

2023 年 博士論文

受動的歩行を規範とする身体の動力学的特性を  
巧く利用した歩行の実現と歩容解析

岡山理科大学大学院  
工学研究科  
システム科学専攻  
T18 SD05 三輪 正一

## 目次

1	緒論.....	6
2	円弧足と膝の伸縮を用いた受動歩行メカニズムに基づく二足歩行（二次元拘束）.....	8
2.1	緒言.....	8
2.2	DD motor を用いた実験装置 PBEmu-IV.....	9
2.3	受動歩行メカニズムに基づく二足歩行実験.....	11
2.3.1	胴体の姿勢制御を伴う受動歩行メカニズムに基づく歩行の実現.....	12
2.3.1.1	歩行中の脚の動きと姿勢維持.....	12
2.3.1.2	着地時の姿勢維持.....	12
2.3.1.3	歩行中の膝の伸縮.....	13
2.3.2	膝伸縮が歩行に及ぼす影響.....	13
2.3.2.1	膝伸縮量，角周波数及び歩幅の関係.....	13
2.3.3	膝の伸縮と脚重心位置の歩行への影響.....	14
2.3.4	周波数応答特性.....	17
2.3.4.1	膝の振幅と歩行の角周波数の関係.....	17
2.3.4.2	歩行ゲイン特性.....	17
2.3.4.3	位相特性.....	18
2.3.4.4	膝の振幅と歩行速度.....	19
2.3.4.5	移動仕事率.....	20
2.4	結言.....	21
3	受動歩行メカニズムに基づく二足歩行の数値シミュレーションを用いた周波数応答解析.....	22
3.1	緒言.....	22
3.1.1	二足歩行機のモデリング.....	22
3.1.1.1	片足支持期の動的モデル.....	22
3.1.1.2	衝突モデル.....	23
3.1.2	歩行の周波数応答.....	23
3.1.2.1	膝の目標軌道と追従制御.....	23
3.1.2.2	歩行の周波数応答の定義.....	23
3.1.3	シミュレーション.....	24
3.1.4	直立と歩行開始.....	25
3.1.5	歩行の周波数応答.....	26
3.1.5.1	歩行ゲイン.....	26
3.1.5.2	移動仕事率.....	27
3.1.5.3	歩行位相.....	28
3.1.5.4	胴体の影響.....	28
3.2	結言.....	29
4	3次元歩行への拡張.....	30
4.1	緒言.....	30

4.2	偏平足を用いた三次元受動歩行の実現.....	31
4.2.1	偏平足用いた3次元受動歩行機 RW01 [33].....	31
4.2.1.1	歩行機 RW01.....	31
4.2.2	偏平足用いた3次元受動歩行機：RW03 [34].....	32
4.2.2.1	歩行機 RW03.....	32
4.2.2.2	質量中心位置が歩行に及ぼす影響.....	33
4.2.2.3	ZMP の遷移.....	34
4.3	偏平足を用いた受動歩行メカニズムに基づく3次元歩行の実現：RW04.....	35
4.3.1	歩行機 RW04.....	35
4.3.2	偏平足を用いた三次元受動歩行に基づく歩行の実現.....	36
4.3.3	歩行の周波数応答解析.....	36
4.4	生物の神経系を模した適応的な歩行.....	38
4.4.1	歩行機 RW06.....	38
4.4.2	神経振動子.....	39
4.4.3	斜面の変化への適応性.....	40
4.5	結言.....	41
5	受動歩行メカニズムに基づく四足歩行.....	42
5.1	緒言.....	42
5.2	三次元四足歩行機 RW06-Duo.....	43
5.3	歩行実験.....	45
5.3.1	歩容の種類.....	45
5.3.2	Diagonality index を用いた定量的な歩容の分類.....	46
5.4	実験結果.....	47
5.4.1	励起された歩容.....	47
5.4.2	各歩容における体幹の剛性と移動速度.....	48
5.4.3	背骨剛性・周波数に対する平均移動速度.....	49
5.4.4	背骨剛性・周波数・歩容に対する移動速度及び移動仕事率.....	49
5.4.5	フルード数に対する移動効率.....	50
5.4.6	DI と移動速度.....	51
5.4.7	同一条件における歩容の遷移.....	51
5.5	結言.....	53
6	結論.....	54
謝辞	55	

## 目次

1	緒論.....	6
2	円弧足と膝の伸縮を用いた受動歩行メカニズムに基づく二足歩行（二次元拘束）.....	8
2.1	緒言.....	8
2.2	DD motor を用いた実験装置 PBEmu-IV.....	9
2.3	受動歩行を規範とする二足歩行実験.....	11
2.3.1	胴体の姿勢制御を伴う受動歩行を規範とする歩行の実現.....	12
2.3.2	膝伸縮が歩行に及ぼす影響.....	13
2.3.3	膝の伸縮と脚重心位置の歩行への影響.....	14
2.3.4	周波数応答特性.....	17
2.4	結言.....	21
3	受動歩行メカニズムに基づく二足歩行の数値シミュレーションを用いた周波数応答解析.....	22
3.1	緒言.....	22
3.1.1	二足歩行機のモデリング.....	22
3.1.2	歩行の周波数応答.....	23
3.1.3	シミュレーション.....	24
3.1.4	直立と歩行開始.....	25
3.1.5	歩行の周波数応答.....	26
3.2	結言.....	29
4	3次元歩行への拡張.....	30
4.1	緒言.....	30
4.2	偏平足を用いた三次元受動歩行の実現.....	31
4.2.1	偏平足用いた3次元受動歩行機 RW01 [33].....	31
4.2.2	偏平足用いた3次元受動歩行機：RW03 [34].....	32
4.2.2.3	ZMP の遷移.....	34
4.3	偏平足を用いた受動歩行メカニズムに基づく3次元歩行の実現：RW04.....	35
4.3.1	歩行機 RW04.....	35
4.3.2	偏平足を用いた三次元受動歩行に基づく歩行の実現.....	36
4.3.3	歩行の周波数応答解析.....	36
4.4	生物の神経系を模した適応的な歩行.....	38
4.4.1	歩行機 RW06.....	38
4.4.2	神経振動子.....	39
4.4.3	斜面の変化への適応性.....	40
4.5	結言.....	41
5	受動歩行メカニズムに基づく四足歩行.....	42
5.1	緒言.....	42
5.2	三次元四足歩行機 RW06-Duo.....	43
5.3	歩行実験.....	45
5.3.1	歩容の種類.....	45
5.3.2	Diagonality index を用いた定量的な歩容の分類.....	46

5.4	実験結果 .....	47
5.4.1	励起された歩容 .....	47
5.4.2	各歩容における体幹の剛性と移動速度 .....	48
5.4.3	背骨剛性・周波数に対する平均移動速度 .....	49
5.4.4	背骨剛性・周波数・歩容に対する移動速度及び移動仕事率 .....	49
5.4.5	フルード数に対する移動効率 .....	50
5.4.6	DI と移動速度 .....	51
5.4.7	同一条件における歩容の遷移 .....	51
5.5	結言 .....	53
6	結論 .....	54
謝辞	.....	55
参考文献	.....	56

## 1 緒論

受動的動歩行 (Passive dynamic walking, 以下, 受動歩行) は二本 [1, 2, 3, 4] もしくは四本 [5, 6, 7, 8] の脚を持つリンク系が適当な初期条件を与えられると緩斜面を極めてなめらかに歩く現象である。この現象は歩行機がその物理特性に基づいて環境である重力場と斜面と相互作用することで実現されるため、歩行機の身体形状や環境の変化に合わせてその歩容を自律的に変化させる。具体的には、環境パラメータの一つである斜面角度が歩幅や移動速度に影響を与えることが知られている。生物もまた身体の動力的特性と環境の変化や移動速度に対して歩容を変化させる [9, 10]。生物は移動速度に対してエネルギーの意味で最適化されるように歩容が変化させることから、身体の動力的特性をうまく利用しているものと考えられる。

脚ロボットの場、人工的に設計された歩行軌道に追従させ何らかの方法で転倒を回避する一般的なモデルベース手法を採ると、歩容を変化させるためには設計された複数の軌道を移動速度などに応じて切り換える必要がある [11]。このような人工的に設計された歩行軌道への追従制御と転倒回避は、ロボットの身体が持つ動力的特性を抑制する傾向が強く、エネルギー消費の増加や不自然な歩容を招く一つの要因と考えられる。さらに、歩容の変化も予め設計された指標 (例えば移動速度) に応じて意図的に行う必要があり、ロボットが持つ身体特性に基づいて自律的に歩容を変化させることは難しい。つまり、生物や受動歩行のような、効率的で自然な歩容の自律的変化を能動的に制御するロボットで実現することは挑戦的な課題の一つである。

我々は身体の動力的特性をうまく利用した歩行ロボットを実現する一つの方法として、受動歩行を規範としこれにアシスト的な能動要素を漸次的に加えることが有効と考える。受動歩行研究を始めた McGeer はライト兄弟の動力飛行実現過程になぞらえて、受動歩行を理解し能動歩行へ拡張するというシナリオを描いていた [12]。実際、受動歩行から能動歩行への拡張は McGeer の研究当初から様々な方法が検討され、その後、様々な研究者によって実機が実現されてきた (例えば [13, 14, 15, 16, 17])。さらに我々は、歩行は振動現象であり、これを何らかの方法で励起することで実現することが可能と考えている。実際、脊椎動物はリズムを生成する神経振動子を有しており、これによって四肢を振動させることで歩行を励起しているものと考えられる。神経振動子による四足歩行ロボットは、環境適応性 [18] や自律的歩容遷移 [19, 20] など生物に近い運動を創発することが報告されている。また、周期的な入力によって歩行を励起する手法も提案されてきている [21, 22, 23, 16]。したがって、受動歩行を実現する歩行機を実現し、これにアシスト的な振動要素を加えることで身体の動力的特性の一つである周波数応答特性をうまく利用した歩行が実現できるものと考えられる。さらに、歩容の変化についても移動速度や環境の変化に応じ、かつ周波数特性に合わせて自律的に実現されることを期待する。

そこで本研究は、受動歩行を規範とし、これにアシスト的な振動要素を導入することで身体の動力的特性をうまく利用した二足および四足歩行を実現するとともに、歩容が移動速度などに応じてどのように変化するのか明らかにすることを目的とする。具体的には、受動歩行に基づいた二足および四足歩行機が、歩行を励起する能動要素の周波数によってどのように歩容を変化させるのか、つまり歩行を周波数応答と捉えその特性を明らかにする。さらに、得られた歩容がエネルギーの意味で効率的であり、特定の周波数で最適な歩容が得られるとともに、四足歩行においては入力の周波数に応じてエネルギー効率のよい歩容が自律的に創発されることを明らかにする。

本論文は以下のような流れで構成される。

1. まず受動歩行メカニズムに基づいた二足歩行を実現することが重要となる。そこで問題を簡略化するために、運動をサジタル平面内に拘束したモデルに対し、伸縮膝関節を導入することで受動歩行を水平面に拡張する。具体的には、直動膝関節と円弧足を持つロボットを実現し二足歩行が可能であることを示す。さらに、膝の周波数を変化させることで歩幅や移動速

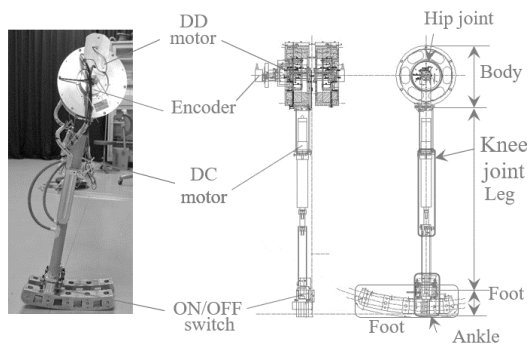
- 度が変化することを示す（第2章）.
2. 次に，得られた膝の伸縮による二足歩行の周波数応答特性をシミュレーションにより明らかにする（第3章）.
  3. さらに，円弧足をバネで支持された球面足関節に置き換えることで3次元歩行に拡張する．また，膝の運動に神経振動子を導入し，斜面の変化に対する適応的な歩行が可能となることを示す（第4章）.
  4. 最後に，回転関節を持つ体幹で二足歩行機を連結した四足歩行機を実現し，膝の周波数を変化させることで歩行速度が変化するだけでなく，二足歩行では確認されなかった歩容変化が観察されたことについて述べる（第5章）.

## 2 円弧足と膝の伸縮を用いた受動歩行メカニズムに基づく二足歩行（二次元拘束）

### 2.1 緒言

多自由度系としてのロボットの二足歩行を実現するために、まず運動を簡略化して二次元平面（サジタル平面）に拘束することを考える。このとき、歩行に最低限必要となるのは遊脚股関節と支持脚姿勢角（接地点回りの回転角）の2自由度である。それ以外は、膝や足首（場合によっては腕）のように歩行を励起するための振動を与える自由度と、胴体のように基本的には一定値を保つ自由度と考えることができる。実際、受動歩行に関する研究の多くが解析モデルとしてコンパスモデル [24]を中心とした二リンク系を採用している。

本章では、胴体リンクを挟む二脚を持つ二次元モデルに伸縮膝関節を導入し、これを周期的に伸縮させることで受動歩行を規範とする二足歩行を実現し、従来研究では明らかにされていなかった二足歩行の周波数応答特性を解析する。具体的には伸縮膝関節と円弧足を持つ Prototype biped Emu-IV（以下 PBEmu-IV, Fig. 2-1 (a)）と呼ばれる二足歩行機を開発し、伸縮膝関節の周期的な運動に基づいて二足歩行が実現できることを実験により示す。さらに、膝の周波数を変化させることで歩幅や移動速度が変化する、つまり歩行の周波数応答特性を明らかにする。



(a) Prototype Biped Emu-IV

*novaehollandiae*)



(b) エミュー (*Dromaius*

Fig. 2-1 Prototype Biped Emu-IV とエミュー



## 2.2 DD motor を用いた実験装置 PBEmu-IV

現在主流である目標軌道を用いた手法の場合、各関節において減速比の大きなギヤードモータを用いることでロボットの動特性の影響を受けにくいロバストな制御系を構成することができる。しかし、これは受動歩行を規範とする歩行の実現に必要な自由振動を阻害する。この為、動力を必要とする姿勢制御を伴う胴体をもつものは存在しなかった。そこで、DD モータのバックドライバビリティに注目し、胴体として DD モータのステータ一部分を胴体を含む 1 胴 2 脚の二足歩行ロボットを試作した。これにより、歩行中、支持脚側股関節で胴体の水平姿勢を維持するよう制御し、遊脚股関節はフリージョイントとすることで歩行自由度の自由振動を実現することができる。この手法を用いて胴体の姿勢制御を伴う受動歩行を規範とした歩行を実現し、得られた歩行を解析することが本歩行機の狙いである。ここで、歩行の簡単化の為、二次元拘束して実験を行う。我々は、Fig. 2-1 (a) に示す実験装置を、Prototype biped Emu-IVと呼んでいる。これは、オーストラリアに生息する走鳥類 Emu (Fig. 2-1 (b)) をモデルとしている。PBEmu-IVの膝にはボールスクリューによる直動関節を用い、約 60[mm]の伸縮を可能としている。また、足底は円弧状とすることで地面と線接触となり、着地から離脱までスムーズに運動することで地面との接地位置が変化する。この特性は、足関節に直接トルクを印加することなく、足首トルクと同様の効果が得られる。円弧状の脚底は、その中心が股関節中心付近に来るよう設計されている。この円弧足により、系全体が安定となり、直立姿勢の維持と歩行が容易に実現できる。股関節と膝の直動関節にエンコーダを設け、胴体を基準とした脚の相対角度と膝の伸縮量を角変位として計測する。PBEmu-IV の物理パラメータと使用機器を Table 2-1, Table 2-2 に示す。

Table 2-1 PBEmu-IVの仕様

Leg		Body	
Mass	2.9 [kg]	Mass	16.1 [kg]
Length	0.75 – 0.8 [m]	Radius	0,1 [m]
COG	0.25 [m]	COG	Body center
Foot radius	0.8 [m]		
Natural Frequency	$1.3\pi$ [rad/s]		

Table 2-2 PBEmu-IV の使用機器

		Model number	Maker	Note
Body Parts	Motor	B18-25-22	ShinMaywa	
	Motor driver	S30TA-2-301	ShinMaywa	
	Encoder	E6H-CWZ3X	OMRON	Resolution: 3600[p/rev]
Knee Parts	Motor	RE30	maxon	
	Motor driver	SMCM2-AI	Servoland	
	Gear head	GP23C	maxon	Reduction ratio 14:1
	Encoder	MRENC Type L	maxon	Resolution 1000[p/rev]
	Joint	VLA-CT-35-21-0050	THK CO., LTD	
Control Board	DSP board	ADSP324-00A	Chubu Electronic Co.	
	D/A board	ADSP324-03	Chubu Electronic Co.	Resolution 12 bit
	Counter board	ADSP324-11	Chubu Electronic Co.	Resolution 12 bit

## 2.3 受動歩行を規範とする二足歩行実験

Table 2-3 PBEmu-IV 実験の流れ

番号	目的	番号	Title	Note
2.3.1	歩行の実現	2.3.1.1	歩行中の脚の動きと姿勢維持	胴体の姿勢維持を伴う受動歩行メカニズムに基づく二足歩行の実現
		2.3.1.2	着地時の姿勢維持	
		2.3.1.3	歩行中の膝の伸縮	
2.3.2	膝伸縮が歩行に及ぼす影響	2.3.2.1	膝伸縮量、角周波数及び歩幅の関係	膝伸縮と歩行の関係性
		2.3.2.2	膝の振幅と歩行の角周波数の関係	
		2.3.2.3	膝の振幅と歩行速度	
2.3.3	重心位置が歩行へ及ぼす影響	2.3.4	脚重心位置の歩行への影響	重心位置の歩行へ及ぼす影響
		2.3.4.1	膝の振幅と歩行の角周波数の関係	
2.3.4	周波数応答特性	2.3.4.2	歩行ゲイン特性	膝の正弦波状の入力を歩行励起のための入力とし、出力を歩幅、速度とすることで、歩行を周波数応答と捉え解析を行った結果を示す。
		2.3.4.3	位相特性	
		2.3.4.4	膝の振幅と歩行速度	
		2.3.4.5	移動仕事率	



(a) 緩斜面 脚の重心：脚上



(b) 水平面 脚の重心：脚前方

Fig. 2-2 足の取り付け位置と歩行機の姿勢

受動歩行を規範とする歩行を実現するため、両膝の伸縮による歩行励起方法 [22]を用いた。ここで、膝関節の目標値が周期的な時間関数であるため、その周波数や振幅を変化させることで歩行の速度や歩幅をフィードフォワード的に変化させることができる。このことを実験結果に基づき 2.3.2 項で述べる。次に、重力の進行方向の分力を推力として、胴体の制御を伴う受動歩行の実現と、重心の歩行に及ぼす影響を調べるため、以下に示す 2 種類の受動歩行を規範とする歩行の実験を行った。まず、Fig. 2-2 (a) の状態で緩斜面上における胴体の姿勢制御を伴う受動的歩行を行った。次に、平面上において脚の重心を前方に移動し歩行実験を行った (Fig. 2-2 (b))。実験の流れを Table 2-3 に示す。

