuron activations and leg trajectories similar to those in cats and achieves stable three-dimensional locomotion at a variety of speeds. Moreover, the quadruped is capable of walking upslope and over irregular terrains and adapting to perturbations, even without adjusting the parameters.

The author believe that the following four factors were important as the quadruped model with realistic muscle-driven legs and a controller consisting of realistic nervous system model that achieved stable walking in three-dimensional space. The first is to design a simple pattern formation part consisting of four sequential pattern formation neurons to generate the leg movement in the respective four sequential phases and reproduce a realistic trajectory of each leg. The second is to arrange a passive elastic element of each muscle, by which the author succeed in the rough control of each leg's trajectory and in self-stabilizing the stance leg. The third is to stabilize the rolling motion by autonomously changing the gait to a non-preprogrammed walk gait. The fourth is the optimization of a huge number of parameters by using a real-coded genetic algorithm. In another simulation, prepared cat hind legs model, which has two hind legs with three joints driven by six muscle models, was controlled by the nervous system model proposed in this study.

In order to verify the performance of the proposed controller, the author built a cat hind leg simulation model and a robot. The cat's hind legs simulation model was led at an arbitrary speed by active wheel attached in front of its torso. The cat hind leg robot was driven by a pneumatic artificial muscle and ran on a treadmill. Then, this model changed own stride length and cycle

duration in proportion to its speed and kept walking without changing any parameters, when the locomotion speed is forcibly increased by an external force of active wheel. Since similar phenomena have been reported in animal experiments, the results from this study demonstrate that the nervous system model proposed in this study may be an appropriate model.

Based on these simulation results of the quadruped model, the author believe that controller proposed in this study is useful for the walking motion of the muscle-driven quadruped robot.

目次

1	緒論	1
1.1	まえがき	1
1.2	動物の脚運動	4
1.2.1	1 脚の運動	4
1.2.2	歩容	5
1.3	CPG と除脳ネコ	8
1.4	提案コントローラの強み	11
1.5	類似研究	14
2	ネコの脚モデル	20
2.1	4 脚シミュレーションモデル	20
2.1.1	筋骨格モデル	20
2.1.2	神経系モデル	26
2.1.2.1	提案する 2 階層 CPG モデルについて	28
2.1.2.2	脚間結合	31
2.1.3	感覚フィードバック	35
2.1.3.1	Ia フィードバック (伸張反射)	35
2.1.3.2	脚負荷フィードバック	37
2.2	ネコ後脚のシミュレーションモデル	38
2.2.1	ネコ後脚モデルの筋骨格モデル	38
2.2.2	ネコ後脚モデルの神経系モデル	39
2.2.3	ネコ後脚モデルの感覚フィードバック	40
2.3	ネコ後脚ロボット	41
2.3.1	ネコ後脚ロボット概要	41
2.3.2	後脚ロボットの歩行環境	43
2.3.3	駆動系	44
2.3.3.1	空気圧式人工筋肉	44
2.3.3.2	電磁弁	45

2.3.3.3	エアコンプレッサ	47
2.3.4	センサ	48
2.3.4.1	エンコーダ	48
2.3.4.2	負荷センサ	49
2.3.5	ロボットのコンピュータ	50
2.3.6	後脚ロボットの神経系モデル	51
2.3.6.1	後脚ロボットの感覚フィードバック	52
2.4	実数値遺伝的アルゴリズムを用いたパラメータ調整	53
3	4 脚モデルの結果	57
3.1	脚軌道の生成	57
3.2	感覚フィードバックなしでの平地歩行	59
3.3	感覚フィードバックありでの平地歩行	61
3.3.1	ニューロン出力の評価	62
3.3.2	脚軌道の評価	65
3.3.3	脚負荷と歩容生成	67
3.4	様々な速度での平地歩行	71
3.5	筋肉モデルの受動弾性成分の歩行における効果の検証	73
3.5.1	登坂	73
3.5.2	摂動への適応	76
3.6	不整地での歩行	79
3.6.1	段差の乗り越え	79
3.6.2	左側の脚のみ段差に乗り上げての歩行	80
4	ネコ後脚モデルおよびネコ後脚ロボットの結果	83
4.1	ネコ後脚モデルの脚振動周期の変化	84
4.2	ネコ後脚モデルの歩幅の変化	85
4.3	ネコ後脚ロボットの脚振動周期の変化	86
4.4	ネコ後脚モデルの歩幅の変化	87
5	考察	89
5.1	ネコ 4 脚モデルの 3 次元歩行シミュレーションについて	89

5.2	自律歩容生成.....	92
5.3	ネコ後脚モデルによる自律速度適応のメカニズム.....	95
6	まとめ.....	98

図目次

図 1-1	動物の 4 つの脚相.....	5
図 1-2	歩行における 4 脚動物の主な歩容.....	7
図 1-3	グローバルエンブレインメント[50].....	9
図 2-1	シミュレーション上に構築した 4 脚モデル.....	20
図 2-2	筋肉の力学モデル.....	22
図 2-3	筋肉モデルの受動弾性要素と 4 脚モデルにおけるその効果.....	25
図 2-4	2 階層 CPG モデルの比較.....	27
図 2-5	提案する 2 階層 CPG.....	29
図 2-6	4 脚の CPG ネットワークの概略図.....	32
図 2-7	Ia フィードバック.....	36
図 2-8	脚負荷センサの位置とセンサから CPG へのフィードバック経路.....	37
図 2-9	後ろ 2 脚モデル.....	38
図 2-10	ネコ後脚モデルの CPG ネットワーク概略図.....	39
図 2-11	ネコ後脚ロボット CAD 図.....	41
図 2-12	ネコ後脚ロボット.....	42
図 2-13	実験に用いるトレッドミル.....	43
図 2-14	トレッドミルの速度を測るためのセンサモジュール.....	43
図 2-15	空気圧式人工筋肉の外観と動作.....	44
図 2-16	電磁弁外観.....	45
図 2-17	空気圧式人工筋肉と電磁弁の接続図および空気経路.....	46
図 2-18	エアコンプレッサと空気圧レギュレータ.....	47
図 2-19	光学式ロータリーエンコーダ外観.....	48
図 2-20	簡易圧力センサ FlexiForce(A201-100)外観.....	49
図 2-21	ロボットの脚負荷.....	52
図 2-22	BLX- α の概念図.....	54
図 2-23	GA を用いたパラメータ調整のアクティビティ図.....	55
図 3-1	4 脚モデルを宙吊り運動させた際の左後腰関節の関節角度のグラフ.....	58

図 3-2	左後脚の RG-F の出力（青線）と足接地情報（グラフ下部の赤太線） 60
図 3-3	4 脚モデルが平地を安定して歩いているときの左腰関節の相平面軌跡	... 62
図 3-4	4 脚モデルが平地を安定して歩いているときの各 RG ニューロン, PF ニューロン, および運動ニューロン (Mn) の出力 64
図 3-5	4 脚モデルおよび実際のネコが平地を安定して歩行しているときの 1 周期の関節角度データとその比較 66
図 3-6	4 脚モデルが平地を安定して歩いているときの各脚の脚負荷 68
図 3-7	4 脚モデルが平地を安定して歩いているときの胴体傾斜 69
図 3-8	4 脚モデルが安定して歩行出来た速度 72
図 3-9	坂の全貌 73
図 3-10	9 deg の坂を登る 4 脚モデル (強い F_p) 74
図 3-11	9 deg の坂を登っているときの左腰関節の相平面軌跡 75
図 3-12	前方からおもりを衝突させる 76
図 3-13	おもり 2.0 kg を前方から衝突させたときの左腰関節の相平面軌跡 77
図 3-14	おもり 1.0 kg を側方から衝突させたときの左腰関節の相平面軌跡 78
図 3-15	段差乗り越え 79
図 3-16	4 脚モデルが段差を乗り越えたときの左後脚の相平面軌跡 80
図 3-17	左側の脚のみ段差に乗り上げての歩行 81
図 3-18	4 脚モデルが左側の脚を段差に乗り上げて歩行したときの結果 82
図 4-1	速度変化による周期の変化 84
図 4-2	速度変化による歩幅の変化 85
図 4-3	ネコ後脚ロボットの速度変化による周期の変化 87
図 4-4	ネコ後脚ロボットの速度変化による歩幅の変化 88
図 5-1	低速歩行中の胴体傾斜と脚接地 93
図 5-2	足先の位置と脚負荷 95
図 5-3	2 脚の脚負荷 96

表目次

表 1-1	移動速度と歩容.....	6
表 2-1	前後脚の各リンクの長さ.....	21
表 2-2	それぞれの筋肉モデルの固有特性を決めるパラメータ値.....	24
表 2-3	各イオン電流の最大コンダクタンス g (式(7)) の値.....	33
表 2-4	各イオン電流の逆転電位 E (式(7)) の値.....	33
表 2-5	式(5), (6), (9), (10), (11), (13)で使われる各パラメータの値.....	33
表 2-6	ニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み.....	34
表 2-7	伸張反射が引き起こされる筋肉モデルの最小長さ L_{th} (式(12)) の値.....	35
表 2-8	ネコ後脚モデルのニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み.....	40
表 2-9	後脚ロボットの寸法.....	42
表 2-10	後脚ロボットのリンク長.....	42
表 2-11	空気圧式人工筋肉の仕様.....	44
表 2-12	電磁弁の仕様.....	45
表 2-13	コンプレッサの仕様.....	47
表 2-14	空気圧レギュレータの仕様.....	48
表 2-15	光学式ロータリーエンコーダ (HEDS-5500#A11) 仕様.....	48
表 2-16	簡易圧力センサ FlexiForce(A201-100) 仕様.....	49
表 2-17	HRP-3P-CN-A と HRP-3P-MCN 仕様.....	50
表 2-18	ネコ後脚ロボットのニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み.....	51
表 3-1	各筋肉モデルの受動弾性成分 L_{opt} (式(4)) の値.....	70
表 3-2	4脚モデルが 0.62 m/s で平地を安定歩行しているときの各筋肉モデルの筋ステイフネス k_{stiff} (式(4)) の値.....	70

1 緒論

1.1 まえがき

動物の脊髄には運動の基本リズムを生成する神経 Central Pattern Generator (CPG) が存在することはよく知られている[1]. 上位中枢から入力を受けることで, 求心性感覚情報によるフィードバックがなくても, 運動のリズムを生成する. このときの上位中枢からの入力はリズムを持っている必要がない. この発見に基づいて, 4 脚歩行のための数理 CPG モデルが多く提案されてきた[2, 3, 4, 5, 6, 7, 8]. 非線形振動子である CPG は, センサによる感覚情報からのフィードバックを受け取ることによって 4 脚ロボットの 4 つの脚間の位相差やそのデューティ比 (脚接地時間 : 非接地時間の比率のこと) を自律的に調整する. したがって, CPG を搭載した 4 脚ロボットは, 脚の軌道を大きく変更することなく不整地を安定して歩行することができる[9].

一方, CPG を搭載していない 4 脚ロボットは脚間の位相差やそのデューティ比を自律的に調節することができないため, 安定に歩行するための脚軌道を陽に定める必要がある. これまでに, CPG モデルを持つ 4 脚のシミュレーションモデル[10, 11, 12, 13] およびロボット[9, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22]を用いて歩行運動を達成した成果が多く報告されている. これらの報告によって, CPG は 4 脚歩行において有用であることが示された. しかし同時に, これらシミュレーションやロボットの機構 (筋骨格系) や制御系 (神経系) は, 必要最小限の自由度で安定した歩行を達成するために, 非常に簡素化されている. 例えば, 1 脚がピッチ軸周りにおいては 2 関節以下で構成されており, 各関節は動物の筋肉を模したアクチュエータや筋肉モデルによって駆動されるのではなく, 電磁モータや双方向直動アクチュエータといった 1 つの駆動系によって動作している. そのため, 関節あたりのアクチュエータ数が少なく, 関節を駆動するにも比較的シンプルな CPG モデルで駆動することが出来た.

その一方, 動物は多関節からなる脚を複雑な筋構成で駆動することで, エネルギー効率や瞬発力などに優れた歩行を可能にしている. そこで, そのような現実的な脚機構を人工筋肉アクチュエータで駆動する 4 脚ロボットの開発が将来見込まれ, 現時点でもいくつか開発されてきている[23, 24, 25, 26]. 特に筋肉は, シンプルな機械的アクチュエータにはない弾性特性を持っているので, 実用的な人工筋肉が将来開発されたと

き、4脚ロボットにおける走行速度の増加やエネルギー効率の改善が期待できる。さらに2つの関節にまたがる2関節筋を持たせればエネルギー効率改善に役立つ[27].

しかし、将来、人工筋肉によって関節を駆動する現実的な脚機構を持った4脚ロボットが安定した歩行運動を達成するには、複数の筋肉を協調させて駆動できる現実的なCPGを用いてコントローラを設計する必要がある。筋肉は能動的には収縮しか出来ないために1関節駆動のためには対となる主動筋と拮抗筋で収縮しあう必要がある。また、複数の関節にまたがる多関節筋が存在するなど、動物の脚は複雑な筋構成をしており、それら複数の筋肉を適切なタイミングで協調させて駆動するには工夫が必要である。そのために、動物は2階層CPGと呼ばれるより現実的な構成のCPGを使っていると神経工学において指摘されている[28].

そこで、本研究では、1脚が2関節筋を含む6つの筋肉モデル（4脚合計24個の筋肉モデル）によって駆動する3関節脚（4脚合計12関節）を持ったネコの4脚モデルを生物の神経系に規範的な2階層CPGによって運動させるシミュレーションを3次元空間上に構築した。ネコをモデルにした理由は、除脳ネコ[29]をはじめとする様々なデータが多く存在するからである[29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37]. 本論文では、筆者らの開発した2階層CPGをベースとしたコントローラを使用して、ネコの4脚モデルを歩行させ、実際のネコに似た動作・運動が再現できるかどうかを検証することにした。

また、上位中枢から離断されたネコの後脚による歩行実験において、上位中枢からの信号を模した電気信号等の強度を変えることなく、速度が変化するトレッドミルに適応して歩いたという報告[38, 39, 40]をもとに、同様の環境をシミュレーション上に構築し、本研究で提案するコントローラがネコの後脚実験と同様の結果を得られるかを検証した。この上位中枢からの信号強度に変化がない除脳ネコにおいて、トレッドミルの速度に適応して歩行する現象を自律速度適応と呼ぶ。先述のネコの4脚モデルの前脚を能動的に駆動する車輪に置き換え、この能動車輪によってネコ後脚モデルを強制的に牽引した。実際のネコの実験を再現するために、このシミュレーション中はネコ後脚モデルのパラメータを一切変えることなく、歩行開始から能動車輪の速度を徐々に上昇させた。実際のネコの実験では、速度の変化とともに歩幅や周期に変化が見られており、本研究のネコ後脚モデルが同様の現象を再現できるかどうかを検証する。

ネコ後脚モデルにおける自律速度適応のシミュレーションと同様に、提案したコントローラが実際のロボットで期待通りの挙動を示せるかを確認するために、ネコの後ろ2脚を模したロボットに提案するコントローラを実装した。このロボットは、シミュレーション上のネコ後脚モデルの2脚をベースに実機化したもので、各脚は3関節6人工筋肉を有し、アクチュエータには空気圧式人工筋肉を用いている。ネコ後脚モデルのシミュレーション同様に、外力に対するコントローラの適応性を確認するために、後脚ロボットはトレッドミルの任意の位置にとどまるように胴体を固定している。これにより、ロボットの後脚はトレッドミルの速度変化に応じた影響を受ける。この実験によって、提案するコントローラが、実際の動物が持つ挙動を実際のロボットでも再現することが出来るかどうかを検証する。

以上の、4脚モデルやネコ後脚モデルのシミュレーションおよびネコ後脚ロボットから、本論文で提案するコントローラが筋駆動型の生物規範4脚ロボットの歩行運動に有用であるかどうかを検証する。

1.2 動物の脚運動

ここで、動物の歩行時における脚運動について説明する。はじめに1脚が行なう周期的な運動を説明し、その後4脚による歩き方（歩容）について説明する。

1.2.1 1脚の運動

動物の脚による歩行運動においては、1周期内の脚の動作は一般的に、遊脚相、接地相、支持脚相、離昇相の4つの脚相に分割され、これらの脚相が順次繰り返される（図1-1）。それぞれの脚相の役割は以下の通りである。

遊脚相：各関節を屈曲させ、脚を前方へ振ることで、足を前方へ運ぶ。

接地相：脚を前方へ振りながら、各関節を伸展させ、足先を地面に接地させる。関節を伸展させる際に、同時に後方に振るのではなく、前方に出すことで、より大きな歩幅を得ることができる。

支持脚相：各関節の伸展を保ちながら、脚を後方へ蹴るように振ることで、歩行や走行の推進力を得る。

離昇相：脚を後方へ振りながら、各関節を屈曲させることで遊脚相への移行準備をする。関節を屈曲させる際に脚を後方へ振ることで、地面に足先が触れ躓くことを防ぐ。

また、脚が地面に接している時を支持脚期と呼び、脚が地面から離れているときを遊脚期と呼ぶ。

各脚相における脚の形は複数の筋肉の異なる組み合わせが協調的に活性化されることによって生成される。特に、屈筋、伸筋、2関節筋が各脚相において同時に活性化され、周期的に現実的な脚の軌跡を形成する期間（接地相と離昇相）がある。図1-1では青で表した筋肉がそれぞれの脚相で主に活性化している。

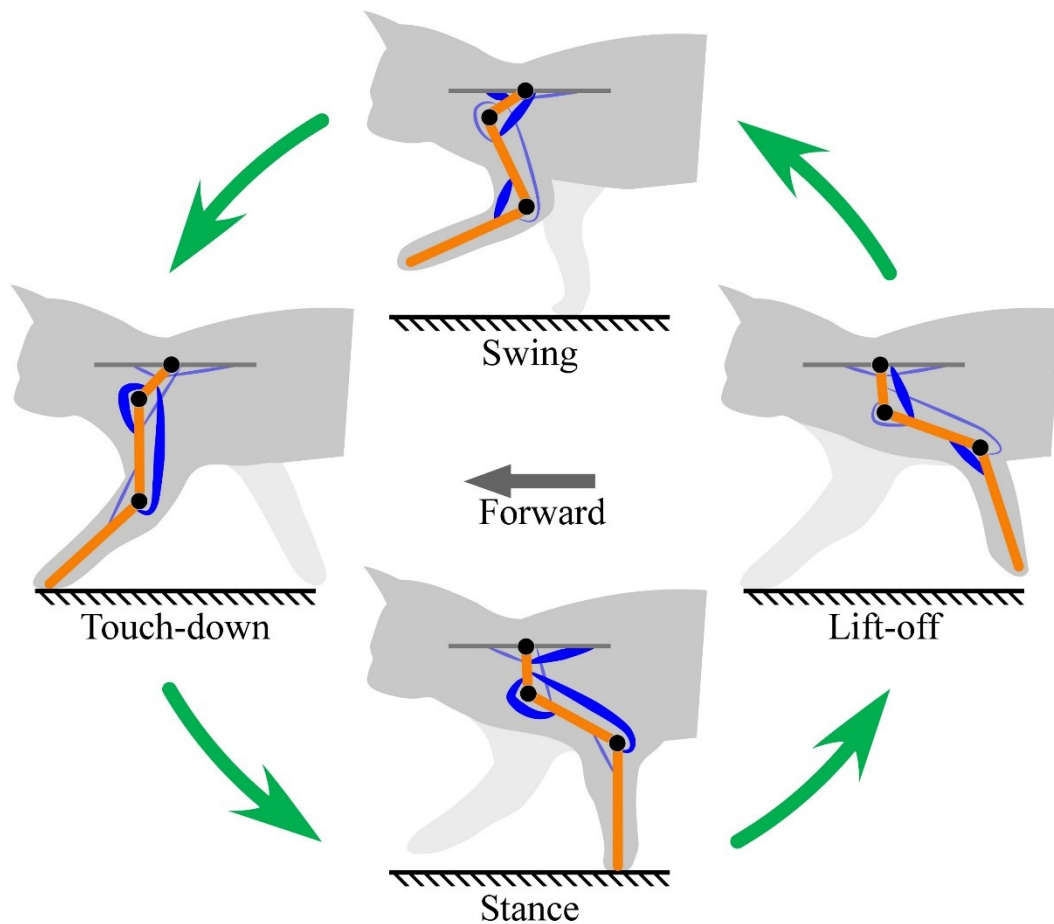


図 1-1 動物の4つの脚相

歩行運動の1周期に見られる4つの脚相とその順序を表している。オレンジの線は骨、黒丸は関節、各骨についている細い線は弛緩している筋肉、青い線は活性化している筋肉を表している。各脚相では、複数の筋肉を異なる組み合わせで協調して活性化している。

1.2.2 歩容

歩容とは、動物のあるき方を指し、4脚動物においては4脚を振り出す順番とその位相差によって決定される歩行および走行のパターンのことである[41]。4脚動物はこの歩容を移動速度に応じて切り替えており、一般に、低速域では walk、中速域では trot、高速域では gallop と呼ばれる歩容で移動する[42]。それぞれの歩容の4脚を振り出す順番は図 1-2 に示し、速度域により見られる歩容を表 1-1 にまとめる。

本研究では、主に歩行を取り扱うため、動物の低中速域での歩行運動で見られる歩容について説明する。低速での歩容 walk は 2 種類あり、図 1-2 (A) の lateral sequence walk (LS-walk) は左前脚→右後脚→右前脚→左後脚の順で脚を振り、図 1-2 (B) の diagonal sequence walk (DS-walk) は左前脚→左後脚→右前脚→右後脚の順番で脚を振る歩容である。どちらの walk も同じ側（例えば左前脚と左後脚）の位相差は 1/4 である。

中速での歩容は trot と pace の 2 種類あり、図 1-2 (C) の trot は対角 2 脚のペアが交互に振り出される歩容である。図 1-2 (C) では実線で囲んだ左前脚と右後脚が第 1 のペアとなり、破線で囲んだ左後脚と右前脚が第 2 のペアとなる。ペアである 2 脚は同位相で振り出され、第 1 のペアと第 2 のペアは逆位相で振り出される。左前脚を基準に見た場合、右後脚とは同位相で、右前脚と左後脚とは逆位相の関係になる。図 1-2 (D) の pace は同じ側の脚が同位相で振り出され、逆側の脚とは逆位相である。図 1-2 (D) では、実線で囲んだ左前脚と左後脚が第 1 のペアとなり、破線で囲んだ右前脚と右後脚が第 2 のペアとなる。ペアである 2 脚は同位相で振り出され、第 1 のペアと第 2 のペアは逆位相で振り出される。左前脚を基準に見ると、左後脚とは同位相で、右前脚と右後脚とは逆位相で振り出される歩容である。

表 1-1 移動速度と歩容

Speed range	Gait	Category
Low	lateral sequence walk	walking
	diagonal sequence walk	
Mid	trot	walking/running
	pace	
High	canter	running
	transverse gallop	
	rotary gallop	



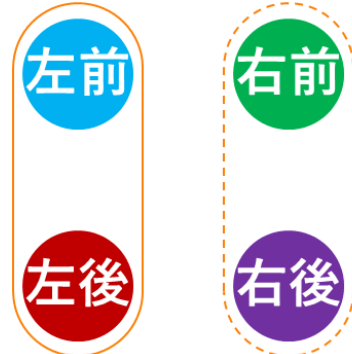
(a) LS-walk



(b) DS-walk



(c) trot



(d) pace

図 1-2 歩行における 4 脚動物の主な歩容

1.3 CPG と除脳ネコ

本研究で設計したコントローラの核となる Central Pattern Generator (CPG) について紹介する。CPG は、動物の脊髄に存在する神経回路で、上位中枢から持続的な入力を受けることで、求心性の感覚情報によるフィードバックがなくても、歩行や咀嚼運動などのリズムカルなパターン運動を引き起こすことができる。

Brown らは、感覚器からのフィードバック経路を切断したネコの脊髄に持続的な微小電気刺激を入力することによって、後脚の屈筋と伸筋が交互に活性化することを発見した[43]。このことから彼らは、脊髄には、フィードバックなしにリズムを生成する神経回路が存在するのではないかと考え、脊髄に CPG の存在が示唆された。

これをもとに、shik ら[38, 39]によって除脳ネコの実験が行なわれた。除脳ネコとは中脳より上位の神経を取り除いた（脳幹の間脳と中脳間の神経連絡を断った）ネコのこと、この施術を行なわれたネコは随意的な行動をとらない。この除脳ネコの中脳歩行誘発野に連続的な微小電気刺激を入力することで、除脳ネコはトレッドミル上を歩行し、電気刺激をやめると歩行が停止する現象が見られた。また、脊髄ネコと呼ばれる脊髄の後肢を支配する部位以下を切断（胸髄下部で切断し腰髄以下を残す）した事例もある[40]。これは、除脳ネコでの微小電気刺激の代わりに、薬物 L-DOPA を静脈内注射することでトレッドミル上を歩行する。これらのことから、脚の運動は脊髄以下の神経によってなされることが示された。ネコ以外にもイヌやネズミでも実験が行われ、同様のことが確認されている [44, 45, 46, 47]。

除脳ネコの歩行実験では、主に上位中枢からの下降性信号である電気刺激強度を強くすることで運動速度を上昇させる例が報告されている[38]。また、下降性信号の強度は固定して、トレッドミルの速度を変更するだけで除脳・脊髄ネコがトレッドミルの速度へ自律的に適応して歩行する例も報告されている。除脳ネコの後脚をトレッドミル上に置き、トレッドミルの速度を下げたところ除脳ネコの脚振動周期が長くなったという報告[39]や、停止状態からトレッドミルを動かすと、トレッドミル上で静止していた脊髄ネコが歩き始め、さらにはトレッドミルの速度に合わせて歩いたという報告 [40]である。このように、詳しいメカニズムは明らかではないが、動物は上位中枢からの信号に変化がなくとも感覚フィードバックの影響のみで自律的に脚振動を継続させて、外的な歩行速度変化に適応することがわかっている。この自律速度適応の運動はトレッド

ミルからの外力によって受動的に脚が動かされる運動であり、上位中枢からの下降性信号を上昇させて能動的に速度を上昇させる運動とは CPG の内部状態の変化が異なる。

これに関連して Andersson ら[48]は脊髄ネコに L-DOPA を注入した状態で、腰関節を強制的に周期的な運動をさせた場合と動かさなかった場合を比較した。その結果、腰関節を動かさなかった場合の CPG 出力の周期を基準とすると、強制的に周期運動をさせた場合の CPG の周期は強制的な周期運動に同調して周期が短くなった。また、Grillner らはサカナの脊髄で同様の結果を得ている[49]。この現象は、感覚器官からのフィードバックによる CPG の引き込みと呼ばれる。

このように、歩行は CPG を含む神経からの遠心性信号により脚を運動させるだけでなく、感覚器官からの求心性信号によって身体の状態や環境の情報を神経系へフィードバックすることで成り立っている[50]。Taga は、神経系が身体を引き込もうとし、同時に、身体も神経系を引き込もうとするこの作用をグローバルエントレインメント（図 1-3）と呼んだ。これは、神経系と筋骨格系および環境をひとまとめにした力学系とみなし、歩行は 3 つの複雑なダイナミクス間の相互作用によって生成されることを指している。

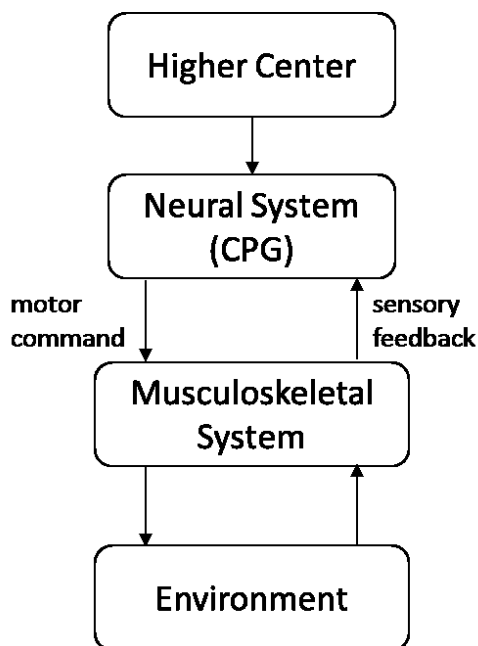


図 1-3 グローバルエントレインメント[50]

CPG への感覚フィードバックの例として、筋肉の持つ感覚器官である筋紡錘による Ia および II のフィードバックとゴルジ腱器官による Ib のフィードバックを挙げる。筋紡錘は Ia と II の求心性の神経線維を持ち、筋肉の長さや速度に依存して反射として働く。どちらも筋肉が伸ばされたときに反応し筋肉が収縮するように促す伸張反射であるが、Ia は筋肉の素早い伸張速度によって反射が生じ、II は筋肉が伸張され続けている間反射を生じさせる。この Ia と II の反射をもたらす筋紡錘は筋繊維に並列して付着している。ゴルジ腱器官は Ib の求心性神経線維を持ち、筋肉の負荷（張力）に依存して反射として働く。検出された負荷に応じて筋肉の出力が調整される。ゴルジ腱器官は筋と腱の間にあり、筋肉に直列して付着している。

1.4 提案コントローラの強み

本研究の目的は、不整地を含む 3 次元空間内でネコをモデルとした筋駆動型 4 脚モデルを安定に歩行させるための最小構成のニューラルシステムを提案することである。複数の筋肉によって駆動される脚において、現実的な歩行運動をさせるには、次の 2 つの条件を満たす必要があると考える。

- (A) 適切な脚相の遷移 : 適切なタイミングで 4 つの脚相を切り替えること
- (B) 複数の筋肉の協調的な活性化 : 各脚相において、複数の筋肉が異なる組み合わせで協調的に活性化されること

現在の神経科学では、CPG は複数の階層に分割され、リズム生成 Rhythm Generation (RG) 層とパターン形成 Pattern Formation (PF) 層の 2 階層モデルが提案されている[51, 52, 53, 54]。RG 層は条件 (A) 適切な脚相の遷移に関与し、PF 層は条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化に関与している。1.1 節で述べたシンプルな 4 脚モデルやロボット[9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22]で使われている CPG は RG と PF の 2 つの層に明確に分割されていないため、条件 (A) と (B) を同時に達成するのが困難である。筆者らは、条件 (A) と (B) の両条件を同時に満たして 3 次元歩行運動を達成するには、より動物の神経系に則した 2 階層 CPG が必要であると考えている。そこで、筆者は 3 次元空間での 4 脚歩行を可能にするための 2 階層 CPG モデルベースのコントローラを提案し、ネコを模した筋骨格モデルを安定して歩行させることを目指す。

この研究の主な貢献は、ロボットはもちろんシミュレーションでも達成されていない、動物の神経筋骨格系に則ったモデルによる 3 次元空間での歩行を達成するために、既存の要素の改良とそれらの適切な統合を達成したことである。本研究の 4 脚モデルにおける改良と統合とは次に示す 4 つの項目である。

1. PF 層の独自かつシンプルな構成 : シンプルな PF 層の構成でありながら 4 つの脚相の再現を達成したことで、実際のネコに非常に似た脚軌道生成を実現した。

上記の条件 (B) “複数の筋肉モデルの協調的な活性化” を満たし、かつ 4 つの脚相で適切な動作をさせるために、PF の独自かつシンプルな方法での構成により、各脚相において協調的な筋活動パターンを再現する。

2. **筋肉モデルの受動弾性成分の有効的な設定**：各筋肉モデルの受動弾性成分 F_p を有効的に設定したことで、脚軌道生成を簡略化した。これは特別な神経系からの制御なしに、脚軌道を概ね調整することができ、支持脚時に自己安定性を持たせることができる。
3. **脚負荷フィードバックによる歩行の安定化**：CPG への脚負荷情報フィードバックを介した 4 脚間位相差の自律的な調整により胴体のロール運動を安定化させた。事前にプログラムしていない歩容 walk によってロール軸回りの身体の運動を安定化させた。この walk は CPG 間結合を trot になるように設定しているにもかかわらず自律的に創発するものであり、このときの walk の 4 脚間位相差は RG への脚負荷フィードバックを通して調整される。
4. **遺伝的アルゴリズム (GA) を含むパラメータ調整**：遺伝的アルゴリズムを含む 3 つの手順を踏むことで、多数のパラメータの調整を容易にした。現実的な CPG モデルではパラメータ数が多く、そのパラメータ調整の効率化に貢献する。

これらは考察で詳しく述べるが、ここでは関連研究における既存のモデルと本研究におけるモデルの機能の違いについて簡単に述べる。

項目 1. PF 層の独自かつシンプルな構成に関して、筆者らは、Markin ら[51]によって提案された 1 関節を動かすための 2 階層 CPG の PF 層を拡張した。また、Markin らも、後ろ 2 脚による歩行のシミュレーションを行なうためにモデルを異なる手法で拡張した[52]。しかし、彼らの拡張したモデルは、CPG (RG 層と PF 層) に用いたニューロン数が 32 個であり、複雑になっている。これに対して本研究の CPG に用いたニューロン数は 12 個であり比較的シンプルとなっている。このように比較的シンプルな神経モデル構成であるにも関わらず本研究の 4 脚モデルは 3 次元空間の歩行において摂動や不整地に対して適応することができている。

項目 2. 筋肉モデルの受動弾性成分の有効的な設定について、 F_p は関連研究[52, 55, 56, 57, 58, 59, 60]でも使われているが、彼らは F_p の釣り合いの位置とステイフネスの

設定の効果については言及していない。本研究では、摂動実験と不整地実験から、シミュレーションによる 3 次元空間での安定した 4 脚歩行には F_p が重要であることを示した。

