



Title	空気圧人工筋を用いた脚モデルの立位安定性に関する研究
Author(s)	中西, 大輔
Citation	大阪大学, 2017, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/61742
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

博士学位論文

**空気圧人工筋を用いた脚モデルの
立位安定性に関する研究**

中西 大輔

2017 年 1 月

大阪大学大学院 工学研究科 機械工学専攻

目次

第 1 章	緒言	1
1.1	研究背景	1
1.2	本研究のアプローチ方法	3
1.3	本論文の構成と内容	7
第 2 章	空気圧人工筋肉の動特性モデリングに向けた測定実験および解析	9
2.1	緒言	9
2.2	MPA の数理モデルおよび動的特性に関する先行研究	10
2.3	MPA 張力, 長さ, 収縮速度の測定実験および解析	14
2.4	結言	19
第 3 章	空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの立位安定性および関節剛性に関する解析	22
3.1	緒言	22
3.2	二次元脚モデルの立位姿勢安定性	23
3.3	立位安定性および関節剛性に関する実機検証	30
3.4	結言	34
第 4 章	空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの関節剛性の特異点について	36
4.1	緒言	36
4.2	圧力印加が関節剛性の変化に与える影響について	37
4.3	関節剛性の特異点に関する検証	38
4.4	結言	44
第 5 章	結言	47
5.1	本論文の目的と結果	47

5.2	まとめと展望	48
	謝辞	50
	参考文献	51
	研究成果	55
付録 A	揺動励振による三次元準受動的動歩行の発現	59
A.1	緒言	59
A.2	準受動的動歩行機	61
A.3	揺動および身体構造と歩行，歩行速度に関する実機検証	64
A.4	運動解析および考察	69
A.5	結言	77

目次

2.1	The geometry of the actuator. The middle portion of the actuator is modeled as a perfect cylinder with length is L , diameter is D . n is number of turns of a thread, and b is the thread length. The relationship between the above parameters is illustrated by the triangle [27].	11
2.2	Schematic explanation of previous experiment environment (based on [27])	12
2.3	Relation between tension and contraction velocity at 5 [bar] (based on [27])	13
2.4	Explanation of experiment environment	15
2.5	Relation between V , L and f_m on constant pressure condition ($L_0 = 250[\text{mm}]$)	17
2.6	Relation between V , L and f_m on closed valve condition ($L_0 = 250[\text{mm}]$)	18
2.7	Change of parameters of approximate plane and multiple correlation coefficient with respect to MPA pressure and L_0 ; Circles show the results on constant pressure condition. Triangles show the results on closed valve condition.	20
2.8	Experimental results for simple periodic motion with the pressure input Eq.(2.15), which is derived from the proposed MPA model; Solid line shows experimental result. Break line shows reference.	21
3.1	Proposed model of the knee pneumatic actuator group	23
3.2	Changes of G_e and G_f with respect to the hip position X	26
3.3	Parameters around the knee	27
3.4	Changes of $\tilde{X}$, a_2 with respect to the combination of two MPA pressures (P'_e and P'_f)	27
3.5	Changes of P'_f and a_2 with respect to P'_e for $\tilde{X}=800[\text{mm}]$	28
3.6	The 2-dimensional legged robot with MPA	31

3.7	Schematic explanation of the experimental setup	31
3.8	Analytical-experimental comparison of the equilibrium positions $\tilde{X}$. . .	32
3.9	Convergence to the equilibrium position $\tilde{X}$ after feeding an impulsive force ($P'_e = 4.0[\text{bar}]$, $P'_f = 3.0[\text{bar}]$)	33
3.10	Analytical-experimental comparison of joint stiffness k (experimental results: plot with error bar, analytical results: line); Triangles and solid line show the results on constant pressure condition. Circles and broken line show the results on constant weight condition.	34
4.1	Changes of k and value of Eq. (4.3) on basic design; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 860[\text{mm}]$	39
4.2	Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-1; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 862[\text{mm}]$	41
4.3	Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-2; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$	42
4.4	Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-3; singular point does not exist.	42
4.5	Simulation results on condition-2(singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$); (a)At $\tilde{X} = 820[\text{mm}]$, the displacement from the equilibrium position decreases as input pressure gets to high. (b)At $\tilde{X} = 850[\text{mm}]$, the displacement increases as input pressure gets to high.	45
4.6	Changes of joint stiffness k with respect to input pressure P'_f on condition-2 (singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$).	46
A.1	Snapshots of Quasi-Passive Dynamic Walking using rocking motion . .	61
A.2	Designing of Quasi-Passive Dynamic Walking Machine	63
A.3	Quasi-Passive Dynamic Walking Machine	63
A.4	Overview of the oscillator	63
A.5	Configuration of the oscillator	63
A.6	Snapshots of the walking phenomenon provoked by rocking motion ($L = 410[\text{mm}]$, $a = 7.5[\text{mm}]$, $A = 125[\text{mm}]$, $T = 1.0[\text{s}]$).	65

A.7	Results of walking experiment when we change A from 50 to 150[mm] by 10[mm] step, T from 0.8 to 2.1[s] by 0.1[s] step, where $L = 410, 450, 500$ [mm] and $a = 7.5$ [mm]. White cell means walking was confirmed at $\theta_0 = 0^\circ$, light gray cell means walking was confirmed at $\theta_0 = \pm 20^\circ$, dark gray cell means walking was confirmed at only $\theta_0 = +20^\circ$, and black cell means walking was not confirmed because of the overtuen, trip, or stop rocking motion.	66
A.8	Results of walking experiment when we change A from 50 to 150[mm] by 10[mm] step, T from 0.8 to 2.1[s] by 0.1[s] step, where $L = 410$ [mm] and $a = 7.5, 10.0, 12.5, 17.5$ [mm]; Changes of walkable area depending on a	66
A.9	Relation between average gait speed and T ($a = 75$ [mm], $A = 125$ [mm]); Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of average gait speed.	68
A.10	Relation between average gait speed and A ($a = 75$ [mm]) ; Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of each result.	69
A.11	Relation between average gait speed and a ($L = 410$ [mm], $A = 125$ [mm]); Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of average gait speed.	70
A.12	Definitions of θ and ψ ; θ is the angle between horizontal plane and the body axis. ψ is the angle between one leg and vertical plane passing through the body axis.	71
A.13	Left: The changes of θ . Right: The relation between the period T_θ and the periodic number.	72
A.14	Left: The changes of ψ . Right: The relation between the period T_ψ and the periodic number.	72
A.15	Left: Changes of swing phase and supporting phase depend on T ($L = 410$ [mm], $a = 7.5$ [mm], $A = 125$ [mm]). Right: Sequences of walking images.	74
A.16	Changes of $\Delta \psi$ depend on parametes T and a ($L = 410$ [mm], $A = 125$ [mm]); Plots show the average of step length, and error bars show standard error on each result.	74

A.17	Changes of swing phase and supporting phase depend on a ($L = 410[\text{mm}]$, $a = 12.5[\text{mm}]$, $A = 125[\text{mm}]$).	75
A.18	Schematic explanation of leg-switching point: In the case of leg-offset $a = 0$, $H_1 - H_2$ and $H_1 - H_2$ are same length. On the other hand, in the case of $a > 0$, $H_2 - P_2$ is longer than $H_1 - P_1$	76

第 1 章 緒言

1.1 研究背景

1.1.1 研究目的

人間は歩く，走る，跳ぶ，踊る，投擲するなどの様々な運動をその身体を巧みに操ることで実現している．さらに，例えば歩行一つとっても散歩をするようにゆっくりと，凸凹した道を慎重に，あるいは目的地を目指して素早く歩くなど，同じ運動形態の中でも周りの環境や目的に合わせて歩容を変化させるなど実に多彩な振る舞いを見せる．人間はこれらの運動を足や腕と言った体の一部の運動だけでなく，それら全てを全身運動として見事に協調させることによって実現している．このメカニズムの解明，すなわち人間がどのように自身の身体を操り，運動を協調させ，多彩な運動を生成しているかという原理の解明はリハビリ工学やロボット工学など幅広い分野への応用が期待できる課題であるが，未だに結論は出ていない．本研究の最終的な目標はこのメカニズムを解明することである．

1.1.2 研究の着眼点

このメカニズムを解明するための最も素朴なアプローチとして，まず人間の動きをそのままそっくり真似るという手法を考えてみよう．つまり人間の動きを計測し，それを実現するために必要な各関節の動き方を逆算することでその動きを説明しようという試みである．この手法でも「その運動」を実現するための「関節の動き」を説明することはできるかもしれない．しかし同時にこの手法は「その運動」しか説明することができないだろう．例えばそれが歩行運動であったとしたら，少し歩行速度を変えたい場合や，路面の状況が違う場合に関節の動かし方をどう変えればいいのかについては，また別にその運動を計測してみなければわからない．また「その運動」を実現するための「関節の動き」からは，そこに働く力までは判断することができない．つまり外見上全く同じ動きであったとしても，それが実際に人間が身体に力を入れて慎重に動かした結果なのか，脱力して自然に動いた結果なのかを見分けることができないと

いうことである。以上の様に考察していくと、人間の運動メカニズムを解明するためには外見上の振る舞いだけではなく、なぜそのような運動になったのかという内部に働く力学を理解する必要があると考えられる。

1.1.3 人体の構造と使い方について

この力学の理解のためには、まず人間がどのような構造や機構で成り立っているかを知る必要がある。まず人間の身体は骨格を形成する骨とそれらを結合する靱帯や関節、また関節周りに配置された筋肉や腱からなる筋骨格系で形作られる。さらに脳や脊髄、感覚器やそれらを繋ぐ神経からなる神経系、その他内臓や皮膚などによって構成される。これらの働きについては各分野によって研究が行われているが、特に骨格構造や筋肉の種類およびその付着位置などの構造についてはその詳細が解剖学によって明らかとなっている [1, 2, 3]。同一の関節に対して複数の筋肉が作用する冗長性があること、複数の関節を跨いで機能する多関節筋 (二関節筋、三関節筋の総称) が存在することなどがわかっている。また筋肉単体についても筋繊維の収縮原理や筋肉全体 (筋束) の力学的特性について生理学における研究が行われている [4, 5]。これらの構造や特性は、人間の身体の膨大な自由度を適切に拘束することで全ての自由度を個別に制御する (考える) 必要を軽減し、また各部の運動を協調させることで多彩な運動の生成およびその安定性の向上に寄与していると考えられている。

構造の次は、人間がそれらの筋肉をどのようなメカニズムで協調させ運動を生成しているか、また筋骨格構造が運動生成やその安定性に具体的にどのように有利に働いているか調べる必要があるだろう。バイオメカニクスの分野では実際の人間を工学的生理学的に観察・計測し、分析結果を力学的に考察することでそのメカニズムを明らかにしようという試みが行われている [4]。筋肉が収縮活動する際に出される活動電位のことを筋電位とよび、この大きさや発生時間を測定することにより筋肉の発揮力を推定することができることが知られている^{*1}。これを利用して、実際に歩行、走行、投擲といった注目する運動をしている際の筋電位、およびモーションキャプチャやフォースプレート (床反力センサ) を用いて運動の様子を測定・分析することで、どの部位の筋肉をどの程度使ってその運動を生成しているかという力学的考察や協調パターンに関する調査が行われている。これらの取り組みは、故障やハンディキャップを持った人の振る舞いを健常者のそれと比較することでその原因の特定や症状の改善を測る、

^{*1} 一般的には皮膚表面に電極を貼付けることで非侵襲的に筋電位を測定する手法がとられる。これにより測定される筋電位を表面筋電図とよぶ。一方で筋肉に直接電極を差し込んで筋電位を測定するという手法も存在する。これを針筋電図とよび、筋内の詳細な情報が得られるが侵襲性が高く対象者の身体的な負担が大きい。また筋電図は筋力そのものではなく、発揮力は推定によって得られる。

また優れたスポーツ選手の身体の使い方を分析することでその運動のパフォーマンスを向上させる「コツ」を定量的に評価するなど様々な分野へ応用がなされている。

1.2 本研究のアプローチ方法

1.2.1 優れたモデルの指標

ではこのような人間の身体の使い方、運動のメカニズムを理解したと言うためにはどうすればよいだろうか。制御工学の立場においては、これらの振る舞いの力学を模型 (物理モデル) と数式 (数理モデル) によって説明することができればその現象を理解した言ってよいだろう [6]。ここでその説明のためにどのようなモデルを用いるか、あるいは構築するかということは非常に重要である。例えば要素還元論的に人体を限りなく詳細に表現するモデルを構築することを考えよう。人間の要素を解剖学に基づいて全て列挙し、要素の力学的働きおよびそれを引き起こす化学物質の働きを生理学的に説明し、それらの化学物質の成り立ちや生成過程について化学を用いて解き明かし、最終的には人体を構成する全ての原子について考える、といった具合である。こうして記述されたモデルはこれ以上ない程詳細に人体を表現することができるかもしれないが、しかし同時に複雑極まるものになることもまた想像に難くない。本研究の目的である「人体の運動」というある程度巨視的な振る舞いを説明するためのモデルとしては過剰に詳細複雑で不適だと考えるのは妥当であろう。

では「人体の運動メカニズム」を説明するために適したモデルとはどのようなものだろうか。先に述べた原子レベルまで人体を分解するモデルは勿論極端な例であるが、しかしこの「説明したい事柄に対してモデルが複雑すぎる」という感覚は適切なモデルを導出するための一つの指標となりうる。つまり「とある二つのモデルがどちらも注目する現象を説明できるのであれば、よりシンプルなモデルの方が優れている (適切である)」という指標である。このような考え方は「オッカムの剃刀」, 「KISS(Keep It Short and Simple) 原理」とよばれ、優れたモデルを構築する上で重要な指標であるとされている [7]。本研究でもこの指針に従って、なるべくシンプルなモデルを用いて運動メカニズムを説明することを試みる。

1.2.2 最もシンプルな人体モデル -骨系モデル-

モデル構築の出発点として、人間の運動を考える上で最もシンプルなモデル、これ以上要素を削ぎ落してしまったら人間の運動を考えることができない必要最低限の要素で構築されたモデルを考えよう。皮膚、血液血管、内臓は勿論、脳、神経、筋肉すら次々と削ぎ落して行くと、最後に残るのは人体を形作る骨格である。すなわち、最もシンプルな人間のモデルは骨のみで

構成されたモデルと考えることができるだろう。直感的に考えれば、筋肉はおろか脳や神経、感覚器すら持たない骨が歩けるはずはない、過剰に単純すぎると思うかもしれない。しかし驚くべきことに、人間の下腿骨格系に見立てたリンク系のみからなるロボットは緩やかな斜面を驚くほど自然かつ安定に歩行できることが知られている。能動的な駆動や制御を一切行わないにも関わらず、身体ダイナミクスによる受動的な運動のみで成り立つこのような歩行は「受動的動歩行」と呼ばれる [8, 9]。さらにこの現象は物理モデルのみならず、モデルのシンプルさゆえに数理モデルによる解析も盛んに行われている。その解析結果から、この現象の中には「引き込み現象」という安定化構造が内在していることが示されている [10, 11, 12, 13]。「引き込み現象」とはある周期運動をしている系の振る舞い、ここではロボットの動きがなんらかの要因で乱されたとしてもその程度が小さければ元の周期運動へと自然に戻って行くという非線形力学現象である。またこの引き込み現象はモデルの歩容（歩幅や歩行リズム）を斜面の角度の変化に合わせて自然と変化させ、あたかも「歩き続けさせる」かのように作用することが明らかとなっている。受動的動歩行という現象に内在するこれらの力学的な安定化メカニズムは、能動的な安定化制御を施さずとも身体ダイナミクスと環境の相互作用によって自然と歩行運動が安定化することを意味しており、歩行における身体ダイナミクスの重要性を示唆するものである*2。

1.2.3 少し複雑な人体モデル -筋骨格系モデル-

骨格のみからなる最もシンプルなモデルは、運動メカニズムにおける身体ダイナミクスの重要性を示唆した。しかし勿論これでメカニズムの全てを説明できる訳ではない。リンク系のみからなるモデル（受動的動歩行）はアクチュエータを持たないため、斜面の上でしか歩行できないからである。このシンプルなモデルに少しだけ要素を加えて、より多くの運動を説明できるモデルを考えるならば、次に必要な最低限の要素はやはり筋肉（アクチュエータ）であろう。骨格とそれを駆動する筋肉群からなる系を、筋骨格系とよぶ。先に述べた通り、同一の関節に対して複数の筋が作用することや、複数の関節を跨いで作用する多関節筋が存在することがわかっている [1, 2, 3]。これらの筋配置が人間の運動の生成や安定性にどう寄与しているかを考えることで、人間の運動メカニズム解明へまた一歩近づくことができるだろう。

この筋骨格系の働きを考える上で重要なのは筋肉をどのようにモデル化するかという点であ

*2 受動的動歩行に着想を得て、注目する運動要素を位置エネルギーの代わりに入力として加えることで平地歩行を実現し、その結果から要素と歩行の関係性を探るという研究も行われている。このような歩行は準受動的動歩行と呼ばれる。著者も研究に取り組んでいるが、本論文の趣旨とは多少ずれるためその内容は付録に譲ることとする。

る。先に述べた骨格の場合は、骨を剛体として考えればリンク系を用いて比較的容易に数理モデルや物理モデルを考えることができた。しかし筋肉は「生きた」生体組織であり、そのモデルを考えることはそう容易ではない。特に物理モデルを考えることは困難である。人間の筋肉を摘出しそのまま物理モデルとしてリンク系へ取付ける、あるいは人体から注目する筋や骨格以外を取り除くことで筋骨格系の物理モデルを構築するという手法も考えられるが、倫理的技術的な課題を考えると現実的ではない。筋骨格系のモデルを考えるためには筋肉の代わりとなる、筋肉に近い性質を持った代用物理モデルを用いる必要があるだろう。

1.2.4 McKibben 型空気圧人工筋

そのような代用物理モデルに適したアクチュエータについて考えるために、まず筋肉がどのような性質を持っているかについて考える。人間の筋肉については、神経系からのコントロールや代謝などのミクロな視点から、力学的特性と言ったマクロな視点まで継続的に研究が行われているが、ここでは本研究の目的に合わせてその力学的特性に目を向けよう。筋肉の力学的特性については、「筋の力ー長さ関係」と「筋の力ー速さ関係」についてよく研究されている。先行研究から筋張力は長さに対して非線形なバネ性を有することや、収縮速度に対して張力が減少する粘性を有することが示されている [4, 5]。またこれら筋の力学特性を表現する一般的な数理モデルとして Hill の筋モデルがある [4, 5]。この筋モデルは、筋に対する解剖学生理学的考察から収縮要素 (Contractile Component)、並列弾性要素 (Parallel Elastic)、並列粘性要素 (Parallel Component) で構成されている。すなわち、筋肉の代替物理モデルとして用いるものもこれらの特性を有することが望ましいと考えられる。

そのようなアクチュエータの一つとして、McKibben 型空気圧アクチュエータ (McKibben pneumatic actuator 以下 MPA) が挙げられる [14]。MPA は古くから知られるソフトアクチュエータの一種であり、シリコンゴムチューブの周りをナイロン繊維のメッシュで覆っただけのシンプルな構造をしている。外部のコンプレッサにより圧縮された空気を印加するとゴムチューブ内の空気袋が膨張し、メッシュのパンタグラフ構造によって軸方向に収縮することで張力を発生するアクチュエータである。この MPA を先の筋肉のモデル (Hill モデル) と比較すると、まず構成要素であるシリコンゴムと圧縮空気の空気バネとしての働きが弾性要素に相当する。空気圧を印加することで収縮力を発生する幾何的構造は、収縮要素に相当する。また収縮速度に対して張力が減少する粘性を有することも知られている。さらに構成要素が共通しているだけではなく、収縮の様子や受動的特性 (バネ性) などの定性的な振る舞いが筋肉に類似していること、軽量で高出力であることから MPA はいわゆる「人工筋肉」とよばれ、筋肉の物理モデルとして用いることができると期待されている [5]。本研究でも筋肉の代替モデル

としてこの MPA を採用し、先のリンク系 (骨系) モデルと組み合わせることで筋骨格系のモデルを考える。

1.2.5 空気圧人工筋をつかった筋骨格系モデル

先行研究においては MPA とリンクを組み合わせた筋骨格系の物理モデル、すなわち筋骨格ロボットを用いてその働きを調べるという構成論的な研究が盛んに行われている。これらの筋骨格ロボットは歩行運動、跳躍運動、走行運動、投擲運動など様々な人間らしい振る舞いの実現に成功している [15, 16, 17, 18, 19, 20, 21]。人間の筋骨格系が実現する関節の柔軟性 (バネ性, バックドライバビリティ) は外乱の影響を受動的に抑制し運動を安定化するだけでなく、加わった外力や慣性力を弾性エネルギーとして蓄えることでジャンプや投擲といったダイナミックな運動の性能向上に貢献している。またこれらの筋骨格ロボットは、比較的簡単な制御で安定な運動を生成できることが知られている。複雑な制御を用いずとも安定でダイナミックな運動が可能であるというこれらの結果は、筋骨格構造が運動の生成やその安定化において重要な役割を担っていることを物理モデルを用いて証明したと言えるだろう。

しかしその一方で、これらの先行研究における筋骨格ロボットの制御入力的设计は経験則や試行錯誤によるところが大部分を占めており、筋骨格系の設計論や体系的なメカニズムの構築には至っていない。その原因の一つとして、MPA が複雑な非線形を持つこと、また筋骨格構造自体が複雑であり強い非線形性を有することから、解析的なアプローチが難しいことが挙げられる。MPA の特性については、その準静的特性のモデル化や、実機実験によって静的、動的特性を考察するといった研究が盛んに行われている [22, 23, 24, 25, 26]。しかしこれらのモデルは、MPA の特性を正確に再現できている一方で非常に複雑であり、筋骨格モデルの数理解モデルとして用いた場合の解析が困難になるという課題があった。そのため筋骨格系モデルを用いたアプローチにおいては物理モデルを用いた研究が先行している。なぜその骨格・筋配置や入力パターンで上手く運動できる (できない) のか、筋骨格系の力学特性がどのように作用しているのかを定量的解析的に説明するための数理解モデルに対する議論は未だ十分なされていない。物理モデルだけでは定性的な議論しかできず、また数理解モデルだけでは机上の空論でしかない。物理モデルだけでも数理解モデルだけでもなくその双方によってその運動が説明できたとき、初めて筋骨格系と運動メカニズムの関係を理解したと言えるだろう。

そこで本論文では、この「筋骨格系の特性が、生成される運動やその安定性に対してどのように働いているか」という課題に対して物理モデルのみならず、数理解モデルを用いて解析的な側面から切り込むことを試みる。

1.3 本論文の構成と内容

本論文の構成および各章の概要は以下の通りである。

2 章：空気圧人工筋の動特性モデリングに向けた測定実験および解析

2 章ではまず本論文で用いる空気圧人工筋，および運動解析を意識した表現の MPA 数理モデルの概要について説明する。また MPA が持つ動特性について先行研究によって明らかとなっている定性的な特徴について述べ，さらなる詳細なモデリングに向けた測定実験を行う。測定実験では MPA の長さ，収縮速度，張力に着目し，この三者の関係について解析を行う。解析結果から三者の関係が三次元上の平面として表現可能であること，平面を決定するパラメータが印加圧力に対してほぼ線形に変化することを示す。さらにパラメータが圧力に対して線形と仮定することで，動特性を含む MPA の張力とその長さ，収縮速度および圧力を変数とするシンプルな数理モデルで表現可能であることを示し，その妥当性を実機検証により確認する。

3 章：空気圧人工筋を用いた二次元脚ロボットの立位安定性および関節剛性に関する解析

3 章および 4 章では人間の最も基本的な運動である立位姿勢の安定性に対して，筋骨格構造が与える影響を物理モデル，数理モデルの両面から考察を行う。まず 3 章では空気圧人工筋を用いた二次元脚ロボットの立位安定性および関節剛性に関する解析について述べる。屈筋と伸筋の対によって駆動される人間の下半身を模した数理モデルを考え，筋モデルとして MPA モデルを適用した場合にその平衡立位姿勢が安定となる基本的な安定条件を導出する。それらの条件が MPA の特性および骨格の幾何特性によって満たされることを示す。また膝部の構造によっては姿勢が不安定化することを述べ，立位安定性に対しては筋の特性のみならず骨格構造が重要な役割を持つことを示す。さらに脚モデルの平衡姿勢，関節剛性および MPA への印加圧力の組合せの関係について数理モデルを用いた力学解析を行う。その結果から，拮抗駆動がもたらす冗長性を利用して脚モデルの平衡姿勢と関節剛性を独立に制御可能であることを示し，またその結果の妥当性を物理モデル (実機実験) を通じて検証する。

4 章：空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの関節剛性の特異点について

4 章では，3 章で述べた脚モデルの関節剛性の設計に対して身体設計が与える影響について，数理モデルを更に詳細に解析することで考察を行う。その解析から，筋骨格構造の非線形性が

引き起こす「圧力入力と関節剛性の定性的な関係が反転する特異点」*³を導出する。この特異点よりも高い姿勢においては、印加圧力を高め屈筋と伸筋を強く拮抗させるほどに関節剛性が小さくなり、最終的には姿勢が不安定化することを数値解析によって示す。またこの特異点の位置や存在が、筋長やリンク長などの筋骨格構造から影響を受けることを数値解析およびシミュレーションによって確認し、立位姿勢の安定性を考える上で筋骨格系の特性(設計)が重要であることを示す。

5 章：結言

最後に 5 章で本論文で得られた結果についてまとめ、これらの結果を人間の運動メカニズムの解明に対してどのように活かすか、また今後どのような研究に取り組むかについて述べる。

*³ 「圧力入力と関節剛性の定性的な関係」とは、力めば力むほど(入力圧力をあげればあげるほど)関節剛性が高くなる、という直感的な筋骨格系の定性的性質のことである。

第 2 章 空気圧人工筋肉の動特性モデリングに向けた測定実験および解析

2.1 緒言

本論文で筋肉の代替物理モデルとして用いる McKibben 型空気圧人工筋 (McKibben pneumatic actuator 以下 MPA) は古くから知られるソフトアクチュエータの一種であり, シリコンゴムチューブの周りをナイロン繊維のメッシュで覆っただけのシンプルな構造をしている [5, 14]. 外部のコンプレッサにより圧縮された空気を印加するとゴムチューブ内の空気袋が膨張し, メッシュのパンタグラフ構造によって軸方向に筋肉のように収縮することで張力を発生するアクチュエータである.