### 2.3.1 胴体の姿勢制御を伴う受動歩行を規範とする歩行の実現

#### 2.3.1.1 歩行中の脚の動きと姿勢維持

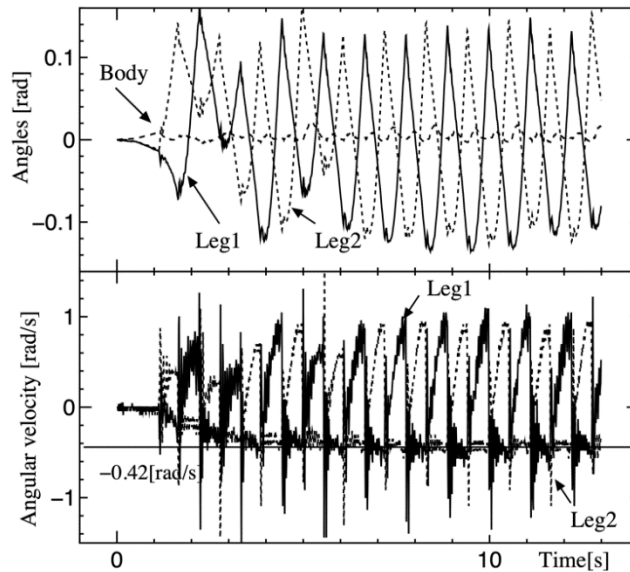


Fig. 2-3 股関節と胴体の角度（上）および角速度（下）

胴体を持つ受動歩行を規範とする歩行を実現するため、直立姿勢から膝を 20[mm]伸ばした後に振幅 $K_\omega = 10$ [mm]角周波数 $\omega = 1.4\pi$ [rad/s]の sin 波を位相 $\pi$ ずらして両膝に入力した。

$$l_{id} = K_\omega \sin\{\omega t + \pi i\} + L, \quad i = 0, 1 \quad (2.1)$$

ただし、 $l_{id}$ は脚長で $i = 0, 1$ は左右、 $L$ は膝の振動中心における脚長を示す。Fig. 2-3 は両足を揃えた直立状態を基準とした両脚と胴体の絶対角度 $q_i, i = 0, 1, 2$ で $i = 2$ は胴体を示す。股関節の角度 $\alpha_{\omega\omega} = q_0 - q_1$ 、即ち歩幅にばらつきがあるが、Leg1, Leg2 が直立状態を基準とした位置より交互に動いており、歩行を行っていることがわかる。この歩幅のばらつきの原因として、床面の凹凸やケーブルの影響などが考えられる。場合によっては、このばらつきが極端に発生して歩行が継続されない場合も生じた。実験室の制約上 20 歩程度しか歩行が継続できないが、9 割以上の確率で歩行が継続された。胴体は 0 度付近で推移していることより姿勢維持が有効であることを示している。

#### 2.3.1.2 着地時の姿勢維持

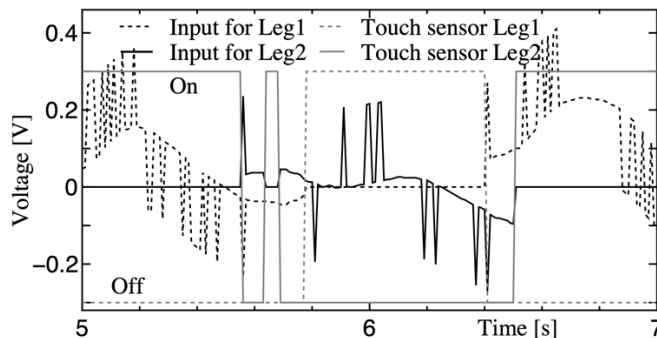


Fig. 2-4 接触センサの応答及び、脚への指令電圧

Fig. 2-4 は両股関節の DD モータへの入力指令電圧及び、足首に設けたタッチセンサの信号を示す。この図から、タッチセンサが共に ON もしくは OFF になる瞬間が存在することがわかる。これは、脚底が円弧状なのでセンサが同時に反応する為の十分な圧力が得られない、もしくは、両方のセンサが同時に反応することに起因する。そこで、この状態を両脚支持期と考え両股関節の DD モータを用いて姿勢の維持をおこなった。

### 2.3.1.3 歩行中の膝の伸縮

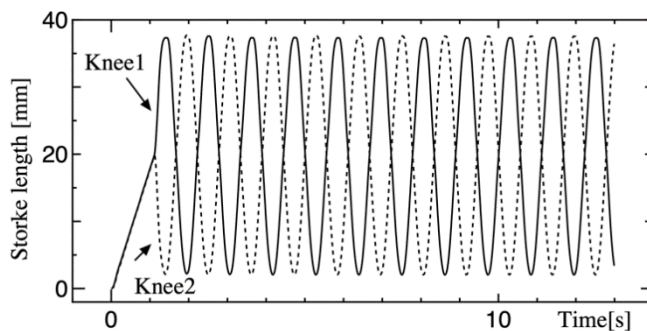


Fig. 2-5 膝の長さの目標値と実測値

Fig. 2-5 に膝の伸縮波形を示す。膝の伸縮が正弦波状に推移していることが示される。以上の結果より、膝の伸縮を用いることで、胴体の姿勢維持を伴う受動歩行を規範とする歩行を実現したと言える。

## 2.3.2 膝伸縮が歩行に及ぼす影響

### 2.3.2.1 膝伸縮量、角周波数及び歩幅の関係

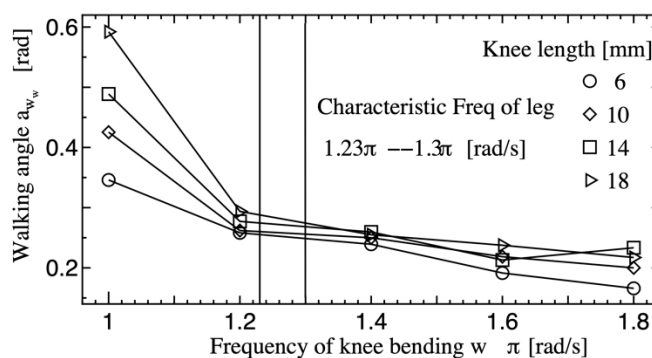


Fig. 2-6 膝の周波数と歩幅

膝の伸縮を用いた歩行では、伸縮の角周波数 $\omega$ 及び振幅 $K_\omega$ を変化させることでさまざまな歩行パターンが励起されることが知られている。そこで、PBEmu-IVにおいて膝の振動の変化が歩行にどのような影響を及ぼすか調べる為、膝伸縮の角周波数 $\omega = 1.0\pi - 1.8\pi$  [rad/s]、振幅 $K_\omega = 6 - 18$  [mm]に変化させ実験をおこなった。なお、図の実験データは、同じ条件下で 5 回実験を行いその平均値を用いた。各実験データは歩行開始後定常歩行に至った、即ち安定した歩行周期や歩幅に落ち着いた後の 5 歩の平均を用いている。Fig. 2-6 に膝の角周波数 ( $1.0\pi - 1.8\pi$  [rad/s]) に対する歩幅 $\alpha_{\omega_\omega}$ を示す。遊脚の固有角周波数  $1.3\pi$  [rad/s]付近で歩行が励起されている。この周波数より低い場合では、

極端に歩幅が増加する傾向を示している。このことは、遊脚の固有周波数より低い周波数域では歩幅が大きくなりすぎ歩行が励起できなくなることを意味する。また、膝伸縮の角周波数を遊脚の固有角振動より増加させていくと歩幅が小さくなる。つまり、膝の角周波数の増加に伴い歩幅が小さくなり歩行が励起されなくなることを意味する。このことは、この歩行が、遊脚の固有角周波数、即ち、ロボット固有の物理パラメータに依存していることを示しており、この意味で自然な歩行といえることができる。また、歩幅は  $1.0\pi$  [rad/s]において最大となり角周波数の増加に伴って減少する傾向が見て取れる。つまり、 $1.0\pi$  [rad/s]が歩行ゲイン  $W_\omega = |\alpha_{\omega_\omega}/K_\omega|$ の最も高い膝の角周波数であることが分かる。同様に膝の振幅を大きくとれば歩幅が大きくなることもわかる。歩幅が大きくなると歩行速度も比例して大きくなるので、1歩当たりの移動距離が増えることを意味する。ここで、膝伸縮を大きくとり歩幅を大きくすることはエネルギー効率上不利なので、歩行励起感度が高い角周波数を用いることが、エネルギー効率の良い歩行の実現の為に重要である。

### 2.3.3 膝の伸縮と脚重心位置の歩行への影響

Fig. 2-2 で示す装置を用いて地面の傾斜角及び脚の重心位置を変化させて実験を行い、胴体の姿勢制御を伴う受動歩行を実現し、そこから得られた実験結果を比較することで、傾斜角や重心の位置がどのように歩行に影響するか調べる。

実験 (1) Fig. 2-2 (a) に示す装置を用い遊脚の伸縮を行った場合

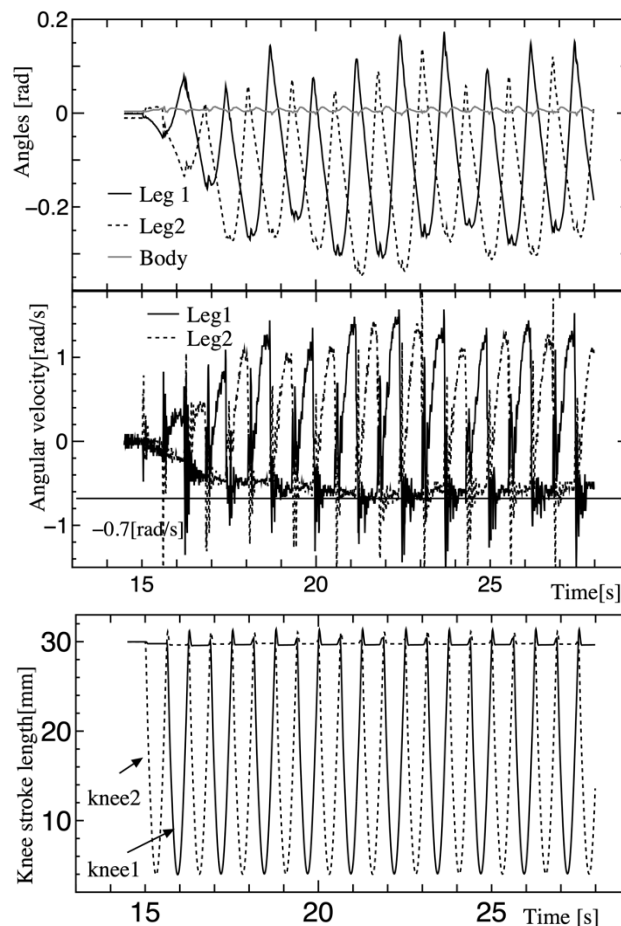


Fig. 2-7 遊脚のみを伸縮させた場合. 脚と胴体の角度 (上), 角速度 (下)

次に、遊脚伸縮のみによる歩行結果について述べる。遊脚膝伸縮パターンは振幅 $K_{\omega} = 26[\text{mm}]$ 、角周波数 $\omega = 1.6\pi [\text{rad/s}]$ である。Fig. 2-7 上図に脚および胴体の絶対角度、中図に角速度を下図に膝の伸縮パターンを示す。Fig. 2-7 中図からわかるように5歩（約3[s]）で支持脚角速度約 $-0.7 [\text{rad/s}]$ に収束していることがわかる。遊脚伸縮のみを用いた歩行については浅野ら [23]によって提案されたパラメータ励振手法がある。本結果は遊脚伸縮のみで歩行が可能であることを実験により示したものである。

Fig. 2-8 は足の取り付け位置を前後対称とし（この場合、Fig. 2-2 (b) のように脚全体の重心位置は脚上に配置される）PBEmu-IV を歩行させたときの結果を示している。この図からわかるように、装置は歩行することなく同じ場所で足踏みを繰り返した。両膝の伸縮を用いた実験においても同様の結果が得られている。また、角速度などの初期条件を与えても歩行は継続せずやがてある場所にとどまり足踏みを繰り返した。南方ら [22]も指摘しているように、装置の重心位置を進行方向に傾斜させること（この場合 Fig. 2-2 (a) のように足の取り付け位置を後方にすること）が歩行の開始と継続に重要な意味を持つことがわかる。歩行の継続について、衝突などにより失われたエネルギーがどのようなメカニズムによって得られるエネルギーで回復しているのか今後詳細に検討する必要がある。

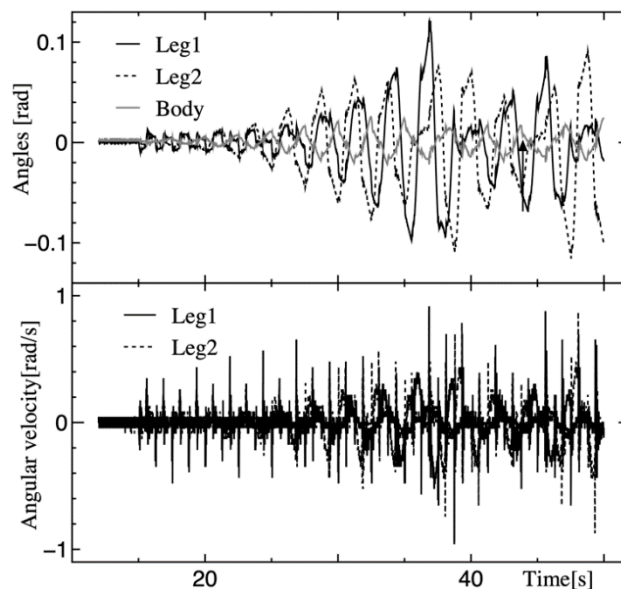


Fig. 2-8 足を前後対照に配置した場合.

実験 (2) Fig. 2-2 (b) に示す装置を用い緩斜面で遊脚伸縮を行った場合 (受動歩行)

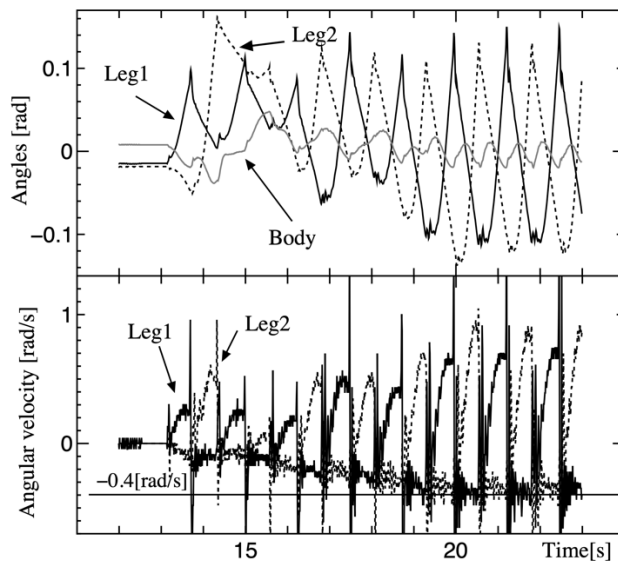


Fig. 2-9 受動歩行. 脚と胴体の角度 (上), 角速度 (下)

緩斜面上での遊脚伸縮による歩行実験について述べる. この実験では遊脚振動の影響をなくするために足を前後対称に配置した. 遊脚伸縮は遊脚が地面に接触しないようにすることが目的となるため, いわゆる受動歩行となる. 円周状歩行路の斜面は, 木製合板で区分的に作成した緩斜面を繋ぎ合わせることで近似的に実現している. 膝伸縮パターンは実験 (1) と同じである. Fig. 2-9 から歩行は 10 歩, 約 6 [s] で角速度  $-0.4[\text{rad/s}]$  に収束していることがわかる. 斜面の傾きは  $0.57[^\circ]$  と極めて小さい. これは, この装置が受動歩行を行う場合, 衝突時のエネルギー損失が極めて小さいことを意味している. 以前行った 受動歩行 [19] は多くても 4 歩しか歩行を実現することができなかったが, この方法の場合 9 割以上の確率で歩行が継続された. 主要要因として, 足円弧半径を脚長に近づけたことによって歩行の安定性が向上したこと, ケーブルおよびラテラル方向拘束機構による外乱が装置の改良によって軽減されたことを挙げるができる.

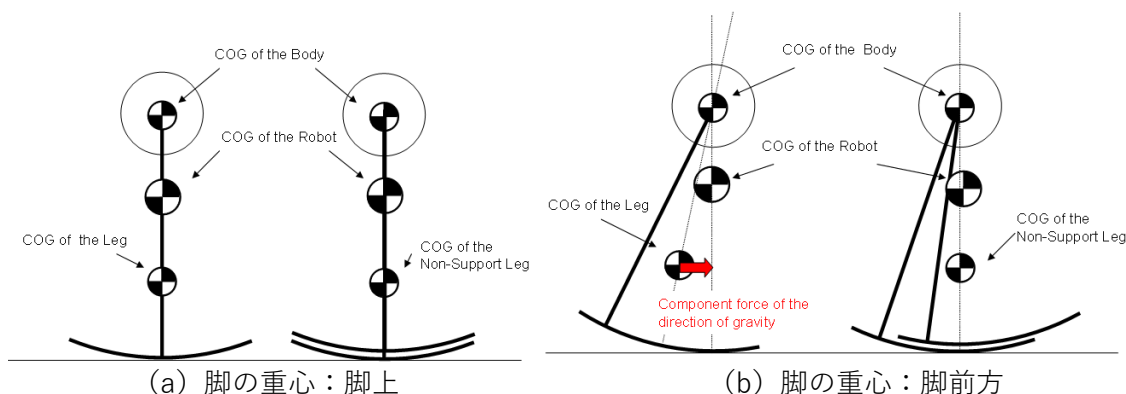


Fig. 2-10 重心の影響



### 2.3.4 周波数応答特性

両膝の正弦波状の伸縮による歩行に対し、膝の正弦波状の入力を歩行励起のための入力とし、出力を歩幅、速度とすることで、歩行を周波数応答の観点で解析することが可能である。ここでは、装置の歩行に対する周波数応答特性を解析した結果について述べる。

#### 2.3.4.1 膝の振幅と歩行の角周波数の関係

Fig. 2-11 に膝の振幅 $K_w$ と歩行の角周波数 $\omega_w$ （2歩を1周期とする）の関係を示す。膝の角周波数 $\omega$ を変化させることで歩幅は変化しているが歩行角周波数 $\omega_w$ は、膝の振幅に関係せずほぼ一定である。また、歩行角周波数は膝の角周波数に等しい為、 $\omega = \omega_w$ となる。以上より、歩行周期は膝の角周波数のみに依存するパラメータであると思なすことができる。

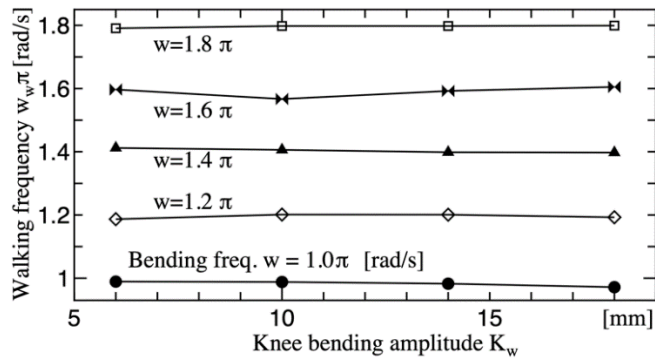


Fig. 2-11 膝の振幅と歩行角周波数（この図では1歩を1周期としている点に注意）

#### 2.3.4.2 歩行ゲイン特性

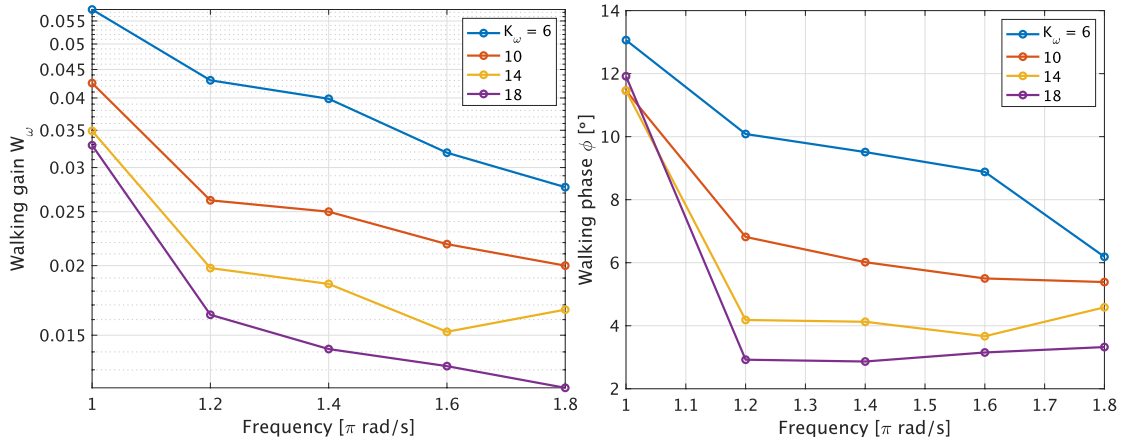


Fig. 2-12 歩行ゲイン（左）と位相（右）

Fig. 2-12 は歩行ゲイン $W_\omega$ と位相差 $\phi_\omega$ である。位相差は $\phi_\omega = \omega T_n - \omega T_{kn}$ で定義する。ただし、 $T_{kn}$ は $n$ 歩目において衝突から両脚の長さが等しくなるまでの時間（1歩の時間）、 $T_n$ は前の衝突から $n$ 歩目の衝突までの時間である。それぞれ振幅を6~18[mm]に変化させて実験を行った。Fig. 2-12左図から、PBEmu-IVは $1.0\pi$ [rad/s]において歩幅 $a_{\omega_w}$ および歩行ゲインが最大となり角周波数の増加に伴って減少する傾向が確認できる。つまり、 $1.0\pi$ [rad/s]が最も歩行ゲインの高い膝の角周波数といえる。また、膝振幅を大きくとれば歩幅が大きくなることもわかる。歩行ゲインは膝振幅