項目 3. 脚負荷フィードバックによる歩行の安定化について、RG 層への脚負荷フィードバックは関連研究でも適用されているが、この要素が 3 次元空間での歩行運動において、プログラムしていない歩容 walk を引き起こし、その結果、不整地歩行においても安定的に歩行できることは新規の知見である。

項目 4. GA を含むパラメータ調整について、本研究の CPG モデルは関連度の高い研究の 2 階層 CPG モデルよりもシンプルであるが、それでも多くのパラメータが存在する。そこで、本研究では、関連研究では前例のない、GA を含んだ 3 つの手順によるパラメータ探索を提案する。

シミュレーションの結果として、この研究では 3 次元空間での安定した 4 脚歩行を達成した。このとき、運動ニューロンの活動と脚軌道が実際のネコの歩行時のデータとよく似ていた。さらに、パラメータを変更することなく、4 脚モデルは登坂や段差踏破および摂動への適応を達成した。また、いくつかの筋肉モデルの出力に関わるパラメータと CPG への下降性信号の強度を調整することで、様々な速度で歩行することもできた。このような、現実的な筋駆動型脚機構を持つ 4 脚モデルの歩行のための神経学に則ったニューラルコントローラを設計した。本研究の結果が、動物のような関節構成と人工筋肉を有する生物規範型 4 脚ロボットの歩行のための制御手法の提案に貢献すると考えている。

1.5 類似研究

4脚動物を模し、現実的な筋骨格モデルを有するシミュレーションモデルやロボットに関する関連研究をここでは紹介する。いくつかの代表的な研究は、シミュレーション[52, 55, 56, 57, 58, 59, 60]またはロボット[23, 24]で複数の筋肉モデルや筋肉を模したアクチュエータの協調的な駆動を用いて現実的な脚歩行運動を達成している。その中で[24, 52, 57, 58, 60]は本研究と同様に動物の神経に則したニューロンモデルを用いたニューラルネットワークを持つ2階層CPGを使用している。これらの関連研究は、ネコやイヌといった4脚動物をモデルにしているが、その運動は前後どちらかの脚による2脚歩行に限定されていた。具体的に、Maufroyら[58]は前2脚、Yakovenkoら[55], Maufroyら[57, 58], Aoiら[59], Huntら[60], Rosendoら[23], Huntら[24]は後ろ2脚のモデルもしくはロボットを用いている。また、これらの動作は矢状面、つまり2次元平面内の運動である。唯一、地面との摩擦をなくした動作しない前2脚を滑らせ、後ろ2脚で歩行させているEkebergらのモデル[56]は3次元モデルであるが、前2脚によるロール軸回りの拘束が非常に大きいため、これも極めて2次元平面運動に近い。これらの研究について、1.4節において挙げた、複数の筋肉によって駆動される脚において現実的な歩行運動をさせるための条件(A)と(B)の満たし方とともに紹介する。

Yakovenkoら[55], EkebergとPearson[56], Rosendoら[23]は条件(A)適切な脚相の遷移を達成するために、固定のタイミングで4つの脚相それぞれに遷移するように設計されたコントローラに従って4つの脚相(遊脚相, 接地相, 支持脚相, 離昇相)を反射的に切り替えており、また、条件(B)複数の筋肉の協調的な活性化を達成するためにそれぞれの脚相において各筋肉モデルは決められた組み合わせ[23, 55]または単純なルールに[56]よって運動ニューロンが活性化されていた。先述のように、Yakovenkoら[55]とRosendoら[23]は矢状面拘束(2次元拘束)された後脚2脚の歩行であり、EkebergとPearson[56]は地面を摩擦なしに滑る前脚によりロール軸回りの運動が制限された3次元空間での後脚2脚歩行である。

Yakovenkoら[55]は条件(A)適切な脚相の遷移を達成するために、遊脚と支持脚の2つの脚相間の遷移を感覚情報(関節角度と脚負荷情報)に基づいて設計した。彼らの2脚間の遷移はあらかじめルールが設けられた状態遷移であり、現在の脚相および対側の脚の状態に応じて対象の脚の脚相を決定している(finite-state rules)。なお、接地相と離

昇相は明確に示されていない。彼らは条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化達成において、それぞれの筋肉モデルに対応する運動ニューロンを活性化させるためにあらかじめ用意した固定のリズムパターン (EMG の情報) を適用した。さらに、彼らは荷重によって脚が潰れないように、負荷補償として伸張反射を使用した。その結果として、彼らの 1 脚あたり 6 つの筋肉モデルによって駆動される 4 つの関節を有するネコの後ろ 2 脚を矢状面拘束したモデルは、平地での歩行を達成することができた。EMG が弱い場合、伸張反射は安定した歩行を生成するために重要であり、それ以外の場合は EMG が支配的になり安定的な歩行をした。finite-state rules の制御を追加することで、モデルの歩行速度の範囲を 0.2 m/s 拡張することが出来た。

Ekeberg と Pearson は「安定した現実的なステップ動作を生成するシンプルで理解可能なコントローラを構築すること」が目的であると述べ[56]、7 つの筋肉モデルと 3 つの関節で構成されるネコの後ろ 2 脚のシミュレーションを構築した。条件 (A) 適切な脚相の遷移達成のために、4 つの脚相間において、あらかじめ決めておいた状態遷移のルールを用い、腰関節角度と脚負荷の感覚情報に基づいて脚相を順次切り替えた。条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化を達成するために、それぞれの脚相で、筋肉モデルは単純なルールによって管理された筋活性化の強度によって駆動される。その結果、彼らの後脚モデルはすべてのパラメータが固定されていても、上り坂や下り坂、平地や摂動への適応をしながらの歩行をすることができた。この結果にもとづいて彼らは「後脚の踏み出し調整は各脚からの負荷信号に大きく依存する」とまとめた。

Rosendo ら[23]はチーターのような後ろ 2 脚ロボットを矢状面面で運動するように構築した。それぞれの脚は 8 つの空気圧式人工筋肉とそれによって駆動される 3 つの関節からなる。8 つの人工筋肉のうち 7 つは能動的で 1 つは受動的である。条件 (A) 適切な脚相の遷移の達成において、彼らは 4 つの脚相間を遷移させるために、シンプルに設計したあらかじめ決めた遷移のルールを利用し、各足のカセンサ情報にもとづいて切り替えた。条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化の達成のために、各脚相においてそれぞれの人工筋肉は、歩くネコからの EMG にもとづいた事前に定義された活性化信号によって駆動された。その結果として、後脚ロボットは平地において歩き、小さな段差を乗り越えることが出来た。また、Rosendo ら[25]は人工筋肉によって駆動する平面運動の 4 脚歩行ロボットも実現したが、機構や手法がはるかにシンプル化された。例えば、

ロボットは1関節を1つのアクチュエータで駆動しており、正弦波の信号を使用したフィードフォワード制御を用いていた。その結果、トレッドミル上を歩いたが、このとき動物データとの比較まではしなかった。

上記3つ[23, 55, 56]はセンサからの信号の直接的な反射の効果を特定することを目的としており、モデルをシンプル化するため、彼らはCPGのような、リズムやパターンを生成したりセンサ情報によって変調される神経振動子を用いなかった。しかし、このようなシステムでは4脚による3次元での安定した高度な適応歩行は不十分であると考えられる。

そこで、条件(A)適切な脚相の遷移、(B)複数の筋肉の協調的な活性化両方が同時に満たし、動物的な脚運動を再現できる2階層CPGに着目した研究がある(シミュレーションでHuntら[60], Maufroyら[57, 58], Markinら[52], 実機でHunt[24])。先述のように、Maufroyら[58]は前脚のみのシミュレーションで、ほかは後脚のみのモデルとなっており、いずれも矢状面の平面運動に限られる。これらの、現実的な筋駆動型脚機構と2階層CPGを用いて歩行に成功した動物のシミュレーションモデルやロボットの研究について紹介し、さらに、それらと比べた本研究での神経筋骨格系モデルの優位性とその貢献を述べる。

いくつかの研究(Huntら[60], Maufroyら[57, 58], Markinら[52]によるシミュレーションと、Huntら[24]によるロボット)は動物の神経に則った2階層CPGに焦点を当てている。これは現実的な神経モデルを含む神経ネットワークで設計されており、動物のような脚軌道を再現するための条件(A)適切な脚相の遷移、(B)複数の筋肉の協調的な活性化を同時に満たすことができる。Maufroyら[58]は前2脚のみのモデルで、他の[24, 52, 57, 60]は後ろ2脚のみのモデルで、かつ矢状面拘束下つまり2次元平面運動に限定されている。

Huntら[24]のPuppyというロボットは、腰関節、膝関節、足首関節をそれぞれの脚に持ち、それぞれの関節は拮抗する人工筋肉によって駆動するが、2関節筋は有していない。PuppyのCPGモデルはZhongら[53]によって提案された2階層CPGをシンプル化したCPGである。このCPGはひとつの関節に対してひとつ割り当てられている。PuppyのCPGはZhongらの2階層CPGのパターン形成層の部分に焦点を当て、パターン形成層以下を運用しているが、PuppyのCPGは2つの主ニューロンによる相互抑制がなさ

れるハーフセンタの形をとっているため、リズムを生成することもできる。したがって、この CPG は条件 (A) 適切な脚相の遷移と (B) 複数の筋肉の協調的な活性化を満たす機能を持っている。人工筋肉の長さや負荷のフィードバックである I_a , I_b , II の求心性信号によるフィードバック (1.3 節参照) を含む CPG のパラメータは、Puppy が実際のイヌと同様の脚運動を再現できるように、運動ニューロンの活性化を遺伝的アルゴリズムによって調整された。これによって、調整された CPG から協調的な運動ニューロンの信号が生成され、4 つの脚相それぞれにおいて複数の人工筋肉を異なる組み合わせで駆動することが出来た。ここで、伸筋の II フィードバックは非支持脚相から支持脚相への遷移に寄与し、その一方、屈筋 II と伸筋 I_b のフィードバックは支持脚相から非支持脚相への遷移に寄与した。Puppy はその結果安定した後脚歩行を達成した。なお、ひとつの関節にひとつの CPG が配置されており、また、機敏な運動とエネルギー効率に大きく関わる 2 関節筋およびそれを活性化させるための CPG は存在しない。また、Hunt らは、後脚歩行のためのネズミシミュレーションモデルを同様の方法を使って開発した。

Maufroy ら[57, 58] と Markin ら[52]は各脚に対してより現実的な方法で 2 階層 CPG を用いた。その CPG はリズム生成 (RG) 層とパターン形成 (PF) 層からなり、それぞれが条件 (A) 適切な脚相の遷移と (B) 複数の筋肉の協調的な活性化を達成する。本研究での筆者らの 2 階層 CPG も RG 層と PF 層から構成される。

Maufroy らは、4 脚歩行のための汎用コントローラの設計と実装を目指し、シミュレーションでネコのような後脚の平面歩行を示した[57]。各脚は 7 つの筋肉モデルで駆動される 3 関節を持っていた。彼らは、Wadden と Ekeberg[61]によって提案された Neural Phase Generator (NPG) をシンプル化したものと Motor Output Shaping Stage (MOSS) を応用したものをそれぞれ RG と PF として利用した。MOSS を 4 つ用意し、それぞれが 4 つの脚相それぞれに対応する運動ニューロンの協調的な活性化を行ったことで、条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化を達成した。条件 (A) 適切な脚相の遷移は MOSS を NPG が切り替えることで達成された。リズム生成層の NPG は、歩行リズムを調整するために、腰関節の伸筋と屈筋の長さおよび足首伸筋からの脚負荷フィードバックを受け取った。パターン形成層の MOSS は、筋肉モデルの長さや負荷のフィードバックを受け取ることで、筋肉モデルの活性化の補助を行ない、適切な脚振動や負荷補償、および推進力を得た。このシステムにより、後脚の安定した交互の踏み出しが可能になり、

様々な速度での平地歩行が達成された。彼らは、同様の方法で前脚のみの歩行にも成功している[58]。しかし、彼らのモデルはパラメータ数が多いため、後脚だけの歩行にもかかわらずパラメータチューニングが問題となった。Maufroy らの各脚の CPG は 73 個のニューロンで構成されていたが、我々の CPG は 12 個であり、パラメータチューニングの負担が軽減されると考えられる。

本研究のモデルに最も近い 2 階層 CPG は Markin ら[52]のモデルである。それぞれの CPG は各脚の 9 つの筋肉モデルによって 3 つの関節を駆動し、矢状面内においてネコの後脚シミュレーションモデルを歩行させることができた。本研究の CPG と同様に、Markin[51]らが提案した単関節を駆動するための CPG を拡張して作られた (2.1.2 項で違いを述べる)。具体的には、パターン形成層に 4 つのハーフセンタ型の回路を持ち、3 つは腰関節、膝関節、足首関節用で、1 つは 2 関節筋用の回路である。CPG は、筋肉モデルからの様々な感覚フィードバック (Ia, Ib, II) や足裏からのカフィードバックからの長さ依存と力依存のフィードバック信号による体性感覚は、リズム生成層とパターン形成層および運動ニューロンに投影され、条件 (A) 適切な脚相の遷移のための適応的な脚相の遷移と条件 (B) 複数の筋肉の協調的な活性化のための筋肉モデルの活性化レベルを調整することができた。彼らは、それぞれのフィードバックを取り除くことによって、それぞれのフィードバックの効果を検証した。彼らは、多数の筋肉モデル、非常に多くのフィードバック、レンショウ細胞を介した運動ニューロンの抑制を用いるなど、生物学的知見に基づいた詳細な後脚モデルを構築した。これは、彼らの「このモデルは様々な正常及び病理学的状態における歩行の脊髄制御を研究するためのテストベッドとして使うことができる」という目的[51]のためである。つまり、彼らは、4 脚歩行の再現ではなく、生物学で頻繁にテストおよび報告されている後脚の歩行運動再現に焦点を当てていた。しかしながら、彼らのモデルは、Maufroy らのモデル[57, 58]と同様に 4 脚ロボットの歩行運動制御に用いるには複雑すぎると考えられる (Markin らの各脚の CPG モデルは 32 のニューロンからなる、これに対し本研究の CPG モデルは 12 個である)。

本研究で用いる 2 階層 CPG は、上記の関連研究と比べてより少ない要素数でありながら、条件 (A) 適切な脚相の遷移、(B) 複数の筋肉の協調的な活性化を満たすことができる。また、上記の関連研究は前 2 脚または後ろ 2 脚のみでの矢状面における平面運

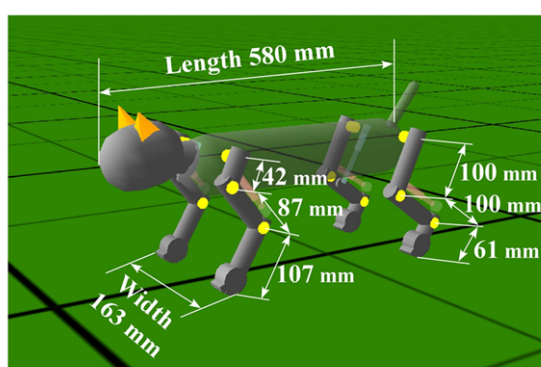
動が主だが、本研究での筋骨格モデルは前後脚の4脚で、矢状面への拘束のない3次元運動である。

2 ネコの脚モデル

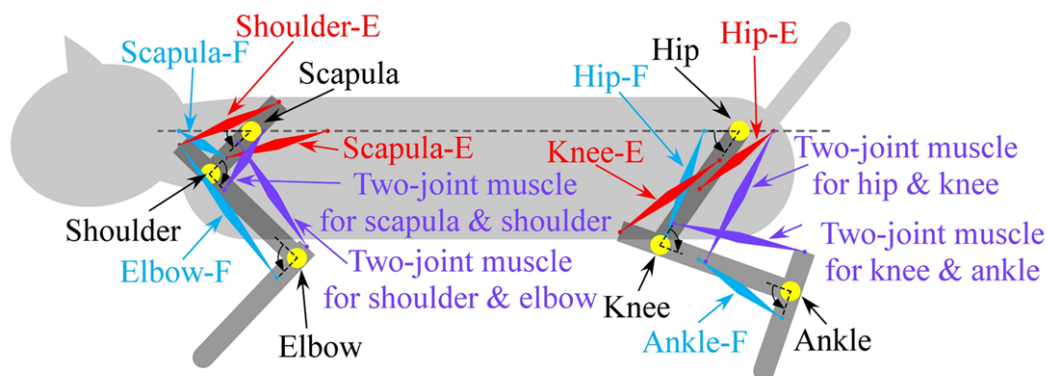
2.1 4脚シミュレーションモデル

ネコの4脚モデルを構築し、そのモデルを運動させるシミュレータとして、多くの歩行研究[13, 16, 18, 21, 57, 58, 62, 63, 64]で使われているダイナミックシミュレータ Webots[65]を用いた。

2.1.1 筋骨格モデル



(a) Nyanko in simulator



(b) Diagram

図 2-1 シミュレーション上に構築した4脚モデル

(A) シミュレーション上の4脚モデルの外観と (B) 筋骨格モデルの概略図および関節の回転方向。(B)の各関節には関節の正回転方向と矢印の起点により回転角度の原点を表している。また、赤で示した筋肉モデルは伸筋、水色で示した筋肉モデルは屈筋、紫で示した筋肉モデルは2関節筋である。

図 2-1 はシミュレーション上の 4 脚モデルとその概要図を表している。頭, 胴体, 尾は 1 つの剛体として構築している。全長 580 mm, 全幅 163 mm で, モデルの重さは 6.0 kg である。脚のセグメントの長さは Reighard と Jennings の論文[31]のネコのデータを参考に決定した。具体的には, 前脚の第 1 リンク (肩甲骨) が 42 mm, 第 2 リンク (上腕骨) が 87 mm, 第 3 リンク (尺骨と足先) が 107 mm で, 後脚の第 1 リンク (大腿骨) が 100 mm, 第 2 リンク (脛骨) が 100 mm, 第 3 リンク (踵骨と足先) が 61 mm である (表 2-1)。

表 2-1 前後脚の各リンクの長さ

Link	length [mm]
Scapula	42
Humerus	87
Ulna and Hand	107
Femur	100
Tibia	100
Calcaneus and Toe	61

関節は, 前脚が肩甲骨関節, 肩関節, 肘関節からなり, 後脚が腰関節, 膝関節, 足首関節を持つ。すべての関節はピッチ軸にのみ動く。それぞれの脚は図 2-1 に示したような 6 つの筋肉モデルによって駆動する。筋肉モデルの長さと付着位置はネコの解剖図から決定した[30, 31]。4 脚モデルはロールやヨーに動く関節は持っていない。動作テストの結果から, 脚の 4 つの脚相のための動作の再現は 6 つの筋肉モデルでも可能であることがわかった。筆者らは将来的に人工筋肉で動作する 4 脚ロボットにこの手法を適用しようと考えているので, 機構設計において人工筋肉がお互いに干渉しないようにするために, 利用できる筋肉モデルの数を制限した。関連研究[51, 55, 56, 57, 58, 59, 66]と同様に本研究では Brown によって提案された筋肉モデル[32]を使った。このモデルはヒラメ筋をモデル化したものだが, 彼らによれば他の筋肉に対するモデル化にも応用可能である[67]。筋肉の出力は式(1)によってモデル化される。

$$F = F_{\max} \cdot (\lambda \cdot f(V) \cdot F_l \cdot F_v + F_p) \quad [N] \quad (1)$$

F_{\max} は筋肉モデルの最大出力, $f(V)$ は運動ニューロンの活動度, F_l と F_v はそれぞれ長さ, 速度依存の能動的な要素, F_p は受動弾性要素である. F_{\max} について, 動物の主要筋の F_{\max} を知るのは難しく, また, 動物は非常に多くの筋肉によって歩行運動を行なうが, 4脚モデルはそれらを6つの筋肉モデルによって構築したため, 各筋肉モデルは猫の主要な筋肉とその周辺のさまざまな小さい筋肉を合わせた, 代表的筋肉モデルとみなしている. そのため, 4脚モデルの筋肉モデルの F_{\max} は, ネコの持つ特定の筋肉から参照はできない. よって, 以前の筆者らの研究[12]の走行時に足裏にかかった最大負荷に耐えうる筋肉モデルの出力をそれぞれの筋肉モデルの F_{\max} とした. 具体的に, 立脚した4脚モデルの足裏に走行時と同様の負荷がかかるように胴体におもりを載せた. このとき胴体を支持できる筋出力を F_{\max} とした. λ は速度に応じて運動ニューロンへの出力を調整するための本研究オリジナルパラメータであり, 平地において一定速度であれば, λ の値は一定である. 筋肉の力学モデルを図 2-2 に示す. 筋肉の能動的な収縮力 (CC) とそれに対して並列している筋肉の受動弾性要素 (PEC) および直列にある腱の受動弾性要素 (SEC) でモデル化される.

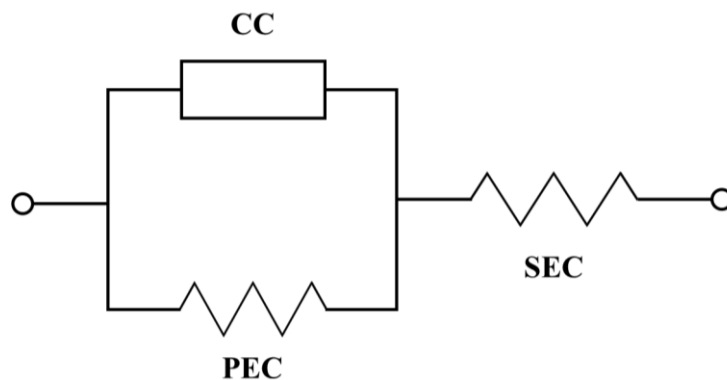


図 2-2 筋肉の力学モデル

筋肉は能動的に収縮力を発生させる収縮要素 (CC) とそれに対して並列に配置され受動的な抵抗となる弾性要素 (PEC) および直列に配置される受動弾性要素 (SEC) の 3 要素でモデル化される[68].

式(1)にある，筋肉モデルの長さに依存する力の要素である F_l は式(2)で表される．

$$F_l = \exp(-|(l_{norm1}^{2.3} - 1)/1.26|^{2.0}) \quad (2)$$

ここで， l_{norm1} は， $l_{norm} = l/L_{opt}$ で正規化された筋肉モデルの長さであり，また， l は筋長， L_{opt} は $F_l = 1$ のときの筋の至適長である．同じく式(1)にある，筋肉モデルの収縮や伸張の速度に依存する力の要素 F_v は式(3)で表される．

$$F_v = \begin{cases} \frac{-0.69 - 0.17 \cdot v_{norm1}}{v_{norm1} - 0.69} & (\text{if } v_{norm1} < 0) \\ \frac{0.18 - s(l_{norm1}) \cdot v_{norm1}}{v_{norm1} + 0.18} & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (3)$$

ここで， v_{norm} は $v_{norm} = v/L_v$ で正規化された筋肉モデルの速度であり， v は筋肉モデルの速度である．なお，筋肉モデルが収縮するとき，速度 v が負である．Brownら[32]によれば， L_v は最大等尺性収縮が観察されたときの筋繊維束の長さ（筋の長さを変えずに力を出したときにもっとも出力が大きかった筋遷移の長さ）として定義されている．ただし， F_{max} と同様に，ネコのデータから代表的な筋肉の L_v の値を知ることが出来なかったため，4脚モデルが静止しているときの各筋肉モデルの長さをこの値とした（表 2-2）．また， $s(l_{norm})$ は $s(l_{norm}) = -5.34l_{norm}^2 + 8.41l_{norm} - 4.7$ である．式(2)と(3)のパラメータは筋肉そのものの固有の特性を表したものであり，これらは関連研究[51, 56, 66]と同様に Brownらの文献[32]から決定した．

表 2-2 それぞれの筋肉モデルの固有特性を決めるパラメータ値

(式(1)の F_{\max} と式(3)の L_v)

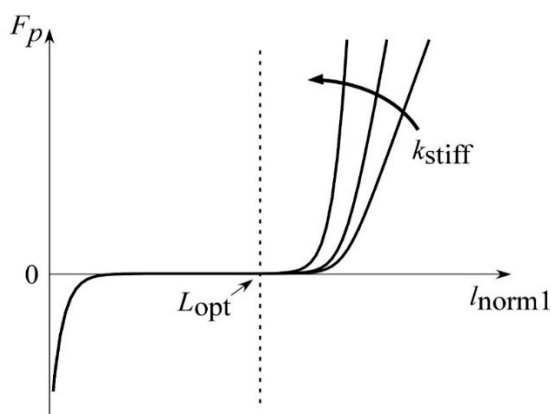
Muscle model	F_{\max} [N]	L_v [mm]
Foreleg		
Scapula flexor	400	55
Scapula extensor	200	60
Two-joint muscle for the scapula and shoulder joints	300	54
Shoulder extensor	450	64
Elbow flexor	200	126
Two-joint muscle for the shoulder and elbow joints	380	100
Hind leg		
Hip flexor	400	96
Hip extensor	200	60
Two-joint muscle for the hip and knee joints	300	121
Knee extensor	450	76
Ankle flexor	200	75
Two-joint muscle for the knee and ankle joints	360	104

受動弾性要素 F_p は式(4)で表される.

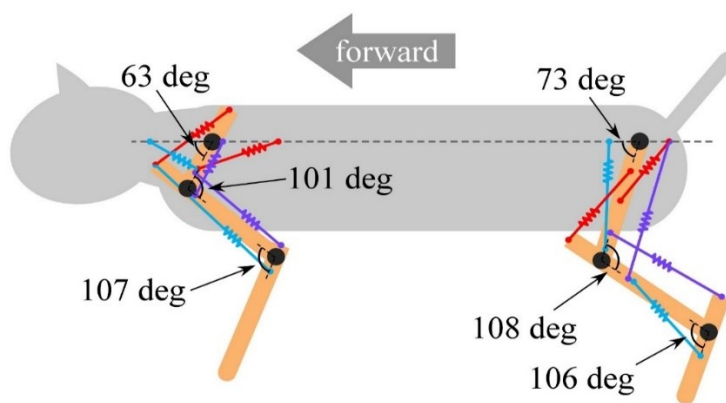
$$F_p = k_{\text{stiff}} \cdot \ln(\exp((l_{\text{norm1}} - 1.4)/0.05) + 1.0) - 0.02 \cdot (\exp(-18.7 \cdot (l_{\text{norm1}} - 0.3)) - 1.0) \quad (4)$$

k_{stiff} および l_{norm1} の L_{opt} を調整可能パラメータとすることを除いて, 関連研究[51, 56, 66]と同様に Brown ら[32]によって提案された受動力 F_p と同じである. それぞれの筋肉モデルは異なった k_{stiff} と L_{opt} を設定している. 式(4)のパラメータ値は筋肉そのものの固有の特性であり関連研究[51, 56, 66]から決定した. L_{opt} は定数パラメータであり, k_{stiff} は速度に合わせて変更可能だが, 一定速度であるならば一定の k_{stiff} の値である. 図 2-3 (A) は式(4)のグラフである. もし $l_{\text{norm1}} > L_{\text{opt}}$ であれば, F_p は引っ張りバネのように働き, バネの自然長のような意味を持つ L_{opt} の長さに向かって伸びた筋肉モデルを収縮させる. なお, 本研究のシミュレーションでは, F_p が負になることはほとんどなかった. さらに, 筋肉モデルのスティフネスは k_{stiff} によって調節される. 各筋肉モデルの L_{opt} は4脚モデルを空中に吊るしたときに脚の中立位置を維持する長さに設定された (図 2-3 (B)). 各筋肉モデルの L_{opt} の値はシミュレーション中に定数として設定しているため,

各脚には歩行中にそれぞれの筋肉モデルで機械的に目標とした平衡位置へ戻そうとする力が作用する。また、式(1)に示されるように、 F_p は運動ニューロンによってもたらされる筋出力に対して補助的に機能し、運動ニューロンによって駆動される脚が正しく振動できるように脚軌道を生成する上で重要な役割を果たす。



(a) Graph of F_p



(b) Equilibrium leg position

図 2-3 筋肉モデルの受動弾性要素と 4 脚モデルにおけるその効果

(a) 筋肉モデルの受動弾性要素 F_p のグラフ。 l_{norm1} は $l_{norm1} = l/L_{opt}$ によって標準化された筋肉モデルの長さを表し、 l は筋肉モデルの長さ、 L_{opt} は $F_l = 1$ となる筋肉モデルの至適長である。 筋弾性（スティフネス）は k_{stiff} によって調整される。 (b) 4 脚モデルの歩行における脚の平衡位置の例。 それぞれのバネは対応する筋肉モデルの受動弾性要素を表している。

2.1.2 神経系モデル

3次元空間での4脚歩行を可能にするための2階層CPG構築は本研究のメイン課題である。本研究で構築したCPGモデルは、Markinら[51]によって提案されたRG層とPF層からなる2階層CPGモデルを拡張したものである。この基本モデルをRybakモデルと呼ぶ。Rybakモデルは、図2-4(a)に示すように、単一の関節を動かすために設計された。

複数の運動ニューロンを協調的に活性化させるPF層の成り立ちは、生物学において未だ明らかにされていない。この問題を解決するためにMarkinら[52]は図2-4(b)に示すように、RybakモデルのPF層を拡張して、ネコをモデルにした複数関節を持つ後脚モデルを運動させた。この改良されたCPGモデルは、腰関節、膝関節、足首関節のための3つのPF回路を持ち、それぞれの関節の主動筋と拮抗筋に対応する運動ニューロンを活性化させることで関節を駆動させる。さらに、この3つのPFとは別に、2関節筋を駆動させるためのPFも持っている。つまりこのモデルは合計4つのPF回路を持っている。それぞれのPF回路は、伸筋ニューロンと屈筋ニューロンの2つのニューロンで構成され、2ニューロン間でお互いに抑制し合っており、ハーフセンタの形をとっている。

一方、図2-4(d)に示すように、本研究で提案するコントローラの2階層CPGモデルは、4つの脚相(1.2節参照)のための4つPFニューロンをもたせた。なお、図2-4(c)は(d)の以前のバージョンで、宇多ら[69]によって構築された。接地相を除く3つの脚相のためのPFニューロンが組み込まれていた。4つのPFニューロンはそれぞれ PF_{sw} , PF_{td} , PF_{st} , PF_{lo} であり、遊脚相、接地相、支持脚相、離昇相の各脚相を生成する。各PFニューロンはハーフセンタの形をとっておらず、単一のニューロンである。その結果、PF層はシンプルに4つのPFニューロンで構成されている。ここで、CPGモデルの複雑さの比較をすると、本研究のモデル(図2-4(d))のPF層には20個のパラメータのみが存在するが、Markinらのモデル(図2-4(b))は74個ものパラメータを有している。本研究のモデルは、比較的シンプルであるにも関わらず、4つの脚相の動作を再現するための運動ニューロンの協調的な活性化をすることが出来た。その他の利点については、5章で説明をする。

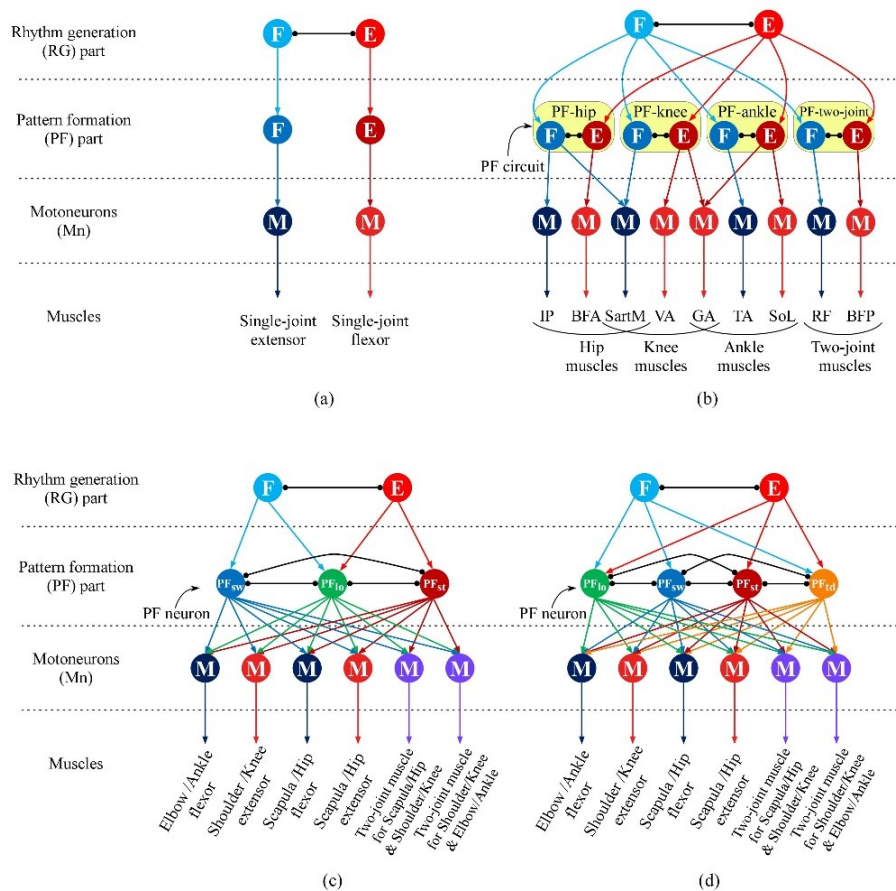


図 2-4 2 階層 CPG モデルの比較

(a) Markin ら[51]によって提案された位置関節を動かすための Rybak CPG モデル。(b) シミュレーション上のネコをモデルにした複数の関節を有する後脚モデルを運動させるために Markin ら[52]が (a) を拡張した CPG モデル。(c) シミュレーション上のネコの 4 脚モデルを運動させるために宇多ら[69]によって (a) を拡張して設計された CPG モデル。(d) 筆者によって (c) を拡張した CPG モデル。それぞれの図において E, F, および M はそれぞれ伸筋ニューロン, 屈筋ニューロン, および運動ニューロン (正確にはニューロン群) を表している。(b) における PF- $\{hip, knee, ankle, two-joint\}$ はそれぞれ腰関節, 膝関節, 足首関節, 2 関節筋のための PF 回路である。(c) と (d) の PF $_{\{sw, td, st, lo\}}$ はそれぞれ遊脚相, 接地相, 支持脚相, 離昇相のための PF ニューロンである。興奮性結合と抑制性結合はそれぞれ矢印と黒の丸矢印で表している。なお, シンプルに表現するために, これらの図からはフィードバックや E と F が相互に抑制するための介在ニューロンなど一部の詳細を省いている。

