

ハードウェアによる受容細胞モデルの開発と
歩行ロボットへの実装に関する研究

令和 6年 1月

日本大学大学院理工学研究科博士後期課程

精密機械工学専攻

森 下 克 幸

目次

第1章 序論	1
1-1 研究背景	1
1-2 動物の神経細胞	2
1-3 動物の運動	4
1-4 神経系の工学的模倣とロボットへの搭載	5
1-5 本論文の目的	6
1-6 本論文の構成	7
第2章 パルス形ハードウェアニューロンモデル	9
2-1 概説	9
2-2 細胞体モデル	10
2-3 シナプスモデル	14
第3章 パルス形ハードウェアニューロンモデルを実装した歩行ロボット ...	18
3-1 概説	18
3-2 昆虫型マイクロロボット	19
3-2-1 昆虫型マイクロロボットの機体	19
3-2-2 昆虫型マイクロロボット駆動用の CPG モデル	20
3-2-3 CPG モデルを実装した IC チップ	22
3-3 自発的に歩容生成する四足歩行ロボット	25
3-3-1 概説	25
3-3-2 四足歩行ロボットの機体	25
3-3-3 ニューロモルフィック回路	28
3-3-4 歩行実験	31
第4章 受容細胞モデル	33
4-1 概説	33
4-2 受容細胞モデルの回路	33
4-3 受容細胞モデルの動作原理	35
4-4 シミュレーション結果	36
4-5 実装した受容細胞モデルの測定	39
4-6 センサを搭載した受容細胞モデル	42
4-6-1 圧力センサを搭載した受容細胞モデル	42
4-6-2 光センサを搭載した受容細胞モデル	44

第 5 章 受容細胞モデルの集積回路化とマイクロロボット用 CPG モデルへの搭載	45
5-1 概説	45
5-2 集積回路化した受容細胞モデルの回路構成	45
5-3 集積回路化した受容細胞モデルのシミュレーション結果	46
5-4 受容細胞モデル IC の測定結果	49
5-5 CdS セルを搭載した受容細胞モデル IC	52
5-6 PV セルを搭載した受容細胞モデル IC	53
5-7 光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデル	56
第 6 章 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路	60
6-1 概要	60
6-2 回路構成	60
6-3 シミュレーション結果	62
6-4 実装した受容細胞モデルの測定結果	65
6-5 歩行実験	70
第 7 章 筋骨格を模倣するラット型ロボット駆動用の CPG モデルの開発	74
7-1 概説	74
7-3 ラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデル	82
7-3-1 回路構成	82
7-3-2 シミュレーション結果	85
7-4 感覚フィードバックを模倣したラット型ロボット用 CPG モデル	87
7-4-1 回路構成	87
7-4-2 シミュレーション結果	89
第 8 章 結論	91
謝辞	92
参考文献	93

第 1 章 序論

1-1 研究背景

近年、ロボット産業の市場は年々拡大している。ロボットによる社会変革推進会議の資料によると、世界の産業用ロボット推定年間販売台数は 2013 年から 2017 年の 5 年間で 2 倍以上に増加しており、今後も増加すると予想される[1]。ロボット市場の拡大により、一定の作業を行う産業用ロボット以外に、運搬や警備、検査などの人の業務を代行する自律移動ロボットの開発が注目されている。日本政府も自律移動ロボットに注目しており、内閣府の施策であるムーンショット型研究開発制度の目標の 1 つに「自ら学習・行動し人と共生する AI ロボット」を挙げている[2]。また、経済産業省のアーキテクチャ政策では人手不足や災害激甚化等の社会課題の解決や新産業の発展を実現する為、人や物の移動に関するニーズに応じて、自動運転車やドローン、サービスロボット等の自律移動ロボットが行き交い、人や物の流れが最適化する仕組みの構築に取り組んでいる[3]。既に人の業務を代替する自律移動ロボットの研究や開発が行われており、パナソニック株式会社は病院内で運搬業務を代行する自律型ロボットの「HOSPI」を開発し、医療スタッフの負担の軽減に繋げている[4]。医療分野の他にも、農業など様々な分野での自律型ロボットの活躍が期待されている[5]。

自律型移動ロボットは、ドローンや車輪型ロボットなど様々な種類のロボットが開発されている。自律型移動ロボットの 1 つに、自律型歩行ロボットがある。自律型歩行ロボットは車輪型ロボットが苦手とする不整地でのスムーズな移動が可能であり、運搬や検査用のロボットとして活躍が期待されている。自律型歩行ロボットの例に、Boston Dynamics 社が開発した「Spot」がある。Spot はプログラムベースの制御を用いた四足歩行ロボットで障害物を認識して回避し、転んでも立ち上がり作業に復帰することが可能であり、工場の検査などの自動化に貢献している[6][7]。

プログラムベースの制御を用いて Spot などの優れた自律型歩行ロボットの研究や開発が行われているが、未だ動物の自律行動より優れたロボットは開発されていない。プログラムベースの制御とは異なるアプローチで高性能な自律型歩行ロボットを開発する研究の 1 つに、動物の神経系のメカニズムを模倣したシステムを開発し、歩行ロボットへ搭載する研究がある。動物の神経系は現在の自律型歩行ロボットのシステムより低い消費エネルギーでありながら、周囲の環境や状況の変化に応じた自律行動を生成する。動物の神経系のメカニズムを模倣したシステムを開発することで、動物のような自律行動が可能な歩行ロボットの開発に繋がると期待できる。

1-2 動物の神経細胞

動物の自律行動は神経系の活動によって実現される。神経系は神経細胞とグリア細胞により構成され、神経細胞は神経系内の情報の伝達、グリア細胞は神経細胞の支持などを行う。また、神経細胞同士はシナプスと呼ばれる部位により情報伝達を行う[8]。

神経細胞は神経系において極めて重要な役割を果たしており、運動ニューロン、感覚ニューロン、介在ニューロンなど高度に分化した様々な神経細胞が存在し、それぞれ異なる神経回路の形成や情報伝達を行う。神経細胞は入力シグナル、トリガーシグナル、伝達シグナル、出力シグナルの機能を持ち、それぞれ樹状突起、細胞体、軸索、軸索終末で行われる(図 1.2.1)[9]。樹状突起は神経細胞の情報伝達の入力部で、他の神経細胞から放出された神経伝達物質の影響により膜内外のイオン濃度が変化し受容器電位と呼ばれる局所シグナルが発生する。発生した受容器電位の活動は軸索初節に伝達し加算される。軸索初節は活動電位を発生させる閾値が神経細胞の中で最も低く、加算された入力シグナルの総和が閾値を超えると神経細胞は活動電位を発生する。活動電位は閾値を超えた場合は全て同じシグナルとして生成される。発生した活動電位は軸索により減衰なく軸索終末へ伝達される。活動電位が軸索終末に到達すると神経伝達物質の放出が刺激され、出力シグナルとして放出される。

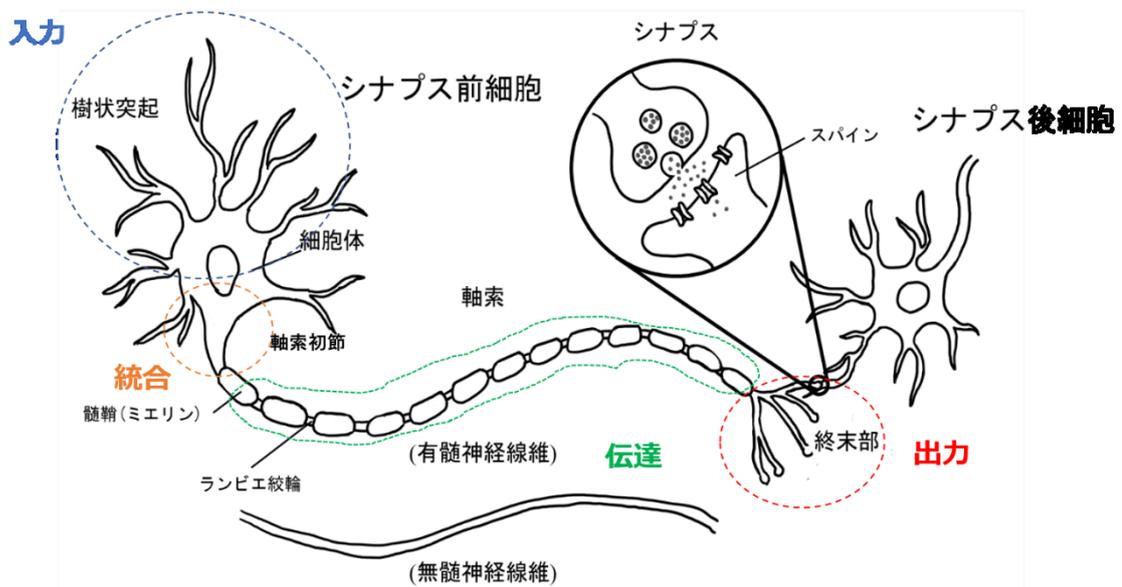


図 1.2.1 神経細胞

出力シグナルはシナプスにより他の神経細胞へと伝達される。シナプスは電気シナプスと化学シナプスの 2 種類が存在する。電気シナプスはシナプス前細胞で発生した活動電位がシナプス後細胞の脱分極を発生されることでシグナルを伝達する。電気シナプスは非常に短い遅延で情報を伝達する。化学シナプスは神経伝達物質の物質によりシグナルを伝達するシナプスで、以下の過程で情報を伝達する。

- (1) シナプス前細胞が神経伝達物質を放出
- (2) 神経伝達物質がシナプス後細胞の受容体に結合
- (3) イオンチャネルが開口もしくは閉口

化学シナプスは複数の段階を必要とする為、電気シナプスと比較してシナプス遅延が大きい。可変的なシグナル伝達が可能であり、化学シナプスはシナプス後細胞の活動電位の発生を促す興奮性シナプスの他に、シナプス後細胞の活動電位の発生を抑制する抑制性シナプスが存在する。さらにシナプスの持続時間も多様であり、またシグナルの増幅も可能である為、複雑なパターンの生成が可能である[9]。

1-3 動物の運動

歩行や飛行、遊泳などの動物の律動的な運動は、身体を律動的かつ交替的に動かすことで生成される。歩行運動などの律動的な運動の生成は比較的低次の神経回路で自動的に制御されることが知られている。歩行などの律動的な運動パターンを生成する神経回路の 1 つに中枢パターン生成器(Central Pattern Generator : CPG)がある。CPG は中枢神経系内に存在し、末梢受容器からの感覚入力なしで律動的な運動パターンを生成する[9]。CPG が生成する律動的な運動は構成する神経細胞やシナプスの性質、神経細胞同士の結合の様式に依存し、異なる運動ニューロンを複雑な時間パターンで活性化させることで運動パターンを生成する。異なる運動ニューロンの活動はいくつかのメカニズムで制御される。律動的な運動はいくつかの活動フェーズに分けることができ、互いに異なる活動フェーズの神経細胞は抑制性シナプスで相互抑制していることが多い。

歩行などの律動的な運動は CPG により生成されるが、動物は律動的な運動を生成するだけでなく外部環境の変化に伴い最適なパターンへと自己組織化する性質を持つ。例えば、馬や猫などの四足歩行動物は移動速度や外部環境に応じて歩容を切り替え、効率的に移動することが知られている[10-12]。外部環境への適応は脊髄内の神経回路のみでは困難であり、高次の神経回路のシナプスの可塑性が重要な役割を果たすと考えられている[13][14]。

また、高次の神経系の他にも感覚性のフィードバックにより CPG が修飾されることが知られており[15]、生理学実験により CPG などの神経回路と感覚入力の相互作用により歩行などの運動が生成されている[16-20]。

1-4 神経系の工学的模倣とロボットへの搭載

動物の神経系は神経細胞の数だけでも、ハツカネズミで約 7100 万個[21]、人に至っては脳だけで約 860 億個[22]である為、神経系を全て模倣することは困難である。CPG など解明されている神経回路のメカニズムや構造を模倣することで動物の自律行動の一部を模倣しロボットに搭載する研究がある。Auke Jan Ijspeert らはヤツメウナギの運動神経系のメカニズムをソフトウェアモデルで模倣し、サンショウウオ型のロボットの制御に応用した[23-25]。福岡 泰宏と木村 浩らは四足の歩行ロボットの「鉄犬」を開発し、CPG を参考にしたアルゴリズムにより歩行運動の生成や制御、さらにセンサフィードバックを組み込むことで不整地などの外界に適応した運動パターンを生成する[26][27]。また小池 康晴らが開発したアリ型の 6 脚ロボットは、生物の脳に着想を得た CPG と局在パターン生成器(LPG)の 2 階層のネットワークにより歩行動作を生成する[28]。

動物の神経系を模倣する研究は数多く行われているが、多くの研究で形式ニューロンモデルを用いたデジタル制御システムが使用される。形式ニューロンモデルは簡単な数式で表現可能な為、神経細胞を模倣する研究で広く使用される[29]。しかし、形式ニューロンモデルは神経細胞の活動を簡略化したモデルである為、神経細胞とは異なるメカニズムで情報伝達を行う。

1-5 本論文の目的

著者が所属する研究室ではパルス形ハードウェアニューロンモデル(Pulse-Type Hardware Neuron Model : P-HNM)について研究している。P-HNM は神経細胞のようにスパイクを用いて情報伝達するスパイクニューロンモデルの 1 つで、神経細胞の活動をアナログ電子回路で模倣したモデルである。著者が所属する研究室では、これまでに P-HNM を用いて動物の運動神経系、特に CPG などを模倣した神経回路モデルを開発し、歩行ロボットの歩行制御システムに使用した。しかし、これまでに開発した歩行ロボットシステムはセンシングを行う為に、マイクロコントローラなどの制御が必要であり、生体のセンシングとは異なるメカニズムの制御システムを使用していた。動物のような自律行動を模倣する為には、感覚神経回路を模倣したセンシングシステムを開発する必要がある。著者は感覚神経回路の機能を模倣するセンシングシステムを開発する為に、光や音などの刺激をスパイクに変換する神経細胞である受容細胞に着目し、受容細胞の機能を模倣する P-HNM を開発した。

本研究の目的は受容細胞の機能を模倣する受容細胞モデルの開発と、受容細胞モデルを歩行ロボットのセンシングシステムへの応用である。

1-6 本論文の構成

図 1.6.1 に本論文のフローチャートを示す。第 1 章では研究背景について説明し、第 2 章で P-HNM について、第 3 章では P-HNM を搭載したロボットについて説明する。第 4 章以降が著者の研究成果であり、第 4 章では受容細胞の機能を模倣した受容細胞モデルの原理と特性について説明する。第 5 章では、第 4 章で説明した受容細胞モデルの集積回路化と、集積回路化した受容細胞モデルを用いたマイクロロボット用の CPG モデルについて説明する。第 6 章では第 3 章で説明した自発的に歩容生成する四足歩行ロボットへの受容細胞モデルの搭載について説明する。第 7 章ではより動物の神経系の制御に近い制御を実現する為に、ラット筋骨格を模倣したラット型ロボットとラット型ロボットを駆動する為の CPG モデルの設計、さらに CPG モデルへの受容細胞モデルの搭載について説明する。最後に、第 8 章では、本研究の得られた結果を基に結論を述べる。

本論文の各章の内容について以下にまとめる。

第 1 章 序論

研究背景、動物の神経細胞、動物の運動、動物の神経系を模倣する先行研究について説明し、本研究の目的と構成について説明する。

第 2 章 パルス形ハードウェアニューロンモデル

第 3 章以降で説明する CPG モデルなどの構成要素である、細胞体モデルとシナプスモデルについて説明する。

第 3 章 パルス形ハードウェアニューロンモデルを実装した歩行ロボット

第 2 章で説明した P-HNM を用いて開発した CPG モデルと CPG モデルを搭載したマイクロロボット、およびニューロモルフィック回路とニューロモルフィック回路を搭載した自発的に歩容生成する四足歩行ロボットについて説明する。

第 4 章 受容細胞モデル

センサへの入力により発振特性が変化する受容細胞モデルの原理と、シミュレーション結果および実装したディスクリット回路の測定結果より得られた、受容細胞モデルの発振特性について説明する。

第 5 章 受容細胞モデルの集積回路化とマイクロロボット用 CPG モデルへの実装

第 4 章で説明した受容細胞モデルを集積回路化し、シミュレーション結果と

実装した IC チップ測定結果より得られた、集積回路化した受容細胞モデルの発振特性について説明する。さらに、集積回路化した受容細胞モデルのマイクロロボット用 CPG モデルへの搭載について説明する。

第 6 章 受容細胞モデルー体型ニューロモルフィック回路の開発およびロボットへの実装

第 2 章で説明したニューロモルフィック回路に受容細胞モデルを搭載した、受容細胞モデルー体型ニューロモルフィック回路と、シミュレーション結果と実装回路の測定結果より得られた回路特性について説明する。また、受容細胞モデルー体型ニューロモルフィックを搭載した四足歩行ロボットの歩行実験の結果について説明する。

第 7 章 筋骨格を模倣するラット型ロボット駆動用の CPG モデルの開発

マイクロコントローラの制御を必要としないラットの筋骨格を模倣するラット型ロボットと、ラット型ロボットの脚部を制御する CPG モデルについて説明する。さらに、生体の神経回路の機能を参考に設計した、足裏の圧力により脚の駆動周期が変化する CPG モデルについて説明する。

第 8 章 結論

本研究で得られた成果をまとめ、結論を述べる。

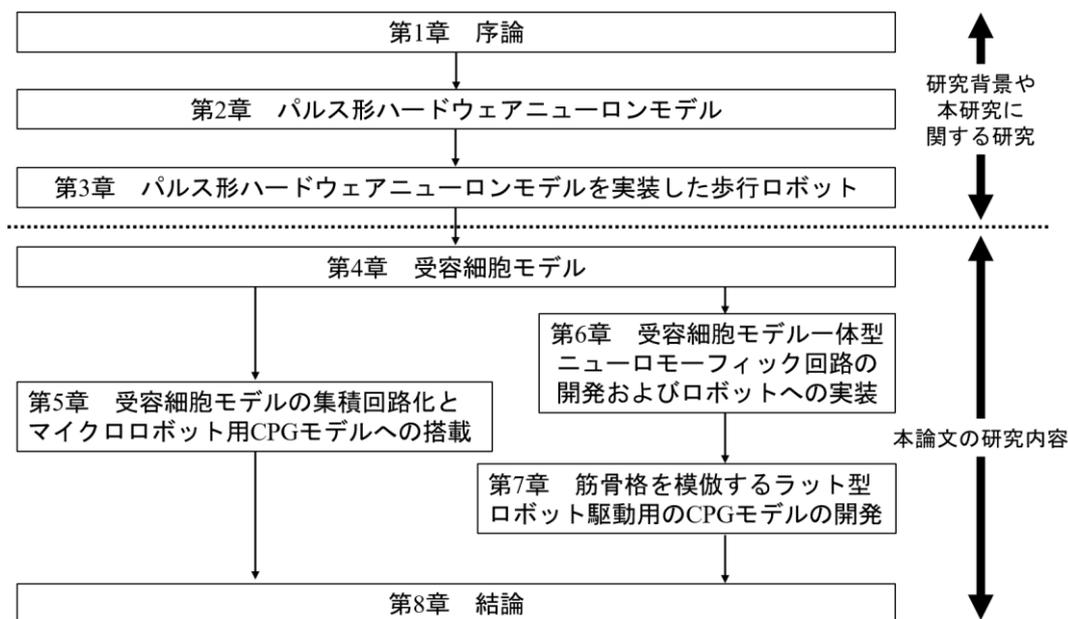


図 1.6.1 本論文のフローチャート

第2章 パルス形ハードウェアニューロンモデル

2-1 概説

神経細胞の活動の解析や工学的な応用の為、神経細胞をモデル化したニューロンモデルが開発されている。ニューロンモデルは形式ニューロンモデルやスパイクニューロンモデルに分類される。形式ニューロンモデルは神経細胞の活動を単純化したモデルで、入力と結合荷重の積の合計が閾値より小さい場合は0を、大きい場合は1を出力する[29]。また、近年ではシグモイド関数を用いたモデルも使用される[30]。形式ニューロンモデルは単純な数式表現可能なモデルである為、神経細胞を模倣する研究に広く使用されている。しかし、形式ニューロンモデルは神経細胞の活動を抽象化したモデルである為、神経細胞のスパイクのタイミングや頻度による情報伝達は模倣していない。

スパイクニューロンモデルは神経細胞のスパイクを模倣したパルス波形により情報伝達するニューロンモデルで、スパイクの有無により0と1を表現する情報伝達や、生体の神経細胞のようなパルス波形のタイミングや頻度による情報伝達が可能である。スパイクニューロンモデルは数理モデルとハードウェアモデルがある。数理モデルは神経細胞の活動を数式で表現したモデルで、ヤリイカの軸索の活動を数式で表現した世界で初めてのニューロンモデルである Hodgkin-Huxley モデルが存在する[31]。ハードウェアモデルは神経細胞の活動を電子回路で動作により表現したモデルで、トンネルダイオードを用いたニューロンモデルである南雲モデルなどが存在する[32]。スパイクニューロンモデルは数式モデルと比較して実装や構成の変更は容易ではないが、物理現象により神経細胞の活動を模倣する為、高速な処理が必要な自律型歩行ロボットへの搭載に適している。

著者が研究しているパルス形ハードウェアニューロンモデル(P-HNM)は関根好文らが開発したスパイクニューロンモデルで、シンプルな回路構成で神経細胞の不応期や閾値などの発火特性を模倣するアナログ電子回路モデルである[33][34]。本章では P-HNM の細胞体モデルおよびシナプスモデルについて説明する。

2-2 細胞体モデル

図 2.2.1 に細胞体モデルの回路図を示す。細胞体モデルは神経細胞の閾値や不応期などの機能を模倣したアナログ電子回路モデルであり、神経細胞のスパイクを模倣するパルス波形を生成する。細胞体モデルは電圧 V_{CA} を変更することで正の電流が入力された場合のみ発振する他励振モードと、正の電流を入力しない場合でも発振する自励振モードを切り替えることが可能である。

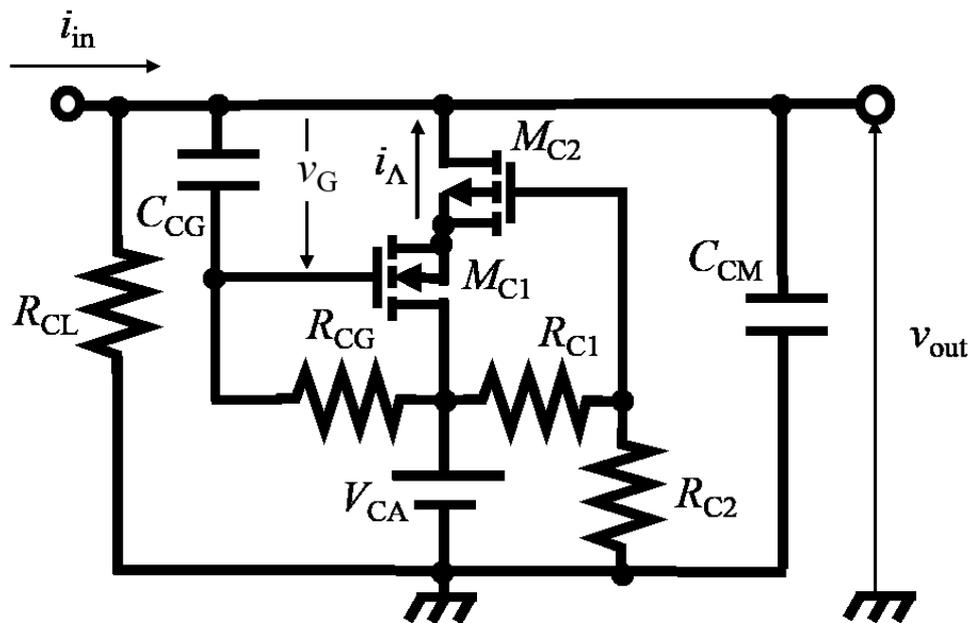


図 2.2.1 細胞体モデルの回路図

細胞体モデルの電圧 v_G 、 v_{out} の連立微分方程式を以下に示す。

$$\begin{cases} C_{CM} \frac{dv_{out}(t)}{dt} = I_{in} - \frac{v_{out}(t)}{R_{CL}} - \frac{v_{out}(t) + v_G(t) - V_{CA}}{R_{CG}} + i_{\Lambda}(v_{out}(t), v_G(t)) & (1) \\ C_{CG} \frac{dv_G(t)}{dt} = \frac{v_{out}(t) + v_G(t) - V_{CA}}{R_{CG}} & (2) \end{cases}$$

v_G はコンデンサ C_{CG} の両端電圧、 v_{out} はコンデンサ C_{CM} の両端電圧である。電流 I_{in} は外部からの入力電流である。電流 i_{Λ} は MOSFET M_{C1} と M_{C2} で構成する Λ 型負性抵抗回路に流れる電流である。 v_G 、 v_{out} は上記の連立微分方程式に従い振動する。式(1)より、 v_{out} の変化は i_{Λ} に依存する。図 2.2.2 に v_G 、 v_{out} に対する i_{Λ} の変化を示す。同図は $V_A = 3.5 \text{ V}$ 、 M_1 に SSM3K17FU、 M_2 に BSH203 を使用した場合のシミュレーション結果である。 i_{Λ} は v_{out} に対して Λ の形に変化し、またコンデンサ C_{CG} の両端電圧である v_G が大きくなるほど i_{Λ} は大きくなる。 Λ 型負性抵抗回路の負性抵抗領域により v_G と v_{out} は振動し、細胞体モデルはパルス波形を出力する。