の増加に対して減少している。これは振幅の増加に伴い運動速度が上昇し、衝突や摩擦などによって失われるエネルギーが相対的に増加することが原因であると考えられる。描画した範囲外では、角周波数、膝振幅ともに描画範囲のそれとは離れた値となっていくつかの場合を除いて歩行は継続しなかった。原因として、足の有効接地範囲が制限され、足の中心と脚の振動中心もずれており、膝角周波数の減少に伴い歩幅が大きくなりすぎると転倒すること、また、膝角周波数が大きい場合膝振幅が小さいと歩行ゲインが小さくなりすぎため歩行が励起されにくくなることが挙げられる。実験結果は、股関節回りの脚の固有周波数  $1.3\pi$ [rad/s] に近いところで歩行が励起されることを示している。ただし、歩行ゲインが脚の固有周波数で最大となるわけではない。

Fig. 2-13は歩行ゲインがほぼ等しい角周波数  $1.0\pi$ [rad/s]、振幅  $6$ [mm]と角周波数  $1.8\pi$ [rad/s]、振幅  $18$ [mm]における脚角速度のグラフを並べたものである。遊脚の角速度をみると  $-0.2 \sim -0.3$ [rad/s]で振れ始め、 $1.0\pi$  [rad/s]の場合、衝突時刻がゼロに近く、 $1.8\pi$ [rad/s]で正（ゼロの手前）になっていることがわかる。つまり、角周波数の減少に伴い遊脚重心が最上点に達する時刻に衝突時刻が近づくことから、歩行ゲインの増減は遊脚の運動に依存していると捉えることができる。安定な歩行が得られるとすれば、さらに角周波数を減少させると遊脚角速度が支持脚角速度に一致する時刻に衝突し、その後、遊脚が支持脚に対して接近しながら衝突するようになる。支持脚に対する遊脚の相対角速度が正である限り歩幅は増加するので、相対角速度がゼロになる時刻に衝突するときピークを迎えその後減少に転じる。片足支持期において系が安定で十分大きな足の有効接地範囲が与えられれば、転倒せずに遊脚が振り戻されるので共振点を観測できるものとする。脚固有周波数より低い周波数まで歩行ゲインが増加するのは、遊脚が負の角速度で振れ始め支持脚との相対角速度がゼロ、つまり遊脚速度が負になるまで歩幅が増加し一步の時間が脚固有周期の半分より長くなるためである。

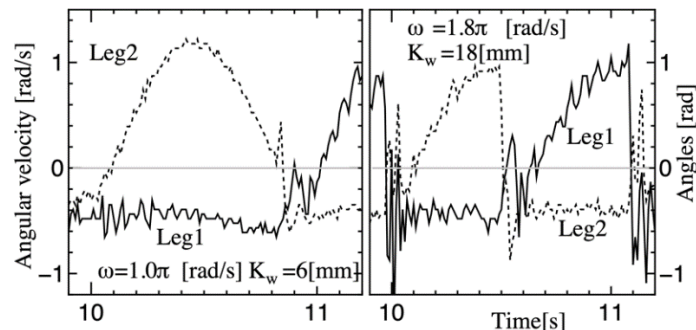


Fig. 2-13 衝突時刻

#### 2.3.4.3 位相特性

Fig. 2-14は脚の角速度と膝長およびタッチセンサ信号を重ね合わせたものである。衝突は足首機構によって2段階で発生する。この図から、最初の衝突が  $10.9\pi$ [rad] 付近で発生し、 $0.13\pi$ [rad]程度の両脚支持期を確認できる。また、両脚支持期間中に足首が縮みきったところで再び衝突することがセンサ信号からわかる。しかし、タッチセンサは確実に動作せず、また、 $11\pi$ [rad]直前に衝突点らしき動きを確認できるが全ての歩行において確認することは困難であったため正確な時刻を得ることができなかった。そこで、足首機構による最初の衝突時刻と膝長が交差する（等しくなる）点との差をもちいて位相特性を調べた (Fig. 2-12 右図)。この図より  $1.2\pi \sim 1.8\pi$ [rad/s]、 $10 \sim 18$ [mm]周辺で位相差はほぼ一定  $0.1\pi$ [rad]となることが読み取れる。相対的には  $1.0\pi \sim 1.2\pi$ で急激に  $0.1$ [rad]程度位相が進み、膝振幅の減少に伴って、特に  $6 \sim 10$  [mm]において位相が進むことがわかる。 $1.0\pi$ [rad/s]の場合、歩幅が増加し足の有効接地範囲を超える辺りで歩行するため、接地点

と股関節の間の距離が短くなり支持脚が長く遊脚が短い（つまり位相が進んだ）ところで衝突が起こる。膝振幅の減少に対して足首機構のストロークが相対的に大きく（つまり遊脚が長く）なり衝突が早まる。これらのことが衝突時刻に影響し、相対的な位相進みの原因になっているものと考えられる。

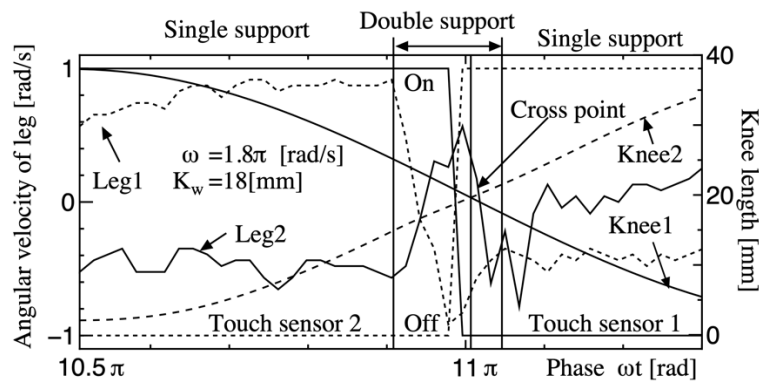


Fig. 2-14 両脚支持期

#### 2.3.4.4 膝の振幅と歩行速度

Fig. 2-15 に膝の振幅 $K_w$ と歩行速度 $v$ の関係を示す。ただし、歩行速度 $v$ は歩幅（長さ）を $s_L$ として、

$$s_L = 2L\sin(\alpha_{\omega\omega}/2) \quad (2.2)$$

$$v = \frac{s_L}{T_n} \quad (2.3)$$

と定義する。膝の振幅を大きくすれば歩行速度が増加する傾向が示されている。また、歩行ゲインの高い膝の角周波数を用いることで歩行速度が増加する傾向が示されている。Fig. 2-11 の結果と比較することで、膝の伸縮量が大きくなると歩行速度が増加する傾向があるといえる。このことより歩行励起感度の高い膝の角周波数を用いるとエネルギー効率が良く、かつ、歩行速度の大きな歩行の実現に有効であると言える。これらの結果は、今後さまざまな歩行方法を検討する場合の理想的な歩行パターンとして、また目的とする歩行速度を励起する歩行パターンとして重要であると考えられる。

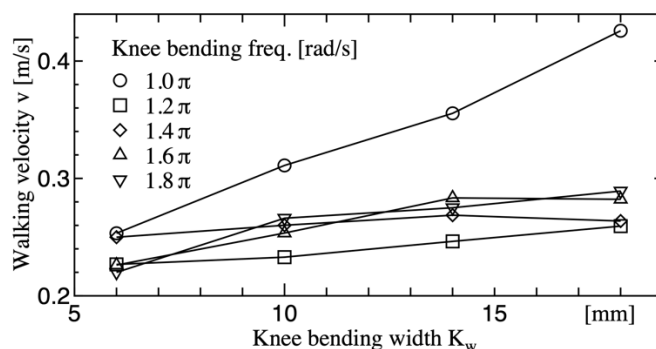


Fig. 2-15 膝の振幅と歩行速度

### 2.3.4.5 移動仕事率

さらに、膝の周波数と効率の関係を明らかにするために、移動仕事率 $C_{oT}$  [13]を Fig. 2-16 に示す。移動仕事率は機械出力を用いて算出した。DD モータの指令電圧と機械出力（トルク）は比例関係にあり勾配を 2.3（= 瞬間最大トルク 23[Nm]/最大指令 10[V]）としている。膝の直動関節は、膝を伸ばして直立した状態において指令電圧で 1.13~ 1.35[V]、平均 1.22[V]必要であった。このとき歩行機と平行リンク併せて $m = 25$ [kg]を支持しているものと仮定すると、発生力との勾配は 204（= $25 \times 9.8 / 1.22$ ）となる。以上の仮定の下で消費エネルギー $E_c$ および移動仕事率 $C_{oT}$ を次式により算出した。

$$E_c = \int_0^{T_\omega/2} |\dot{q}_e^T \cdot B_e \cdot \Gamma| dt \quad (2.4)$$

$$C_{oT} = \frac{E_c}{mgs_L} \quad (2.5)$$

ただし、 $T_\omega$ は歩行周期、 $q_e$ は関節角度と膝の変位を含む状態ベクトル、 $\Gamma$ は股関節 DD モータおよび膝伸縮モータへの入力、 $B_e$ は入力を絶対座標系へ変換する行列、 $g$ は重力加速度である。Fig. 2-16 から、最も歩行ゲインが高い角周波数 $\omega = 1.0\pi$ [rad/s]、振幅 $K_\omega = 6$ [mm]で消費エネルギー $E_c = 2.73$ [J]、歩幅 $s_L = 274$ [mm]、移動仕事率 $C_{oT} = 0.043$ 、最もゲイン歩行が低い $\omega = 1.8\pi$ [rad/s]、 $K_\omega = 18$ [mm]で消費エネルギー $E_c = 9.16$ [J]、歩幅 $s_L = 178$  [mm]、移動仕事率 $E_c = 0.228$  となった（注意：それぞれの平均値である）。歩行ゲインが最大値を取るとき、Collins ら [13]の結果 0.055 や人の 0.05 より若干効率がよいことが確認できる。

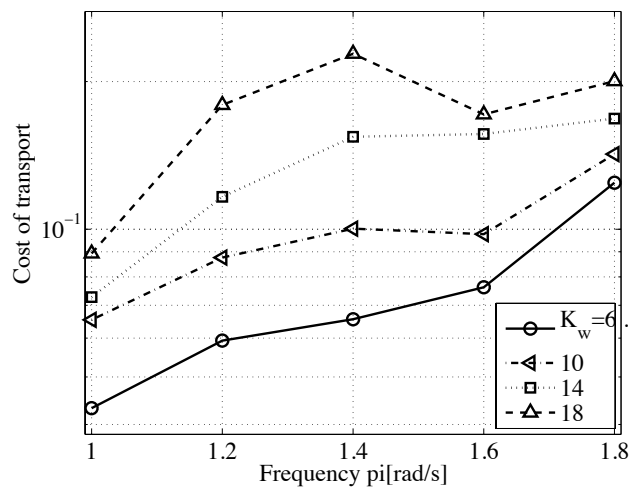


Fig. 2-16 移動仕事率

## 2.4 結言

本章では、受動歩行を規範とした伸縮膝関節と円弧足を持つ二次元歩行ロボット PBEmu-IV を開発し、膝の周期的な運動によって二足歩行が可能であることを示した。また、歩行の周波数応答解析を行った結果、歩行ゲインおよび位相特性が明らかになった。得られた歩行の周波数応答特性は、膝の同じ振幅に対して歩行ゲインが高ければ歩幅および歩行速度が大きくなり、移動仕事率が最小になるという意味でその角周波数で励起された二足歩行が効率的であることを示している。また、このとき移動仕事率が 0.043 となり文献 [13] で示された受動歩行規範のどの歩行機よりも低い点で PBEmu-IV が非常に効率的な歩行を実現しているといえる。本章で扱った二足歩行は衝突時刻で支持脚に対する遊脚の角速度がゼロに近づくに従って歩行ゲインが増大し、脚固有周波数よりも低い点で最大となることが確認された。つまり、歩行は遊脚固有周波数ではなく、遊脚相対角速度がゼロに近い点で衝突するとき効率的となると言える。本結果は、直接的なエネルギー収支ではなく、周期的な強制入力に対する歩行ゲイン特性として効率性を明らかにしたという意味で重要である。

実験結果から入力角周波数の減少に対して歩行ゲインの増加は確認できたが、遊脚が振り戻すような低周波数での歩行を実現することはできなかった。また、予想される共振点での歩行がより安定とは限らない [13]。したがって、得られた 2 足歩行に対して数値モデルによる詳細なシミュレーションにより歩行固有周波数の存在確認および周波数応答解析などが挙げられる。次章でこの点について述べる。

### 3 受動歩行メカニズムに基づく二足歩行の数値シミュレーションを用いた周波数応答解析

#### 3.1 緒言

前章では、受動歩行を規範とした二足歩行機は膝の伸縮によって歩行を励起することが可能であり、膝の周波数に応じて歩幅や効率が変化することを周波数応答解析的に明らかにした。しかし、実験装置では物理的な制約から幅広い周波数帯域に対する周波数応答特性を示すことはできていない。そこで本章では、円弧足と伸縮膝関節を持つ歩行機の動力学モデルを導出し、数値解析により広範囲な周波数帯域における歩行の周波数応答解析を行う。

#### 3.1.1 二足歩行機のモデリング

##### 3.1.1.1 片足支持期の動的モデル

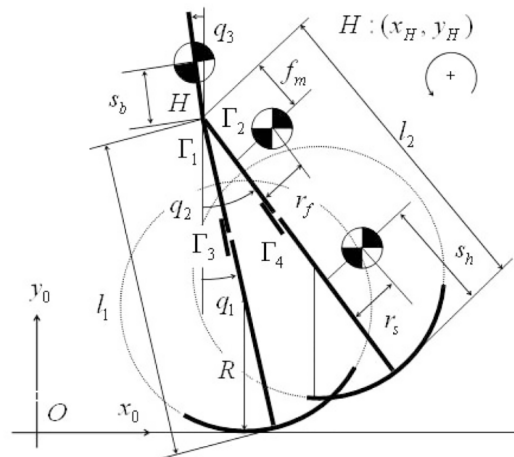


Fig. 3-1 二足歩行機のモデル

二足歩行機 (Fig. 3-1) は一胴二脚で構成され、脚は左右対称で伸縮可能な膝と円弧状の足を持つ二次元モデルとする。股関節は低摩擦でバックドライブ可能な能動関節とし、円弧足と地面の間は滑らないと仮定する。以上の条件下で運動方程式は次式で与えられる。

$$D_e(q_e)\ddot{q}_e + \{h_e(q_e, \dot{q}_e) + C\}\dot{q}_e + G_e(q_e) = B_e\Gamma + D_{R1}(q_e)R_1 \quad (3.1)$$

$$D_{R1}^T\ddot{q}_e + C_{R1}(q_e, \dot{q}_e)\dot{q}_e = 0 \quad (3.2)$$

ただし、状態変数ベクトル  $q_e = [q_1, q_2, q_3, l_1, l_2, x_H, y_H]^T$  で  $x_H, y_H$  は股関節位置、 $q_1, q_2, q_3$  は脚と胴体の角度 (反時計回り方向を正とする)、 $D_e \in R^7$  は慣性行列、 $h_e \in R^7$  は遠心力、コリオリ力項、 $C \in R^{7 \times 7}$  は粘性係数行列、 $G_e \in R^7$  は重力項、 $B_e \in R^{4 \times 7}$  は入力に対する変換行列、 $D_{R1} \in R^{7 \times 2}$  は支持脚先端のヤコビアン、 $\Gamma = [\Gamma_1, \Gamma_2, \Gamma_3, \Gamma_4]^T$  は第一、第二股関節と第一、第二膝関節に働く相対入力、 $R_1 = [R_{x1}, R_{y1}]^T$  は支持脚先端における地面反力ベクトル (ラグランジュ未定乗数) である。

### 3.1.1.2 衝突モデル

衝突は非弾性衝突で衝突点は滑らず、衝突と同時に地面から離脱し片足支持期となることを仮定する。このとき衝突方程式は次式で得られる [25].

$$D_e(q_e)(\dot{q}_e^+ - \dot{q}_e^-) = D_{R2}(q_e)I_{m2} \quad (3.3)$$

ただし、 $\dot{q}_e^-$ ,  $\dot{q}_e^+$  は衝突直前、直後の一般化速度、 $D_{R2}$ は遊脚先端におけるヤコビアン、 $I_{m2} = [I_{mx2}, I_{my2}]'$ は遊脚接地点における力積である。

## 3.1.2 歩行の周波数応答

### 3.1.2.1 膝の目標軌道と追従制御

脚伸縮の目標軌道は次式で与えられる正弦波を用いる。

$$l_{id} = K_\omega \sin(\omega t - \phi_\omega + \pi i) + L \quad i = 0,1 \quad (3.4)$$

$$\dot{l}_{id} = K_\omega \omega \cos(\omega t - \phi_\omega + \pi i) \quad i = 0,1 \quad (3.5)$$

ただし、 $K_\omega$ は振幅、 $\omega$ は角周波数、 $\phi_\omega$ は位相、 $L$ は脚長の中心値である。脚長は PD 制御と重力補償を使用し [26]、 $\Gamma_3$ 、 $\Gamma_4$ により制御される。PD 制御は胴体の制御にも適用され支持脚股関節トルク  $\Gamma_1$ を用いて行われる。制御則を以下に示す。

$$\Gamma_1 = K_{pb}q_3 + K_{ab}\dot{q}_3 + G_{cb}(q_e) \quad (3.6)$$

$$\Gamma_2 = 0 \quad (3.7)$$

$$\Gamma_3 = -K_{pk}(l_1 - l_{1d}) - K_{dk}(\dot{l}_1 - \dot{l}_{1d}) + G_{c1}(q_e) \quad (3.8)$$

$$\Gamma_4 = -K_{pk}(l_2 - l_{2d}) - K_{dk}(\dot{l}_2 - \dot{l}_{2d}) + G_{c2}(q_e) \quad (3.9)$$

ただし、 $K_{p*}$ は比例ゲイン、 $K_{d*}$ は微分ゲイン、 $G_{c*}$ は重力補償をあらわし、 $* = b, k$ で $b$ は支持脚股関節、 $k$ は膝関節を意味する。