2.1.2.1 提案する2階層 CPG モデルについて

図 2-5 に本研究で提案する CPG モデルの詳細を示す。これは、Rybak ら [51] が提案した Hodgkin-Huxley 型のアクティビティベースのニューロンモデルを用いた 2 階層 CPG モデルをベースに筆者らが拡張をしたものである。この CPG モデルで使用する各ニューロンのモデルは Rybak モデルのニューロンモデル[51]と同様である。ただし、ニューロンの数とニューロン間の結合は図 2-4 (a) と (d) の比較にあるように大きく異なる。

RG 層と PF 層のニューロン(図 2-5 の RG-E, RG-F, PF_{sw}, PF_{td}, PF_{st}, PF_{lo})および運動ニューロン(図 2-5 の Mn₁ から Mn₆)の膜電位は次の式(5)で表される。

$$C \cdot \frac{dV}{dt} = -I_{NaP} - I_K - I_{Leak} - I_{SynE} - I_{SynI} \quad (5)$$

また、介在ニューロン(図 2-5 の In と Inab-E)の膜電位は式(6)で表される。

$$C \cdot \frac{dV}{dt} = -I_{Leak} - I_{SynE} - I_{SynI} \quad (6)$$

このアクティビティベースのニューロンモデルは先述の Hunt ら[24, 60] や Markin ら [51, 52]の研究でも用いられている。このモデルは、モデル化したニューロン（例えば 図 2-5 の RG-E）を単一のニューロンではなく、複数のニューロンの集まりであるニューロン群として扱い、その出力はニューロン群内での個々のニューロンの活性化による膜電位の平均値となっている。

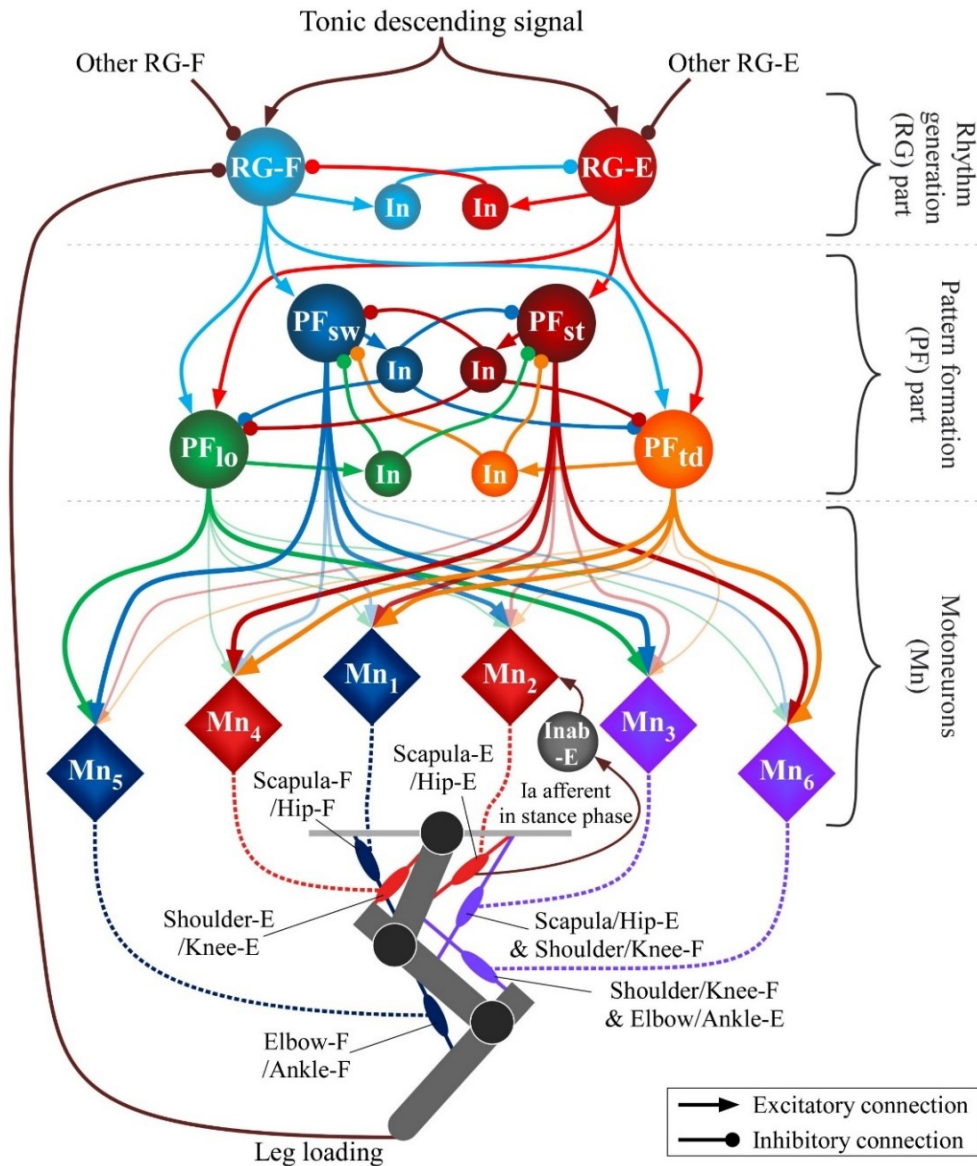


図 2-5 提案する 2 階層 CPG

この CPG は RG 層と PF 層のふたつの層に分けられている。RG 層は RG-E (伸展のための RG ニューロン) と RG-F (屈曲のための RG ニューロン) によってハーフセンタが形成されている。PF 層は PF_{sw}, PF_{td}, PF_{st}, PF_{lo} の 4 つの PF ニューロンから構成されており、それぞれのニューロンは遊脚相、接地相、支持脚相、離昇相の役割を持つ。Mn₁₋₆ はそれぞれの対応する筋肉モデルの活性化を担う運動ニューロンである。Inab-E は興奮性の介在ニューロンで、各 In は抑制性の介在ニューロンである。各ニューロンと介在ニューロンではそれぞれ大きな円と小さな円で表した。興奮性と抑制性の神経結合はそれぞれ矢印と先端が小さな丸の線で表した。

式(5)と(6)において, I_{NaP} は持続的ナトリウムイオンの移動により発生する電流, I_{K} はカリウムイオンの移動により発生する電流, I_{Leak} は漏れ電流, I_{SynE} と I_{SynI} はそれぞれ興奮性および抑制性のニューロン結合により生じる電流を表している. C はニューロンのキャパシタンスである. V はニューロン群の平均膜電位である. 式(6)から I_{NaP} と I_{K} の要素が取り除かれているが, これは Rybak モデル[51]に基づいたものである. Markin ら[51]が彼らの以前の CPG モデル[54]からシンプル化のために取り除いており, これでも問題なく脚をリズムカルに駆動することができることを実証している. それぞれのイオン電流の式は次のとおりである.

$$\begin{aligned}
 I_{\text{NaP}} &= \bar{g}_{\text{NaP}} \cdot m_{\text{NaP}} \cdot h_{\text{NaP}} \cdot (V - E_{\text{Na}}), \\
 I_{\text{K}} &= \bar{g}_{\text{K}} \cdot m_{\text{K}}^4 \cdot (V - E_{\text{K}}), \\
 I_{\text{Leak}} &= \bar{g}_{\text{Leak}} \cdot (V - E_{\text{Leak}}), \\
 I_{\text{SynE},i} &= \bar{g}_{\text{SynE}} \cdot (V_i - E_{\text{SynE}}) \cdot (\sum_j a_{ji} \cdot f(V_j) + c_i \cdot d + w_{1,i} \cdot \text{feedback}_1), \\
 I_{\text{SynI},i} &= \bar{g}_{\text{SynI}} \cdot (V_i - E_{\text{SynI}}) \\
 &\quad \cdot (\sum_j b_{ji} \cdot f(V_j) + w_{2,i} \\
 &\quad \cdot \text{feedback}_2 + \sum_k \alpha_{ki} \cdot f(V_k) + \sum_k \beta_{mi} \cdot f(V_m)),
 \end{aligned} \tag{7}$$

ここで, $\bar{g}_{\{\text{NaP}, \text{K}, \text{Leak}, \text{SynE}, \text{SynI}\}}$ は各イオンチャネルの最大コンダクタンス, $E_{\{\text{Na}, \text{K}, \text{Leak}, \text{SynE}, \text{SynI}\}}$ は各電流の逆転電位を表す. a_{ji} は j 番目のニューロンから i 番目のニューロンへの興奮性シナプス結合強度, b_{ji} は j 番目のニューロンから i 番目のニューロンへの抑制性シナプス結合強度, c_i は上位神経からの下降性信号 d から i 番目のニューロンへの結合強度, $w_{\{1,2\},i}$ は感覚フィードバック $\text{feedback}_{\{1,2\}}$ から i 番目のニューロンへの結合強度を表す. フィードバックについては 2.1.3 項で説明する.

ナトリウムとカリウムチャネルの膜電位依存性活性化変数はそれぞれ式(8)と式(9)で表され, ナトリウムチャネル不活性化変数は式(10)で表される.

$$m_K = 1/(1 + \exp(-(V + 44.5)/5)) \quad (8)$$

$$m_{\text{NaP}} = 1/(1 + \exp(-(V + 47.1)/3.1)) \quad (9)$$

$$\tau_{h_{\text{NaP}}} \cdot \frac{d}{dt} h_{\text{NaP}} = h_{\infty \text{NaP}} - h_{\text{NaP}} \quad (10)$$

$$h_{\infty \text{NaP}} = 1/(1 + \exp((V + 51)/4))$$

$$\tau_{h_{\text{NaP}}} = \tau_{h_{\text{NaPmax}}} / \cosh((V + 51)/8)$$

ここで、 $\tau_{h_{\text{NaPmax}}}$ は時定数である。なお、式(8)から(10)のパラメータ値はニューロン固有の特性を表すため、規定値であり、Markin ら のモデル[51]と同様の値を採用している。

$f(V_j)$ は、 j 番目のニューロンの平均膜電位から平均活性度を求めるものであり、式(11)で表される。

$$f(V) = \begin{cases} 1/(1 + \exp(-(V - V_{1/2})/k)) & (\text{if } V \geq V_{\text{th}}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (11)$$

ここで、 $V_{1/2}$ は活性度が半分のときの膜電位であり、 k はシグモイド関数のゲイン、 V_{th} はニューロンが活性化する閾値である。

2.1.2.2 脚間結合

$\sum_k \alpha_{ki} \cdot f(V_k) + \sum_m \beta_{mi} \cdot f(V_m)$ は他の CPG のニューロンと i 番目のニューロンの抑制性の神経結合を示す。このニューロン間結合により、CPG ネットワークが形成され、脚間での位相差が生み出される。特に、このニューロン間結合は、図 2-6 に示すように、隣り合う脚の CPG の RG ニューロンの間でのみ相互抑制的に結合されている。その結果、隣り合う脚が逆位相になることで、対角に位置する脚が同位相になる。つまり、基本歩容として trot が生成される。trot については 1.2.2 節を参照のこと。この基本歩容 trot は、式(14)で示す脚負荷フィードバックなど、CPG へのフィードバックがそのリズム生成に強く影響する場合、自律的に脚間の位相が変わる、つまり歩容が変化する。

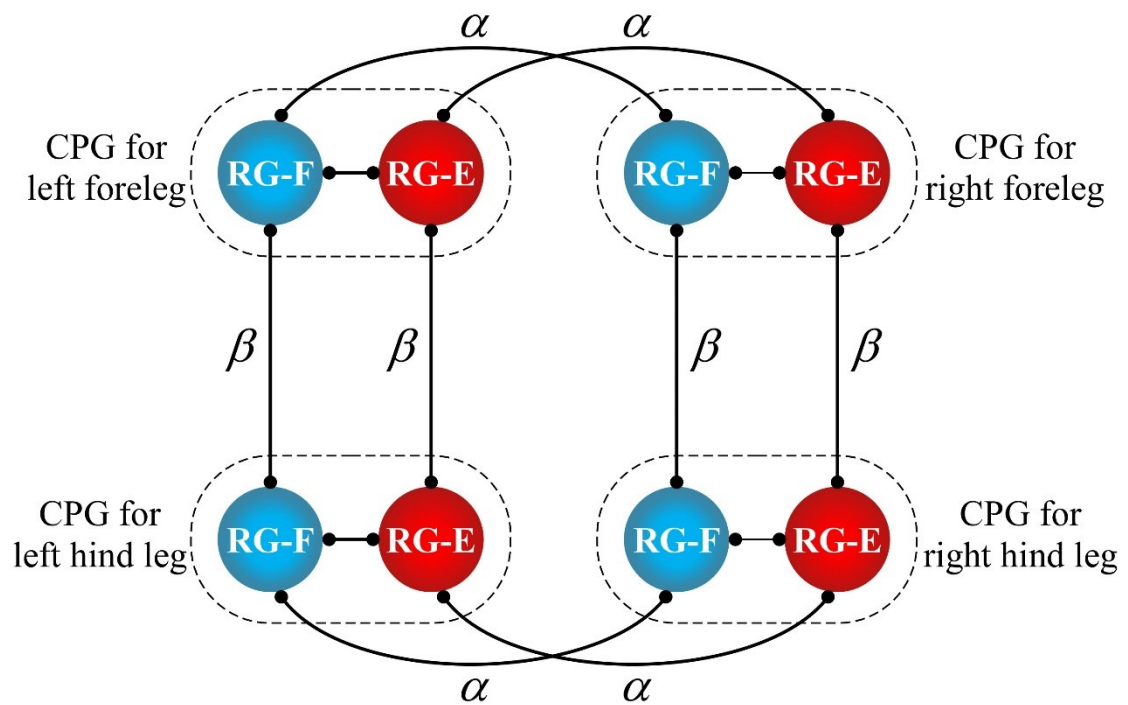


図 2-6 4脚の CPG ネットワークの概略図

それぞれの破線の楕円は1つの CPG を表している。RG-E と RG-F はそれぞれ伸展と屈曲のための RG ニューロンである。先端が小さな黒丸の線は抑制性の神経結合を表している。 α と β は対側（左脚と右脚の間）と同側（前脚と後脚の間）の結合強度を表している。

表 2-3, 表 2-4, 表 2-5 は本研究のシミュレーションで用いている式(5)–(11)のパラメータを示している. ニューロン間の結合荷重 (式(7)の a_{ji} と b_{ji}) は, 図 2-5 に示すような CPG の構造を構築するために独自に決定した. 表 2-6 は平地を安定して歩くためのパラメータ (下降性信号からの結合荷重 c_i , PF–Mn 結合, フィードバックゲイン $w_{\{1,2\},i}$, 脚間結合 a_{ji} と b_{ji}) を表している (詳細は 3.3 節). PF ニューロンと運動ニューロンの間の結合強度は図 2-5 の結合を示す線の濃淡と太さによって視覚化した.

表 2-3 各イオン電流の最大コンダクタンス \bar{g} (式(7)) の値

Constant	Conductance [nS]	
\bar{g}_K	4.5	
\bar{g}_{Leak}	1.6	
\bar{g}_{SynE}	10.0	
\bar{g}_{SynI}	10.0	
\bar{g}_{NaP}	3.5	for RG
	0.5	for PF
	0.3	for Mn

表 2-4 各イオン電流の逆転電位 E (式(7)) の値

Constant	Voltage [mV]	
E_{Na}	55	
E_K	-80	
E_{SynE}	-10	
E_{SynI}	-70	
E_{Leak}	-64	for RG, PF and Mn
	-60	for In and Inab-E

表 2-5 式(5), (6), (9), (10), (11), (13)で使われる各パラメータの値

Constant	Value	
C	20 [pF]	
$\tau_{hNaPmax}$	0.3 [mS]	for RG
	600 [mS]	for PF and Mn
V_{th}	-50 [mV]	
$V_{1/2}$	-30 [mV]	for RG, PF, In and Inab-E
	-40 [mV]	for Mn
k	8 [mV]	for RG, PF, In and Inab-E
	2 [mV]	for Mn
k_v	0.5 [s]	
k_{load}	0.05 [/N]	

表 2-6 ニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み

空白はゼロであり結合なしを表す。

Sender	Receiver																			
	RG-F	RG-E	PF _{sw}	PF _{st}	PF _{lo}	PF _{td}	Mn ₁	Mn ₂	Mn ₃	Mn ₄	Mn ₅	Mn ₆	InRG-F	InRG-E	InPF _{sw}	InPF _{st}	InPF _{lo}	InPF _{td}	Inab-E	
drive, c_i																				
d	0.024	0.083																		
Excitatory connections, a_{ji}																				
RG-F			0.52		0.32									0.5						
RG-E				0.5	0.2	0.4									0.41					
PF _{sw} for foreleg							1.5	0.3	1.146	0.1	0.7	0.267					0.5			
PF _{sw} for hind leg							1.01	0.3	0.658	0.215	1.489	0.218					0.5			
PF _{st} for foreleg							1	0.55	0.564	1.319	0.3	1.184							0.5	
PF _{st} for hind leg							0.8	0.55	0.631	0.892	0.356	0.834							0.5	
PF _{lo} for foreleg							0.01	0.5	2.3	0.1	2	0.1								1
PF _{lo} for hind leg							0.112	0.5	0.091	0.645	0.688	0.877								1
PF _{td} for foreleg							0.57				1.222		0.706							1
PF _{td} for hind leg							0.3				0.8		0.8							1
Inab-E									0.151											
Inhibitory connections, b_{ji}																				
InRG-F		0.87																		
InRG-E	0.87																			
InPF _{sw}				0.8	2															
InPF _{st}			2		0.6	0.8														
InPF _{lo}				1.8																
InPF _{td}				0.1																
Afferent feedback connections, w_{ji}																				
$feedback_1$ for foreleg																				0.015
$feedback_1$ for hind leg																				0.0225
$feedback_2$	0.05																			
CPG network connections, α_{ki}																				
contralateral RG-F	0.02																			
contralateral RG-E		0.02																		
CPG network connections, β_{ki}																				
ipsilateral RG-F	0.02																			
ipsilateral RG-E		0.02																		

2.1.3 感覚フィードバック

2.1.3.1 Ia フィードバック（伸張反射）

伸張反射は体重を支えるのに効果的であるため[52, 55], Yakovenko ら[55]のシミュレーションで使用された Ia フィードバック（1.3 節参照）を用いた。具体的には、脚負荷があるとき、つまり足が接地しているとき、式(12)で表す肩甲骨関節および腰関節の伸筋からのフィードバック信号をそれぞれに対応する運動ニューロンに入力した。

$$feedback_1 = \begin{cases} k_v \cdot v_{norm2}^{0.6} + 20.0 \cdot l_{norm2} & (\text{if } F_{load} > 0.01 \text{ [N]}) \\ 0 & (\text{otherwise}), \end{cases} \quad (12)$$

ここで、 F_{load} は足裏に設置した力センサによって計測された脚負荷である。 k_v はゲインで、 l_{norm2} は次の式(13)で正規化される筋肉モデルの長さである。

$$l_{norm2} = \begin{cases} (l - L_{th})/L_{th} & (\text{if } l > L_{th}) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (13)$$

ここで、 l は筋肉モデルの長さ、 L_{th} はフィードバックが有効になる筋肉モデルの長さのしきい値で、筋肉モデルの速度を正規化した $v_{norm2} = v/L_{th}$ にも使っている。式(12)のパラメータは関連研究[55]を参考に決定した。それぞれの筋肉モデルの L_{th} の値は表 2-7 に示す。図 2-5 に示すように、式(12)の計算結果は、肩甲骨関節と腰関節の伸筋の式(7)の $feedback_1$ へ入力される。概略図を図 2-7 に示す。この Ia フィードバックによって、4 脚モデルをより安定して歩かせることができるようになった（この結果は 3.3 節参照）。このフィードバックに関するニューロン結合は表 2-6 の $feedback_1$ に示す。

表 2-7 伸張反射が引き起こされる筋肉モデルの最小長さ L_{th} （式(12)）の値

Muscle model	L_{th} [mm]
Scapula extensor	60
Hip extensor	60

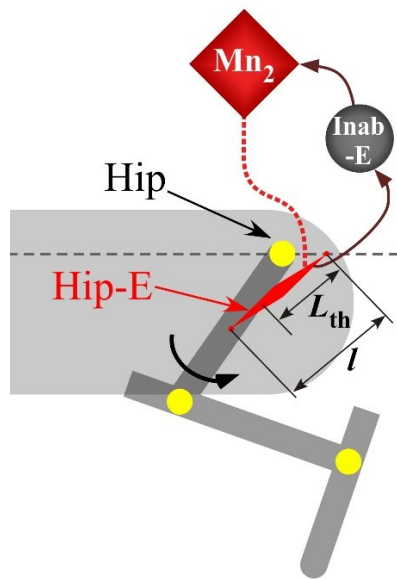


図 2-7 Ia フィードバック

肩甲骨関節と腰関節の伸筋に適用. 足が接地中でありかつ, 筋肉モデルの長さが L_{th} より長くなった場合, Inab-E ニューロンを介して Mn_2 が活性化され, その結果腰関節が後方に伸展する. 図は後脚を例にしている. 茶色の矢印は興奮性結合を示す.

2.1.3.2 脚負荷フィードバック

いくつかの研究は, CPG への脚負荷フィードバックの重要性を指摘している[29, 33]. 本研究の CPG モデルにおいては, Pearson の報告[29]に基づいて, RG-F のニューロンへ抑制的にフィードバックを返している (図 2-5 参照). この脚負荷フィードバックは式 (14)に示す.

$$feedback_2 = k_{load} \cdot F_{load} \quad (14)$$

ここで, F_{load} は各脚の足裏に取り付けた力センサによって計測された各脚の負荷である. k_{load} はゲインである. 式(14)の計算結果は, RG-F ニューロンの式(7)の $feedback_2$ へ入力される. これにより, 負荷がかかっている脚の RG-F は抑制される. 概略図を図 2-8 に示す. この脚負荷フィードバックは, 脚に負荷がかかっている間は支持脚期を延長し, 脚負荷がなくなったときには支持脚相から非支持脚相 (離昇相) への遷移を開始させるのに非常に重要である. また, 結果的には, walk の自律的な生成を導いた (結果は 3.3.3 項参照). このフィードバックに関するニューロン結合は表 2-6 の $feedback_2$ に示す.

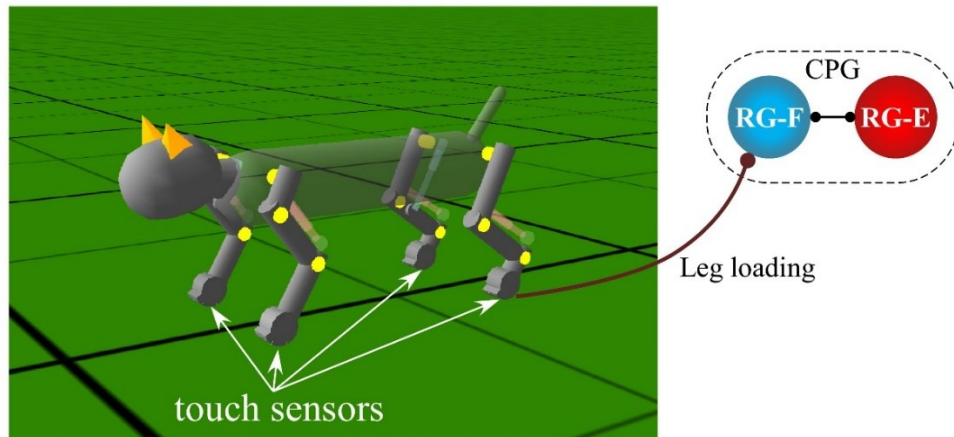


図 2-8 脚負荷センサの位置とセンサから CPG へのフィードバック経路

脚負荷センサは白矢印で示した足裏に設置しており, 負荷を検出すると, 式(14)に従ったフィードバック値が対応する脚の CPG の RG-F の活性化を抑制するように入力される. 先端が丸の線は抑制性結合を表す.

2.2 ネコ後脚のシミュレーションモデル

2.1 節での 4 脚モデルに変更を加えたネコの後ろ 2 脚を歩行させるシミュレーション環境を構築した。ここでは、後ろ 2 脚のシミュレーションモデル（以降、ネコ後脚モデルと呼ぶ）の概要や 2.1 節で紹介した 4 脚モデルとの筋骨格モデルや神経系モデルの違いを説明する。シミュレーション環境は 2.1 節と同様にダイナミックシミュレータ Webots[65]を用いた。

2.2.1 ネコ後脚モデルの筋骨格モデル

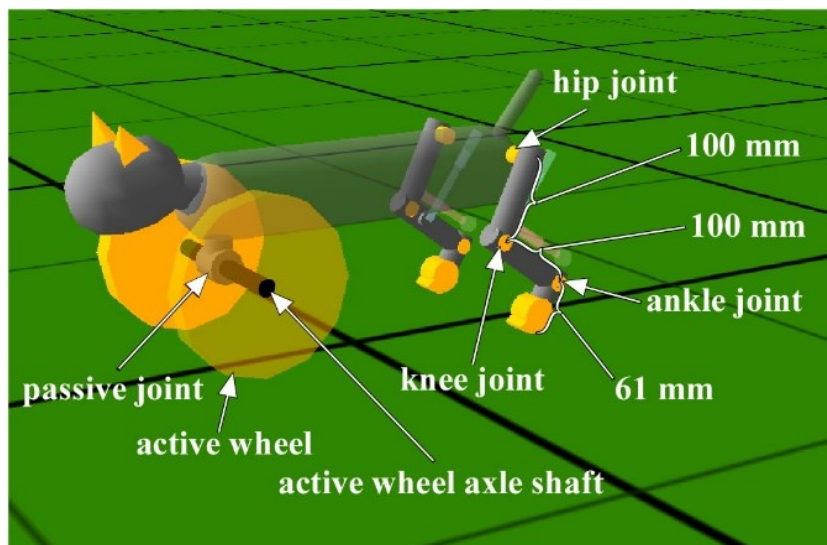


図 2-9 後ろ 2 脚モデル

4 脚モデル（2.1.1 項）の前脚を能動的に駆動する車輪に置き換えたモデル。能動車輪により強制的に牽引されることで、トレッドミル上の除脳・脊髄ネコの実験を再現した。両側面から透明の摩擦のない壁で挟むことにより矢状面拘束している。

図 2-9 に、後ろ 2 脚からなるネコ後脚モデルを示す。後脚の各リンクの長さは、2.1 節の 4 脚モデルと同様に、腰関節側から順に大腿骨リンク 100 mm、脛骨リンク 100 mm、踵骨と足先のリンク 61 mm であり、胴体は剛体である。全長 450 mm、全幅 163 mm、総重量 10 kg である。また、このネコ後脚モデルを摩擦のない壁で両側面から挟むことで矢状面拘束をすることで、矢状面における 2 次元運動としている。前脚部は能動車輪となっている。この能動車輪の角速度を上昇させることで、後脚を引っ張ることになり、外的にモデルの速度を変化させる。これにより、トレッドミル上の除脳・脊髄ネコ実験

における歩行を再現した。なお、図 2-9 の能動車輪軸中央部に受動回転関節がついており、胴体はその関節周りにピッチ軸周りで受動的に回転することができる。これにより、腰部は自由に上下するため、車輪の速度に適応できなくなったとき、腰が下がり、後脚は後方に流され、歩行失敗となる。筋肉モデルは 2.1.1 項で紹介したものと同一であり、その付着位置も同様である。

2.2.2 ネコ後脚モデルの神経系モデル

ネコ後脚モデルの神経系モデルには、基本的に 2.1.2.1 のニューロンおよび 2 階層 CPG と同じものを用いる。そのパラメータは表 2-8 に示す。脚間結合は図 2-10 に示すように、左右の後脚同士で相互に抑制性結合している（パラメータは表 2-8 の α_{ki} ）。これにより、ネコ後脚モデルは基本的に左右の後脚を交互に降り出す。

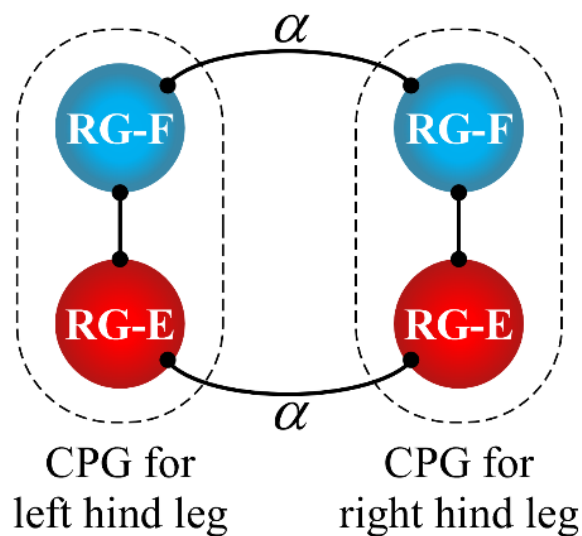


図 2-10 ネコ後脚モデルの CPG ネットワーク概略図

それぞれの破線の楕円は 1 つの CPG を表している。RG-E と RG-F はそれぞれ伸展と屈曲のための RG ニューロンである。先端が小さな黒丸の線は抑制性の神経結合を表している。 α は左脚と右脚の間の結合強度を表している。

2.2.3 ネコ後脚モデルの感覚フィードバック

ネコ後脚モデルの感覚フィードバックには、2.1.3.2 の脚負荷フィードバックと同じものを用いる。2.1.3.1 の Ia フィードバックは、ネコ後脚モデルが矢状面拘束の運動に限定されており 3 次元での 4 脚モデルのシミュレーションより安定することから、除いている。フィードバックゲインは表 2-8 の $feedback_2$ に示す。

表 2-8 ネコ後脚モデルのニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み

空白はゼロであり結合なしを表す。

Sender	Receiver																			
	RG-F	RG-E	PF _{sw}	PF _{st}	PF _{lo}	PF _{td}	Mn ₁	Mn ₂	Mn ₃	Mn ₄	Mn ₅	Mn ₆	InRG-F	InRG-E	InPF _{sw}	InPF _{st}	InPF _{lo}	InPF _{td}	Inab-E	
drive, c_i																				
d	0.024	0.083																		
Excitatory connections, a_{ji}																				
RG-F			0.52	0.5	0.0								0.5							
RG-E				0.5	0.0	0.42								0.41						
PF _{sw}							1.25	0.45	0.35	0.6	0.8	0.2187			0.5					
PF _{st}							0.75	0.456	0.856	1.335	0.21	0.95				0.5				
PF _{lo}							4.85	0.52	3.42	0.32	3.4	0.315					1.0			
PF _{td}							1.25	1.25	0.1	1.85	0.56	0.43								1.0
Inhibitory connections, b_{ji}																				
InRG-F		0.92																		
InRG-E	1.14																			
InPF _{sw}				0.8	2.8															
InPF _{st}				1.4	0.6	0.8														
InPF _{lo}				0.8	1.8															
InPF _{td}					0.3															
Afferent feedback connections, w_{ji}																				
$feedback_2$		0.19																		
CPG network connections, α_{ki}																				
contralateral RG-F		0.32																		
contralateral RG-E		0.32																		

2.3 ネコ後脚ロボット

本稿で提案した4脚歩行のためのコントローラが、実際のロボットでネコと同様の挙動を示せるかを確認するために、ネコの後脚を模したロボットに提案するコントローラを実装した。このロボットは、シミュレーション上の4脚モデルの後脚をベースに実機化したものであり、2脚で各脚は3関節6筋肉を有し、アクチュエータには空気圧式人工筋肉を用いている。外的な力によるコントローラの適応を確認するために、ネコ後脚ロボットはトレッドミルの任意の位置にとどまるように固定している。これによりトレッドミルの速度に応じた影響を後脚は受ける。