以下に細胞体モデルの発振の流れを示す。細胞体モデル内では、まず C_{CG} に電荷が溜まり v_G が大きくなる。 v_G が大きくなることで i_{Λ} が R_{CL} を通って放電する電流より大きくなる為、 C_{CM} に電荷が溜まり v_{out} が大きくなる。 v_{out} が大きくなると V_{CA} との電位差が小さくなることで i_{Λ} が小さくなる。 i_{Λ} より R_{CL} を通って放電する電流の方が大きくなると C_{CM} に溜まっている電荷が放電することで v_{out} が小さくなる。上記のサイクルを繰り返すことで、細胞体モデルはパルス波形を出力する。

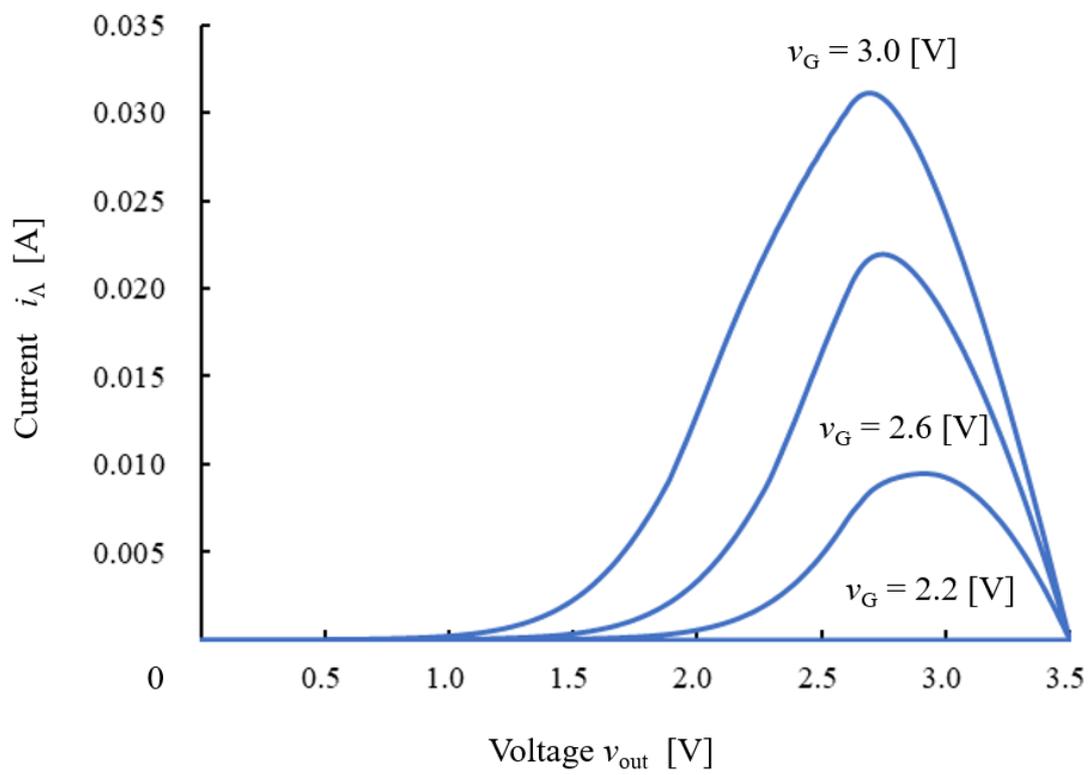


図 2.2.2 電圧 v_G 、 v_{out} に対する電流 i_{Λ} の変化特性

また、細胞体モデルは前述した回路の他に集積回路に実装する為の回路が存在する。図 2.2.3 に集積回路化した細胞体モデルの回路図を示す。同図の細胞体モデルは集積回路に実装する為に抵抗器 R_{CG} と R_{CL} を MOSFET の M_{CG} と M_{CL} に変更した回路である。

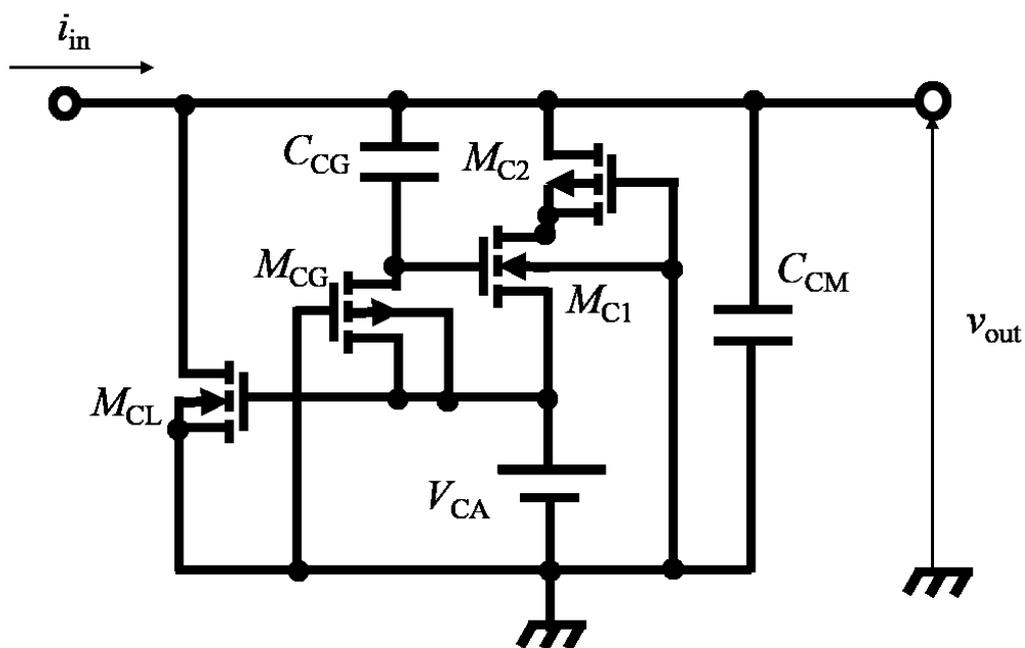


図 2.2.3 集積回路化した細胞体モデル

2-3 シナプスモデル

シナプスモデルは神経細胞同士の情報伝達を行うシナプスの機能を模倣したアナログ電子回路モデルである。シナプスモデルは細胞体モデル同士を接続し、入力側の細胞体モデルの発振に応じて出力側の細胞体モデルの発振を促進または抑制する機能を持つ。シナプスモデルは興奮性シナプスモデルと抑制性シナプスモデルの2種類がある。

図 2.3.1 に興奮性シナプスモデルの回路図を示す。図 2.3.1 (a)は荷重電圧がないモデルで、図 2.3.1 (b)は荷重電圧を調整可能なモデルである。興奮性シナプスモデルは入力側の細胞体モデルの発振によって、出力側の細胞体モデルの発振を促進する機能を持つ。荷重電圧を調整可能な興奮性シナプスモデルは荷重電圧 v_{EW} を変化することで出力電流の大きさが変化する。

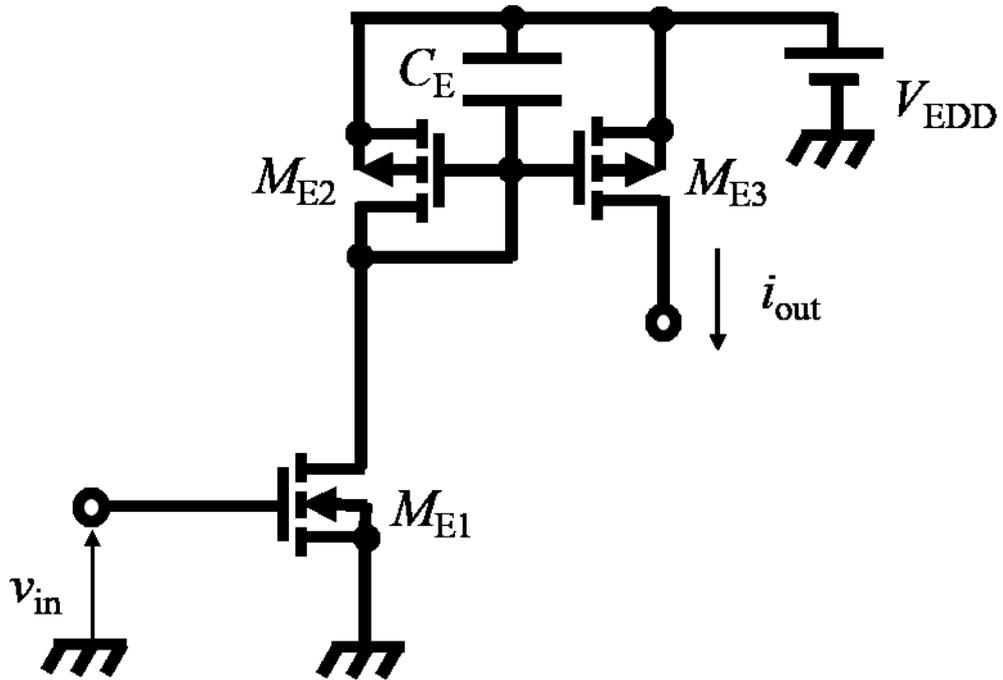


図 2.3.1 (a) 興奮性シナプスモデル

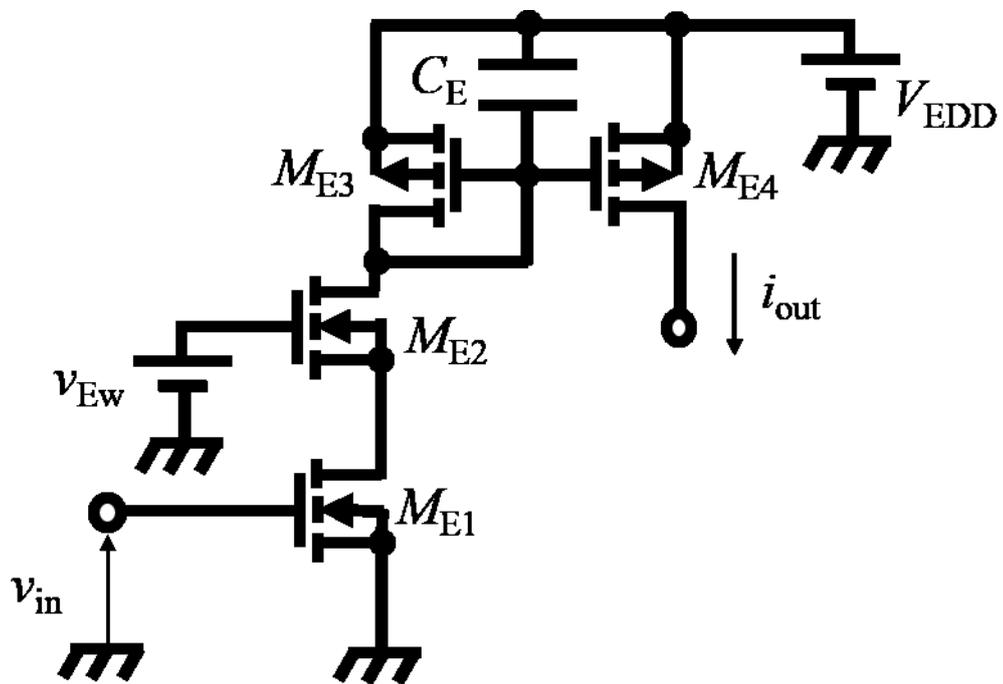


図 2.3.1 (b) 荷重電圧を調整可能な興奮性シナプスモデル

図 2.3.2 に抑制性シナプスモデルの回路図を示す。図 2.3.2 (a)は荷重電圧がないモデルで、図 2.3.2 (b)は荷重電圧を調整可能なモデルである。抑制性シナプスモデルは入力側の細胞体モデルの発振により、出力側の細胞体モデルの発振を抑制する機能を持つ。荷重電圧を調整可能な抑制性シナプスモデルは、興奮性シナプスと同様に荷重電圧 v_{lw} を変化することで出力電流の大きさが変化する。

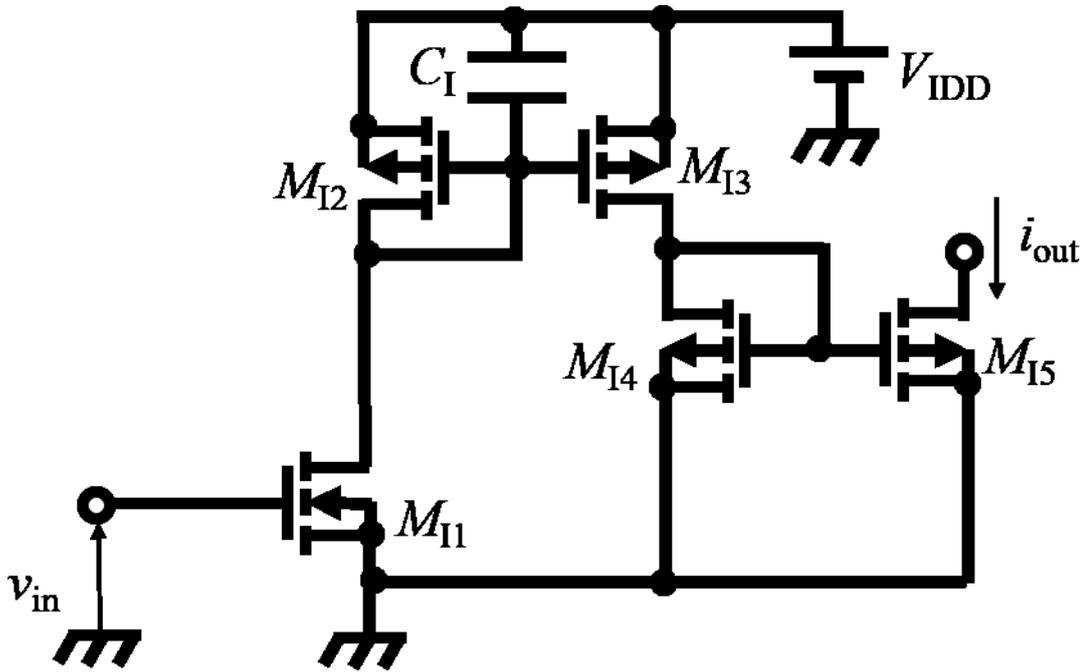


図 2.3.2 (a) 抑制性シナプスモデル

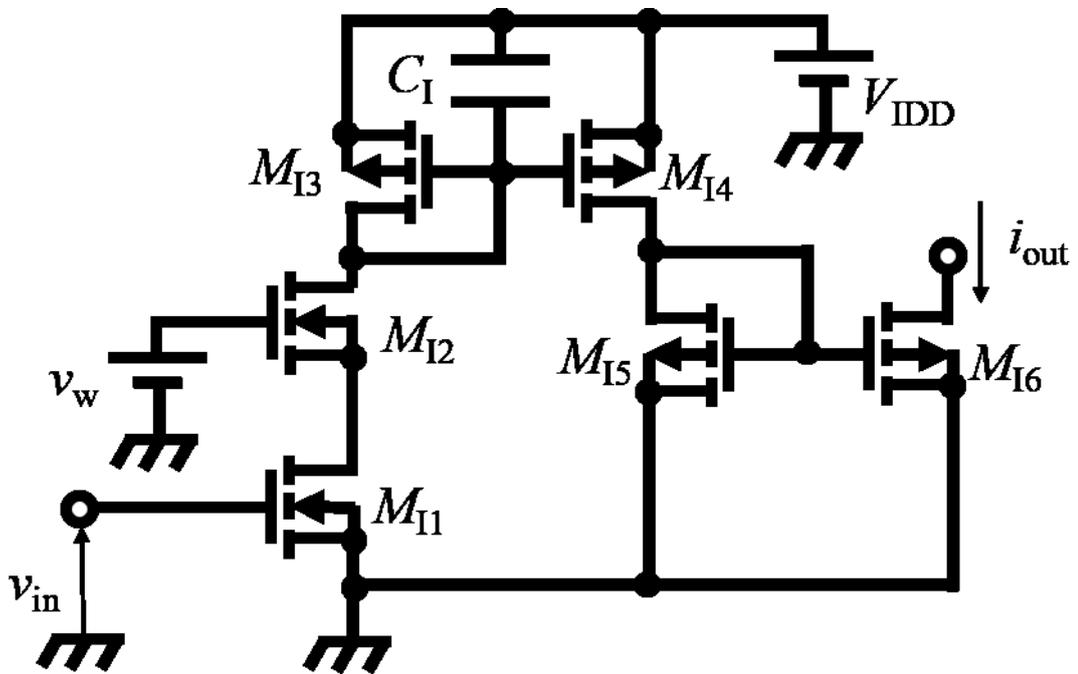


図 2.3.2 (b) 荷重電圧を調整可能な抑制性シナプスモデル

第3章 パルス形ハードウェアニューロンモデルを実装した

歩行ロボット

3-1 概説

動物の歩行運動は CPG や、反射神経回路によって生成される。したがって、CPG や反射神経回路などの歩行運動の生成に関わる神経回路のメカニズムや構造を模倣することで、動物のように柔軟な歩行運動が可能なロボットの開発に繋がると期待される。著者らは第2章で説明した P-HNM を用いて CPG や反射神経回路を模倣したアナログ電子回路モデルを開発し、歩行ロボットに搭載する研究を行っている。本章ではこれまでに開発した CPG モデルを搭載した昆虫型マイクロロボットおよび、自発的に歩容生成する四足歩行ロボットについて説明する。

3-2 昆虫型マイクロロボット

3-2-1 昆虫型マイクロロボットの機体

図 3.2.1 に著者らが開発している昆虫型マイクロロボットを示す。昆虫型マイクロロボットは縦：9.0mm、横：4.6mm、高さ：6.4mm の小型の 6 脚ロボットである。マイクロロボットの各パーツは MEMS 技術を用いてシリコンを加工し作製した。マイクロロボットは各脚に形状記憶合金(Shape Memory Alloy : SMA) アクチュエータを 1 つ搭載し、SMA アクチュエータが収縮と伸長を行うことで脚部が駆動する。マイクロロボットは上面に CPG モデルを実装した IC チップを搭載している。CPG モデルは P-HNM によって構成され、出力ポートは各脚部の SMA アクチュエータに対応している。CPG モデルがマイクロロボットの歩行に必要な歩行パターン波形を生成し脚部が駆動することで、マイクロロボットは歩行する[35][36]。

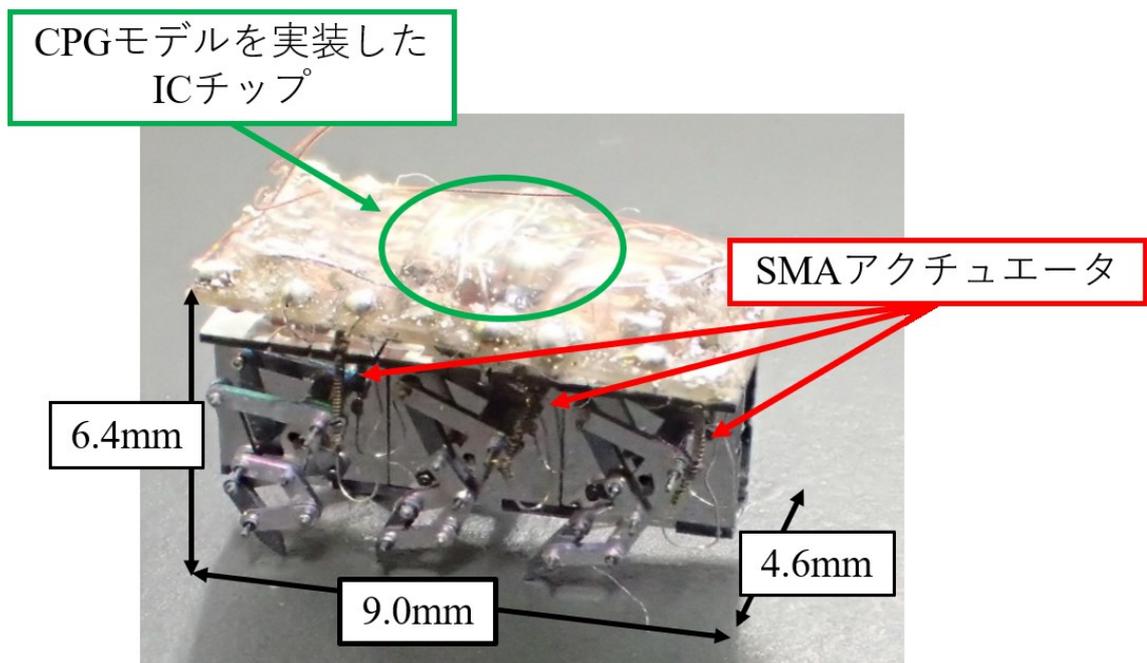


図 3.2.1 昆虫型マイクロロボット

3-2-2 昆虫型マイクロロボット駆動用の CPG モデル

図 3.2.2 にマイクロロボット駆動用の CPG モデルの概略図を示す。CPG モデルは 6 つの細胞体モデルと細胞体モデル同士を接続するシナプスモデルで構成される。細胞体モデルの出力ポートはマイクロロボットの脚部と対応しており、細胞体モデルが発振することで対応する SMA アクチュエータに電流が流れ収縮する。CPG モデルの C_{L3} から C_{L1} および、 C_{R3} から C_{R1} は興奮抑制性シナプスモデルで接続した。興奮抑制シナプスモデルはシナプスの荷重電圧 v_w を変化することで、興奮性の出力と抑制性の出力の切り替えが可能なシナプスモデルである(図 3.2.3)。CPG モデルは興奮抑制シナプスモデルの出力が興奮性の場合には「トライポッド歩容」の歩行パターンを、出力が抑制性の場合には「ウェーブ歩容」の歩容パターンを生成する。