### 3.1.2.2 歩行の周波数応答の定義

歩行の周波数に関する変数を以下に定義する。一步を衝突直後から次の衝突の直後までと定義し、 $n$ を歩数、 $\omega$ を膝伸縮の周波数とする。二歩時間を歩行周期 $T_\omega$ 、 $\omega_\omega = 2\pi/T_\omega$ を歩行角周波数[rad/s]とする。下付きの文字 $\omega$ を持つ変数は全て角周波数 $\omega$ の関数である。両脚支持期における脚の相対角を歩幅と呼び $\alpha_{\omega_\omega}$ [rad]とする。前章の実験結果より、歩行の角周波数は膝伸縮の角周波数と一致し、脚の振幅と歩幅の比は膝伸縮の角周波数によって変化する。したがって $\omega = \omega_\omega$ とすると、脚の伸縮による歩行は脚長の変化を入力、歩幅を出力とする周波数応答として扱うことが可能である。歩行ゲイン $W_\omega$ は膝伸縮の振幅と歩幅の比、位相差 $\phi_\omega$ は脚長と歩行波形の時間差であり、前章と同様に以下の式で表される。

$$W_\omega = |\alpha_{\omega_\omega}/K_\omega| \quad (3.10)$$

$$\phi_\omega = \omega_\omega T_n - \omega T_{kn} \quad (3.11)$$

ここで、 $T_{kn}$ は $n$ 歩目において衝突から両脚の長さが等しくなるまでの時間、 $T_n$ は前の衝突から $n$ 歩目の衝突までの時間を示す。

### 3.1.3 シミュレーション

前項で述べた制御則 (3.6-9) を 3.1.1 項で述べた数理モデル (3.1-3) に用い数値シミュレーションを行った。シミュレーションの目的は、足底 $R$ と脚長の初期値が一致する前章で述べた二足歩行機の実験結果を再現することである。シミュレーションにより得られた周期歩行を Fig. 3-2 に示す。また、Table 3-1 にシミュレーションに用いた物理パラメータを示す。 $m_*$ は質量、 $I_*$ は慣性モーメント、 $r_*$ ,  $s_h$ ,  $f_m$ ,  $s_b$ は Fig. 3-1 に示す重心 (COG) の位置である。 $r_s > 0$ ,  $r_f = 0$ で両脚の重心は脚前方にあることが重要である。下付き文字 $s$ ,  $f$ ,  $b$ はそれぞれ脛, 太もも, 胴体を示す。 $R$ は足の半径、 $L$ は脚長の初期値である。シミュレーションでは、膝伸縮の振幅 $K_\omega = 10[\text{mm}]$ , 角周波数は $\omega = 1.25\pi[\text{rad/s}]$ とした。この時、平均速度は $0.41[\text{rad/s}]$ に収束した。

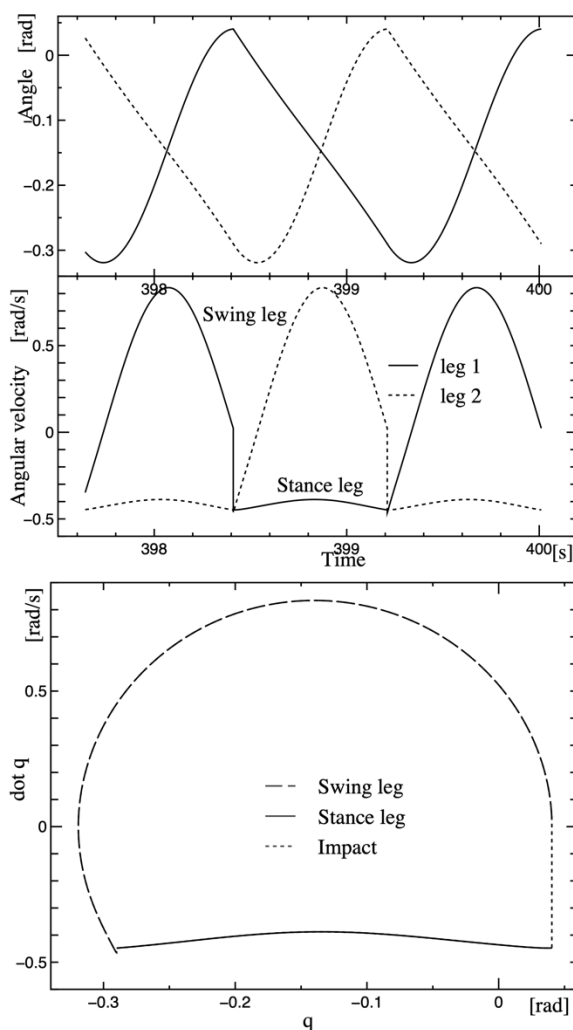


Fig. 3-2  $K_\omega=10[\text{mm}]$ ,  $\omega=1.25\pi[\text{rad/s}]$  における周期歩行  
上：支持脚，遊脚時の角度と速度の時間応答. 下：相図

歩行機のパラメータを Table 3-1 に示す。



Table 3-1 動的モデルの物理パラメータ

$m_s$	1[kg]	$I_s$	0.05[kgm <sup>2</sup> ]	$r_s$	0.15[m]
$m_f$	1.5[kg]	$I_f$	0.05[kgm <sup>2</sup> ]	$r_f$	0[m]
$m_b$	15[kg]	$I_b$	3[kgm <sup>2</sup> ]	$d$	0.01[Pa·s]
$s_h$	0.4[m]	$f_m$	0.3[m]	$s_b$	0[m]
$L$	0.78[m]	$R$	0.78[m]		

### 3.1.4 直立と歩行開始

直立姿勢は両脚の長さと同角度が等しい状態での平衡点とし、これを初期状態とする。ここで、 $q_1 = q_2 = q_e$ ,  $q_3 = 0$ ,  $l_1 = l_2 = L$ ,  $M = 2(m_s + m_f) + m_b$  とすると、歩行機のポテンシャル  $P(q)$  は  $q_1$  の関数として次式で表される。

$$P(q_1) = a_1 \cos q_1 + a_2 \sin q_1 + a_3 \quad (3.12)$$

ただし、 $a_1 = -2m_f f_m - 2m_s(L - s_h) + M(L - R)$ ,  $a_2 = 2m_s r_s + 2m_f r_f$ ,  $a_3 = m_b s_b + MR$  である。もし、 $dP(q_e)/dq_e = 0$  を満たす解  $q_1 = q_e$  が存在するとき、 $q_e$  は  $P(q_1)$  の極値となる。このとき  $q_e$  は次式で与えられる。

$$q_e = \tan^{-1} \left( \frac{a_2}{a_1} \right) \quad (3.13)$$

ポテンシャルが下に凸であればこの点は  $P(q)$  の最小値となり、 $d^2Pq_1/dq_1^2|_{q_1=q_e} > 0$  である。したがって、足半径  $R$  が以下の不等式を満たす。

$$R > L - 2 \frac{m_s(L - s_h) + m_f f_m}{M} \quad (3.14)$$

Table 3-1 で与えられた物理パラメータに対し、 $q_e = -0.138[\text{rad}]$ ,  $R$  の下限  $R_{inf} = 0.672[\text{m}]$  となる。したがって、歩行機の足半径は  $R = 0.78[\text{m}]$  なので直立姿勢は安定である。歩行開始時、支持脚は  $l_1 = L + K_\omega$  に伸展される。支持脚と胴体を合わせた歩行機の総重心は前方 ( $q_1$  は負方向に回転) に移動する。このとき遊脚は  $l_2 = L - K_\omega$  に収縮し、遊脚の重心は脚前方に移動する ( $q_2$  は正方向に回転)。その結果、歩行機は前方へ歩行を開始する。歩数に対する歩幅の推移を Fig. 3-3 に示す。

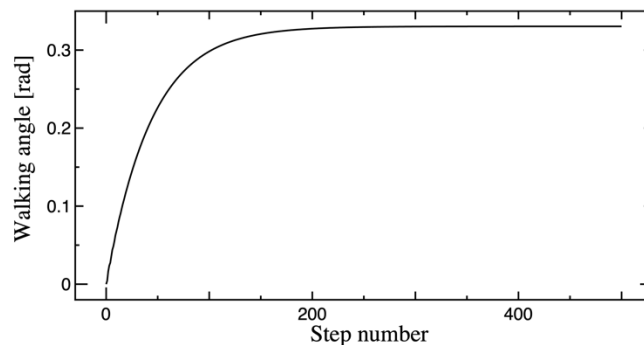


Fig. 3-3 歩数と歩幅の関係

### 3.1.5 歩行の周波数応答

両膝の正弦波状の伸縮による歩行に対して、膝の正弦波状の入力を歩行励起のための入力とし、出力を歩幅、速度とすることで、歩行に対する周波数応答手法を用いることが可能である。ここでは、装置の歩行に対する周波数応答特性を解析したことについて述べる。

#### 3.1.5.1 歩行ゲイン

Fig. 3-4 に共振点を持つ歩行ゲイン $W_\omega$ と歩幅 $\alpha_{\omega_0}$ を示す。この共振点を歩行共振周波数と呼ぶことにする。共振周波数は振幅 $K_\omega$ により変化するが、すべての振幅 $K_\omega$ に対する歩行ゲイン特性は歩行共振周波数付近を除いて一致するため (Fig. 3-4)、歩幅は膝振幅に対し線形関係にあるとみなすことができる。

注意：シミュレーションにおいて足長に制限がないため、共振周波数付近の歩幅は大きくなりすぎる。しかし、この結果より歩行ゲインが大きい周波数領域においても目標とする歩幅に対し歩行を励起する適切な周波数が存在することがわかる。

次に、共振点について考察する。Fig. 3-5 は、 $\omega=0.95\pi$ [rad/s],  $1.03\pi$ [rad/s],  $1.5\pi$ [rad/s]における脚の角速度の時間変化を示す。これらはすべて同じ入力振幅 $K_\omega=10$ [mm]を用いている。支持脚は入力周波数に対して異なる速度を示すが、歩行中はほぼ一定の速さで回転している。 $\omega=1.50\pi$ [rad/s]の場合、前進時に遊脚が地面に接触し、支持脚と遊脚の相対速度が正となる。共振を起こす $\omega=1.03\pi$ の場合、衝突時に遊脚と支持脚の相対速度は0付近となる。 $\omega=0.95\pi$ [rad/s]の場合、衝突において遊脚が支持脚に向かう方向に振り戻され相対速度が負になる。歩行ゲインは遊脚の接地時の相対速度に依存し、接地時の相対速度がゼロになると共振が発生する。共振周波数における1歩にかかる時間は遊脚の固有周期 (1.28[s]) の半分より長くなる。そのため、歩行の共振周波数は脚の固有周波数より低い値を示す。

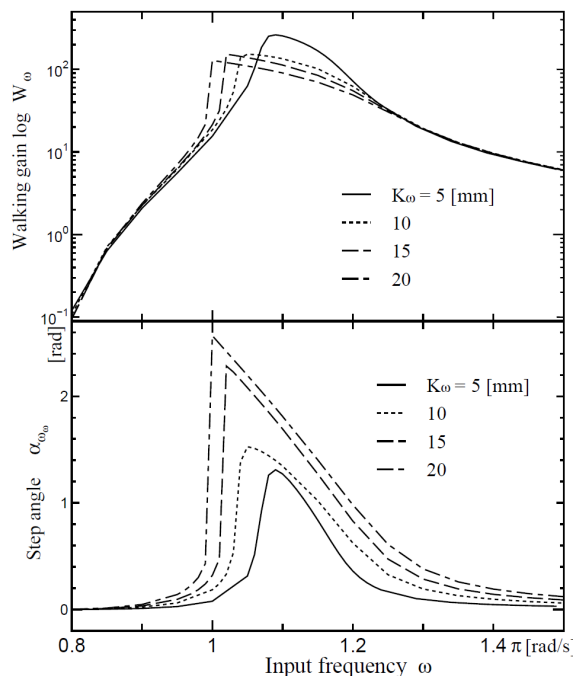


Fig. 3-4 歩行ゲインと歩幅の関係

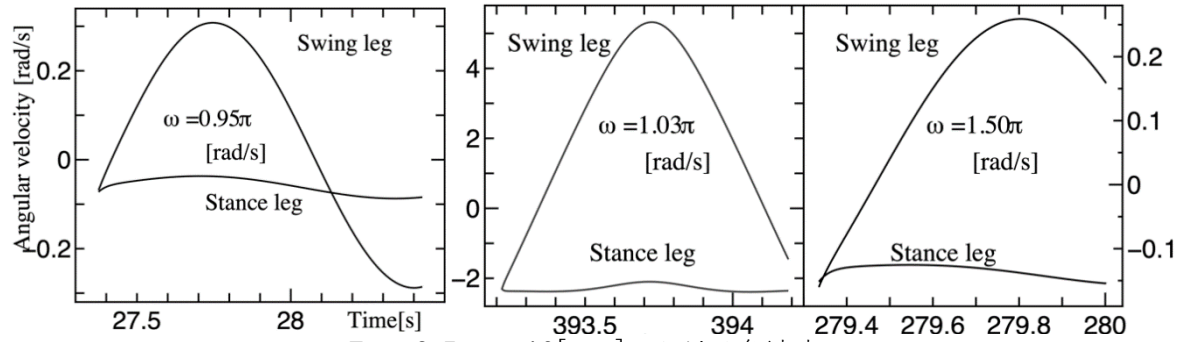


Fig. 3-5  $K_{\omega}=10$ [mm]における角速度

### 3.1.5.2 移動仕事率

消費エネルギー $E_c$ および移動仕事率 $C_{oT}$  (Fig. 3-6) [13]は前章の (2.2), (2.3) 式と同様に次式を用いて計算される.

$$E_c = \int_0^{T_{\omega}/2} |\dot{q}_e^T \cdot B_e \cdot \Gamma| dt \quad (3.15)$$

$$C_{oT} = \frac{E_c}{mgs_L} \quad (3.16)$$

Fig. 3-6 と Fig. 3-4 から歩行ゲインが大きくなる時移動仕事率は小さくなり, 最小値は $C_{oT} = 0.009$  と非常に小さい値となった (ちなみに Cornell Biped は 0.055 で人は 0.05 とされている[25]). 移動仕事率はちょうど歩行ゲインを上下反転させた形となっており, 歩行ゲインが高いと効率がよいと言える.

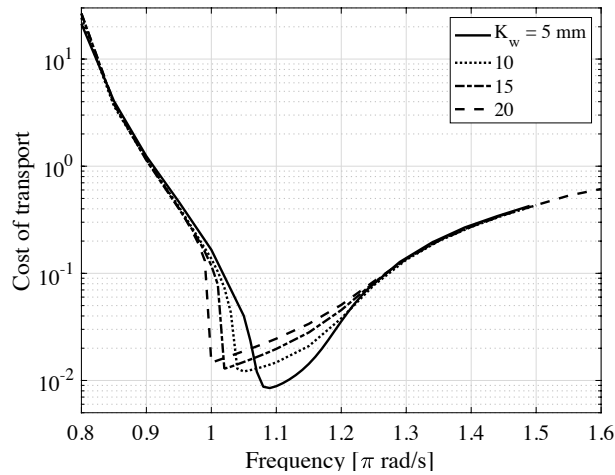


Fig. 3-6 移動仕事率

### 3.1.5.3 歩行位相

シミュレーションにおいて、円弧足半径は $R=0.78[m]$ で衝突時の脚長と同じである。そのため、第 $n$ 歩における衝突時刻 $T_{Kn}$ は両脚長  $0.78[m]$ となる時刻 $T_n$ 付近であると言える。これは歩行位相が $\Phi_\omega=0[\text{rad}]$ となることを意味する。この位相はかなり狭い範囲で変化するため、周波数応答特性は歩行ゲイン特性のみ解析を行う。足半径が小さい場合や脚長が短い場合、位相特性が重要となる点は注意すべきである。

### 3.1.5.4 胴体の影響

歩行に対する胴体の影響は他の研究者によって指摘されているように重要である [27, 28]。歩行ゲインは体の傾きに影響される。Fig. 3-7に胴体の重心位置 $s_b$ と相対角度 $q_{3d}$ の変化に対する歩行ゲインを示す。胴体の影響を得るため、胴体の重心は股関節から上方  $0.1[m]$ に配置した。 $q_{3d}=0[\text{rad}]$ とした場合、 $s_b$ の変化に対してゲインはほとんど変化しない (Fig. 3-7 実線と点線)。 $s_b=0.1[m]$ で $s_{3d}=-0.03[m]$ のとき (Fig. 3-7 破線)、歩行ゲインは周波数全域で高くなることわかる。これは、前傾姿勢 $q_{3d}=-0.03[m]$ では平均歩行速度が高いことを意味する。 $1.09\pi \leq \omega \leq 1.25\pi[\text{rad/s}]$ の領域では、歩行ゲインが分岐するようなカオス的な挙動を示すため、各周波数の歩行ゲインを一意に決定することができない。そこで、歩幅の平均値を用いて歩行ゲインを算出した。ただし、 $\pi$ 付近の領域では歩幅が非常に大きくなるため現実的ではない。足底中心が股関節上にあるため、この二足歩行は一輪車 [29]やセグウェイ [30]に似ている。胴体を目標とする姿勢に保つために、歩行機は重力の影響を補償するための一定のトルクを支持脚股関節で発生させる必要がある。この姿勢維持における胴体からの反力トルクが歩行の駆動トルクになる。

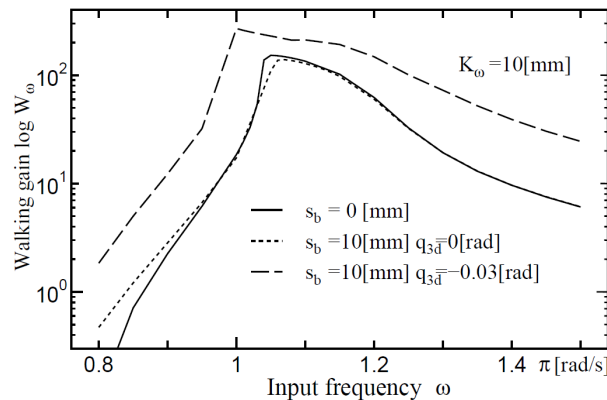


Fig. 3-7 身体の影響

### 3.2 結言

受動関節で構成された二足歩行機を数式化し、振動子として脚の伸縮を与えることで、直立状態から水平面での歩行の励起を含めたシミュレーションを実現したことについて述べた。

- \* シミュレーションと実験結果を比較することで、歩行の共振周波数が歩行ゲインの共振点であることを示した。
- \* 我々は、2章 [31]において、歩行ゲインが高い場合、歩行が効率的であると予測していた。本シミュレーションにおいても、歩行ゲインが高いと消費エネルギーが少ない、即ち歩行が効率的であることが示された。
- \* 前章で述べた受動歩行を規範とする歩行が人の歩行に近い効率を持つことを示した。

これらの結果は、膝の振動によって身体の動力学的特性である振動特性が励起されることで効率的な歩行が実現されることを示している。

## 4 3次元歩行への拡張

本章では、前章までに述べた受動歩行を規範として設計された二次元歩行機に膝の周期的伸縮を与えると歩行が励起されることを示した。さらに、膝の伸縮を入力、歩幅を出力と捉えることで歩行の周波数応答特性を解析し、歩行ゲインが最大となる歩行共振周波数において移動仕事率の意味で最も効率的になることを示した。本章では、前章までの結果を三次元二足歩行に拡張した結果について述べる。本章の結果は著者が直接おこなった研究にもとづくものではないが、受動歩行を規範とし、膝の伸縮によって効率的な歩行を実現するというアイデアに基づくものであり、5章で述べる四足歩行機の基礎となる。

### 4.1 緒言

二次元歩行（矢状平面内の運動）においてどのように歩行中の質量中心位置を前方に移動させながら遊脚を前に振り出すことで転倒せずに周期的で安定な運動を実現するかが重要な課題となる。この問題に対し、第2、3章では二次元モデルに対し円弧足と膝伸縮によって受動歩行を規範とする歩行の実現とその周波数応答解析をおこなった。これに加えて三次元歩行では左右方向の振動（冠状面内の運動）や歩幅が大きくなると横断面内の回旋運動をどう安定化するかという問題を解決する必要がある。さらに、受動歩行において股関節は基本的に極低摩擦の自由関節であるので、質量中心位置と足底形状もしくは足関節の構造が歩行の安定性に重要な役割を果たす。このような観点から、McGeer が用いた円弧 [1] に始まり、球面や円筒さらには三次元的な曲面をどのように設計するのかという点が注目されてきた。また、足底形状に合わせて足関節に自由度をもたせ受動要素であるバネを用いることで歩行を安定化する試みがなされている。代表的な研究として Collins らは、円筒状の足底とバネによってロール運動させる足構造を用いることで三次元二足受動歩行を実現している [4]。また、受動歩行を規範とする歩行機として Wisse らは、円筒足にロール運動とヨー運動を連動させるバネを用いた足関節を導入することで歩幅の大きい歩行を実現した [3]。円弧、球状など曲面形状足裏形状は、人の歩行における接地点軌跡が類似しているという rollover shape 仮説 [32] もあるが、接地面積が狭く摩擦が十分得られない、本質的に人の足裏は扁平であり生物の足と構造が異なるという問題がある。