2.3.1 ネコ後脚ロボット概要

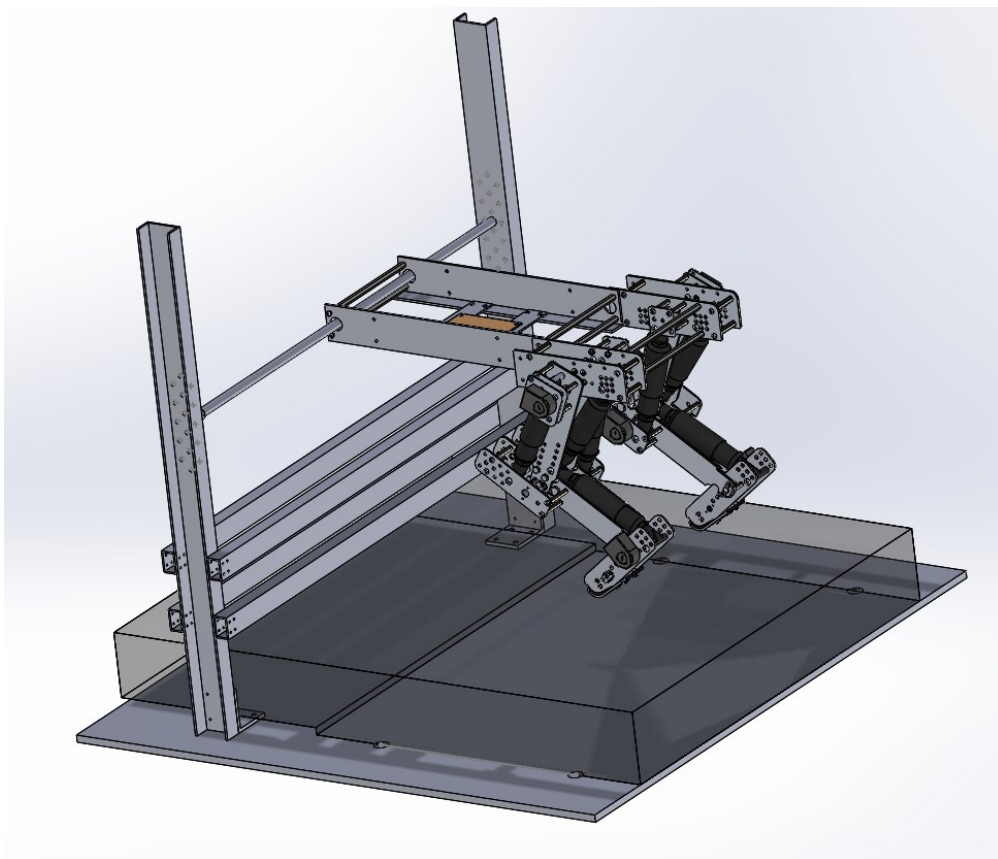


図 2-11 ネコ後脚ロボット CAD 図

左の図は後脚ロボットとそれを拘束する器具の CAD 図である。拘束具はトレッドミルによって固定され、後脚ロボットがトレッドミルの所定の位置で歩行運動する役割を持つ。

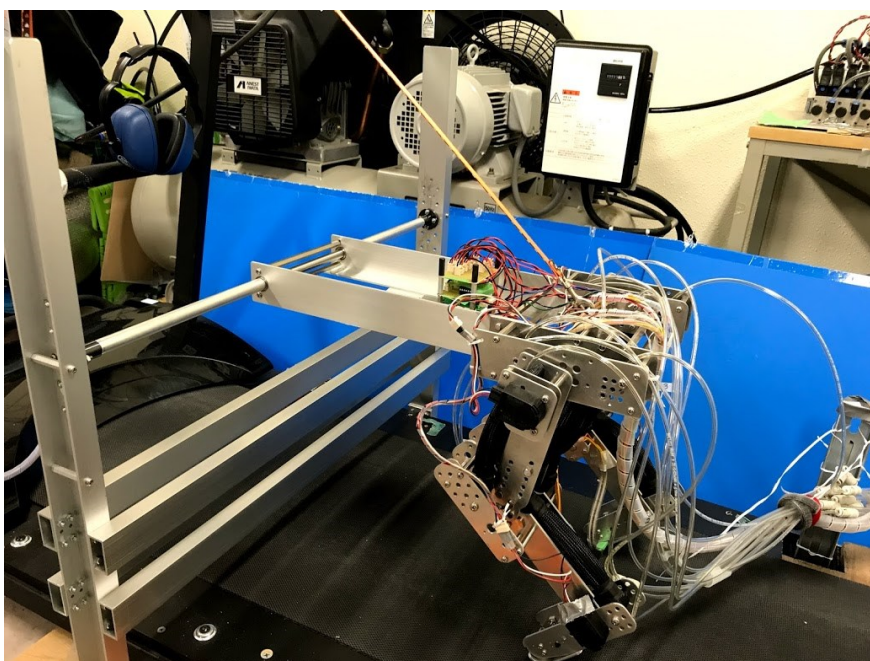


図 2-12 ネコ後脚ロボット

本研究で用いるネコ後脚ロボットの CAD 図と実機を図 2-11 と図 2-12 に示す。全長 480 mm, 幅 420 mm, 重さ 3.0 kg である (表 2-9)。脚の構造はシミュレーションの 4 脚モデルと同様に 3 関節を有し, 2 関節筋を含む 6 つの空気圧式人工筋肉によって駆動する。脚の各リンクの長さは, 第 1 リンク (大腿骨) が 150 mm, 第 2 リンク (脛骨) が 150 mm, 第 3 リンク (踵骨と足先) が 93 mm である (表 2-10)。

表 2-9 後脚ロボットの寸法

Specification	Value
length	480 [mm]
width	420 [mm]
weight	3.0 [kg]

表 2-10 後脚ロボットのリンク長

Link	Length [mm]
Femur	150
Tibia	150
Calcaneus and Toe	93

2.3.2 後脚ロボットの歩行環境

歩行は図 2-13 に示すトレッドミル上で行なう。トレッドミルはアルインコ株式会社製の AFW1109 をもとに、歩行面が延長されたものを用いた。トレッドミルの全長は 2500 mm、全幅 640 mm であり、そのうち歩行可能面は長さ 1900 mm、幅 430 mm である。トレッドミルの速度は、トレッドミル歩行面の前方に設置したエンコーダを有する器具で取得する (図 2-14)。

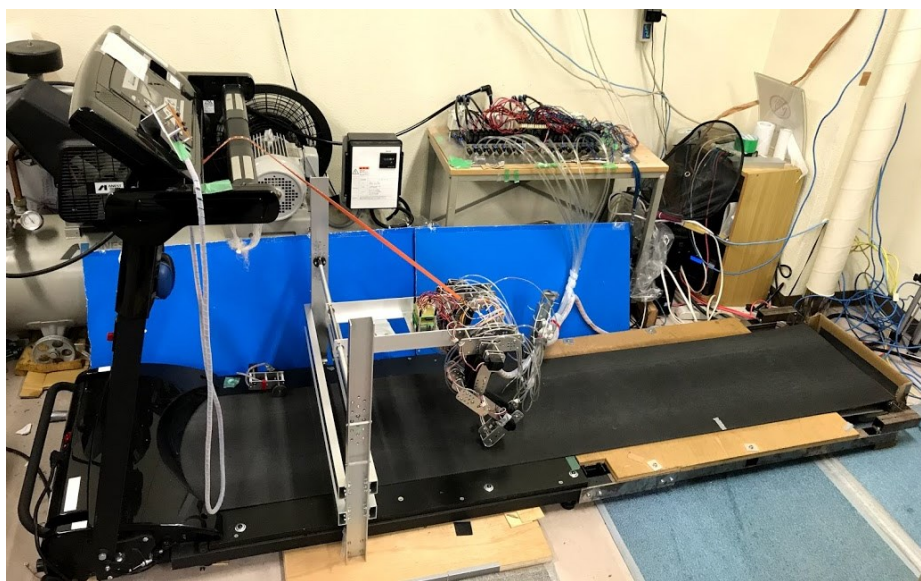


図 2-13 実験に用いるトレッドミル

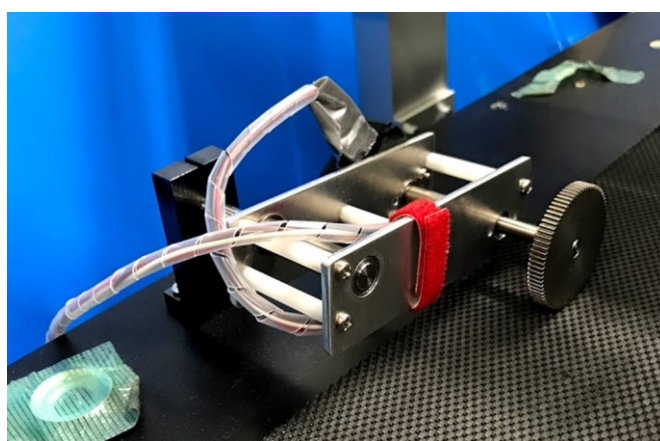


図 2-14 トレッドミルの速度を測るためのセンサモジュール

2.3.3 駆動系

2.3.3.1 空気圧式人工筋肉

ネコ後脚ロボットのアクチュエータには、神田通信工業株式会社製の McKibben 型空気圧式人工筋肉を使用する（表 2-11）。この空気圧式人工筋肉は、図 2-15 に示すように、圧縮空気を給気することによって収縮し（図 2-15 (a)）、能動的な力を発生させることができる。排気をすれば、空気圧式人工筋肉は弛緩した状態（図 2-15 (b)）となり、引っ張りに対してはチューブの持つ弾性が働く。収縮によって力を発生させ、弛緩状態では受動的な力を発生させる点において、実際の動物の筋肉と同様の働きをしている。

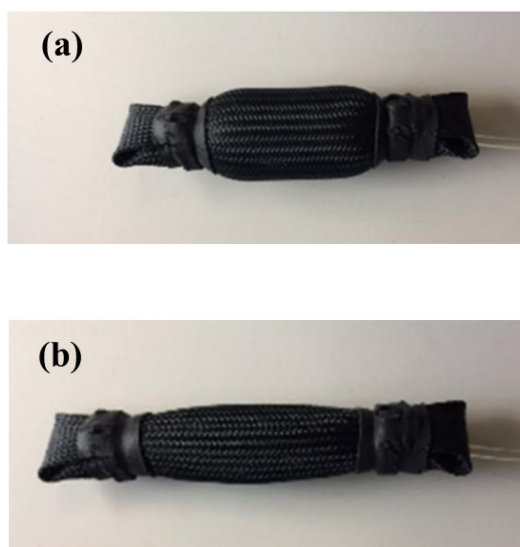


図 2-15 空気圧式人工筋肉の外観と動作

(a)は空気圧式人工筋肉に圧縮空気を入れていない状態、つまり弛緩状態である。(b)は空気圧式人工筋肉に圧縮空気を入れた収縮状態であり、力を能動的に発生させている。

表 2-11 空気圧式人工筋肉の仕様

Specification	value
Type	1.0 inch
Maximum tension	800 [N]
Maximum shrinkage factor	34 [%]

2.3.3.2 電磁弁

空気圧式人工筋肉の収縮と弛緩のためには、圧縮空気の給気と排気が必要であり、その経路の開閉には電磁弁を用いる。電磁弁は、SMC 株式会社製の VZ412-5MZ-01（図 2-16 (a)）と VX230AA（図 2-16 (b)）の 2 種類を用いる。それぞれの仕様は表 2-12 に示す。主に、VZ412-5MZ-01 はポートを 3 つ持っており、VX230AA はポートを 2 つ持っている。また、VZ412-5MZ-01 は応答時間が短いのが、機構上 0.15 MPa G 未満の空気圧が残留してしまう。そこで、VX230AA を併用することで、空気圧式人工筋肉内に空気が残留するのを防いでいる[70]。

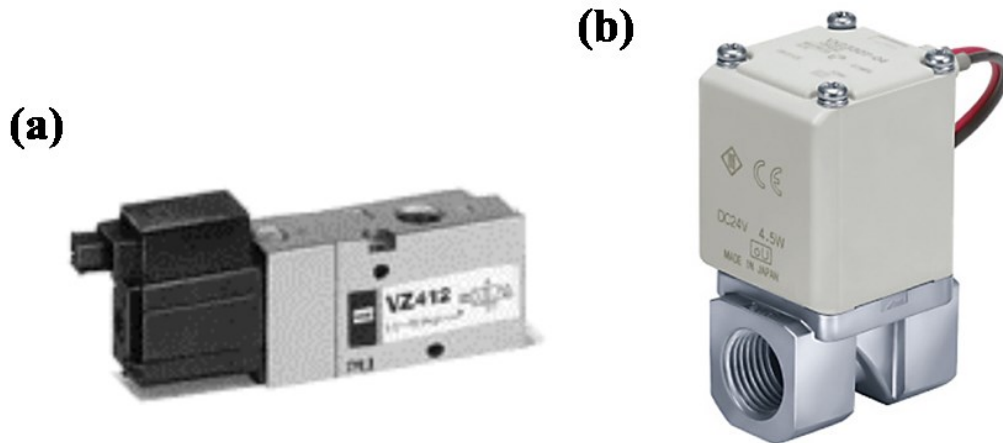


図 2-16 電磁弁外観

(a)は 3 ポートの電磁弁 VZ412-5MZ-01, (b)は 2 ポートの電磁弁 VX230AA である。

表 2-12 電磁弁の仕様

Specification	VZ412-5MZ-01	VX230AA
Type	3 port	2 port
Actuation	Normally closed	Normally closed
Maximum operating pressure	1.0 [MPa G]	1.0 [MPa G]
Minimum operating pressure	0.15 [MPa G]	0.0 [MPa G]
Rated voltage	DC 24 [V]	DC 24 [V]
Power consumption	1.8 [W]	10.5 [W]
Weight	0.125 [kg]	0.45 [kg]

ネコ後脚ロボットでは、1本の空気圧式人工筋肉に対して2つのVZ412-5MZ-01と1つのVX230AAを用いている。接続は図2-17に示すとおりである。この組み合わせにより、給気、排気、および保持が可能になる。

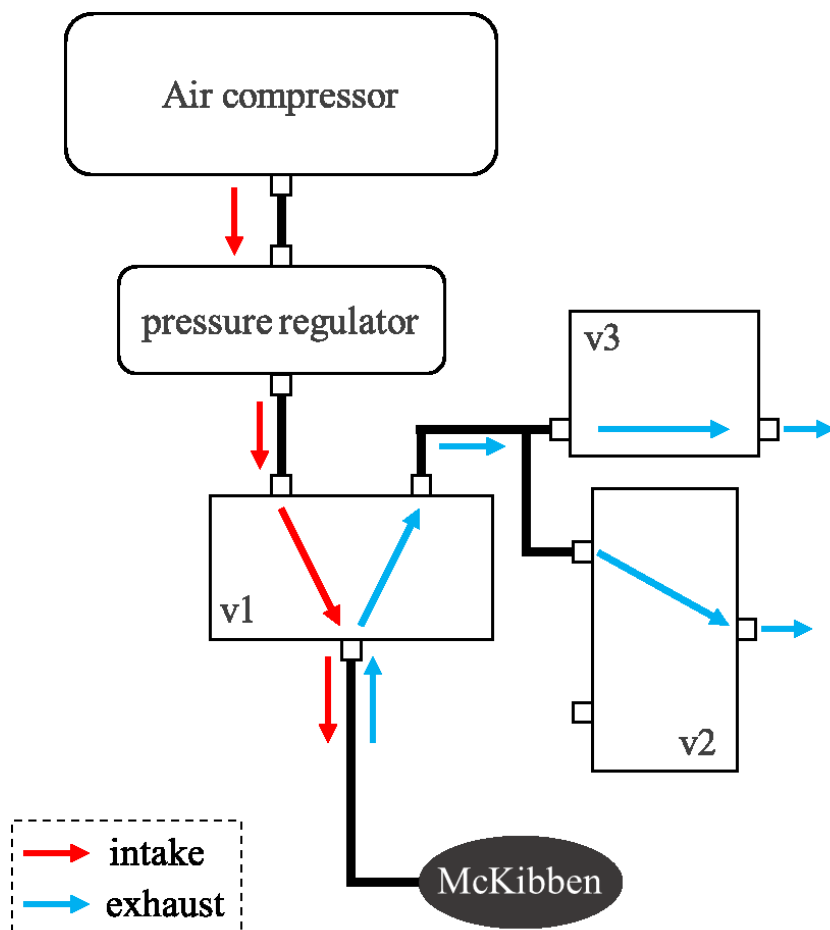


図 2-17 空気圧式人工筋肉と電磁弁の接続図および空気経路

v1, v2 は 3 ポート電磁弁の VZ412-5MZ-01 (図 2-16 (a)) を示し, v3 は 2 ポート電磁弁の VX230AA (図 2-16 (b)) を示している。赤矢印は給気経路を表し, 水色の矢印は排気経路を表す。人工筋肉は黒の楕円で示す。

2.3.3.3 エアコンプレッサ

電磁弁を通した空気圧式人工筋肉への圧縮空気供給は図 2-18(a)のアネスト岩田株式会社製のエアコンプレッサ TFP37C-10 を用いる。TFP37BB-10 は吐出し圧力が 1.0 MPa であり、任意の空気圧に調整できないことから、図 2-18(b)のアネスト岩田株式会社製の空気圧レギュレータ RR-AS を取り付けて運用する。空気圧レギュレータ RR-AS は、吐出し圧力を 0.05 から 0.8 MPa の範囲で調整することができる。エアコンプレッサと空気圧の仕様を表 2-13、表 2-14 にそれぞれ示す。



図 2-18 エアコンプレッサと空気圧レギュレータ

表 2-13 コンプレッサの仕様

Specification	TFP37BB-10
Power supply	AC 200V
Max. working pressure	1.0 [MPa]
F. A. D	370 [L/min]
Air receiver	120 [L]
Length	1400 [mm]
Height	955 [mm]
Depth	450 [mm]
Weight	139 [kg]
Noise level	75 [dB]

表 2-14 空気圧レギュレータの仕様

Specification	RR-AS
Air weight flow	780 [L/min]
Max. primary pressure	1.0 [MPa]
Secondary pressure	0.05-0.78 [MPa]

2.3.4 センサ

2.3.4.1 エンコーダ

ネコ後脚ロボットの脚の関節角度を計測するために、Avango Technologies 社の光学式ロータリーエンコーダ HEDS-5500#A11 を使用する。腰、膝、足首関節にそれぞれ使用し、ロボット全体で6つ使用している。その外観を図 2-19、仕様を表 2-15 に示す。



図 2-19 光学式ロータリーエンコーダ外観

表 2-15 光学式ロータリーエンコーダ (HEDS-5500#A11) 仕様

Specification	Value
Channel	3
Power supply	5 [V]
Resolution	1024

2.3.4.2 負荷センサ

ネコ後脚ロボットの足先が接地しているかどうか判別するために、Tekscan 社の FlexiForce (A201-100) を用いる。これを足裏のプレートに貼り付けて使用する。このセンサでは接地・非接地の情報のみを取得し、その情報をもとに脚負荷フィードバック(後述 2.3.6.1)を行う。



図 2-20 簡易圧力センサ FlexiForce(A201-100)外観

表 2-16 簡易圧力センサ FlexiForce(A201-100)仕様

Specification	Value
Standard Force	440 [N]
Thickness	0.2 [mm]
Width	14 [mm]
Length	203 [mm]
Sensing Area	ϕ 9.5 [mm]
Linearity	$< \pm 3$ [%]
Drift	< 5 [%] per log time scale
Response Time	< 5 [μ sec]

2.3.5 ロボットのコンピュータ

ネコ後脚ロボットを動かすためのコンピュータには、ゼネラルロボティクス社のマイコン HRP-3P-CN-A に同社製 I/O モジュール HRP-3P-MCN を搭載したものをを用いる。これに先述のセンサや電磁弁を接続して運用する。

表 2-17 HRP-3P-CN-A と HRP-3P-MCN 仕様

Specification	Value
CPU	32 bit, 240MHz
Peripheral clock	40 MHz
Main memory	32 MB
Sub memory	32 MB
Power supply	12 V
DIO	32 ch
Analog input	16 ch, 12bit
Pulse counter	16 ch, 24bit
PWM	16 ch, 11 bit

2.3.6 後脚ロボットの神経系モデル

後脚ロボットの神経系モデルには、2.2.2 節と同様のモデルを用いる。パラメータは表 2-18 に示す。

表 2-18 ネコ後脚ロボットのニューロン間および外部入力からニューロンへの神経結合の重み
空白はゼロであり結合なしを表す。

Sender	Receiver																			
	RG-F	RG-E	PF _{sw}	PF _{st}	PF _{lo}	PF _{td}	Mn ₁	Mn ₂	Mn ₃	Mn ₄	Mn ₅	Mn ₆	InRG-F	InRG-E	InPF _{sw}	InPF _{st}	InPF _{lo}	InPF _{td}	Inab-E	
drive, c_i																				
d	0.024	0.083																		
Excitatory connections, a_{ji}																				
RG-F			0.52	0.5	0.0								0.5							
RG-E				0.5	0.0	0.42								0.41						
PF _{sw}							1.25	0.45	0.35	0.6	0.8	0.2187			0.5					
PF _{st}							0.75	0.456	0.856	1.335	0.21	0.95				0.5				
PF _{lo}							4.85	0.52	3.42	0.32	3.4	0.315					1.0			
PF _{td}							1.25	1.25	0.1	1.85	0.56	0.43							1.0	
Inhibitory connections, b_{ji}																				
InRG-F		0.92																		
InRG-E		1.14																		
InPF _{sw}				0.8	2.8															
InPF _{st}				1.4	0.6	0.8														
InPF _{lo}				0.8	1.8															
InPF _{td}					0.3															
Afferent feedback connections, w_{ji}																				
$feedback_2$		0.19																		
CPG network connections, α_{ki}																				
contralateral RG-F		0.32																		
contralateral RG-E		0.32																		

2.3.6.1 後脚ロボットの感覚フィードバック

2.2.2 節と同様に脚負荷フィードバックを用いるが、2.2.3 節で用いた足裏にかかった負荷は利用せず、図 2-21 に示す人工筋肉にかかった張力を脚負荷情報として扱う。そのためにもまず、足裏に取り付けた負荷センサを接地・非接地の判定に用いる。接地している判定のときに、式(15)を用いて脚負荷を推定する。 k_{load} はフィードバックゲイン、 k_c は流入させる空気の空気圧に応じて変更する張力特性、 l は現在の筋肉長さ、 l_{min} と l_{max} はそれぞれ筋肉の最小、最大長さである。なお、フィードバックは2.2.3 節と同様に RG-F ニューロンに対して行われ、このとき式(17)のシグモイド関数を通す。また、接地判定は式(16)で行ない、 $load_{foot}$ は足裏に取り付けた負荷センサの値、 $load_{thr}$ は接地判定のしきい値、 $Feedback_{load}$ はフィードバック値である。

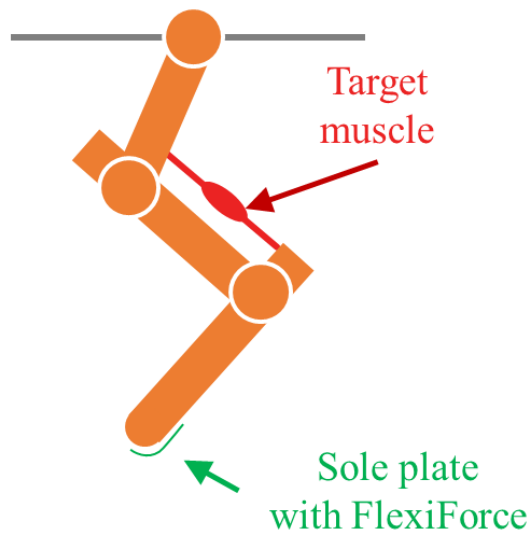


図 2-21 ロボットの脚負荷

脚負荷を計算する筋肉を赤色で示した。接地の判定は緑色で示した足底プレートに取り付けた負荷センサで行う。

$$load_{leg} = k_{load} \cdot k_c \cdot (l - l_{min}) / l_{max} \quad (15)$$

$$\text{if } load_{foot} < load_{thr} \text{ then } Feedback_{load} = 0 \quad (16)$$

$$Feedback_{load} = \frac{1}{1 + \exp(-(load_{leg} - 5) / 0.6)} \quad (17)$$

2.4 実数値遺伝的アルゴリズムを用いたパラメータ調整

1.5 節で説明したように、本研究の CPG モデルはよりシンプルであり、近い関連研究 [52, 57, 58] と比べてもパラメータの数が非常に少ないが、それでもまだ多くのパラメータを持っている。しかしながら、本研究の CPG の各パラメータには特定の機能があることがわかった。これは、すべてのパラメータの調整に役立つ。具体的には、RG ニューロンと PF ニューロンとの間の結合パラメータが基本的な脚運動リズムの作成に関与しているということである。また、PF ニューロンと運動ニューロンの間の結合は、主に 4 つの脚相の脚軌道を生成する。受動弾性要素 F_p のスティフネス k_{stiff} (式(4)) と脚負荷フィードバックのゲイン k_{load} (式(14)) は、より現実的な脚軌道と摂動や不整地における適応的な歩行をさせるのに貢献した。これらのパラメータの特定の機能に基づいて、次の 3 つの手順を提案し、最終的にパラメータの調整を容易にすることに成功した。

- (I) 4 脚モデルを宙吊りにし、CPG モデルと筋肉モデルのパラメータを大まかな手動調整により、各脚において 4 つの脚相の脚軌道がある程度再現し、確実に振動するようにした。具体的には、まず、基本的なリズムを再現するために、RG ニューロンと PF とニューロンとの間の結合を決定した。次に、PF ニューロンと運動ニューロンとの間の結合の組み合わせに焦点をあて、4 つの脚相それぞれでの筋活動の協調的なパターンを大まかに再現した。
- (II) 4 脚モデルを地面に置き、地面を歩くことができるように、遺伝的アルゴリズム (GA) を使用して様々なパラメータを調整した。
- (III) 4 脚モデルの運動ニューロンの活性化パターンと脚軌道が実際のネコのものに近くなるように、パラメータを手動で変更した。

多くのパラメータチューニングの複雑さによる調整の難しさを軽減するために、パラメータチューニングの大部分を GA に任せた。具体的には、式(4)の筋肉モデルのスティフネス k_{stiff} や、式(7)の PF ニューロンから運動ニューロンへの結合強度 a_{ji} 、同じく式(7)の CPG 間の結合強度 α_{ki} と β_{mi} を含む 76 個のパラメータを調整した。

このとき筆者らは、BLX- α [71]を用いた実数値遺伝的アルゴリズム (RCGA, 本稿では単に GA と呼ぶ) を使った。

BLX- α とは、図 2-22 のように、親個体の実数ベクトルの各変数の区間 d_i を両側に αd_i だけ拡張した区間から一様乱数にしたがってランダムに子個体を生成する手法である。

なお、図 2-22 はわかりやすさのために、遺伝子を 2 個だけ持っている親個体が子個体を生成するときを表現している。具体的には、図 2-22 の破線で作られた長方形の領域は、親 1 と親 2 によって作られる領域であり、親の 1 つ目の遺伝子が横 d_1 、2 つ目の遺伝子が縦 d_2 で表される。この d_i の幅を、軸の正方向と負方向にそれぞれ αd_i だけ拡張して作られるのが図 2-22 の実線で作られた長方形の領域である。パラメータが多数ある場合、この直方体領域は、パラメータ数と同じ次元の超直方体として領域化される。この実線で作られた領域は子個体が生成され得る範囲である。したがって、個体の出現範囲が親個体に大きく依存し、探索が進むにつれ、親個体が互いに近い状態になるため終盤の収束は早いとされる。また、この手法の特徴として、突然変異が不要である点があげられる。一般に、突然変異はバイナリコードで進められる通常の GA において、世代が進むにつれて遺伝子の組み合わせがある一定に固着してしまい多様性が失われることを防ぐために実装される手法であり、任意の遺伝子の値をランダムに変化させる。実数値 GA における突然変異は、図 2-22 における破線区域内、つまり親の 2 個体で作られる領域内だけでしか子個体が生成されないことを回避し、多様性を維持するための手段であるが、BLX- α による GA の手法は、探索領域つまり子個体が生成される領域を αd_i によって拡張しているため、突然変異と同等の働きをしている。

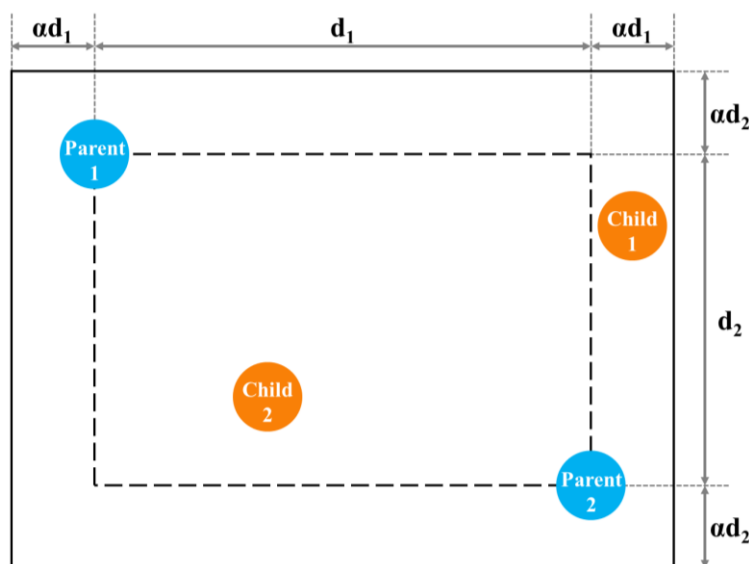


図 2-22 BLX- α の概念図

Webots のシミュレーションを含む GA のアクティビティ図を図 2-23 に示す。

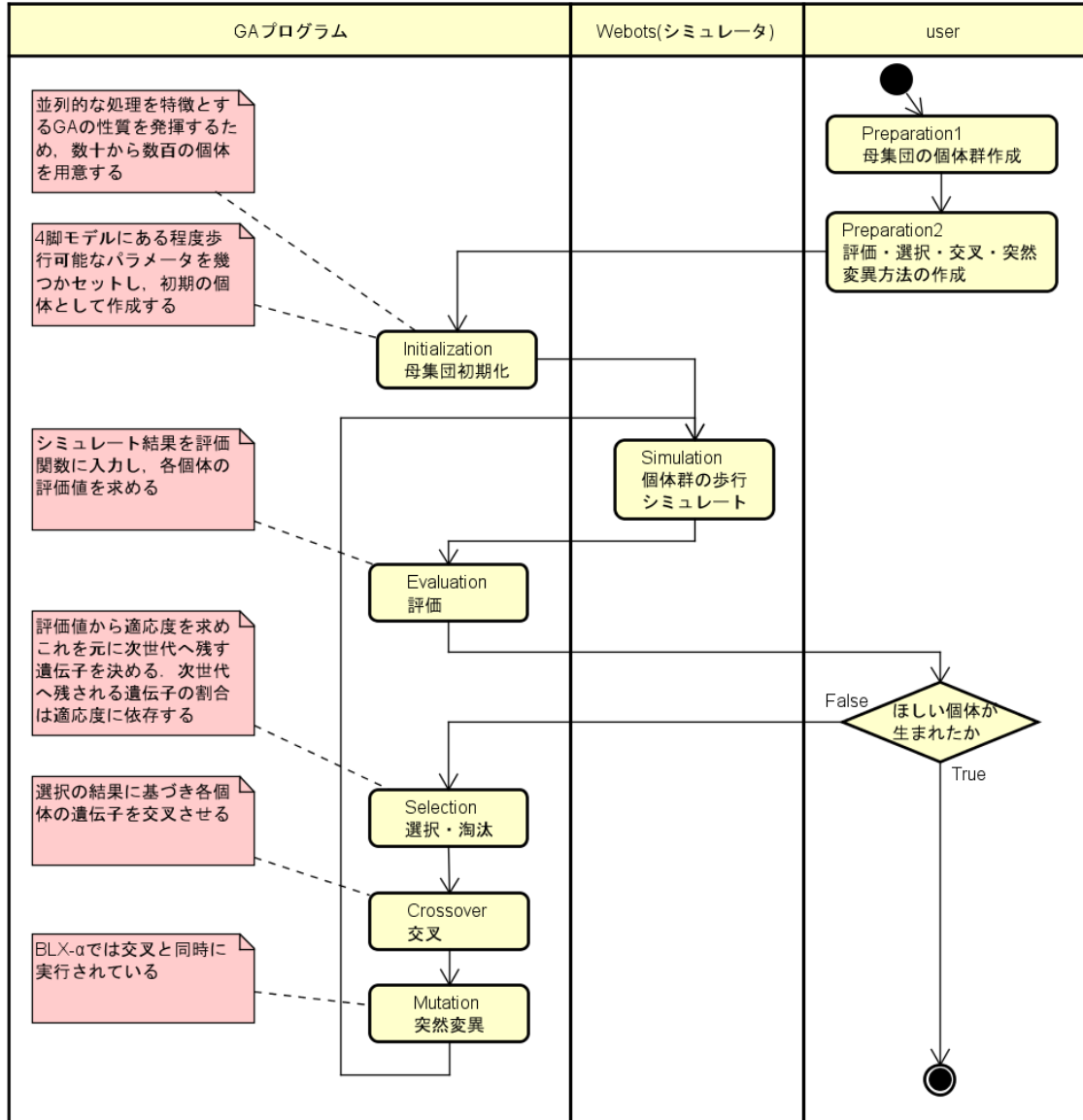


図 2-23 GA を用いたパラメータ調整のアクティビティ図

ユーザーが母集団の生成と評価、選択、交叉、突然変異の方法を作成し、GAの結果に満足する個体が存在するかを確認する。GA プログラムによって初期化、評価、選択、交叉、突然変異が実行され、次世代の個体群を生成後にシミュレータ Webots が自動起動され各個体でのシミュレーション結果から評価値を計算する。なお、BLX- α では実質的に交叉と突然変異が同時に実行される。

本研究で用いた実数値 GA を具体的に述べる。まず、この GA の初期集団として、先述の(I)で調整したパラメータ周辺でランダムに 300 の個体を用意した。次世代の集団は、現在の集団で最も良い評価値を得た 2 個体をエリート戦略によってそのまま次世代へ引き継ぎ、残りの 298 個体は BLX- α によって生成した。このときの交叉に用いる個体の選別はルーレットホイール方式で、個体間の交叉率は 100%、遺伝子座ごとの交叉率は 30%である。BLX- α の超立方体の拡張倍率は 2.0 とした。評価値は式(15)で表される。

$$fitness(t, \theta_{pitch}) = F_{time}(t) + F_{pitch}(\theta_{pitch}) \quad (15)$$

$$F_{time}(t) = \begin{cases} t & (\text{if } t < 50) \\ 50 & (\text{otherwise}) \end{cases}$$

$$F_{pitch}(\theta_{pitch}) = 55 \cdot (1 - 1/(1 + e^{-(\theta_{pitch}-2)/0.8}))$$