MPA は空気圧によって収縮しながら張力を発揮するという特性上, 圧力, 長さ, 張力などが相互に絡み合った複雑な非線形バネとしての特性を持つ [5, 14]. またシリコンゴムや摩擦に由来すると考えられる粘性も有し, その振る舞いは非常に非線形性が強い. この MPA の非線形な特性については, その準静的特性のモデル化や, 実機実験によって静的, 動的特性を考察するといった研究が盛んに行われている [22, 23, 24, 25, 26]. しかしこれらのモデルは, MPA の特性を正確に再現できている一方で非常に複雑であり, 筋骨格モデルの数値モデルとして用いた場合に解析が困難になるという課題があった.

これに対して著者の所属する研究室では最終的に人間の運動を考えるための筋骨格系数理モデルの一部として用いることを念頭に, その特性を損なわない程度にシンプルに MPA を数値モデル化するという試みが行われている. 先行研究においては, MPA の幾何的構造を簡素化することで空気圧とゴム弾性によって発生する準静的な張力をアクチュエータ長さと圧力によって表現可能な数値モデルを提案している [27]. このモデルは MPA の空気圧やゴム性による非線形バネとしての特性を残しながら長さや圧力を変数として張力を表現することにより,

筋骨格系の筋モデルとして適用した際に幾何的な解析が可能となり、議論の容易化を図る事ができる。

また MPA の持つ動特性についても先行研究においてモデル化に向けた測定実験が行われ、MPA の収縮速度に対して張力が減少するという定性的性質があることがわかっている [27]。しかし収縮速度に対してどのように依存しているのか、他に依存するパラメータの有無など、その詳細についてはわかっていない部分が多く、MPA の動特性については未だにシンプルに数理モデル化するには至っていない。

そこで本章では MPA の持つ動特性をさらに詳細に調査し、運動解析をしやすい形で数理モデルに落とし込むための手がかりを得ることを目的とした測定実験および解析を行う。まず著者の所属する研究室で提案されている MPA の数理モデル、および MPA の動特性に関する測定実験の概要とその結果について述べる。続いて MPA の動特性についてさらに詳細な測定実験を行う。具体的には、先行研究において注目していた収縮速度以外の MPA の長さや圧力といった要素を考慮に入れ、それらの間の関係について測定と解析を行う。解析結果から、張力—長さ—収縮速度の三者関係が平面で表現可能であることを示す。また平面のパラメータが印加圧力に対して線形に変化すると仮定する事で、動特性を含む MPA の張力がその長さや収縮速度および圧力を変数とするシンプルな数理モデルで表現可能であることを示し、その妥当性を実機検証により確認する。

2.2 MPA の数理モデルおよび動的特性に関する先行研究

まず著者の所属する研究室で提案されている、運動解析を意識した表現の準静的 MPA 数理モデル [27] の概要について説明する。続いて、先行研究 [27] における MPA の動的特性に関する測定実験の概要、およびその結果について述べる。

2.2.1 運動解析を意識した表現の準静的 MPA 数理モデル

まず、空気圧によって発生する張力について考える。空気圧によって発生する張力 f_{m1} は、MPA を Fig. 2.1 のように完全なシリンダとしてモデル化する事で、以下のような式で与えられる。

$$f_{m1}(P', L) = -P' \frac{dV_b}{dL} = \frac{P'}{4\pi n^2} (3L^2 - b^2) \quad (2.1)$$

ただしここで、 P' は MPA の内圧（ゲージ圧、以降 MPA 圧力）、 V_b は空気袋体積、 L は MPA の長さ、 n は巻数、 b は繊維長さである。また、実際に MPA をアクチュエータとして制御する場合、MPA に空気を送り込む弁の開閉により出力を制御することがある。弁を閉じている

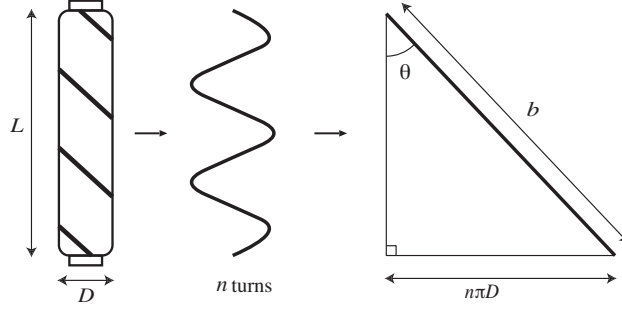


Fig. 2.1: The geometry of the actuator. The middle portion of the actuator is modeled as a perfect cylinder with length is L , diameter is D . n is number of turns of a thread, and b is the thread length. The relationship between the above parameters is illustrated by the triangle [27].

時は MPA 内の空気の質量が一定となるため、理想気体の状態方程式より P' は、

$$P' = m_{air}RT \frac{1}{V_b} - P_0 = m_{air}RT \frac{4\pi n^2}{b^2 L - L^3} - P_0 \quad (2.2)$$

と表される．ここで m_{air} は MPA 内空気の質量， R は空気の気体定数， T は気体の絶対温度， P_0 は大気圧である．よって，弁を閉じているときに MPA が発揮する張力は、

$$f_{m1} = \frac{P'}{4\pi n^2} (3L^2 - b^2) = \left(\frac{m_{air}RT}{b^2 L - L^3} - \frac{P_0}{4\pi n^2} \right) (3L^2 - b^2) \quad (2.3)$$

となる．式 (2.3) は式 (2.1) に比べ多少煩雑とはなるが，ここで R , T , P_0 は定数，気体の質量 m_{air} も弁を閉じたときの MPA 内圧と空気袋体積で決まる定数である．よって弁を閉じているときの MPA が発生する張力は，MPA の長さ L のみの関数となる．

上記のモデルに，変形による弾性エネルギーに依存した項を導入する．そのために式 (2.1) を次のように拡張する．

$$f_{m2} = -P' \frac{dV_b}{dL} + V_r \frac{dW}{dL} \quad (2.4)$$

ここで V_r は MPA ゴム部分の体積， W はひずみエネルギー密度である．MPA は内部が超弾性体であるシリコンゴムで構成されている．そこで超弾性体のモデルとして Mooney-Rivlin モデル [28] を用いると，ひずみエネルギー密度 W は主ひずみ $\lambda_i (i = 1, 2, 3)$ を用いて次のように表される．

$$W = C_1 (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) + C_2 \left(\frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} + \frac{1}{\lambda_3^2} - 3 \right) \quad (2.5)$$

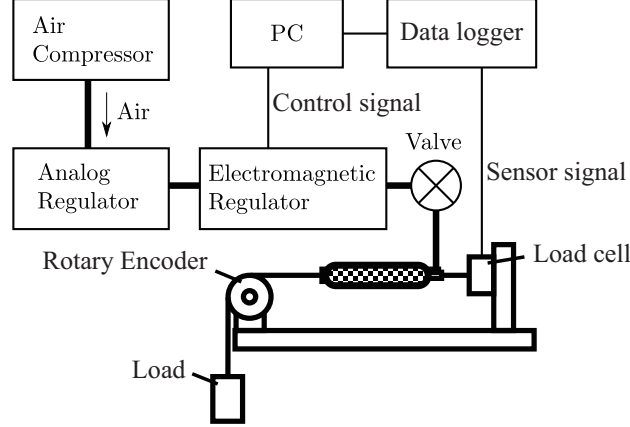


Fig. 2.2: Schematic explanation of previous experiment environment (based on [27])

ここで C_1 , C_2 は弾性体の物性のみによって決まる定数である．この式 (2.5) を式 (2.4) へ代入すると，以下ようになる．ただし L_0 は MPA 初期長さ， D_0 は MPA 初期直径である．

$$f_{m2} = -P' \frac{dV_b}{dL} + V_r \left\{ C_1 \left(\frac{2L}{L_0^2} - \frac{2L}{D_0^2 n^2 \pi^2} - \frac{2L_0^2 D_0^2 n^2 \pi^2 (b^2 - 2L^2)}{L^3 (b^2 - L^2)^2} \right) + C_2 \left(-\frac{2L_0^2}{L^3} + \frac{2D_0^2 n^2 \pi^2 L}{(b^2 - L^2)^2} + \frac{2Lb^2 - 4L^3}{L_0^2 D_0^2 n^2 \pi^2} \right) \right\} \quad (2.6)$$

ここで式 (2.6) の右辺第一項には，MPA 圧力 P' が一定の場合には式 (2.1) が，空気弁が閉じられている場合には式 (2.3) が適用される．

以上のようにして導出されたこの MPA モデルは，空気圧とゴム弾性によって発生する張力を MPA 長さ L と MPA 圧力 P' の二つを変数として表現している．これにより，ロボットモデルに MPA を適用した際に幾何的な解析が可能となり，議論の容易化を図ることができる．なお，式 (2.6) のモデルについては，一定負荷を加えた状態での MPA 収縮長さと MPA 圧力の関係，および弁を閉じた場合の負荷と MPA 収縮長さの関係について，数値解析の結果と実機による測定結果を比較する事で，その妥当性を確認している [27]．

2.2.2 MPA 動特性の収縮速度依存性

先行研究 [27] では，MPA が持つ動特性を表す項を f_v として，式 (2.4) にその項を追加する形で MPA の張力を次のように表現することを考えた．

$$f_m = -P' \frac{dV_b}{dL} + V_r \frac{dW}{dL} + f_v \quad (2.7)$$

また先行研究 [27] においては，この f_v が MPA の収縮速度に対してどのような定性的な特性を持っているかという点に絞って測定実験を行った．

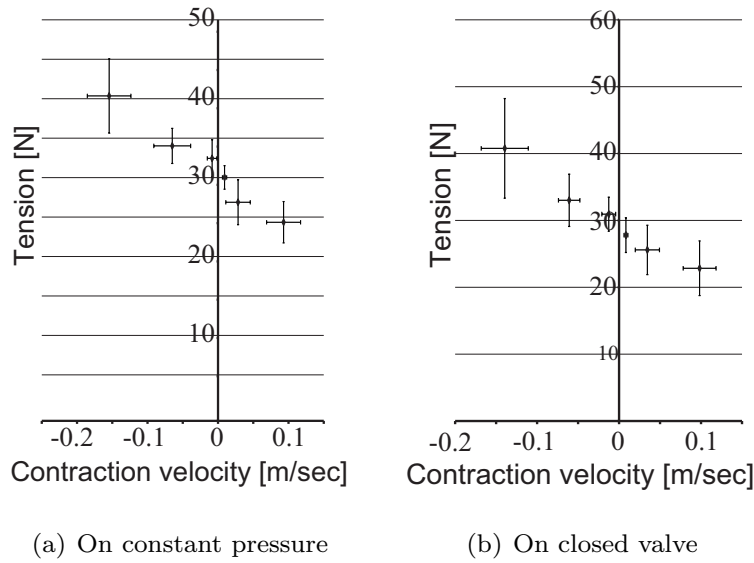


Fig. 2.3: Relation between tension and contraction velocity at 5 [bar] (based on [27])

先行研究 [27] における実験環境を Fig. 2.2 に示す. MPA は端部に取付けたステンレスワイヤを介して片方がロードセルに固定されている. また他方はロータリーエンコーダに繋がったスプロケットを介して負荷 (32[N]) に繋がっている. 負荷と MPA の間はワイヤ (スプロケットに接する部分はチェーン) で繋がれている. また, MPA の内圧は電空レギュレータによって任意の値に制御されている. 電空レギュレータの制御, およびエンコーダによる MPA 長さの測定は PC によって行う. 電空レギュレータと MPA の間には手動の弁が取付けてある. これを解放し, 電空レギュレータによって圧力を制御することによって MPA は一定圧力条件となる. 一方で, 任意の圧力に制御した状態で弁を閉じることによって MPA の内部質量一定という条件にすることが可能である. 今後, 前者を一定圧力条件, 後者を閉弁条件と呼称する.

実験手順は以下の通りである. 実験は幾つかの MPA の内圧 P' に対して, 一定圧力条件と閉弁条件で行った. ここで「釣り合い長さ」とは, ある一定の圧力をかけた MPA に負荷を静かにつり下げ, 静荷重と MPA の張力が釣り合ったときの MPA の長さのことを意味する.

1. 負荷をつり下げた状態で, 電空レギュレータにより MPA の内圧をある一定の圧力 P' に設定し, 自然に静止するまで待つ. 閉弁条件の場合はこの段階で弁を閉じる. また, この時の MPA 長さを釣り合い長さとして記録する.
2. 負荷を持ち上げて落とすことによりステップ状の力を加え, MPA を自由振動させる.
3. 測定した時系列データから, MPA の長さが釣り合い長さになった時点における張力と収縮速度を抽出する.

実験結果の一例を Fig. 2.3 に示す. 横軸は収縮速度, 縦軸は張力である. この結果よりい

ずれの P' 、条件においても収縮速度に依存してほぼ線形に張力が減少していることがわかる。これはすなわち、MPA の動特性 f_v が少なくとも収縮速度の関数であり、また張力が収縮速度に対して減少するということを意味している。また、この動特性が MPA を用いたロボットの安定性に対して重要な働きをすることが明らかとなっている (本稿 3.2.2 項参照)。

2.3 MPA 張力, 長さ, 収縮速度の測定実験および解析

前節で述べた先行研究によって、MPA は張力が収縮速度に対して減少することが示された。しかしながら先行研究では MPA 長さが釣り合いの位置になった瞬間に条件を限って解析を行っており、その結果から MPA の動的特性をモデル化するための足がかりを得るのは難しい。そこで本節ではさらに詳細に MPA の動特性を検証するために、収縮速度以外のパラメータとして MPA 長さおよび MPA 圧力に着目し、それぞれが動特性に及ぼす影響について測定実験および解析を行う。

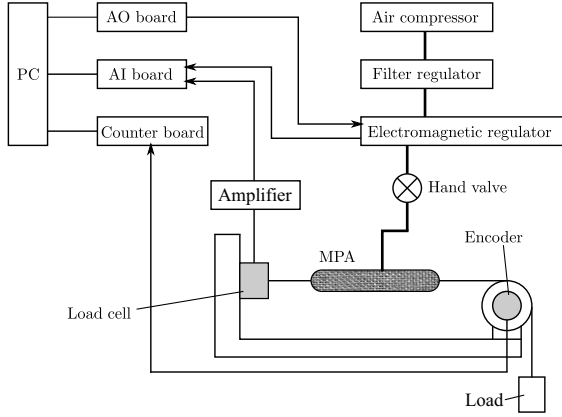
2.3.1 実験環境と手順および解析方法

本実験における実験環境を Fig. 2.4 に示す。先行研究とほぼ同様の構成だが、ロードセルの信号を、データロガーを用いず直接アナログ出力を取得する方式に変更した。MPA は片方がワイヤでロードセルに、他方がロータリーエンコーダを介しておもりに繋がっている。

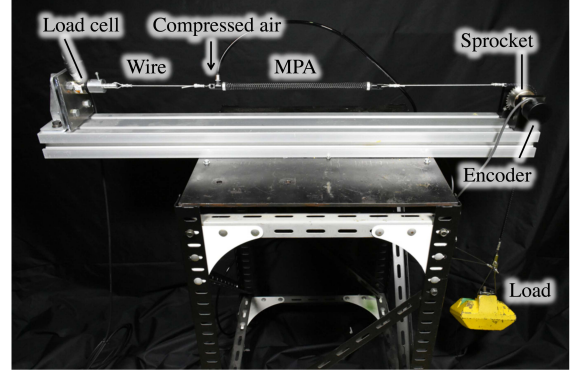
実験手順は以下の通りである。実験は MPA 圧力 P' と空気弁の状態をパラメータとして行った。またおもりの重さはおよそ 4.6[kg] である。また、実験に用いた MPA は自然長 L_0 が 200, 250, 300[mm]、自然直径が 15[mm] のものである。

1. おもりをつり下げた状態で、電空レギュレータにより MPA の内圧をある一定の圧力 P' に設定する。閉弁条件の場合はこの段階で弁を閉じる。
2. おもりを持ち上げて落とすことによりステップ状の力を加え、MPA を自由振動させる。
3. 同じパラメータに対して測定実験を 5 回行う。
4. 測定した時系列データから、ワイヤが弛んでいる部分のデータを取り除き、各 P' における MPA 張力 f_m 、長さ L および収縮速度 V の間の関係を解析する。

ここで、MPA 長さが事前に測定したその P' における収縮限界長さを下回っている場合にワイヤが弛んでいるものと判断した。収縮限界長さとは、MPA に軽い負荷 (0.5[kg]) をかけて MPA に P' を印加した際の MPA 長さである。



(a) Schematic drawing



(b) Overview

Fig. 2.4: Explanation of experiment environment

2.3.2 実験および解析結果

$L_0 = 250[\text{mm}]$ を用いて行った一定圧力条件における実験結果の例を Fig. 2.5 に示す. また閉弁条件における実験結果の例を Fig. 2.6 に示す. 一部グラフが不自然に急変している部分は, 前節で説明したワイヤが弛んだデータを除いたためである. 結果を見ると, いずれの条件においても張力 f_m , 長さ L , 収縮速度 V の関係が三次元空間上で平面に乗っているように見える (Fig. 2.5(c), Fig. 2.6(c)). この傾向は $L_0 = 200, 300[\text{mm}]$ について行った実験についても同様であった.

そこで, 先行研究では $f_m - V$ の関係を線形近似していたことを参考に, $f_m - L - V$ の関係を以下のような V, L を独立変数とする回帰平面として近似することを考える.

$$f_m = b_0 + b_1 V + b_2 L \quad (2.8)$$

$L_0 = 200, 250, 300[\text{mm}]$ それぞれに対して行った実験に対して, 回帰平面のパラメータ b_0, b_1, b_2 を求めた結果を Fig. 2.7 に示す. また, この近似の妥当性を検証するために, 各実験データと回帰平面との重相関係数 R を求めた結果も Fig. 2.7 に併せて示す.

これらの結果のうち重相関係数を見ると, 全ての L_0 かつ定圧条件と閉弁条件いずれの場合においても P' が高い領域で 0.95 以上と特に良く, また P' が高くなるにつれてよくなる傾向があることがわかる. この結果からまず, L と V を独立な変数と見なし, $f_m - L - V$ の関係を平面で近似することは妥当性があると言える.

次に, 近似平面のパラメータ b_0, b_1, b_2 と圧力 P' の関係について着目する. b_0, b_2 については, 閉弁の $P' = 2[\text{bar}]$ を除けば, 定圧条件, 閉弁条件ともに P' に対してそれぞれ比例し

て変化していることがわかる。また L_0 の変化に対しては、 b_0 , b_2 ともに値が小さくなる傾向があることがわかった。

b_1 については、まず全ての実験に対する解析結果において $b_1 < 0$ となった。これは先行研究 [27] の結果とも一致しており、妥当な結果であると言える。さらに P' に対する b_1 の変化については、定圧条件と閉弁条件で結果に差が見られた。定圧条件では b_1 は P' に応じて大きくなるのに対して、閉弁条件では顕著な変化は見られずほぼ一定値となった。また定圧、閉弁条件いずれの場合においても L_0 が大きいほど b_1 の絶対値が僅かに小さくなる傾向が見られた。この結果は、先行研究において収縮速度のみに依存すると考えられていた動特性 (式 (2.7) 中 f_v) が、定圧条件においては圧力 P' にも依存することを示している。

なお各パラメータの分散について、閉弁条件のものよりも定圧条件の方が比較的大きいことがわかる。これは定圧条件における実験時に、実際には圧力が若干変動していることが原因であると考えられる。MPA の圧力は電空レギュレータによって一定に制御されているものの、厳密に一定圧力を維持することは難しい。その影響が定圧条件における各係数の分散の増大として現れているものと考えられる。

また、前述した通り閉弁条件 2[bar] における実験結果は、それよりも高い圧力における結果と比較して傾向が異なった。さらに定圧条件においても低圧領域における実験結果は高圧領域に比べて重相関関数の値が低い傾向がある。これらの MPA 圧力が低い領域における振る舞いの変化については今後の課題とし、次節では今回の実験結果について考察を行う。

2.3.3 考察および検証

前節の実験および解析の結果をまとめる。ある MPA 圧力 P' における張力 f_m は、その長さ L と収縮速度 V を独立変数とする近似平面として表現可能であることがわかった。また、閉弁条件における $P' = 2[\text{bar}]$ を除けば、近似平面の係数 b_0 , b_2 は P' に対してほぼ線形であることがわかった。係数 b_1 については閉弁条件の場合は定数、定圧条件の場合は圧力に応じて増大することがわかった。ここで b_1 も圧力に対して線形に変化すると仮定する。すなわち、係数 b_0 , b_1 , b_2 はそれぞれの傾き q_1 , r_1 , s_1 と切片 q_0 , r_0 , s_0 を用いて以下の様に表現する。ただし閉弁条件の場合には $r_1 = 0$ である。

$$b_0(P') = q_0 + q_1 P' \quad (2.9)$$

$$b_1(P') = r_0 + r_1 P' \quad (2.10)$$

$$b_2(P') = s_0 + s_1 P' \quad (2.11)$$

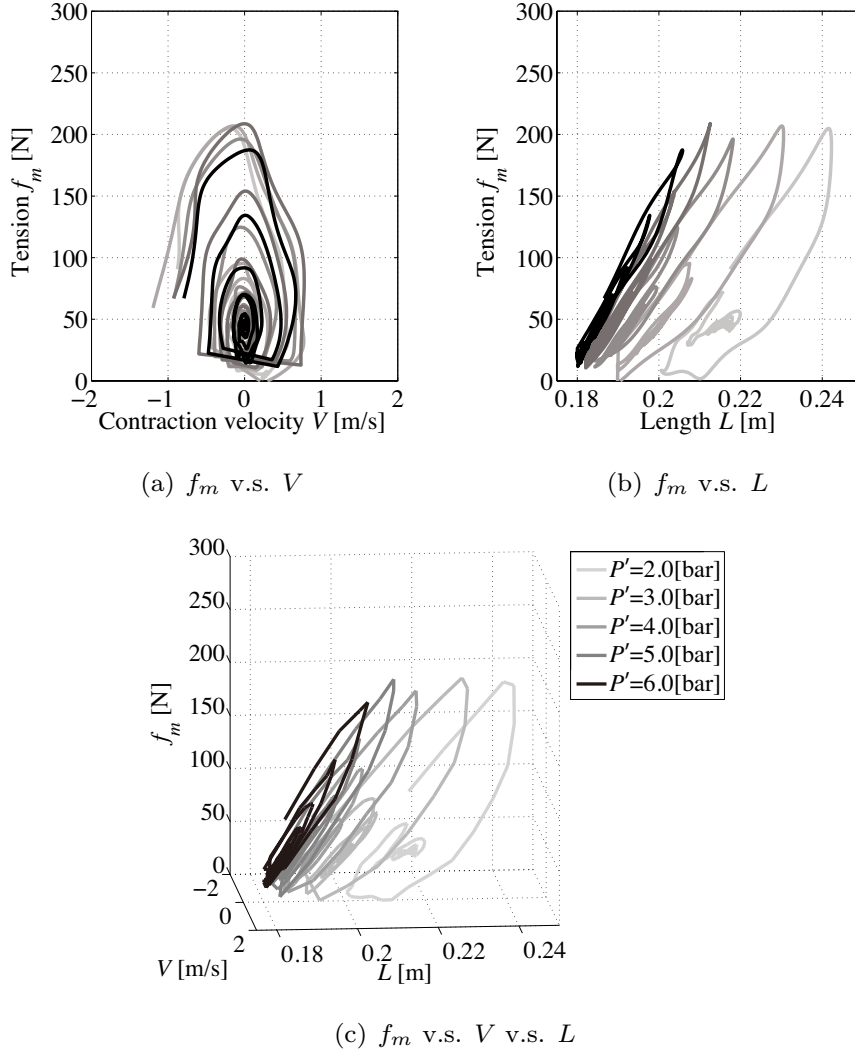


Fig. 2.5: Relation between V , L and f_m on constant pressure condition ($L_0 = 250$ [mm])

さらに式 (2.9), 式 (2.10), 式 (2.11) を式 (2.8) に代入すると, 以下の様に表現することができる.

$$f_m = (q_0 + q_1 P') + (r_0 + r_1 P')V + (s_0 + s_1 P')L \quad (2.12)$$

$$= (q_1 + r_1 V + s_1 L)P' + (q_0 + r_0 V + s_0 L) \quad (2.13)$$

$$= (q_1 + s_1 L)P' + (q_0 + s_0 L) + (r_0 + r_1 P')V \quad (2.14)$$

これはつまり, MPA の動特性を含む張力 f_m が MPA の状態 L , V と圧力 P' によって表現可能であることを示している. また, 式 (2.14) のように表現すると, 式 (2.7) と対応した形となる.