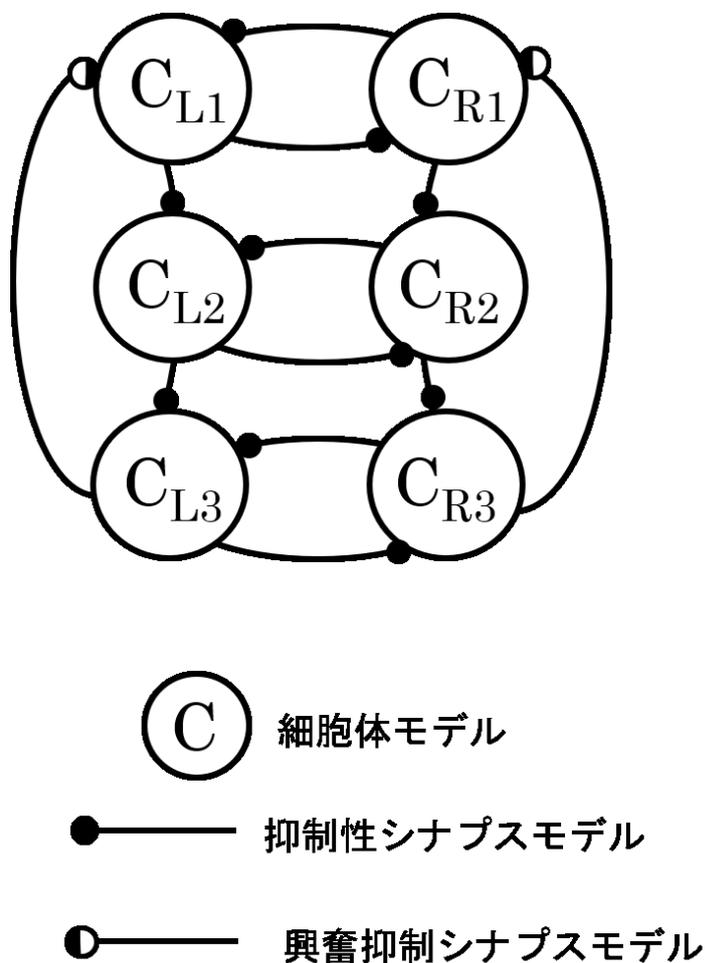


図 3.2.2 マイクロロボット駆動用の CPG モデル

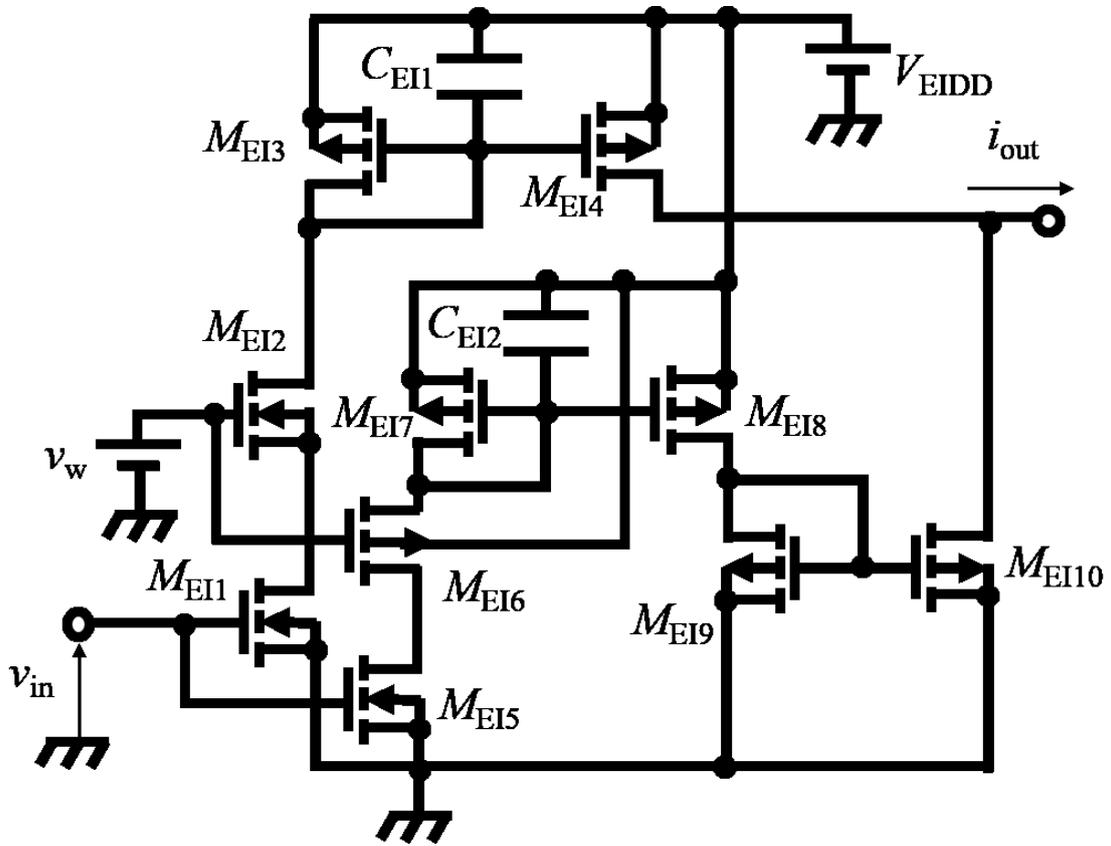


図 3.2.3 興奮抑制シナプスモデル

3-2-3 CPG モデルを実装した IC チップ

図 3.2.4 に昆虫型マイクロロボット駆動用の CPG モデルを実装した IC チップを示す。CPG モデルを実装した IC チップの大きさは $2.4\text{ mm} \times 2.4\text{ mm}$ である。IC チップは 6 つの細胞体モデル、10 の抑制性シナプスモデル、2 つの興奮抑制シナプスモデルを実装した。抑制シナプスモデルは結合強度が変更できないモデルを使用した。

CPG モデルの回路定数は、細胞体モデル： $M_{C1} = W/L = 3.0\ \mu\text{m} / 10\ \mu\text{m}$ 、 $M_{C2} = 1.2\ \mu\text{m} / 10\ \mu\text{m}$ 、 $M_{C3} = 10\ \mu\text{m} / 1.2\ \mu\text{m}$ 、 $M_{C4} = 10\ \mu\text{m} / 1.2\ \mu\text{m}$ 、 $C_{CG} = 4.7\ \mu\text{F}$ 、 $C_{CM} = 2.2\ \mu\text{F}$ 、 $V_{CA} = 3.0\ \text{V}$ 。抑制性シナプスモデル： $M_{I1} = M_{I2} = M_{I3} = M_{I4} = M_{I5} = 10\ \mu\text{m} / 10\ \mu\text{m}$ 、 $C_I = 1.0\ \text{pF}$ 、 $V_{IDD} = 3.0\ \text{V}$ 。興奮抑制シナプスモデル： $M_{EI1} = M_{EI2} = M_{EI8} = W/L = 10\ \mu\text{m} / 40\ \mu\text{m}$ 、 $M_{EI3} = M_{EI5} = M_{EI6} = M_{EI7} = M_{EI9} = M_{EI10} = 10\ \mu\text{m} / 10\ \mu\text{m}$ 、 $M_{EI4} = 10\ \mu\text{m} / 70\ \mu\text{m}$ 、 $C_{EI1} = 1.0\ \text{pF}$ 、 $C_{EI2} = 1.0\ \text{pF}$ 、 $V_{EIDD} = 3.0\ \text{V}$ である。細胞体モデルのコンデンサ C_{CG} 、 C_{CM} は容量が大きく IC チップ内に実装できない為、外接する構成にした。また、興奮抑制シナプスモデルの荷重電圧 v_w に端子を設けており、外部から v_w の制御が可能である。

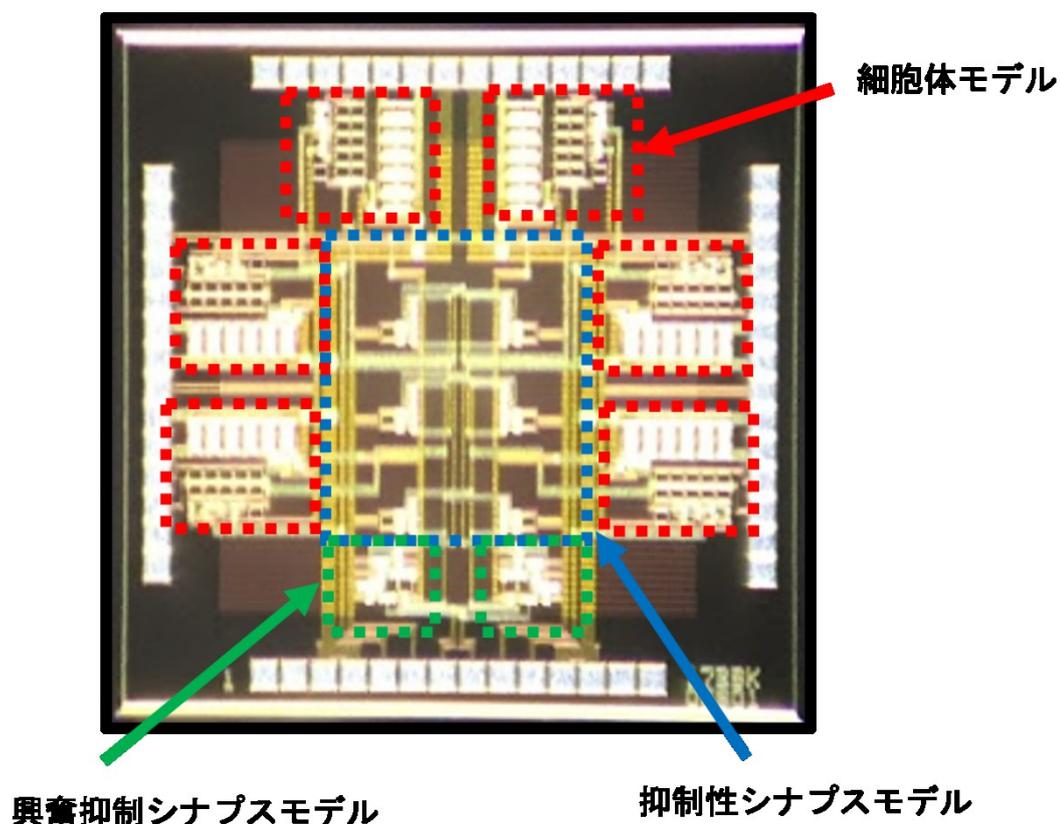
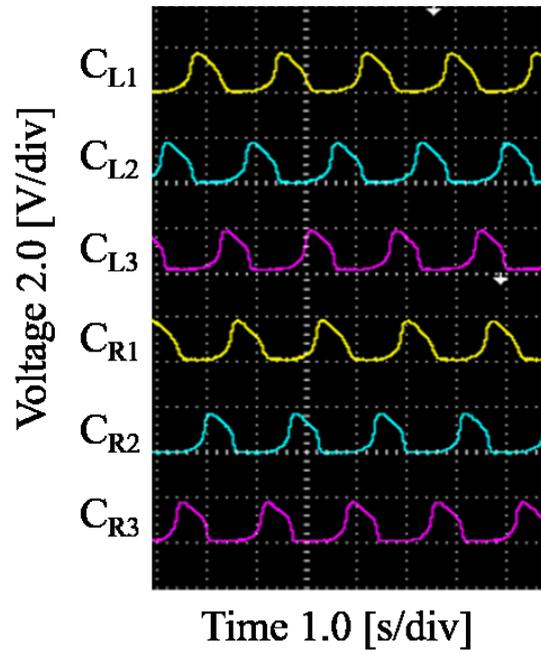
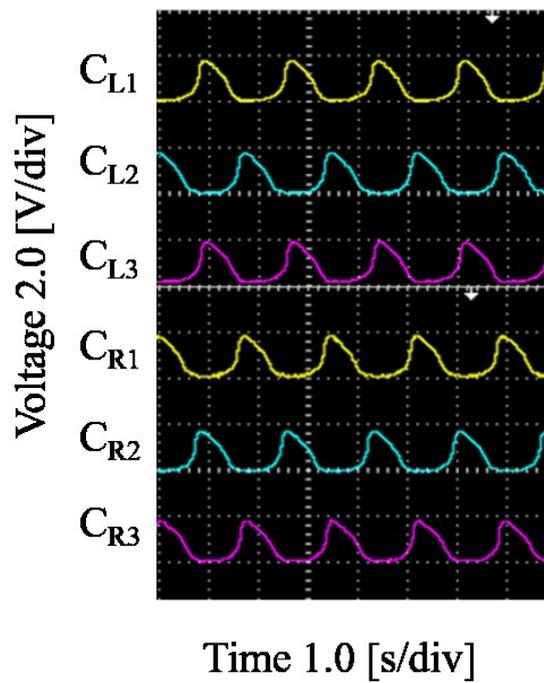


図 3.2.4 マイクロロボット駆動用の CPG モデルを実装した IC チップ

昆虫型マイクロロボットの駆動用の CPG モデルを実装した IC チップに異なる v_w での出力パルス波形を測定した。図 3.2.5 に CPG モデルを実装した IC チップの出力パルス波形の例を示す。図 3.2.5 (a)は v_w が $-3.0V$ の場合の出力パルス波形、図 3.2.5 (b)は v_w が $3.0V$ の場合の出力パルス波形である。 v_w が $-3.0V$ の場合、CPG モデルを実装した IC チップは「ウェーブ歩容」の歩容パターン波形を生成することを確認した。 v_w が $3.0V$ の場合、CPG モデルを実装した IC チップは「トライポッド歩容」の歩容パターン波形を生成することを確認した。したがって、 v_w を変化することで、CPG モデルを実装した IC チップが生成する歩容パターン波形を変更できることを確認した[37]。



(b) $v_w = -3.0 \text{ V}$



(b) $v_w = 3.0 \text{ V}$

図 3.2.5 マイクロロボット用 CPG モデル IC の出力パルス波形

3-3 自発的に歩容生成する四足歩行ロボット

3-3-1 概説

四足歩行動物は移動速度や外部環境に応じて歩容を変更する[10-12]。生物の歩容生成のメカニズムは大部分が未解明である為、工学的に歩容生成のメカニズムを推測する研究が存在する。大阪大学の受容関節を持つ四足歩行機械の実験では、斜面に置くことで四足歩行機械が動物に見られる歩容を生成し、さらに関節の種類や斜面の角度を変更することで異なる歩容を生成した[38-41]。また、東北大学の数学的振動系により各脚部を制御する四足歩行ロボットの実験では、四足歩行ロボットは各脚先の圧力により各脚を加減速することで、自発的に四足歩行動物に見られる歩容を生成した[42-45]。2つの研究の結果より、動物の歩行の生成は脊椎や脳の神経系に加えて、反射神経回路や体の構造に関連していることを示唆している。

著者らは P-HNM を用いて反射神経回路を模倣し、四足歩行動物の歩容を自発的に生成する四足歩行ロボットを開発した。

3-3-2 四足歩行ロボットの機体

図 3.3.1 に自発的に歩容を生成する四足歩行ロボットの機体を示す。四足歩行ロボットは 4 つの脚部モジュールを PLA 製のパーツとアルミ製のパーツで接続し構成した。脚部モジュールはサーボモータ、圧力センサで構成され、マイクロコントローラ、および P-HNM で構成したニューロモルフィック回路によって独立して制御する。

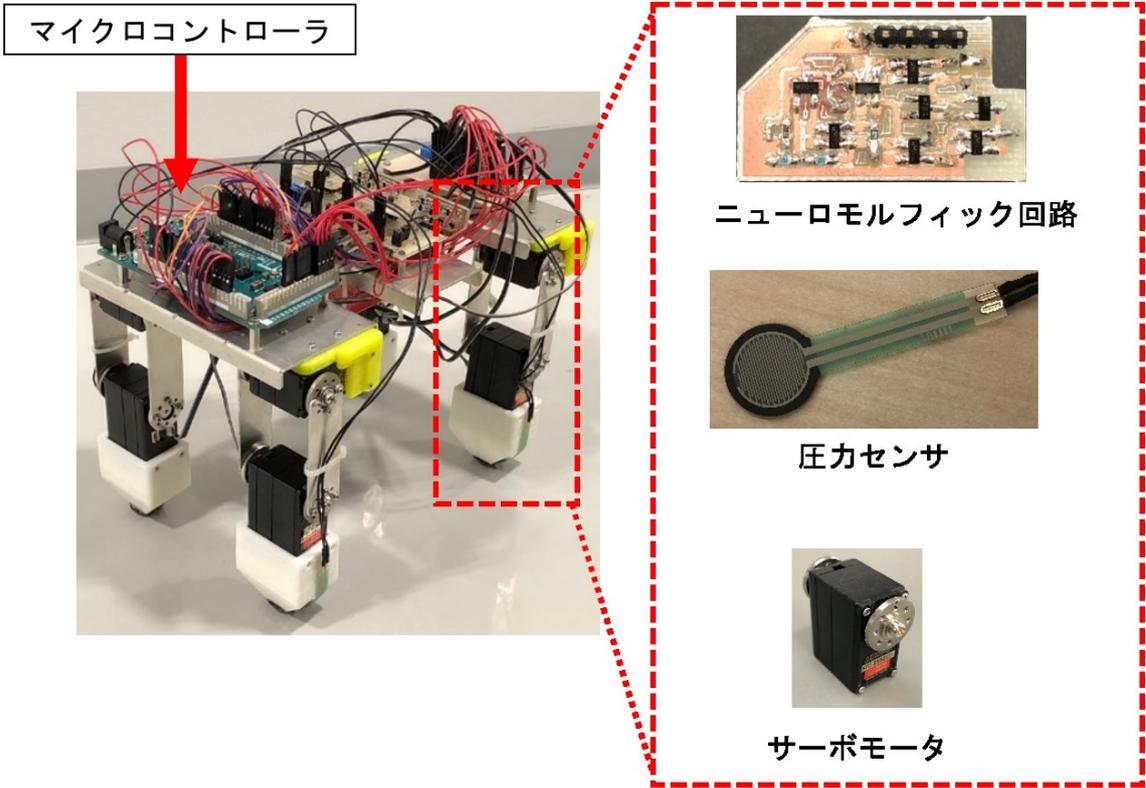


図 3.3.1 自発的に歩容生成する四足歩行ロボット

図 3.3.2 に自発的に歩容生成する四足歩行ロボットの制御の概略図を示す。以下に四足歩行ロボットの脚部の速度制御の流れを示す。

- (1) ニューロモルフィック回路からの出力パルス波形を生成しマイクロコントローラへと入力する。
- (2) 出力パルス波形が入力されるたびにマイクロコントローラはサーボモータを一定角度駆動する。
- (3) 四足歩行ロボットの脚部が駆動することで、各脚先の圧力が変化する。
- (4) 圧力センサからの圧力の変化に応じた出力信号はマイクロコントローラへ入力する。
- (5) マイクロコントローラは圧力からの信号に応じて電圧 v_w を出力しニューロモルフィック回路へ入力する。 v_w の大きさは圧力が大きいほど大きくなる。
- (6) v_w が変化することで、ニューロモルフィック回路の出力パルス波形の周波数が変化する。

四足歩行ロボットは上記の制御を繰り返すことで各脚の位相が変化し、動物のような歩容を生成する。

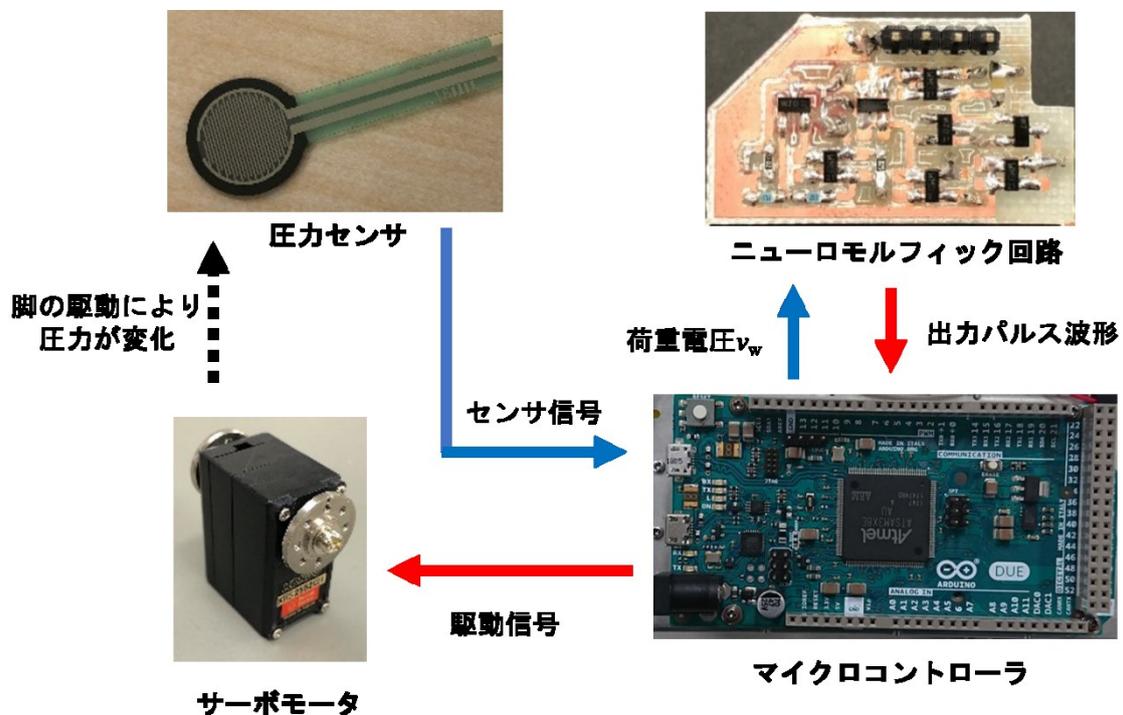


図 3.3.2 自発的に歩容生成する四足歩行ロボットの制御

3-3-3 ニューロモルフィック回路

図 3.3.3 にニューロモルフィック回路の回路図を示す。ニューロモルフィック回路は 1 つの細胞体モデルと 1 つの抑制性シナプスモデルで構成し、細胞体モデルは抑制性シナプスモデルにより自己抑制するように接続している。細胞体モデルは抑制性シナプスモデルの荷重電圧 v_w を変化することで発振周波数を変化させることができる。

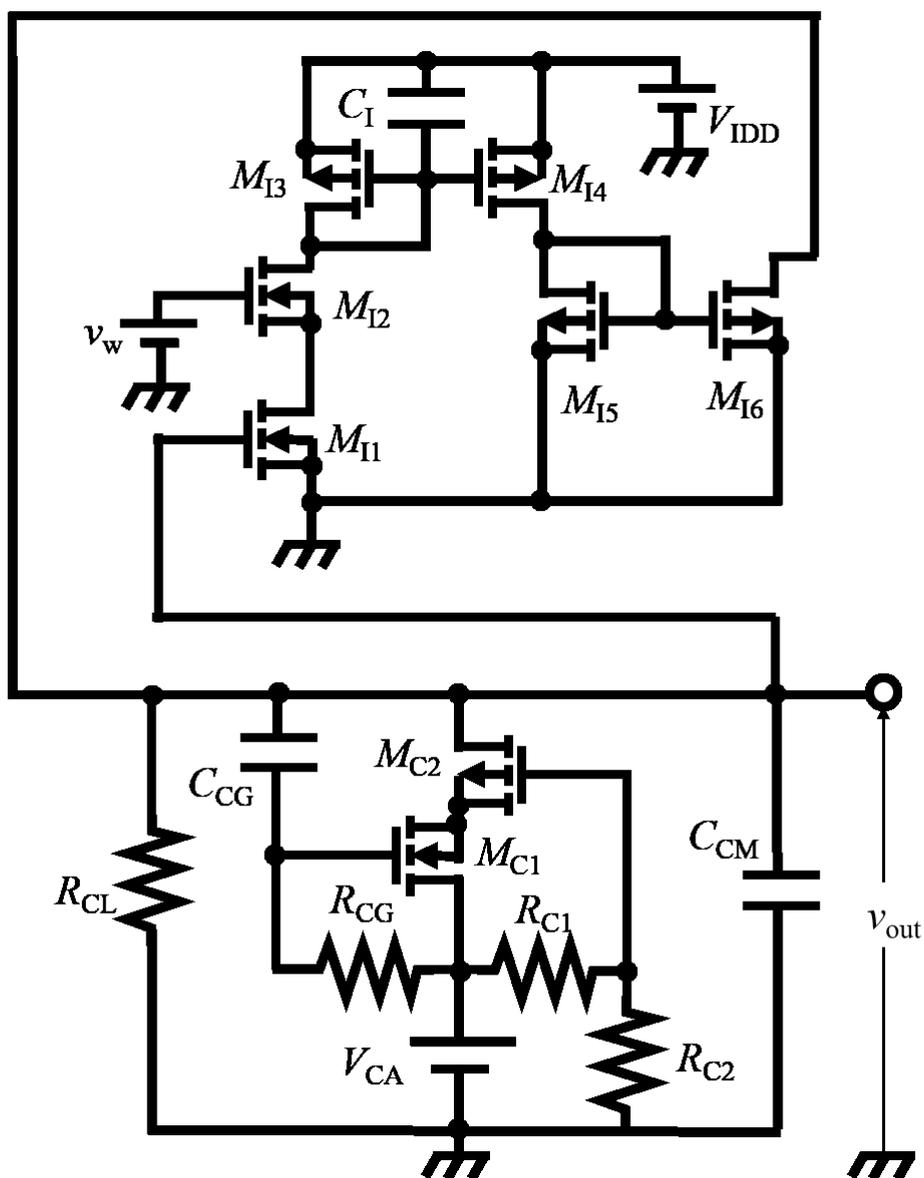


図 3.3.3 ニューロモルフィック回路の回路図

図 3.3.4 にシミュレーションで得られたニューロモルフィック回路の出力パルス波形の例を示す。回路定数は、 $R_{CG} = 8.2 \text{ M}\Omega$ 、 $R_{CM} = 10 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 20 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{CG} = 47 \text{ pF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $C_I = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{CA} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{DD} = 5.0 \text{ V}$ である。また、n 型 MOSFET は SSM3K17FU、p 型 MOSFET は BSH203 を使用した。図中、青の線はニューロモルフィック回路の出力電圧 v_{out} で、橙の線は v_w である。シミュレーション結果より、ニューロモルフィック回路は v_w が一定の場合には一定の周期でパルス波形を出力するが、 v_w が変化することでパルス波形の発振周波数も変化することが確認できる。