そこで第4章では、より接地面積を大きくとることで摩擦力を得ることが重要と考え、扁平足と球面足関節および関節周囲に配置したバネによる歩行機について述べる。また、前章で有効性が検証された伸縮膝関節を導入することで水平面上における三次元二足歩行を実現する。さらに、環境の変化に対する適応的な歩行を実現するために生物の神経系を模した神経振動子を導入したことについて述べる。本章の結果は、著者が直接行った結果ではないが、第2、3章で得られた結果から発展したものであり、第5章で述べる四足歩行機の基礎をなす結果である。したがって、円弧足を持つ二次元歩行機から四足歩行機に拡張された流れについて述べることとする。

## 4.2 偏平足を用いた三次元受動歩行の実現

本章では、扁平足と足関節バネを持つ三次元受動歩行機について述べる。具体的に、4.2.1 節で小形の三次元受動歩行機 RW01 [33]、4.2.3 節ではヒトの大きさに近く伸縮膝関節導入に向けた歩行機 RW03 [34]について述べる。

### 4.2.1 偏平足用いた 3 次元受動歩行機 RW01 [33]

扁平足を持つ小型の三次元受動歩行機 RW01 を用いた 3 次元受動歩行の実現及び、質量中心位置が歩行に及ぼす影響について述べる。

#### 4.2.1.1 歩行機 RW01

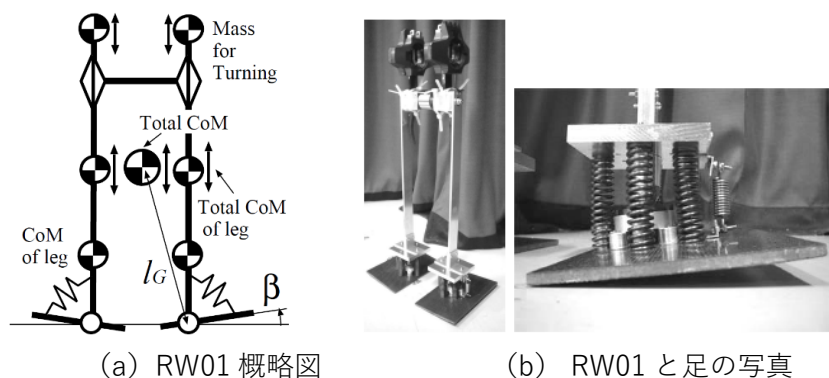


Fig. 4-1 RW01

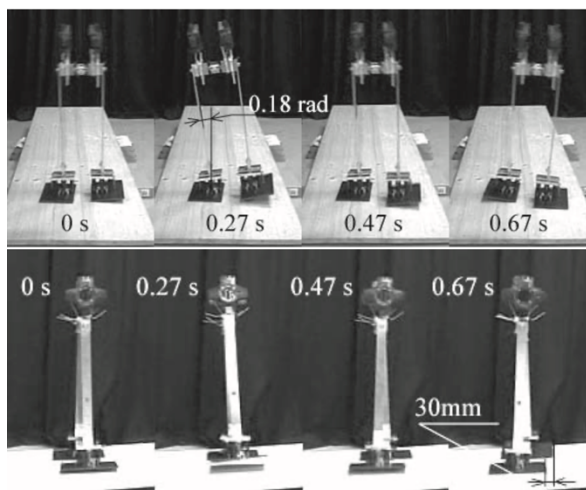


Fig. 4-2 歩容

Fig. 4-1 に RW01 を示す。脚固有周波数とロール軸回りの周波数を調整するために、脚上部（股関節を挟んで）0.1[m]の点に 0.65kg のおもりを取り付けている。また、両脚をつなぐ股関節軸上の 3 軸加速度及び両脚間の相対角度が Bluetooth 経由で計測可能である。扁平足を持ち足首は球面関節を用いている。足首関節の前後左右に圧縮コイルバネを 4 本配置することで、13.6[Nm/rad]相当のねじりバネとなるよう設計されている。足取り付け角 $\beta$ [deg]=5 で長さ 2.05m、斜度 4.1deg の斜面を歩行させた結果として、Fig. 4-2 に一步の様子連続写真（時間と共に左から右へ移行し上段が正面から、下段が側面からみた図）を示す。Fig. 4-3 は Slope angle と歩幅、歩

数を示す。三次元受動歩行機はその報告例自体が少ない中で、扁平足とバネ足首を持つ試作機により傾斜が変化しても歩行が成立していることより、引込領域が極めて広い三次元受動歩行を実現していることが示されている。

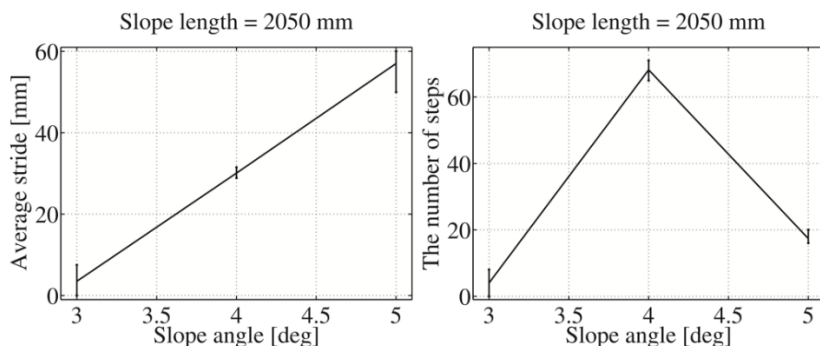


Fig. 4-3 地面の傾斜に関する歩行特性

#### 4.2.2 扁平足用いた3次元受動歩行機：RW03 [34]

前項では小型の歩行機にて扁平足を用いた三次元受動歩行の実現について述べた。次の研究として扁平足を用いた受動歩行ロボットの3次元受動歩行の実現（歩行機：RW03）、及び、受動歩行の水平面への拡張（歩行機 RW04）についての研究が行われている。受動歩行を水平面に拡張する際、受動歩行に最適化された歩行機を用い、外部から振動子にて推力を与えることが重要になると考えられる。このため、前述の3次元受動歩行機の構成を基に、歩行機を膝伸縮用のアクチュエータを搭載することを前提とし大型化を行った歩行機が RW03 となる。ここでは、アクチュエータの代わりに重さ 500g のバラストを膝部に設け、位置を調整することで受動歩行の実現を行っている。更に、大型化したことで歩行機に力センサを搭載し今まで研究されてこなかった歩行中の ZMP の計測も実現している。本項では歩行機 RW03 にて3次元受動歩行を実現し、その ZMP の軌跡がヒトの軌跡と近いことを示している。これは、ヒトの歩行の創発が物理的な制約の下で三次元受動歩行に基づいていることを説明するために重要な結果であると考えられる。

##### 4.2.2.1 歩行機 RW03

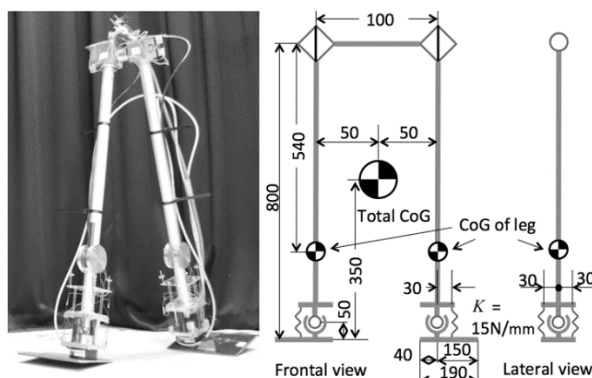


Fig. 4-4 RW03 三次元受動歩行機

Fig. 4-4 に 3D Passive dynamic walker WR03 を示す。RW03 は、股関節シャフトで相互に接続された 2 つの脚を有する。脚間の角度はポテンショメータを用いて計測される。扁平足はボールジョ



イントとジョイントの前面、背面、及び外側に取り付けられた 3 つのコイルスプリングで構成される。Wisse のモデル [33, 35] を使用して開発されたコイルばねの剛性は 5[N/mm] 相当となる。また、500[g] のバラストを各脚に有し二足歩行が安定して歩くように位置の調整が可能である。

#### 4.2.2.2 質量中心位置が歩行に及ぼす影響

Fig. 4-5 上図に歩行距離を斜面長さで無次元化したもの、下左図に各地面の傾斜に対する平均歩、下右図に平均歩幅を脚長で無次元化したものを示す。図中の青、赤、黄線はスロープの傾き 3.5[°]、4.0[°]、4.5[°] を示している。3.5[°] の傾斜でのステップ数は、バラスト位置の増加とともに減少を示した (Fig. 4-5 上図)。ここで Fig. 4-5 下右図に示す 3.5[°] における歩行距離をスロープ長で割った値がほぼ 1 であることより、3.5[°] において歩幅が増加したことを意味する。RW03 の歩行は 3.5[°] の傾斜で安定しており (Fig. 4-5 下左図)、バラストの位置を 160[mm] から 200[mm] に上げると歩幅が増加した (Fig. 4-5 上、下左図)。また、バラストの位置が 200[mm] を超えると不安定になり歩行が継続できない。バラストの位置を 160[mm] 未満にすると、歩幅が減少し歩行が継続できない (Fig. 4-5 下右図)。また、バラスト位置の歩幅に及ぼす変化は斜面の傾斜に依存するが (Fig. 4-5 上図)、歩行距離の観点から斜面角度ごとに最適なバラスト位置が存在した (Fig. 4-5 下右図)。

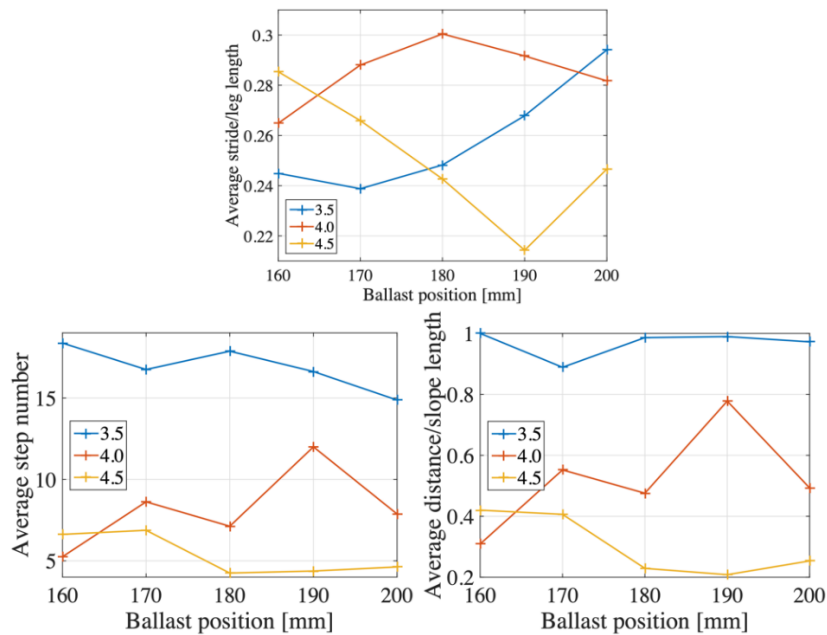


Fig. 4-5 バラスト位置と無次元化歩幅、歩数、無次元化移動距離の関係

### 4.2.2.3 ZMP の遷移

歩行中の足裏圧力中心点を計測するために、歩行機の足関節には 6 軸力覚センサ (IFS-67M25A25, Nitta) を取り付けている。歩行機の進行方向を  $x$ 、横方向を  $y$ 、鉛直上方を  $z$  とし、それぞれの方向の力を  $F_x$ 、 $F_y$ 、 $F_z$ 、力のモーメントを  $M_x$ 、 $M_y$ 、 $M_z$  とすると、圧力中心点の位置を進行方向  $x_{zmp}$ 、横方向  $y_{zmp}$  は次式で得られる。

$$x_{zmp} = \frac{M_y}{F_z}, \quad y_{zmp} = \frac{M_x}{F_z} \quad (4.1)$$

Fig. 4-6 にバラスト位置 160 (左図)、180 (中図)、及び 200[mm] (右図) における圧力中心点のリサージュ曲線を示す。このパターンは、両方の足の裏を表す 2 つの正方形の領域で囲まれた領域に、8 の字状の軌跡を示している。この圧力中心点のリサージュは形状的にヒトの波形 [36] に類似しているため、RW03 は構成論的アプローチ [37] の意味でヒトの ZMP パターンを再現していると考えられる。この結果は、ヒトの歩行の創発が物理的な制約の下で三次元受動歩行に基づいていることを説明するために重要であると考えられる。但し、歩行機が描いたリサージュは、ヒトのリサージュより横方向に広がった軌跡を示す。これは、RW03 には膝がないため、遊脚が地面と擦れるのを防ぐために、歩行機は横方向に大きく振動する必要があるためである。バラスト位置を上げると、圧力中心点が徐々に大きくなる。200[mm] (左図) では、左端がわずかに乱れた。この場合、横方向の振動が大きくなり、踵内側が浮き上がった。

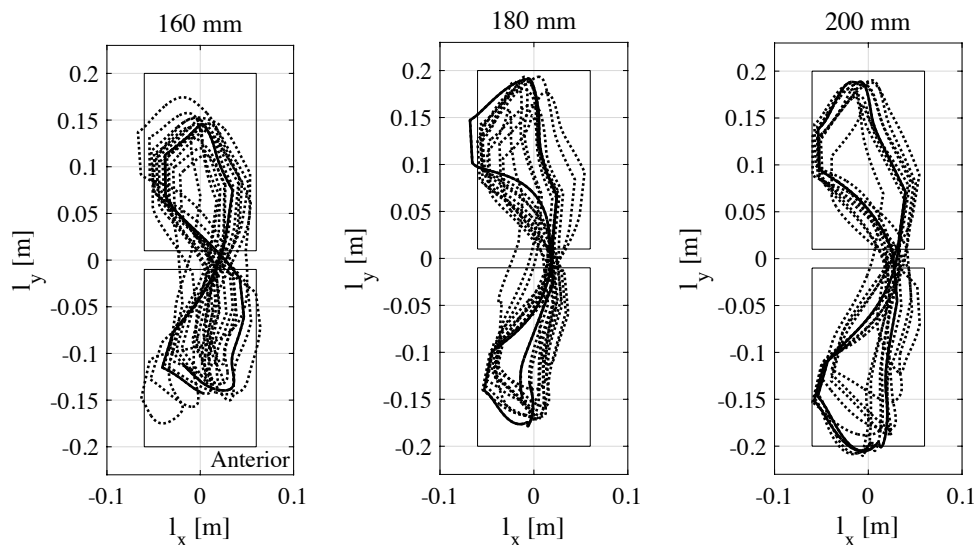


Fig. 4-6 RW03 の足裏圧力中心点のリサージュ

### 4.3 偏平足を用いた受動歩行メカニズムに基づく3次元歩行の実現：RW04

前項では水平面における受動歩行を規範とする歩行の実現の為、アクチュエータの搭載を前提とした受動歩行機 RW03 を用いた研究について述べた。ここでは、RW03 に対し、膝の伸縮用のアクチュエータを適用した歩行機 RW04 での歩行について述べる [34]。この中で、歩行メカニズムに基づく水平面での歩行の実現、歩行の周波数応答特性、及び、圧力中心点の軌跡がヒトに近いことが示されている。

#### 4.3.1 歩行機 RW04

RW03 (Fig. 4-4) に膝伸縮用のアクチュエータを追加した歩行機 RW04 を実現した (Fig. 4-7)。RW03 においてはロール軸を中心とした振動を脚に設けたバラストの位置で調整し、脚の質量中心位置により歩幅を変更可能とした。一方、RW04 においては伸縮式膝振動がロール軸の周りの振動を生成する上で重要な役割を果たすこと考えバラストを省いた。また、水平面で歩行を行うため、スペーサーを足首バネに取り付け RW04 を前傾させている。この傾斜により、遊脚が地面から持ち上げられたとき脚を前に振り下ろすことが可能となる。

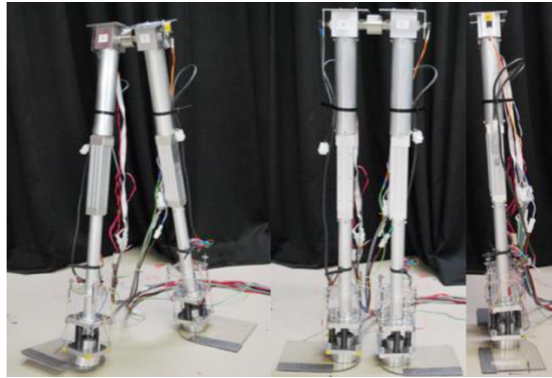


Fig. 4-7 三次元動歩行機 RW04

#### 4.3.2 偏平足を用いた三次元受動歩行に基づく歩行の実現

Fig. 4-8 は RW04 における歩行の連続スクリーンショットを示す。RW04 は左右に揺れながら前進した。これは、受動歩行を規範とする歩行が実現したことを示す。

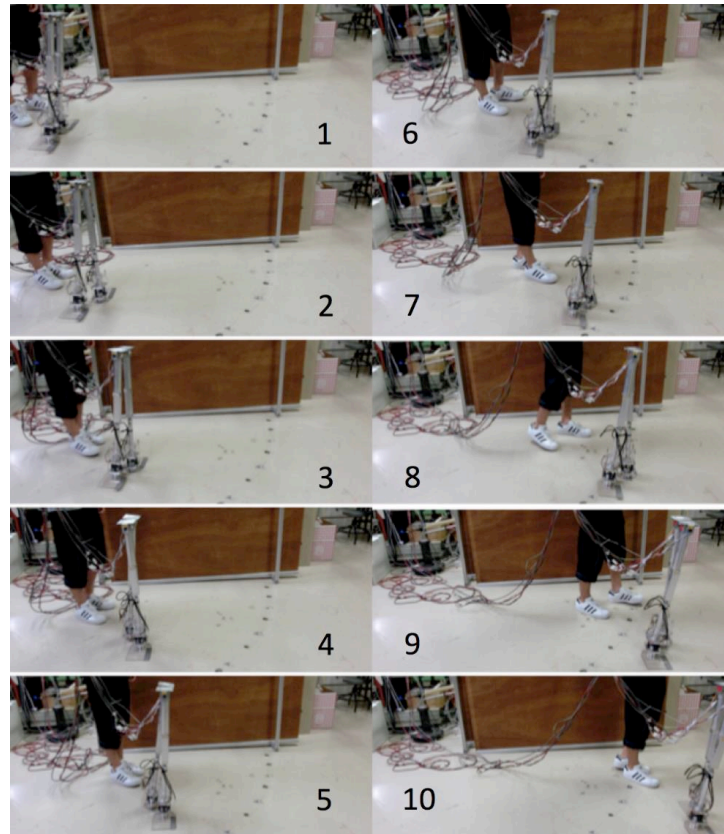


Fig. 4-8 膝の正弦波状の伸縮による歩行

#### 4.3.3 歩行の周波数応答解析

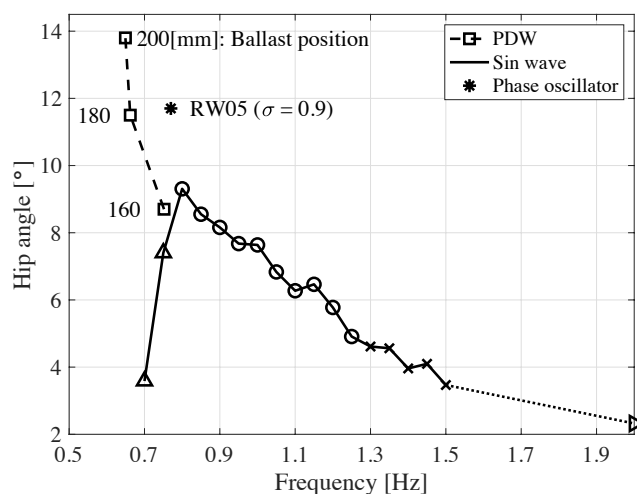


Fig. 4-9 歩幅に対する周波数応答解析

膝伸縮の周波数と股関節の角度，即ち歩行ゲイン特性を Fig. 4-9 に示す．各周波数条件で実験を 5 回行い，3 回以上歩行が成立した場合は円，未満の場合は三角形で表される．四角は RW03 の周波数を示し，周波数はバラスト位置に対して変化することを示す．RW04 における股関節角のピークは約 0.8Hz となるため，これが RW04 の歩行の共振周波数と言える．矢状面に拘束された二次元二足歩行者の周波数応答特性は 2，3 章で示されていたが，数値シミュレーションで観察された歩行ゲイン特性のピークを三次元二足歩行実験で示したものはなく，実験でピークの存在，すなわち歩行共振周波数を示したという意味でこの結果は重要である．