このように張力を長さ, 収縮速度と圧力を変数として表せるシンプルなモデルは, 運動解析

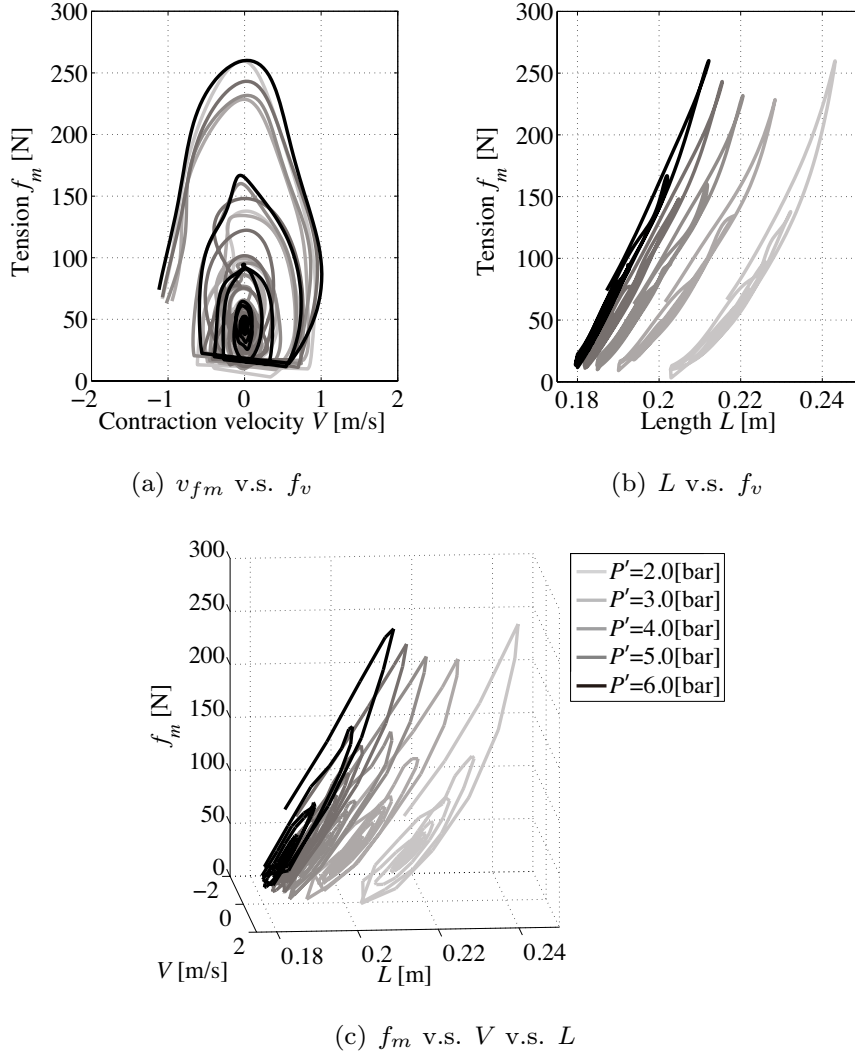


Fig. 2.6: Relation between V , L and f_m on closed valve condition ($L_0 = 250[\text{mm}]$)

を行う上で有益であると言える。例えば、今回の様に質量 M が直結された MPA (Fig. 2.4) をある目標軌道 $\tilde{L}$ に沿って伸縮させることを考えると、それを実現するような圧力入力 P' は式 (2.13) から以下の様に求めることができる。ただし、 $\tilde{V}$ は収縮速度であるため $\tilde{L}$ の微分と逆負号となる。また g は重力加速度である。

$$P' = \frac{1}{q_1 + r_1(-\dot{\tilde{L}}) + s_1\tilde{L}} \left\{ M(g - \ddot{\tilde{L}}) - (q_0 + r_0(-\dot{\tilde{L}}) + s_0\tilde{L}) \right\} \quad (2.15)$$

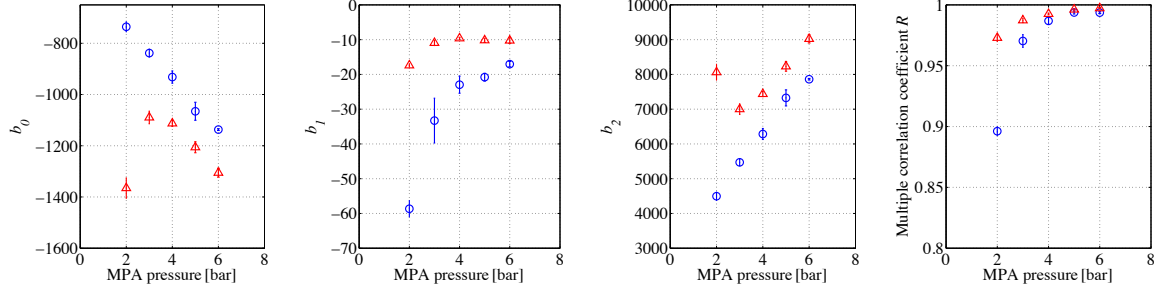
$\tilde{L}$ を正弦波、 $L_0 = 250[\text{mm}]$ とし、式 (2.15) を用いて計算した圧力を印加した場合の実験結果を Fig. 2.8 に示す。ここで式 (2.15) 中の係数は、前節での $L_0 = 250[\text{mm}]$ における定圧条件の実験結果 (Fig. 2.7(b)) から、 b_0 , b_1 , b_2 と P' の関係を最小二乗近似することで求めた。

正弦波は $L = 0.2[\text{m}]$ を中心に振幅を $0.01[\text{m}]$ とし、周期は $1[\text{s}]$ と $2[\text{s}]$ とした。いずれの場合も概ね目標軌道が実現されており、提案する手法は妥当であると考えられる。なお Fig. 2.8 中に見られる高周波成分は、負荷をワイヤで吊るという測定装置の構造上発生するものである。具体的には、MPA の収縮加速度が負となった瞬間に僅かにワイヤが弛み、直後に張ることによって生じる撃力によって高周波成分が生じたものと推測される。

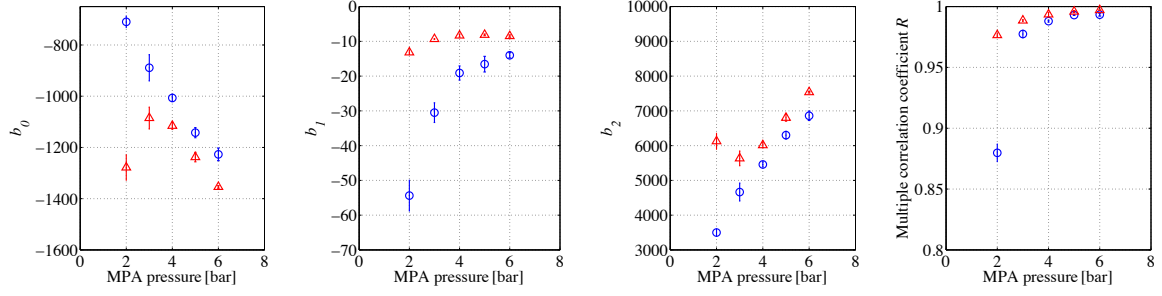
2.4 結言

本章では、筋骨格系に関するより詳細で定量的な議論を進めるために必要である人工筋肉 (MPA) の動特性のモデル化に向けた測定実験を行った。先行研究では収縮速度が張力に与える影響に焦点を絞って測定実験を行い、MPA の張力が収縮速度に対して減少するという定性的特性を明らかにした。本章ではさらに、MPA の長さ、自然長、印加圧力をパラメータとして加え、それらの関係を調査することで動的特性のモデリングの手がかりを求めた。

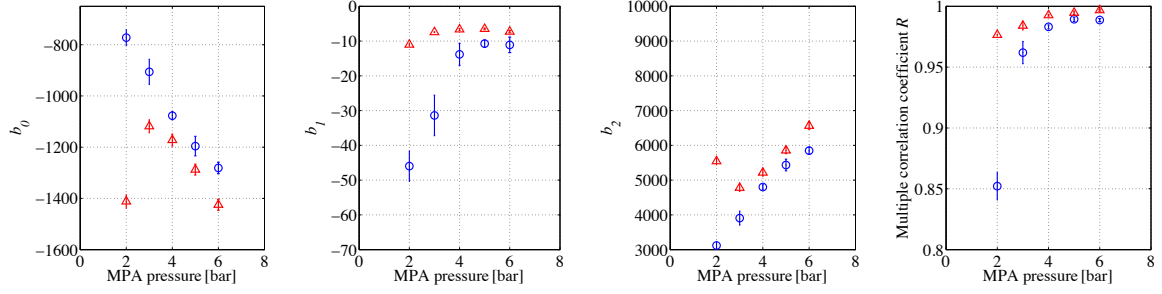
測定実験の結果、MPA の張力は長さと収縮速度を独立変数とする平面として近似できる可能性を示唆した。また、先行研究では収縮速度のみに依存するとされていた MPA の動特性が定圧条件においては圧力にも依存することを示した。さらに、近似平面のパラメータが圧力に対して線形であると仮定することで動特性を含む MPA の張力が、その長さと収縮速度および圧力を変数としてシンプルなモデルで表現できる可能性を示した。またそのモデルの妥当性を実機実験によって検証した。



(a) $L_0 = 200$ [mm]

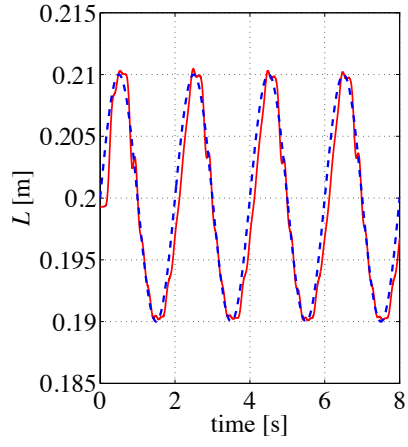


(b) $L_0 = 250$ [mm]

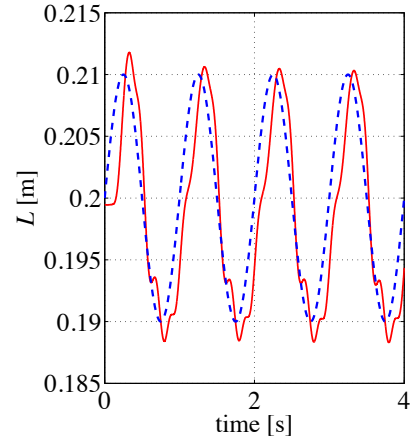


(c) $L_0 = 300$ [mm]

Fig. 2.7: Change of parameters of approximate plane and multiple correlation coefficient with respect to MPA pressure and L_0 ; Circles show the results on constant pressure condition. Triangles show the results on closed valve condition.



(a) $\tilde{L} = 0.2 + 0.01 \sin(\pi t)$ [m]



(b) $\tilde{L} = 0.2 + 0.01 \sin(2\pi t)$ [m]

Fig. 2.8: Experimental results for simple periodic motion with the pressure input Eq.(2.15), which is derived from the proposed MPA model; Solid line shows experimental result. Break line shows reference.

第 3 章 空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの立位安定性および関節剛性に関する解析

3.1 緒言

1, 2 章で述べた通り, McKibben 型空気圧人工筋 (McKibben pneumatic actuator 以下 MPA) は人間の筋肉との定性的類似性 [5] や, 軽量高出力で受動的特性 (可変バネ性) を有するなどの利点から人間を始めとする生物模倣型ロボットやリハビリテーション装置のアクチュエータとして広く用いられている [29, 30]. 特にロボティクスの分野では, 筋骨格系を模したロボットを製作することでその働きや運動メカニズムを調べるという構成論的アプローチが盛んに行われている.

これらの先行研究における MPA を用いた筋骨格ロボット達は, 歩行運動, 跳躍運動, 走行運動, 投擲運動などしなやかでダイナミックな運動の実現に成功している [15, 16, 17, 18, 19, 20, 21]. また, これらの MPA を用いた筋骨格ロボットは比較的簡単な制御で安定な運動を生成可能であることが知られている. これは関節の柔軟性が外乱を抑制すること, 多関節筋の存在が複数の自由度を適切に拘束・協調させることなどの筋骨格系特有の性質が運動を安定化する重要な働きを担っていることを示唆するものだと考えられる.

しかしながら, これらの先行研究における筋骨格ロボットの身体設計や制御入力設計は経験則や試行錯誤によって決定されている場合が多い. なぜその設計や入力で上手く運動できるのかを力学的に説明する数理モデルに対する研究は, 物理モデルに対する研究に対して遅れを取っている. 本研究では物理モデルによる実機実験のみならず, その振る舞いを数理モデルに対する解析によって裏付け, 物理モデルと数理モデルのギャップを埋めることで筋骨格系と運動メカニズムの関係をより詳細に理解することを目的とする.

本論文では人間の最も基本的な運動である立位姿勢に注目する. 前章で述べた MPA のモデ

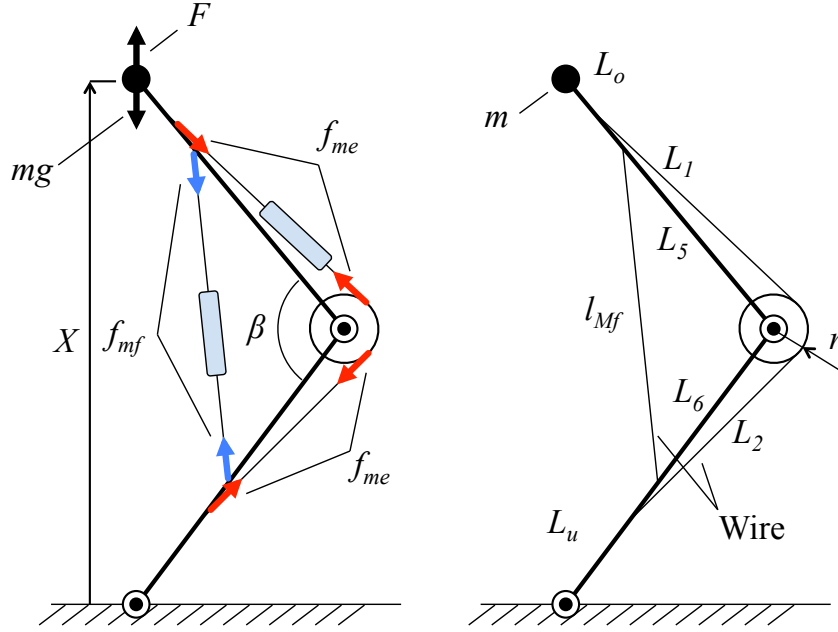


Fig. 3.1: Proposed model of the knee pneumatic actuator group

ルを Fig. 3.1 に示すような二次元脚モデルに適用した際に、その一定立位姿勢が安定となる条件について解析を行う。またその条件が MPA および脚機構の特性によって満たされることを示す。さらに脚モデルの平衡姿勢と MPA 圧力の組合せの関係、および関節剛性と MPA 圧力の組合せの関係に関する解析結果から、入力冗長性を活かして姿勢と関節剛性を独立に制御可能であることを示す。またそれらの解析結果の妥当性を、実機検証によって検証する。

3.2 二次元脚モデルの立位姿勢安定性

3.2.1 脚ロボットモデルの一定立位姿勢の安定条件

本研究で用いる二次元脚ロボットモデルを Fig. 3.1 に示す。また主なパラメータの意味は Table 3.1 の通りである。このモデルは先行研究 [27] で用いられていたモデルの膝蓋部を梁からプーリに変更したものである。このモデルでは、膝の内側と外側に一つずつ MPA を配置した拮抗構造をとっており、膝を曲げることで起きる鉛直方向の屈伸運動を表現するために必要なリンク系、質量、筋肉の幾何的配置が組み込まれている。内側 MPA はワイヤによって上下のリンクに繋がれている。外側 MPA については、膝部プーリを介して上下リンクに繋がれている。また議論の簡単のため脚ロボット腰部分は、鉛直一次元方向へ運動を拘束されているものとする。

この脚モデルの立位姿勢が安定となる条件について導出を行う。まず腰部に発生する支持力

Table 3.1 Parameters of the legged robot

L_o	Link length from knee to hip	450[mm]
L_u	Link length from ankle to knee	425[mm]
L_1	Length from knee-extensor attachment point on thigh to knee	550[mm]
L_2	Length from knee-extensor attachment point on shin to knee	50[mm]
L_5	Length from knee-flexor attachment point on thigh to knee	200[mm]
L_6	Length from knee-flexor attachment point on shin to knee	100[mm]
r	Radius of knee-pully	40[mm]
m	Representative mass of leg and hip	3.74[kg]
β	Angle between upper-link and under-link	-
l_{Mf}	Length of knee-flexor and wire	-
X	Height of hip from ground	-

F は、内外アクチュエータ出力 f_{mf} , f_{me} および幾何的変換関数 G_f , G_e を用いて以下のように求められる。なお V は腰部鉛直方向速度、 P' は MPA のゲージ圧、 V_{fm} は MPA の収縮速度、 L は MPA 長さである。また添字 f , e は、それぞれその変数が内側 MPA, 外側 MPA に関するものであることを意味している。

$$F(X, V, P'_e, P'_f) = G_e(X)f_{me}(P'_e, L_e, V_{fme}) - G_f(X)f_{mf}(P'_f, L_f, V_{fmf}) \quad (3.1)$$

ここで、 G_e , G_f は膝まわりのモーメントの釣り合いより以下のように表される。

$$G_e(X) = \frac{r}{L_o L_u \sin \beta} X \quad (3.2)$$

$$G_f(X) = \frac{L_5 L_6}{L_o L_u l_{Mf}} X \quad (3.3)$$

また β , l_{Mf} は幾何的に以下のように求まる。

$$\beta(X) = \cos^{-1} \left(\frac{L_o^2 + L_u^2 - X^2}{2L_o L_u} \right) \quad (3.4)$$

$$l_{Mf}(X) = \sqrt{L_5^2 + L_6^2 - 2L_5 L_6 \cos \beta} \quad (3.5)$$

Fig. 3.1 に示したモデルの腰部の運動を、以下のような状態方程式で定式化する。

$$\dot{Y} = M(t, X, V) \quad (3.6)$$

ただし, $Y = (X \ V)^T$, M は以下の通りである.

$$M = \begin{pmatrix} V \\ (1/m)F(X, V, P'_e, P'_f) - g \end{pmatrix} \quad (3.7)$$

ここで, 外乱による誤差システムを式 (3.8) のように定義する. ただし Y を式 (3.6) に外乱を加えた場合の解, $\tilde{Y}$ を外乱がない場合の解 (平衡姿勢) とする. Y と $\tilde{Y}$ の差の時間発展である Z が 0 へ収束する事は, 二次元脚モデルの姿勢が平衡姿勢 $\tilde{Y}$ へと戻る, すなわちその立位姿勢が安定性を有していることを意味する.

$$Z(t) = Y(t) - \tilde{Y}(t) \quad (3.8)$$

さらにこの誤差システムを平衡点周りで線形化する. 式 (3.8) の両辺を微分し, Taylor 展開する. ここで, 二次以上の高次項を無視することで線形化を行う.

$$\begin{aligned} \dot{Z}(t) &= \dot{Y}(t) - \dot{\tilde{Y}}(t) = M(Y) - M(\tilde{Y}) \\ &= (M(\tilde{Y}) + M'(\tilde{Y})(Y - \tilde{Y}) - \dots) - M(\tilde{Y}) \\ &\simeq M'(\tilde{Y})Z(t) \end{aligned} \quad (3.9)$$

ここでヤコビアン $M'(\tilde{Y})$, および a_1, a_2 は以下の通りである.

$$M'(\tilde{Y}) = \left(\frac{\partial M_i}{\partial Y_k} \right)_{i,k=1,2} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ a_2 & a_1 \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

$$a_1 = \frac{1}{m} \frac{\partial}{\partial V} \{ G_e(X) f_{me}(P'_e, L_e, V_{fme}) - G_f(X) f_{mf}(P'_f, L_f, V_{fmf}) \} \quad (3.11)$$

$$a_2 = \frac{1}{m} \frac{\partial}{\partial X} \{ G_e(X) f_{me}(P'_e, L_e, V_{fme}) - G_f(X) f_{mf}(P'_f, L_f, V_{fmf}) \} \quad (3.12)$$

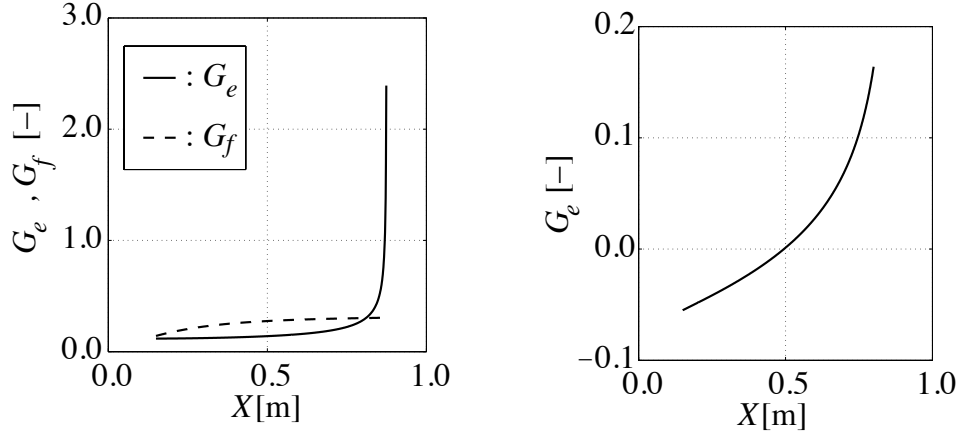
ここで, 平衡点周りでシステムが時不変であるとみなせば, この a_1, a_2 が負であることが, 誤差システムが漸近安定であるための必要十分条件となる.

3.2.2 安定性指標 a_1 に関する考察

まず, 一つ目の条件である $a_1 < 0$ について考える. a_1 を書き換えると, 以下のようになる.

$$a_1 = \frac{1}{m} \left(G_e \frac{\partial V_{fme}}{\partial V} \frac{\partial f_{me}}{\partial V_{fme}} - G_f \frac{\partial V_{fmf}}{\partial V} \frac{\partial f_{mf}}{\partial V_{fmf}} \right) \quad (3.13)$$

ここで G_e, G_f は, モデルが物理的にとりうる姿勢の範囲で正である (Fig. 3.2 (a)). また MPA 収縮方向と脚モデルの変位方向に注意すると, $\frac{\partial V_{fme}}{\partial V}$ は正, $\frac{\partial V_{fmf}}{\partial V}$ は負となる. さらに



(a) pulley-knee model

(b) fixed-knee model

Fig. 3.2: Changes of G_e and G_f with respect to the hip position X

前章で述べた通り，先行研究において MPA の収縮速度依存特性が確認されている [27, 31] ことから， $\frac{\partial f_{me}}{\partial V_{fme}}, \frac{\partial f_{mf}}{\partial V_{fmf}}$ は負となる．以上のことから，今回のモデルにおいてとりうる全ての姿勢において $a_1 < 0$ が成立する．

なお，上リンクに固定された片持ち梁状の膝蓋を有する脚モデル [32] では， G_e が負となる領域が存在する (Fig. 3.2 (b)). この領域においては， $a_1 < 0$ の条件は必ずしも成立しない．この固定膝モデルをもとに製作した実機を用いた実験においても，立位姿勢の安定性が確認できない領域の存在が確認されている [32]．これらのことから，二次元脚モデルの立位姿勢安定性に関しては MPA の特性だけではなく，脚機構の構造自体も重要であると言える．

3.2.3 安定性指標 a_2 に関する考察

内外 MPA 圧力と平衡姿勢の関係

まず，内外 MPA の圧力と平衡姿勢の関係について考察を行うために，モデルの腰高さ X とアクチュエータ長さ L_e, L_f との関係について考える．モデルの幾何学的関係より外側 MPA 長さ L_e は以下のように X の関数として表される．ここで α_3 はプーリに対するワイヤ接触部長さである (Fig. 3.3)．また L_{e0} は外側 MPA 初期長さ (125[mm])， α_{30} は初期姿勢 ($X = X_0$) における α_3 のそれである．ただし， α_1, α_2 は Fig. 3.3 の通りである．

$$L_e(X) = r(\alpha_3 - \alpha_{30}) + L_{e0} \quad (3.14)$$

$$\alpha_3(X) = 2\pi - (\alpha_1 + \alpha_2 + \beta) \quad (3.15)$$

$$\alpha_1 = \sin^{-1}(l_{Mo}/L_1) \quad (3.16)$$

$$\alpha_2 = \sin^{-1}(l_{Mu}/L_2) \quad (3.17)$$

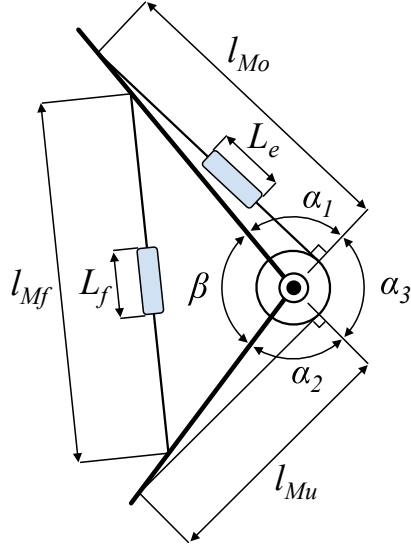


Fig. 3.3: Parameters around the knee

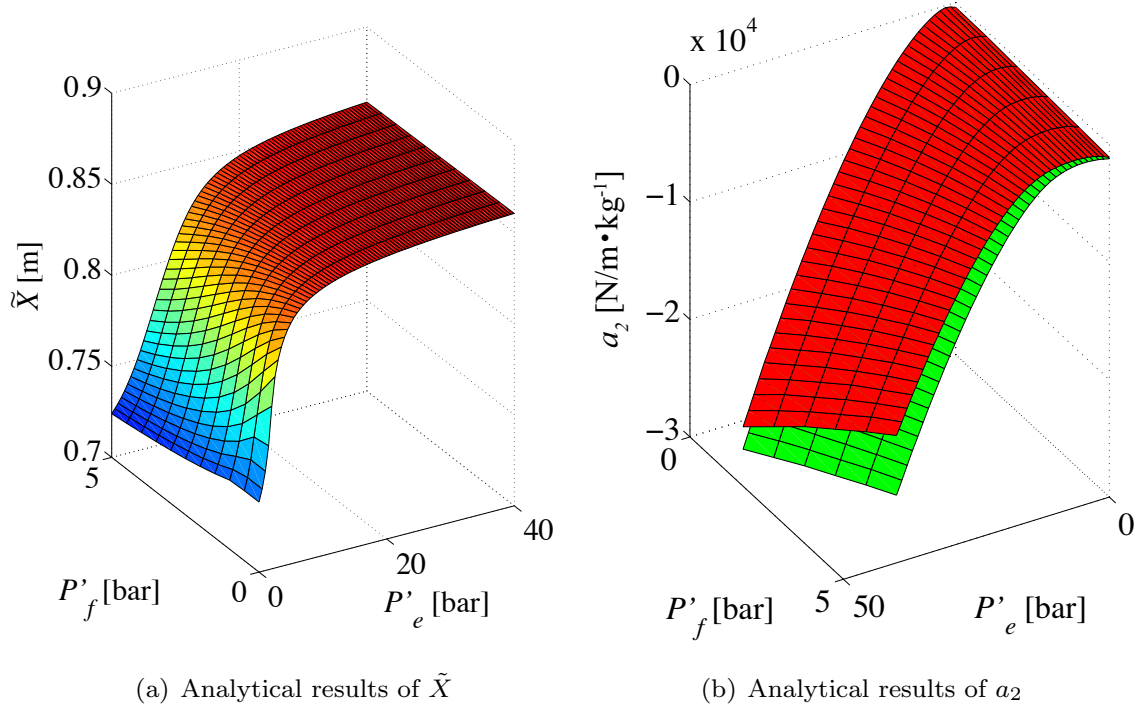


Fig. 3.4: Changes of $\tilde{X}$, a_2 with respect to the combination of two MPA pressures (P'_e and P'_f)