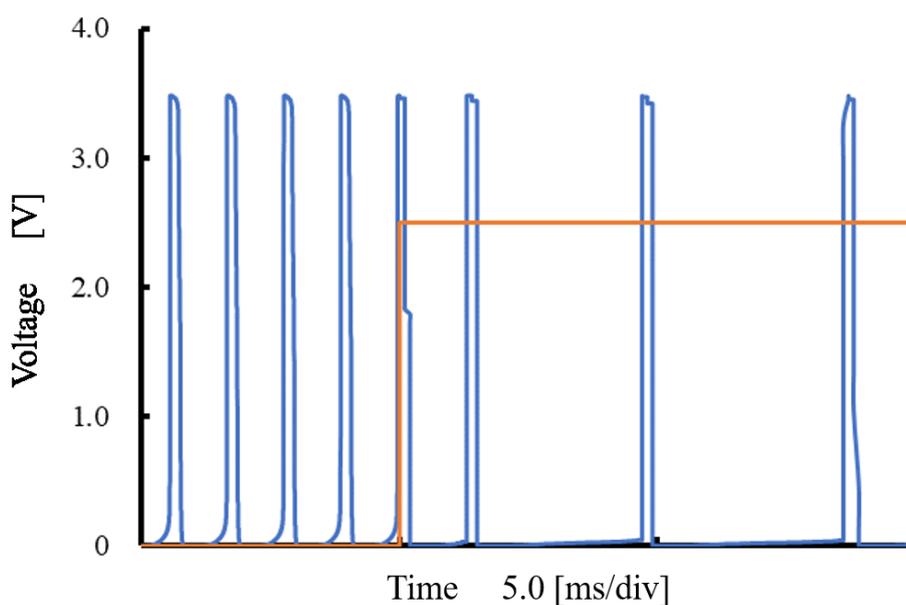


図 3.3.4 ニューロモルフィック回路の出力パルス波形

図 3.3.5 にシミュレーションでのニューロモルフィック回路の v_w に対する発振周波数の変化を示す。図より、 v_w が大きくなるにつれ発振周波数が低くなる特性が確認できる。四足歩行ロボットは、ニューロモルフィック回路の発振周波数の変化により各脚を加減速し、歩容を生成する。

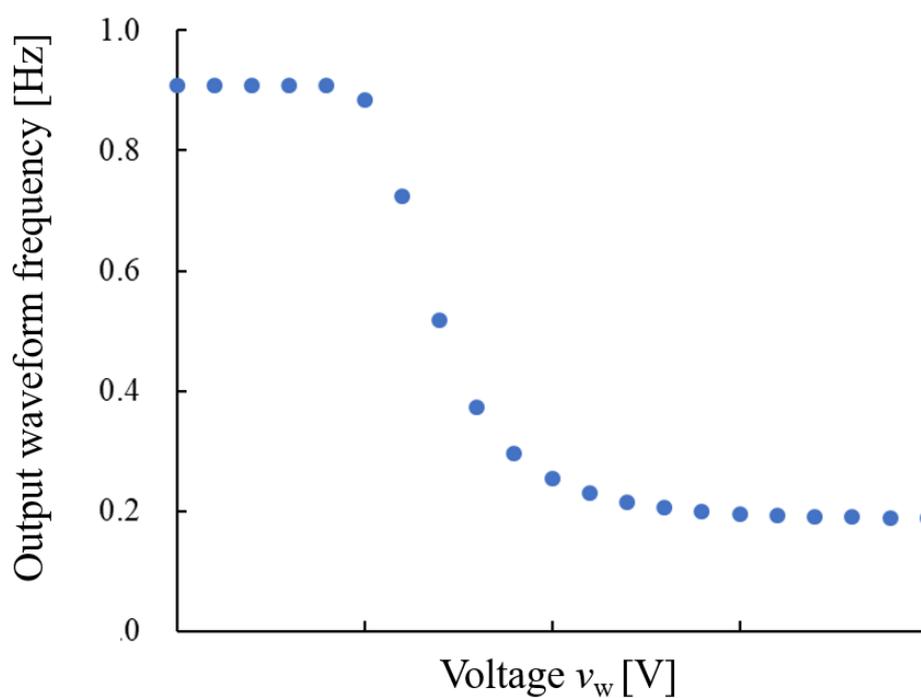


図 3.3.5 電圧 v_w に対する発振周波数の変化特性
(ニューロモルフィック回路)

3-3-4 歩行実験

ニューロモルフィック回路を四足歩行ロボットに搭載し、歩行実験を行った。図 3.3.6 および図 3.3.7 に四足歩行ロボットの歩行実験の様子を示す。歩行実験は四足歩行ロボットの脚の基準速度を変更し異なる条件で実験した。図 3.3.6 に脚部の基準速度が高速時の歩行実験の様子、図 3.3.7 に脚部の基準速度が低速時の歩行実験の様子を示す。基準速度が高速の場合、四足歩行ロボットは左前脚と右後脚が着地した後、半周ほどずれて右前脚と左後脚が着地する四足歩行動物の「トロット歩容」のような歩容で歩行することが確認できる。基準速度が低速の場合、四足歩行ロボットは左前脚、右後脚、右前脚、左後脚の順番で着地し、四足歩行動物の「ウォーク歩容」のような歩容で歩行することが確認できる。

歩行実験の結果より、四足歩行ロボットが自発的に動物のような歩容を生成することを確認した。また脚の基準速度を変更することで異なる歩容を生成した[46]。

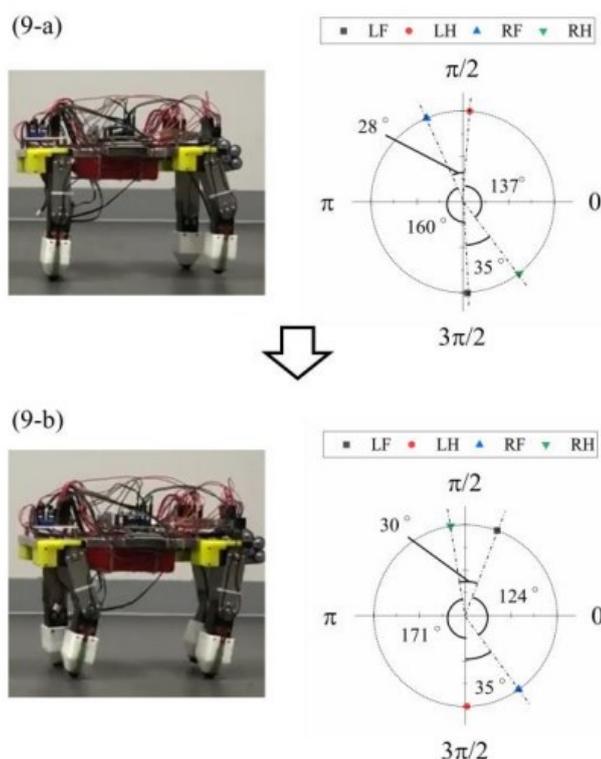


図 3.3.6 高速時の四足歩行ロボットシステムとの位相差の生成 (トロット歩容)[46]

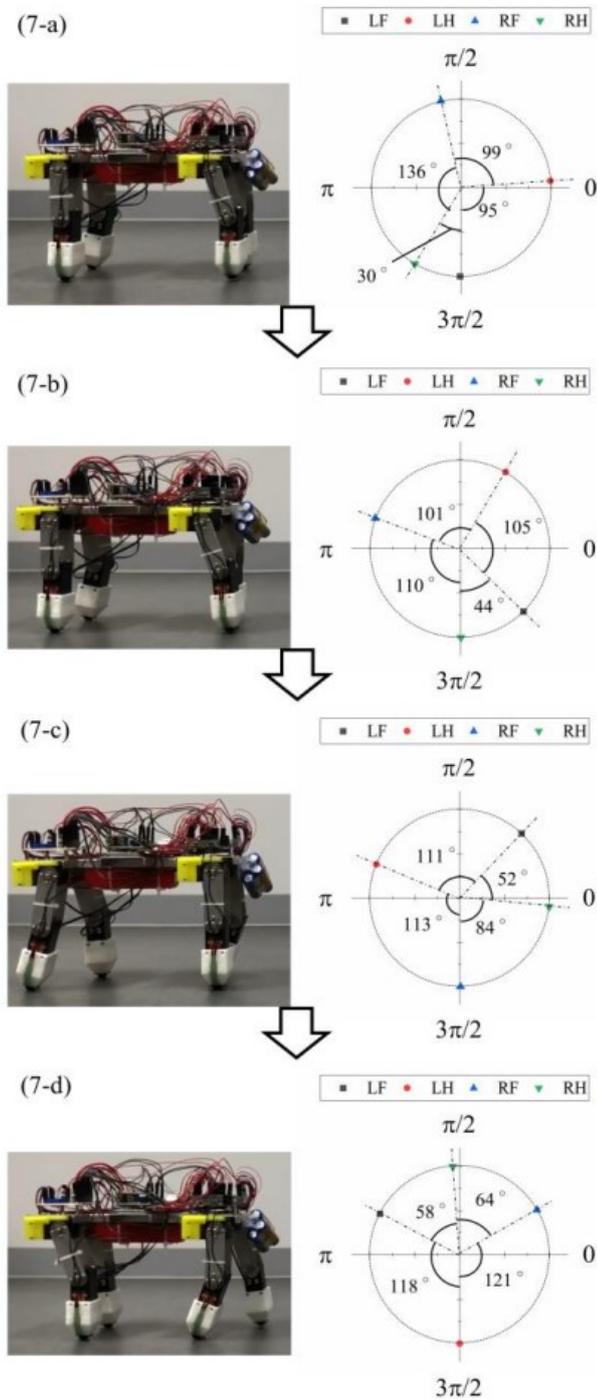


図 3.3.7 低速時の四足歩行ロボットシステムとの位相差の生成 (ウォーク歩容)[46]

第4章 受容細胞モデル

4-1 概説

光や音などの知覚は受容細胞がエネルギーを感知することで始まる。受容細胞は目や耳などの感覚器内に存在し光や音、匂いなどの物理的もしくは化学的な刺激を電気シグナルに変換して、他の神経系へと伝達する[9]。受容細胞は対応する刺激に反応してイオンチャネルの開閉が変化し、イオンチャネルを流れるイオンの量が増加することにより、スパイクの出力パターンが変化することで情報を伝達する。例えば、ラットの嗅覚受容細胞は刺激濃度に応じてスパイクの頻度が増加することが確認されている[47]。

受容細胞モデルは受容細胞の外部刺激をパルス波形へ変換する機能を模倣したアナログ電子回路モデルである。受容細胞モデルは搭載するセンサに刺激を入力すると、パルス波形を出力する。さらに、センサに入力する刺激の大きさに応じて出力パルス波形の周波数が増加する。

著者は受容細胞モデルを CPG モデルなどの他の P-HNM や神経回路モデルと接続することで、動物の感覚神経回路のような制御システムの実現を目指す。

4-2 受容細胞モデルの回路

図 4.2.1 に受容細胞モデルの回路図を示す。受容細胞モデルは細胞体モデルの回路を一部変更した回路である。細胞体モデルは抵抗器 R_{C2} が固定抵抗器であるが、受容細胞モデルは固定抵抗器の代わりに抵抗値が変化するセンサ R_{sensor} を搭載した。 R_{C2} をセンサに変更することで、センサの入力に応じて MOSFET M_{R1} 、 M_{R2} で構成する負性抵抗回路に流れる電流 i_A が変化し、受容細胞モデルの回路特性が変化する。受容細胞モデルはセンサへの刺激により i_A が変化することで、受容細胞の刺激に反応してイオンチャネルを流れる電流の変化を模倣した。

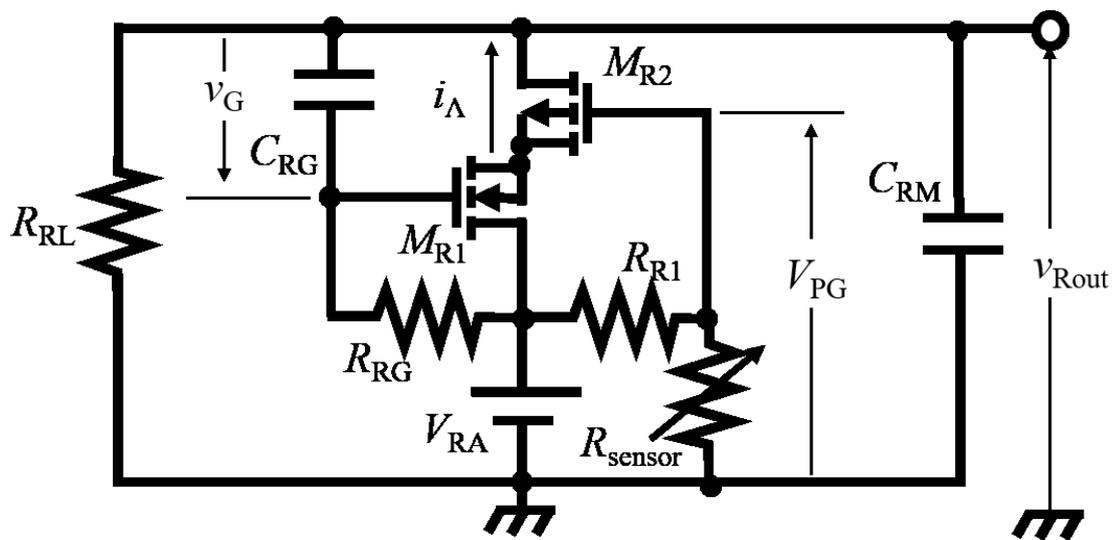


図 4.2.1 受容細胞モデルの回路図

4-3 受容細胞モデルの動作原理

受容細胞モデルの発振特性が変化する原理について説明する。受容細胞モデルは搭載したセンサに刺激を入力すると、 R_{sensor} の抵抗値が変化する。 R_{sensor} の抵抗値が変化することでp型MOSFET M_{R2} のゲート電圧 V_{PG} が変化し、さらに M_{R2} に流れる電流 i_{Λ} が変化することで受容細胞モデルの発振特性が変化する。図3.3.1に異なる V_{PG} 、 v_{G} での $v_{\text{Rout}}-i_{\Lambda}$ 特性の例を示す。 M_{R1} にSSM3K17FU、 M_{R2} にBSH203を使用してシミュレーションを行った。青の線は $V_{\text{PG}}=1.1\text{V}$ の場合、橙の線は $V_{\text{PG}}=1.7\text{V}$ の場合の特性である。また、それぞれ $v_{\text{G}}=2.2\text{V}$ 、 2.6V 、 3.0V と変化させてシミュレーションを行った。シミュレーション結果より、 i_{Λ} は v_{out} が大きくなるにつれ山なりに変化する。また v_{G} が大きくなるほど、 i_{Λ} は大きくなる。図4.3.1に示すような $v_{\text{Rout}}-i_{\Lambda}$ 特性により、受容細胞モデルは発振を行う。 V_{PG} が 1.1V と 1.7V を比較すると V_{PG} が小さくなるほど i_{Λ} は大きくなり、また i_{Λ} がピークを示す v_{G} の値が小さくなる。 $v_{\text{Rout}}-i_{\Lambda}$ 特性の変化により受容細胞モデルは発振特性が変化する。

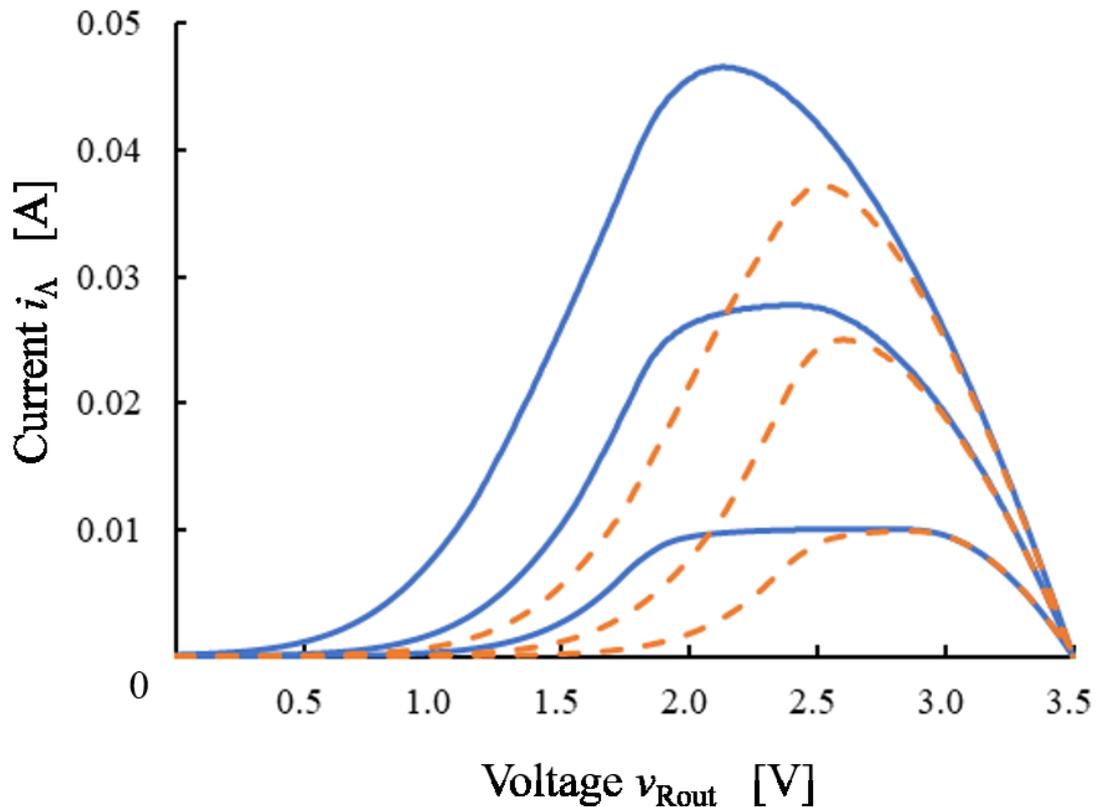


図 4.3.1 受容細胞モデルの $v_{\text{Rout}}-i_{\Lambda}$ 特性

4-4 シミュレーション結果

回路シミュレータを用いて、受容細胞モデルの特性をシミュレーションした。図 4.4.1 にシミュレーションの為に簡略化した受容細胞モデルの回路図を示す。シミュレーション上では、抵抗値の変化を分圧電圧 V_{PG} の変化に見立てシミュレーションした。

図 4.4.2 に受容細胞モデルのシミュレーションで得られた出力パルス波形の例を示す。回路シミュレータは Cadence 社の PSpice を使用した。図 4.4.2 (a) は $V_{PG} = 1.05 \text{ V}$ 、図 4.4.2 (b) は $V_{PG} = 1.70 \text{ V}$ での受容細胞モデルの出力パルス波形である。回路定数は $R_{RG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{RL} = 3.3 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{R1} = 40 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{RG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 1.0 \text{ nF}$ 、 $V_{RA} = 3.5 \text{ V}$ である。また、 M_{R1} には SSM3K17FU、 M_{R2} は BSH203 を使用した。シミュレーションより、 $V_{PG} = 1.05 \text{ V}$ の受容細胞モデルと比較して、 $V_{PG} = 1.70 \text{ V}$ の受容細胞モデルは周波数が低くなることを確認できる。したがって、 V_{PG} を変化させることにより受容細胞モデルの発振周波数を変化させることが可能であることを確認した。

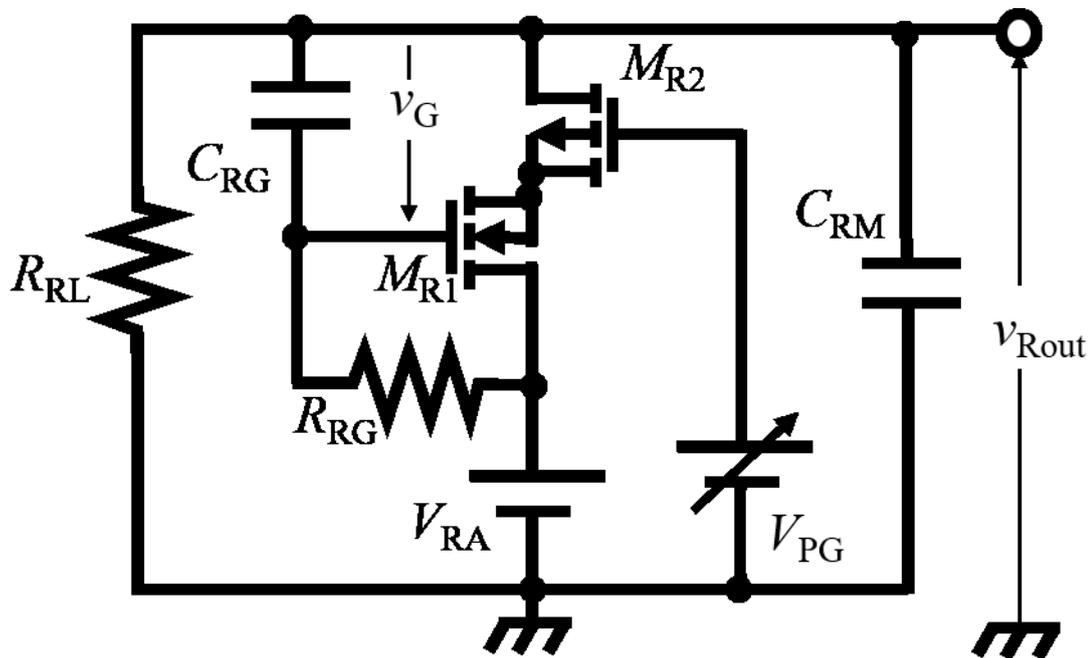
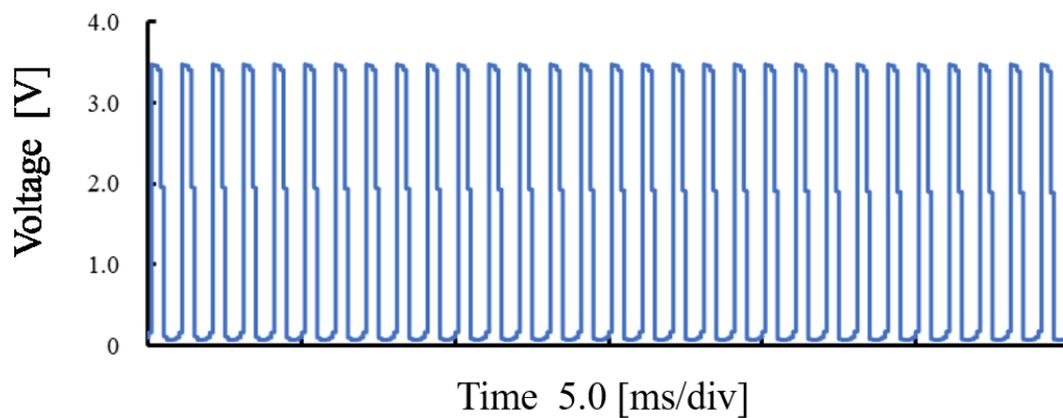
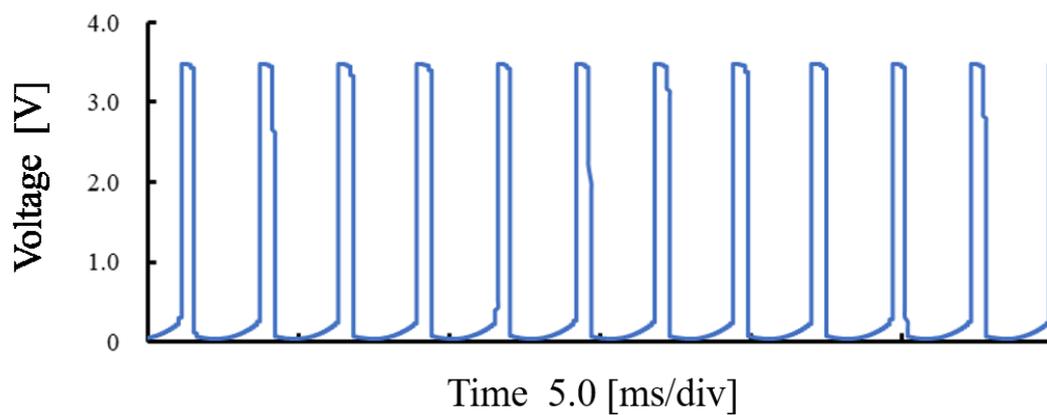