ここで、 t は 0.05 m/s 以上で移動できた歩行継続時間である。 θ_{pitch} は歩行中の胴体ピッチ傾きの平均値である。 $F_{pitch}(\theta_{pitch})$ と $F_{time}(t)$ は、それぞれ歩行時間と歩行姿勢を引数とする評価関数とそこから算出される評価値である。より長く 4 脚モデルが歩けば、 $F_{time}(t)$ もより大きくなるが、 $F_{time}(t)$ は歩行時間が 50 秒を超えると、50 で一定値となる。これは、次に説明する $F_{pitch}(\theta_{pitch})$ による胴体傾斜の評価値も最終的な評価値に反映させるためである。また、4 脚モデルが胴体をより水平にして歩行すれば、 $F_{pitch}(\theta_{pitch})$ はより大きな値になる。 $F_{pitch}(\theta_{pitch})$ は、転倒後も胴体を引きずりながら歩行を続ける個体を淘汰するために実装した。

3 4 脚モデルの結果

3.1 脚軌道の生成

筆者は、4脚モデルを宙吊りにした状態で、歩行させるのに必要な脚軌道を概ね生成できるようにパラメータを調整した。このとき式(11)、(13)で定義した感覚フィードバック(2.1.3項参照)は用いていない。宙吊りにした理由は、地面に足が接地する状態でパラメータを調整した場合、地面からの反力により、意図した筋肉モデルの動作を達成できているかの判定が困難となるからである。

はじめに、本研究の2階層CPGが4つの脚相(1.2節参照)の動作をCPGの出力によって生成される筋肉モデルの出力のみで再現することが可能かどうかを確認するために、式(1)に含まれる筋肉モデルの受動弾性成分 F_p を除いた状態で、CPGのパラメータ(式(7)の a_{ji} , b_{ji} , c_i , d , α_{ki} , β_{mi})および筋肉モデルの最大収縮力(式(4)の F_{max})を手動調整した。特に、筆者は、それぞれの4つの脚相における筋活動の協調パターンをおおまかに再現するために、4つの脚相を達成するためのPFニューロンを含むすべてのニューロン同士の結合に焦点を当てた。これにより、各脚を振動させることが出来たが、脚の振動中心が過剰に後方となることや、振動を開始してから脚振動が定常状態へ収束するのに時間がかかりすぎるがあった。

そこで、 F_p をそのパラメータ k_{stiff} と l_{norm1} (式(4))の手動による調整をするとともに適用したところ、図2-3(b)で説明した脚の位置に近い、つまり歩行運動において現実的な振動中心まわりでの振動をさせることができた。さらに、腰関節において、運動が始まってから定常状態へ収束する時間が短くなった。例えば、 F_p なしでは、3.3節で用いた、すべてのパラメータが最適に調整された4脚モデルであっても、宙吊りでの脚振動が、振動中心が後方過ぎており、定常状態への収束時間も長く不適切なものとなった(図3-1(a))。しかしながら、 F_p を適用したモデルでは、その脚振動が適切なものとなった(図3-1(b))。具体的には、図3-1(a)において左脚の腰関節の振動中心角度はおおよそ160degであるが、これはあまりにも後方すぎる。また、脚振動を始めてから定常状態へ収束するまでに約8秒かかっている。これに対して、図3-1(b)脚の振動中心はおおよそ70degであり、これは図2-3(b)に示した腰関節角度の釣り合いの位置のほとんど同じである。そして、腰関節の振動はより短い時間で定常状態へ収束した。

さらに、3.2–3.6 節において、歩行中に強い運動ニューロンの活性化によって各脚が過度に前後に揺れると、 F_p がその過度な振動を抑制し、適切な腰関節の角度で脚振動の前後方向を切り替えることが観察された。

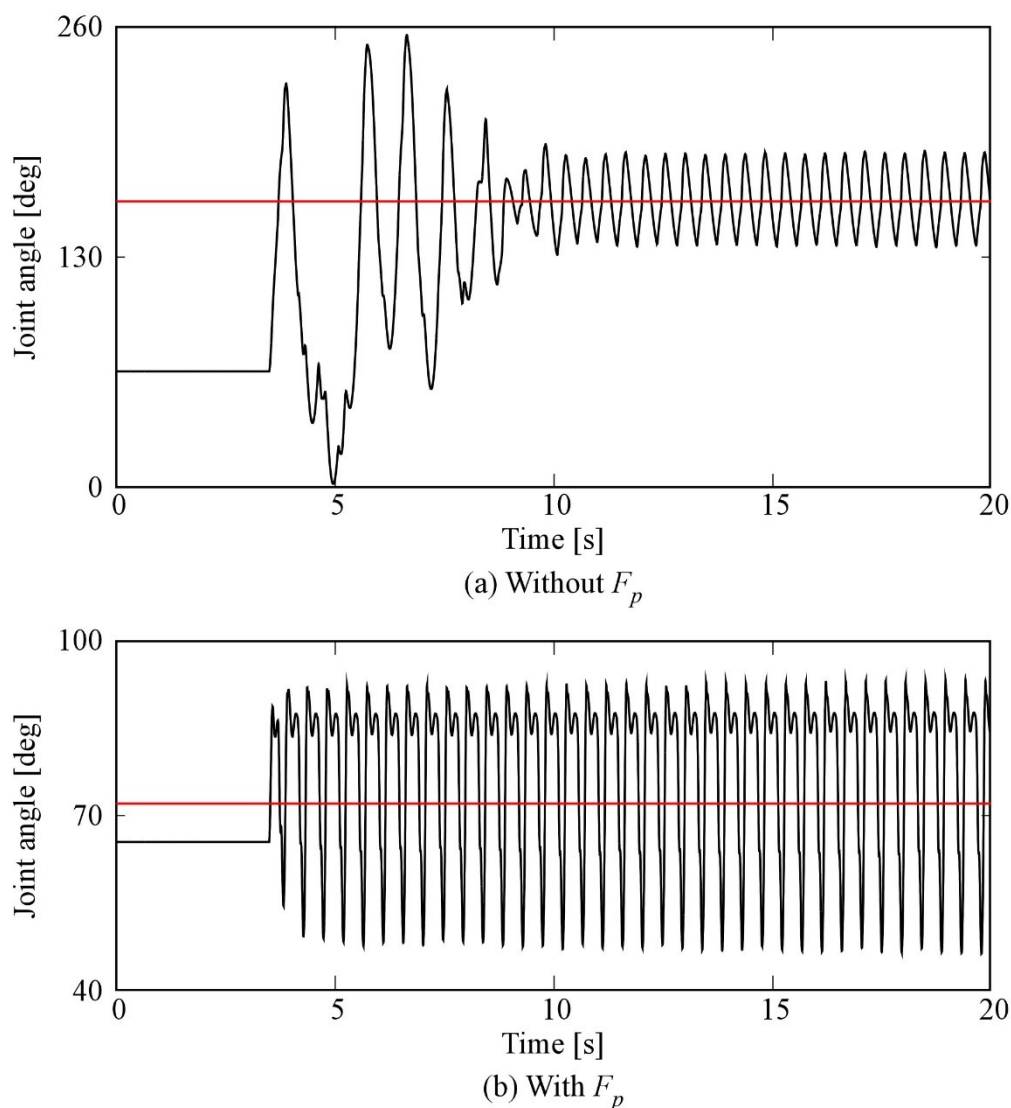


図 3-1 4脚モデルを宙吊り運動させた際の左後腰関節の関節角度のグラフ
 パラメータはセクション 3.3 と同様のものを利用。(a)は F_p なし、(b)は F_p あり
 のときのグラフである。赤線は振動中心を表している。関節角度の原点と回転方向は
 図 2-1 を参照のこと。

この宙吊りでの脚運動は CPG と筋肉モデルの一通りの設計と調整に役立った。特に、

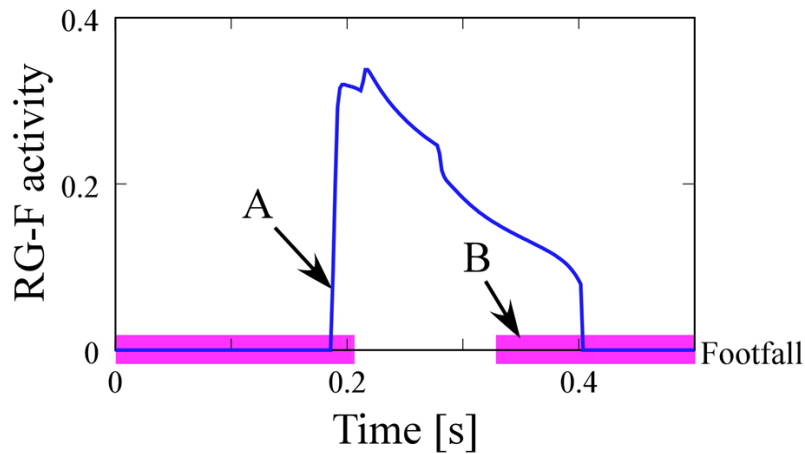
脚運動の4つの脚相それぞれの脚軌道を再現するためのPF層の構築と F_p による脚振動の安定化に役立った。この段階では、4つの脚相による安定したリズムカルな脚の運動を目標としたため、脚振動の振幅や4つの脚相の時間比率、各筋肉モデルの L_{opt} の最適化といった運動の質に関わる点には焦点を当ててなかった。

なお、この宙吊りの脚運動においては、4脚モデルの歩容はtrot (1.2.2節参照)が生成された。これは、隣り合う脚のCPG同士が相互に抑制性結合したCPGネットワーク (2.1.2.2参照)によってもたらされた。

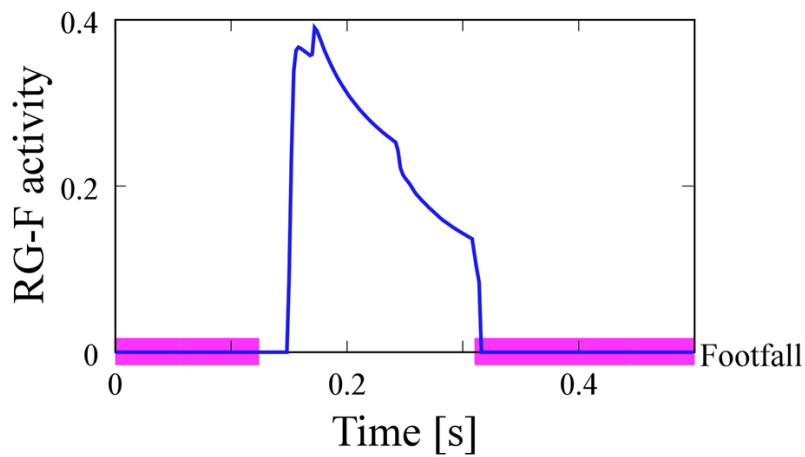
3.2 感覚フィードバックなしでの平地歩行

次に、筆者は3.1節で設計したコントローラを用いて4脚モデルを平地で歩行させた。式(11)と式(13)で表される感覚フィードバックは適用していない。このとき筆者は、4脚モデルを安定的に歩行させるためのパラメータ値を探索するために、2.2節のBLX- α [71]を使った実数値遺伝的アルゴリズム (以降、単にGAと呼ぶ)を用いた。このとき、4脚モデルができるだけ長い時間歩き続けられるように、76個のパラメータ (式(4)の k_{stiff} と式(7)の a_{ji} , α_{ki} および β_{mi})をGAによって調整した。その結果、4脚モデルはtrotで定常的に歩行したが、実際のネコとは全く異なる脚軌道と歩幅だった。例えば、遊脚時に足先を過剰に高く持ち上げる、歩幅が極端に短いといった点である。

そこで、4脚モデルをより長い歩幅で歩行させようと試みたが、数歩進んだところでつまずき転倒した。これは4脚モデルが支持脚期と遊脚期間の遷移タイミングに失敗したためである。具体的には、まず支持脚期から遊脚期 (脚相で言い換えれば、支持脚相から離昇相)への遷移において、図3-2(a)に示すように、足が地面に接地しているにも関わらず、遊脚相を担うRG-Fが活性化し (図示(A))、強制的に支持脚を持ち上げてしまうことが挙げられる。つぎに、遊脚期から支持脚期 (脚相で言い換えると、遊脚相または接地相から支持脚相)へ遷移するとき、遊脚相を担うRG-Fが活性化しているにも関わらず足が地面に接地してしまう (図示(B))ことが挙げられる。さらに、支持脚期において周期ごとに同じ脚軌道を描くことができず、ふらついていった。なお、繰り返しになるが、式(11)および式(13)で表される感覚フィードバックはこのとき適用していない。



(a) Without leg loading feedback



(b) With leg loading feedback

図 3-2 左後脚の RG-F の出力（青線）と足接地情報（グラフ下部の赤太線）

(a) CPG への脚負荷フィードバックなしでの歩行と (b) CPG への脚負荷フィードバックありでの歩行の結果. 矢印 (A) は足が接地しているにもかかわらず RG-F が活性化したことを示しており, 矢印 (B) は RG-F が活性化中であるにもかかわらず足が接地していることを示している.

3.3 感覚フィードバックありでの平地歩行

支持脚期と遊脚期の間での遷移タイミングの問題を解決するために、式(13)で表される脚負荷フィードバック (2.1.3.2 参照) を適用した。この脚負荷フィードバックは RG-F に抑制的に結合している。結果として、図 3-2 (b) に示すように、このフィードバックは足が接地している間 RG-F が活性化するのを妨げる。つまり、負荷のかかっている脚は支持脚期を適切な期間保つ。

さらに、各筋肉モデルの受動弾性成分 F_p を適切に使用することで、支持脚を自律的に安定化し、図 2-3 (b) に示す平衡位置におおよそ留めることが出来た。特に、式(4)の F_p における支持脚相の平衡位置(L_{opt})とステイフネス(k_{stiff})を適切に設定することで、3.2 節で観察された支持脚期のふらつきを解決した。

また、式(11)で表される Ia フィードバック (2.1.3.1 参照) を追加したところ、胴体の揺動はいつそう安定した。最終的に筆者は、運動ニューロンの活動と脚軌道を実際のネコのものにより一致させるために、4 脚モデルのパラメータ (式(7)の d , a_{ji} , α_{ki} , および β_{mi} , 式(4)の k_{stiff} , 式(13)の k_{load}) を手動で調整した。その結果、4 脚モデルを平地で安定して歩行させることに成功した。このときのシミュレーションの様子は添付の動画参照のこと。なお、添付の動画では、本節の平地での安定した歩行の他に、このあとの 3.5 節での登坂や摂動への適応や、3.6 節での不整地歩行の様子も見る事ができる。3.3.1–3.3.3 項の図 3-3 から図 3-6 に一定の速度 0.62 m/s で歩行させたときの運動の状態を示す。それぞれの図の概要を説明する。図 3-3 は歩行中の左腰関節の相平面軌跡である。図 3-4 では、RG と PF のニューロンと運動ニューロン出力を示し、また、4 脚モデルの運動ニューロン出力と実際のネコの EMG との比較を行なった。図 3-5 (a), (b) は 1 周期の左前脚と左後脚のそれぞれの関節の角度を表し、実際のネコの関節角度との比較している。図 3-6 は各脚の負荷を示している。図 3-7 は、ロール軸まわりとピッチ軸まわりの胴体傾斜を表しており、(a) は低速歩行時の胴体傾斜、(b) は中速歩行時の胴体傾斜である。

図 3-3 は歩行中の左腰関節の相平面軌跡である。このグラフでは、周期ごとに脚軌道が同じ軌道をたどることから、4 脚モデルがしっかりと安定して平地を歩行していることを示している。3.5 節と 3.6 節における歩行の適応性に関するシミュレーションの結果でも同様に相平面軌跡を描き、外乱を受けた直後の軌跡の乱れとその後安定に向かう

軌跡を比較している。

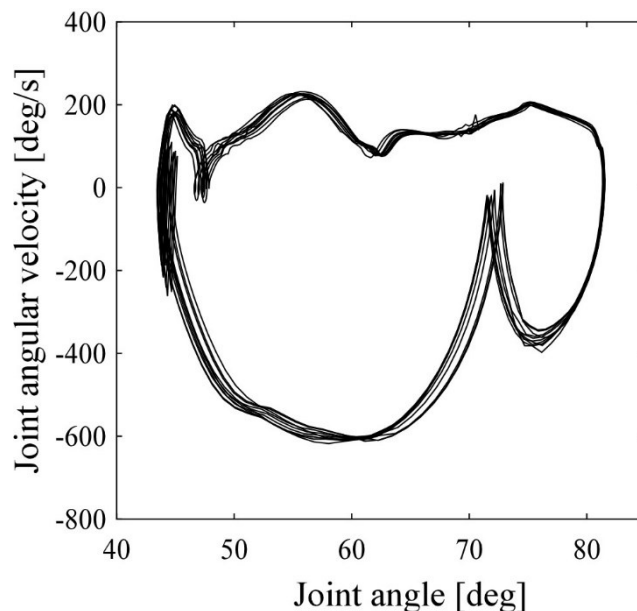


図 3-3 4脚モデルが平地を安定して歩いているときの左腰関節の相平面軌跡
横軸は関節角度，縦軸は関節角速度である．関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を
参照のこと．

3.3.1 ニューロン出力の評価

図 3-4 の (a) は左前脚，(b) は左後脚の RG と PF のニューロンと運動ニューロン出力を表しており，また 4 脚モデルの運動ニューロン出力と実際のネコの EMG との比較を行なっている．実際のネコの EMG データはそれぞれのグラフの右側に表示している．図 3-4 (a) と (b) では，前脚と後脚の両方の PF_{sw} ， PF_{td} ， PF_{st} ，および PF_{lo} のニューロンは，遊脚相，接地相，支持脚相，および離昇相それぞれで適切に活性化していることがわかる．この PF ニューロンの活性化に従って，6 つの筋肉モデルに対応する運動ニューロンは各脚相で協調的に活性化した．特に屈筋，伸筋，および 2 関節筋の筋肉モデルが各脚相で同時に活性化される期間がある．例えば左前脚で説明をすると，遊脚相から支持脚相へ移る間の脚相である接地相では，肩甲骨関節と肘関節の屈筋が活性化しているとき（図 3-4 の A），つまり肩甲骨の伸筋が活性化し始める前（図 3-4 の B）に，

肩関節の伸筋と肩一肘の2関節筋が強く活性化された(図3-4のC)。各脚の屈筋、伸筋、2関節筋を同時に活性化することで、4脚モデルは脚を伸展する際に足をより前方へ接地させる動作が可能となった。この図3-4のCに示す接地相の協調的な筋肉の活動がない場合、すべての関節が同時に伸展することになり、足先の着地点は肩甲骨関節の真下となるため歩幅が非常に小さくなる。同様に、支持脚相から遊脚相へ移る間の脚相である離昇相では、肩甲骨関節伸筋が活性化されている間(図3-4のD)、つまり肩甲骨屈筋が活性化し始める前(図3-4のE)、肩甲骨および肩一肘の2関節筋が強く活性化された(図3-4のF)。これにより、離昇相でまず脚を肩甲骨関節により後方へ振りながら、他2つの関節では屈曲し、次の脚相である遊脚相で脚を屈曲したまま前方に振り出すため、脚を前方へ振るときに足の先端が地面に接触することがなくなった。同様の傾向は後脚でも見ることができた(図3-4(b))。ここで、図3-4の(a)および(b)では、左のグラフにおいて破線の長方形で囲まれた領域は4脚モデルの1周期の期間における運動ニューロンの活動を示し、同じ1周期の期間における実際のネコの対応する筋肉の活動度(EMG)を右に示している。4脚モデルで使用しているすべての筋肉モデルに対応する実際のネコの筋肉データがひとまとめになった生物学の文献を見つけることが出来なかったため、前脚(a)と後脚(b)のネコのデータは異なるフォーマットとなっている。生物学の文献における実際のネコのデータにはある程度の偏差があり、これは特に測定誤差と個体差によるものである。そのため、4脚モデルと実際のネコのEMGのデータは活性化と不活性化のタイミングのみを比較している。図3-4では、4脚モデルの各筋肉モデルと実際のネコの各筋肉が1周期の期間において活性化と不活性化をするタイミングに類似性が見られる。実際のネコの筋肉をすべて反映させていないにも関わらず、4脚モデルとネコのデータは各脚において、活性化と不活性化のタイミングの特徴が似ている。

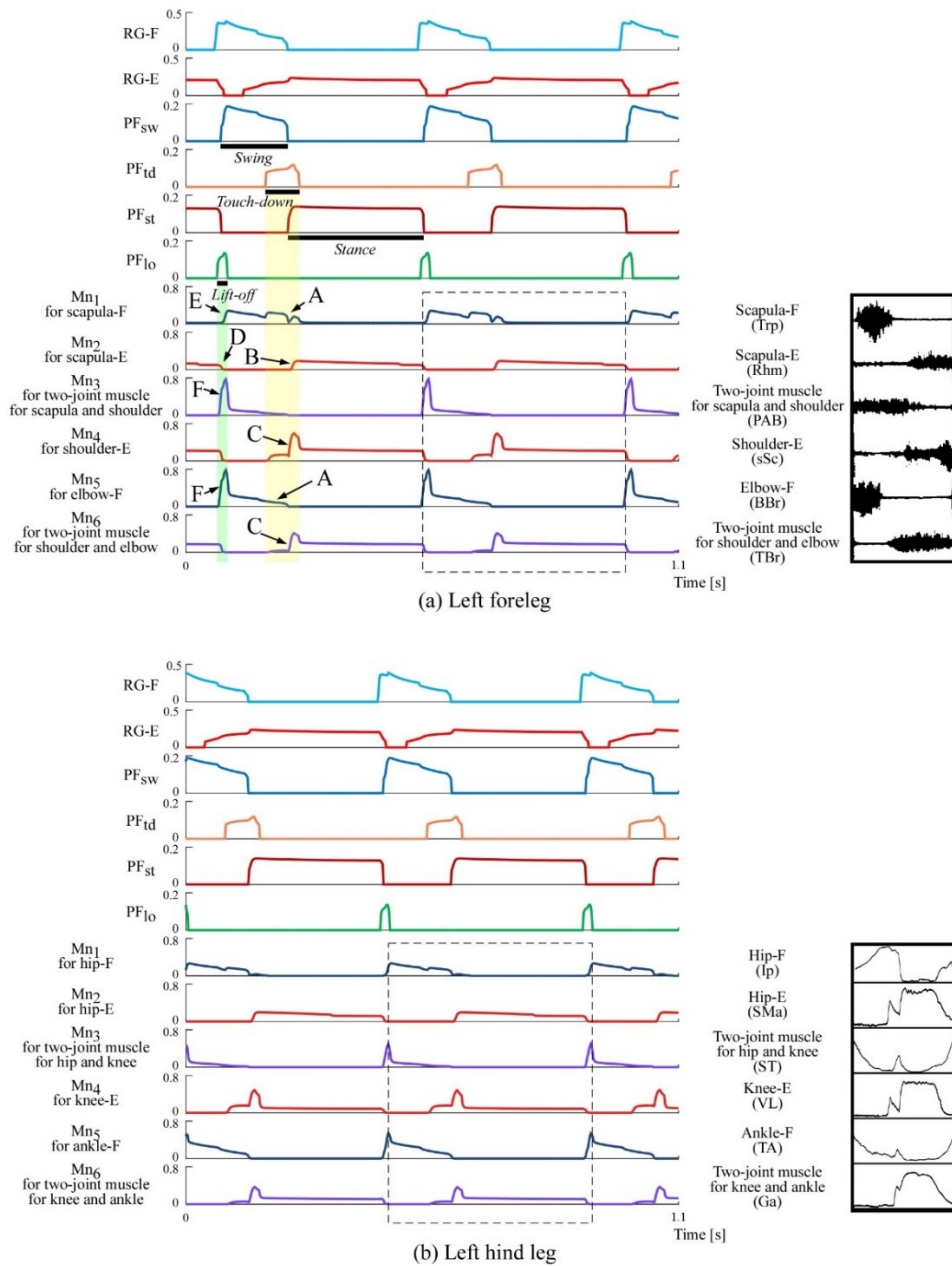
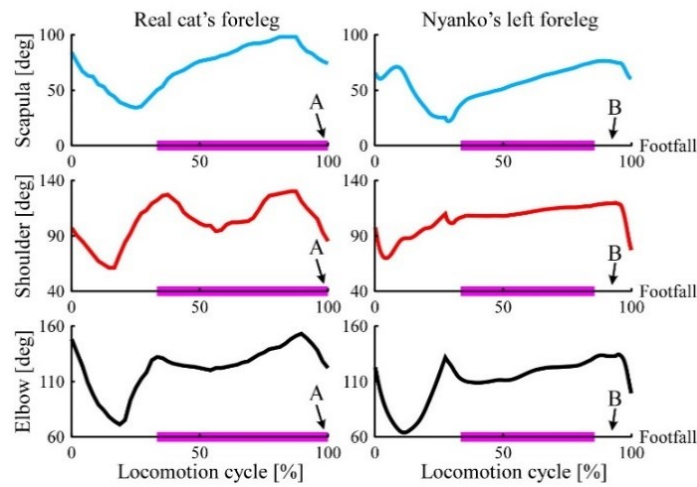


図 3-4 4脚モデルが平地を安定して歩いているときの各 RG ニューロン、PF ニューロン、および運動ニューロン (Mn) の出力

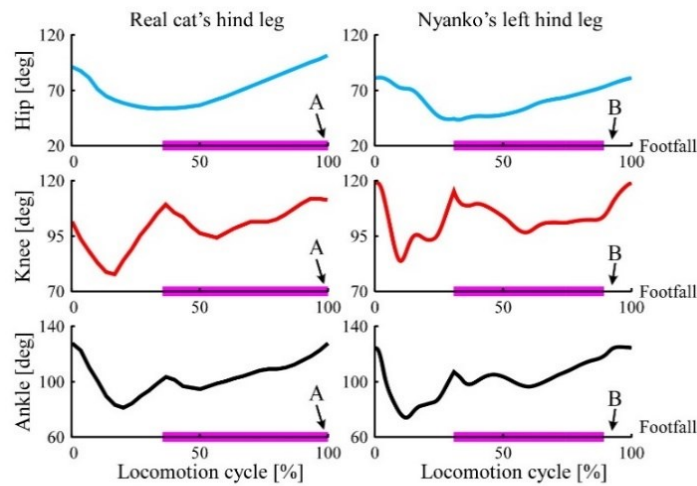
グラフ (a) が左前脚、グラフ (b) が左後脚を表す。破線で囲まれた Mn 信号の領域は歩行の 1 周期分を表している。図の右にはそれぞれの Mn に対応する実際のネコの筋肉の EMG を示す。実際のネコの筋肉の EMG は歩行の 1 周期分である。グラフ (a) と (b) における実際のネコのデータはそれぞれ Cabelguen ら [34] と Goslow ら [35] のものである。

3.3.2 脚軌道の評価

図 3-5 (a) と (b) ではそれぞれ左前脚と左後脚の脚軌道を示している。それぞれの図で、左が実際のネコ、右が 4 脚モデルの関節角度を表しており、上から順に図 3-5 (a) は肩甲骨関節、肩関節、肘関節を表し、図 3-5 (b) は腰関節、膝関節、足首関節を表している。4 脚モデルの関節については図 2-1 を参照のこと。4 脚モデルの脚軌道は実際のネコの脚軌道と非常によく似ており、4 脚モデルと実際のネコのデータの差はわずかである。4 脚モデルと実際のネコの移動速度はほぼ同じだったが、周期は 4 脚モデルが 0.46 s で実際のネコが 0.64 s となっており、4 脚モデルのほうが短かった。言い換えれば、4 脚モデルは実際のネコと同じ速度を出すためにより短い周期で歩行しており、4 脚モデルは実際のネコの短い周期に対して速度を失っているということである。筆者はこの理由として、実際のネコよりも 4 脚モデルの持つ関節の数が少ないことを挙げる。具体的には、4 脚モデルは実際のネコが持つ手首関節、つま先の関節、骨盤の関節を持っておらず、また背骨は剛体であるため曲がらず、さらに肩甲骨関節も回転運動のみで平行移動することが出来ない。実際のネコは図 3-5 の (A) で指し示すように 1 周期の終わりまで足が地面に接し続けている。しかし、4 脚モデルは、関節の数が少なく、特に手首と足先のセグメントを持たないため、図 3-5 の (B) で指し示すように早いタイミングで足が地面から離れ、その結果 4 脚モデルは推進力をわずかに失ったと考えている。



(a) Foreleg joint angle



(b) Hind leg joint angle

図 3-5 4 脚モデルおよび実際のネコが平地を安定して歩行しているときの 1 周期の関節角度データとその比較

それぞれグラフは、縦軸が関節角度を表し、横軸では脚運動 1 周期の時間を 100%としたときの 1 周期中の経過時間を表している。(a) は 4 脚モデルの左前脚の関節角度および実際のネコの前脚の関節角度 (Meché[36]) を表しており、(b) は 4 脚モデルの左後脚の関節角度および実際のネコの後脚の関節角度 (Rasmussen ら[37]) を表している。(a)、(b) において歩行速度はどれもほとんど同じである。関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと。各グラフ下部の太線は足接地を表している。図中の矢印 (A) と (B) は実際の猫と 4 脚モデルの脚接地時間に差があることを指している。

3.3.3 脚負荷と歩容生成

図 3-6 は、歩行中に 4 脚の足裏から得られた脚負荷を示しているが、ここでは特に 4 脚間の位相差に着目する。3.1 節と 3.2 節における脚負荷フィードバックなしの 4 脚モデルでは、CPG 間の神経結合による CPG ネットワークによって、対角 2 脚のペアが同位相で運動し、対になるペアとは逆位相で運動する、trot 歩容 (1.2.2 節参照) が生成された。本研究でのシミュレーションでは、脚負荷フィードバック (2.1.3.2 参照) により、対角の 2 脚の間で地面から足が持ち上がるタイミングに差が生じた。この生じたタイミングの差は、対角の 2 脚の間に位相差を生じさせ、図 3-6 に示すように、あらかじめプログラムしていない歩容、walk (1.2.2 節参照) を自律的に生成した。具体的に表現すると、第 1 対角脚ペアの左前脚と右後脚では左前脚 (A) が右後脚 (B) よりも早く離昇し、第 2 対角脚ペアの右前脚と左後脚では右前脚 (C) が左後脚 (D) よりも早く離昇した。これは低速歩行においては支持脚の期間が長くなり、trot による速い速度での歩行のときよりも、胴体が大きく横方向に揺動したためである (図 3-7)。これにより、図 3-6 に示すように、4 つの脚が左前 (A)、右後 (B)、右前 (C)、左後 (D) の順番で振られる歩容 lateral sequence walk になった。この自律的な歩容生成は筆者らの以前の研究[12]の矢状面に拘束されたシンプルな 4 脚モデルでも見られた。本研究では 3 次元歩行であり、脚負荷フィードバックによって引き起こされる walk の自律的な歩容生成は、長い歩幅と周期で生じる胴体の揺動に脚のリズムを同調させることで、3 次元での歩行を結果的に安定化させたと考えている。

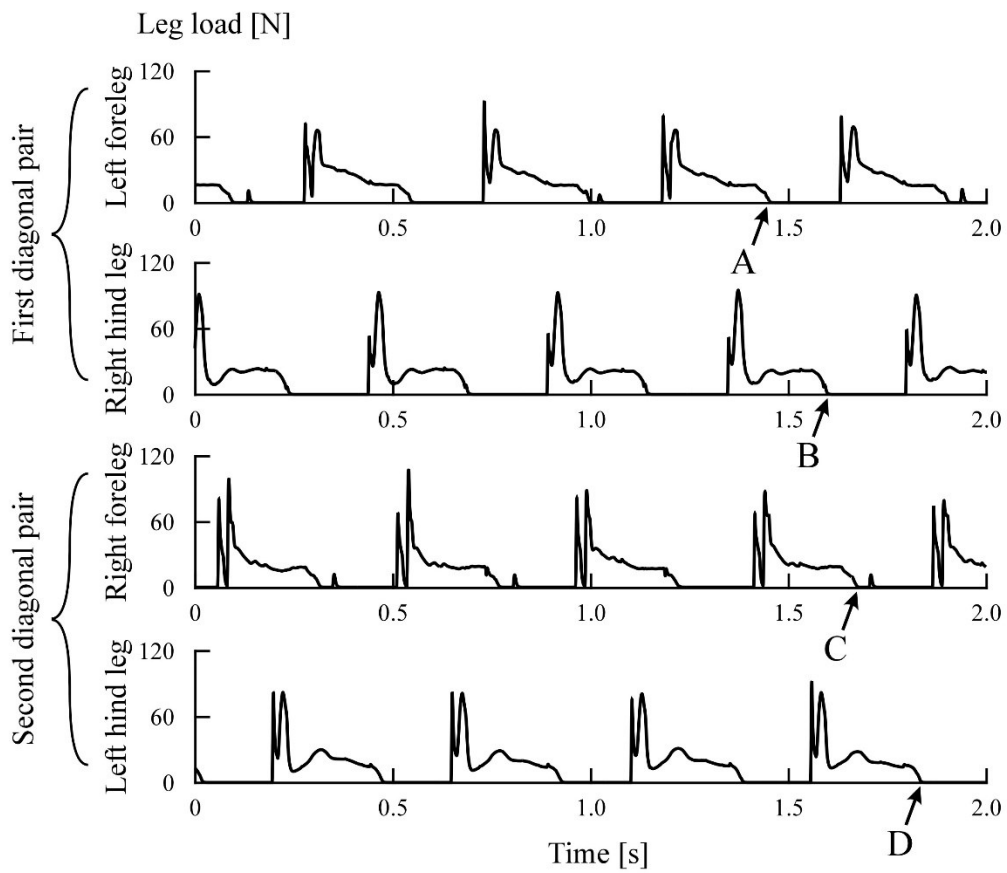


図 3-6 4脚モデルが平地を安定して歩いているときの各脚の脚負荷

4つの脚は左前脚 (A), 右後脚 (B), 右前脚 (C), 左後脚 (D) の順で運動しており, これは walk である.