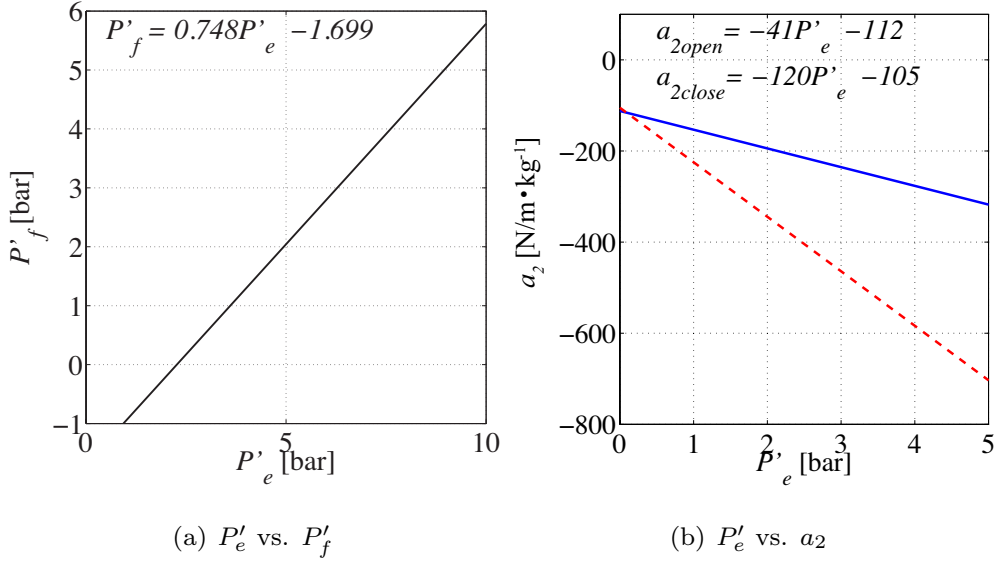


Fig. 3.5: Changes of P'_f and a_2 with respect to P'_e for $\tilde{X}=800[\text{mm}]$

また、内側 MPA 長さ L_f も以下のように X の関数として表される．ここで L_{f0} は内側 MPA 初期長さ (125[mm])、 l_{Mf0} は初期姿勢における l_{Mf} のそれである．

$$L_f(X) = (l_{Mf} - l_{Mf0}) + L_{f0} \quad (3.18)$$

以上のことから、内外 MPA 長さは X の関数であり、モデルの初期姿勢 X_0 、平衡姿勢 $\tilde{X}$ を決定すれば、そのときの内外アクチュエータ長さが決定する．よって前章で説明した MPA モデルを適用すれば、式 (3.1) よりその平衡姿勢を実現する内外 MPA 圧力 P'_f 、 P'_e の組を以下のように求めることができる．

$$P'_f = q_1 P'_e + q_2 \quad (3.19)$$

ただし q_1 、 q_2 は X によって決まる定数であり、以下のように表される．ここで添字 e はその変数が外側 MPA に関するもの、 f は内側に関するものであることを意味している．

$$q_1(X) = \frac{G_e \frac{dV_{be}}{dL_e}}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} \quad (3.20)$$

$$q_2(X) = \frac{1}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} \left\{ G_f V_{rf} \frac{dW_f}{dL_f} - G_e V_{re} \frac{dW_e}{dL_e} + mg \right\} \quad (3.21)$$

この式から、ある平衡姿勢を実現する圧力の組合せには自由度が存在することがわかる．初期姿勢を $X_0 = 800[\text{mm}]$ とした場合に脚モデルがとりうる平衡姿勢 $\tilde{X}$ と、 P'_e 、 P'_f との関係を三次元図にしたものを Fig. 3.4(a) に示す．

内外 MPA 圧力と安定性指標 a_2 の関係

次に、内外 MPA の圧力と a_2 の関係について考察を行う． a_2 に関する式 (3.12) を書き下すと、以下のようになる．

$$\begin{aligned}
 a_2 = \frac{1}{m} \left\{ -P'_e \frac{\partial}{\partial X} \left(G_e \frac{dV_{be}}{dL_e} \right) + P'_f \frac{\partial}{\partial X} \left(G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f} \right) \right. \\
 + V_{re} \frac{\partial}{\partial X} \left(G_e \frac{dW_e}{dL_e} \right) - V_{rf} \frac{\partial}{\partial X} \left(G_f \frac{dW_f}{dL_f} \right) \\
 \left. - G_e \frac{\partial L_e}{\partial X} \frac{\partial P'_e}{\partial L_e} \frac{dV_{be}}{dL_e} + G_f \frac{\partial L_f}{\partial X} \frac{\partial P'_f}{\partial L_f} \frac{dV_{bf}}{dL_f} \right\} \quad (3.22)
 \end{aligned}$$

ここで、 P'_e, P'_f 以外は X によって決定される変数である．また、MPA が定圧条件の場合は $\frac{\partial P'_e}{\partial L_e} = \frac{\partial P'_f}{\partial L_f} = 0$ となり、閉弁条件の場合には式 (2.2) が適用される．この式より、平衡姿勢とそれを実現する圧力組 P'_f, P'_e 、さらに MPA の条件 (一定圧力条件/閉弁による一定質量条件) を決定すれば、その姿勢、条件における a_2 の値を求めることができる．

前項同様、初期姿勢を $X_0 = 800[\text{mm}]$ とした場合の a_2 と P'_e, P'_f の関係を Fig. 3.4(b) に示す．Fig. 3.4(b) において、上側の面が一定圧力条件における解析の結果、下側の面が一定質量条件における解析の結果である．Fig. 3.4(b) より、 $X_0 = 800[\text{mm}]$ においてとりうる全ての平衡姿勢において安定条件 $a_2 < 0$ が満たされていることがわかる．また一定圧力条件の場合に比べて、一定質量条件の場合の方が全体的に a_2 の値が小さいが、これは式 (3.22) 中の $\frac{\partial P'_e}{\partial L_e}, \frac{\partial P'_f}{\partial L_f}$ の影響だと考えられる．

また、式 (3.19) と式 (3.22) を連立させることで、任意の平衡姿勢 $\tilde{X}$ と a_2 の値を実現する圧力組 P'_e, P'_f を求めることができる．例として Fig. 3.5 に、 $\tilde{X}=800[\text{mm}]$ における P'_e, P'_f の関係および P'_e, a_2 の関係を示す．Fig. 3.5 (a) は $\tilde{X}=800[\text{mm}]$ を実現する P'_e と P'_f の関係を表している．また、Fig. 3.5 (b) において実線は一定圧力条件、破線は一定質量条件における P'_e と a_2 の関係を表しており、それぞれ図中 a_{2open}, a_{2close} のように記述することができる．ここで特筆すべきは、 $m \cdot a_2$ を新しい変数 k とおくと、この $k[\text{N/m}]$ の大きさは平衡姿勢における関節の弾性、すなわち関節の剛性に相当するということである．よってこの解析の結果を用いれば、平衡姿勢と関節剛性を独立かつ定量的に制御することが可能であると考えられる．

以上のことから、二次元脚ロボットの一定姿勢が安定となる条件 $a_2 < 0$ が今回のモデルのとり得る姿勢の範囲で満たされていることを確認した．この結果と 3.2.3 項の結果より、今回提示した二次元脚ロボットモデルは立位姿勢の安定性を有すると考えられる．さらに解析の結果、MPA 圧力 P'_e, P'_f の組合せおよび空気弁の状態によって脚モデルの姿勢と関節剛性を独立に制御可能であることがわかった．

3.3 立位安定性および関節剛性に関する実機検証

前章では、MPA を有する二次元脚モデルの立位姿勢の安定条件が、MPA および脚機構の特性によって満たされていることを確認した。さらに、MPA の圧力の組合せおよび空気弁の条件によって、モデルの平衡姿勢と関節剛性を独立に制御することが可能であることを解析的に示した。本章では、これらの結果について実機を用いて検証する。

3.3.1 実験機および実験環境と条件

Fig. 3.1 のモデルをもとに製作した実験機を Fig. 3.6 に示す。上下のリンクは、シャフトを二枚のアルミプレートで挟み込んだものであり、上下リンクは膝部でベアリングを介し連結されている。足首、腰部はシャフト周りに回転自由、腰部はスライダ機構によって鉛直一次元方向へ運動を制限されている。膝蓋は膝周りに回転自由なプーリで実現されている (Fig. 3.6 (b))。また $X=800$ [mm] を初期姿勢とし、この姿勢で内外 MPA のワイヤが弛まないようにワイヤ長を調節した。

Fig. 3.7 に実験環境を示す。圧縮空気は、エアコンプレッサから電空レギュレータを介して MPA へ供給される。MPA の圧力は、PC から指示した値に電空レギュレータによって制御されている。一定質量条件での実験においては、ハンドバルブを閉じた。また、実験機の姿勢 (腰部高さ) は腰部に取り付けられたエンコーダによって取得した。

実験では、実験機の外側 MPA の圧力 P'_e 、内側 MPA の圧力 P'_f 、および MPA へ供気の状態 (一定圧力条件/閉弁による一定質量条件) をパラメータとした。

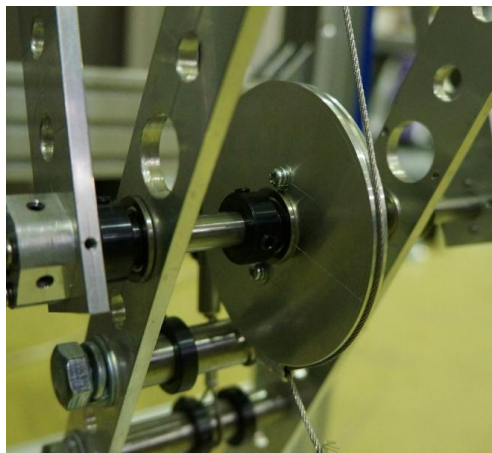
3.3.2 内外 MPA 圧力の組合せと平衡姿勢の関係について

まず、内外 MPA 圧力の組合せと平衡姿勢に関する実験について述べる。この実験では、 P'_e 、 P'_f を $0\sim 5$ [bar] まで 0.5 [bar] 刻みで変化させ、その時の平衡姿勢腰高さを記録することでその関係を調べた。

各 P'_e 、 P'_f の組合せにおける平衡姿勢の腰高さ $\tilde{X}$ 、および前章の数値解析の結果を Fig. 3.8 に示す。左側が数値解析の結果、右側が実験結果である。両者を比較すると数値解析の結果と実験結果は概ね一致していることが確認できる。また、各圧力の組における平衡姿勢の絶対誤差の平均は 6.00 [mm] であった。この結果から、今回の解析結果は妥当だと考えられる。



(a) Overview



(b) Mechanism of the patella

Fig. 3.6: The 2-dimensional legged robot with MPA

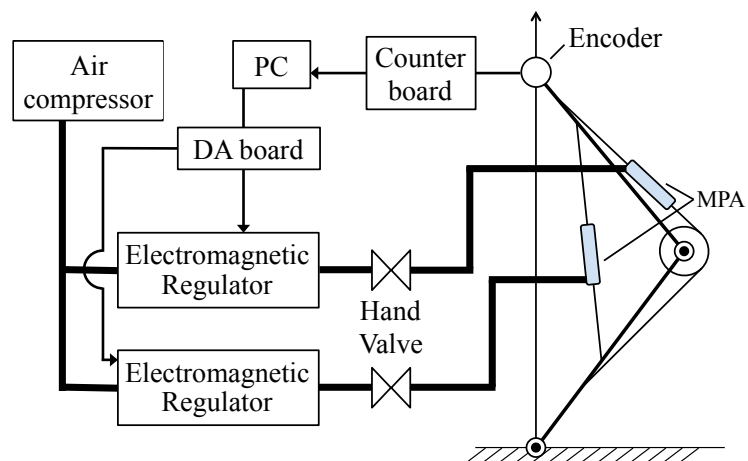


Fig. 3.7: Schematic explanation of the experimental setup

3.3.3 立位姿勢の安定性について

次に，立位姿勢の安定性に関する実験について述べる．手順は以下の通りである．

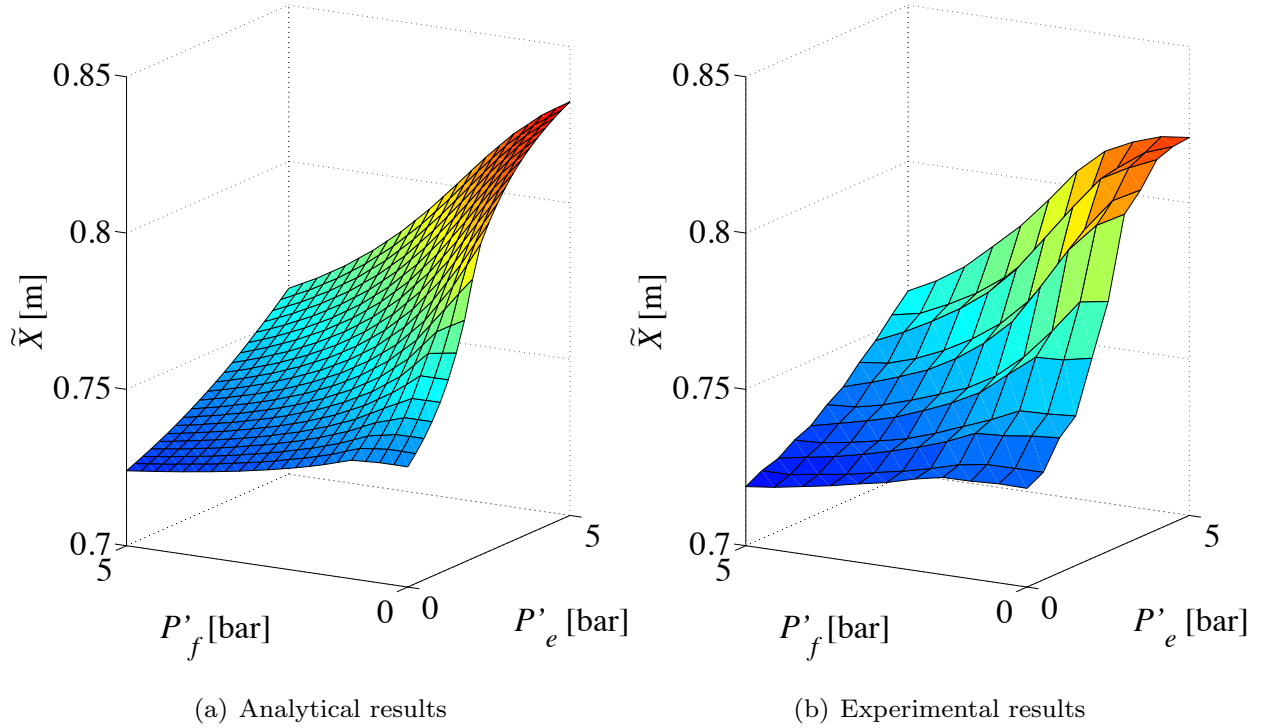


Fig. 3.8: Analytical-experimental comparison of the equilibrium positions $\tilde{X}$

1. P'_e , P'_f を 0~5[bar] の任意の値に設定し平衡姿勢をつくる．一定質量条件の場合は平衡姿勢をとった段階でハンドバルブを閉じる．
2. 機体腰部へ外乱として撃力を加え，姿勢の推移を記録する．撃力は金属製のハンマーを用いて手動により加えた．

例として，Fig. 3.9 に $P'_e = 4.0[\text{bar}]$, $P'_f = 3.0[\text{bar}]$ における実験結果を示す．左側が一定圧力条件，右側が一定質量条件における結果である．グラフは，縦軸に腰高さ X の平衡姿勢 $\tilde{X}$ からの変位量，横軸に時間をとったものである．Fig. 3.9 より，いずれの条件においても外乱による腰部高さの変位が時間の経過とともに 0（平衡姿勢）へ収束していることが確認できる．また，今回 P'_e , P'_f の組合せを 0~5[bar] まで 0.5[bar] 刻みで変化させて行った全ての実験において，同様に安定性を確認した．これらの結果から，前節の解析結果は妥当であり，MPA を用いた二次元脚ロボットは立位姿勢に対する安定性を有すると考えられる．

3.3.4 内外 MPA 圧力の組合せおよび空気弁の条件と関節剛性の関係について

さらに，関節剛性に関する実験の結果について述べる．手順は以下の通りである．

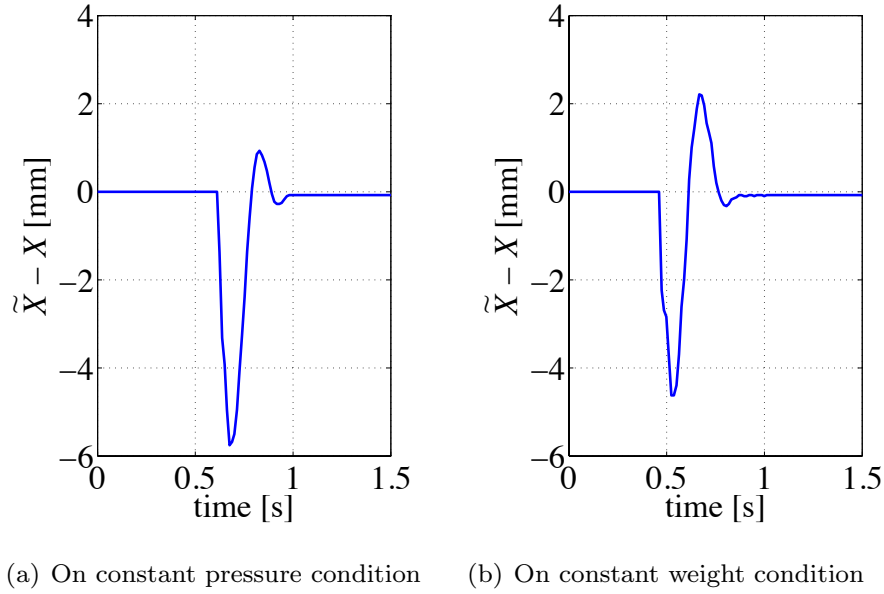


Fig. 3.9: Convergence to the equilibrium position $\tilde{X}$ after feeding an impulsive force
 $(P'_e = 4.0[\text{bar}], P'_f = 3.0[\text{bar}])$

1. ある平衡姿勢を実現する内外 MPA 圧力の関係を，式 (3.19) より求める．
2. 求めた関係から， $P'_e, P'_f > 0$ の範囲で圧力組を設定し，平衡姿勢を作る．一定質量条件の場合は平衡姿勢をとった段階でハンドバルブを閉じる．
3. 腰部に静荷重 (1[kg]) を加え，平衡姿勢からの変位より関節剛性を測定する．また他の圧力の組合せについても同様に測定を行い，それらの結果と解析の結果とを比較する．

Fig. 3.10 に，平衡姿勢 $\tilde{X}=780, 790, 800[\text{mm}]$ において行った実験の結果を示す．横軸は外側 MPA の圧力 P'_e ，縦軸は関節剛性 k である．図中の三角印は一定圧力条件における実験結果の平均を表している．実線は同条件における解析の結果である，同様に，丸印は一定質量条件における実験結果の平均，破線は同条件における解析の結果である．またエラーバーは各実験結果の 95% 信頼区間を表している．Fig. 3.10 より，実験の結果はばらつきが小さく再現性の高いものであることがわかる．またこれらの結果は解析と概ね一致していることが確認できる．これらの結果から，前章における解析の結果を用いることで姿勢と関節剛性を独立に，かつ定量的に制御することが可能であると考えられる．

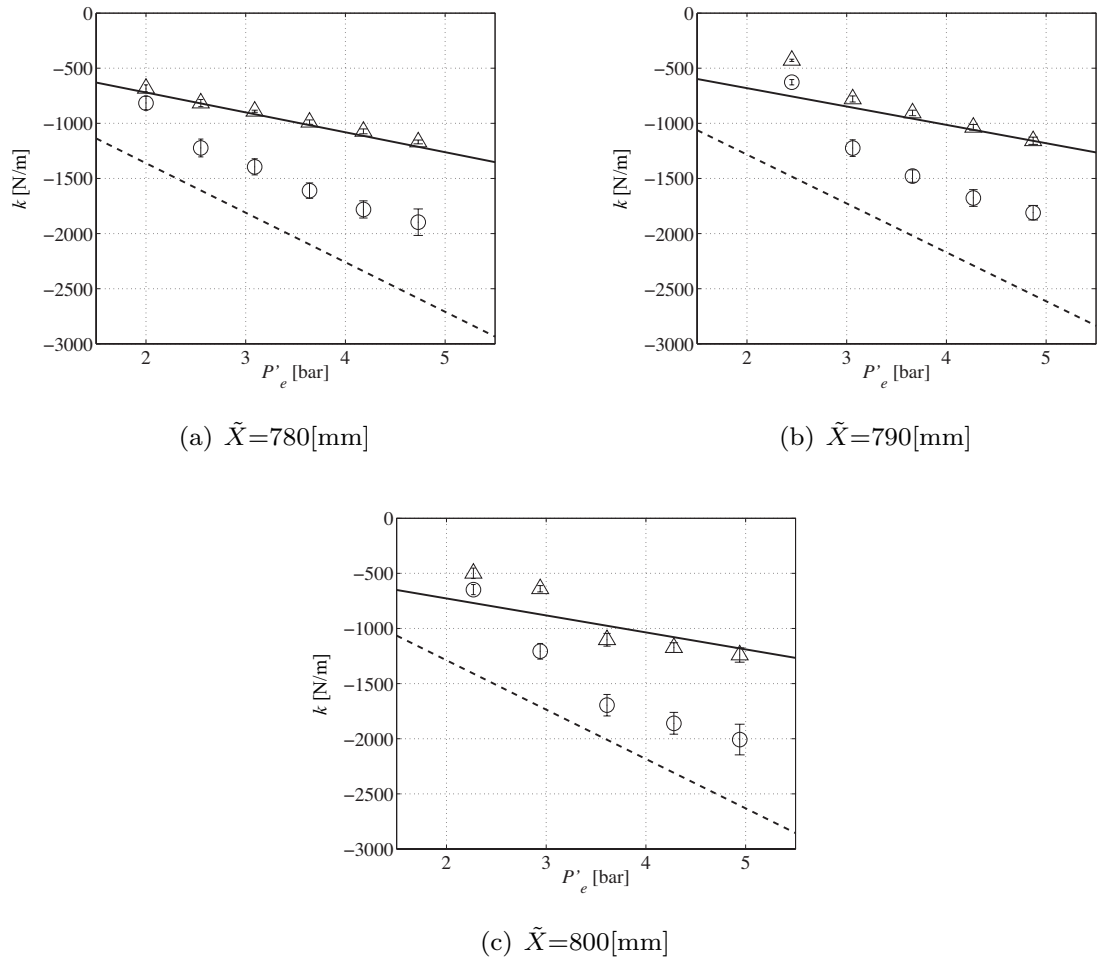


Fig. 3.10: Analytical-experimental comparison of joint stiffness k (experimental results: plot with error bar, analytical results: line); Triangles and solid line show the results on constant pressure condition. Circles and broken line show the results on constant weight condition.

3.4 結言

本章では身体ダイナミクスそのものを生み出し、運動の安定性に深い関わりを持つと考えられる人間の筋骨格構造に着目した。特に未だ十分な議論がなされていない、「筋骨格系の特性が、生成される運動やその安定性に対してどのように働いているか」という解析的な側面に切り込み、そのメカニズムを解明することを試みた。

まず今回用いる二次元脚モデルについて説明し、前章の MPA モデルを屈筋と伸筋として適

用した場合に脚モデルの立位姿勢が安定となるための基本的な条件を導出した。今回のモデルにおいてはそれらの条件が筋骨格系の特性によって満たされること、また膝の構造によっては満たされず不安定になる可能性があることを解析的に示した。さらに屈筋と伸筋へ印加する圧力の組合せによって脚モデルの姿勢と関節剛性を独立に制御可能であることを示した。最後に、これらの解析結果について実機実験を通じて妥当性を確認した。

第 4 章 空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの関節剛性の特異点について

4.1 緒言

前章で、McKibben 型空気圧人工筋 (McKibben pneumatic actuator 以下 MPA) によって駆動される二次元脚ロボットは、その立位姿勢の安定性が筋骨格構造と MPA の特性によって満たされることを述べた。また MPA への印加圧力の組によって、その姿勢と関節剛性を独立に制御可能であることを示した。

本章では前章の結果を下敷きに、リンク長やプーリ半径などの身体設計、および MPA の自然長やワイヤ長などの選定、すなわち筋骨格構造が関節剛性の設計に与える影響について更なる詳細な解析を行う。また解析によって導出された「圧力入力と関節剛性の定性的な関係が反転する特異点」*¹について述べる。この特異点よりも腰が高い姿勢においては、印加圧力を高め、屈筋と伸筋を強く拮抗させる程に関節剛性が小さくなり、最終的には姿勢が不安定化することを数値解析によって示す。またこの特異点の位置や存在が、筋長やリンク長などの筋骨格構造から受ける影響を数値解析およびシミュレーションによって確認し、非線形な筋骨格系の力学特性が立位姿勢の安定性を考える上で重要な要素であることを示す。

*¹ 「圧力入力と関節剛性の定性的な関係」とは、力めば力む程 (入力圧力をあげればあげるほど) 関節剛性が高くなる、という直感的な筋骨格系の定性的性質のことである。

4.2 圧力印加が関節剛性の変化に与える影響について

脚モデルの立位姿勢が安定であるための条件となる二つの変数 a_1 , a_2 (式(3.11) および 式(3.12)) のうち, a_2 に m を乗じたものが関節剛性 k に相当することは前章で既に示した. 本節ではまず関節剛性と MPA への印加圧力との関係について, さらに詳細に解析を行う.