図 4.4.1 簡略化した受容細胞モデルの回路図



(a) $V_{PG} = 1.05$ V



(b) $V_{PG} = 1.70$ V

図 4.4.2 受容細胞モデルの出力パルス波形(シミュレーション)

図 4.4.3 にシミュレーションで得られた V_{PG} に対する受容細胞モデルの発振周波数の変化を示す。シミュレーション結果より、受容細胞モデルは V_{PG} が 1.05 V から 1.70 V の範囲でのみ発振する。また受容細胞モデルの発振周波数は V_{PG} が大きくなるほど低くなり、およそ 1000 Hz から 380 Hz まで変化する。したがって、受容細胞モデルは V_{PG} が高くなるほど発振周波数が低下し、 V_{PG} の大きさに応じて発振周波数を 2.5 倍以上変化させることができることを確認した。

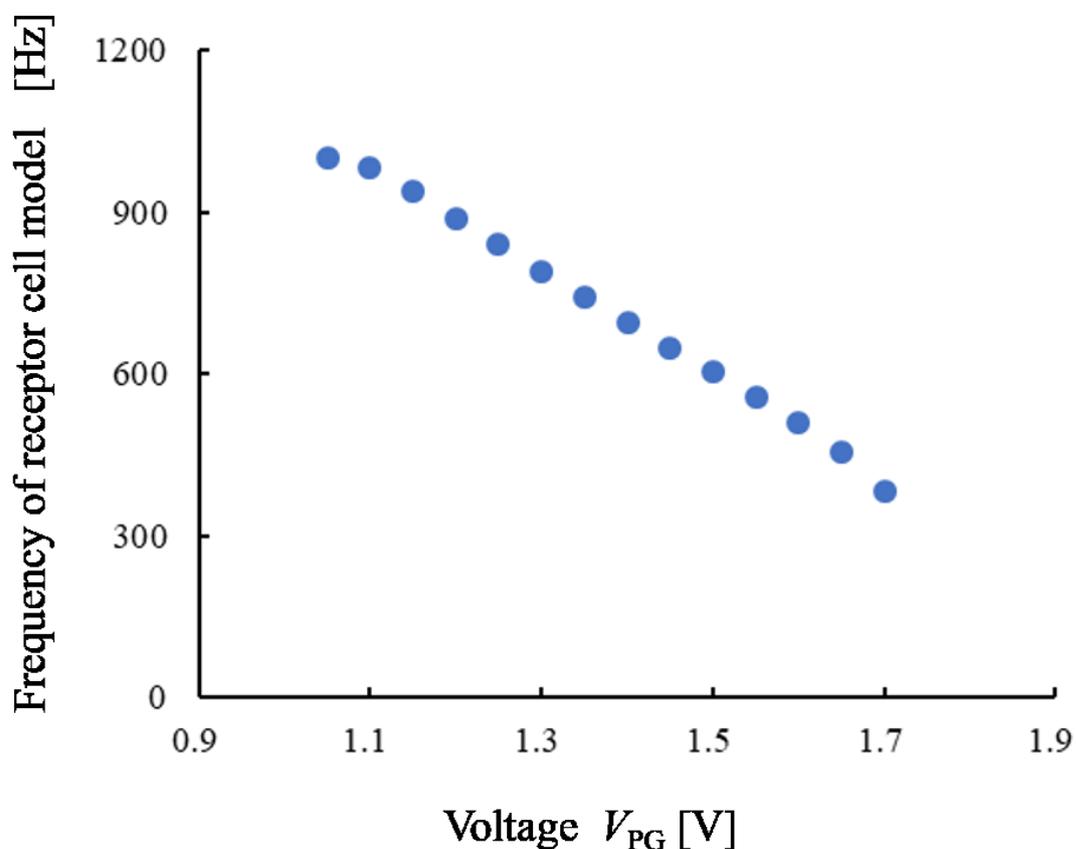


図 4.4.3 V_{PG} に対する受容細胞モデルの発振周波数の変化 (シミュレーション)

4-5 実装した受容細胞モデルの測定

受容細胞モデルのシミュレーション結果を基に、ディスクリート素子を用いて受容細胞モデルを実装した。図 4.5.1 に実装した回路基板を示す。受容細胞モデルを実装した回路基板のサイズは縦：6.0 mm、横：12 mm である。実装した受容細胞モデルは V_{PG} に対する発振周波数の特性を測定する為に、図 4.4.1 の簡略化した受容細胞モデルの回路を基に実装した。電源電圧以外の回路定数はシミュレーションと同じ定数を使用した。

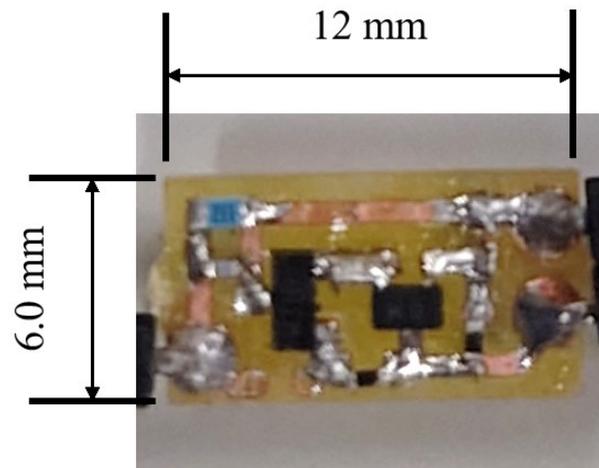


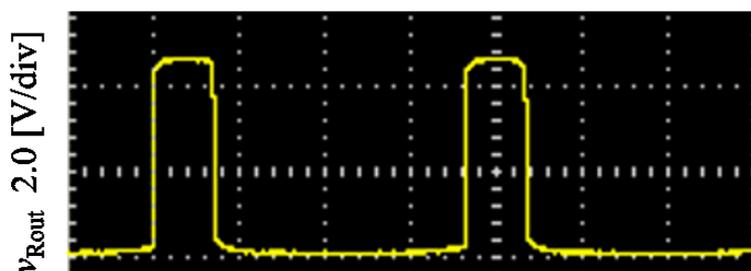
図 4.5.1 受容細胞モデルの実装した回路基板

図 4.5.2 に実装した受容細胞モデルの出力波形の例を示す。実装した受容細胞モデルは $V_{RA} = 4.50 \text{ V}$ の条件で測定した。図 4.5.2 (a)は $V_{PG} = 0.75 \text{ V}$ の場合の出力波形で、図 4.5.2 (b)は $V_{PG} = 1.40 \text{ V}$ の場合の出力波形である。実装回路の測定結果より、受容細胞モデルはシミュレーションと同様に V_{PG} に応じて発振周波数が変化することを確認した。



Time 1.0 [ms/div]

(a) $V_{PG} = 0.75 \text{ V}$



Time 1.0 [ms/div]

(b) $V_{PG} = 1.40 \text{ V}$

図 4.5.2 受容細胞モデルを実装した回路基板の出力パルス波形の例

図 4.5.3 に実装した受容細胞モデルの V_{PG} に対する発振周波数の変化を示す。実装した受容細胞モデルは V_{PG} が 0.75 V から 1.40 V の範囲で発振する。また、シミュレーションと同様に受容細胞モデルの発振周波数は V_{PG} が大きくなるほど低くなり、630 Hz から 270 Hz まで低下する。

実装した受容細胞モデルの測定の結果、受容細胞モデルはシミュレーションと同様に V_{PG} が大きくなるほど発振周波数が低下し、 V_{PG} に応じて発振周波数が 2 倍以上変化することを確認した。

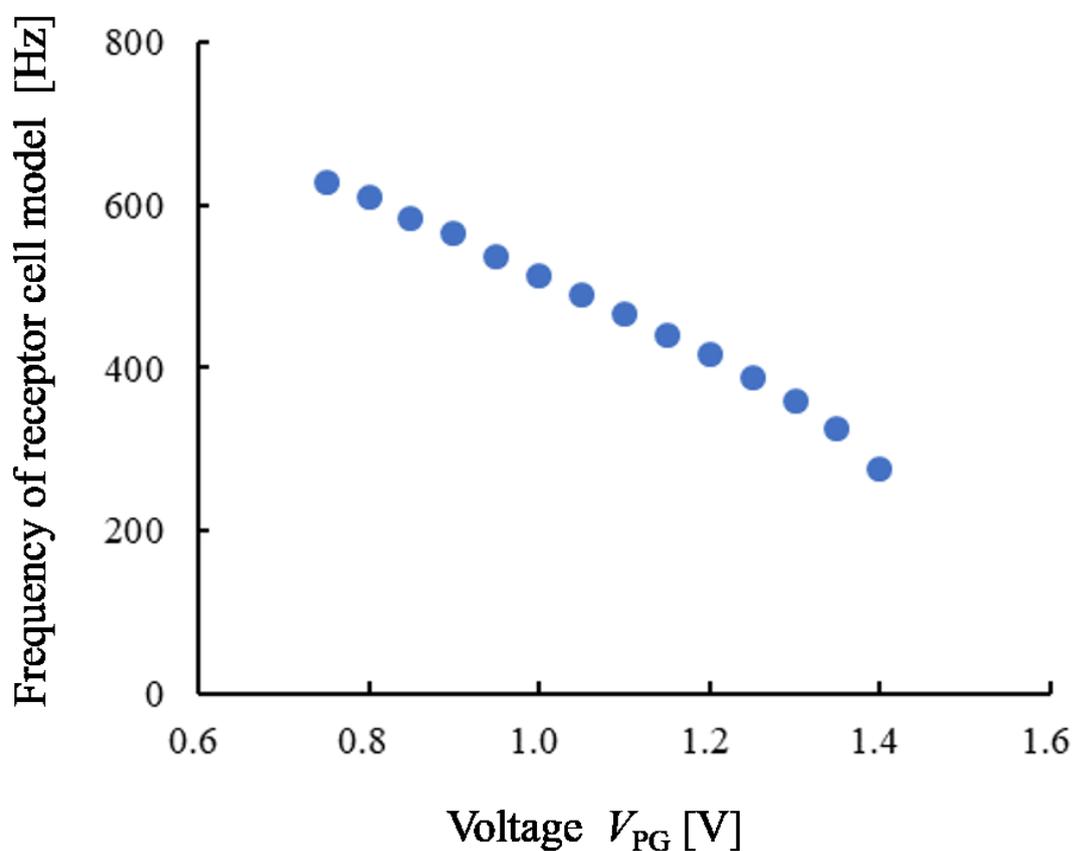


図 4.5.3 V_{PG} に対する受容細胞モデルの発振周波数の変化 (受容細胞モデルを実装した回路基板)

4-6 センサを搭載した受容細胞モデル

ディスプレイ素子で実装した受容細胞モデルの測定結果を基に、センサを搭載した受容細胞モデルを開発し、センサへ入力刺激に対する発振周波数の変化特性を測定した。センサを搭載した受容細胞モデルは、4-5 で開発した受容細胞モデルの V_{PG} の端子に抵抗器 R_{R1} とセンサ R_{sensor} の分圧回路を接続し構成した。

自発的に歩容生成する四足歩行ロボットへ受容細胞モデルを搭載する為に、圧力センサを搭載した受容細胞モデルの特性を測定した。また、視覚機能を模倣するセンサシステムを開発する為、光センサを搭載した受容細胞モデルの特性も測定した。

4-6-1 圧力センサを搭載した受容細胞モデル

圧力センサを搭載した受容細胞モデルの荷重に対する発振特性の変化を測定した。実験に使用した受容細胞モデルの回路定数は電源電圧を除き 4-5 の実装した受容細胞モデルと同じ定数を使用し、 $R_{R1} = 20 \text{ k}\Omega$ 、 $V_{RA} = 3.74 \text{ V}$ の条件で実験を行った。また、 R_{sensor} に使用した圧力センサは Interlink Electronics 社の FSR402 である。

図 4.6.1 に圧力センサを搭載した受容細胞モデルの荷重に対する発振周波数の変化特性を示す。圧力センサを搭載した受容細胞モデルはセンサ加わる荷重が 400 gf から 680 gf の場合にパルス波形を出力した。受容細胞モデルの出力パルス波形の発振周波数はセンサに加わる荷重が大きくなるにつれ高くなり、発振周波数は 240 Hz から 580 Hz まで変化した。圧力センサを搭載した受容細胞モデルの測定結果より、受容細胞モデルはセンサに応じて発振し、加わる荷重が大きいほど発振周波数が高くなることを確認した。

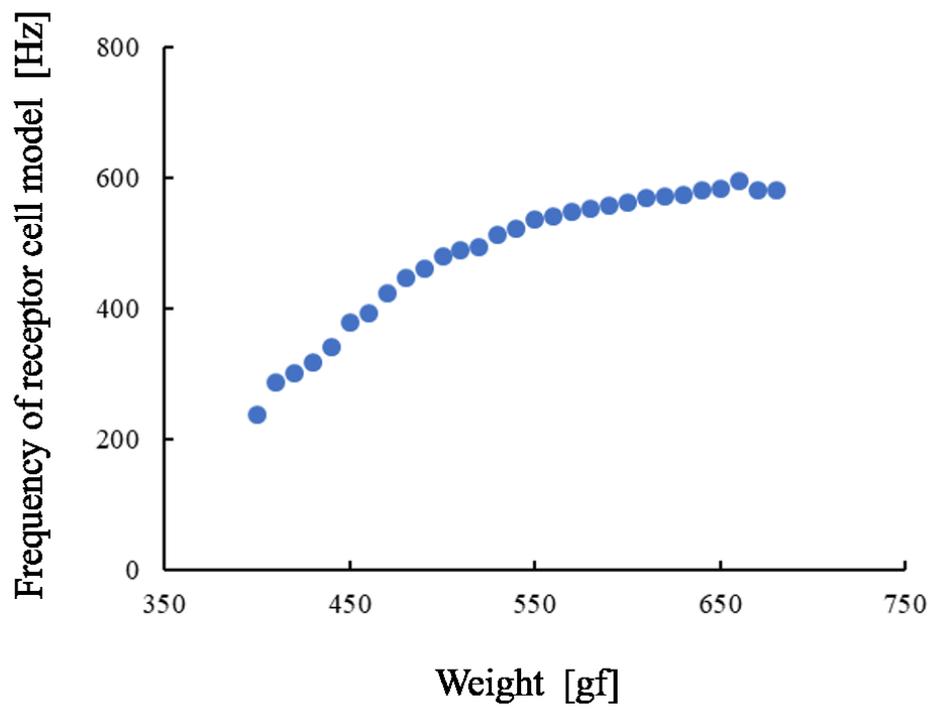


図 4.6.1 圧力センサを搭載した受容細胞モデルの発振特性

4-6-2 光センサを搭載した受容細胞モデル

光センサを搭載した受容細胞モデルの照度に対する発振特性の変化を測定した。実験に使用した受容細胞モデルの回路定数は圧力センサを搭載した受容細胞モデルと同じ回路構成で、回路定数は $R_{R1} = 21 \text{ k}\Omega$ 、 $V_{RA} = 4.50 \text{ V}$ とし、他の回路定数は 4-5 の実装した受容細胞モデルと同じ値を使用した。また、 R_{sensor} は CdS セルの VT90N2 LDR を使用し実験を行った。

図 4.6.2 に光センサを搭載した受容細胞モデルの照度に対する発振周波数の変化特性を示す。実験結果より、光センサを搭載した受容細胞モデルはセンサ加わる照度が 2.0 klx から 8.0 klx の範囲で発振した。また、受容細胞モデルは圧力センサを搭載した受容細胞モデルと同様に、光センサに加わる照度が高くなるにつれ発振周波数が高くなり、照度の変化によって発振周波数は 410 Hz から 610 Hz まで変化した。したがって測定結果より、光センサを搭載した受容細胞モデルはセンサへの光に反応して発振し、センサへの照度が高くなるほど発振周波数が高くなることを確認した。

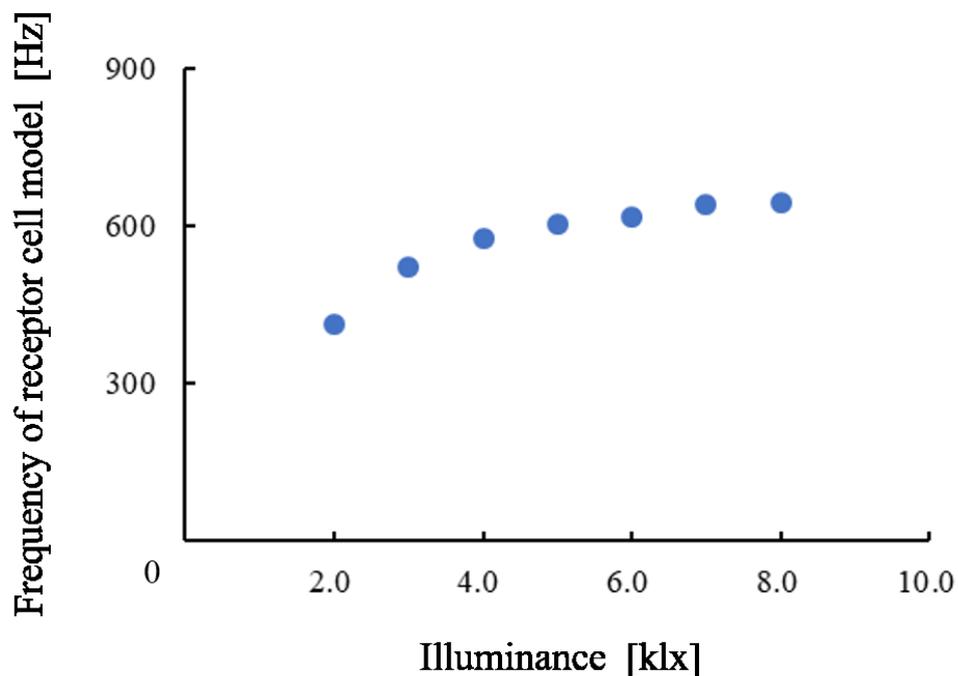


図 4.6.2 光センサを搭載した受容細胞モデルの発振特性

第5章 受容細胞モデルの集積回路化と

マイクロロボット用 CPG モデルへの搭載

5-1 概説

受容細胞モデルは、センチメートルサイズの歩行ロボットへの搭載を目的としてディスクリット素子を用いて設計した為、受容細胞モデルを実装した基盤のサイズはおよそ $6.0\text{ mm} \times 12\text{ mm}$ である。したがって、 $4.6\text{ mm} \times 9.0\text{ mm}$ であるマイクロロボットへディスクリット素子で構成した受容細胞モデルを搭載することは困難である。受容細胞モデルをマイクロロボットに搭載可能なサイズにする為に、集積回路化した受容細胞モデルを設計した。

5-2 集積回路化した受容細胞モデルの回路構成

図 5.2.1 に集積回路化した受容細胞モデルの回路図を示す。集積回路化した受容細胞モデルは、ディスクリット素子で構成した受容細胞モデルの抵抗器 R_{RL} 、 R_{RG} をそれぞれ MOSFET M_{RL} 、 M_{RG} に変更した回路である。図中の赤枠で囲まれた抵抗器 R_{R1} とセンサ R_{sensor} の分圧回路はセンサの変更を可能にする為に外部に回路を構成した。

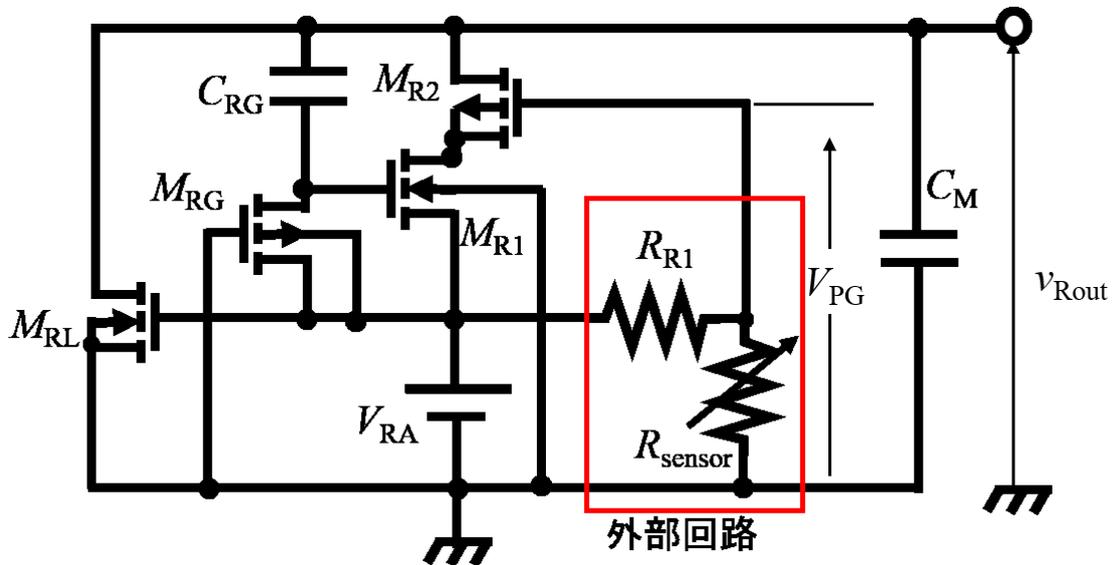


図 5.2.1 集積回路化した受容細胞モデル

5-3 集積回路化した受容細胞モデルのシミュレーション結果

回路シミュレータを用いて、集積回路化した受容細胞モデルの動作をシミュレーションした。図 5.3.1 にシミュレーションの為に簡略化した集積回路化した受容細胞モデルの回路図を示す。ディスクリート素子で構成した受容細胞モデルと同様に、分圧回路で生成する電圧 V_{PG} を電源電圧としてシミュレーションした。