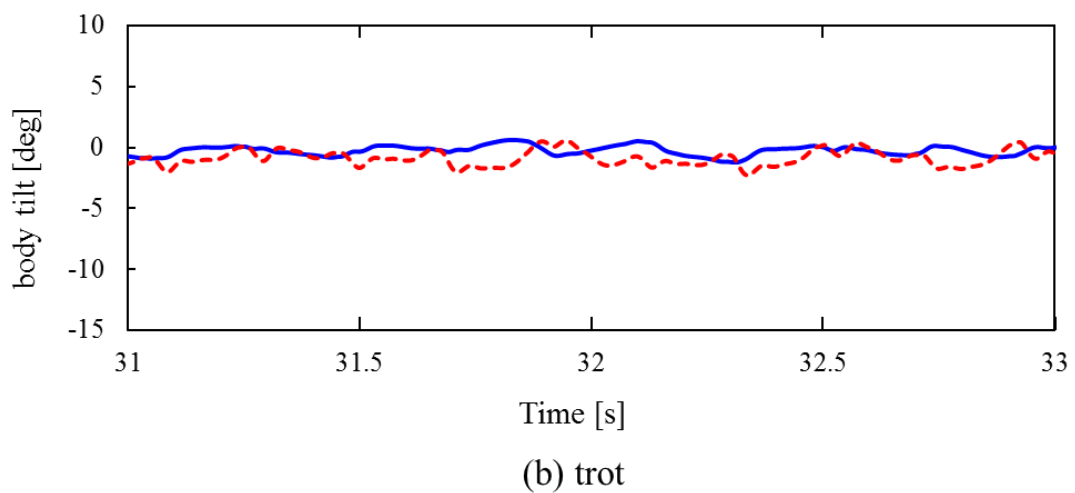
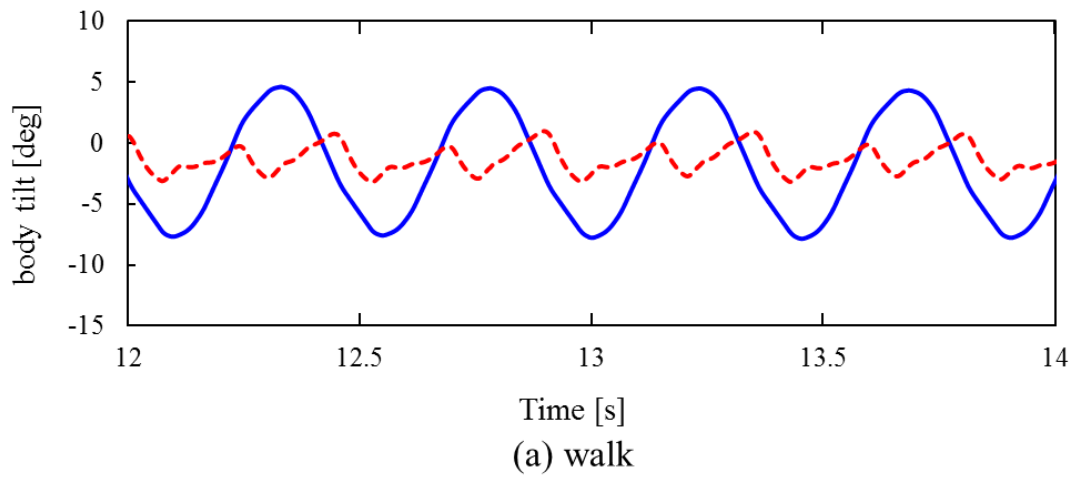


図 3-7 4脚モデルが平地を安定して歩いているときの胴体傾斜

グラフ (a) と (b) はそれぞれ、低速で歩行しており歩容が walk のときと中速で歩行しており歩容が trot のときの胴体傾斜である。青実線はロール軸まわりの胴体傾斜を表し、正が右方向である。赤実線はピッチ軸まわりの胴体傾斜を表し、正が後ろ方向である。縦軸は胴体傾斜、横軸は時間である。なお (b) の trot は 0.62 m/s より速い速度で歩行している。

表 3-1, 表 3-2, および表 2-6 は, 安定な歩行を達成するために, 最適に調整したパラメータを表している. この節でのシミュレーションでは, 式(1)の λ を 1.0 で歩行させた.

表 3-1 各筋肉モデルの受動弾性成分 L_{opt} (式(4)) の値

Muscle model	L_{opt}
Foreleg	
Scapula flexor	43.0
Scapula extensor	55.0
Two-joint muscle for the scapula and shoulder joints	41.0
Shoulder extensor	54.0
Elbow flexor	98.0
Two-joint muscle for the shoulder and elbow joints	69.5
Hind leg	
Hip flexor	75.0
Hip extensor	52.0
Two-joint muscle for the hip and knee joints	92.0
Knee extensor	62.0
Ankle flexor	60.0
Two-joint muscle for the knee and ankle joints	80.0

表 3-2 4脚モデルが 0.62 m/s で平地を安定歩行しているときの各筋肉モデルの筋スティフネス k_{stiff} (式(4)) の値

Muscle model	k_{stiff} when RG-F is exited	k_{stiff} when RG-E is exited
Foreleg		
Scapula flexor	13.8	22.8
Scapula extensor	2.76	2.52
Two-joint muscle for the scapula and shoulder joints	0.92	0.92
Shoulder extensor	1.15	0.46
Elbow flexor	11.5	2.13
Two-joint muscle for the shoulder and elbow joints	1.91	1.80
Hind leg		
Hip flexor	11.7	6.91
Hip extensor	12.1	0.92
Two-joint muscle for the hip and knee joints	1.42	1.29
Knee extensor	9.75	5.68
Ankle flexor	7.16	2.25
Two-joint muscle for the knee and ankle joints	2.12	1.88

3.4 様々な速度での平地歩行

3.3 節では一定の速度で歩行させている間は CPG への下降性信号（式 (7)の d ）を一定にしていた。しかし、この下降性信号を変更することで動物が速度を変更することができることが知られている [1]。そこで筆者は、4 脚モデルが、下降性信号の強度 d を変更するだけ、または他のパラメータとともに変更することで、どのような速度まで安定して歩行することが可能であるかをテストした。

図 3-8 に両者の結果を示す。まず、図 3-8 (a) では、下降性信号の強度 d を 3.3 節で用いていた値 2.05 周辺で毎秒 0.083 増加するように変更した（図中の破線）。この結果は、図 3-8 (a) の実線に示すように、4 脚モデルは 0.55 から 0.72 m/s の速度で歩行することが出来た。なお、4 脚モデルが図 3-8 (a) で示すより広い範囲での下降性信号の変動に適応することが出来なかったため、安定して歩行可能な下降性信号の強度 d に収めるために、下降性信号はグラフのはじめと終わりで一定である。

次に、筆者は経験に基づいて、いくつかの筋出力に関わるパラメータ（式(10) $f(V)$ の出力レベルを調整するためのパラメータとして式(1)の λ 、筋スティフネスの調整のために式(4)の k_{stiff} ）を毎秒 0.083 で増加する下降性信号の強度 d と同じ勾配で変えた。このときの下降性信号の強度 d の変化は図 3-8 (b) の破線で表される。一般的な CPG は d に相当するパラメータを増加させることで、周期が短くなるとともに振幅が大きくなるが、本研究の CPG は周期が短くなるとともに振幅が小さくなる傾向があり、これは Rybak らのモデル[51, 72]でも同様である。そのため筆者は、CPG の周期が短くなるとともに小さくなる運動ニューロンの出力を補うために λ を上昇させた。この結果、4 脚モデルは、図 3-8 (b) の実線で示すように、0.34 から 0.79m/s という、より広い速度域で安定して歩行することが出来た。

4 脚モデルが 0.34 から 0.79m/s の速度で歩いているとき、フルード数は約 0.06 から 0.3 であった。ここで、フルード数とは異なるサイズの動物において、歩行運動の一般化と比較を行うための無次元量である。フルード数 Fr は、 $Fr = v^2/(gl)$ で計算され、 l は脚の長さ（4 脚モデルは $l=0.2$ ）、 g は重力加速度、そして v は移動速度である。動物の walk から trot への歩容遷移は Fr が 0.3 から 0.5 のときに生じると生物学の文献[73]で述べられている。したがって、本研究の 4 脚モデルは動物が一般的に歩行する速度域をほとんど包含することが出来ている。より多くの種類のパラメータをより注意深く調整す

れば、4脚モデルはより広い範囲の速度で歩行・走行することができると期待しており、このとき異なる歩容で歩行または走行すると考えられる。

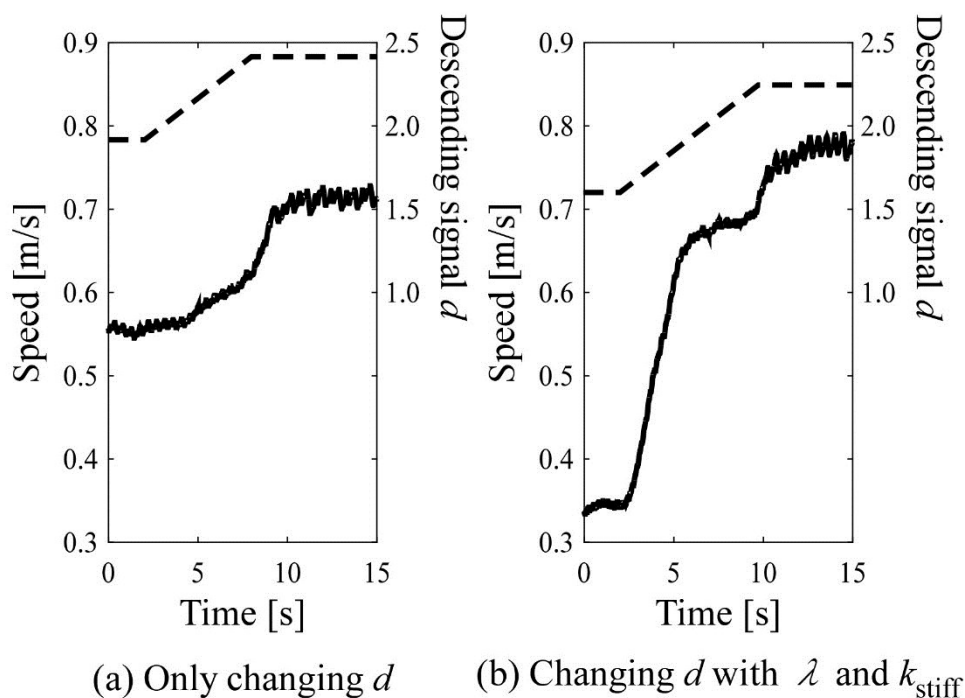


図 3-8 4脚モデルが安定して歩行出来た速度

グラフ (a) は CPG への下降性信号 (式(7)の d) のみを変更して歩行させたときのグラフで、グラフ (b) は下降性信号に加えて筋肉モデルの出力およびスティフネスを決定するパラメータ (式(1)の λ , 式(4)の k_{stiff}) を変更して歩行させたときのグラフである。破線は下降性信号 d の変化を表し、実線は歩行速度を表している。左の縦軸が歩行速度、右の縦軸が下降性信号 d 、横軸が時間を示している。

3.5 筋肉モデルの受動弾性成分の歩行における効果の検証

3.3 節では、各筋肉モデルの受動弾性成分 F_p （式(4)）が支持脚の自己安定化に重要な役割を果たすことがわかったため、 F_p の歩行運動に対する効果を確認するために、それぞれ弱い F_p と強い F_p に設定した2つの4脚モデルを用意し、比較のシミュレーションを行うことにした。具体的には、強い F_p に設定した4脚モデルは3.3節のモデルであり、弱い F_p に設定した4脚モデルは強い F_p に設定したモデルに対して肩甲骨関節と腰関節の伸筋の k_{stiff} （式(4)）が1/20である。この2つのモデルを用いてそれぞれが歩行可能な上り坂の角度と摂動の大きさの限界を調査した。なお、それぞれのシミュレーションにおいて、肩甲骨関節と腰関節の伸筋の F_p の k_{stiff} を除いたすべてのパラメータは3.3節と同じであり、歩行中のパラメータはすべて不変である。

3.5.1 登坂

4脚モデルが登坂する上り坂は手前から徐々に斜度が大きくなるようにした（図 3-9）。上り坂の歩行シミュレーションでは、 F_p が弱い4脚モデルは最大1 degの坂しか歩くことが出来なかった。一方、 F_p の強い4脚モデルは最大9 degの坂まで安定して歩行することが出来た。勾配で表せば9 degの坂は15.8%である。添付の動画では、9 degの坂を登ったあと、10 degの坂は登ることができなかつた様子を見ることができる。

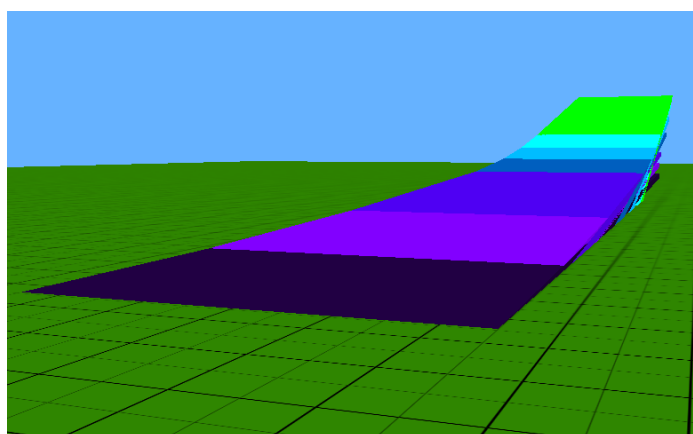


図 3-9 坂の全貌

坂は色ごとに角度が変わり、手前から1 deg, 2 deg, 3 deg, 5 deg, 7 deg, 9 deg, 10 degである。

図 3-10に4脚モデルが9 degの坂を登っているときのシミュレーション画像を示す。また、 F_p の強い4脚モデルが9 degの坂を歩行しているときの左腰関節の相平面軌跡(図 3-11)より、脚軌道が同じ軌跡をたどることから、安定した歩行をしていることがわかる。 F_p が強い4脚モデルは、重力によって身体が後方に倒れると、肩甲骨関節と腰関節の伸筋の F_p による弾性力が受動的かつ機械的に支持脚を平衡の位置に戻した。先述の通りすべてのパラメータは平地を歩行しているときと同じだったが、上り坂を歩行している間は、歩行周期がやや長くなっており、歩容はtrotであった。trotが観察されたのは、上り坂を歩行中の胴体の揺動が少ないため、それぞれの対角の脚のペアにおける2脚の間で脚にかかる負荷の差がほとんどなくなり、結果として対角の脚が同位相になったからである。このような、脚負荷フィードバックの影響によって歩行時の身体の状態に応じて4脚モデルが自律的に歩容を変化させることは、本研究の4脚モデルの主な特徴である。

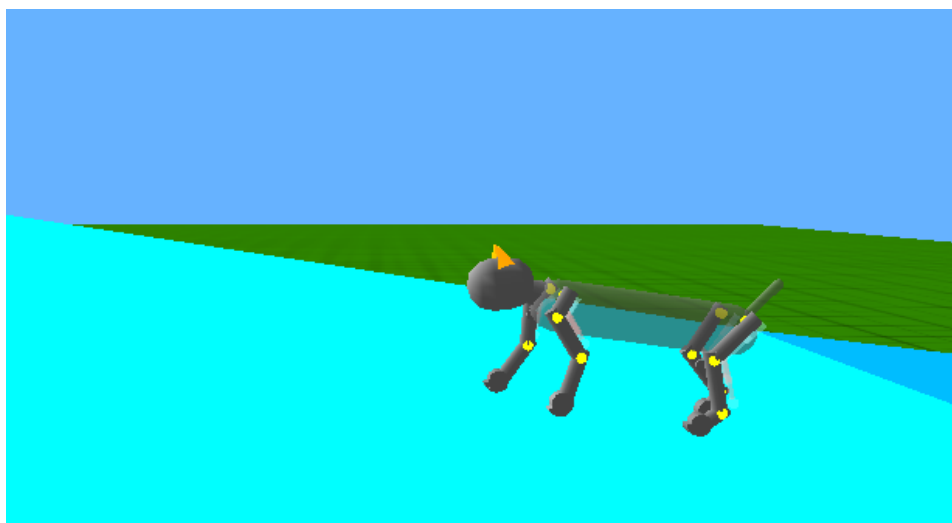


図 3-10 9 degの坂を登る4脚モデル(強い F_p)

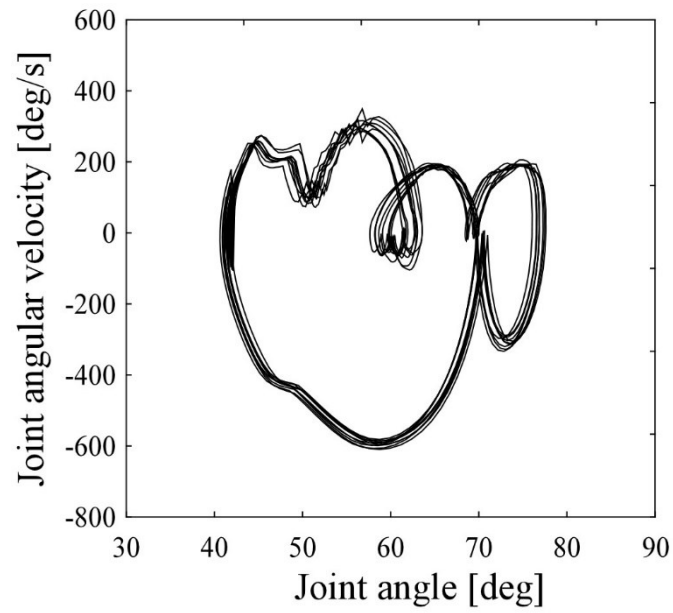


図 3-11 9 deg の坂を登っているときの左腰関節の相平面軌跡

横軸は関節角度, 縦軸は関節角速度である. 関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと.

3.5.2 振動への適応

振動に対する適応性のテストでは、振動の要因となるおもりを身体の前面または右側面に衝突させたときに4脚モデルが安定した歩行を継続できるかを観察した。具体的には、0.5 mの質量のない紐で吊り下げられたおもりを振り子にし、紐が水平である状態から自由落下させ、4脚モデルにおもりを衝突させた。図 3-12 に前方からおもりを衝突させる場合のシミュレーション画像を示す。また、 F_p が強い4脚モデルの前方から2.0 kgのおもりを衝突させた場合と、側方から1.0 kgのおもりを衝突させた場合の様子を添付の動画で見ることができる。

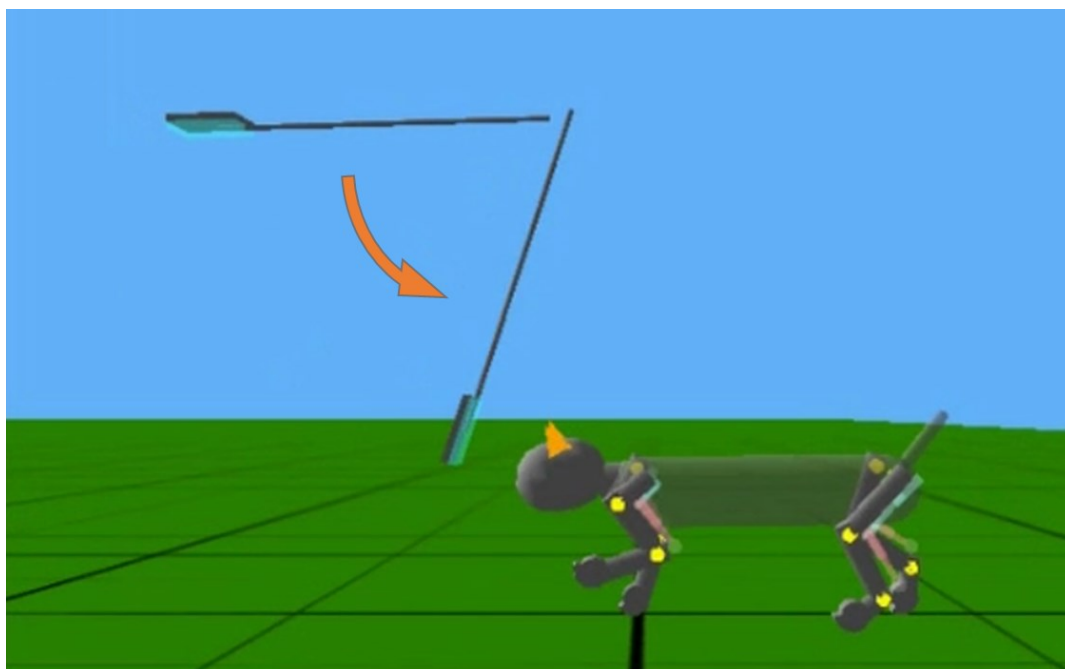


図 3-12 前方からおもりを衝突させる

黒の紐と水色の四角で表した振り子を地面に水平にした状態から自由落下させる。

F_p が弱い4脚モデルは、前面に0.5 kgのおもりを衝突させたとき、または側面に0.3 kgのおもりを衝突させたとき、歩行を継続できず転倒した。これに対し、 F_p が強い4脚モデルは、前面の場合は2.0 kgのおもりの衝突に耐え、側面の場合には1.0 kgのおもりを衝突に耐えて歩行を継続することが出来た。 F_p が強い4脚モデルの前方におもり2.0 kgを衝突させたときの左腰関節の相平面軌跡を図3-13に示す。衝突直後の0から5 sでは軌道に大きな乱れが見られるが、衝突後5から10 sで徐々に軌道の乱れが収まり、衝突後10 s以降はほぼ同じ軌道を描いた。この図から、おもり衝突のあと、脚軌道が次第に同じ軌跡たどるようになることから、安定した歩行に戻ることがわかる。

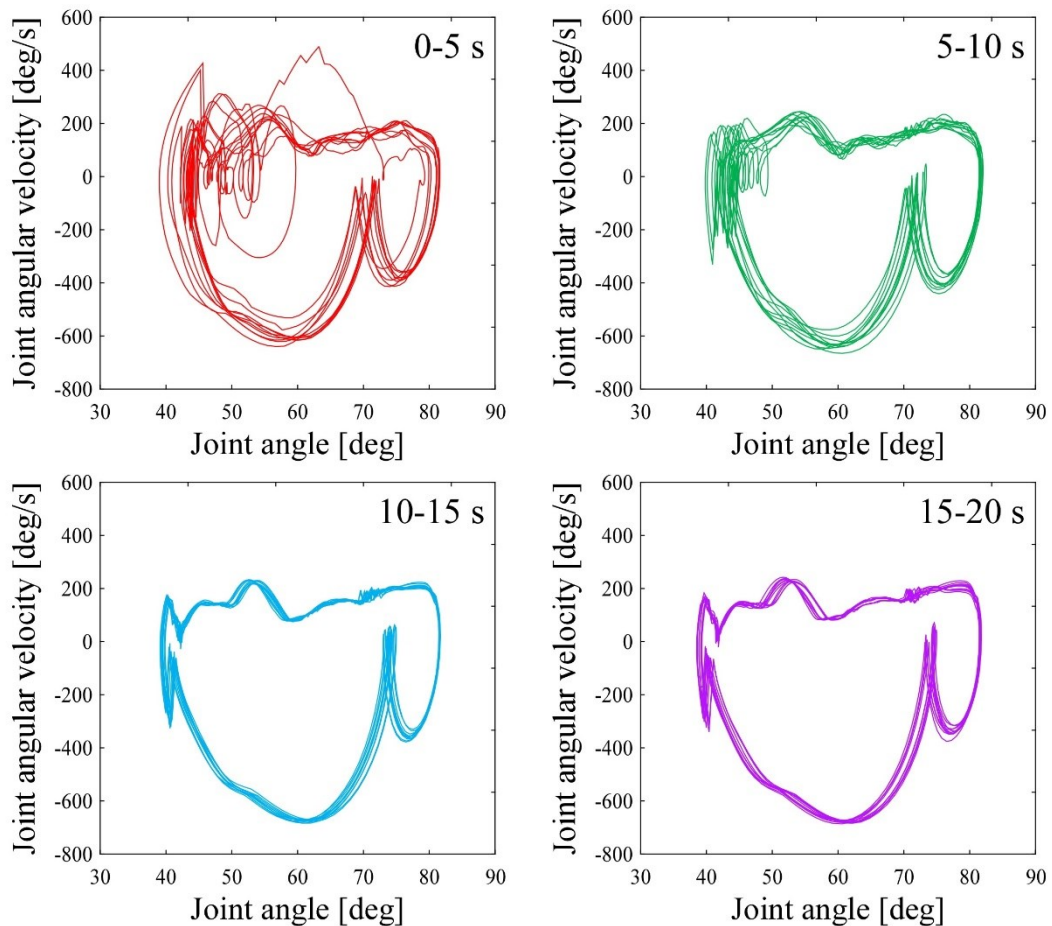


図 3-13 おもり 2.0 kg を前方から衝突させたときの左腰関節の相平面軌跡
衝突させた瞬間を 0 s とし、赤が 0 から 5 s、緑が 5 から 10 s、10 から 15 s、15 から 20 s の相平面軌跡を表している。横軸は関節角度、縦軸は関節角速度である。関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと。

F_p が強い4脚モデルの右側方におもり1.0 kgを衝突させた際の左腰関節の相平面軌跡を図3-14に示す。衝突直後の0から5 sでは軌道に大きな乱れが見られるが、衝突後5から15 sで徐々に軌道の乱れが収まり、衝突後10 s以降はほぼ同じ軌道を描いた。このことから、前方におもりを衝突させたときと同様に、おもり衝突のあと、脚軌道が次第に同じ軌跡たどるようになることから、安定した歩行に戻る事がわかる。

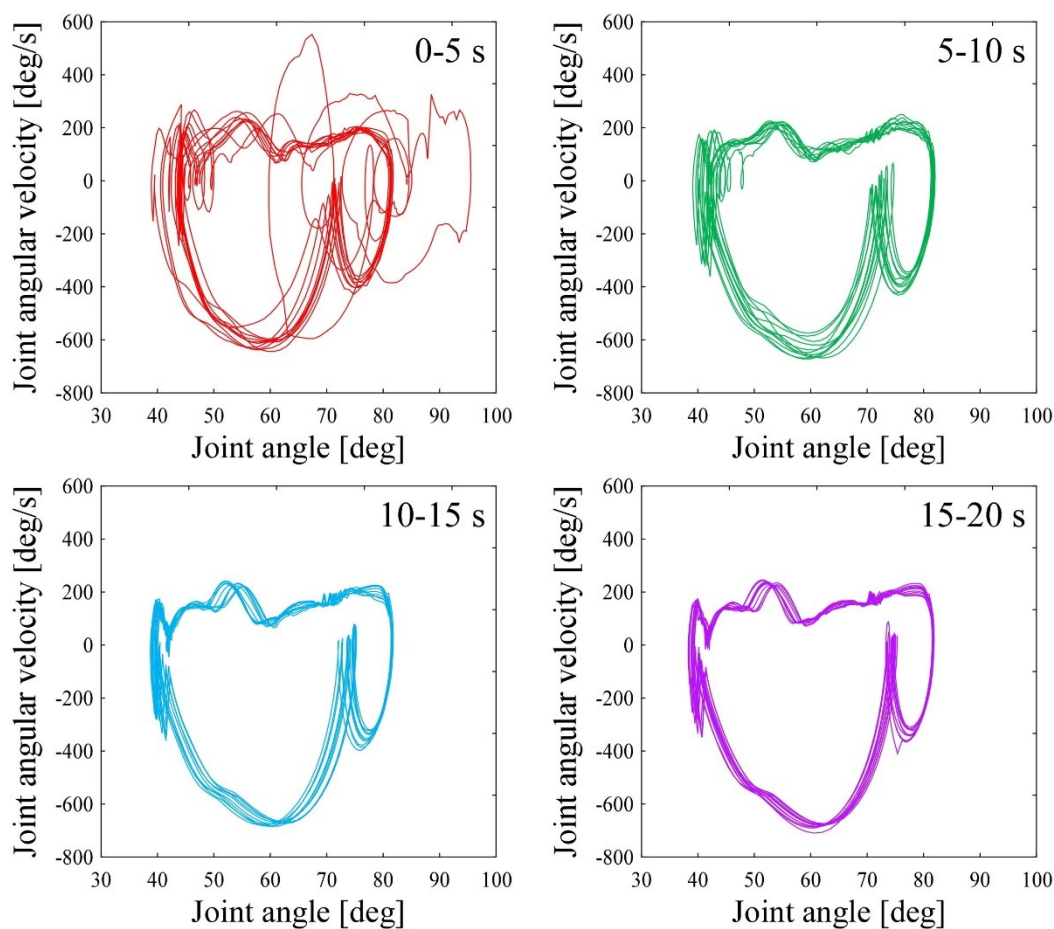


図 3-14 おもり 1.0 kg を側方から衝突させたときの左腰関節の相平面軌跡
 衝突させた瞬間を 0 s とし、赤が 0 から 5 s、緑が 5 から 10 s、10 から 15 s、15 から 20 s の相平面軌跡を表している。横軸は関節角度、縦軸は関節角速度である。関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと。

これらの結果から、 F_p は支持脚を平衡位置（図 2-3 (b)）付近で自律的に安定させることで、安定した歩行運動に貢献したと考えられる。

3.6 不整地での歩行

ここでは、不整地に対する適応性を検証するため、2つのシミュレーションを行なった。1つ目は段差の乗り越えで、2つ目は片側の足のみ段差に乗り上げての歩行のシミュレーションである。いずれにおいても、歩行中すべての使用パラメータは3.3節と同じであり、また歩行中は不変である。それぞれのシミュレーションの様子は添付の動画で見ることができる。

3.6.1 段差の乗り越え

まず、4脚モデルに高さ 30 mm、幅 500 mm、奥行き 600mm の段差を乗り越えさせるシミュレーションを行なった。図 3-15 に 4 脚モデルが段差を乗り越えているときのシミュレーション画像を示す。図 3-16 は、4 脚モデルが段差を乗り越えたときの左腰関節の相平面軌跡である。最初の前脚が段差に接地した瞬間を 0 s とすると、4 脚モデルが段差を乗り越え終わるまでに約 2 s かかった。4 脚モデルは段差を通過した後、5-10 s で多少揺れたが、10-15 s の軌跡に示すように、脚軌道が同じ軌道をたどることから、徐々に安定したことがわかる。35 mm 以上の高さの段差は、4 脚モデルのつま先が引っかけたり躓いてしまうため踏破することが出来なかった。

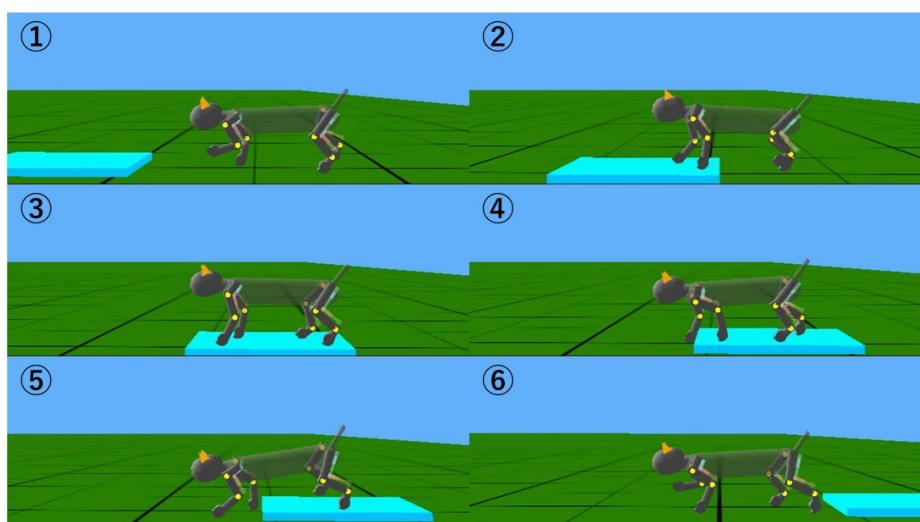


図 3-15 段差乗り越え

段差は高さ 30 mm、幅 500 mm、奥行き 600 mm である。①から⑥の順に時間が経過する。

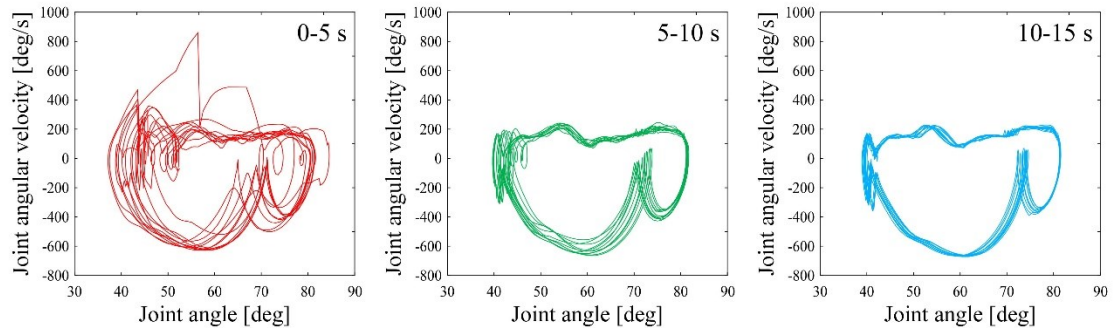


図 3-16 4脚モデルが段差を乗り越えたときの左後脚の相平面軌跡

段差は、高さ 30 mm、幅 500 mm、奥行き 600 mm である。横軸は関節角度を表し、縦軸は関節角速度を表している。関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと。段差に乗り上げた時点を 0 s とし、赤、緑、青のグラフはそれぞれ 0–5 s、5–10 s、そして 10–15 s の期間の軌跡を表している。段差を乗り越えている間（赤）は軌跡が乱れているが、段差乗り越え後（緑）すぐに安定した軌跡に戻り、最終的には安定した軌跡を描いた（青）。横軸は関節角度、縦軸は関節角速度である。関節角度の原点と回転方向は図 2-1 を参照のこと。