ある平衡姿勢 $\tilde{X}$ における関節剛性 k を具体的に書き下すと, 以下のようになる.

$$\begin{aligned}
 k = & \frac{\partial G_e}{\partial X} \left\{ -P'_e \frac{dV_{be}}{dL_e} + V_{re} \frac{dW_e}{dL_e} \right\} \\
 & + G_e \left\{ -P'_e \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{dV_{be}}{dL_e} \right) + V_{re} \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{dW_e}{dL_e} \right) \right\} \\
 & - \frac{\partial G_f}{\partial X} \left\{ -P'_f \frac{dV_{bf}}{dL_f} + V_{rf} \frac{dW_f}{dL_f} \right\} \\
 & - G_f \left\{ -P'_f \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{dV_{bf}}{dL_f} \right) + V_{rf} \frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{dW_f}{dL_f} \right) \right\}
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

ここで, 平衡姿勢 $\tilde{X}$ における外側 MPA の圧力 P'_e と内側 MPA の圧力 P'_f の圧力には前章の解析結果より以下の関係が成り立つ.

$$P'_f = q_1 P'_e + q_2 \tag{3.19}$$

ただし q_1 , q_2 は平衡姿勢 $\tilde{X}$ によって決まる定数であり, 以下のよう求められる.

$$q_1(\tilde{X}) = \frac{G_e \frac{dV_{be}}{dL_e}}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} \tag{3.20}$$

$$q_2(\tilde{X}) = \frac{1}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} \left\{ G_f V_{rf} \frac{dW_f}{dL_f} + G_e V_{re} \frac{dW_e}{dL_e} - mg \right\} \tag{3.21}$$

式(4.1) に式(3.19) を代入し, P'_f で偏微分すると以下のようになる.

$$\frac{\partial k}{\partial P'_f} = - \frac{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}}{G_e \frac{dV_{be}}{dL_e}} \frac{\partial}{\partial X} \left(G_e \frac{dV_{be}}{dL_e} \right) + \frac{\partial}{\partial X} \left(G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f} \right) \tag{4.2}$$

ここで式(4.2) の正負は, その平衡姿勢において入力圧力組を大きなものにした場合, すなわち “力んだ” 場合に関節剛性が大きくなるのか, 小さくなるのかという現象に相当する. またその大きさはその変化の度合いを表している.

ここで直感的な理解として, 人間は力めば関節は硬くなることを考えると式(4.2) は負であると考えられる. 前章においてもある平衡姿勢において圧力組を大きくすると k の値は負の

方向へ小さくなる (式 (4.2) が負) ことが確認されている (Fig. 3.10). しかしながら, もしこの符号が反転するような姿勢があるならば, それは圧力入力に対する定性的な振る舞いが変わる特異点と言えよう. 式 (4.2) が負である場合, つまり直感的な圧力入力と関節剛性の関係が成り立つ場合, 満たされるべき条件は以下のように表現される. ここで, 右辺と左辺は形式上は同じ形となる.

$$\frac{\frac{\partial}{\partial \tilde{X}} \left(G_e \frac{dV_{be}}{dL_e} \right)}{G_e \frac{dV_{be}}{dL_e}} < \frac{\frac{\partial}{\partial \tilde{X}} \left(G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f} \right)}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} \quad (4.3)$$

前章で用いた脚モデルの設計 (Table 3.1) において, そのような特異点が存在するかを検証する. 平衡姿勢 $\tilde{X}$ と k の値の関係, および $\tilde{X}$ と式 (4.3) の右辺と左辺の値を数値解析によって求めた結果を Fig. 4.1 に示す. 数値解析では各平衡姿勢において, P'_f を 10, 50, 90[bar] のいずれかで定圧, P'_e は式 (3.19) で求めた値で定圧として, その圧力組における k および式 (4.3) 各項の値を計算した. ここで $P'_f=10$ [bar] における圧力組を Low pressure, $P'_f=50$ [bar] における圧力組を Middle pressure, $P'_f=90$ [bar] における圧力組を High pressure としてそれぞれ Fig. 4.1(a) 中に示した. Fig. 4.1(a) より, 全ての $\tilde{X}$, 圧力組において k は負であり, 平衡姿勢は安定であることがわかる. しかし一方で Fig. 4.1(b) を見ると, $\tilde{X} = 860$ [mm] 付近で左辺の値が右辺の値を上回っていることがわかる. これはすなわち, この設計における関節剛性の特異点が $\tilde{X} = 860$ [mm] 付近に存在すること, またこの点を境に“圧力入力をあげれば関節剛性が大きくなる”という定性的関係が反転して“圧力入力をあげると関節剛性が小さくなる”ことを意味している. このことは, 非常に見にくい Fig. 4.1(a) から確認することができる.

以上のことから, あるロボットの身体設計において圧力入力と関節剛性の定性的関係が反転する特異点が発生することを解析および数値解析によって確認した. 便宜上, 以降この特異点のことを単に特異点, あるいは関節剛性の特異点と呼称する.

4.3 関節剛性の特異点に関する検証

前節では関節剛性の特異点を導出し, またある設計において確かにその特異点が存在することを数値解析によって確認した. 本節では, まず関節剛性の特異点の位置が身体設計から受ける影響について考察を行う. 次に, MPA 長さやプーリ半径などの設計パラメータを変化させた幾つかの身体設計に対して数値解析を行い, 特異点を受ける影響の検証, および考察との比較を行う. さらに, この特異点の妥当性についてシミュレーションを通じて検証を行う.

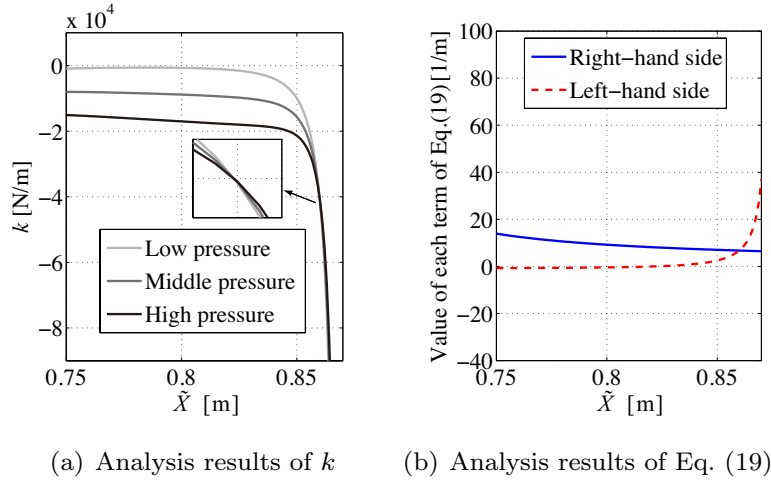


Fig. 4.1: Changes of k and value of Eq. (4.3) on basic design; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 860[\text{mm}]$.

4.3.1 身体設計が特異点に与える影響に関する考察

関節剛性の特異点は、式 (4.2) の値が 0 となる点であるが、これを解析的に求めるのは困難である。しかしながら、ロボットの設計がこの点の移り変わりに与える影響自体は考察することができる。以下、MPA と身体設計が特異点に与える影響について解析を行う。

式 (4.3) 右辺について

まず、式 (4.3) 右辺について考察する。式 (2.1) および式 (3.2), 式 (3.3) を用いて式 (4.3) 右辺を更に展開すると以下ようになる。ここで b は MPA の繊維長さである [27]。

$$\frac{\frac{\partial}{\partial \tilde{X}} \left(G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f} \right)}{G_f \frac{dV_{bf}}{dL_f}} = \frac{\frac{\partial G_f}{\partial \tilde{X}}}{G_f} + G_f \frac{6L_f}{b_f^2 - 3L_f^2} \quad (4.4)$$

式 (4.4) について考察を行うと、 G_f , $\frac{\partial G_f}{\partial \tilde{X}}$ は常に負であることから第一項は常に正となる。また MPA 長さ L は、 $\frac{b}{\sqrt{3}} \leq L \leq b$ の値をとることから、式 (4.4) 第二項の分母 $b_{e,f}^2 - 3L_{e,f}^2$ は負の値をとる。よって第二項も常に正となるため、式 (4.3) 右辺は常に正の値をとることがわかる。

式(4.4)をさらに展開すると、次のようになる。

$$\frac{\frac{\partial}{\partial X} \left\{ \frac{X}{l_{Mf}} \right\}}{\frac{X}{l_{Mf}}} - \frac{L_5 L_6}{L_o L_u} \frac{X}{l_{Mf}} \frac{6L_f}{b_f^2 - 3L_f^2} \quad (4.5)$$

ただしここで l_{Mf} は内側 MPA の付着位置間の長さ、 β は上下リンクの開き角である。

$$l_{Mf}(X) = \sqrt{L_5^2 + L_6^2 - 2L_5 L_6 \cos \beta} \quad (3.4)$$

$$\beta(X) = \cos^{-1} \left(\frac{L_o^2 + L_u^2 - X^2}{2L_o L_u} \right) \quad (3.5)$$

よって式(4.4)は第一項、第二項ともに姿勢 X と身体設計の影響を受けることがわかる。

一方で第二項は MPA 長さ (ワイヤ長さ) やスリーブの繊維長さといった MPA 自身のパラメータにも影響を受ける。 L_f が小さいほど右辺の値が小さくなり、特異点は低い姿勢 (X が小さい領域) に現れやすくなると考えられる。 L_f は以下のような式で求めることができる。

$$L_f(X) = (l_{Mf} - l_{Mf0}) + L_{f0} \quad (3.18)$$

ここで l_{Mf0} はロボットのワイヤ長を決めるための初期姿勢 X_0 における l_{Mf} の値である。以上のことから、MPA の自然長の他に MPA の付着位置や初期姿勢 (が決定するワイヤ長) が L_f に影響するパラメータ、延いては特異点の推移に影響すると考えられる。

式(4.3) 左辺について

次に式(4.3)左辺について考察する。式(4.3)右辺と同様に、式(4.3)左辺を展開すると以下のようにになる。

$$\frac{\frac{\partial}{\partial X} \left(G_e \frac{dV_{be}}{dL_e} \right)}{G_e \frac{dV_{be}}{dL_e}} = \frac{\frac{\partial G_e}{\partial X}}{G_e} + G_e \frac{6L_e}{b_e^2 - 3L_e^2} \quad (4.6)$$

式(4.6)について考察を行う。第一項 G_e 、 $\frac{\partial G_e}{\partial X}$ は常に正であることから第一項は常に正となるが、第二項は $b_e^2 - 3L_e^2$ によって負となるため、全体の正負は不定となる。式(4.6)をさらに展開すると、次のようになる。

$$\frac{\frac{\partial}{\partial X} \left\{ \frac{X}{\sin \beta} \right\}}{\frac{X}{\sin \beta}} + \frac{r}{L_o L_u} \frac{X}{\sin \beta} \frac{6L_e}{b_e^2 - 3L_e^2} \quad (4.7)$$

よって式(4.6)も第一項、第二項ともに姿勢 X と身体設計の影響を受けることがわかる。しかしここで、プーリ半径 r は第二項にしか現れないことに注目する。 r によって第二項の値を大

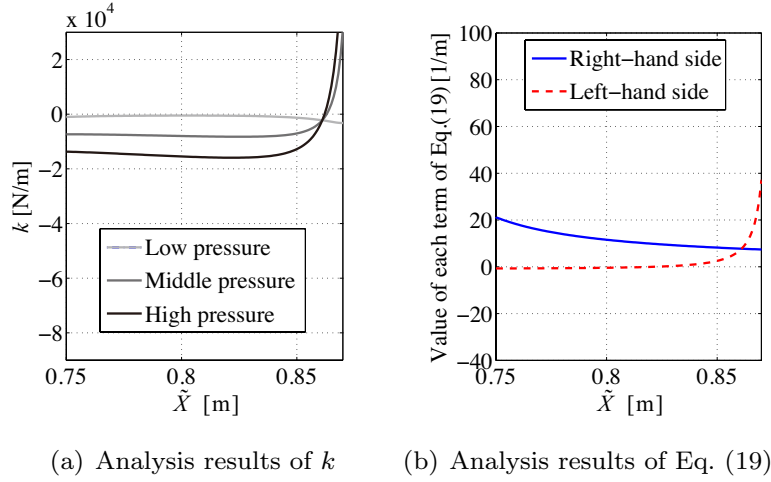


Fig. 4.2: Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-1; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 862[\text{mm}]$.

きくすることで式 (4.3) 左辺全体の値を負にすることができたならば、式 (4.3) 右辺は常に正であることから特異点の発生を回避することが可能だと考えられる。

また式 (4.3) 右辺同様、左辺第二項は MPA の自然長や付着位置、ワイヤ長といった設計に影響を受ける。 L_e が大きいほど、特異点は低い姿勢 (X が小さい領域) に現れやすくなると考えられる。 L_e は以下のような式で求めることができる。

$$L_e(X) = r(\alpha_3 - \alpha_{30}) + L_{e0} \quad (3.14)$$

$$\alpha_3(X) = 2\pi - (\alpha_1 + \alpha_2 + \beta) \quad (3.15)$$

$$\alpha_1 = \sin^{-1}(l_{Mo}/L_1) \quad (3.16)$$

$$\alpha_2 = \sin^{-1}(l_{Mu}/L_2) \quad (3.17)$$

ここで α_{30} はロボットのワイヤ長を決めるための初期姿勢 X_0 における α_3 の値である。以上のことから、 L_e に影響する自然長や MPA の付着位置、および初期姿勢や膝プーリ半径といったパラメータが特異点の推移に影響すると考えられる。

4.3.2 数値解析による検証

前項での考察の妥当性を、数値解析によって確認する。数値解析は Table 4.1 に示す 3 つの条件について行った。各条件は、前章で解析に用いた脚モデルにおける設計 (Table 3.1) を基準として MPA の自然長やワイヤ長、また身体パラメータを変化させたものであり、それによる特異点の推移を観察する。

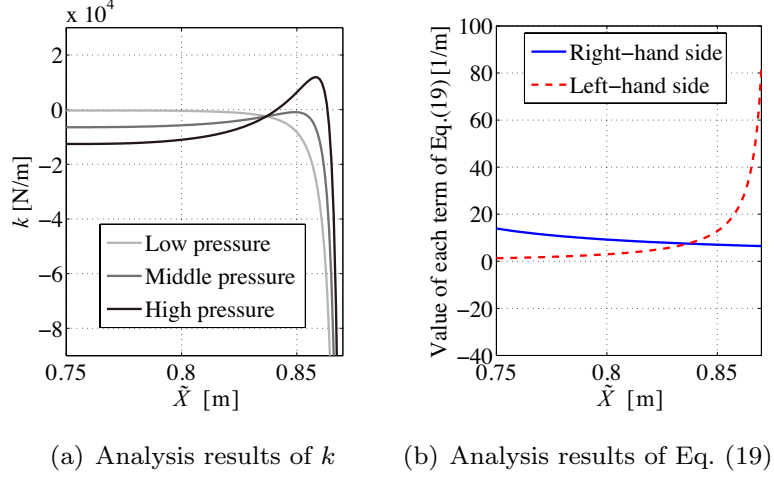


Fig. 4.3: Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-2; singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$.

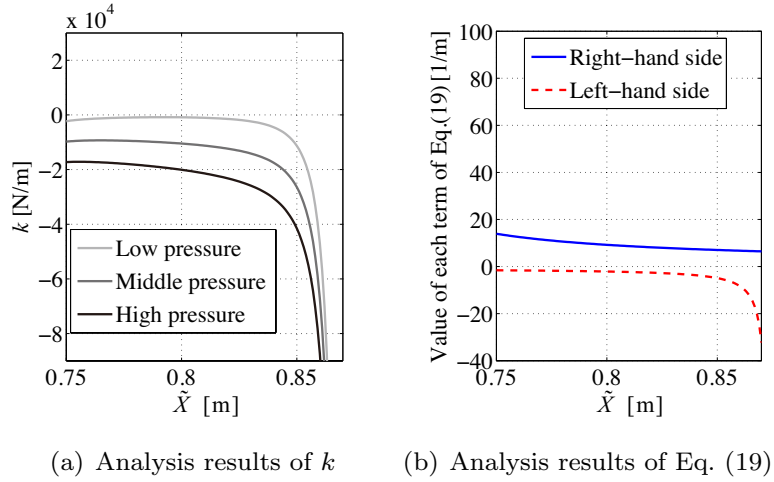


Fig. 4.4: Changes of k and value of Eq. (4.3) on condition-3; singular point does not exist.

Table 4.1 Simulation conditions

condition	basis	1	2	3
$L_{e0}[\text{mm}]$	125	125	250	125
$L_{f0}[\text{mm}]$	125	125	125	125
$X_{0e}[\text{mm}]$	800	800	800	800
$X_{0f}[\text{mm}]$	800	830	800	800
$r[\text{mm}]$	40	40	40	50

Fig. 4.2 に条件 1 における数値解析の結果を示す。条件 1 は、内側 MPA のワイヤ長を決定する初期姿勢 X_{0f} を 830[mm] と基準設計よりも 30[mm] 高くしたことによって、 X に対する L_f の値が小さくなっている。Fig. 4.2(b) より、 $\tilde{X} = 862[\text{mm}]$ 付近が特異点であることがわかる。これは基準設計における特異点 $\tilde{X} = 860[\text{mm}]$ に比べて大きな値であり、前章の考察と矛盾しない結果が得られたと言える。また Fig. 4.2(a) より、基準設計における結果 (Fig. 4.1(a)) 同様、特異点を境に k の定性的な振る舞いが反転していることが確認できる。さらに、条件 1 においては特異点よりも高い姿勢において k が正の値をとる領域も確認できる。このような k 、すなわち a_2 が正の値をとる領域においては、その平衡姿勢は不安定となる。

Fig. 4.3 に条件 2 における数値解析の結果を示す。条件 2 は基準設計に比べて外側 MPA 自然長 L_{e0} が 50[mm] 長い 250[mm] となっている。Fig. 4.3(b) より、 $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$ 付近が特異点であることがわかる。これは基準設計における特異点に比べて小さな値であり、条件 2 についても前章の考察と矛盾しない結果が得られた。また Fig. 4.3(a) より、特異点を境に k の定性的な振る舞いが反転し、また一部で k が正の値をとっていることが確認できる。

Fig. 4.4 に条件 3 における数値解析の結果を示す。条件 3 はプーリの半径 r が基準設計から 10[mm] 大きく 50[mm] となっている。Fig. 4.4(b) より条件 3 の設計においては、式 (4.3) 左辺の値が常に負になっており、特異点が存在しないことがわかる。Fig. 4.3(a) から、 k の定性的な振る舞いが X 全域で一定で、全ての平衡姿勢が安定であることがわかる。このことから、プーリ半径 r を調節し、式 (4.3) 左辺を負に保つことで特異点の発生を回避することが可能であるという前節の考察は妥当であると考えられる。

4.3.3 シミュレーションによる検証

今回の解析の妥当性を、シミュレーションと比較することで確認する。シミュレーションは、以下のような手順で行った。

- (1) ある平衡姿勢 $\tilde{X}$ と、それを実現する圧力組を一つ決める。
- (2) 平衡姿勢で静止している状態を初期条件として、非線形微分方程式 (3.6) を解く。ただ

- し腰部には 1[kg] の静荷重が負荷されており、圧力は先に決めた圧力組で一定とする。
- (3) 十分時間が経過し、腰部の運動が静止した時の状態 X の $\tilde{X}$ からの偏差を記録する。また、静荷重による力 1[kgf] を偏差で除すことによって関節剛性を計算する。
 - (4) 同様のシミュレーションを圧力組を変えて行い、圧力と関節剛性の関係を調べる。

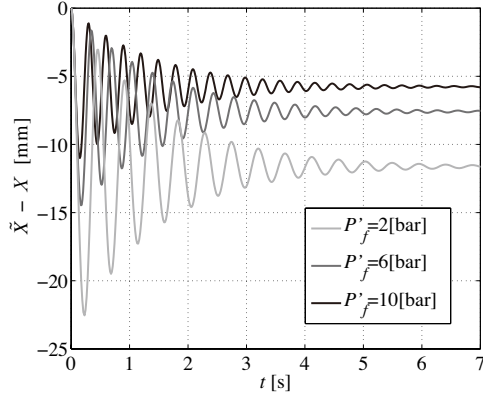
前節で解析を行った幾つかの設計のうち、実験条件 2 についてシミュレーションを行った。 $\tilde{X} = 820, 850[\text{mm}]$ を実現する圧力組について行ったシミュレーション結果を Fig. 4.5 に示す。Fig. 4.5 は、平行姿勢 $\tilde{X}$ からの腰部位置 X の変位の時間変化である。実験条件 2 における特異点 $\tilde{X} = 837[\text{mm}]$ よりも低い姿勢 ($\tilde{X} = 820[\text{mm}]$) におけるシミュレーション結果 (Fig. 4.5(a)) では、入力圧力組を大きくするにつれて偏差が小さくなる傾向があることが確認できる。一方で、特異点よりも高い姿勢 ($\tilde{X} = 850[\text{mm}]$) におけるシミュレーション結果 (Fig. 4.5(b)) では、入力圧力組を大きくするにつれて逆に偏差が大きくなる傾向があることが確認できる。

シミュレーションの結果から関節剛性を計算した結果を Fig. 4.6 に示す。図中の実線は解析の結果を、丸印はシミュレーションの結果を表している。シミュレーションにおいても、特異点よりも低い姿勢 (Fig. 4.6(a), (b)) では圧力に比例して関節剛性が大きくなることが確認できる。このように、シミュレーションの結果と解析の結果はよく一致している。一方で、特異点よりも高い姿勢 (Fig. 4.6(c), (d)) ではシミュレーションにおいても圧力に対して関節剛性が小さくなる傾向が確認できる。解析の結果とは多少のずれが見られるが、圧力に対する関節剛性の変化の勾配は一致しており、今回の解析の結果の妥当性を裏付ける結果であると考えられる。

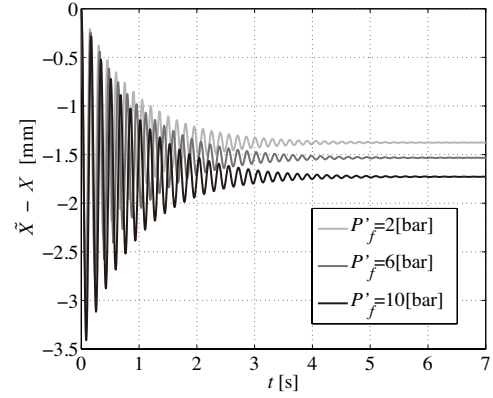
4.4 結言

前章では、筋骨格構造が脚モデルの立位姿勢に与える安定性について解析を行った。また人工筋肉への印加圧力を変化させることで、その安定性 (関節剛性) を変化させることが可能であることを示した。本章ではその結果を元に、筋骨格系の設計が安定性に与える影響についてさらなる詳細な解析を行った。まず前章で導出した関節剛性と MPA への印加圧力との関係についてより詳細に検証した。その結果から「入力圧力と関節剛性の定性的な関係が反転する特異点」が存在することを示し、特異点の発生する姿勢や、存在の有無に対して筋骨格系の設計が与える影響について解析的な考察を行った。さらに、これらの解析結果や考察の妥当性を数値解析およびシミュレーションによって確認した。

その結果、特異点よりも高い姿勢においては屈筋と伸筋の拮抗を高めるほどに関節剛性が小



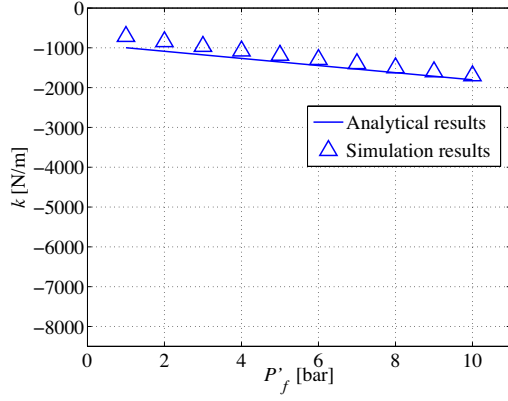
(a) $\tilde{X} = 820$ [mm]



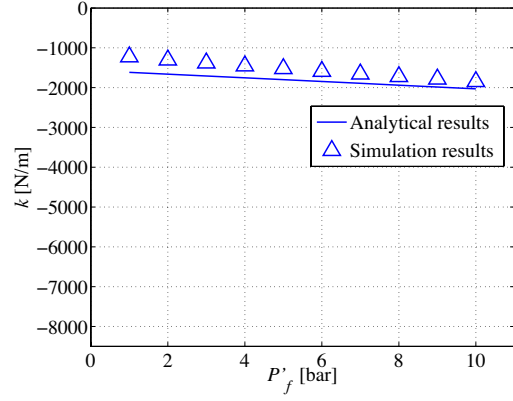
(b) $\tilde{X} = 830$ [mm]

Fig. 4.5: Simulation results on condition-2(singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837$ [mm]); (a)At $\tilde{X} = 820$ [mm], the displacement from the equilibrium position decreases as input pressure gets to high. (b)At $\tilde{X} = 850$ [mm], the displacement increases as input pressure gets to high.

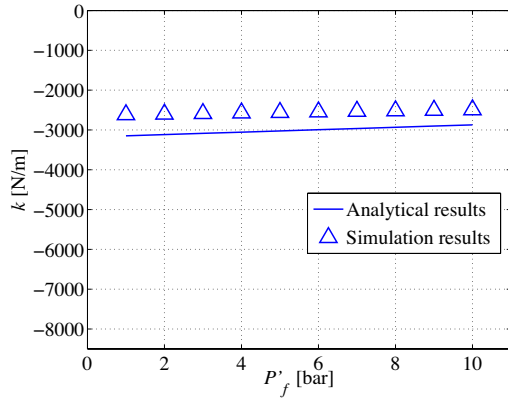
さくなり，不安定化する可能性があることを示した．また筋骨格系の設計によって特異点の発生する姿勢を調節できること，特異点の発生自体を回避することも可能であることを確認した．この特異点が，人間との対比をとるときにどのような意味を持つのかは現段階で定かではない．しかしこの特異点が発生し得るという解析結果は，従来経験則や試行錯誤で決定されてきた身体構造や入力的设计に一つの定量的指標を示したと言えるだろう．



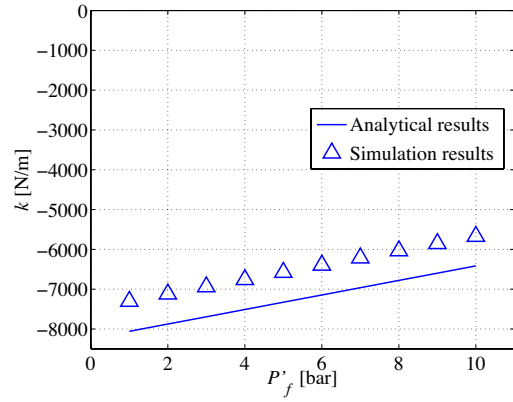
(a) $\tilde{X} = 820$ [mm]



(b) $\tilde{X} = 830$ [mm]



(c) $\tilde{X} = 840$ [mm]



(d) $\tilde{X} = 850$ [mm]

Fig. 4.6: Changes of joint stiffness k with respect to input pressure P'_f on condition-2 (singular point exists in the neighbourhood of $\tilde{X} = 837$ [mm]).