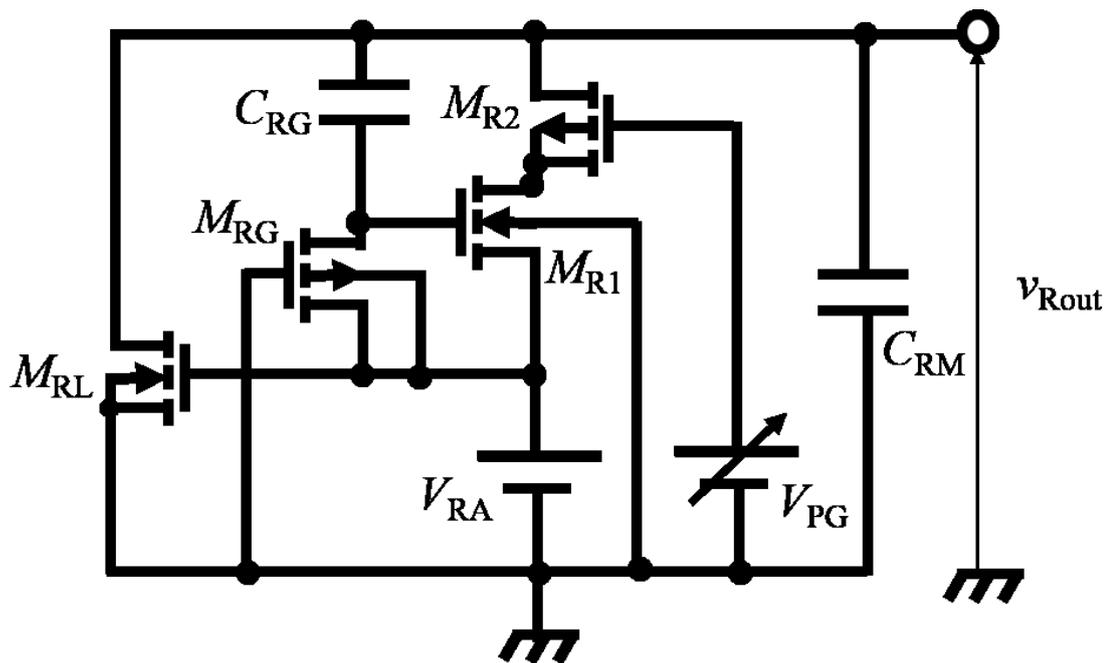
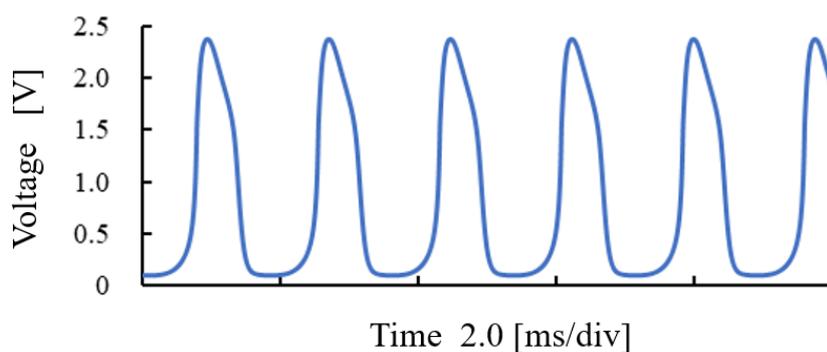
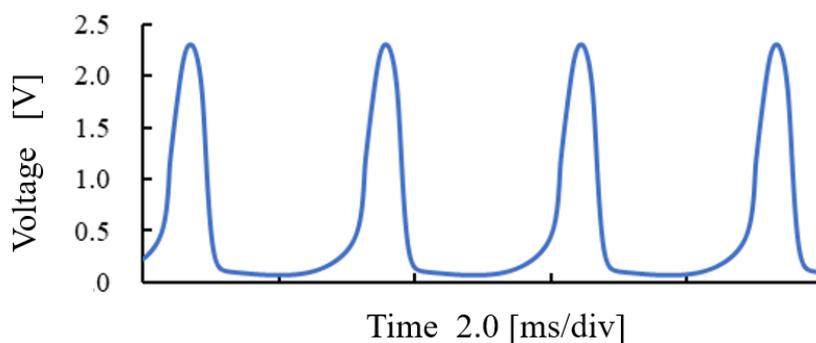


図 5.3.1 簡略化した集積回路化した受容細胞モデルの回路図

図 5.3.2 にシミュレーション上での集積回路化した受容細胞モデルの出力波形の例を示す。回路シミュレータは Synopsys 社の HSPICE を使用した。受容細胞モデルの回路定数を以下に示す。 $M_{R1} = W/L = 10 \mu\text{m} / 1.2 \mu\text{m}$ 、 $M_{R2} = 33 \mu\text{m} / 1.0 \mu\text{m}$ 、 $M_{RG} = 1.2 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{RL} = 3.0 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $C_{RG} = 4.7 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 1.0 \text{ nF}$ 、 $V_{RA} = 3.6 \text{ V}$ である。図 4.7.3(a) は $V_{PG} = 0.60 \text{ V}$ の受容細胞モデルの出力パルス波形、図 4.5.3 (b) は $V_{PG} = 1.00 \text{ V}$ の受容細胞モデルの出力パルス波形である。シミュレーションの結果、集積回路化した受容細胞モデルはディスクリート素子で構成した受容細胞モデルと同様に、 V_{PG} を変化することで発振周波数を変化することが可能であることを確認した。



(a) $V_{PG} = 0.60 \text{ V}$



(b) $V_{PG} = 1.00 \text{ V}$

図 5.3.2 集積回路化した受容細胞モデルの出力パルス波形

図 5.3.3 に V_{PG} に対する集積回路化した受容細胞モデルの発振周波数の変化を示す。集積回路化した受容細胞モデルは V_{PG} が 0.60 V から 1.00 V の範囲で発振した。集積回路化した受容細胞モデルは V_{PG} が大きくなるほど発振周波数は低くなり、約 1100 Hz から約 700 Hz まで低下した。シミュレーション結果より、集積回路化した受容細胞モデルはディスクリート素子で構成した受容細胞モデルと同様に V_{PG} が高くなることほど発振周波数が低下する特性を持つことを確認した。

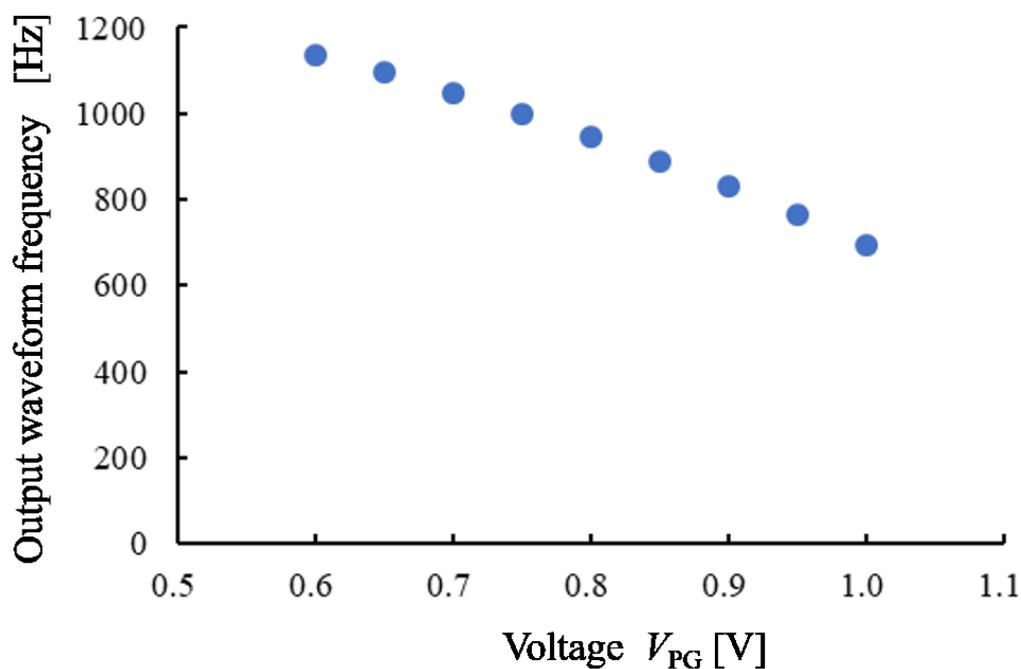


図 5.3.3 V_{PG} に対する集積回路化した受容細胞モデルの発振周波数特性 (シミュレーション)

5-4 受容細胞モデル IC の測定結果

シミュレーション結果を基に、集積回路化した受容細胞モデルを実装した。図 5.4.1 に集積回路化した受容細胞モデルの IC チップを示す。IC チップの大きさは $2.4\text{ mm} \times 2.4\text{ mm}$ で、1 つの IC チップ内に 4 個の受容細胞モデルを搭載した。受容細胞モデルのコンデンサ C_{RG} 、 C_{RM} は容量が大きい為、端子を設け外接可能な構成にした。各受容細胞モデルには抑制性シナプスモデルで細胞体モデルと接続しており、シナプスモデルに電源電圧を印加することで細胞体モデルへの影響の測定も可能な構成にした。

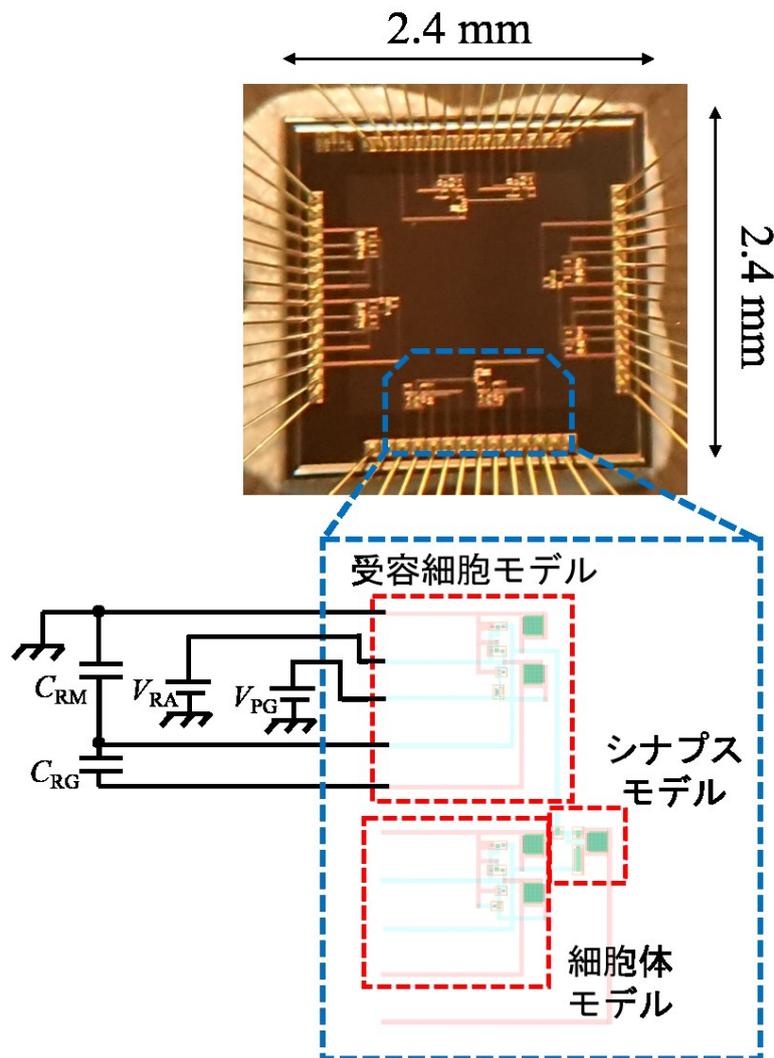
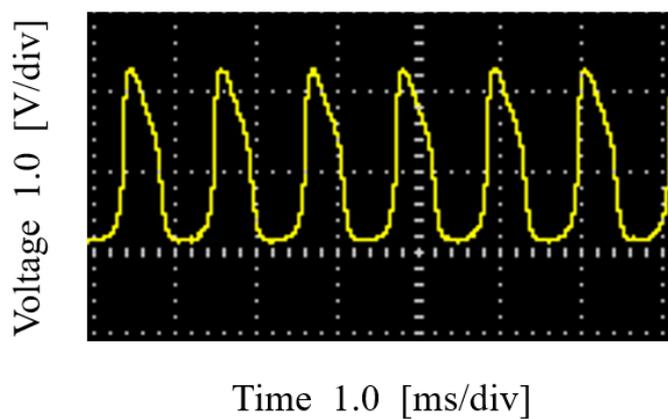
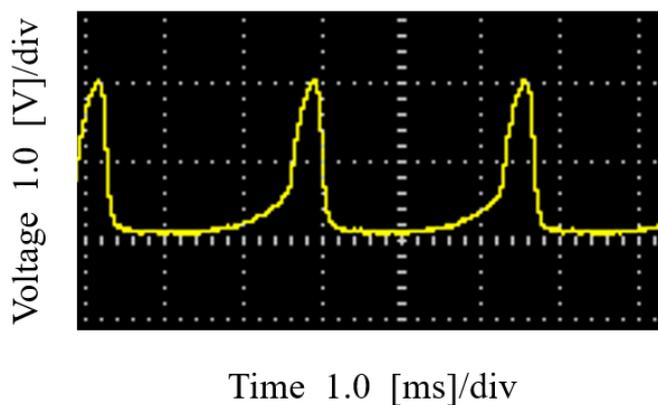


図 5.4.1 実装した受容細胞モデル IC チップ

実装した受容細胞モデルの IC チップの回路特性を測定した。回路定数はシミュレーションと同じ値で実験した。図 5.4.2 に実装した受容細胞モデルの出力パルス波形の例を示す。図 5.4.2 (a)は $V_{PG} = 0.10 \text{ V}$ の出力パルス波形、図 5.4.2 (b)は $V_{PG} = 0.75 \text{ V}$ の出力パルス波形である。測定実験より、 V_{PG} を変化させることで、実装した受容細胞モデルの発振周波数が変化することを確認した。



(a) $V_{PG} = 0.10 \text{ V}$



(b) $V_{PG} = 0.75 \text{ V}$

図 5.4.2 実装した受容細胞モデル IC の出力パルス波形

図 5.4.3 に実装した受容細胞モデル IC の V_{PG} に対する発振周波数の変化を示す。実装した受容細胞モデル IC は V_{PG} が 0.10 V から 0.75 V の範囲で発振する。また、シミュレーションと同様に V_{PG} が大きくなるほど発振周波数は低下し、890 Hz から 370 Hz まで低下する。実装回路の測定結果より、実装した受容細胞モデルの発振周波数は V_{PG} が高くなるほど低下し、 V_{PG} の変化により発振周波数が 2 倍以上変化することを確認した。

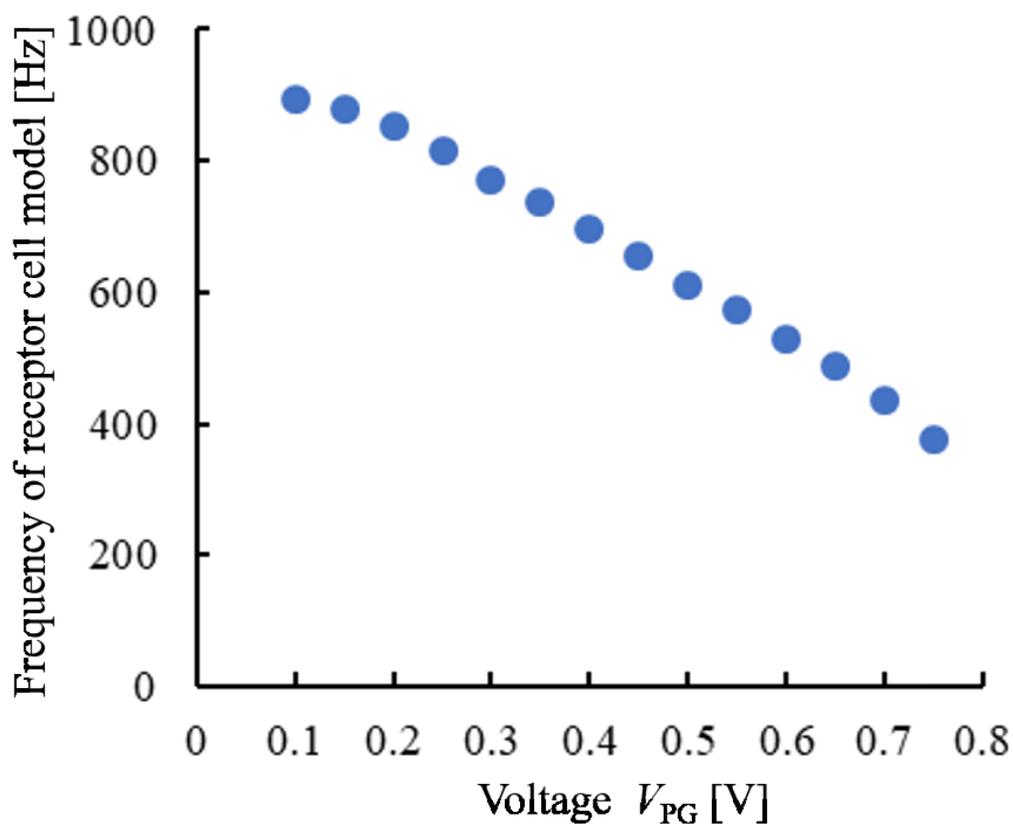


図 5.4.3 実装した受容細胞モデル IC の電圧 V_{PG} に対する発振周波数特性

5-5 CdS セルを搭載した受容細胞モデル IC

光センサである CdS セルを受容細胞モデル IC に搭載し、受容細胞モデル IC の照度に対する発振特性を測定した。

図 5.5.1 に CdS セルを搭載した受容細胞モデルの照度に対する発振周波数の変化を示す。回路定数は $M_{R1} = W/L = 10 \mu\text{m} / 1.2 \mu\text{m}$ 、 $M_{R2} = 21 \mu\text{m} / 1.0 \mu\text{m}$ 、 $M_{RG} = 1.2 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{RL} = 3.0 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $C_{RG} = 3.3 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 1.8 \text{ nF}$ 、 $V_{RA} = 3.6 \text{ V}$ である。また CdS は GL5516 を使用し、 R_{R1} は $4.33 \text{ k}\Omega$ を使用した。受容細胞モデル IC は CdS セルへの照度が 0.53 klx から 4.5 klx の範囲で発振する。また、受容細胞モデル IC の発振周波数は照度が大きくなるほど高くなり約 490 Hz から約 980 Hz まで変化する。測定結果より、CdS セルを搭載した受容細胞モデルは照度に応じて発振周波数を変化することを確認した。

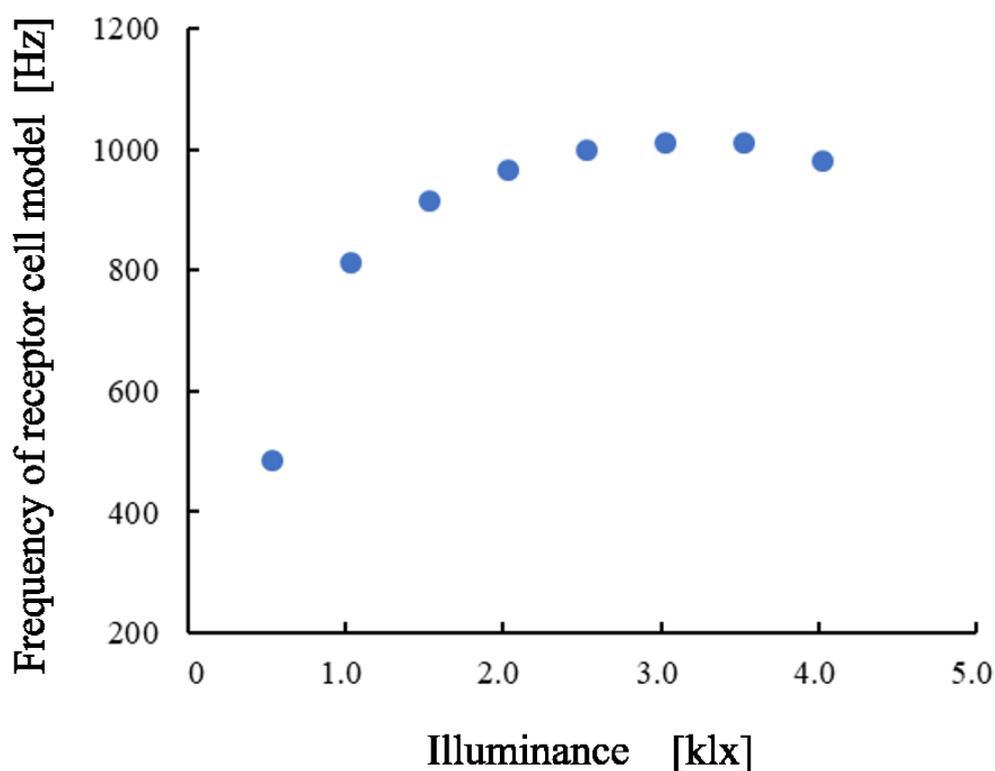


図 5.5.1 CdS セルを搭載した受容細胞モデル IC の照度に対する発振周波数特性

5-6 PVセルを搭載した受容細胞モデル IC

5-5 で受容細胞モデルに搭載するセンサとして CdS セルを使用した。マイクロロボットに搭載する為にはより小型なセンサが求められる。したがって、集積回路に実装可能なセンサの検討を行った。著者は集積回路に実装可能なセンサとして Photovoltaic (PV)セルに着目した。著者は東京大学の三田教授らが開発した標準的な CMOS プロセスと互換性のある PV セル[48]のプロセスを参考に、PV セルを実装した IC チップを開発した。図 5.6.1 に PV セルを実装した IC チップを示す。2.4 mm 角の IC チップの 4 隅に 520 μm 角の PV セルを実装した。受容細胞モデルには赤枠の PV セルのみ使用し、他の PV セルは光が入力されないよう遮光した条件で実験した。

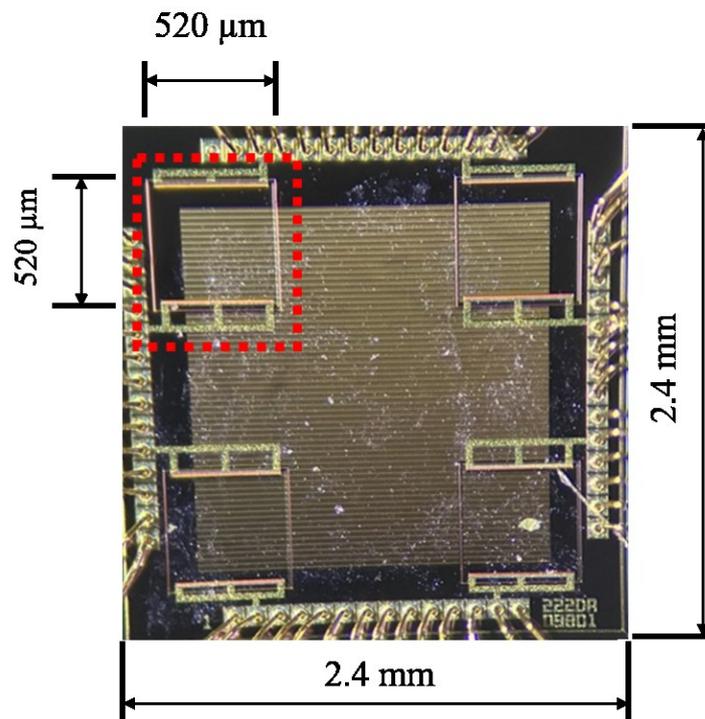


図 5.6.1 PVセルを実装した IC チップ

図 5.6.2 に PV セルを実装した受容細胞モデルの回路図を示す。CdS セルなどの抵抗変化型のセンサを搭載する受容細胞モデル抵抗器とセンサの分圧回路により V_{PG} を生成した。しかし、PV セルは照度に応じて出力電圧が変化する為、 M_2 のゲート電圧に接続し照度に応じて V_{PG} が変化するよう構成した。また、 M_2 のゲート電圧に負の電圧を印加するように PV セルを接続することで、PV セルへの照度が高いほど受容細胞モデルの発振周波数が高くなる構成にした。