#### 4.3.4 足裏圧力中心軌跡

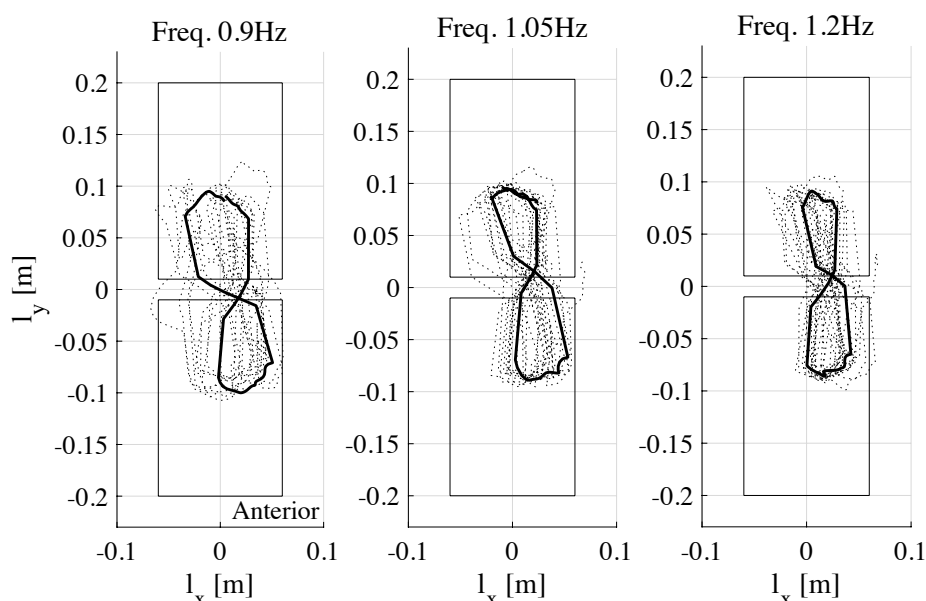


Fig. 4-10 周波数別の足裏圧力中心点のリサージュ

0.9, 1.05, 1.2[Hz]における足裏圧力中心点のリサージュを Fig. 4-10 に示す．図中の右側が歩行方向で，四角は足裏を示す．足裏圧力中心点の軌道は RW03 でも観察された 8 の字形状で，これはヒトの歩行のプロファイルとして知られている．前述の前方傾斜のため，軌道は足裏の前（右）部分に留まる傾向がみられる．0.9Hz（ピーク周波数に近い）における足裏圧力中心点の軌跡は 8 の字状であるが，ステップごとに変動する傾向があった．1.05Hz と 1.2Hz の場合，軌道は同じ領域にとどまる傾向がみられた．また，周波数が高くなると足裏圧力中心点の面積は減少することが示された．一方，y 軸方向の変動は -0.1[m] から 0.1[m] に制限されており RW03 と比較し半分の大きさとなる．これは，RW04 が膝関節により脚底と地面とのクリアランスが確保されるため，大きな横方向の振動を必要としないためだと考えられる．その結果，RW04 は「8」字型の足裏圧力中心点軌跡に関してヒトの歩行と同様のプロファイルを持ち，RW03 の特性を継承していると言える．

#### 4.4 生物の神経系を模した適応的な歩行

受動歩行に基づく歩行において、歩容は自らの動特性と環境との相互作用で創出されるため、地面の凸凹などの外乱に対するロバスト性が低いという問題がある。これに対し、生物の神経系を模擬した数理モデルである神経振動子によりロバストな歩容が得られると報告されている。後続の研究では、大脇らによって提案された床反力に基づく神経振動子の手法 [38] を RW06 に適用することで、斜面の変化に対しロバスト性が高い膝の伸縮を用いた受動歩行を規範とする歩行を実現している [39]。本項では、歩行機 RW06、神経振動子、歩行の実現について述べる。

##### 4.4.1 歩行機 RW06

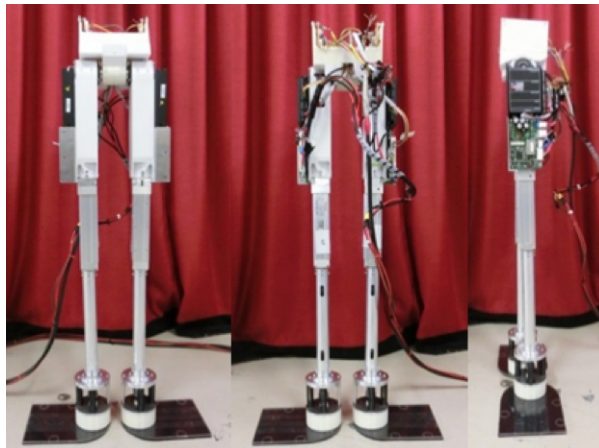


Fig. 4-11 RW06 正面 (左), 背面 (中央), 側面 (右)

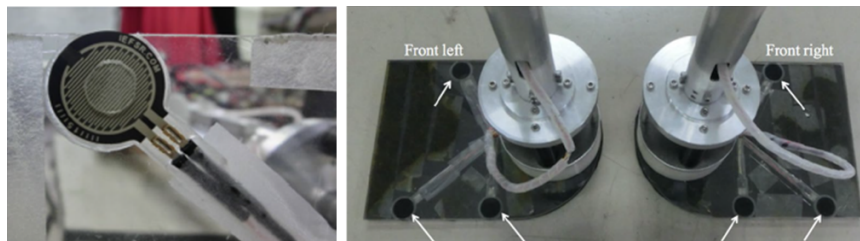


Fig. 4-12 (左) 圧力センサ (右) と脚底への圧力センサの配置

Fig. 4-11 に RW06 を示す。RW06 は RW04 の特徴、例えば、扁平足、ボールジョイントとバネを用いた足関節等を継承し設計されている。RW06 は RW04 に対し、神経振動子を実現するため、足裏に圧力センサを設けた。Fig. 4-12 左に圧力センサ、右に足裏の圧力センサを示す。各足に3つの圧力センサがある。さらに、股関節にバックドライバビリティを有する DD モータを適用することで歩行の際の股関節の自由振動を生成し、同時に歩行に適したトルクを生成することが可能となる。これにより、通常の軌道追跡ではなく、股関節の受動的に励起される振動及びトルク制御が実現可能な機構となる。

#### 4.4.2 神経振動子

式 (4.1), (4.2) に神経振動子の式を示す.

$$\dot{\zeta}_i = \omega - \sigma N_i \cos \zeta_i \quad (4.2)$$

$$d_{di} = -A \sin \zeta_i + d_0 \quad (4.3)$$

式 (4.1) は神経振動子で,  $i=1\sim 4$  が前後左右を表す.  $\omega$ は膝伸縮の角周波数,  $d_{di}$ は膝の目標変位,  $d_0$ は振動中心,  $A$ は膝の振幅,  $N_i$ は足裏の圧力センサから得られた床からの反力の正值,  $\sigma$ は足裏の圧力情報に対する正の重みである. 式 (4.2) は, 膝伸縮のための目標軌道を示す.

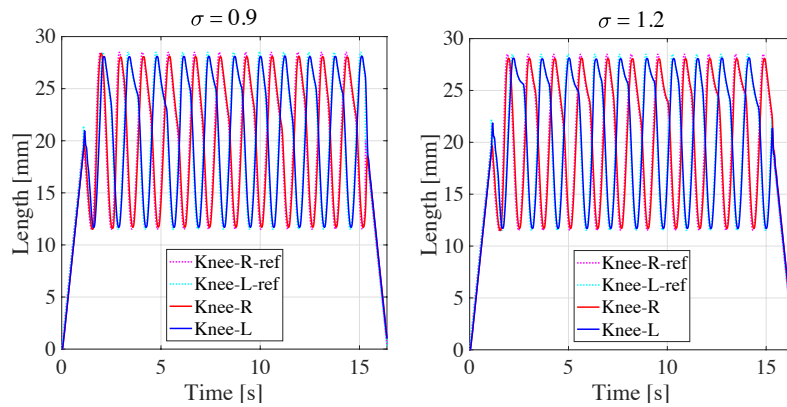


Fig. 4-13 膝の伸縮

Fig. 4-13 に床反力の重み係数  $\sigma=0.9$  (左) と  $1.2$  (右) の目標軌道と実際の変位を示す. マゼンタとシアンの色線はそれぞれ左右の膝の目標軌道を示し, 赤と青の色線は左右左膝関節の変位を示す. 脚が伸ばされたとき変位は遅くなり, その変化床反力重み係数で変化していることがわかる.

#### 4.4.3 斜面の変化への適応性

Fig. 4-14 において  $1.5[^\circ]$  の緩斜面を上る様子が示されている。従来の正弦波状の膝関節の伸縮を用いた場合この緩斜面を上る事が出来なかったため、床反力を用いた神経振動子による歩行により斜面の変化に対しロバスト性が向上したと言える。Fig. 4-15 に緩斜面を上る際の股関節角度及び床反力を示す。緩斜面を上っている  $7[s]$  から  $13[s]$  を赤色の範囲で示す。地面の傾斜角が  $1.5[^\circ]$  から  $0[^\circ]$  に非線形的に変化した際、青色範囲で示す、床反力の低下が見られた。これらの結果より、床反力を用いた神経振動子を用いて膝を伸縮させることで、受動歩行を規範とする歩行が実現したと言える。



Fig. 4-14 RW06 の緩斜面の登坂

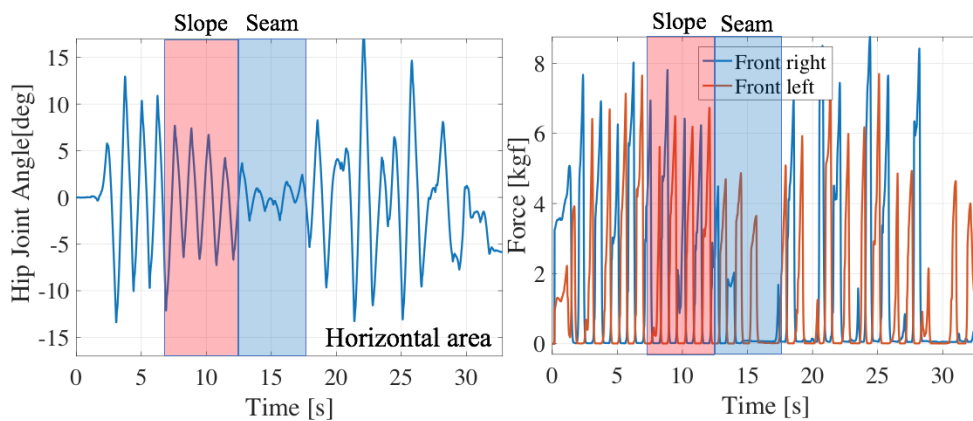


Fig. 4-15 緩斜面登坂-水平面歩行時の股関節角度及び足裏反力



#### 4.5 結言

本章では、円弧足をバネで支持された球面足関節に置き換えることで3次元歩行に拡張し、アクチュエータを適用することで、受動歩行メカニズムに基づく3次元2足歩行を実現したことについて述べた。また、膝の運動に神経振動子を導入し、斜面の変化に対する適応的な歩行が可能となることを示した。歩行機 RW03, RW04 においては歩行中の足裏圧力中心点の軌跡がヒトの軌跡に近いことを示している。これは、ヒトの歩行の創発が物理的な制約の下で三次元受動歩行に基づいていることを説明するために重要な結果であると考えられる。

## 5 受動歩行メカニズムに基づく四足歩行

### 5.1 緒言

四足歩行においては、移動速度に依存して歩容が遷移することが知られている [40, 9]. ロボット分野においても、四足受動歩行 [7, 5]や神経振動子 [20]による四足歩行において様々な歩容が存在し、体幹のねじり（ロール軸回り）や屈曲（ピッチ軸回り）の自由度が歩容の遷移に強く関与していることが示唆されている [6]. 体幹の自由度において剛性が変化すると、歩行機全体の動力学的特性が変化し、歩容や移動速度、さらには移動効率が変化するものと考えられる. この点について、紀藤らは脊椎形状の体幹を球面形状の足部を持つ質量中心が低い四足受動歩行機に導入し、剛性によって歩容や速度が変化することを示した [8]. また、福原らは、肩関節のハンモック構造に注目し、肩関節の柔らかさによって歩行時の体幹の上下動が抑制され移動速度と効率が向上するとともに歩容が変化すると結論づけた [41].

しかし、これまで実現された四足受動歩行機は足裏球面半径が大きく質量中心が低いため、起き上がり小法師のように直立姿勢を強く安定化する傾向がある. また、神経振動子による四足歩行ロボットは体幅が相対的に広く、脚内協調を無視できる程度に肢の構造が単純化され、股関節と脚の伸縮の運動を軌道追従によって強制的に行う. 体幅が相対的に広く、肢の動特性が無視できる特徴は小型動物や昆虫などに近いいため、歩行機の動力学的特性に依存する度合いが小さい. そのため、肢の回転数に依存する移動速度や移動効率は四肢の動力学的特性ではなく、足底形状や神経振動子の固有周波数に強く依存している. 体幹の剛性に対する歩容や速度の変化が、より体幅が狭く質量中心の高い身体形状を持つ場合に、同様の傾向が現れるかどうか不明である.

前章までに、バネ要素を伴う足関節を持つ二足受動歩行機の歩行を実現し、これに伸縮膝関節を振動させることで水平面における準受動的歩行を実現してきた. この歩行機は比較的脚長が大きく質量中心が高いが、足関節と股関節の連動を足関節バネと脚の固有振動に基づいてうまく膝の強制振動に合わせて受動的に脚内協調することで歩行が可能となっているものと考えられる. この二足歩行機を剛性が調整可能な体幹によって連結した四足歩行機を実現すれば、受動的な脚内協調と膝に導入した神経振動子による脚間協調によって、身体の動力学的特性にあった歩容やその遷移を実現することが可能となるものと考えられる.

そこで本章では、バネ要素を伴う足関節を持つ四足受動歩行機に伸縮膝関節を導入し、これまでに報告されてきた四足を持つ受動歩行と神経振動子による歩行の間をつなぐ歩行機を実現し、体幹の剛性と受動的な身体特性が歩容にどのような影響を与えるのか明らかにする. 具体的には、膝関節を神経振動子で振動することで股関節、足関節及び体幹のねじり関節が相互に協調することで歩行が励起され、振動子の固有周波数だけでなく体幹の剛性によって歩容が遷移することを実験により明らかにする. さらに、周波数と剛性が同一の条件において複数の安定な歩容が存在し、これが遷移することを示す.

## 5.2 三次元四足歩行機 RW06-Duo

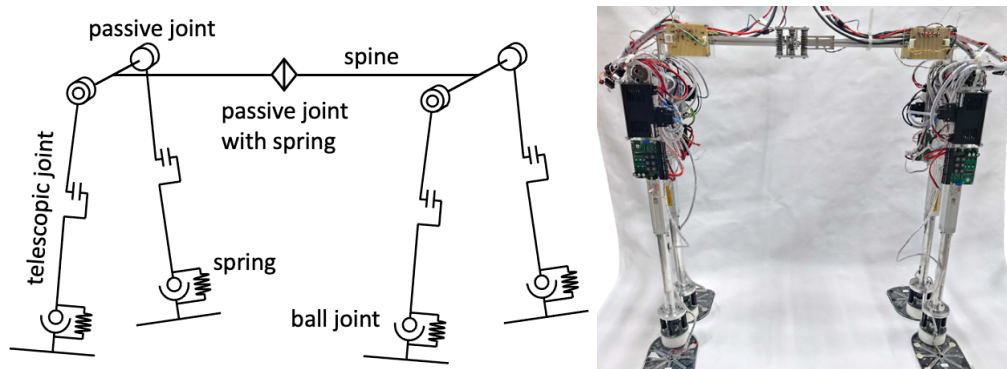


Fig. 5-1 三次元四足歩行機 RW06-Duo. 左：概略図，右：四足歩行機 RW06-Duo

膝の伸縮を用いた受動歩行メカニズムに基づく四足歩行機を実現するため，我々がこれまでに開発してきた三次元二足歩行機RW06をロール方向に回転可能な受動関節を持つ背骨構造で二機連結した．RW06は受動歩行機RW04を基に，受動歩行を規範とする歩行を実現するために改良を加えられた歩行機である．従って，Fig. 5-1（左）に示すよう，膝（肘）関節以外は受動関節で構成されており，歩行機は受動的な肢間，肢内協調が可能である．このことは歩行機の動力学特徴を用いた歩行が可能であることを意味する．

Table 5-1 RW06 Duo の仕様

Weight	13.0 [kg]
Height	874[mm]
Leg length	803[mm]
CoM Position	448[mm]

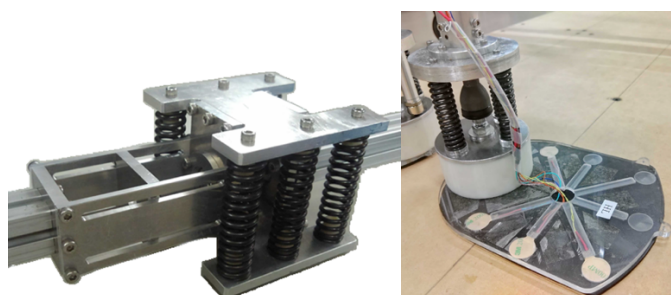


Fig. 5-2（左）ロール軸方向に回転可能な体幹 （右）各脚の足

RW06-Duoの仕様をTable 5-1に示す．RW06-Duoは各肢にそれぞれ足首（前肢の手首），膝（肘），股関節（肩）の3関節を有する．膝と肘の伸縮関節は，DCモータ（Maxon RE30）を備えたリニアアクチュエータ（VLA-CT-35-21-0050，THK Co. Ltd.）を使用して駆動する．伸縮関節，股・肩関節の変位は，エンコーダ（MR Type L，Maxon，MDH12-4018-6750E，MTL Inc.）を用いて測定される．足裏に取り付けられた圧力センサ（FSR402，INTERLINK ELECTRONICS）により床反力の検出を行う．前肢と後肢は脊椎に結合されており，ピッチ軸を中心とした低摩擦の回転が可能である．この歩行機の構成は，大須賀と杉本によって開発された受動歩行に基づく四脚ロボットQUARTET II および IIIに似た構成となる．QUARTET II および IIIは，股関節にダイレクトドラ

イブモータを使用し，関節に伸縮式アクチュエータを使用した受動歩行に基づく四脚ロボットで，このロボットを用い受動歩行に収束する制御法を提案した [43, 44]. このロボットでは股関節に推進力を印加しているが，RW06-Duoは股関節への推力の代わりに膝の振動を使用して推進力を生成する点が異なる．体幹には，バネ定数 1 (WF20-70 , MISUMI Co.) , 2 (WT16-70) , および 3 (WM16-70) [N/mm] のコイルバネを使用し，ロール軸に沿って剛性変更可能な回転関節を有する．(Fig. 5-2 左) 足首 (手首) は，足首の頭側，尾側，外側に取り付けられた3つのコイルスプリング (14.89 [N/mm] , AP160-060-2.6 , 昭和スプリング株式会社) に囲まれたボールジョイントで構成され，これにより，Fig. 5-2 (右) に示すように，関節の屈曲，伸展，外転，内側および外側の回転が可能となる．内転による足裏の地面との接触を防ぐために，内側にスティックを取り付けた．歩行器は，尾側のスプリングの下のスペーサーによってわずかに頭側に傾けられ，膝 (肘) 関節の伸縮により自動的に四肢の振り出しを可能にする．したがって，RW06-Duo の膝 (肘) を除くすべての関節は受動的に動くことが可能である．また，歩行機全体の質量中心は，四肢のほぼ中間点 (以前の二足歩行 RW06 よりも高い位置) にある．

直動膝関節は第 4 章で導入した式 (5.1) および (5.2) に示す位相振動子によって制御される．

$$\dot{\zeta}_i = \omega - \sigma N_i \cos \zeta_i \quad (5.1)$$

$$d_{a_i} = -A \sin \zeta_i + d_0 \quad (5.2)$$

ただし， $i = 1 \sim 4$  は前後左右を表す． $\omega$  は膝伸縮の角周波数， $d_{a_i}$  は膝の目標変位， $d_0$  は振動中心， $A$  は膝の振幅， $N_i$  は足裏の圧力センサから得られた床からの反力の正値， $\sigma$  は足裏の圧力情報に対する正の重みである．