第 5 章 結言

5.1 本論文の目的と結果

人間は実に多彩，自然，滑らかでしなやかな運動が可能である．本研究の最終的な目的は，その生成メカニズムを明らかにすることである．本論文では，その力学的なメカニズムを模型（物理モデル）と数式（数理モデル）によって説明することで解明しようと試みた．そのために最もシンプルな骨格系モデルを出発点に，運動を考えるために最低限必要な要素として筋肉を付け加えた筋骨格系モデルに着目した．また筋肉の代理物理モデルとして McKibben 型空気圧人工筋（McKibben pneumatic actuator 以下 MPA）を採用し，MPA を用いた筋骨格系モデルの力学特性と運動メカニズムの関係について研究を行った．

2 章では，未だ十分な定式化が進んでいない MPA の動特性のモデル化に向けた測定実験を行った．先行研究で注目していた収縮速度に加え，MPA の自然長，長さ，印加圧力などをパラメータとして加え，それらが張力に与える影響を調べた．測定実験の結果，MPA の張力がその長さと収縮速度を独立変数とする近似平面として表現できる可能性が示唆された．またその近似平面のパラメータが圧力に対して線形に変化すると仮定することによって，動特性を含んだ MPA の張力が，長さ，収縮速度および圧力を変数とするシンプルなモデルによって表現可能であることを示した．またそのモデルの妥当性を実機実験によって検証した．

3 章では，空気圧人工筋肉を用いた二次元脚ロボットの立位安定性および関節剛性に関する解析を行った．屈伸運動が可能なシンプルな脚モデルを考え，その屈筋と伸筋として MPA を採用した際にその立位姿勢の安定となる基本的な条件を導出し，その条件が MPA の粘弾性と骨格の幾何特性によって満たされることを示した．また膝部の構造によっては姿勢が不安定化すること述べ，立位安定性に対しては筋の特性のみならず骨格構造が重要な役割を持つことを示した．筋骨格系の運動が安定となることは直感的には自然であり，また物理モデルによって定性的に示されてきたことであるが，今回の数理モデルに対する解析によってその妥当性を裏付け，またそのキーとなる特性を導くことができたと言えるだろう．さらに屈筋と伸筋に加える圧力の組合せによって姿勢と関節剛性（柔軟性）を独立に制御可能であること，またその定

量的な設計手法を示した。これらの結果は、従来物理モデル実験において経験則や試行錯誤で決定されていた入力や設計が運動に及ぼす影響を定量的に評価し、その関係を数理的に考察することに応用できると考えられる。

4章では、3章で論じた脚モデルの関節剛性について更なる詳細な解析を行った。まず前章で導出したアクチュエータへの印加圧力と関節剛性との関係についてさらに詳細に解析を行った。その結果から「入力圧力と関節剛性の定性的な関係が反転する特異点」の存在を導出した。その影響により屈筋と伸筋の拮抗を高める程に関節剛性が小さくなり、最終的には姿勢が不安定化する場合があることを示した。また筋の自然長や膝蓋骨半径といった筋骨格系の設計によって特異点の発生する姿勢を調節できること、また設計によっては特異点の発生そのものを回避することも可能であることを示した。さらにこれらの考察について、その妥当性を数値解析およびシミュレーションによって確認した。筋骨格系モデルの姿勢が不安定化するという直感を裏切る結果は、運動メカニズムを考える上で非常に興味深い結果だと言えるだろう。

5.2 まとめと展望

では本論文の結果についてまとめよう。まず従来物理モデルによって示されてきた、また直感的にも自然である「筋骨格系が運動を安定化する」という定性的な働きについて、その一部を数理モデルによって説明できたとと言えるだろう。すなわち、その安定性の鍵が「筋骨格系の特徴である筋拮抗配置という機構的特性と、筋肉 (MPA) の持つ粘弾性」であることを導いた。

また数理モデルを用いた解析から、「筋骨格系の持つ非線形力学特性が逆に立位姿勢を不安定化する」という直感を裏切る振る舞いが起きる可能性を示した。この振る舞いが物理モデルや実際の人間でも起こる現象か否かは慎重に検証する必要があるが、もし起こりうるならば運動メカニズムを考える上で非常に興味深い特性だと言える。

この関節剛性特異点の運動メカニズムにおける働きについて少し考察してみよう。設計次第ではあるが、関節剛性の特異点はおおむね膝を曲げた姿勢と伸ばした姿勢の間、ほんの少しだけ膝を曲げた姿勢に存在する。膝を曲げた姿勢では特異点の影響はないため、筋骨格系の特性によって安定性を有する。ここで膝を伸ばした姿勢では特異点の影響によって不安定化したとしよう。今回は一对の拮抗筋のみを考えたが、実際には人間の膝には靱帯による幾何的拘束や、多関節筋の力学的作用がある。よって膝を伸ばす方向に姿勢が発散したとしても膝が逆折れして身体がバラバラになるわけではなく、それらの拘束によって「膝が完全に伸びた姿勢に状態が遷移する」ことになる。また逆の場合は「膝が深く曲がった姿勢に状態が遷移する」ことになる。これらの力学作用はこのように、「膝の曲がった安定で操作性の良い姿勢」でも「膝の伸びた楽な姿勢」でもない「不安定で中途半端な姿勢」を回避する働きをしているのではな

いだろうか。

上記考察は、勿論数理モデルから導出された著者の仮説である。この仮説の妥当性は今後物理モデルを用いて検証しなければならないが、そうだとすれば運動メカニズムにおける筋骨格系の役割について、単に「柔軟性が有り運動を安定化する」という以上の新たな一面を解明したと言えるだろう。また今回の結果が立位姿勢以外の運動にどう影響するか、他の要素(筋や自由度)が入った場合はどうなるかといった点も非常に興味深い。著者は今後もこれらの疑問や興味に対して「数理モデル」と「物理モデル」の二つを軸に研究を行い、運動メカニズムの解明に取り組む予定である。

謝辞

本研究の遂行および本論文の作成にあたり数多くの御指導御助言，また活発な議論をして頂いた大須賀公一教授に心よりお礼申し上げます。親身な御指導，様々なアドバイスを頂きました石川将人教授に心から感謝申し上げます。研究全体を通して相談に乗って頂き，熱心な御指導を賜りました杉本靖博准教授，和田光代特任准教授，末岡裕一郎助教に心より感謝致します。また日頃の研生活，活発な議論や楽しい時間を共にした大須賀・杉本研究室および石川研究室の皆様には厚くお礼申し上げます。

最後に，長きに渡り研生活を支えてくれた母 陽子と家族に心より感謝し，謝辞の結びといたします。

参考文献

- [1] A. I. KAPANDJI. カラー版 カパンジー機能解剖学 I 上肢 原著第 6 版. 医歯薬出版株式会社, 2010.
- [2] A. I. KAPANDJI. カラー版 カパンジー機能解剖学 II 下肢 原著第 6 版. 医歯薬出版株式会社, 2010.
- [3] A. I. KAPANDJI. カラー版 カパンジー機能解剖学 III 脊椎・体幹・頭部原著第 6 版. 医歯薬出版株式会社, 2010.
- [4] 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩. 臨床運動学. 医歯薬出版株式会社, 2002.
- [5] 中村太郎. 図解 人工筋肉 ソフトアクチュエータが拓く世界. 日刊工業新聞社, 2011.
- [6] R. P. ファインマン. ご冗談でしょう、ファインマンさん (上). 岩波書店, 2008.
- [7] 戸田山和久. 「科学的思考」のレッスン 学校で教えてくれないサイエンス. NHK 出版新書, 2016.
- [8] T. McGeer. Passive dynamic walking. *The Int. J. of Robotics Reseach*, Vol. 2, pp. 62–82, 1990.
- [9] S. H. Collins, M. Wisse, and A. Ruina. A Three-Dimensional Passive-Dynamic Walking Robot with Two Legs and Knees. *International Journal on Robotics Research*, Vol. 20, No. 7, pp. 60 – 615, 2001.
- [10] 大須賀公一, 桐原謙一. 受動歩行ロボット Quartet-ii の歩行解析と歩行実験. 日本ロボット学会誌, Vol. 18, No. 5, pp. 737 – 742, 2000.
- [11] A. Goswami, B. Thuilot, and B. Espiau. A study of the passive gait of a compass-like biped robot: symmetry and chaos. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 17, No. 12, pp. 1282 – 1311, 1998.
- [12] 杉本靖博, 大須賀公一. 受動的動歩行の安定性に関する一考察：ポアンカレマップの構造解釈からのアプローチ. システム制御情報学会論文誌, Vol. 18, No. 7, pp. 255 – 260, 2005.

- [13] M.Garcia, A.Chatterjee, A.Ruina, and M.Coleman. The Simplest Walking Model: Stability, Complexity and Scaling. *ASME J. of Biomechanical Engineering*, pp. 281 – 288, 1998.
- [14] V. L.Nickel, J. Perry, and A. L. Garrett. Development of useful function in the severely paralyzed hand. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 45, pp. 933–952, 1963.
- [15] M. Wisse and J. van Frankenhuyzen. *Design and Construction of MIKE; a 2-D Autonomous Biped Based on Passive Dynamic Walking*. Springer Tokyo, 2006.
- [16] T. Takuma, K. Hosoda, M. Ogino, and M. Asada. Stabilization of quasi-passive pneumatic muscle walker. In *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Humanoid Robots*, 2004.
- [17] K. Hosoda, H. Takayama, and T. Takuma. Bouncing monopod with bio-mimetic muscular-skeleton system. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3083–3088, 2008.
- [18] Takashi Takuma, Shinji Hayashi, and Koh Hosoda. 3d biped robot for multi-modal locomotion driven by antagonistic pneumatic actuators. In *Fourth International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines (AMAM2008)*, Vol. 400.
- [19] Yuki Asano, Hironori Mizoguchi, Toyotaka Kozuki, Yotaro Motegi, Junichi Urata, Yuto Nakanishi, Kei Okada, and Masayuki Inaba. Achievement of twist squat by musculoskeletal humanoid with screw-home mechanism. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4649–4654. IEEE, 2013.
- [20] Shuhei Ikemoto, Fumiya Kannou, and Koh Hosoda. Humanlike shoulder complex for musculoskeletal robot arms. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4892–4897. IEEE, 2012.
- [21] Ryuma Niiyama, Satoshi Nishikawa, and Yasuo Kuniyoshi. A biomechanical approach to open-loop bipedal running with a musculoskeletal athlete robot. *Advanced Robotics*, Vol. 26, No. 3–4, pp. 383–398, 2012.
- [22] C. P. Chou and B. Hannaford. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on robotics and automation*, Vol. 12, No. 1, pp. 90–102, 1996.
- [23] P. Tondou, B. and Lopez. Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators. *IEEE Control Systems Magazine*, Vol. 20, No. 2, pp. 15–38, 2000.
- [24] G. K. Klute, J. M. Czerniecki, and B. Hannaford. Artificial muscles: Actuators for

- biorobotic systems. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 21, No. 4, p. 295, 2002.
- [25] 小木曾公尚, 内藤諒. 負荷に依存するパラメータを用いた mckibben 型空気圧ゴム人工筋の数理モデル. システム制御情報学会論文誌, Vol. 26, No. 7, pp. 269–276, 2013.
- [26] 浦邊研太郎, 石原弘二, 藤田貴大, 内藤諒, 小木曾公尚, 内藤諒, 杉本謙二. Mckibben 型空気圧人工筋肉モデルの妥当性. 第 58 回システム制御情報学会研究発表講演会, 2014.
- [27] Y. Sugimoto, K. Naniwa, K. Osuka, and Y. Sankai. Static and dynamic properties of mckibben pneumatic actuator for self-stability of legged-robot motion. *Advanced Robotics*, Vol. 27, No. 6, 2013.
- [28] L. R. G Treloer. *The Physics of Rubber Elasticity*. Oxford University Press, London, 1958.
- [29] 山宮悠佑, 鈴木章士, 秋元俊成, 松元明弘. 空気圧アクチュエータを用いた足首関節リハビリユニットの評価実験. 日本機械学会 関東支部第 1 回埼玉ブロック大会 (講演会) 講演論文集, Vol. 1, pp. 65–66, 2005.
- [30] 則次俊郎, 高岩昌弘, 佐々木大輔, 沼本潤, 篠原聡. 積層型空気圧多関節アームを用いた柔軟接触作業 (gs-15 介護とリハビリの為にロボティクス・メカトロニクス). 日本機械学会 関西支部講演会講演論文集, Vol. 79, pp. ”1–43”–”1–44”, 2004.
- [31] 本多宏章, 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之. Mckibben 型空気圧アクチュエータの動的特性に関する実験的検証. 第 26 回ロボティクスメカトロニクス講演会予稿集, 2014.
- [32] 中西大輔, 末岡裕一郎, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之. Mckibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの立位姿勢安定領域に関する実機検証. 第 25 回ロボティクスメカトロニクス講演会予稿集, 2013.
- [33] David A. Winter. バイオメカニクス 人体運動の力学と制御. シナノ書籍印刷, 2011.
- [34] Miomir Vukobratović and J Stepanenko. On the stability of anthropomorphic systems. *Mathematical biosciences*, Vol. 15, No. 1-2, pp. 1–37, 1972.
- [35] 広瀬真人, 竹中透. ヒューマノイドロボット ASIMO の開発. *Honda R&D technical review*, Vol. 13, No. 1, pp. 1 – 6, 2001.
- [36] 重見聡史, 河口裕一郎, 吉池孝英. 新型 ASIMO の開発. *Honda R&D technical review*, Vol. 18, No. 1, pp. 38–44, 2006.
- [37] 五十棲隆勝, 赤地一彦, 平田勝, 金子健二, 梶田秀司, 比留川博久. ヒューマノイドロボット HRP-2 の開発. 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 8, pp. 1004–1012, 2004.
- [38] 金子健二, 金広文男, 森澤光晴, 三浦郁奈子, 中岡慎一郎, 原田研介, 梶田秀司. サイバネ

- ティックヒューマン HRP-4C の開発：プロジェクト概要からシステム設計まで. 日本ロボット学会誌, Vol. 28, No. 7, pp. 853 – 864, 2010.
- [39] F. Asano and Z. W. Luo. Parametric excitation mechanisms for dynamic bipedal walking. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp. 609 – 615, 2005.
 - [40] Yuji Harata, Fumihiko Asano, Zhi-Wei Luo, Kouichi Taji, and Yoji Uno. Biped gait generation based on parametric excitation by knee-joint actuation. *Robotica*, Vol. 27, No. 07, pp. 1063–1073, 2009.
 - [41] K. Ono, R. Takahashi, A. Imadu, and T. shimada. Self-excitation control for biped walking mechanism. *Proceeding of the 2000 IEEE/RSJ Internatinal Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1143 – 1148, 2000.
 - [42] 浦大輔, 入部正継, 大須賀公一, 衣笠哲也. 受動的動歩行の性質を利用した脚歩行ロボットの設計法-適応的機能を使用した形状と関節自由度構成の設計-. 計測自動制御学会論文集, pp. 329–335, 2015.
 - [43] A.Goswami, B.Espiau, and A.Keramane. Limit cycle in a passive compass gait biped and passivity-mimicking control laws. *J. of Autonomous Robots*, Vol. 4, No. 3, pp. 273 – 286, 1997.
 - [44] 長崎浩. 動作の意味論 -歩きながら考える-. 雲母書房, 2004.
 - [45] D. Nakanishi, Y. Sueoka, Y. Sugimoto, M. Ishikawa, K. Osuka, and Y. Sankai. Emergence and motion analysis of 3d quasi-passive dynamic walking by excitation of lateral rocking. In *Proc. of 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2012)*, 2012.

研究成果

本博士論文執筆時点における著者の原著論文の本数，および学会発表の件数を以下に示す。
また本博士論文各章の内容に関連する著者の学術論文，および学会発表を以下に示す。

原著論文 6 本 (うち 2 本共著)
国際学会発表 3 件 (うち 1 件共著)
国内学会発表 20 件 (うち 9 件共著)

2 章

1. Daisuke Nakanishi, Yasuhiro Sugimoto, Hiroaki Honda, Koichi Osuka, 「Measurement experiments and analysis for modeling of McKibben Pneumatic Actuator」, Journal of Robotics and Mechatronics. Vol.28, No.6, pp.830-836, 2016 年.
2. 本多宏章, 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧人工筋の動的特性のモデル化に向けた測定実験と解析」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2015), 1A1-B05, 2015 年.
3. 本多宏章, 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之, 「McKibben 型空気圧アクチュエータの動的特性に関する実験的検証」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2015), 2A2-O01, 2014 年.

3 章

1. 中西大輔, 末岡裕一郎, 杉本靖博, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの立位姿勢と関節剛性に関する解析および実機検証」, 計測自動制御学会論文集, Vol.51, No.21, pp.858-865, 2015 年.

2. Daisuke Nakanishi, Yuichiro Sueoka, Yasuhiro Sugimoto, Koichi Osuka, Yoshiyuki Sankai, 「Investigation for the Stability of Standing Posture and Stiffness of Robot Driven by McKibben Pneumatic Actuator」, ISCIE/ASME 2014 International Symposium on Flexible Automation, ISFA2014-103S, 2014.
3. 中西大輔, 杉本靖博, 末岡裕一郎, 大須賀公一, 山海嘉之, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの立位姿勢安定性解析および実機検証」, 第 19 回ロボティクスシンポジア, pp.102-107, 2014 年.
4. 中西大輔, 末岡裕一郎, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの安定性に関する実機検証」, 計測自動制御学会第 13 回システムインテグレーション部門講演会, pp. 2359-2360, 2012 年.
5. 中西大輔, 末岡裕一郎, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之, 「空気圧人工筋を用いた脚ロボットの関節剛性と立位安定性条件の関係について」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2015), 2A1-Q06, 2014 年.
6. 中西大輔, 末岡裕一郎, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの立位姿勢安定領域に関する実機検証」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2013), 2A1-D13, 2013 年.

4 章

1. 中西大輔, 杉本靖博, 末岡裕一郎, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを有する二次元脚ロボットの身体構造が関節剛性の設計に与える影響について」, 計測自動制御学会論文集 (掲載予定).
2. 中西大輔, 杉本靖博, 末岡裕一郎, 大須賀公一, 「McKibben 型アクチュエータを用いた二次元脚ロボットの身体構造が関節剛性の設計に与える影響の解析」, 第 16 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.1567-1570, 2015 年.

付録 A

1. 中西大輔, 杉本靖博, 末岡裕一郎, 石川将人, 大須賀公一, 「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)」, 日本機械学会論文集, Vol. 81, No. 830, p. 15-00335, 2015 年.
2. Daisuke Nakanishi, Yuichiro Sueoka, Li Yu, Yasuhiro Sugimoto, Masato Ishikawa,

- Koichi Osuka, Yoshiyuki Sankai, 「Emergence and Motion analysis of 3D Quasi-Passive Dynamic Walking by Excitation of Lateral Rocking」, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2012), pp. 2769-2774, Vilamoura, Portugal, 2012.
3. 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 山海嘉之, 「揺動現象に着目した三次元準受動的動歩行の発現」, 計測自動制御学会第 12 回システムインテグレーション部門講演会, pp. 1190-1191, 2011 年.
 4. 中西大輔, 杉本靖博, 石川将人, 大須賀公一, 山海嘉之, 「揺動励振による三次元二脚準受動的動歩行の発現と運動解析」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2012), 1A2-Q04, 2012 年.

その他

1. Yasuhiro Sugimoto, Daisuke Nakanishi, Motoki Nakanishi, Koichi Osuka, 「Stability and Joint Stiffness Analysis of Legged Robot's Periodic Motion Driven by McKibben Pneumatic Actuator」, Advanced Robotics(掲載予定).
2. 末岡裕一郎, 杉本靖博, 中西大輔, 石川将人, 大須賀公一, 石黒章夫, 「自律分散ロボットによる物体凝集に潜む陰的制御構造の解析」, 日本機械学会論文集, Vol.79, No. 800, pp.1046-1055, 2013 年.
3. Yuji Kito, Yuichiro Sueoka, Daisuke Nakanishi, Yasuhiro Sugimoto, Masato Ishikawa, Wada Teruyo and Koichi Osuka, 「Quadruped passive dynamic walking robot with a new trunk structure inspired by spine」, Dynamic Walking 2014, 2014.
4. 中西大輔, 杉本靖博, 末岡裕一郎, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを用いた二次元脚ロボットに対する様々な周期運動を実現する圧力入力的设计法」, 第 21 回ロボティクスシンポジウム, pp.19-24, 2016 年.
5. 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧人工筋を用いた二自由度脚モデルの立位姿勢に関する解析 —圧力入力組と立位安定性との関係について—」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2016), 2A1-04a5, 2016 年.
6. 岡本有輝也, 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 「空気圧人工筋を搭載した二次元脚ロボットの跳躍運動に関する研究」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2016), 2A1-03b2, 2016 年.

7. 紀藤優治, 末岡裕一郎, 中西大輔, 杉本靖博, 石川将人, 大須賀公一, 「4 脚受動的動歩行ロボットにおける背骨状胴体の全長・剛性の影響について」, 第 58 回システム制御情報学会研究発表講演会 (SCI' 14), 121-2, 2014 年.
8. 紀藤優治, 末岡裕一郎, 中西大輔, 杉本靖博, 石川将人, 大須賀公一, 「4 脚受動的動歩行ロボットの胴体構造に関する解析」, 第 14 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.2365-2366, 2013 年.
9. 清水克哉, 杉本靖博, 中西大輔, 大須賀公一, 坂東幹雄, 「二値化したみなし履歴を利用した超群ロボットの位置同定法」, 計測自動制御学会第 12 回システムインテグレーション部門講演会, pp. 1062-1063, 2011 年.
10. 中西基, 中西大輔, 杉本靖博, 大須賀公一, 「McKibben 型空気圧アクチュエータを用いた二次元脚ロボットの周期運動における安定性解析と実機検証」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2015), 1A1-B04, 2015 年.
11. 紀藤優治, 末岡裕一郎, 中西大輔, 杉本靖博, 石川将人, 大須賀公一, 「4 脚受動的動歩行ロボットの胴体関節の位置と剛性の影響の解析」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2015), 2P1-T07, 2015 年.
12. 紀藤優治, 末岡裕一郎, 中西大輔, 杉本靖博, 石川将人, 大須賀公一, 「3 軸変形自由度を有する積層型背骨構造ユニットの設計」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2014), 2A1-I07, 2014 年.
13. 末岡裕一郎, 西聖二, 中西大輔, 石川将人, 杉本靖博, 大須賀公一, 「超小型自律移動ロボット群 “Micro-Coronoc” の開発」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2013), 2A1-O04, 2013 年.
14. 清水克哉, 杉本靖博, 中西大輔, 大須賀公一, 坂東幹雄, 「みなし履歴と電波強度を利用した超群ロボットの位置同定法の実機検証」, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH2012), 2A2-I08, 2012 年.