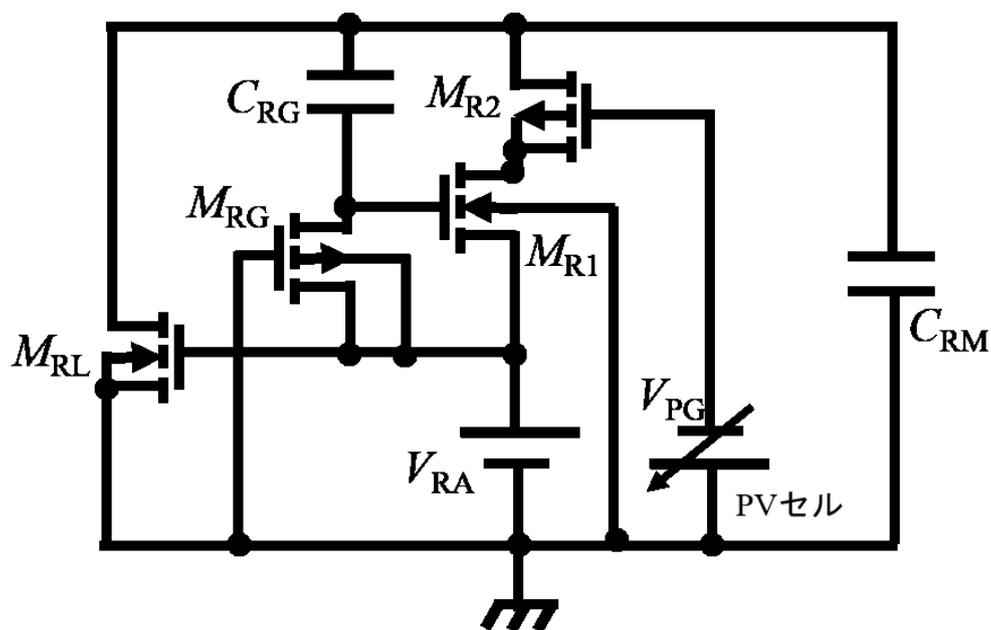


図 5.6.2 PV セルを搭載した受容細胞モデルの回路図

図 5.6.2 に太陽電池 IC を搭載した受容細胞モデル IC の照度に対する周波数変化を示す。受容細胞モデル IC の回路定数は、CdS セルを搭載した受容細胞モデル IC と V_{RA} 以外は同じ定数であり、 $V_{RA} = 1.8 \text{ V}$ である。受容細胞モデルは照度が 11 klx から 61 klx の範囲で発振し、発振周波数は約 50 Hz から約 290 Hz まで変化する。測定結果より、PV セルを搭載した受容細胞モデルは照度が高くなるほど発振周波数は高くなることを確認した。

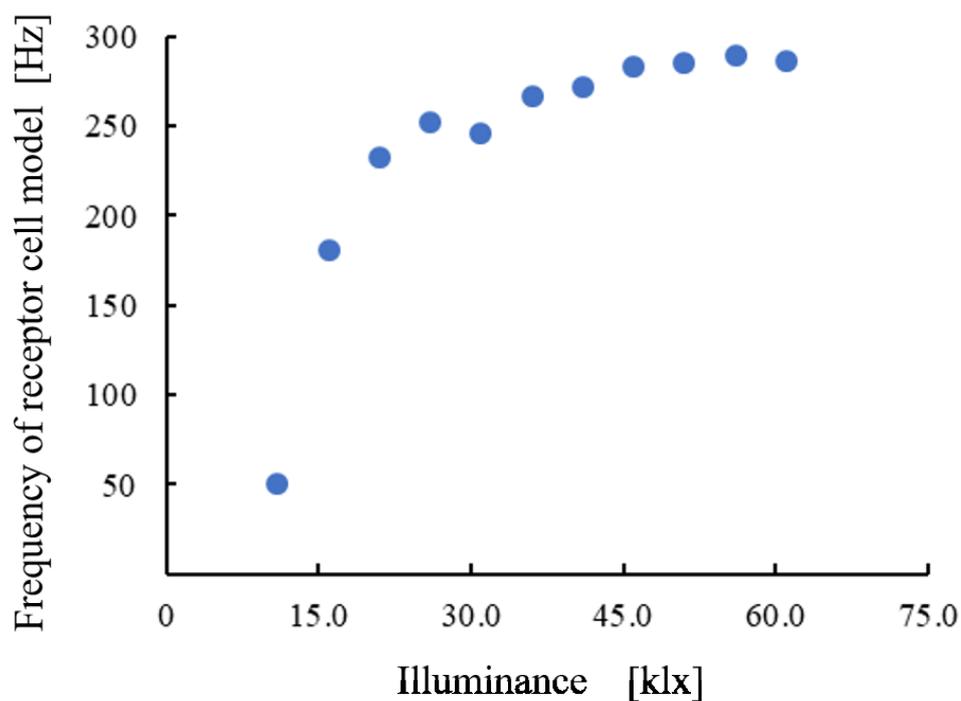


図 5.6.3 PV セルを搭載した受容細胞モデル IC の照度に対する発振周波数特性

5-7 光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデル

PV セルを搭載した受容細胞モデルを用いて、光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデルを開発した。図 5.7.1 に光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデルの概略図を示す。CPG モデルは歩容を切り替え可能な CPG モデル内の興奮抑制シナプスモデルの荷重電圧 v_w の端子に、積分回路と受容細胞モデルを接続することで構成した。

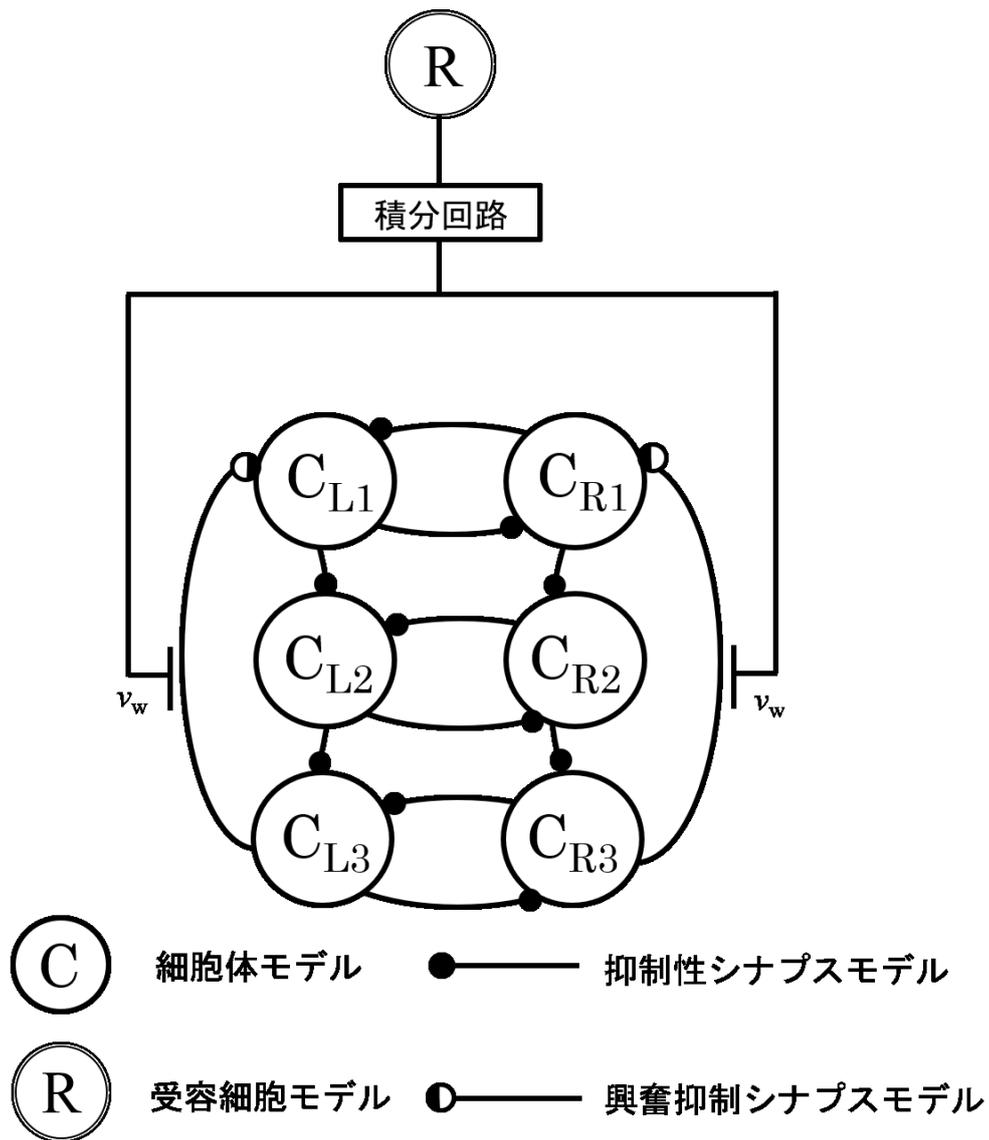


図 5.7.1 光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデルの概略図

図 5.7.2 に光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデル内の受容細胞モデルから興奮抑制シナプスモデルの回路図を示す。受容細胞モデルに搭載した PV セルに光を入力することで受容細胞モデルが発振する。受容細胞モデルが発振することで積分回路により生成される v_w が高くなり、興奮抑制シナプスモデルが抑制性から興奮性に切り替わり CPG モデルの歩容が変化する。

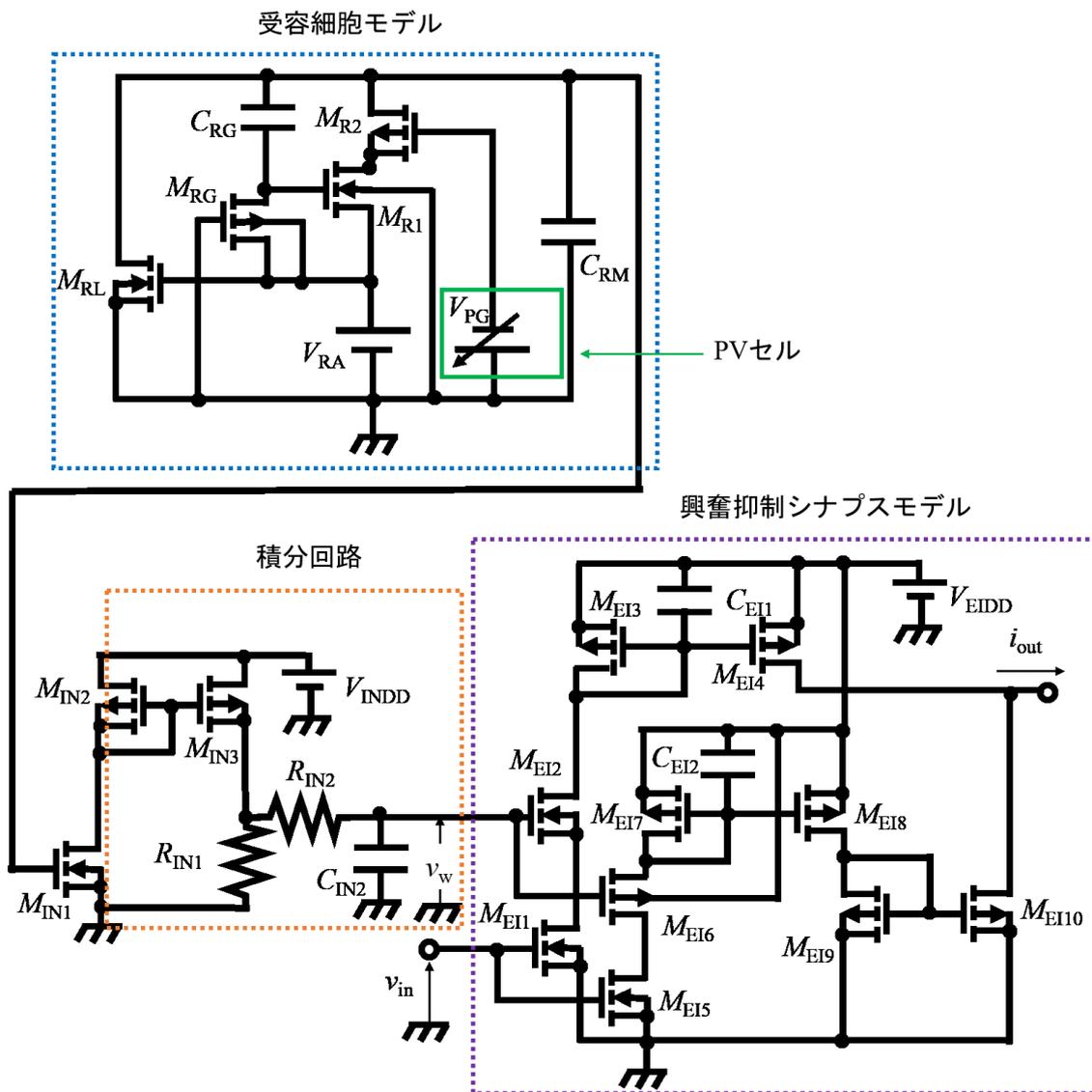


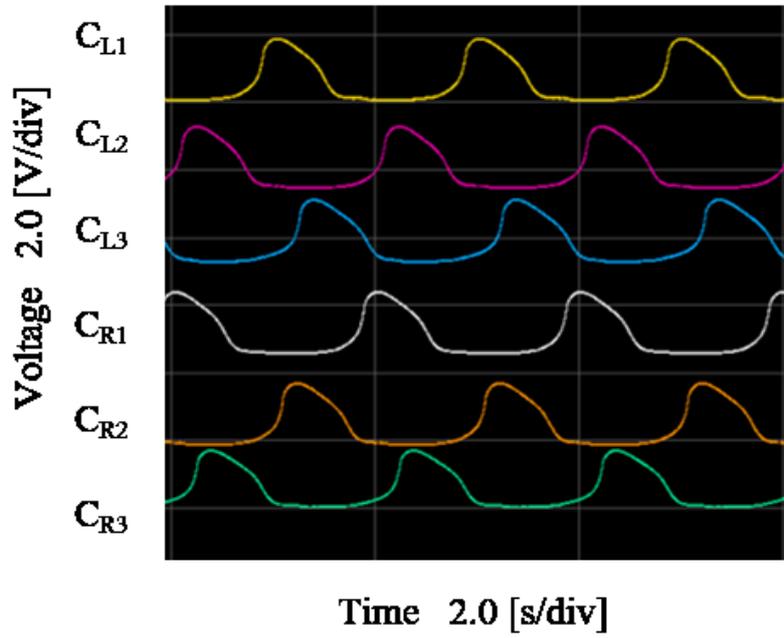
図 5.7.2 受容細胞モデルから興奮抑制シナプスモデルの回路図

光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデルを構成し、回路の特性を測定した。積分回路はディスクリット素子で構成した回路基板を受容細胞モデル IC チップおよびマイクロロボット用 CPG モデル IC チップと外接した。図 5.7.1 にマイクロロボット用 CPG モデルの出力パルス波形の例を示す。CPG モデルの回路定数を以下に示す。抑制性シナプスモデルは荷重電圧を調整できないモデルを使用した。受容細胞モデル： $M_{R1} = W/L = 10 \mu\text{m} / 1.2 \mu\text{m}$ 、 $M_{R2} = 27 \mu\text{m} / 1.0 \mu\text{m}$ 、 $M_{RG} = 1.2 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{RL} = 3.0 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $C_{RG} = 3.3 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 1.8 \text{ nF}$ 、 $V_{RA} = 2.7 \text{ V}$ 。細胞体モデル： $M_{C1} = W/L = 3.0 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{C2} = 1.2 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{C3} = 10 \mu\text{m} / 1.2 \mu\text{m}$ 、 $M_{C4} = 10 \mu\text{m} / 1.2 \mu\text{m}$ 、 $C_{CG} = 4.7 \mu\text{F}$ 、 $C_{CM} = 2.2 \mu\text{F}$ 、 $V_{CA} = 2.8 \text{ V}$ 。抑制性シナプスモデル： $M_{I1} = M_{I2} = M_{I3} = M_{I4} = M_{I5} = 10 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $C_I = 1.0 \text{ pF}$ 、 $V_{IDD} = 3.0 \text{ V}$ 。興奮抑制シナプスモデル： $M_{EI1} = M_{EI2} = M_{EI8} = W/L = 10 \mu\text{m} / 40 \mu\text{m}$ 、 $M_{EI3} = M_{EI5} = M_{EI6} = M_{EI7} = M_{EI9} = M_{EI10} = 10 \mu\text{m} / 10 \mu\text{m}$ 、 $M_{EI4} = 10 \mu\text{m} / 70 \mu\text{m}$ 、 $C_{EI1} = 1.0 \text{ pF}$ 、 $C_{EI2} = 1.0 \text{ pF}$ 、 $V_{EIDD} = 3.0 \text{ V}$ である。また、積分回路の回路定数は $R_{IN1} = 1.0 \text{ M}\Omega$ 、 $R_{IN2} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{IN1} = 10 \text{ nF}$ 、 $V_{INDD} = 5.0 \text{ V}$ で、n 型 MOSFET は SSM3K17FU、p 型 MOSFET は BSH203 を使用した。

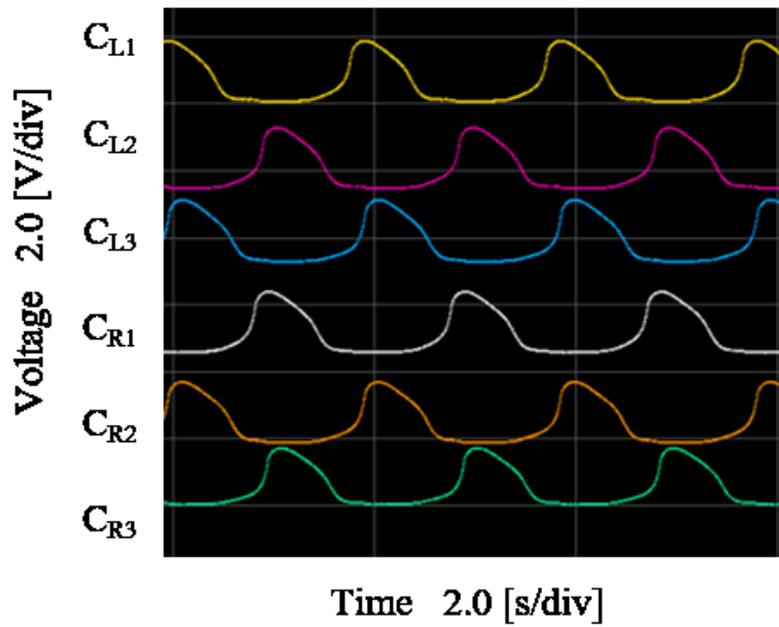
図 5.7.1 (a) は PV セルへ入力した照度が 60 lx の場合の CPG モデル出力した波形パターンである。同図より C_{L1} を基準とすると、 C_{L1} 、 C_{R2} 、 C_{L3} 、 C_{R1} 、 C_{L2} 、 C_{R3} の順番で発振することが確認できる。したがって、PV セルへの照度が 60 lx の場合、マイクロロボット用 CPG モデルは「ウェーブ歩容」の波形パターンを生成することを確認した。

図 5.7.1 (b) は PV セルへ入力した照度が 2.0 klx の場合の CPG モデルが出力した波形パターンである。同図より C_{L1} と C_{R2} と C_{L3} の 3 つの細胞体モデルと C_{R1} と C_{L2} と C_{R3} が交互に発振することが確認できる。したがって、PV セルへの照度が 2.0 klx の場合、マイクロロボット用 CPG モデルは「トライポッド歩容」の波形パターンを生成することを確認した。

測定実験の結果、マイクロロボット用 CPG モデルは PV セルへの照度に応じて「ウェーブ歩容」と「トライポッド歩容」の 2 つの波形パターンを切り替えることを確認した。



(a) PV セルへの照度が 60 lx の場合



(b) PV セルへの照度が 2.0 klx の場合

図 5.7.3 光により歩容を切り替えるマイクロロボット用 CPG モデルの出力パルス波形

第6章 受容細胞モデル—体型ニューロモルフィック回路

6-1 概要

著者らはこれまでにニューロモルフィック回路を用いて動物のような歩容を自発的に生成する四足歩行ロボットを開発した。自発的に歩容生成する四足歩行ロボットは、足裏の圧力センサからのフィードバックによって各脚の速度を変化する制御をしており、足の基準速度に応じて「ウォーク歩容」と「トロット歩容」を生成することを確認した。しかし、開発された四足歩行ロボットは圧力センサの信号処理とサーボモータの駆動信号の生成にマイクロコントローラを使用していた。マイコンは入力信号を順番に処理する為、2本の足の同時に圧力が変化すると片方の信号から処理され、実際の圧力変化とは微小な差が出てしまう。

著者はマイクロコントローラの代わりに受容細胞モデルを用いて圧力をセンシングする新しいニューロモルフィック回路を開発した。

6-2 回路構成

図 6.2.1 に受容細胞モデル—体型ニューロモルフィック回路の回路図を示す。受容細胞モデル—体型ニューロモルフィック回路は第 2 章で説明したニューロモルフィック回路に受容細胞モデルと積分回路を搭載した回路である。受容細胞モデルには圧力センサが搭載しており、圧力が加わることでパルス波形を出力する。受容細胞モデルの出力パルス波形は、積分回路により電圧 v_w に変換される。 v_w は受容細胞モデルの出力パルス波形の周波数に応じて変化し、出力パルス波形の周波数が高いほど v_w は大きくなる。 v_w は従来のニューロモルフィック回路内の抑制性シナプスモデルの M_{S5} のゲート電圧である。従来のニューロモルフィック回路は M_{S5} のゲート電圧が高いほど、細胞体モデルの発振周波数が低くなる。したがって、受容細胞モデル—体型ニューロモルフィック回路は受容細胞モデルが出力するパルス波形の周波数が高くなるほど、細胞体モデルの発振周波数は低くなる。従来のニューロモルフィック回路は v_w をマイクロコントローラで生成していたが、受容細胞モデル—体型ニューロモルフィック回路はマイクロコントローラを介さずに細胞体モデルの周波数を変化させることが可能になった。