3.6.2 左側の脚のみ段差に乗り上げての歩行

次に、10 mm の高さの段差に左側の脚のみが乗り上げた状態で歩行させるシミュレーションを行なった。図 3-17 に 4 脚モデルが段差に左側の脚のみが乗り上げた状態で歩行しているときのシミュレーション画像を示す。図 3-18 (A) は 4 脚モデルがはじめに 3 秒間平地を歩いた後、10 mm の高さの段差に左側の足が乗り上げたときのロール軸周りの胴体の傾斜を示している。3 s の時点で段差に乗り上げ胴体が右側（グラフ正方向）に傾いていることがわかる。図 3-18 (B) と (C) はそれぞれ、平地を歩いているときと左足が段差に乗り上げたときの足接地情報である。図 3-18 (B) と (C) における (a), (b), (c), および (d) で指示される両矢印は、図 3-18 (B) と (C) での足接地の時間の長さの違いを比較するために、図 3-18 (B) におけるそれぞれの足の接地時間を示している。図 3-18 (C) に示すように、4 脚モデルが左足を段差に乗り上げて歩いている

る間は、平地を歩いているとき（図 3-18 (B)）よりも、右側の脚の支持脚期間が長く、左側の脚の支持脚期間は短かった。この結果は、脚負荷フィードバックの効果によって、胴体が傾いた側の脚の支持脚が延長され、反対側の脚では支持脚が短縮され、結局は右側への転倒を回避することに成功したことを示している。さらに、図 3-18 (C) からわかるように左側の足が段差に乗り上げている間の歩容は pace (1.2.2 参照) に近かった。したがって、歩容は、歩行している地面の状態に応じて自律的に調整されている。

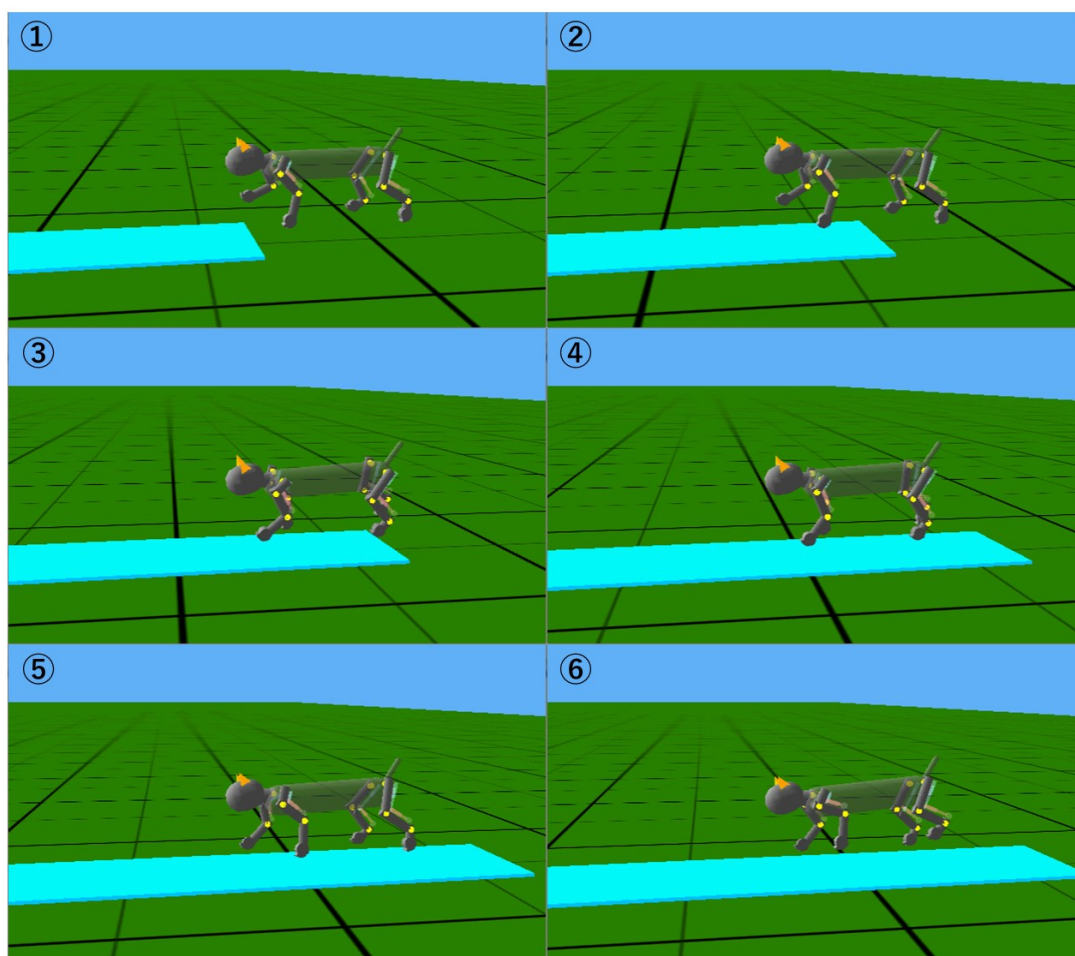


図 3-17 左側の脚のみ段差に乗り上げての歩行

平地歩行後に左側の脚のみ段差に乗り上げる。段差の高さは 10 mm である。①から⑥の順に時間が経過する。

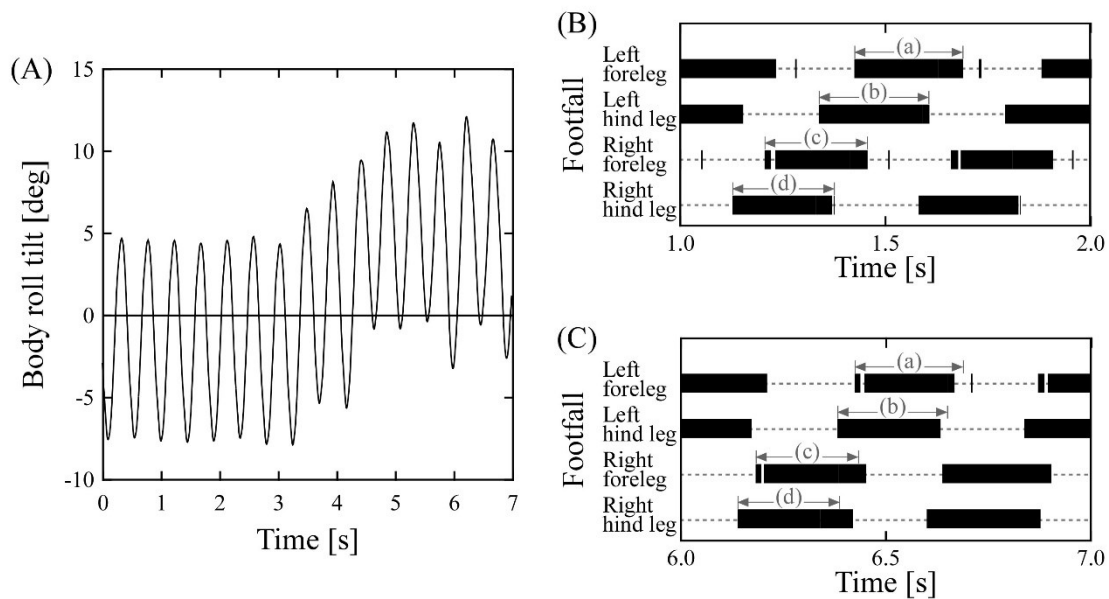


図 3-18 4脚モデルが左側の脚を段差に乗り上げて歩行したときの結果

段差の高さは 10 mm である。グラフ (A) は胴体がロール軸を中心にどれだけ傾いたかを表しており、右に傾いた場合が正である。グラフ (B) は平地を歩いているときの足接地を表し、グラフ (C) は段差に乗り上げているときの足接地を表している。

(a), (b), (c), (d) で示した両矢印は (B) の平地で歩いているときの各脚の足接地の期間を表しており、(C) のグラフで (B) のときと (C) のときの足接地期間の違いを比較している。

ここでは、本研究の 4 脚モデルがパラメータを変更せずに、一定レベルの不整地に自律的に適応できることを示したかったため、不整地での歩行シミュレーションを行なった。ただし、提案したコントローラはより粗い地面に適応するには不十分である。例えば、4 脚モデルがランダムに配置された比較的高い段差が多数ある地形を歩行する場合、脚負荷が特定の脚のみに偏らないようにするために、各脚の先端の高さの軌跡を調整して体の高さや傾きを維持できる制御を追加する必要があると考える。

4 ネコ後脚モデルおよびネコ後脚ロボットの結果

1.3 節で紹介した、下降性信号の強度は固定して、トレッドミルの速度を変更するだけで除脳・脊髄ネコがトレッドミルの速度へ自律的に適応して歩行した報告と同様の現象が本研究でのモデルでも再現されるかを確認するために、2.2 節のモデルを用意した。報告の具体的な内容は、除脳ネコの前脚は動かない台座の上に置き、後脚をトレッドミル上に置いてトレッドミルの速度を下げたところ除脳ネコの脚振動周期が長くなったという報告[39]や、停止状態からトレッドミルを動かすと、トレッドミル上で静止していた脊髄ネコが歩き始め、さらにはトレッドミルの速度に合わせて歩いたという報告[40]である。この自律速度適応の運動はトレッドミルからの外力によって受動的に脚が動かされる運動であり、上位中枢からの下降性信号を上昇させて能動的に速度を上昇させる運動（例えば 3.4 節）とは CPG の内部状態の変化の仕方が異なる。外的な力による強制的な速度変化は、感覚フィードバック（2.1.3.2 の脚負荷フィードバック）を介して本研究で提案するコントローラの 2 階層 CPG に伝達されるが、このとき、任意の値への収束や停止または発散といった CPG としての機能の破綻を起こすことなく、自律的に内部状態が変化し、動物と同様に幅広い速度に適応できるかどうかを確認した。

2.2 節のネコ後脚モデルは、前脚を能動車輪に置き換えており、その車輪に牽引されることで、トレッドミル上の除脳・脊髄ネコと同様の運動環境に置かれていることになる。このネコ後脚モデルの能動車輪の角速度を徐々に上昇させることで、トレッドミルの速度を上げたときと同様の運動をさせた。比較のために、脚負荷フィードバックを持つモデルと持たないモデルの 2 つのネコ後脚モデルを用意した。これら 2 つのモデルは、脚負荷フィードバックゲインを除いて、すべてのパラメータが同じであり、シミュレーション中にパラメータの変更は一切ない。モデルの速度は前輪に依存し、 0.1 m/s^2 で加速させた。

脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデルは約 0.45 m/s まで歩行が可能であった。これに対して、脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルは約 0.85 m/s まで歩行することができた。

4.1 ネコ後脚モデルの脚振動周期の変化

図 4-1 は脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデルの結果 (図 4-1 (a)) と持つネコ後脚の結果 (図 4-1 (b)) および実際のネコ (図 4-1 (c), Halbertsma[74]を筆者が改訂) の脚振動周期の比較をしている。緑の点が脚振動周期, 赤の点が支持脚期間, 水色の点が遊脚期間を表している。脚振動周期は脚の支持脚期間と遊脚期間の和である。図 4-1 (a) では, CPG への上位中枢からの下降性信号 (式(7)の d) の調節, および脚負荷フィードバックが無いため, 脚振動周期に変動は無かった。図 4-1 (b) は, 脚負荷フィードバックを持つ場合の脚振動周期を表しており, 速度が上昇するに従い 1.7 s (0.2 m/s のとき) から 0.55 s (0.84 m/s のとき) へと短くなっている。なお, 周期が短くなっても遊脚期間はほとんど変わらず, 実際のネコと同様に, 脚振動周期の短縮は支持脚期間の短縮によって起きていることがわかる。

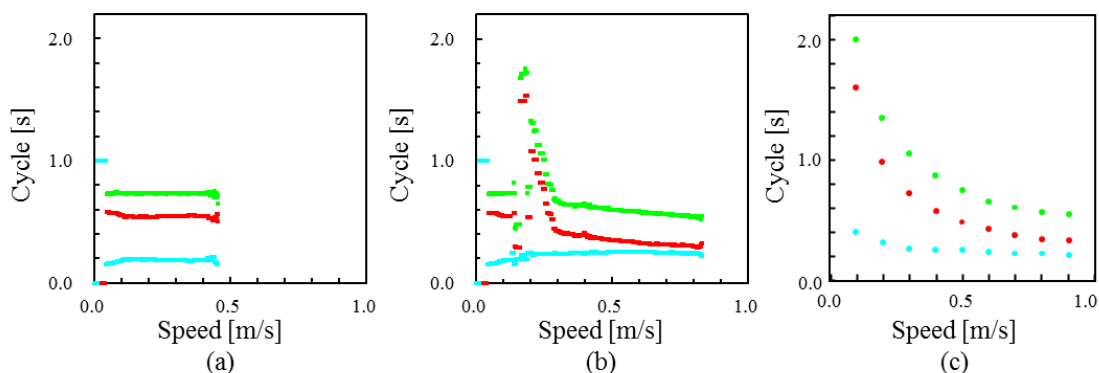


図 4-1 速度変化による周期の変化

縦軸が脚振動周期, 横軸が移動速度を表し, 移動速度と周期の変化の関係を表している。 (a) は脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデルの結果である。 (b) は脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルの結果である。 (c) は実際のネコのデータ ([74]を筆者が改定) である。赤の点が支持脚期の期間, 水色の点が遊脚期の期間, 緑の点が脚振動の 1 周期 (支持脚期と遊脚期の和) を表している。

4.2 ネコ後脚モデルの歩幅の変化

図 4-2 は速度に応じた歩幅を表している。図 4-2 (a) が脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデル、図 4-2 (b) が脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルの結果であり、図 4-2 (c) が実際のネコのデータ ([74]を筆者が改訂) である。それぞれのプロットは、赤が歩幅、オレンジと緑がそれぞれ接地と離昇の時の足先の腰関節との相対座標である。座標は腰関節軸を中心に、腰関節軸より前方に足が振られると正、後方に振られると負である。図 4-2 (b) の脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルでは、実際のネコと同様に速度上昇に伴い歩幅が前後に拡張されている。特に離昇時における後方への歩幅(緑)の拡張が前方(オレンジ)に比べて大きいことがわかる。これは実際のネコにも見られる傾向である。一方、脚負荷フィードバックを持たないとき(図 4-2 (a))は、特に後方に脚が流される傾向が脚負荷フィードバックを持つとき(図 4-2 (b))よりも強く現れ、結果的に離昇が遅れ、十分な速度適応が出来ていない。なお、図 4-2 (a) において、CPG への上位入力の調節、および感覚フィードバックが無いに

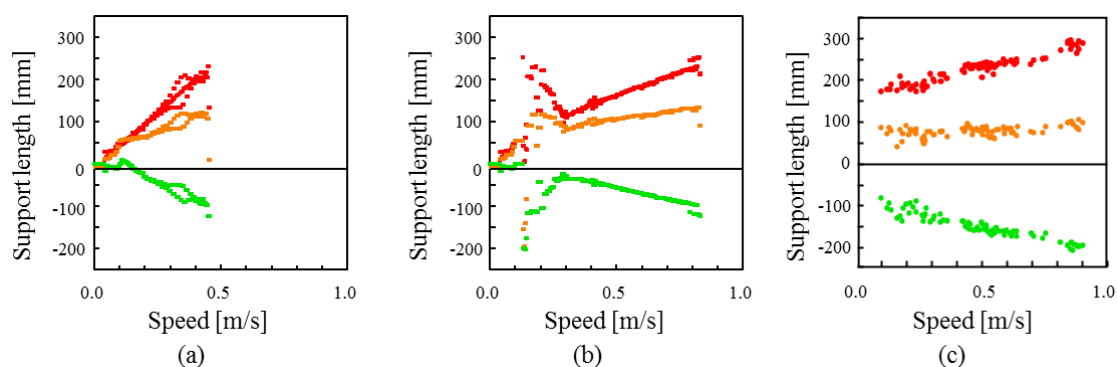


図 4-2 速度変化による歩幅の変化

縦軸は歩幅、横軸は移動速度を表し、移動速度と歩幅の変化の関係を表している。(a) は脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデルの結果である。(b) は脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルの結果である。(c) は実際のネコのデータ ([74]を筆者が改訂) である。オレンジと緑の点はそれぞれ接地と離昇の時の足先の腰関節との相対座標である。座標は腰関節軸を中心に、腰関節軸より前方に足が振られると正、後方に振られると負である。赤の点は歩幅(接地点と離昇点の距離)である。

も関わらず歩幅が大きくなっても歩行することができた理由は、筋肉モデルの式(4)の受動弾性成分 F_p による効果のためである。 F_p は筋肉が伸ばされたときには引張ばねのような役割を果たす。これにより後脚モデルの速度が上昇し、脚が後方へ流されると、腰関節屈筋が低速時よりも伸ばされ、遊脚に移行したときにより強い力で脚を前に振り出し、その結果脚を速く振るため速度に合わせて歩幅が大きくなっても歩行することができた。

4.3 ネコ後脚ロボットの脚振動周期の変化

図 4-3 は脚負荷を有効にしたネコ後脚ロボットの結果 (図 4-3 (a)) と実際のネコ (図 4-3 (b), Halbertsma[74]を筆者が改訂) の脚振動周期の比較をしている。緑の点が脚振動周期、赤の点が支持脚期間、水色の点が遊脚期間を表している。脚振動周期は脚の支持脚期間と遊脚期間の和である。ネコ後脚ロボットは停止状態からトレッドミルが動き出すとともに歩行を開始し、2.5 m/s まで速度に適応することができた。このとき、速度 0.8 m/s 付近まで歩行で速度に適応していたが、0.8 m/s から 0.9 m/s 付近では支持脚時に身体が跳ねて足先が地面から離れてしまう (スキップのような) 様子が見られ、その後走行に遷移した。走行はデューティ比 (脚振動 1 周期のうち足が接地している時間の割合) が 0.5 未満のことを指し、図 4-3(a)では支持脚期間よりも遊脚期間が長くなっている 0.8 m/s 以降で見られる。図 4-3 のオレンジの四角の領域は(a)と(b)においてトレッドミルの速度に対する脚振動周期の傾向に類似性が見られる速度域である。

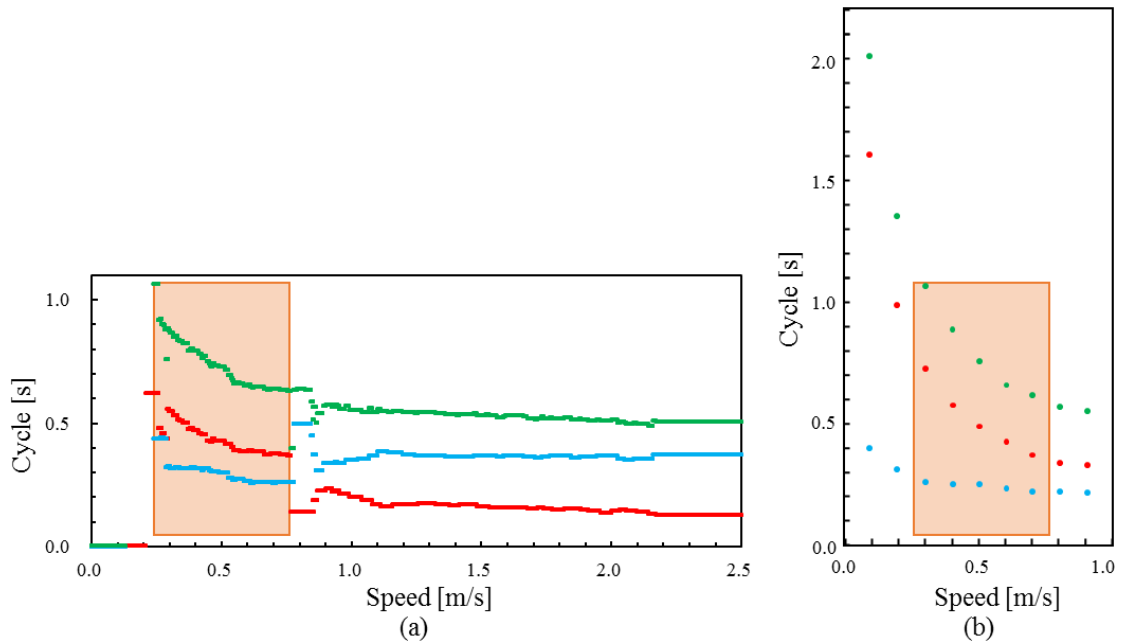


図 4-3 ネコ後脚ロボットの速度変化による周期の変化

縦軸が脚振動周期，横軸が移動速度を表し，移動速度と周期の変化の関係を表している。 (a) は脚負荷フィードバックを持つネコ後脚ロボットの結果である。 (b) は実際のネコのデータ ([74]を筆者が改定) である。赤の点が支持脚期の期間，水色の点が遊脚期の期間，緑の点が脚振動の 1 周期（支持脚期と遊脚期の和）を表している。オレンジの四角の領域において (a) と (b) で同様の傾向が見られる。

4.4 ネコ後脚モデルの歩幅の変化

図 4-4 は速度に応じた歩幅を表している。図 4-4 (a) が脚負荷フィードバックを持つネコ後脚ロボットの結果であり，図 4-4 (b) が実際のネコのデータ ([74]を筆者が改訂) である。それぞれのプロットは，赤が歩幅，オレンジと緑がそれぞれ接地と離昇時の足先の腰関節との相対座標である。座標は腰関節軸を中心に，腰関節軸より前方に足が振られると正，後方に振られると負である。図 4-4 の水色の四角の領域は(a)と(b)においてトレッドミルの速度に対する脚振動周期の傾向に類似性が見られる速度域である。図 4-4 (a) の脚負荷フィードバックを持つネコ後脚ロボットにおいて，(b) の実際のネコのデータと同様に速度上昇に伴い歩幅が前後に拡張されている。特に離昇時における後方への歩幅（緑）の拡張が前方（オレンジ）に比べて大きいことがわかる。こ

これは実際のネコにも見られる傾向である。ただし、ネコ後脚ロボットではオレンジで示した接地座標が徐々に後方になっている。

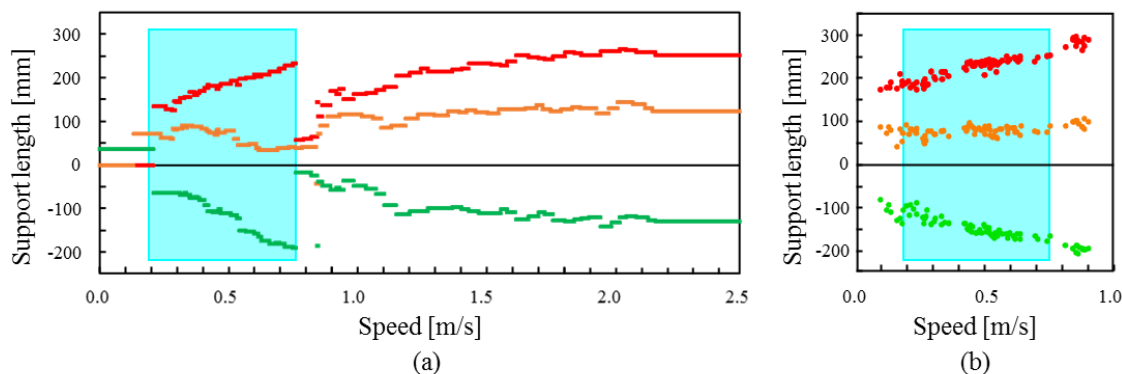


図 4-4 ネコ後脚ロボットの速度変化による歩幅の変化

縦軸は歩幅，横軸は移動速度を表し，移動速度と歩幅の変化の関係を表している。(a)は脚負荷フィードバックを持つネコ後脚ロボットの結果である。(b)は実際のネコのデータ ([74]を筆者が改定)である。オレンジと緑の点はそれぞれ接地と離昇の時の足先の腰関節との相対座標である。座標は腰関節軸を中心に，腰関節軸より前方に足が振られると正，後方に振られると負である。赤の点は歩幅（接地点と離昇点の距離）である。水色の四角の領域において (a) と (b) で同様の傾向が見られる。

実際の動物に比べて早く歩行から走行に遷移するが，これはロボットと動物の機構の違いによるものと考えている。詳しく述べると，ネコ後脚ロボットは実際の動物に比べて腰骨や足先の関節がないなど関節数が少なく，また，その可動範囲も狭いことから，支持脚期後半で接地を継続できず，その結果跳ねる運動になったためより低速で走行に移行したと考えられる。同時に，この少ない関節数と狭い可動範囲によって脚の運動が乱されづらいため，シミュレーションよりも広い範囲での速度に適応できたと筆者は考えている。なお，実験はトレッドミルが停止した状態から開始するが，トレッドミルの最低速度は 0.3 m/s であるためそれ以下の速度で長い時間継続したデータを取得することはできなかった。トレッドミルの最低速度設定は今後の課題である。

5 考察

5.1 ネコ 4 脚モデルの 3 次元歩行シミュレーションについて

次に述べる 4 つの主要要素により, 4 脚モデルが 3 次元環境を歩行運動できたと筆者は考えている.

- (1) PF 層の独自かつシンプルな構成: シンプルな PF 層の構成でありながら 4 つの脚相の再現を達成したことで, 実際のネコに非常に似た脚軌道生成を実現した.

Markin ら[52]は, 図 2-4 (b) に示すように, PF 層を 4 つのハーフセンタ回路 (腰関節, 膝関節, 足首関節の主動筋と拮抗筋を活性化する 3 つの PF 回路と, 2 関節筋を活性化する 1 つの PF 回路) で表現することで, 各脚で現実的な脚軌道を再現した. 一方, 2.1.2.1 の図 2-4 (c) に示すように, 本研究では遊脚相, 接地相, 支持脚相, 離昇相の 4 つの脚相のパターンを作るために, 4 つの単一の PF ニューロン (正確にはニューロン群である) を相互に結合させた PF 層を設計した. シンプルな構成であるにも関わらず, 4 つの脚相は正確な脚軌道で再現された.

さらに, Markin ら[52]の PF 層と異なり, 本研究での PF 層は個々の PF ニューロンがそれぞれの脚相に対応しているため, 将来的に対応する PF ニューロンにフィードバックを追加することにより, 各脚相への移行を容易に誘発できると期待している. 例えば, 肩甲骨関節や腰関節が後方に過度に伸展されたときに, 肩甲骨関節または腰関節の屈筋からの長さ依存の Ia フィードバック (2.1.3.1 参照) が PF_{lo} ニューロンを興奮させることで, フィードバックは支持脚相から離昇相への移行を直接かつ迅速に誘導することができる. 将来的に, このような感覚フィードバックを追加したい場合, これは大きなアドバンテージになると考えている.

また, 各 PF ニューロンは図 2-5 に示すように, PF 層を構成するそれぞれの PF ニューロンに結合している介在ニューロンを介して他の PF ニューロンを阻害するため, 支持脚相の途中で PF_{sw} ニューロンが活性化するといった, PF ニューロンの不規則な同時活性化を回避することができる. 結合を具体的に述べると, PF_{lo} が PF_{st} を抑制し, PF_{td} が PF_{st} を抑制し, PF_{sw} が PF_{lo} と PF_{st} を抑制し, PF_{st} が PF_{lo} , PF_{sw} , および PF_{td} を抑制している. 凹凸のある不均一な面では感覚フィードバックを介して CPG が容易に乱されてしまうため, これは特に不整地における歩行に貢献する可能性がある.

- (2) 筋肉モデルの受動弾性成分の有効的な設定：受動弾性成分 F_p の適切な設定により、脚軌道生成を簡略化した。

前後どちらかの2脚歩行の関連研究[23, 24, 52, 55, 56, 57, 58, 59, 60]は、荷重負荷の重要性と感覚フィードバックを介した伸筋と屈筋間の活性化の遷移タイミングを主に示唆したが、 F_p のような筋肉モデルの受動弾性成分は任意に決定され、その重要性はほとんど注目されていなかった。これに対して、3次元空間における4脚歩行にはより多くの安定性が必要であるため、ある程度の脚の軌道を定めて再現させることが不可欠であることがわかった。具体的には、 F_p の各筋肉モデルの至適長 L_{opt} （常に固定であり、遊脚や支持脚でも同じ値である）と、またRG-FとRG-Eの活性化によって変化する k_{stiff} を適切に設定することで各脚相におけるそれぞれの関節角度をおおよそ決めることが可能になり、図2-3(b)に示すように、脚の平衡位置を定めることができる。3.1節のシミュレーションから示されるように、 F_p があることによって各脚の過度な伸展を抑止することができる。また、図3-1(b)に示すように、宙吊りでの脚振動において振動中心周りで各脚の振動を安定化させることができた。さらに、 F_p は歩行時における支持脚の自己安定化にも役立ち、坂を登るときや、物体の衝突による摂動、段差のある不整地における歩行において適応性に大きな影響を与えた。この受動弾性成分 F_p は支持脚期において、自己安定化として歩行の適応性を高めている。WagnerとBlickhan[75]は、自己安定化と呼ばれる筋肉固有の機械特性は、活性化による反射の変化なしに、振動運動を安定化させることができることを筋骨格モデルで証明した。KubowとFull[76]もまた、自己安定化が6脚歩行の安定性に重要な役割を果たしたことを報告した。想定した脚軌道を再現するには、関節角度フィードバックで各関節を制御することによって可能となるが、本研究では、単に、筋肉に存在する機能 F_p を用いることで、必要とされる脚軌道の再現を容易にした。

- (3) 脚負荷フィードバックによる歩行の安定化：脚負荷フィードバックを介して自律的に生成された事前にプログラムされていない歩容 walk によりロール運動を安定させた。

関連研究[23, 24, 52, 55, 56, 57, 58, 59, 60]は、脚負荷フィードバックが矢状面の安定性に貢献することにより、支持脚期間の調整に対し重要な役割を果た

したことを示した。これに加えて、本研究の結果から、3次元空間での歩行におけるロール軸まわりのバランス安定化に対して、CPGへの脚負荷フィードバックは極めて重要な役割を果たしている。具体的には、3.6.2項で説明したように、矢状面の外側、つまりロール軸まわりに体が傾くと、脚負荷フィードバック(2.1.3.2参照)により傾いた側の各脚の支持脚期間が延長され、4脚モデルにロールの関節がないにもかかわらず、4脚モデルが不整地歩行において転倒するのを防いだ。さらに、各CPGへの異なる脚負荷フィードバックは、CPGネットワークにより生成された基本歩容trotに変化を与え、歩容walkを生成した(歩容については1.2.2節)。つまり、このwalkにおける4脚間の位相差は筆者らのプログラムによって明示的に決定されたのではなく、CPGとフィードバックによって自律的に創発されたのである。言い換えると、脚負荷フィードバックを通したwalkの自律的な歩容生成はロール軸まわりの安定性を生じさせ、安定した3次元空間の歩行を実現する。同様に、筆者らの過去の研究[12]では、脚負荷フィードバックによって歩容walkが自律的に生成されたが、その時の4脚モデルの神経系と機構は非常にシンプルであり、また運動は矢状面内に制限されていた。本研究では、より生物に近い現実的な神経系と機構を持ち、なおかつ運動の制限がない4脚歩行モデルで、walkの自律的な生成と歩行運動の安定化を実現した。

- (4) GAを含むパラメータ調整: GAを含む3つの手順により、多数のパラメータの調整を容易にした。

より少ないパラメータをもつシンプルなコントローラを用いて、歩行と走行のための4つの脚相における複数の筋肉モデルの協調的な駆動を達成できる場合があるかもしれない。しかし、本研究の4脚モデルにおいて、より高度な歩行運動や行動を達成するためには、生物を模した現実的なコントローラの構築をするのが妥当である。ただし、モデルをより現実的に設計すればするほど、モデルの持つパラメータが増え、その調整に膨大な時間がかかってしまう。3つの類似した関連研究[52, 57, 58]では、パラメータを手動で調整していた。Maufroyら[57]は、2階層CPGのパラメータの調整の難しさを指摘し、Markinら[52]はモデルのパラメータ調整には特別な注意が払われたと述べた。本研究のCPGモデルは類似した関連研究[52, 57, 58]の2階層CPGのモデルよりもシンプルだったが、それでも

多くのパラメータを持っている。そこで、調整を容易にするために GA を含む 3 つの手順を 2.2 節で提案した。

5.2 自律歩容生成

3.3.3 項では、自律的に生成された walk が低速域での歩行の安定化に寄与したことを述べた。ここでは、その自律的な歩容生成のメカニズムについて、筆者が行なった過去の研究の成果に基づいて説明をする。

筆者は、過去の 4 脚シミュレーションモデルを用いた研究において、4 脚動物の歩容生成・遷移のメカニズム解明をすることで、生物学への新たな知見供給や生物規範型ロボットの発展への貢献を目指してきた[77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85]。そこでは、各歩容において、脚がその順番で振られる理由を速度に応じた身体のダイナミクス変化と脚負荷フィードバックまたは胴体傾斜情報フィードバックの観点から説明し、これまでわかっていなかった各歩容が生成されるメカニズムに関する仮説を提示した[12]。この仮説に基づいて、3.3.3 項における歩容 walk も生成されたため、ここで、その仮説に基づいた walk の生成について説明する。ただし、過去の研究[12]では矢状面拘束下での運動から得られた仮説だったが、本研究ではそれを 3 次元空間での運動に基づいて拡張し説明する。