付録 A 揺動励振による三次元準受動的動歩行の発現

本章では、本論文の趣旨から少し外れてしまったため本文に掲載しなかった著者の受動的動歩行に関する研究について述べる。

A.1 緒言

本章では、人間の多彩な振る舞いの中でも最も基本的な運動である「歩行」に着目した研究を行う。人間がどのように体を動かし歩行しているかというメカニズムの解明は、長らく人類の夢であり、またロボットなどの工学分野は勿論リハビリテーションや医療の分野まで幅広い分野への応用が期待される重要な課題である。そのためこの課題は様々な分野で解明が試みられ、解剖学や生物学によって人間の体の構造や筋肉単体の働きについてはかなり詳細な部分まで明らかとなっている [1, 2, 3, 4]。また運動工学における研究によって、運動時人間がどの部位の筋肉をどの程度使っているかといった分析や、それに基づいた運動メカニズムの考察なども行われている [33] が、未だその全容解明には至っていない。

一方で、工学分野においては人を模したロボット (ヒューマノイド) を作ることで歩行メカニズムを探るという構成論的なアプローチが盛んに行われている。特に近年では ZMP (ゼロモーメントポイント) [34] という力学的支点に着目した歩行メカニズムの研究が盛んであり、ASIMO を代表とする様々なヒューマノイド達がその有効性を実証している [35, 36, 37, 38]。しかし一章で述べたように、この ZMP 規範の能動的な歩行メカニズムは身体各部の駆動に高い位置精度を要求すること、高速な計算速度が必要なこと、またその駆動方式から非常に関節剛性が高いことなどから、人間の平時の歩行との違和感が存在することも事実である。筆者はこの違和感から、人間は「動かしたい様に動かして歩いている」のではなく、その身体ダイナミクスに従って「動きやすい様に動かすことで歩行している」のではないかと考えた。

身体ダイナミクスと歩行運動の関係に着目した先行研究として「受動的動歩行 (受動歩

行)」という現象がある [8]。受動的動歩行とはアクチュエータや制御器を持たない、リンクのみで構成された最小構成の脚ロボットが、緩やかな斜面を位置エネルギーと機構のダイナミクスを利用して安定に歩き下る現象のことである。この現象はまさに身体ダイナミクスを巧みに利用した歩行の一例であり、またその様子が人間のそれによく似ている [9] ことから、歩行原理を解明する上で一つの指標となるものと考えられている。さらにこの現象の中には、歩行が安定化するためのフィードバック構造が内部に組み込まれていること、非線形力学に見られる様な引き込み現象や分岐現象が発生することなども明らかにされている [10, 11, 12, 13]。これらの結果は、能動的な安定化制御を施さずとも身体ダイナミクスの方を適切に変化させてやることで自然と歩行運動が安定化することを意味しており、歩行における身体ダイナミクスの重要性を示唆するものである。

そのため受動的動歩行を出発点として、僅かなアクチュエータを追加することで斜面のみならず平地歩行を実現しようという応用研究が行われている [39, 40, 41, 42, 43]。すなわち、ロボットの身体ダイナミクスを積極的に利用し「動きやすい様に動かす」ことで歩行を実現しようという試みである。この能動歩行と受動歩行のハイブリッドのような歩行は、「準受動的動歩行 (準受動歩行)」とよばれる。先行研究においては、受動的動歩行を規範として斜面を歩いているときに足首や股関節に働くトルクに着目し、仮想重力や仮想トルクとして股関節や足首に与えることで平地歩行を実現している。あるいは、本稿後半で取り上げる空気圧人工筋肉を用いてタイミングよく足を前へ振ってやることで平地歩行を実現した先行研究も存在する。いずれも結果においても、高度な制御や大きなエネルギーを用いずとも効率的かつ安定な歩行を実現することに成功しており、歩行運動における身体ダイナミクスベースな考え方の重要性を裏付けている。

ところでこの準受動的動歩行に類する研究では脚部の動き、あるいは矢状面 (正中に沿って体を左右に等分する面、サジタル面) 上での運動に着目したことが多い。これは人間の歩行という三次元運動を、矢状面内の二次元運動に落とし込むことでリンク系による身体モデリング、およびそれを用いた解析的な議論や実機検証をしやすいするためである。また、歩行が前進するための運動であることを考えれば当然であるとも言えるだろう。しかしながら、人間が歩行中にみせる三次元的な運動の中には脚部以外にも歩行と密接に関係しているものがある。「体全体の側方への揺動運動」はそのような運動の一つである。揺動運動は通常歩行時にも見られる運動であるが、特に低速歩行時には自然と増加することが知られている [44]。揺動運動は進行方向に直交する運動であり、一見歩行とは本質的に関係のない副産物的な運動に思える。また比較的大きな運動量を持つので、エネルギー的にも運動の安定性の観点からも必要でなければ抑制したい運動である。しかし歩行時に自然と揺動しているという事実は、人間が歩行時に揺動運動を積極的に利用していることを意味し、また歩行と本質的に関係する要素である

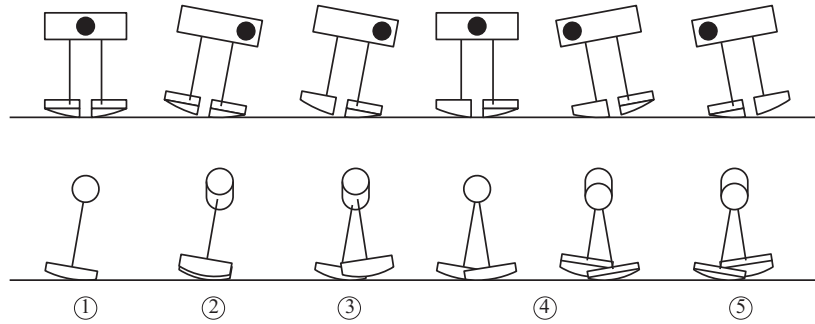


Fig. A.1: Snapshots of Quasi-Passive Dynamic Walking using rocking motion

可能性を示唆するものだと考えられる。

そこで本稿ではこの「揺動運動」に着目し、揺動を入力とする準受動的動歩行の発現に関する実験を通じて揺動運動、身体ダイナミクスおよび歩行の関係について構成論的アプローチを試みる。まず、揺動を励振する装置以外のアクチュエータを持たない準受動的動歩行機「独歩 (Doppo)」を開発し、揺動によって歩行が誘発されるかを確認する。また揺動の周期、振幅および身体ダイナミクス (脚長、前後重心位置) をパラメータとして歩行実験を行い、歩行が発現するパラメータ領域を検証する。発現された歩容として歩行速度に着目し、パラメータが与える影響について比較を行う。さらにモーションキャプチャを用いた運動解析を行い、揺動、身体構造と歩行の発現および歩容変化の関係について考察を行う。

A.2 準受動的動歩行機

本節では、揺動による準受動的動歩行の原理、および今回実験に用いる歩行機の概要について述べる。また本論文において、揺動とは機体正面平面内での機体の横揺れ運動を意味するものとする。

A.2.1 揺動による準受動的動歩行の原理

Fig. A.1 に、揺動による準受動的動歩行のイメージ図を示す。上段は機体の正面、下段は右側面からみた歩行機の動きを表している。歩行機は左右の脚とそれらをつなぐ軸、および可動おもりで構成されており、それぞれの脚は軸周りに自由に回転可能である。可動おもりとは、軸上を任意に動くことのできるおもりであり、歩行機の揺動を励振する役割を果たしている。図中では黒丸で表されている。

揺動による準受動的動歩行は以下のようなステップで行われる。

- ①. 足先重心の鉛直上よりも、軸を進行方向側へずらし、機体全体がわずかに前傾姿勢をとるようにしておく。
- ②. 可動おもりを軸上左右に移動させ、機体の揺動を励振する。この時、機体の傾きによって浮いた方の脚を遊脚、他方を支持脚とする。
- ③. 遊脚は軸まわりの振り子運動により前方へ振り出される。また、支持脚が前方へ倒れ込むことで機体全体が前進する。
- ④. 揺動によって遊脚と支持脚が入れ替わる。
- ⑤. ③ へ戻る

ここで、可動おもりの運動は機体揺動の励振にのみ寄与しており、直接的に歩行を実現するような入力ではない。しかし上記の様に、機体正面平面内での可動おもりによって励振された能動的な揺動運動によって、側面平面内での脚の受動的な振り子運動を促すことで、歩行が発現されるものと考えられる。

A.2.2 二脚準受動的動歩行機「独歩 (Doppo)」の概要

実機検証に用いる歩行機の設計概略を Fig. A.2 に、実際に製作した歩行機「独歩 (Doppo)」の概観を Fig. A.3 に示す。歩行機の全体重量は 4.8[kg](可動おもり含まず) である。足先部はケミカルウッド、軸は中空アクリルパイプでその内部に可動おもりが搭載されており、その他の部分はアルミ材で構成されている。左右の脚はベアリングを介して軸に固定されており、軸周りに自由に回転可能である。足裏形状は揺動が歩行に与える影響をより明確にするため、半径 500[mm] の球面とした。なお足部設計については、半径 500[mm] の球の一部を中央で二分しその間を 60[mm] 離れたものではなく、半径 500[mm] の球の一部を切り出しその中央部分を 60[mm] 切り落としたものである。脚は Fig. A.2 に示すように、足先重心の鉛直上から前後方向に位置を調節できるようになっている。このオフセット a によって、脚部の回転軸と足先部の重心位置のずれ、および軸部分の重心と足先部の重心位置のずれが生じ、遊脚の振り出しや支持脚の倒れ込みを実現している。また、脚長 L は 410~545, 560~750[mm] の範囲で可変である。

可動おもりの概観を Fig. A.4 に、構成図を Fig. A.5 に示す。Fig. A.5 では省略したが、Fig. A.3, Fig. A.4 で可動おもりから左右に突き出しているのは、ケーブル類を保持するための支柱である。可動おもりは、スライダにモータ、ピニオン、歯車減速機、ロータリエンコーダ、支柱、おもり(鉛)を固定したものである。それらの総質量は 0.46[kg] であり、これを可動おもりの質量とする。可動おもりは、ラックアンドピニオン機構によって駆動される。アク

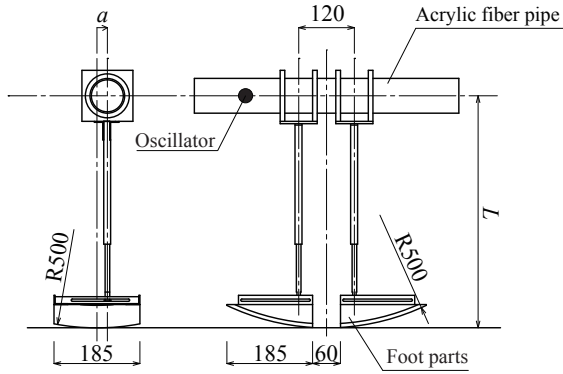


Fig. A.2: Designing of Quasi-Passive Dynamic Walking Machine

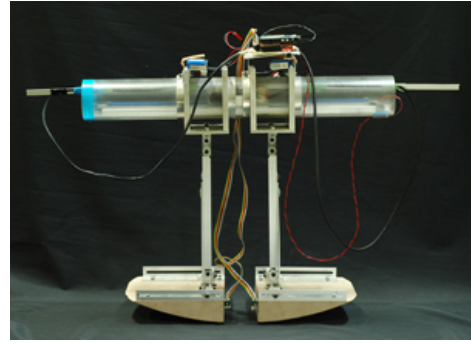


Fig. A.3: Quasi-Passive Dynamic Walking Machine

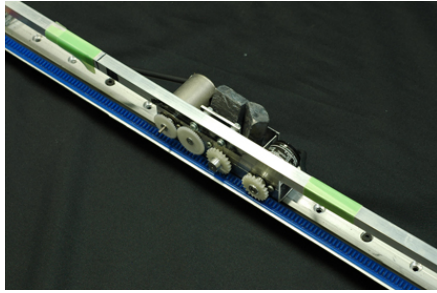


Fig. A.4: Overview of the oscillator

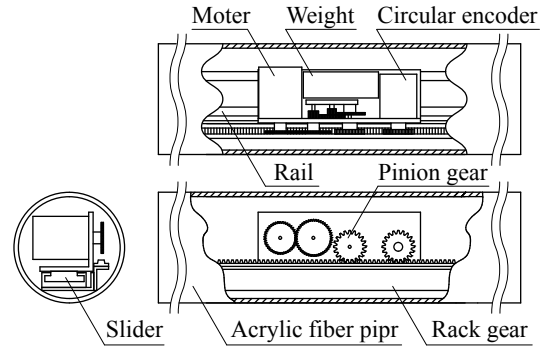


Fig. A.5: Configuration of the oscillator

リルパイプ内には、スライダレールとラックが平行に設置してあり、可動おもりのモータを駆動することでスライダ全体がスライダレールに沿って軸上を移動する。この可動おもりはマイコンによって制御されており、軸上を任意に移動させることで機体の揺動を励振する。また可動おもりの位置 d は、マイコンによる PD 制御によって十分正確に制御されているものとして式 (A.1) のように定めた。ただし、軸の中央を $d = 0$ としており、 A は振幅、 T は周期、 t は時間である。

$$d(t) = A \sin\left(\frac{2\pi}{T}t\right) \quad (\text{A.1})$$

この可動おもりによる機体揺動運動の励振が一次元の強制振動に帰着され、揺動の周期や振幅をパラメータ T , A によって制御可能であることをシュミレーションによって確認した。また、可動おもりの周期 T を機体の共振周期に一致させることで、効率よく機体揺動を励振可能であることも確認した [45]。

A.3 揺動および身体構造と歩行，歩行速度に関する実機検証

本節では揺動励振による歩行の発現に関して，製作した歩行機を用いて実機検証を行う．実験パラメータは可動おもりの周期 T と振幅 A ，さらに身体構造として脚長 L と脚取付位置のオフセット a を用いた (Fig. A.2)．また，発現された歩行の振る舞いとして歩行速度に注目し，揺動の周期や振幅，さらに脚長や脚取付位置などの身体構造が歩行速度に与える影響について比較を行う．

A.3.1 歩行の発現に関する検証

揺動による歩行の発現に関する検証について述べる．この実験ではまず，脚の前方オフセット a を $7.5[\text{mm}]$ に固定し脚長 L を変化させて実験を行い，その影響について検証した．続いて脚長 L を固定し，オフセット a を変化させて実験を行った．いずれの場合も可動おもりについては $A = 50 \sim 150[\text{mm}]$ ， $T = 0.8 \sim 2.1[\text{s}]$ とした．また実験条件は以下の通りである．ただしここで θ は機体の左右への傾き， θ_0 は実験開始時の機体の傾きである．

- 足裏が滑らないよう，歩行実験はゴムシート上で行う．
- $\theta_0 = 0^\circ$ で静止した状態から実験を行う．ただし，この状態から揺動を励振することが困難な場合は $\theta_0 = +20^\circ$ もしくは $\theta_0 = -20^\circ$ で静止した状態とする．
- 可動おもりの初期位置は $d = 0$ とする．
- 励振可能な初期姿勢に対して最大 5 回歩行実験を行い， $1[\text{m}]$ を歩き切った場合，歩行したと見なす．

脚長の変化の影響

まず揺動運動および脚長 L と歩行の関係について検証を行った結果について述べる．脚長 L は， $410, 450, 500, 600[\text{mm}]$ としそれぞれの場合について実験を行った．実験の結果の例として Fig. A.6 に， $L = 410[\text{mm}]$ ， $A = 125[\text{mm}]$ ， $T = 1.0[\text{s}]$ における歩行実験の様子を示す．可動おもりによって励振された機体の揺動によって，歩行が発現している様子が確認できる．また，パラメータの組み合わせによっては，揺動が大きくなり横転する，つまりいて転倒する，揺動が励振されずに停止するなどの結果も確認された．

Fig. A.7 に， $L = 410, 450, 500[\text{mm}]$ それぞれの脚長における実験結果の分布図を示す．図中の白いマスは初期条件 $\theta_0 = 0^\circ$ で歩行を確認したことを意味する．薄い灰色のマスは

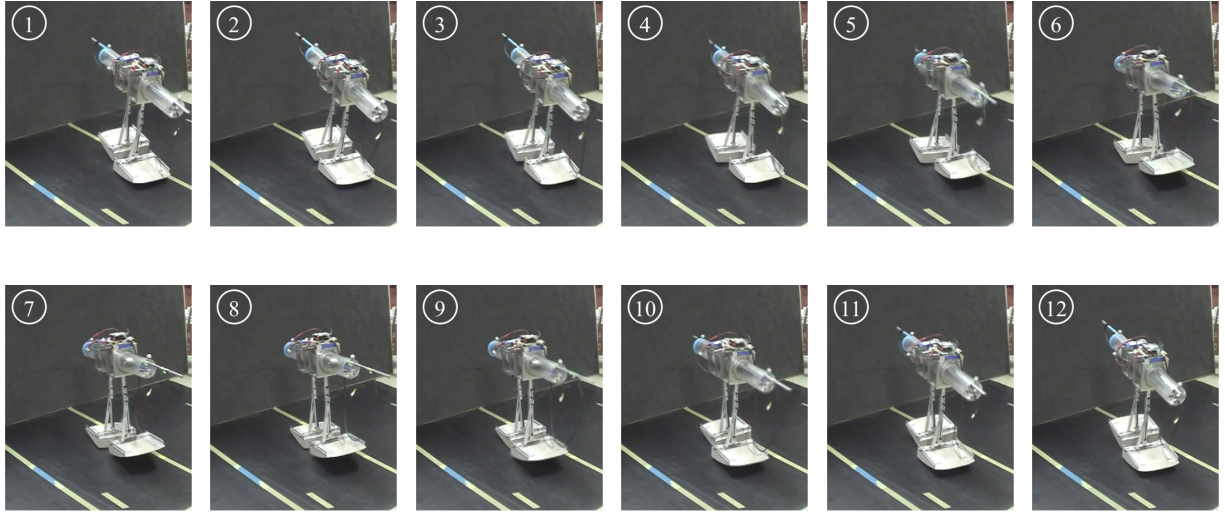
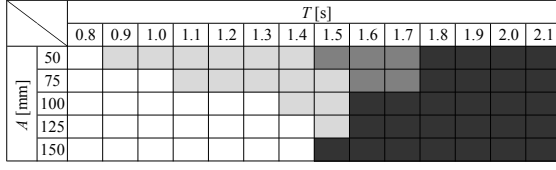


Fig. A.6: Snapshots of the walking phenomenon provoked by rocking motion ($L = 410[\text{mm}]$, $a = 7.5[\text{mm}]$, $A = 125[\text{mm}]$, $T = 1.0[\text{s}]$).

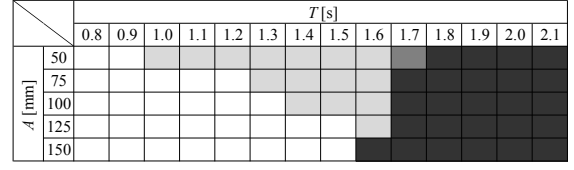
$\theta_0 = +20^\circ$, -20° のいずれの初期姿勢からでも，濃い灰色のマスは $\theta_0 = +20^\circ$ からのみ歩行を確認したことを意味する．また黒いマスは，横転，転倒，および揺動が励振されないなどの理由で歩行が確認できなかったことを意味する．この結果から， $L = 410 \sim 500[\text{mm}]$ の場合， T ， A を適切に選び，機体の揺動を励振することで歩行が発現されることを確認した．また脚長が長くなるにつれて，歩行可能な T の領域が広がる傾向が見受けられた．初期姿勢については，概ね $\theta_0 = 0$ ，もしくは $\theta_0 = \pm 20^\circ$ で歩行が確認された．しかし例外的として，その脚長における揺動運動の共振周期の解析値 T_R ^{*1} よりも大きな T の領域においては $\theta_0 = +20^\circ$ (可動おもりの初動方向と逆方向に機体が傾いた状態) でなければ励振が持続できないという傾向が見られた．この傾向は非常に興味深いものであるが，本研究においては定常状態における歩行の振る舞いに着目しているため，これに関する考察は今後の課題とする．

一方， $L = 600[\text{mm}]$ の場合では機体の前傾が大きく，歩行中の僅かなつまずきで前方へ倒れてしまうため，どのようなパラメータ A ， T の組み合わせにおいても歩行の発現は確認されなかった．

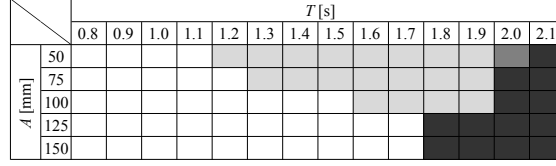
^{*1} $L = 500[\text{mm}]$ のとき $T_R = 1.963[\text{s}]$ ， $L = 450[\text{mm}]$ のとき $T_R = 1.619[\text{s}]$ ， $L = 410[\text{mm}]$ のとき $T_R = 1.389[\text{s}]$ [45]．



(a) $L = 410[\text{mm}]$

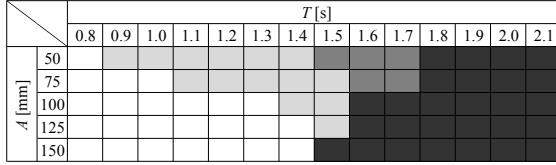


(b) $L = 450[\text{mm}]$

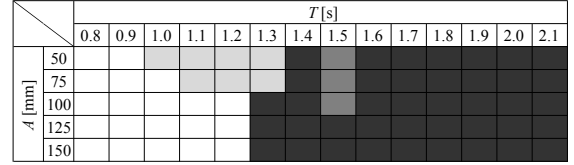


(c) $L = 500[\text{mm}]$

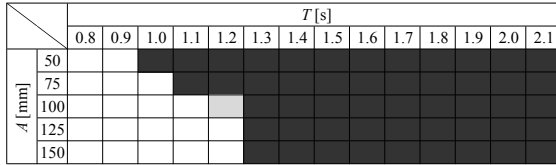
Fig. A.7: Results of walking experiment when we change A from 50 to 150[mm] by 10[mm] step, T from 0.8 to 2.1[s] by 0.1[s] step, where $L = 410, 450, 500[\text{mm}]$ and $a = 7.5[\text{mm}]$. White cell means walking was confirmed at $\theta_0 = 0^\circ$, light gray cell means walking was confirmed at $\theta_0 = \pm 20^\circ$, dark gray cell means walking was confirmed at only $\theta_0 = +20^\circ$, and black cell means walking was not confirmed because of the overtuen, trip, or stop rocking motion.



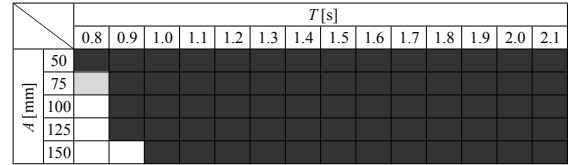
(a) $a = 7.5[\text{mm}]$



(b) $a = 10.0[\text{mm}]$



(c) $a = 12.5[\text{mm}]$



(d) $a = 17.5[\text{mm}]$

Fig. A.8: Results of walking experiment when we change A from 50 to 150[mm] by 10[mm] step, T from 0.8 to 2.1[s] by 0.1[s] step, where $L = 410[\text{mm}]$ and $a = 7.5, 10.0, 12.5, 17.5[\text{mm}]$; Changes of walkable area depending on a .

脚取付位置の変化の影響

次に、揺動運動および脚取付位置のオフセット a と歩行の関係について検証を行った結果について述べる。脚長 L は 410[mm] で固定し、 a を 2.5, 7.5, 10.0, 12.5, 17.5[mm] としそれぞれの場合について歩行実験を行った。Fig. A.8 に、 $a = 7.5, 10.0, 12.5, 17.5$ [mm] それぞれの脚オフセットにおける実験結果の分布図を示す。マスの色の意味については前項と同様である。これらの結果を比較すると、 a の値が大きくなるにつれて A が小さな領域における歩行が発現しなくなる傾向が確認できる。特に重心が極端に前方 ($a = 17.5$ [mm]) の場合には、ほぼ全てのパラメータの組合せについて歩行を確認することができなかった。これらの原因は、揺動の励振ができないことによる停止、もしくは脚切替時に揺動が停止することによる転倒であった。一方で、 $a = 10.0$ [mm](Fig. A.8(b)) においては、 $T = 1.5$ [s] において再び歩行が発現するという特異な傾向が現れていることが確認できる。ただし、この時の歩行は非常に不安定なものであった。

また、逆に重心の偏りがほとんどない ($a = 2.5$ [mm]) 場合では、いかなるパラメータの組合せについても、ほぼその場で足踏みを繰り返す、もしくは揺動周期が長い領域では励振できず停止するという結果になった。そのため今回は $a = 2.5$ [mm] において歩行は確認できなかったと判断した。

A.3.2 歩行速度に関する検証

発現された歩行の歩容として歩行速度に注目し、揺動や身体構造が歩行速度に与える影響について検証を行った。まず揺動と歩行速度の関係について、次に身体構造との関係について、実機実験による検証の結果を述べる。

実験の手順は以下の通りである。

- 前節と同様に歩行実験を行い、ロボットが 0.5[m]~1.0[m] を歩行するのに要した時間から歩行速度を算出する。
- 同様の歩行実験を 5 回行い、平均歩行速度と分散を算出する。

なお、実験結果を示す Fig. A.9~A.11 中のプロットは平均歩行速度、エラーバーは歩行速度の 95% 信頼区間である。

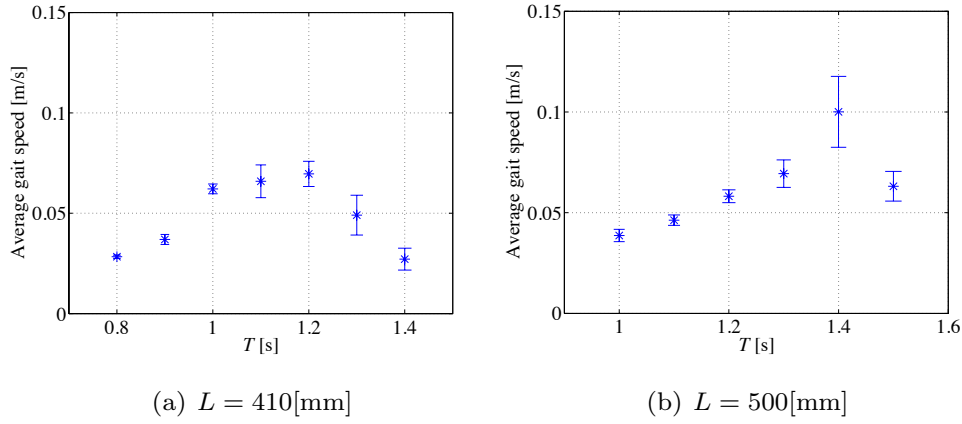


Fig. A.9: Relation between average gait speed and T ($a = 75[mm]$, $A = 125[mm]$); Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of average gait speed.

揺動と歩行速度の関係について

可動おりのパラメータ振幅 A , 周期 T が歩行速度に及ぼす影響について述べる. ここで脚長 L は $410, 500[mm]$, 脚のオフセット a は $7.5[mm]$ とした. Fig. A.9 に, $A = 125[mm]$ で固定し, T を変化させた場合の歩行速度の変化を示す. いずれの場合も T によって歩行速度が変化し, またその変化が単峰性を有することを確認した. さらに歩行速度最大となるのは $L = 410[mm]$ の場合には $T = 1.1 \sim 1.2[s]$, $L = 500[mm]$ の場合には $T = 1.4[s]$ 付近であり, 脚長が長いほど歩行速度最大となる T の値が大きくなることがわかった. また, Fig. A.10 に, $L = 410[mm]$ の場合は $T = 0.9, 1.1[s]$, $L = 500[mm]$ の場合は $T = 1.2, 1.4[s]$ において, A を変化させた場合の平均歩行速度の変化を示す. この場合では, 平均歩行速度に大きな変化は見られなかった. 以上のことから, 歩行速度は揺動の振幅との相関が小さく, 周期との相関が大きいものと考えられる.

脚取付位置と歩行速度の関係について

さらに脚オフセット a が歩行速度に与える影響について述べる. ここで脚長 L は $410[mm]$, 可動おりの振幅 A は $125[mm]$ とした. Fig. A.11 に $a = 7.5, 10.0, 12.5[mm]$ において T を変化させた場合の平均歩行速度の変化を示す. これらの結果から, 先の結果同様いずれの場合も T によって歩行速度が変化し, その変化が単峰性を有することを確認した. また a によらず, 歩行速度が最大となるのは $T = 1.1 \sim 1.2[s]$ のときであることがわかった. またこれら

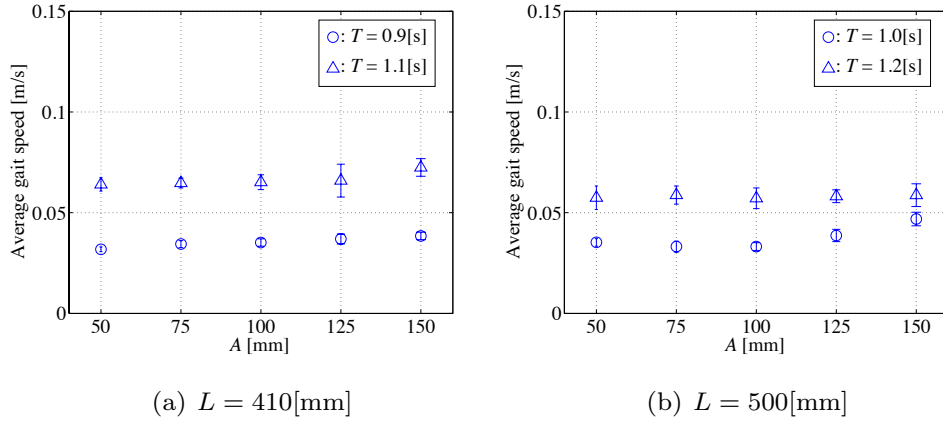


Fig. A.10: Relation between average gait speed and A ($a = 75[\text{mm}]$) ; Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of each result.