### 5.3 歩行実験

RW06-Duo が膝（肘）関節の伸縮と，受動的な脚内，脚間協調により歩行を行い，剛性と膝（肘）関節の伸縮速度に応じた歩容を生成するか確認するため実験を行う．実験条件は以下の通りである．

- \* 伸縮の周波数 $F_{req} = \omega/2\pi$ は，0.95 から 1.25[Hz]の範囲で変化させる．
- \* 体幹のねじり係数 ( $K_b$ ) は，1 から 5[N/mm]及び，剛体相当として $\infty$ の範囲で変化させる．
- \* 初期条件として PA の条件（同側の四肢は同相，外側の四肢は位相が $\pi/2$ [rad]状態）とした．

#### 5.3.1 歩容の種類

四足動物は，移動速度や環境に応じて様々な歩容を見せる．比較的低速域での歩行として，「Pace (PA)」, 「Trot (TR)」, 「Lateral Sequence Walk (LS)」, 「Diagonal Sequence Walk (DS)」などがある．TR は左右の脚と前後の脚がそれぞれ逆相となる．LS と DS では常に 3 本の脚が接地しており，足が地面に接地する順序について，LS では右後足 (HR)・右前足 (FR)・左後足 (HL)・左前足 (FL)，DS では HR・FL・HL・FR である．足の接地の簡易モデル，及び歩容を示した簡易モデルを Fig. 5-3, Fig. 5-4 に示す．

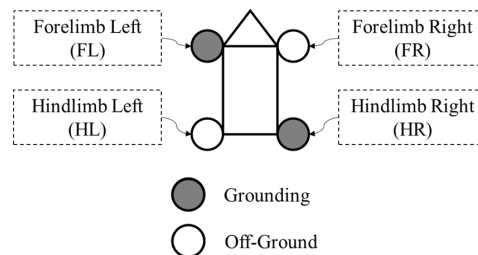


Fig. 5-3 着地足の簡易モデル

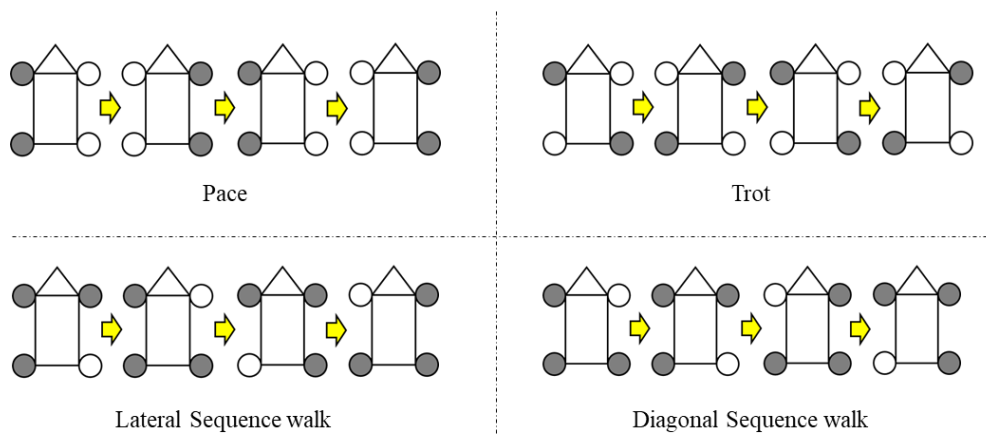


Fig. 5-4 歩容の簡易モデル

### 5.3.2 Diagonality index を用いた定量的な歩容の分類

四足歩行は Duty Factor ( $DF$ ) と Diagonality Index ( $DI$ ) という 2 つの基本的なパラメータによって分類される。 $DF$  は 1 周期の間に支持期が占める割合を示しており、 $DF$  が 0.5 以上の場合は歩行、 $DF$  が 0.5 以下の場合には走行であると判断できる。 $DI$  は片側の脚の後脚に対して前足が先行する割合を示しており、多くの哺乳類は  $DI$  が 0.5 以下の LS を示すのに対し、一部の霊長類は  $DI$  が 0.5 以上の DS-walk を示す。あるタイミングの前脚 (F: Forelimb) のステップを  $F_1$ 、その直後もしくは直前の後脚 (H: Hindlimb) のステップを  $H_1$  とする。 $H_1$  が接地したタイミングから  $H_2$  が接地するまでの時間をステップ周期  $T_1$ 、 $H_1$  が接地したタイミングから  $F_2$  が接地するまでの時間を  $T_2$  とし、 $H_1$  の接地時間を  $T_3$  とする。 $T_1$  と  $T_2$  の比率が  $DI$  となり、 $T_1$  と  $T_3$  の比率が  $DF$  となる。 $DF$  と  $DI$  は、下記式で表記される。

$$DF = T_3/T_1 \quad (4.4)$$

$$DI = T_2/T_1 \quad (4.5)$$

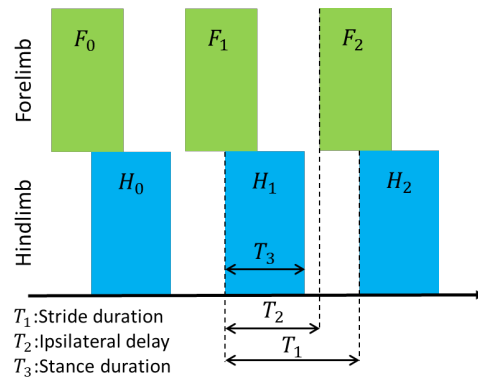


Fig. 5-5  $DI$  と  $DF$  の導出

PA と TR は厳密に  $DI = 0$  or  $1$ ,  $DF = 0.5$  となる場合である。ここでは PA:  $0 \leq DI < 0.125$  と  $0.875 \leq DI < 1.0$ , LS:  $0.125 \leq DI < 0.475$ , TR:  $0.475 \leq DI < 0.625$ , DS:  $0.625 \leq DI < 0.875$  と  $DI$  の領域を区分する。つまり、基本的には DS もしくは LS に分類されるが PA や TR に近いものを PA, TR と区分した。この Diagonality による歩容区分と各足裏の圧力センサの着地の有無の時系列である Gait Diagram より、歩容を判定するプログラムを作成し、時系列上での歩容の可視化を実現した。

## 5.4 実験結果

### 5.4.1 励起された歩容

実験では3種類の歩容が励起された。代表的な歩容を示す条件1 (0.95Hz,  $\infty$ [N/mm]), 条件2 (1.20[Hz], 1[N/mm]), 条件3 (1.25[Hz], 0[N/mm])におけるGait diagramを示す (Fig. 5-6, Fig. 5-7, Fig. 5-8)。DIはそれぞれ条件1, 2, 3に対しDI=0.93 (PA), 0.44 (TR), 0.82 (DS)となる。したがって、神経振動子の周波数と背骨の剛性に対して様々な歩容が励起されることが確認できた。

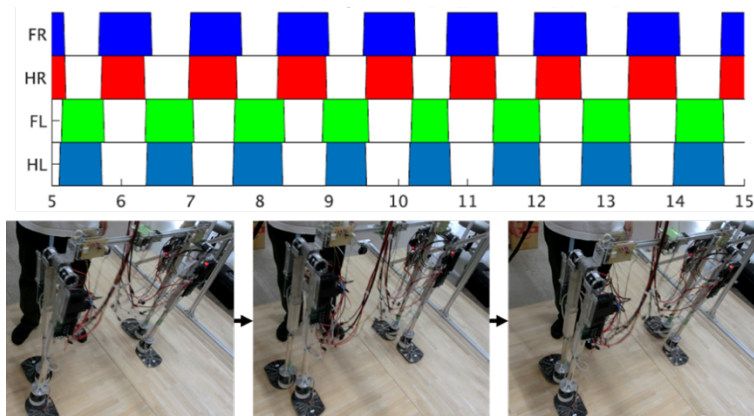


Fig. 5-6 条件1 Gait diagram と歩行の写真 ( $DI=0.93$  (PA),  $f=0.95$ [Hz],  $K_b=\infty$ [N/mm])

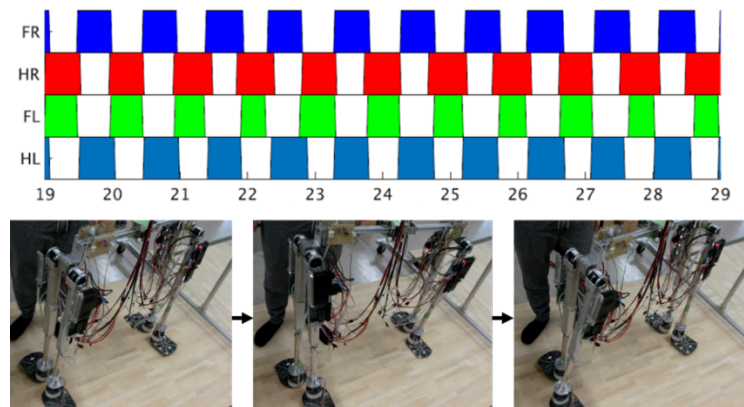


Fig. 5-7 条件2 Gait diagram と歩行の写真 ( $DI=0.44$  (PA),  $f=1.20$ [Hz],  $K_b=1$ [N/mm])

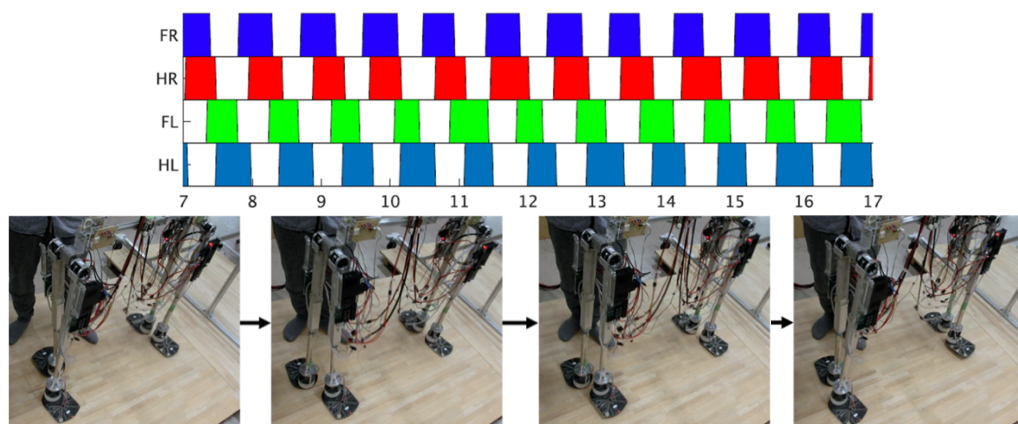


Fig. 5-8 条件3 Gait diagram と歩行の写真 ( $DI=0.82$  (PA),  $f=1.25$ [Hz],  $K_b=0$ [N/mm])

## 5.4.2 各歩容における体幹の剛性と移動速度

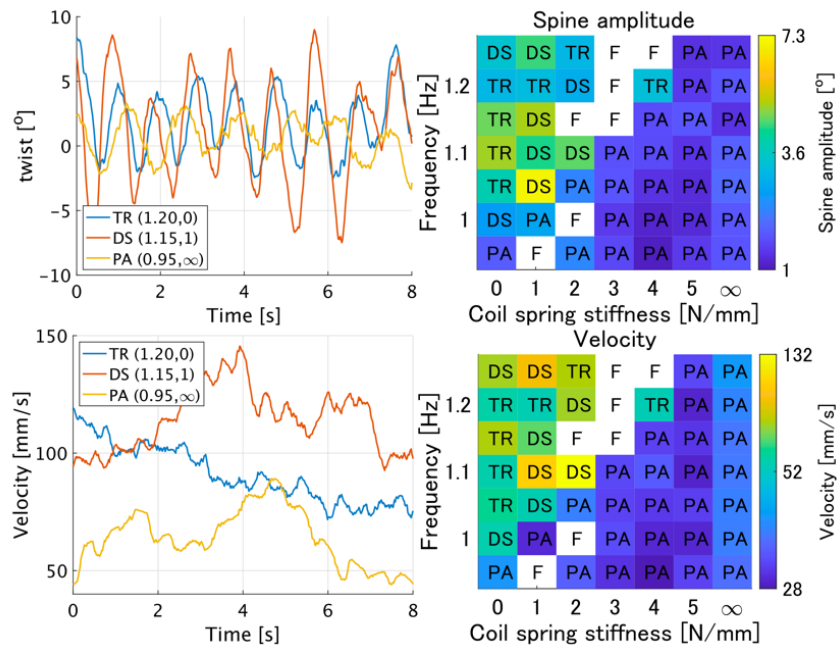


Fig. 5-9 条件 1,2,3 での体幹のねじれ角（左上），移動速度（左下），および体幹の硬さとねじれ角（右上）と速度（右下）の平均振幅および神経振動子の周波数. 'F' は失敗を示す.

Fig. 5-9 に条件 1,2,3 での体幹のねじれ角（左上），移動速度（左下），および体幹の硬さとねじれ角（右上）と速度（右下）の平均振幅および神経振動子の周波数を示す. 'F' は実験において歩行できなかった条件であることを示す. 歩容が TR, もしくは DS の状態になると, PA と比較し脊椎のねじれ角が増加する. Fig. 5-9 右列で示されるように, 移動速度と体幹のねじれは正の相関がある.



### 5.4.3 背骨剛性・周波数に対する平均移動速度

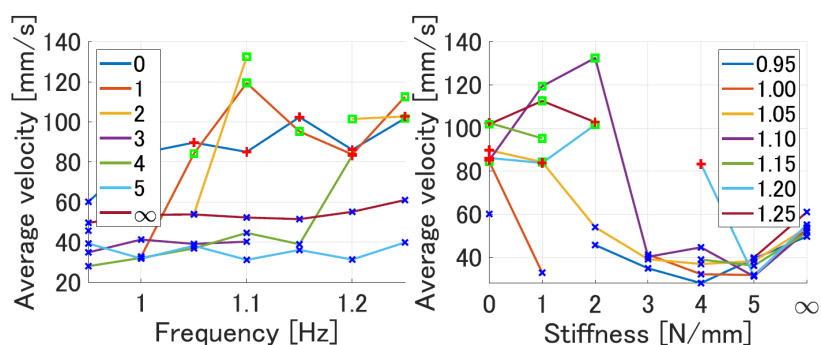


Fig. 5-10 剛性と周波数に対する平均速度の変化. 各記号はそれぞれ歩容を示す. x : PA, + : TR, □ : DS.

Fig. 5-10 は、剛性と周波数に対する移動速度の変化を示す。周波数が高くなると速度は単調に増加し、剛性は 2 つの異なる速度領域に分布する傾向がある。また、 $K_b$  が 1 を超えると周波数が上昇し、歩容が変化する際に急激に速度が上昇する。そのような振動領域つまり PA の領域と DS (TR) の領域の境界付近では安定な歩行ができず転倒する傾向がある。一方、振動領域において、速度はピーク値を取る傾向が示された。これは、剛性が比較的低いための一種の共振である可能性が考えられる。

### 5.4.4 背骨剛性・周波数・歩容に対する移動速度及び移動仕事率

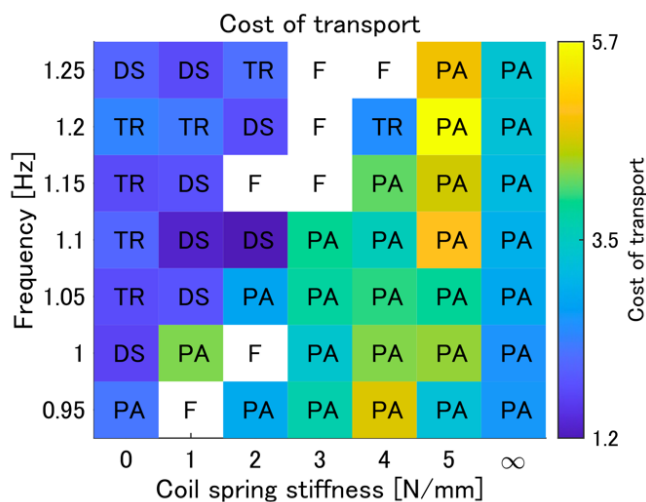


Fig. 5-11 剛性と周波数変化における歩容及び移動仕事率の変化

Fig. 5-11 は、背骨の剛性及び、神経振動子の周波数に対する歩容と移動仕事率  $CoT$  の関係を示す。移動効率  $\eta$  はモータへ印加する電圧と電流を用いて下記の (5.1) 式で表される。

$$CoT = \frac{1}{mgd_{ist}} \sum_{i=1}^4 \int_{t_0}^{t_f} I_c^i(t) V_{oi}^i(t) dt \quad (5.1)$$

ただし、 $m$ は RW06-Duo の総重量、 $d_{ist}$ は移動距離、 $V_{ol}^i(t)$ 、 $I_c^i(t)$ は各膝モータの電圧と電流である。式 (5.1) は一般化速度と一般化力を用いた式 (2.1) と同じ量を与える。  $V_{ol}$ は 24[V]としている。 PA は速度が低く効率が悪い、一方、DS 及び TR は速度が高く効率が良い。 Fig. 5-9 右下図と Fig. 5-11 より、PA 領域において剛体の背骨 ( $K_b = \infty$ ) のとき、速度と効率が相対的に高くなる。また、背骨が硬く周波数が低くなると歩行は PA になる傾向を示す。逆に背骨が柔らかく周波数が高くなると DS や TR となる。これらの結果より、歩容は体幹の回転と共振する周波数で変化し、歩行機は効率を上げながらより早く歩行することができると言える。

#### 5.4.5 フルード数に対する移動効率

歩容遷移に伴い移動効率がどのように変化するかを明らかにするため、フルード数を用いた移動効率の検証を行った。フルード数は、フルード数とは脚長に対する移動速度を表した無次元量であり、歩行機の大きさによらない移動速度の目安として使用できる。フルード数は下記式 (5.2) で表される。

$$\text{Froude number} = V/\sqrt{gl} \quad (5.2)$$

ただし、 $V$ は移動速度、 $l$ は脚長である。Fig. 5-12 にフルード数に対する移動仕事率の値を表す。Hoyt, Taylorらにより示されるように [9]、フルード数と移動仕事率の関係は二次曲線で表すことができる。DS については、データの変動が大きいため二次曲線が描けない。本結果では、移動仕事率に最小点があり、フルード数が増加すると二次曲線として増加しないことを示唆する。一方で、歩容はフルード数の増加に伴い PA から TR または DS に変化し、移動仕事率が減少している。このことは、即ち、RW06-Duo は速度に応じて移動仕事率を減らすように歩容を自律的に選択しながら歩行していると言える。

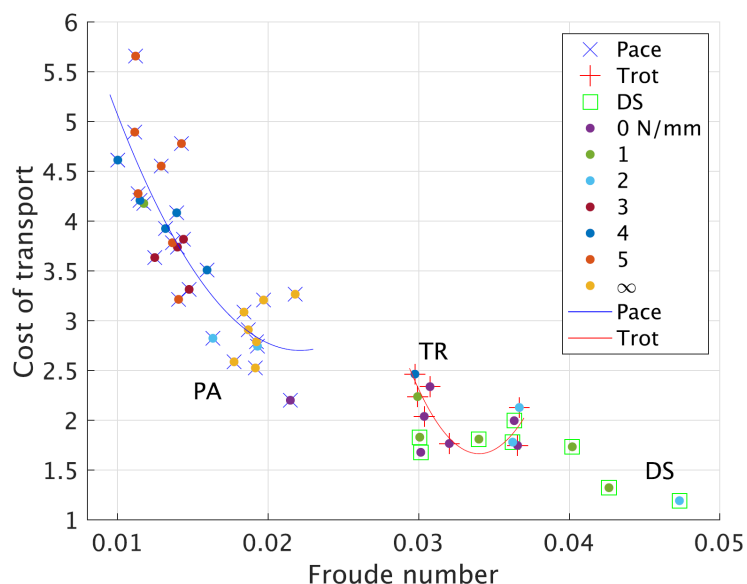


Fig. 5-12 移動仕事率対フルード数

#### 5.4.6 DI と移動速度

Fig. 5-25 は、*DI*と速度の関係を示したものである。速度の範囲は PA 領域と TR・DS 領域で明確に分離されている。また、*DI*と移動速度には大まかに線形的な増加傾向が確認できる。一方で動物 [9] が示す速歩は、歩行よりも移動速度が速い領域での歩行である。より高い移動速度において、Li らによる研究がある [45]。その中で、同側の手足の位相がずれている場合において高速かつ高効率な歩行が得られることを示唆している。この点について、今後、詳細な検証が必要である。