まず、図 3-7 (a) は低速歩行時の、図 3-7 (b) は中速歩行時のロール軸とピッチ軸まわりの胴体傾斜を表している。また、図 5-1 は低速歩行時のロール軸とピッチ軸まわりの胴体傾斜と脚接地情報を表している。図 3-7 (a), (b) のロール軸まわりの胴体傾斜のグラフ（青実線）から、低速での歩行では、中速での歩行に比べて 4 脚モデルはロール軸まわりに大きく揺れる。また、4 脚モデルは重心がわずかに前方にある。そのため、trot において左前脚と右後脚からなる対角の脚第 1 ペアが支持脚のとき、胴体は右前方に傾く。また、図 5-1 (A) に示す黄色の長方形内のグラフから、前方よりも右方向への傾き具合が特に大きい。すると、左前脚にかかる負荷よりも右後脚にかかる負荷の方がより大きくなる。この脚負荷の大きさの違いが脚負荷フィードバック（2.1.3.2 参照）を介して CPG の RG 層へ反映されることで、右後脚の位相は左前脚の位相よりも遅れる。これは、脚負荷フィードバックにはより大きな負荷がかかっている脚の支持脚

をより延長する働きがあるからである。同様に，trot をしているときに右前脚と左後脚からなる対角脚の第 2 ペアが支持脚のとき，胴体は左前方に傾く。図 5-1 (B) に示す黄色の長方形内のグラフから，前方よりも左方向への傾き具合が特に大きい。すると，右前脚にかかる負荷よりも，左後脚にかかる負荷のほうがより大きくなり，この負荷の差が脚負荷フィードバックを介して CPG へ反映された結果，左後脚の位相は右前脚の位相よりも遅れる。対角の脚の第 1 ペアと第 2 ペアの結果をまとめると，4 つの脚が振られる順序が左前脚，右後脚，右前脚，左後脚となり，lateral sequence walk の脚を振る順と一致する (図 1-2 (a) 参照)。

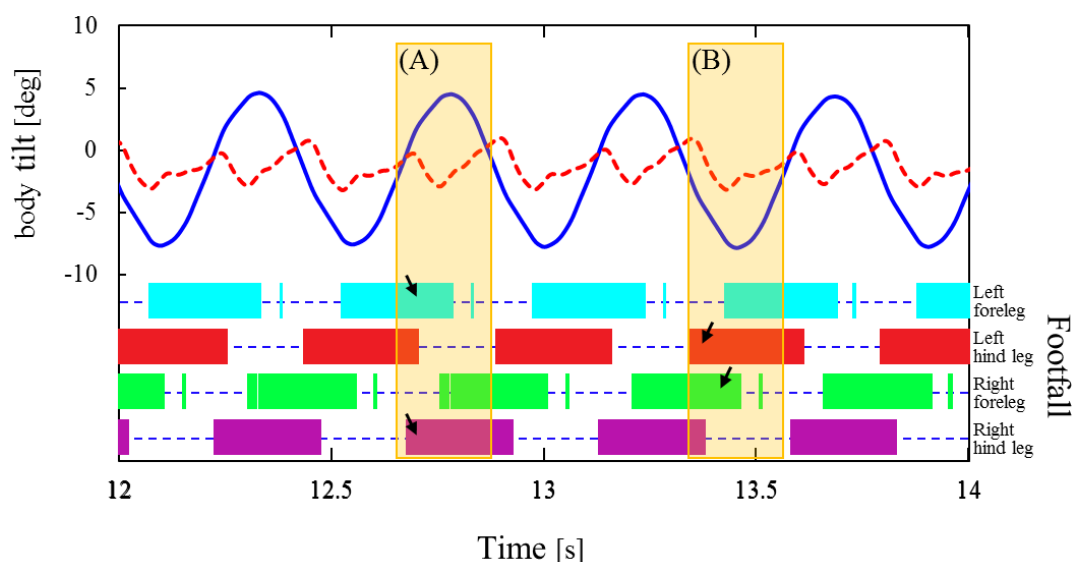


図 5-1 低速歩行中の胴体傾斜と脚接地

縦軸左は胴体傾斜，横軸は時間である。グラフ上部は胴体傾斜を表す。青実線はロール軸まわりの胴体傾斜を表し，正が右方向である。赤実線はピッチ軸まわりの胴体傾斜を表し，正が後ろ方向である。グラフ下部は脚接地情報を表し，縦軸右に対応する脚を示した。

低速歩行において，例えば支持脚が対角の脚第 1 ペア（左前脚と右後脚）の場合，接地地点が 2 点であり運動周期が長いことから不安定になり，左右どちらかに倒れることが考えられるが，本研究の 4 脚モデルは重心がわずかに前方に位置しているため，右方向に傾いたと考えられる。ここで，重心が後方にある 4 脚モデルを考えた場合，同じく支

持脚が対角の脚第 1 ペア（左前脚と右後脚）のとき、左方向（厳密には左後方）に傾くことが予測される。その時、lateral sequence walk が生成されたときとは反対に、対角の脚第 1 ペアの左前脚が右後脚よりも脚負荷が大きくなる。また、対角の脚第 2 ペア（右前脚と左後脚）が支持脚のときは右方向に傾くと予想され、その時、右前脚が左後脚よりも脚負荷が大きくなる。その結果、対角の脚第 1 ペア（左前脚と右後脚）では左前脚の位相が右後脚よりも遅れ、対角の脚第 2 ペア（右前脚と左後脚）では右前脚の位相が左後脚よりも遅れ、脚を振る順序は左前脚、左後脚、右後脚、右前脚となる。この脚を振る順を持つ歩容は diagonal sequence walk である（図 1-2 (b) 参照）。つまり、重心が後方にある 4 脚モデルでは、diagonal sequence walk が出現することが予想される。

5.3 ネコ後脚モデルによる自律速度適応のメカニズム

ネコ後脚モデルにおける自律速度適応は脚負荷フィードバック（2.1.3.2 参照）を介して CPG に情報が伝達されることで実現される。この脚負荷フィードバックは、RG 層の RG-F ニューロンの活性化を抑制するように働き、具体的には脚に負荷がかかっている間は遊脚相への移行を抑制する。これにより、2つの効果が得られる。1つは、特に支持脚相前半において、負荷がかかっている脚の RG-F を抑制し遊脚への移行を妨げることで RG-E の興奮を維持し、支持脚を延長する効果である。もう1つは、支持脚相後半に脚負荷が小さくなることで RG-F への抑制も小さくなり遊脚へ移行しやすくなる、つまり脚負荷が小さくなることで遊脚への移行が誘発される効果である。このような脚負荷の大きさに変動が起きる要因として以下の2つが挙げられる。

(i) 脚が後方へ振られることにより脚負荷が徐々に小さくなる。

図 5-2 は、赤線が上から見た左後脚の足先の前後の位置（零点は腰関節の位置、進行方向を正とする）を表し、青線が左後脚の脚負荷情報を表している。矢印 (B) で示すように、支持脚期の序盤では脚負荷が大きく、終盤では脚負荷が小さくなっている。つまり、脚が後方へ移動するに従い（矢印 (A)）脚負荷が小さくなっていく（矢印 (B)）ことがわかる。これは、足が前方に接地している支持脚期前半に

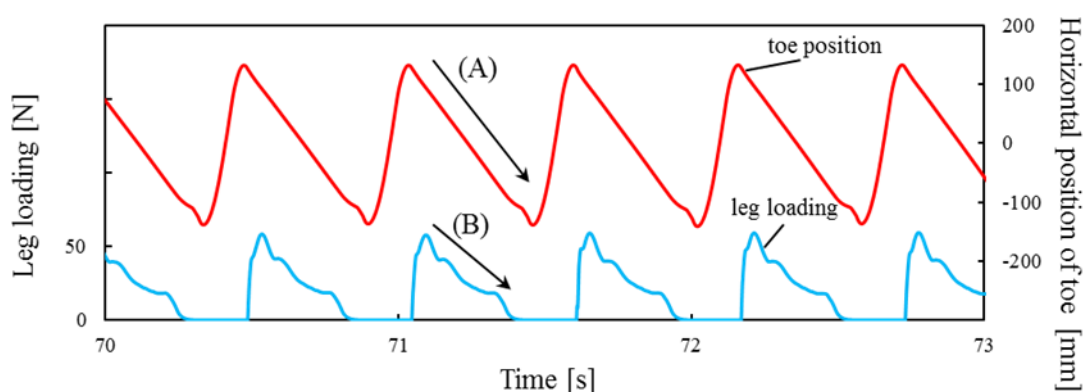


図 5-2 足先の位置と脚負荷

赤線は腰関節の軸を起点とした左後脚の足先の位置、青線は左後脚の脚負荷を表しており、足先の位置と脚負荷の大きさの変動を表している。足先が後方に移動し（矢印 (A)）、そのとき脚負荷が減少していく（矢印 (B)）ことを示している。

において支持脚期延長効果が相対的に強く、後方に脚が移動する支持脚期後半においては支持脚期の延長効果が相対的に弱くなり遊脚相へ誘発されやすくなるということを表している。

(ii) 遊脚相の脚が接地相へ移行することにより既に支持脚期であるもう一方の脚の脚負荷が小さくなる

図 5-3 の水色の線と紫の線はそれぞれ左後脚と右後脚の脚負荷情報である。矢印 (C) で示すように、左後脚が支持脚期後半にあるとき、右後脚が接地することで、急激に左後脚の脚負荷が小さくなっていることがわかる。これにより、左後脚の RG-F への抑制が小さくなり、左後脚は支持脚期から遊脚期に遷移するよう促される。

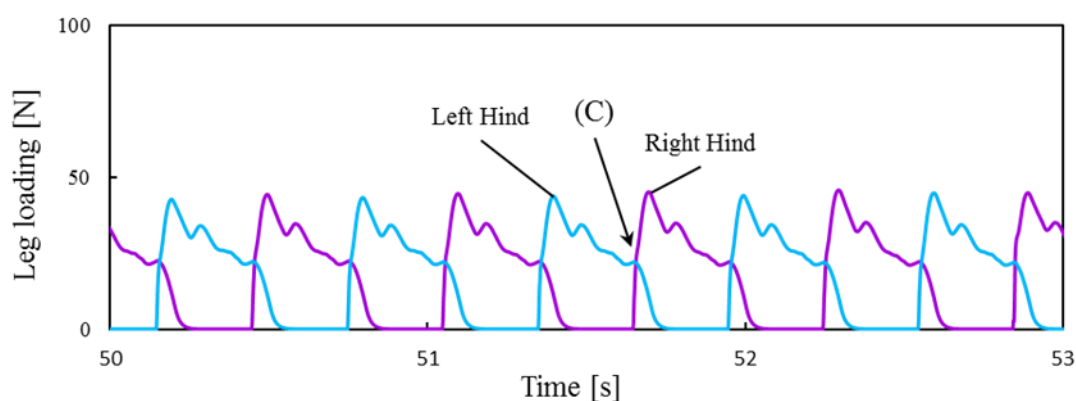


図 5-3 2脚の脚負荷

水色の線と紫の線はそれぞれ、左後脚と右後脚の脚負荷を表している。(C) は右後脚が接地したことにより左後脚の脚負荷が急激に小さくなったことを示している。

上記 (i) と (ii) に基づいた脚負荷フィードバックの効果により、主に脚の離昇タイミングが効果的に調整され、図 4-1 (b) のように速度が上昇するとともに支持脚期が短縮され、その結果、脚振動周期全体が短くなった。これに対して脚負荷フィードバックを持たない図 4-1 (a) においては、脚離昇のタイミングが調整されず、どの移動速度でも一律の脚振動周期で歩行した。図 4-1 (c) の実際のネコのデータ ([74]を筆者が改訂) においても移動速度上昇につれて、遊脚期間はほとんど変わらず、支持脚期間が短縮されることによって脚振動周期が短くなっている。ネコ後脚モデルでも、遊脚期間の変化

はほとんど見られず、支持脚期間の短縮により脚振動周期が変化しており、この結果から、本研究で提案したコントローラは、生物で見られるような、外力による強制的な移動速度変化に対応した脚振動周期の調整を再現できていると考える。

また、歩幅については図 4-2 (c) のネコのデータ ([74]を著者が改訂) を見ると移動速度の上昇に応じて歩幅が広がっていくことがわかる。フィードバックを持たないネコ後脚モデルでは、移動速度が上昇するに連れて歩幅は拡張されるものの、その変化量がフィードバックを持つネコ後脚モデルと比べて大きくなっている。つまり、移動速度に対して脚を後方に伸展させすぎている。これは、脚負荷フィードバックを持たないネコ後脚モデルにおいては、脚が受動的に動かされて後方に流され、脚負荷が小さくなっても遊脚期に移行されず、支持脚期であり続けてしまうために起きるものと考えられる。それに対して、脚負荷フィードバックを持つネコ後脚モデルでは、移動速度が上昇し受動的に脚が動かされて後方に流されやすくなると、上述した (i) と (ii) の効果によって脚負荷が小さくなり、それが脚負荷フィードバックを介して CPG に伝達され CPG が調節されることによって、歩行速度に応じた遊脚期への適切な移行が促された。

6 まとめ

本研究では、複数の関節と複数の筋肉を模したアクチュエータから成る現実的な脚機構を持つ4脚ロボットの歩行運動のためのコントローラを提案し、シミュレーション上に構築したネコの4脚モデルとネコ後脚モデルを用いて検証した。

まず、シミュレーションにおいて3次元空間における4脚モデルの歩行を実現した。そのために各脚の複数の筋肉モデルの協調的な駆動が可能な、リズム生成(RG)層とパターン形成(PF)層から構成される、2階層CPGモデルによるコントローラを設計した。一般に、現実的な神経系と筋駆動型の脚機構を持った4脚モデルが歩行を達成するのは平地であっても困難だったが、本研究では3次元空間での安定した4脚歩行運動を達成した。この結果に基づいて、安定した3次元空間での4脚歩行において次の4つの要素が重要であると提案した。(1) シンプルなPF層の構成でありながら4つの脚相の再現を達成したことで、実際のネコに非常に似た脚軌道生成を実現したこと、(2) 各筋肉モデルの受動弾性成分 F_p の適切な設定により、脚軌道生成を簡略化し、支持脚を自己安定化させたこと、(3) 脚負荷フィードバックを介して自律的に生成された事前にプログラムされていない歩容 walk によりロール運動を安定させたこと、(4) GA を含む3つの手順により、多数のパラメータの調整を容易にしたことである。3次元空間における4脚モデルの歩行シミュレーションの結果では、脚軌道と運動ニューロンの活動は、関連研究の2脚歩行モデルのものと比較しても、実際のネコで記録された脚軌道と運動ニューロンの活動に非常に似ていた。さらに、4脚モデルは、歩行のためのパラメータを調整することで歩行速度を変えることができ、また、パラメータを変更することなく上り坂や不整地を踏破し、また物体の衝突による摂動に対しても適応して歩行を継続することができた。

また、提案したコントローラを持たせたネコ後脚モデルを用いて、実際のネコの実験(上位中枢から離断されたネコの後脚において、上位中枢からの信号強度を変えることなく、速度が変化するトレッドミルに適応して歩いたという報告)と同様の結果を得た。ネコ後脚モデルは、4脚モデルの前脚を能動的に駆動する車輪に置き換え、この能動車輪によって牽引するモデルである。このシミュレーション中はネコ後脚モデルのパラメータを一切変えることなく、歩行開始から能動車輪の速度を徐々に上昇させたところ、ネコ後脚モデルは能動車輪の速度に自律的に適応して歩行速度を上昇させる事ができ

た. この自律速度適応において, ネコ後脚モデルは歩幅や脚振動周期を速度に応じて自律的に変化させており, このことは実際のネコの実験結果に一致していた.

以上のネコの4脚モデルとネコ後脚モデルの結果から, 本研究で提案したコントローラが生物の神経系の特性を再現できていると考えられ, 今後4脚ロボットに拡張した際も4脚モデルやネコ後脚モデルのシミュレーション結果と同様のことが期待でき, 本研究で提案したコントローラは十分に有望であると考えられる.

謝辞

本研究を進めるにあたり、福岡泰宏准教授には研究のやり方をはじめ、発表や論文で伝える技術をご教示いただきましたこと、深く感謝しております。森善一教授、近藤良教授、山田孝行准教授、元茨城大学教授の青島伸一様には、指導教員グループのメンバを引き受けていただくとともに折にふれてご意見を頂戴し、また、森善一教授、城間直司准教授、井上康介講師、矢木啓介助教には、ロボット関連の研究室合同開催のゼミで貴重なご意見をいただき大変感謝しております。京都工芸繊維大学教授の木村浩先生には、外部の審査員を快く引き受けていただきましたこと大変感謝申し上げます。そして、共に研究を進め、討議してくださいました福岡研究室の諸氏に感謝いたします。

2020年2月

茨城大学大学院 理工学研究科

複雑系システム科学専攻

羽部安史

参考文献

1. Grillner S. Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish. *Comprehensive Physiology* 2011; 1179-1236.
2. Willis J. On the interaction between spinal locomotor generators in quadrupeds. *Brain research* 1980; 203(2): 171-204.
3. Stafford F and Barnwell G. Mathematical models of Central Pattern Generators in locomotion: I. current problems. *Journal of motor behavior* 1985; 17(1): 3-26.
4. Matsuoka K. Mechanisms of frequency and pattern control in the neural rhythm generators. *Biological cybernetics* 1987; 56(5-6): 345-353.
5. Schöner G, Jiang WY, and Kelso JS. A synergetic theory of quadrupedal gaits and gait transitions. *Journal of theoretical Biology* 1990; 142(3): 359-391.
6. Cohen AH, Holmes PJ, and Rand RH. The nature of the coupling between segmental oscillators of the lamprey spinal generator for locomotion: A mathematical model. *Journal of mathematical biology* 1982; 13: 345-369.
7. Collins JJ and Richmond SA. Hard-wired Central Pattern Generators for quadrupedal locomotion. *Biological Cybernetics* 1994; 71(5): 375-385.
8. Danner SM, Shevtsova NA, Frigon A, and Rybak, IA. Computational modeling of spinal circuits controlling limb coordination and gaits in quadrupeds. *Elife* 2017; 6: e31050.
9. Fukuoka Y, Kimura H, and Cohen AH. Adaptive dynamic walking of a quadruped robot on irregular terrain based on biological concepts. *The International Journal of Robotics Research* 2003; 22(3-4): 187-202.
10. Ito S, Yuasa H, Luo ZW, Ito M, and Yanagihara D. A mathematical model of adaptive behavior in quadruped locomotion. *Biological cybernetics* 1998; 78(5): 337-347.
11. Wu X, Teng L, Chen W, et al. CPGs with continuous adjustment of phase difference for locomotion control. *International Journal of Advanced Robotic Systems* 2013; 10(6): 269.
12. Fukuoka Y, Habu Y, and Fukui T. A simple rule for quadrupedal gait generation determined by leg loading feedback: a modeling study. *Scientific reports* 2015; 5: 8169.
13. Li J, Wang J, Yang SX, Zhou K, and Tang H. Gait planning and stability control of a quadruped robot. *Computational intelligence and neuroscience* 2016; 2016.

14. Tsujita K, Tsuchiya K, and Onat A. (2001, November). Adaptive gait pattern control of a quadruped locomotion robot. In: *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Expanding the Societal Role of Robotics in the Next Millennium*, Vol. 4, pp. 2318-2325.
15. Rutishauser S, Sprowitz A, Righetti L, and Ijspeert AJ. (2008, October). Passive compliant quadruped robot using Central Pattern Generators for locomotion control. In: *2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pp.710-715.
16. Santos CP and Matos V. (2011). Gait transition and modulation in a quadruped robot: A brainstem-like modulation approach. *Robotics and Autonomous Systems*, 59(9): 620-634.
17. Aoi S, Katayama D, Fujiki S, Tomita N, Funato T, Yamashita T, Senda K, and Tsuchiya K. (2013). A stability-based mechanism for hysteresis in the walk-trot transition in quadruped locomotion. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(81): 20120908.
18. Spröwitz A, Tuleu A, Vespignani M, Ajallooeian M, Badri E, and Ijspeert AJ. (2013). Towards dynamic trot gait locomotion: Design, control, and experiments with cheetah-cub, a compliant quadruped robot. *The International Journal of Robotics Research*, 32(8): 932-950.
19. Tran DT, Koo IM, Lee YH, Moon H, Park S, Koo JC, and Choi HR. (2014). Central pattern generator based reflexive control of quadruped walking robots using a recurrent neural network. *Robotics and Autonomous Systems*, 62(10): 1497-1516.
20. Owaki D and Ishiguro A. (2017). A quadruped robot exhibiting spontaneous gait transitions from walking to trotting to galloping. *Scientific reports*, 7(1): 277.
21. Zeng Y, Li J, Yang SX, and Ren E. (2018). A bio-inspired control strategy for locomotion of a quadruped robot. *Applied Sciences*, 8(1): 56.
22. Fukui T, Fujisawa H, Otaka K, and Fukuoka Y. (2019). Autonomous gait transition and galloping over unperceived obstacles of a quadruped robot with CPG modulated by vestibular feedback. *Robotics and Autonomous Systems*, 111: 1-19.
23. Rosendo A, Nakatsu S, Narioka K, and Hosoda K. (2014). Producing alternating gait on uncoupled feline hindlimbs: muscular unloading rule on a biomimetic robot. *Advanced*

- Robotics*, 28(6): 351-365.
24. Hunt A, Szczecinski N, and Quinn R. (2017). Development and training of a neural controller for hind leg walking in a dog robot. *Frontiers in neurorobotics*, 11: 18.
 25. Rosendo A, Nakatsu S, Shimizu M, and Hosoda K. (2014, December). Quadrupedal locomotion based on a muscular activation pattern with stretch-reflex, In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2014)*, pp. 773-778.
 26. Tsujita K, Kobayashi T, Inoura T, and Masuda T. (2008, September). Gait transition by tuning muscle tones using pneumatic actuators in quadruped locomotion. In *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2453-2458. IEEE.
 27. Gregersen CS, Silverton NA, and Carrier DR. (1998). External work and potential for elastic storage at the limb joints of running dogs. *Journal of Experimental Biology*, 201(23): 3197-3210.
 28. Lafreniere-Roula M and McCrea DA. (2005). Deletions of rhythmic motoneuron activity during fictive locomotion and scratch provide clues to the organization of the mammalian central pattern generator. *J Neurophysiol*, 94, 1120–1132.
 29. Pearson KG. (2008). Role of sensory feedback in the control of stance duration in walking cats. *Brain research reviews*, 57(1): 222-227.
 30. Krouchev N, Kalaska JF, and Drew T. (2006). Sequential activation of muscle synergies during locomotion in the intact cat as revealed by cluster analysis and direct decomposition. *Journal of neurophysiology*, 96(4): 1991-2010.
 31. Reighard JE and Jennings HS. (1901). *Anatomy of the Cat*. H. Holt and Company, New York, United States of America.
 32. Brown IE, Scott SH, and Loeb GE. (1996). Mechanics of feline soleus: II design and validation of a mathematical model. *Journal of Muscle Research & Cell Motility*, 17(2): 221-233.
 33. Duysens J, Clarac F, and Cruse H. (2000). Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiological reviews*, 80(1): 83-133.
 34. Cabelguen J, Orsal D, Perret C, and Zattara M. (1981). Central pattern generation of forelimb and hindlimb locomotor activities in the cat. In: *Regulatory Functions of the CNS Principles*

- of Motion and Organization*, Elsevier, pp.199-211.
35. Goslow GE Jr, Reinking RM, and Stuart DG. (1973). The cat step cycle: hind limb joint angles and muscle lengths during unrestrained locomotion. *Journal of Morphology*, 141(1): 1-41.
 36. Meché FGA. (1976). *Locomotion in the Cat: A Behavioural and Neurophysiological Study of Interlimb Coordination*. PhD thesis, Erasmus University Rotterdam.
 37. Rasmussen S, Chan A, and Goslow G Jr. (1978). The cat step cycle: electromyographic patterns for hindlimb muscles during posture and unrestrained locomotion. *Journal of Morphology*, 155(3): 253-269.
 38. Shik ML, Orlovskii GN, and Severin, FV. (1966). Organization of locomotor synergism. *Biofizika*, 11(5), 879.
 39. Orlovsky G N, Severin FV, and Shik ML. (1966). Locomotion evoked by stimulation of the brain stem. In *Dokl. Akad. Nauk, SSSR* (Vol. 169, pp. 1223-1226).
 40. Forssberg H, and Grillner S. (1973). The locomotion of the acute spinal cat injected with clonidine iv. *Brain research*.
 41. Muybridge E. (1957). *Animals in Motion* [1887], Reprint, edited by Brown LS. New York, Dover Publications.
 42. Hildebrand M. (1968). Symmetrical gaits of dogs in relation to body build. *Journal of Morphology*, 124(3), 353-359.
 43. Brown TG. (1911). The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, containing papers of a biological character*, 84(572), 308-319.
 44. Shurrager P, and Dykman R, (1951). Walking spinal carnivores., *Journal of comparative and physiological psychology*, 44(3), 252.
 45. Stelzner D, Ershler W, and Weber ED. (1975). Effects of spinal transection in neonatal and weanling rats: survival of function, *Experimental neurology*, 46(1), 156-177.
 46. Weber ED, and Stelzner DJ. (1977). Behavioral effects of spinal cord transection in the developing rat, *Brain research*, 125(2), 241-255.
 47. 内藤輝. (1987). 成熟脊髓横断犬に出現する後肢の歩行解析, 信州医学雑誌, 35(1),

20-32.

48. Andersson O, Grillner S. (1983). Peripheral control of the cat's step cycle: II. Entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during "fictive locomotion". *Acta Physiologica Scandinavica*, 118(3), 229-239.
49. Grillner S, and Wallén P. (1982). On peripheral control mechanisms acting on the central pattern generators for swimming in the dogfish. *Journal of Experimental Biology*, 98(1), 1-22.
50. Taga G, Yamaguchi Y, and Shimizu H. (1991). Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biological Cybernetics*, 65, 147-159.
51. Markin SN, Klishko AN, Shevtsova NA, Lemay MA, Prilutsky BI, and Rybak IA. (2010). Afferent control of locomotor CPG: insights from a simple neuromechanical model. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1198(1): 21-34.
52. Markin SN, Klishko AN, Shevtsova NA, Lemay MA, Prilutsky BI, and Rybak IA. (2016). A neuromechanical model of spinal control of locomotion. In: *Neuromechanical Modeling of Posture and Locomotion*, Springer, pp.21-65.
53. Zhong G, Shevtsova NA, Rybak IA, and Harris-Warrick RM. (2012). Neuronal activity in the isolated mouse spinal cord during spontaneous deletions in fictive locomotion: insights into locomotor central pattern generator organization. *The Journal of physiology*, 590(19): 4735-4759.
54. Rybak IA, Shevtsova NA, Lafreniere-Roula M, and McCrea DA. (2006). Modelling spinal circuitry involved in locomotor pattern generation: insights from deletions during fictive locomotion. *The Journal of physiology*, 577(2): 617-639.
55. Yakovenko S, Gritsenko V, and Prochazka A. (2004). Contribution of stretch reflexes to locomotor control: a modeling study. *Biological cybernetics*, 90(2): 146-155.
56. Ekeberg Ö and Pearson K. (2005). Computer simulation of stepping in the hind legs of the cat: an examination of mechanisms regulating the stance-to-swing transition. *Journal of Neurophysiology*, 94(6): 4256-4268.
57. Maufroy C, Kimura H, and Takase K. (2008). Towards a general neural controller for quadrupedal locomotion. *Neural Networks*, 21(4): 667-681.

58. Maufroy C, Kimura H, and Takase K. (2008), Towards a general neural controller for 3D quadrupedal locomotion. In: *2008 SICE Annual Conference*, pp.2495-2500.
59. Aoi S, Kondo T, Hayashi N, Yanagihara D, Aoki S, Yamaura H, Ogihara N, Funato T, Tomita N, Senda K, and Tsuchiya K. (2013). Contributions of phase resetting and interlimb coordination to the adaptive control of hindlimb obstacle avoidance during locomotion in rats: a simulation study. *Biological cybernetics*, 107(2): 201-216.
60. Hunt AJ, Szczecinski NS, Andrada E, Fischer M., and Quinn RD. (2015, July). Using animal data and neural dynamics to reverse engineer a neuromechanical rat model. In: *Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems*, Springer, 211-222.
61. Wadden T and Ekeberg Ö. (1998), A neuro-mechanical model of legged locomotion: single leg control. *Biological cybernetics*, 79(2): 161-173.
62. Brambilla G, Buchli J, and Ijspeert AJ. (2006, September). Adaptive four legged locomotion control based on nonlinear dynamical systems. In *International Conference on Simulation of Adaptive Behavior*, 138-149. Springer.
63. Maufroy C, Kimura H, and Takase K. (2010). Integration of posture and rhythmic motion controls in quadrupedal dynamic walking using phase modulations based on leg loading/unloading. *Autonomous Robots*, 28(3), 331-353.
64. Sproewitz A, Kuechler L, Tuleu A, Ajallooeian M, D'Haene M, Moeckel R, and Ijspeert A. (2011). Oncilla robot: a light-weight bio-inspired quadruped robot for fast locomotion in rough terrain. In *5th International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines*.
65. Michel O. (2004). Cyberbotics ltd. Webots™: professional mobile robot simulation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 1(1): 5.
66. Harischandra N and Ekeberg Ö. (2008). System identification of muscle-joint interactions of the cat hind limb during locomotion. *Biological cybernetics*, 99(2): 125.
67. Loeb GE, Brown IE and Cheng EJ. (1999). A hierarchical foundation for models of sensorimotor control. *Experimental brain research*, 126(1), 1-18.
68. Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
69. 宇多慶一郎, 戸部仁貴, 福井諭, 石原淳也, 福岡泰宏. (2015). 除脳猫を模倣した

- 4脚動物モデルによる歩容遷移機能の創発. 計測自動制御学会SI部門講演会SI2015, 2015年12月14–16日, 名古屋国際会議場, 16, 2D2-4.
70. 町井健太, 横田雅瑛, 福岡泰宏. (2018). 生物規範制御を用いた筋駆動型4脚ロボットの開発. 電気学会第26回茨城支所研究発表会. 2018年11月17日, 26, 121.
71. Eshelman LJ and Schaffer JD. (1993). Real-coded genetic algorithms and interval-schemata. *In Foundations of genetic algorithms*, 2: 187-202.
72. Danner SM, Wilshin SD, Shevtsova NA, and Rybak IA. (2016). Central control of interlimb coordination and speed - dependent gait expression in quadrupeds. *The Journal of physiology*, 594(23): 6947-6967.
73. Alexander RM and Jayes AS. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of zoology*, 201(1): 135-152.
74. Halbertsma JM. (1983). The stride cycle of the cat: the modelling of locomotion by computerized analysis of automatic recordings. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, 521, 1-75.
75. Wagner H and Blickhan R. (1999). Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. *Journal of theoretical biology*, 199(2): 163-179.
76. Kubow T and Full R. (1999). The role of the mechanical system in control: a hypothesis of self-stabilization in hexapedal runners. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 354(1385): 849-861.
77. Fukuoka Y, Habu Y, and Fukui T. (2013). Analysis of the gait generation principle by a simulated quadruped model with a CPG incorporating vestibular modulation. *Biological cybernetics*, 107(6), 695-710.
78. Fukuoka Y, Fukino K, Habu Y, and Mori Y. (2015). Energy evaluation of a bio-inspired gait modulation method for quadrupedal locomotion. *Bioinspiration & biomimetics*, 10(4), 046017.
79. 福井 貴大, 羽部 安史, 福岡 泰宏. (2012). シミュレーションによる4足ロボットの歩容遷移の実現と解析. In 電気学会東京支部茨城支所研究発表会講演予稿集, 2012年11月24日, 20, 110.
80. 羽部安史, 福井貴大, 福岡泰宏. (2013). シミュレーションを用いた4足動物モデ

- ルの歩容生成原理の分析. Inバイオメカニズム学術講演会予稿集, 2013年11月16-17日, 34, 13-14.
81. 羽部安史, 宇多慶一郎, 戸部仁貴, 福井諭, 石原淳也, 青島伸一, 福岡泰宏. (2016). 4脚動物の歩行走行メカニズムの工学的解明. In 精密工学会大会学術講演会講演論文集, 2016年3月15-17日, 2016, 7.
82. 羽部安史, 福井諭, 石原淳也, 青島伸一, 福岡泰宏. (2016). 4脚動物モデルによる歩行メカニズムの工学的解明, In 電気学会東京支部茨城支所研究発表会講演予稿集, 2016年12月17日, 24, 92.
83. 福井諭, 羽部安史, 石原淳也, 福岡泰宏. (2016). 4脚動物の走行メカニズムの工学的解明, In 電気学会東京支部茨城支所研究発表会講演予稿集, 2016年12月17日, 24, 90.
84. 羽部安史, 福井諭, 石原淳也, 福岡泰宏. (2017). 生物の神経構造と筋骨格を模した4脚動物モデルによる歩容遷移現象の創発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, 2017年5月10-13日, 2017, 2A1-L06.
85. Habu Y, Yamada Y, Fukui S, and Fukuoka Y. (2018). A Simple Rule for Quadrupedal Gait Transition Proposed by a Simulated Muscle-driven Quadruped Model with Two-level CPGs, *In 2018 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2018 December 12-15, 2018, 2075-2081, IEEE.