の結果の比較から、同じ T であっても a の値が大きいくほど歩行速度が上昇することが確認できる。以上の結果から、脚の前後位置 a は歩行速度と密接な関係があると考えられる。

A.4 運動解析および考察

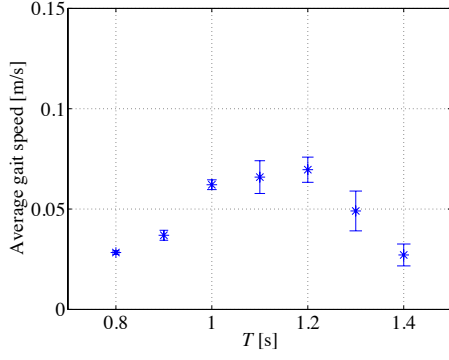
本節では、前節で歩行の発現を確認したパラメータの組み合わせについて、歩行時の機体の揺動、および脚の運動を測定し、接地タイミングの抽出を行う。そしてそれらの結果から各パラメータと歩行の発現、および歩行速度の関係について考察を行う。

A.4.1 運動解析

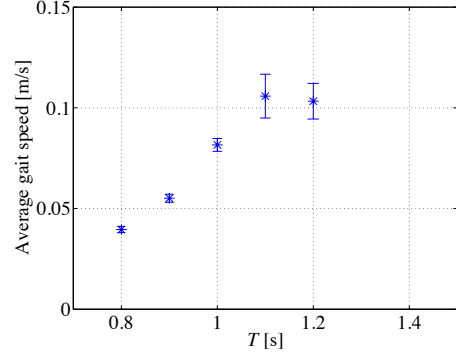
歩行中の機体運動の様子についてモーションキャプチャによる測定を行った。また、足先に取り付けた加速度センサによって脚の接地タイミング抽出を行った。ただし、機体の揺動角 θ 、脚の振り角 ψ の定義は Fig. A.12 の通りである。

揺動運動について

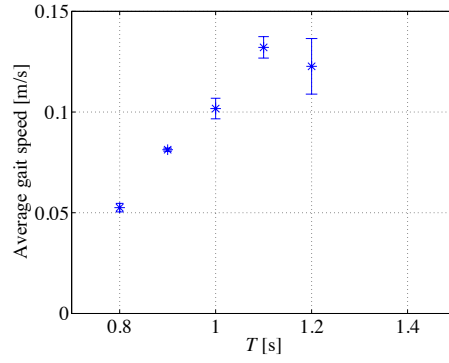
まず、Fig. A.13 に、脚長 $L = 410[\text{mm}]$ 、脚オフセット $a = 7.5[\text{mm}]$ 、可動おもりの振幅 $A = 100[\text{mm}]$ において可動おもりの周期 $T = 0.9, 1.1, 1.4[\text{s}]$ と変化させた場合の揺動 θ の計測結果を示す。それぞれ左側のグラフは揺動運動の時間変化を表している。また右側のグラフは、縦軸に揺動の周期を、横軸に周期数をとったものである。いずれの場合においても、歩行



(a) $a = 7.5$ [mm]



(b) $a = 10.0$ [mm]



(c) $a = 12.5$ [mm]

Fig. A.11: Relation between average gait speed and a ($L = 410$ [mm], $A = 125$ [mm]); Plots show the average gait speed, and error bars show 95% confidence interval of average gait speed.

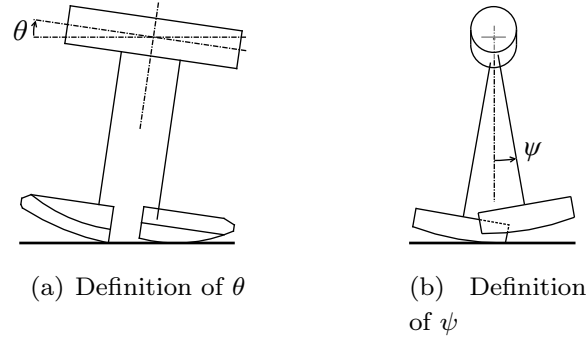


Fig. A.12: Definitions of θ and ψ ; θ is the angle between horizontal plane and the body axis. ψ is the angle between one leg and vertical plane passing through the body axis.

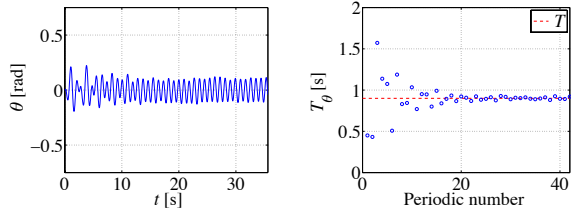
中の機体の揺動が周期 T ，振幅一定の定常状態へ収束していく様子が確認できる．また，その振幅は T がこの時の機体揺動運動の共振周期の解析値 $T_R = 1.389[\text{s}]$ (Nakanishi, et al, 2012) に近づくほどに大きくなることがわかる．さらに， A を変化させた実験において揺動の振幅が， A に比例して変化していることも確認した．

以上の結果から，歩行時の機体揺動は，周期的で安定な運動になっていることが確認できた．また，その周期や振幅を可動おもりによって調節できることを確認した．さらに，可動おもりの周期 T を機体揺動運動の共振周期に一致させることで効率的に揺動を励振可能であることがわかった．

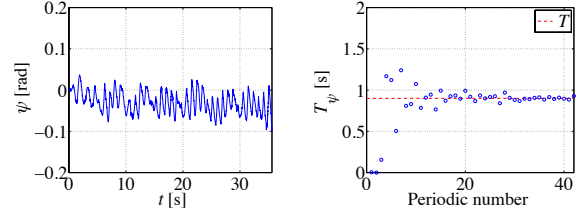
脚運動について

Fig. A.14 に，Fig. A.13 と同様のパラメータで歩行実験を行った際の $\psi[\text{rad}]$ の計測結果を示す．左側のグラフは脚運動 ψ の時間変化を表している．また右側のグラフは，縦軸に脚運動の周期を，横軸に周期数をとったものである．Fig. A.14 左のグラフより，時間の経過とともに脚の運動が一定の周期運動となる様子が確認できる．また，Fig. A.14 右のグラフより，接地のタイミングが揺動の周期 T に収束していく様子が確認できる．なお，Fig. A.14(b), 10[s] 付近において一度振幅が小さくなっているのは，定常状態となる前に一度脚がほとんど前方へ振り出されない足踏みのような状態となったためである．

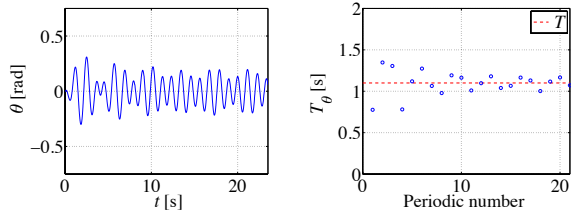
以上の結果から，脚の軸周りの運動も周期 T ，振幅一定の安定な運動となっていることがわかる．これはすなわち，安定した揺動運動を励振することで歩行が励起されることを意味しており，揺動が歩行を発現させる運動のひとつであることを示唆していると考えられる．



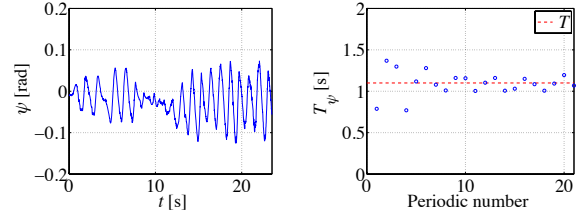
(a) $T = 0.9[s]$



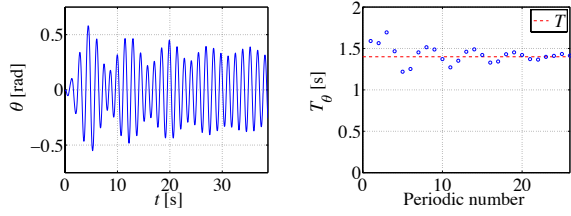
(a) $T = 0.9[s]$



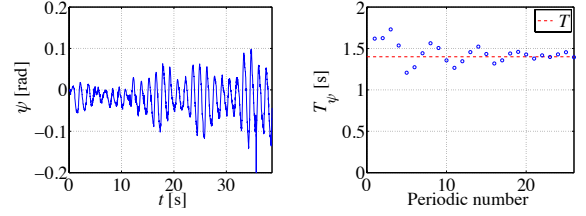
(b) $T = 1.1[s]$



(b) $T = 1.1[s]$



(c) $T = 1.4[s]$



(c) $T = 1.4[s]$

Fig. A.13: Left: The changes of θ .
Right: The relation between the period T_θ and the periodic number.

Fig. A.14: Left: The changes of ψ .
Right: The relation between the period T_ψ and the periodic number.

A.4.2 考察

ここまでの運動解析の結果、揺動と脚運動が周期 T の安定な運動となっていることがわかった。そこで本節では、これらの結果に基づいてパラメータと歩行速度、および歩行の発現について考察を行う。

歩行速度に関する考察

まず、歩行速度と揺動の周期との関係について考察を行う。周期の異なる実験における ψ の計測結果から、十分時間が経ち歩行が安定した部分を切り出したものと、その時の歩行のイメージを Fig. A.15 に示す。太実線で示した区間は脚が遊脚、細破線で示した区間は支持脚であることを意味する。このとき、脚が地面を離れた時点と接地した時点の ψ の差 $\Delta\psi$ を歩幅とする。また、それぞれの実験パラメータにおける ψ の平均および標準誤差を Fig. A.16(図中三角印) に示す。これらの結果を比較すると、歩幅は $T = 1.1[\text{s}]$ の時に最大となることがわかる。一方で $T = 0.9[\text{s}]$ の場合は脚を振り切る前に接地するため (Fig. A.15(a))、また $T = 1.4[\text{s}]$ の場合は振り切った脚が後方へ戻ってきてから接地するために (Fig. A.15(c))、 $T = 1.1[\text{s}]$ の場合に比べて歩幅は小さくなる。

以上のことから、歩行速度が最大となるのは歩幅が最も大きくなる時、つまり揺動の周期 T と遊脚の振り子としての固有周期が一致したときであると考えられる。実際、 $L = 410[\text{mm}]$, $500[\text{mm}]$ において機体矢状面における遊脚の運動を単振り子と仮定して固有周期を計算するとそれぞれ $1.24[\text{s}]$, $1.38[\text{s}]$ 程であり、歩行速度最大となる T と概ね一致する (Fig. A.9)。

さらに、重心の前後位置 a と歩行速度の関係について考察する。Fig. A.17 に、 $a = 12.5[\text{mm}]$ における実験結果から歩行が安定した部分を切り出したものを示す。同一の T における結果について Fig. A.15 と比較すると、定性的な特徴に変化はないものの $a = 12.5[\text{mm}]$ の場合の方が歩幅が大きくなっていることがわかる。また歩幅の平均を解析した結果 (Fig. A.16 丸印) から、 a によって歩幅が向上していることが確認できる。これは、 a の増大によって重心が前に移動したことによって支持脚期における脚の倒れ込みが大きくなったことが原因だと考えられる。さらに脚運動は振り子運動によって前方へ振り出されるため、支持脚機の前方の倒れ込みが大きいほど、次に支持脚となったときにより大きく脚を振り出すことが可能となる。

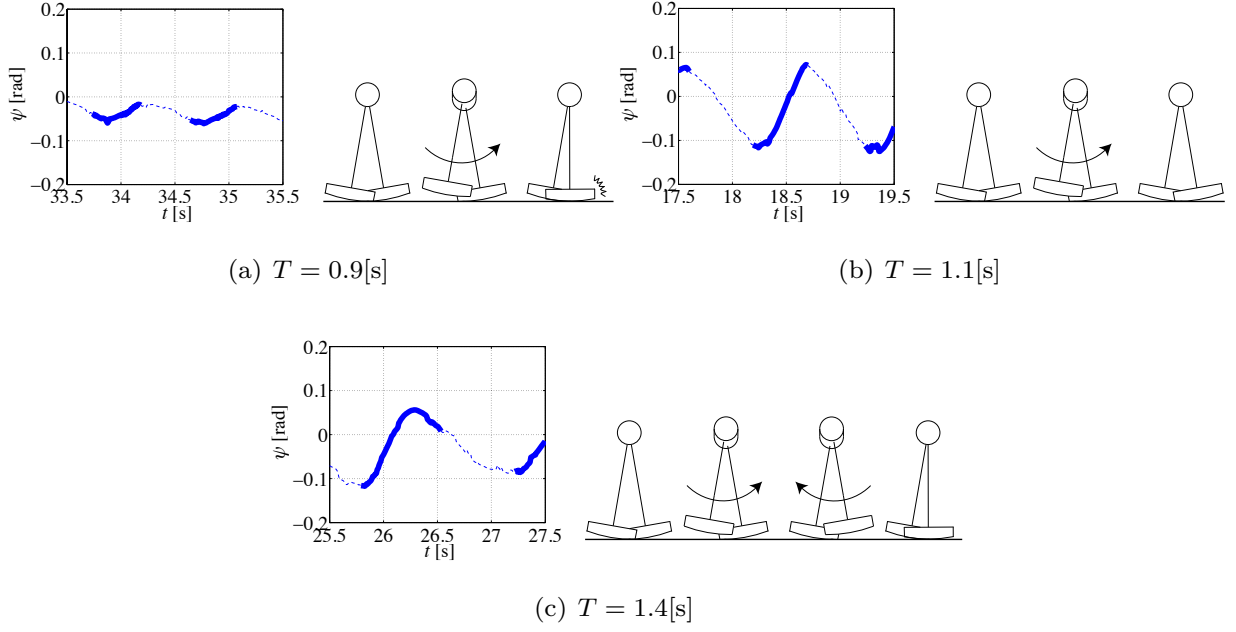


Fig. A.15: Left: Changes of swing phase and supporting phase depend on T ($L = 410$ [mm], $a = 7.5$ [mm], $A = 125$ [mm]). Right: Sequences of walking images.

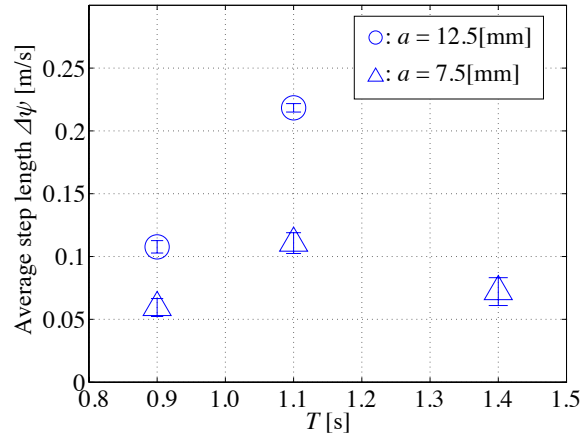


Fig. A.16: Changes of $\Delta\psi$ depend on parameters T and a ($L = 410$ [mm], $A = 125$ [mm]); Plots show the average of step length, and error bars show standard error on each result.

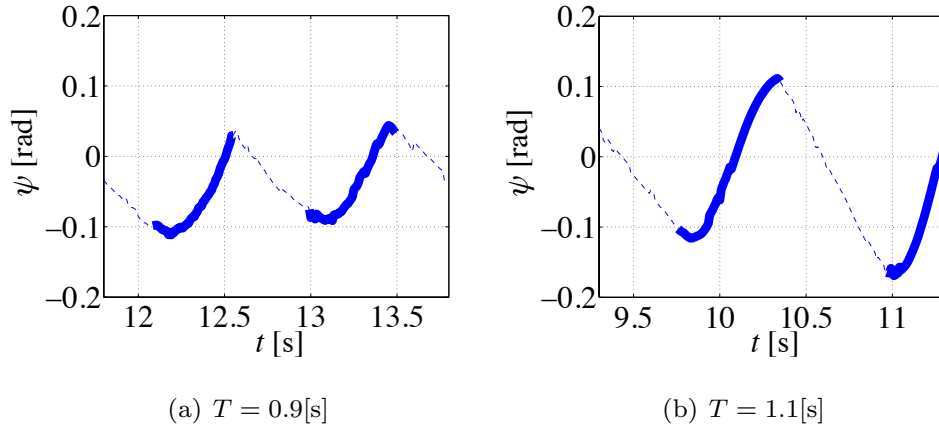


Fig. A.17: Changes of swing phase and supporting phase depend on a ($L = 410[\text{mm}]$, $a = 12.5[\text{mm}]$, $A = 125[\text{mm}]$).

歩行の発現および歩行分布の推移に関する考察

まず揺動周期 T との関係について考察を行う。Fig. A.7 に示した実験結果の分布図より、 T が大きくなるほど歩行が発現しにくくなることがわかる。また、各脚長における分布図を比較すると、脚長が長くなるにつれて、 T が大きな領域でも歩行の発現が確認できるようになる傾向があることがわかる。これに関して、 T が遊脚の運動周期よりも大きい場合の脚の運動に着目すると、Fig. A.15 で示したように、脚は前方に振り切られたのち後方へ戻ってきてから接地する。このとき遊脚は速度を持つため、接地した瞬間に機体を前方へ蹴りだすように力が働き、また歩行機は足裏が球面であるために支持脚と地面との接触点まわりにねじれが生じる。このねじれは機体全体がヨー方向に旋回させ、安定した歩行を妨げる。またさらに T が大きくなると、遊脚接地時に両足が揃った状態となる。この状態で脚交換が起こると、支持脚が前方へ倒れ込み過ぎてしまい転倒が生じる。

以上の考察から、歩行が発現可能な T は遊脚の固有周期の近傍であり、それよりも大きい揺動周期においては歩行が不安定となりついには歩行できなくなるものと考えられる。また、遊脚運動は振り子運動であることから、その周期は脚長が伸びるほど長くなる。脚長が長いほど T が大きい領域でも歩行の発現が確認できたのはこれが原因と考えられる。

次に重心の前後位置 a との関係について考察を行う。前章の実験の結果、 a が大きくなると可動おりの振幅 A が小さい領域や周期 T が大きな領域で揺動の励振がしにくくなり、歩行が発現しなくなることがわかった (Fig. A.8)。これについて、ロボットの構造の観点から考察を行う。Fig. A.18 に、支持脚と遊脚が切り替わる瞬間のイメージ図を示す。左側は正

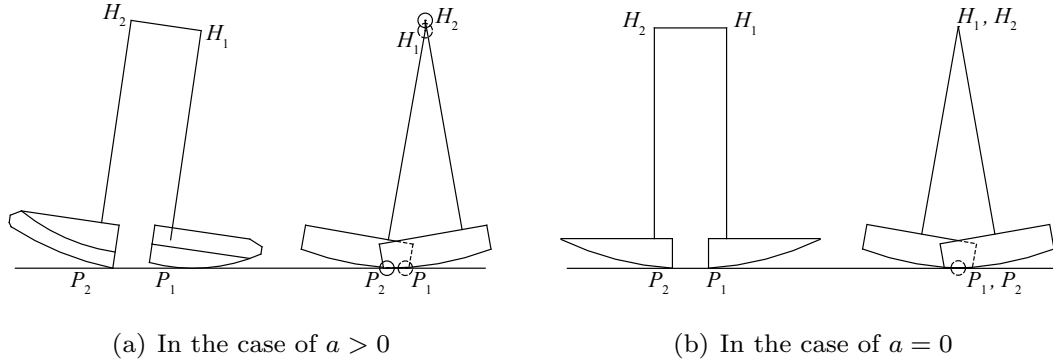


Fig. A.18: Schematic explanation of leg-switching point: In the case of leg-offset $a = 0$, $H_1 - H_2$ and $H_1 - H_2$ are same length. On the other hand, in the case of $a > 0$, $H_2 - P_2$ is longer than $H_1 - P_1$.

面から見た図，右側は側面から見た図である．ここで，支持脚足裏の接地点を P_1 ，支持脚の回転中心を H_1 とする．同様に遊脚足裏の接地点を P_2 ，遊脚の回転中心を H_2 とする． $a > 0$ の場合， $P_1 - H_1$ に対して $P_2 - H_2$ の方が長くなり，脚交換の瞬間支持脚の付け根 H_1 よりも遊脚の付け根 H_2 の方が高くなる (Fig. A.18(a))．この高低差により揺動を励振するエネルギーが脚交換の瞬間に奪われる．その結果 A が小さい領域や T の大きい領域，つまり励振する力の弱い領域では安定した揺動を持続することができず，停止あるいは転倒という結果が生じたものと考えられる．さらに，この高低差は， a が大きいほど大きくなる．実験結果の分布 (Fig. A.8) において， a が大きい場合ほど歩行が発現する領域，延いては安定した揺動が確認された領域が減少した原因はこの高低差の大きさであると考えられる．また，高低差は左右脚の開きが大きいほど大きくなる． $a = 10.0[\text{mm}]$ (Fig. A.8(b)) において $T = 1.4[\text{s}]$ で一度歩行が確認できなくなったにも関わらず， $T = 1.5[\text{s}]$ で不安定ながらも再び歩行が発現したのは，脚の振り戻しによって両足が揃うことで高低差が小さくなり，励振がしやすくなったためだと考えられる．

一方で， $a = 0$ であるならば，脚が切り替わる瞬間， $P_1 - H_1$ の長さと $P_2 - H_2$ の長さは等しくなる (Fig. A.18(b))．この場合，脚切替時に発生するエネルギー損失は最小で，最も揺動を励振しやすい状態と考えられる．ただし今回実験に用いた歩行ロボットは，脚の付け根を前方へ動かすことで重心位置と脚としての構造両方を調節する仕様となっているため， $a = 0$ の状態では脚の振り出しを行うことができず歩行が発現しない．実際， $a = 2.5[\text{mm}]$ における実験においては，足踏みあるいは揺動停止という結果しか確認されなかった．今後，脚の前後位置と重心位置を独立に調整できるよう機構を拡張することで， $a = 0$ の場合も含め，重心位置と脚取付位置との関係についても考察を行う予定である．

まとめ

ここまでの考察で、歩行は揺動の周期 T が遊脚固有周期の近傍の場合に発現すること、また歩行速度および歩幅は T およびの影響を受けて変化することを確認した。よって、歩行速度は揺動周期 T 、重心前後位置 a 、脚長 L の組合せによって決定することになる。

ここで同一の脚長 L 、可動おもり振幅 A 、可動おもり周期 T における歩行、すなわち機体に対するおもりの相對運動を同一にした場合の歩行の比較について考える（ただし、おもりを駆動するための力は機体の運動に依存するため、励振に要するエネルギーは厳密には同じではないことに注意する）。Fig. A.11 より同一の A 、 T においては重心前後位置 a が大きい方が歩行速度は大きいことがわかる。これは重心位置という身体ダイナミクスを変化させることによって歩行の効率を向上させることが可能であることを示している。ただし、 a が大きくなると歩行速度が上昇する一方で、歩行可能な A 、 T の領域が小さくなる (Fig. A.8)。これは、 a が小さい方が歩行中の A 、 T の変化に対してロバストであることを意味している。また逆に歩行速度を落とそうと思った場合、 T を小さくするよりも a を小さくする方が効率的である。

また、同一の歩行速度を実現する脚長 L 、重心前後位置 a 、可動おもり周期 T の組合せについて考えると (1): $a = 7.5[\text{mm}]$ 、 $T = 1.1[\text{s}]$ の組合わせにおける歩行速度 (Fig. A.11(a)) と、(2): $a = 12.5[\text{mm}]$ 、 $T = 0.9[\text{s}]$ におけるそれ (Fig. A.11(c)) がほぼ同じであることがわかる。さらにその分散に注目すると、(1) に比べて (2) の分散は非常に小さく、安定した歩行であることが確認できる。このことから、同じ歩行速度でも安定した歩行を目的とするならば a が大きく T の小さい組合せが適していると言える。一方で、(2) に比べて (1) は T が大きいことから励振に要するエネルギーは少ない。よって、省エネルギーな“ゆったりとした”歩行を目的とするのであれば、逆に T が大きく a の小さい組合せが適していると言える。

以上のように、歩容は様々なパラメータが作用しあって決定することがわかった。人間はこれらのパラメータを歩行の目的に合わせて適切に組み合わせ、様々な歩容を生成しているものと考えられる。今後は歩行時のエネルギーを測定、解析することで、パラメータが歩行効率に与える影響について定量的な評価を行う予定である。

A.5 結言

本章では人間のしなやかな歩行のメカニズム解明の鍵として、身体ダイナミクスが作り出す自然な動きに着目した。また人間が特に低速歩行時に見せる揺動運動に着目し、揺動運動は歩行運動の副産物ではなく、むしろ歩行を誘発する働きをしているのではないかと考えた。この仮説に対して、脚部を駆動するアクチュエータを持たない受動的動歩行機の揺動を励振するこ

とで平地歩行が発現するかという実機実験を通じてその妥当性を検証した。また発現された歩行について運動解析を行うことで、揺動運動および身体ダイナミクスと歩行の発現、歩容の変化の関係について考察を行った。

その結果、揺動によって安定な歩行が発現すること、歩行が発現するのは揺動の周期が遊脚固有周期近傍の場合であることを確認した。また揺動の周期 T と重心の前後位置 a によって歩幅、歩行速度が変化することを確認した。さらにパラメータの組合せによって、定性的ながらロバスト性、安定性、エネルギー効率などを変化させることができることを示した。

以上の結果から、揺動は歩行を誘発する運動であるという仮説は妥当なのであると考えられる。また歩行を誘発するような揺動運動のパラメータは脚長や前後重心位置といった脚部のダイナミクスと密接な関係があり、さらにそれらの相互関係によって歩容が決定付けられることがわかった。