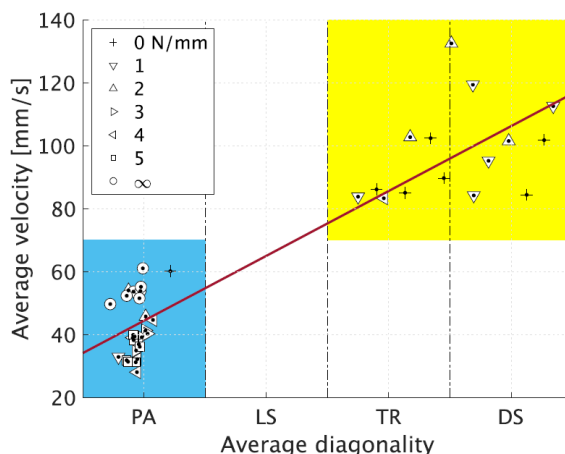


Fig. 5-13 Diagonality と速度の関係

#### 5.4.7 同一条件における歩容の遷移

全ての実験は PA となる初期状態で開始している。したがって、基本的には PA から四肢間の位相が床反力によって調整されることでそれぞれの条件に適した歩容に遷移していることになる。多くの場合、ひざの伸縮開始直後から *DI* が変化し、やがてある領域で安定な歩容となる。いくつかの条件においては、ある程度 PA 領域で安定な歩容を示し、途中で別の歩容に遷移する現象も確認された。Fig. 5-14 は、剛性 0[N/mm]、周波数 1.10[Hz]において歩容の遷移が見られた実験結果 (Gait diagram, *DI*及び移動速度)である。最初の 8[s]間は PA で、その後 10[s]付近から LS を示しながら TR に遷移し、16[s]付近で安定な TR となる事が確認できる。神経振動子に対する床反力の重みは一定であるため、背骨の剛性と神経振動子の周波数に応じて、複数の安定な歩容を持つことが予想される。このような同一条件における歩容の遷移は受動四足歩行にも見られる。つまり、神経振動子の周波数と背骨の剛性に対して、身体の動力学的特性に依存することで歩容の遷移が速やかにかつ安定に行われる場合と、複数の歩容が継続して存在する、もしくは特定の歩容に収束しにくい場合が存在することが示唆される。この領域は Fig. 5-12 で示されるよう CoT が小さくなるようフルード数に応じ歩容が自律的に遷移する境界領域において発生しており、歩行の遷移も PA から LS, TR のように、CoT の少ない歩容に遷移している。今後、歩容が切り替わる/成立しない境界領域における歩容の振る舞いの存在を明らかにするため、同一歩行中にフルード数、即ち歩行速度を変化させこの境界領域の歩容を確認することが有効であると考えられる。歩容の遷移する領域や条件を明確にすることで、同一速度の歩行において、意図的な速度変化や背骨のねじれを印加することで、CoT の低い歩容への早期への遷移、即ち効率が良い歩行が実現される可能性があると考えられる。

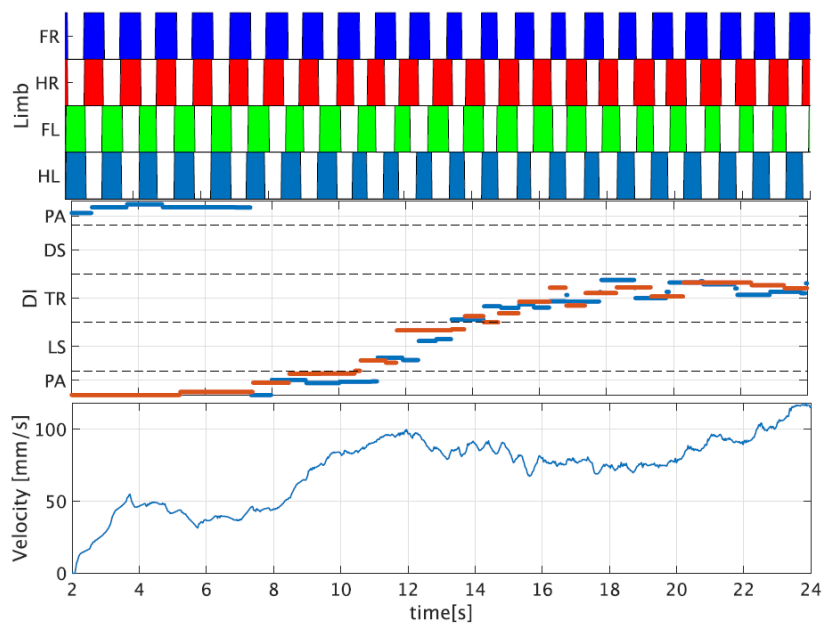


Fig. 5-14 同一条件下における歩容の遷移 ( $K_b = 0[\text{N/mm}]$ ,  $f = 1.10[\text{Hz}]$ )

## 5.5 結言

本報告は、膝の伸縮を用いた受動歩行メカニズムに基づく四足歩行機がその身体特性の変化によってどのような歩容を示すのか明らかにすること目的とし、神経振動子の角周波数と体幹の剛性を変化させて実験を行った (Fig. 5-13, Fig. 5-14) . その結果、ひざの伸縮のみによって受動的な脚間及び脚内協調が実現され、条件によって様々な歩容が生じることを明らかにした。具体的には、体幹の剛性が柔らかく、神経振動子の周波数が高いと相対的に速度が高く効率的な Trot もしくは DS walk を示し、逆に体幹が固く周波数が低いと移動速度及び効率の低い PA が現れることを確認した。これらの結果は、身体の動力学的特性に基づいて膝の周波数に依存した歩容が創発していることを示している。更に、創発された歩容については、移動仕事率の意味で最適な歩行が実現されている、即ち移動速度に合わせて効率的な歩容が選択されることが示された。生物の歩容においても移動速度に応じて歩容が変化することが知られており、受動歩行に基づいて実現される歩容が生物の示す特徴に類似している点は興味深い。歩容は異なるが、移動効率と速度の傾向は福原らの考察した肩関節の柔軟性を考慮したシミュレーション結果[9]と整合的な実験結果である点は興味深い。また、同一の周波数と剛性に対しても歩容が遷移することから、同一条件においても多様な歩容を行うことができることが確認された。逆に、このような条件は 1 つの歩容にとどまりにくく、歩きにくい条件となっているのかもしれない。歩容の遷移する条件を明らかにすることで、より CoT の低い歩容に遷移させる条件が明らかになれば、より効率的な歩行の実現につながる可能性も考えられる。本研究の課題として、他の歩行機 [20]や動物 [46]に比べ歩幅が小さく移動仕事率が高いため、今後はより動的な歩行を実現する必要があると考える。

## 6 結論

本論文は、受動歩行可能な歩行機に伸縮膝関節を導入することで身体の動力学的特性に基づいた二足歩行、および四足歩行を実現したことについて述べた。

具体的には、受動歩行可能な二足歩行機に正弦波状の膝伸縮を与えると水平面における歩行が実現され、膝の周波数に応じて歩幅が変化することを示した。また、歩幅が最大となる周波数において移動効率が最大となることシミュレーションと実験により明らかにした。これは、膝の振動によって身体の動力学的特性である振動特性が励起されることで効率的な歩行が実現されることを示している。さらに、この歩行を三次元に拡張する過程を経て四足歩行を実現した。四足歩行では、四肢間の自律的な協調動作を達成するために、体幹のねじり関節と接地感覚をフィードバックする神経振動子を導入して実験をおこなった。その結果、膝の周波数に応じて歩容が変化し、移動速度が上昇するに従って歩容が変化することが明らかとなった。この四足歩行は受動歩行に基づいていることから、身体の動力学的特性に強く依存しながら歩行が実現されている。つまり、身体の動力学的特性に合わせて歩行が実現されるが故にその振動特性に合わせて歩容が創発され、しかも、移動効率を低減するように歩容が変化するものと考えられる。

以上の結果から、受動歩行に基づいて設計された歩行機に単純な伸縮関節を導入することで水平面における二足歩行および四足歩行が実現可能であることが示された。さらに、身体の動力学的特性に基づいて膝の周波数に依存した歩容が創発し、エネルギー効率の意味で最適な歩行が実現されることが明らかとなった。特に、二足歩行では周波数応答特性における共振点で最適な歩行となり、四足歩行では移動速度に合わせて効率的な歩容が選択されるという結果は、生物においても移動速度に応じて歩容が変化するという事実と整合的であり、受動歩行に基づいて実現される歩容が生物の示す特徴に類似している点は興味深い。本論文で述べた受動歩行を規範とし振動要素をアシスト的に加える手法は、生物のような滑らかで効率的な歩容を創発するロボットの実現の足掛かりになると考えられる。また、受動歩行を規範とする歩行ロボットは局所的な周波数領域においてある程度線形システム的な性質を持つ歩容を示すとともに共振周波数で最適化され、歩容を維持できない周波数帯域においては環境との相互作用を利用して別の歩容に変化するシステムと見なせる。つまり異なる振動モードに切り替わることでエネルギーを最小化するという強い非線形性を持つシステムであり、この非線形現象に基づいて生物が歩行を実現していると言えるのかもしれない。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり終始あたたかい御指導，御教授と激励を賜りました岡山理科大学工学部 衣笠 哲也 教授に心から感謝の意を表します。また，岡山理科大学工学部 吉田 浩治 教授， 林 良太 教授，岡山理科大学情報理工学部 藤本 真作 教授，大阪電気通信大学工学研究科 入部 正継教授には本研究に対する有益な御討論，御助言 をいただきました。深く感謝いたします。最後に本研究を遂行するにあたり，実験，ロボット製作等にご協力くださった衣笠研究室の卒業生の方々および衣笠研究室の皆様に深く感謝いたします。

## 参考文献

- [1] T. McGeer, "Passive Dynamic Walking," *CSS-IS TR*, pp. 88 - 02, 1988.
- [2] A. D. Kuo, "Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking," *Intl. J. of Robotics Res.*, vol. 18, no. 9, pp. 917-930, 1999.
- [3] M. Wisse, A. L. Schwab, and R. Q. v. Linde, "A 3D passive dynamic biped with yaw and roll compensation," *Robotica*, vol. 19, no. 3, p. 275 284, 2001.
- [4] S. H. Collins, M. Wisse, and A. Ruina, "A three-dimensional passive dynamic walking robot with two legs and knees," *Intl. J. of Robotics Research*, vol. 20, no. 2, p. 607–615, 2001.
- [5] Remy CD. , et al., "Stability Analysis of Passive Dynamic Walking of Quadrupeds," *The Intl. J. of Robotics*, vol. 29, no. 9, pp. 1173-1185, 2009.
- [6] K. Nakatani, et al., "Demonstration and Analysis of," *Advanced Robotics*, vol. 23, pp. 483-501, 2009.
- [7] Remy. C. D. , et al., "Passive Dynamic Walking with quadrupeds - Extensions towards 3D," *Proc. of Intl. Conf.on Robot. and Autom*, 2010.
- [8] Y. Kito, et al., "Design of multi-layered spine unit with 3-d.o.f. flexibility," *Proc. of the 2014 JSME Conf. on Robotics and Mechatronics*, vol. 2A1, p. 107, 2014.
- [9] C. R.Taylor and D. F. Hoyt, "Gait and the energetics of locomotion in horses," *Nature*, vol. 292, pp. 239-240, 1981.
- [10] 入部正継, 廣氏遼一, 浦大介, 大須賀公一, 衣笠哲也, “受動的動歩行に内在する適応機能の実験検証と歩行動作の安定化の検討,” *計測自動制御学会論文集*, 第 56 卷, 第 12 号, pp. 551-559, 2020.
- [11] 入部, “受動歩行の技術展望,” *日本ロボット学会誌*, 41 (2) , pp. 111-114, 2023.
- [12] T. McGeer, "Stability and control of two-dimensional biped walking," *Technical report CSS-IS TR 88-01*, 1988.
- [13] S. Collins, et al., "Efficient Bipedal Robots Based on Passive-Dynamic Walkers," *Science*, no. 5712, p. 1082–1084, 2005.
- [14] 細田耕, “柔らかかヒューマノイド,” *化学同人出版*, 2016.
- [15] S. Fujimoto, T. Kinugasa, K. Yoshida and H. Watanabe, "3D Quasi-passive Walking of Bipedal Robot with Flat Feet," *International Journal of Advanced Mechatronic Systems*, vol. 5, no. 2, pp. 95-104, 2013.
- [16] 中西, 杉本, 末岡, 石川, 大須賀, “揺動励振による三次元二脚準受動的動歩行の発現（揺動と身体構造が歩容の変化に与える影響に関する解析）,” *日本機医学会論文集*, 81 (830), 15/00335, 2015.
- [17] 大須賀, “受動歩行を規範とした歩行ロボットと制御,” *日本ロボット学会誌*, 第 20 卷, 第 3 号, pp. 233-236, 2002.
- [18] Yasuhiro Fukuoka Hiroshi Kimura , and Avis H. Cohen, "Adaptive Dynamic Walking of a Quadruped Robot on Irregular Terrain Based on Biological Concepts," *Vols.* 22, Issue 3 4, 2003.
- [19] D. Owaki, et al., "Simple robot suggests physical interlimb communication is essential for quadruped walking," *Journal of the royal society Interface*, vol. 10, no. 78, 2012.



- [20] D. Oowak et al., "A Quadruped Robot Exhibiting Spontaneous Gait Transitions from Walking to Trotting to Galloping," *Scientific Reports*, vol. 7, p. 277, 2017.
- [21] K. Ono, et al., "Self-excited walking of a biped mechanism," *International Journal of Robotics Research*, vol. 23, no. 1, pp. 55-68, 2004.
- [22] 伊藤, 南方, 多田隅, "擬似受動2足歩行における実験的研究—平面歩行のための脚伸縮パターンの考察—," 第19回日本ロボット学会講演論文集, pp. 835-836, 2001.
- [23] 浅野文彦 羅志偉, "パラメータ励振に基づく伸縮脚ロボットの動的歩行制御," 日本ロボット学会, 第巻23, 第7, pp. 144-152, 2005.
- [24] M.Garcia, A. Chatterjee, A. Ruina and M. Coleman, "The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, no. 2, pp. 281-288, 1998.
- [25] J. W. Grizzle, G. Abba and F. Plestan, "Asymptotically Stable Walking for Biped Robots: Analysis via Systems with Impulse Effects," *IEEE T-AC*, vol. 46, no. 1, pp. 51-64, 2001.
- [26] H. Minakata and S. Tadakuma, "An Experimental Study of Passive Dynamic Walking with Non-rotate Knee Joint Biped," *Proceedings of ICASE/SICE Workshop Intelligent Control and Systems*, p. 298-303, 2002.
- [27] M. Wisse, "Three additions to passive dynamic walking; actuation, an upper body, and 3D stability," *Proceedings of Humanoids 2004*, p. 113-132, 2004.
- [28] M. Haruna, et al., "Yet Another Humanoid Walking - Passive Dynamic Walking with Torso under Simple Control," *Proceedings of Intelligent Robots and Systems 2001 CD-ROM*, 2001.
- [29] 山藤, 河村, "同軸二輪車の姿勢制御," 日本ロボット学会誌, 第巻7, 第4, pp. 338-343, 1989.
- [30] "<http://www.segway.com/>," [Online].
- [31] 衣笠哲也, 大須賀公一, 三輪正一, "膝の伸縮と胴体の姿勢制御による2足歩行と周波数応答解析," 日本ロボット学会, 第巻25, 第3, 2007.
- [32] A. H. Hansen, et al., "Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed.," *Clinical Biomechanics*, 2004.
- [33] 衣笠哲也, 吉田浩治, 小武健一, 藤村明, 田中浩毅, 小川浩平, "バネ足首と扁平足による三次元受動歩行機," 第巻27, 第10, pp. 1169-1172, 2009.
- [34] T. Kinugasa, T. Ito, H. Kitamura, K. Ando, S. Fujimoto, K. Yoshida, "3D dynamic Biped Walker with Flat Feet and Ankle Springs: Passive Gait Analysis and Extension to Active Walking," *J. of Robotics and Mechatronics*, Vols. Vol.27, No.4, pp. 444-452, 2015.
- [35] M. Wisse et al., "Ankle springs instead of arc-shaped feet for passive dynamic walkers," *Proc. of HUMANOIDS 06*, pp. 110-116, 2006.
- [36] S. Nishiyama, et al., "Estimation of zero moment point trajectory during human gait locomotion based on a three-dimensional rigidlink model," *Technical report of IECE*, vol. 101, no. 734, pp. 59-64, 2002.
- [37] R. Pfeifer and J. Bongard, "How the body shapes the way we think: a new view of intelligence," MIT press, 2007.
- [38] D. Owaki, "A minimal model describing hexapedal interlimb coordination: the Tegotae-based approach.," *Front Neurobotics*, pp. 11-29, 2017.

- [39] T. Kinugasa, et al., "Three-dimensional dynamic bipedal walking based on passive dynamic walking mechanism using telescopic knee via phase oscillator with ground reaction force," *Artificial Life and Robotics*, vol. 24, no. 2, pp. 172-177, 2019.
- [40] Univ. of Pennsylvania, *Animal locomotion: the Muybridge Work at the Univ. of Pennsylvania: The Method and the Result*, Philadelphia: .B. Lippincott Co., 1888.
- [41] A. Fukuhara, et al., "A Bio-inspired Quadruped Robot Exploiting Flexible Shoulder for Stable and Efficient Walking," *In: Proc on IEEE/RSJ Intl Conf on Intelligent Robots and Systems*, p. 7832-7839, 2020.
- [42] T. Kinugasa, et al., "Development of a three-dimensional dynamic biped walking via the oscillation of telescopic knee joint and its gait analysis," *Journal of Mechanical Engineering and Sciences (JMES)* , vol. 9, pp. 1529-1537, 2015.
- [43] K. Osuka and Y. Saruta, "Development and control of new legged robot QUARTET III - from active walking to passive walking," *Proc. of IEEE/RSJ Intl. Conf. on Intelligent Intelligent and Systems (IROS2000)* , pp. 991-995, 2000.
- [44] Y. Sugimoto and K. Osuka, "Walking control of quasi passive dynamic walking robot "Quartet III" based on continuous delayed feedback control," *IEEE Intl. Conf. on IEEE Intl. Conf. on Robot. Biomimetics*, pp. 606-611, 2004.
- [45] L. Li, et al., "Energy-Efficient Locomotion Generation and Theoretical Analysis of a Quasi-Passive Dynamic Walker," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, no. 1, pp. 4305-4312, 2020.
- [46] R. M. Alexander, "Estimates of speeds of dinosaurs," *Nature*, vol. 261, pp. 129-130, 1976.
- [47] T. Kinugasa et al., "3D Passive Walker with Sprung Ankle Springs and Flat Foot: A design method by natural frequency index without yaw and roll compensator," *Proc. of 2008 JSME Conf. on Robotics*, 2008, pp. 1P1-B12.
- [48] S. Hosoda K, Takuma T. Nakamoto and A. Hayashi, "Biped robot design powered by antagonistic pneumatic actuators for multi-modal locomotion.," *Robotics and Autonomous Systems.*, vol. 56, pp. 46-53, 2008.
- [49] K. Narioka and K. Hosoda, "Designing synergistic walking of a whole-body humanoid driven by pneumatic artificial muscles: An empirical study.," 第 卷 22, pp. 1107-23., 2008.
- [50] T. Kinugasa, et al., "Frequency Analysis for Biped Walking via Leg Length Variation," *Journal of Robotics and Mechatronics*, pp. 98-105, 2008.
- [51] T. Kinugasa, et al, "Passive Walking of Biped Emu with Attitude Control," *Proceedings of International Conference on Intelligent Robots*, p. 346-359, 2003.