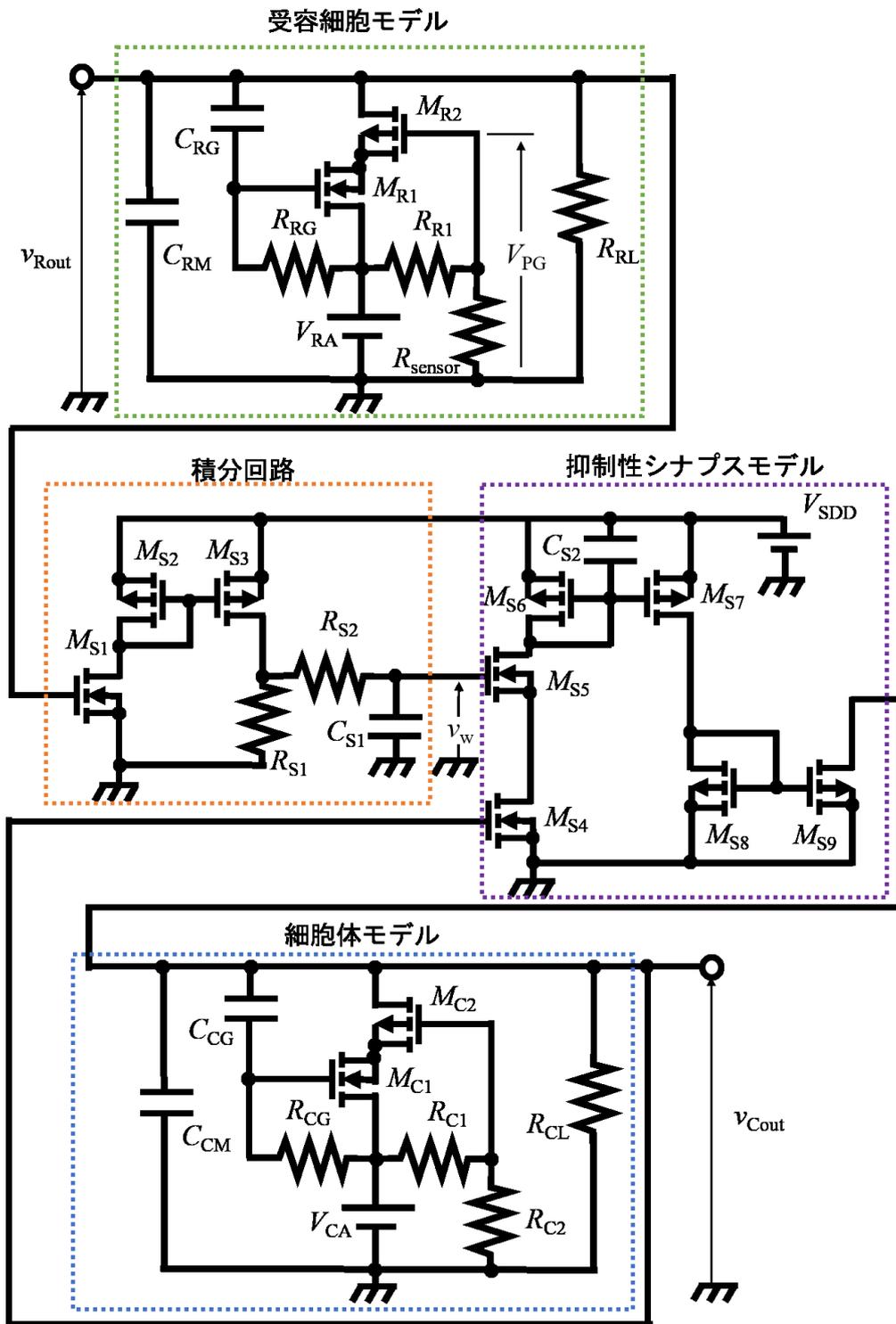


図 6.2.1 受容細胞モデルー体型ニューロモルフィック回路の回路図

6-3 シミュレーション結果

回路シミュレータを用いて、受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の回路特性をシミュレーションした。シミュレーションで使用する受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路は図 5.2.1 の回路図を基に構成した。回路定数は $R_{RG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{RL} = 3.3 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{S1} = 10 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{S2} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{CG} = 8.2 \text{ M}\Omega$ 、 $R_{CL} = 3.3 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{RG} = 1.0 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 10 \text{ pF}$ 、 $C_{S1} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{S2} = 6.8 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $C_{CG} = 39 \text{ pF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{RA} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{SDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{CA} = 3.5 \text{ V}$ である。また、n 型 MOSFET は SSM3K17FU、p 型 MOSFET は BSH203 を使用した。

図 6.3.1 に受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路のシミュレーションによる出力波形の例を示す。シミュレーション中に V_{PG} を変化させ、各出力波形の変化をシミュレーションした。図 5.3.1 は上から V_{PG} 、 v_{Rout} 、 v_w 、 v_{Cout} の波形である。図より、受容細胞モデルが出力するパルス波形 v_{Rout} は電圧 V_{PG} により変化し、 V_{PG} が低くなることで v_{Rout} の周波数が高くなることが確認できる。 v_{Rout} の周波数が高くなることで電圧 v_w が高くなり、細胞体モデルが出力するパルス波形 v_{Cout} の発振周波数が低くなることが確認できる。

V_{PG} は受容細胞モデルに搭載するセンサへの入力により変化する。したがってシミュレーション結果より、受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路はセンサの入力に応じてマイクロコントローラを介さずに細胞体モデルの発振周波数が変化することを示している。

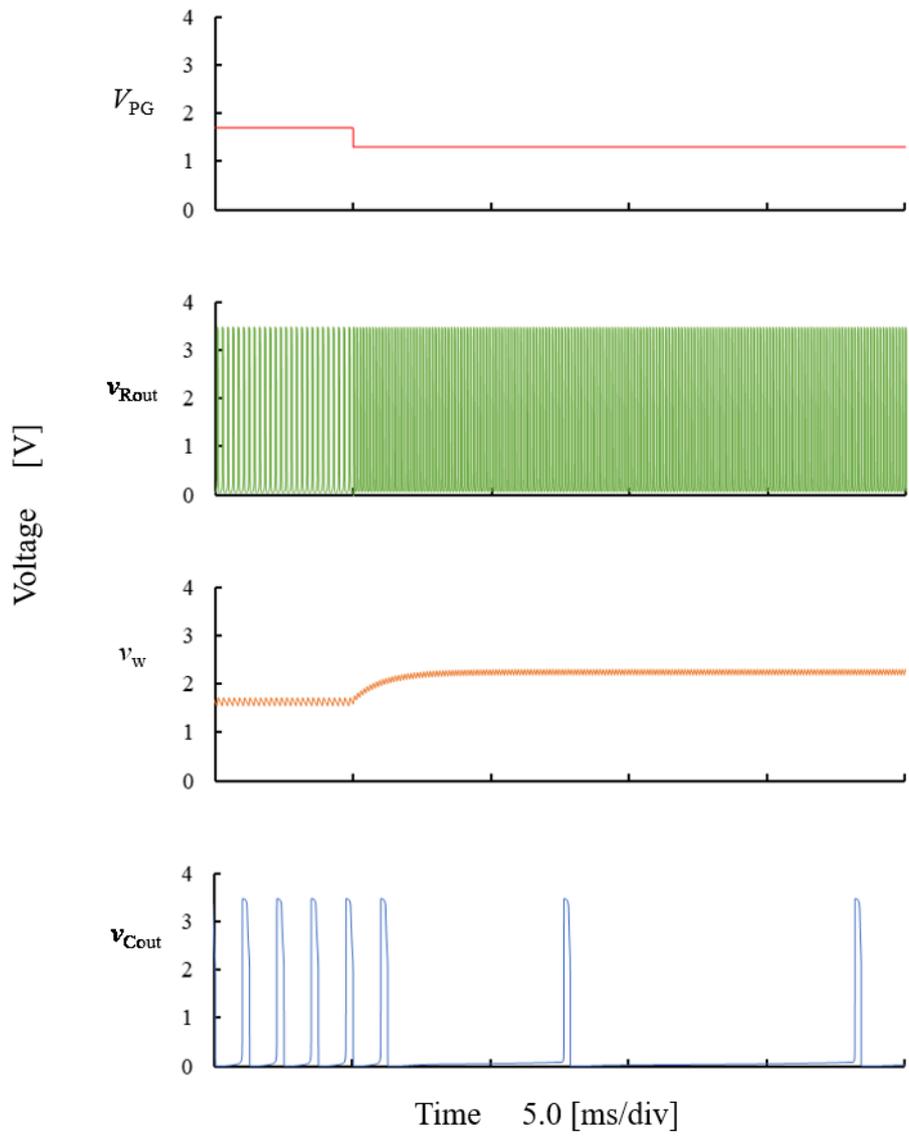


図 6.3.1 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の出力パルス波形

図 6.3.2 にシミュレーションで得られた、ニューロモルフィック回路内の受容細胞モデルの発振周波数に対する細胞体モデルの発振周波数の変化特性を示す。ニューロモルフィック回路内の細胞体モデルは、受容細胞モデルの発振周波数が 4.3 kHz から 9.5 kHz の範囲で発振周波数が大きく変化する。受容細胞モデルの発振周波数が高くなるにつれ細胞体モデルの発振周波数は低くなり、受容細胞モデルの発振周波数が 7.4 kHz になると細胞体モデルの発振周波数はほとんど変化しなくなることが確認できる。受容細胞モデルの発振周波数の変化により、細胞体モデルの発振周波数はおよそ 90 Hz からおよそ 900 Hz まで約 10 倍変化する。

従来のニューロモルフィック回路では、細胞体モデルは 190 Hz から 910 Hz まで 4.5 倍以上変化する。受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路は従来のニューロモルフィック回路より発振周波数が大きく変化する為、四足歩行ロボットの歩容生成に必要な発振周波数の変化幅を満たしていると考えられる。

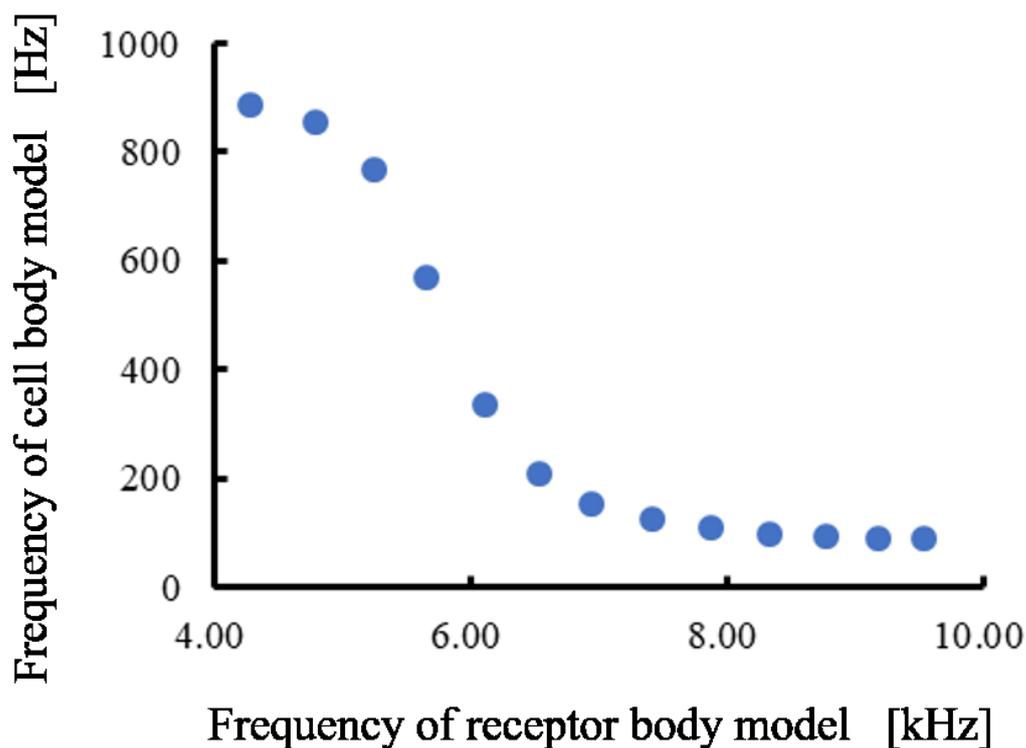
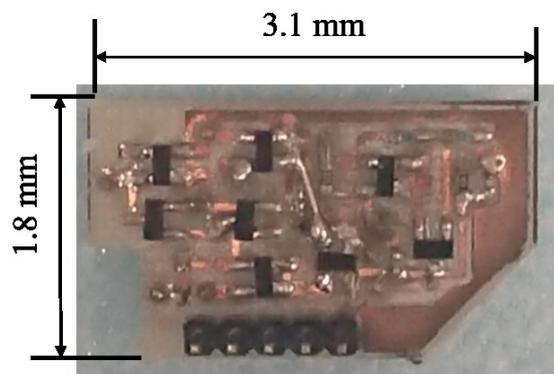


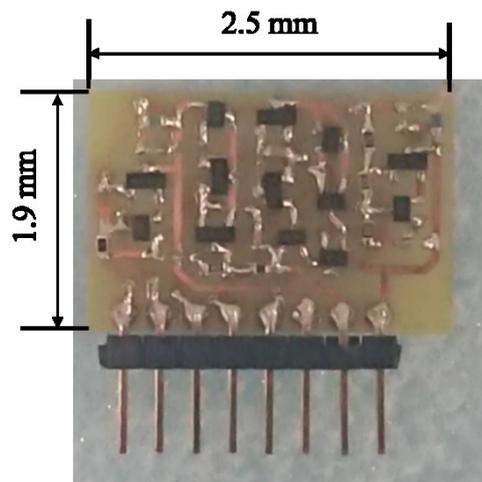
図 6.3.2 受容細胞モデルの発振周波数に対する細胞体モデルの発振周波数の変化特性(シミュレーション)

6-4 実装した受容細胞モデルの測定結果

シミュレーションの結果を基に、受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を実装した。図 6.4.1 に実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を示す。受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の回路は縦：19 mm、横：25 mm である。従来のニューロモルフィック回路は縦：18 mm、横：31 mm である為、回路基板の大きさはほとんど変化していない。したがって、実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路に変更した場合の回路基板の大きさにより影響は小さいと考えられる。



(a) 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路

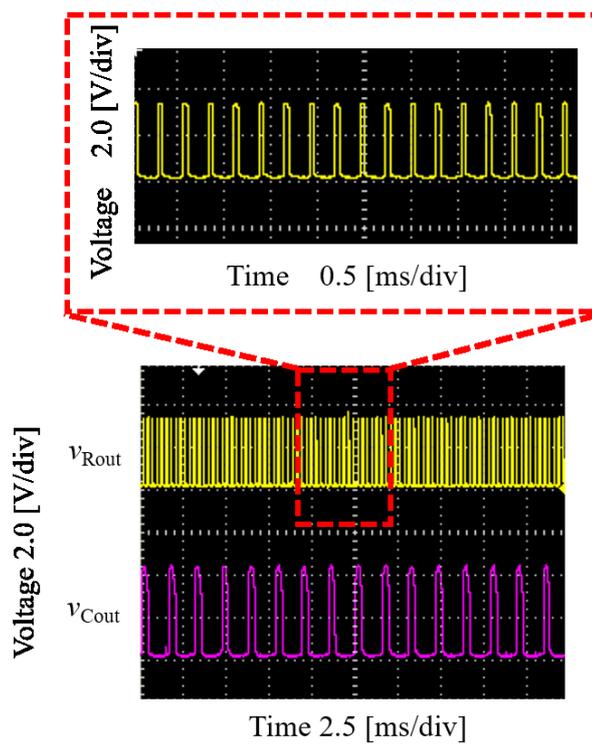


(b) 従来のニューロモルフィック回路

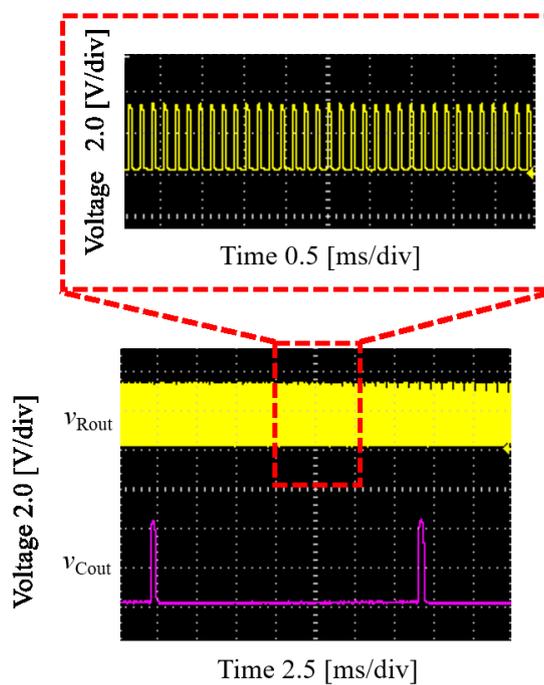
図 6.4.1 ニューロモルフィック回路を実装した回路基板

実装した受容細胞モデルの V_{PG} に対する発振特性を測定した。電源電圧以外の回路定数はシミュレーションで使用した定数と同じ値を使用し、 $V_{RA}=3.50\text{ V}$ 、 $V_{SDD}=5.40\text{ V}$ 、 $V_{CA}=4.35\text{ V}$ の条件で測定した。また、 V_{PG} の変化に対する発振周波数特性を測定する為、 V_{PG} は R_{C1} と R_{sensor} の分圧電圧でなく電源電圧で印加した。

図 6.4.2 にディスクリート素子で実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路が出力するパルス波形の例を示す。図 6.4.2 (a) は $V_{PG} = 1.45\text{ V}$ 、図 6.4.2 (b) は $V_{PG} = 1.05\text{ V}$ の出力波形である。黄色の波形は受容細胞モデルの出力パルス波形 v_{Rout} で、桃色の波形は細胞体モデルの出力パルス波形 v_{Cout} である。測定の結果、 V_{PG} を低くし受容細胞モデルの発振周波数を高くすることで、細胞体モデルの発振周波数が低くなった。したがって、実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路はシミュレーションと同様に、受容細胞モデルの発振周波数が高くなることで細胞体モデルの発振周波数が低下する特性を示すことを確認した。



(a) $V_{PG} = 1.45 \text{ V}$



(b) $V_{PG} = 1.05 \text{ V}$

図 6.4.2 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の出力パルス波形 (ディスクリート素子の実装回路)

図 6.4.3 に実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の受容細胞モデルの発振周波数に対する細胞体モデルの発振周波数の変化特性を示す。測定実験の結果、細胞体モデルは受容細胞モデルの周波数が 3.8 kHz から 7.1 kHz の範囲で発振し、細胞体モデルの発振周波数は受容細胞モデルの発振周波数が 5.0 kHz から急激に低下し始め、受容細胞モデルの周波数が 6.0 kHz を超すと変化が緩やかになる特性を持つことを確認した。細胞体モデルの発振周波数は受容細胞モデルの発振周波数に応じて約 650 Hz から約 60 Hz まで 10 倍以上変化する。測定結果より、実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路はシミュレーションと同様の発振周波数特性を持ち、また発振周波数もシミュレーションと同様に 10 倍以上変化する。したがって、実装した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路は四足歩行ロボットの歩容生成に必要な発振周波数の変化幅を満たしている。

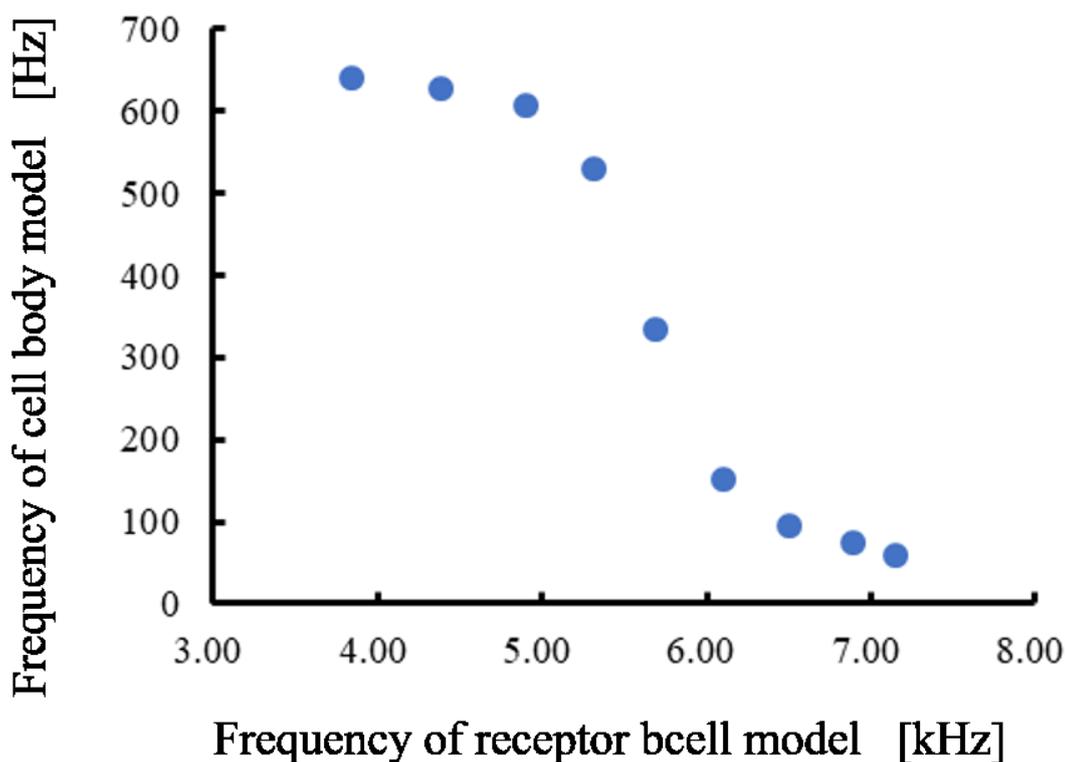


図 6.4.3 受容細胞モデルの発振周波数に対する細胞体モデルの発振周波数の変化特性(ディスクリート素子の実装回路)

次に受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路に圧力センサを搭載し、圧力の変化に対する細胞体モデルの発振周波数の変化特性を測定した。圧力センサ R_{sensor} は FSR402 を使用し、また R_1 には 20 k Ω の抵抗を実装した。

図 6.4.4 に圧力センサを搭載した受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の圧力センサの変化に対する細胞体モデルの発振特性の変化を示す。受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の細胞体モデルは圧力センサに加わる荷重が 280 gf から 380 gf の範囲で発振周波数が大きく変化し、圧力が大きいほど細胞体モデルの発振周波数は低下する。受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の細胞体モデルは圧力に対して、650 Hz から 150 Hz まで変化する。

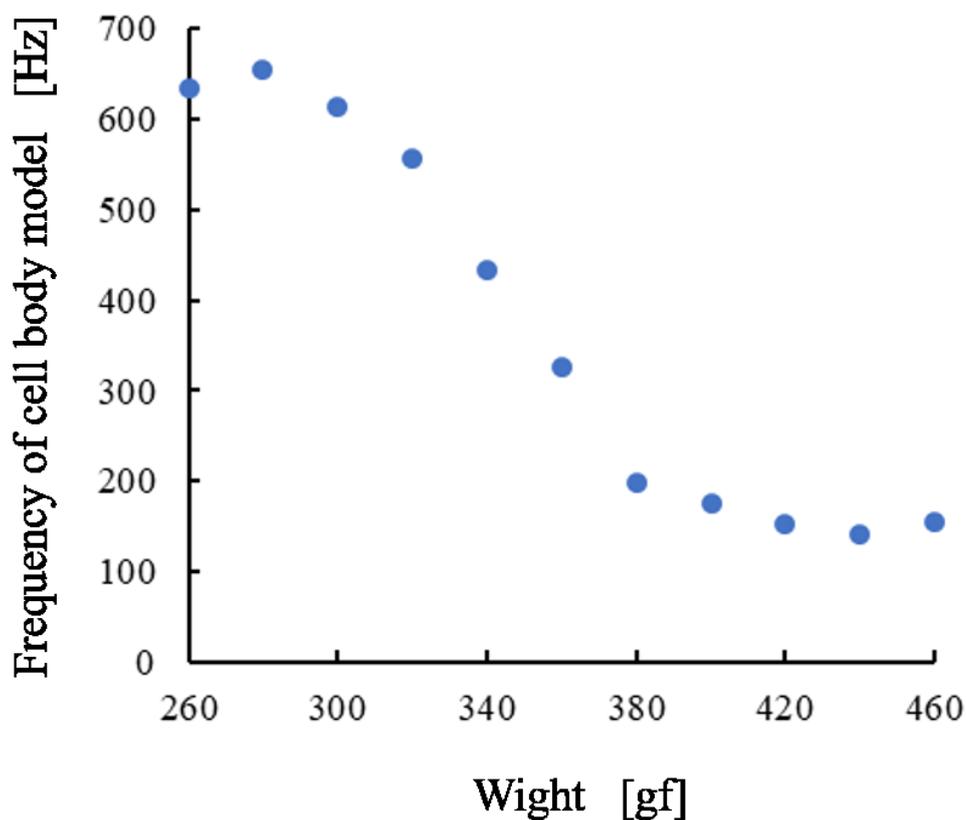


図 6.4.4 荷重に対する受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の発振周波数特性

6-5 歩行実験

受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を四足歩行ロボットに搭載し、歩行実験を行った。図 6.5.1 に歩容実験に使用した四足歩行ロボットを示す。四足歩行ロボットは縦：18 cm、横：10 cm、高さ：14 cm で、サーボモータと PLA 樹脂で作製したパーツで構成した。四足歩行ロボットはサーボモータの駆動信号を生成する為に Arduino Duo を、各脚の速度を制御する為に 4 つの受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した。また、各脚の先端には圧力センサを搭載し、対応する受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路に接続している。

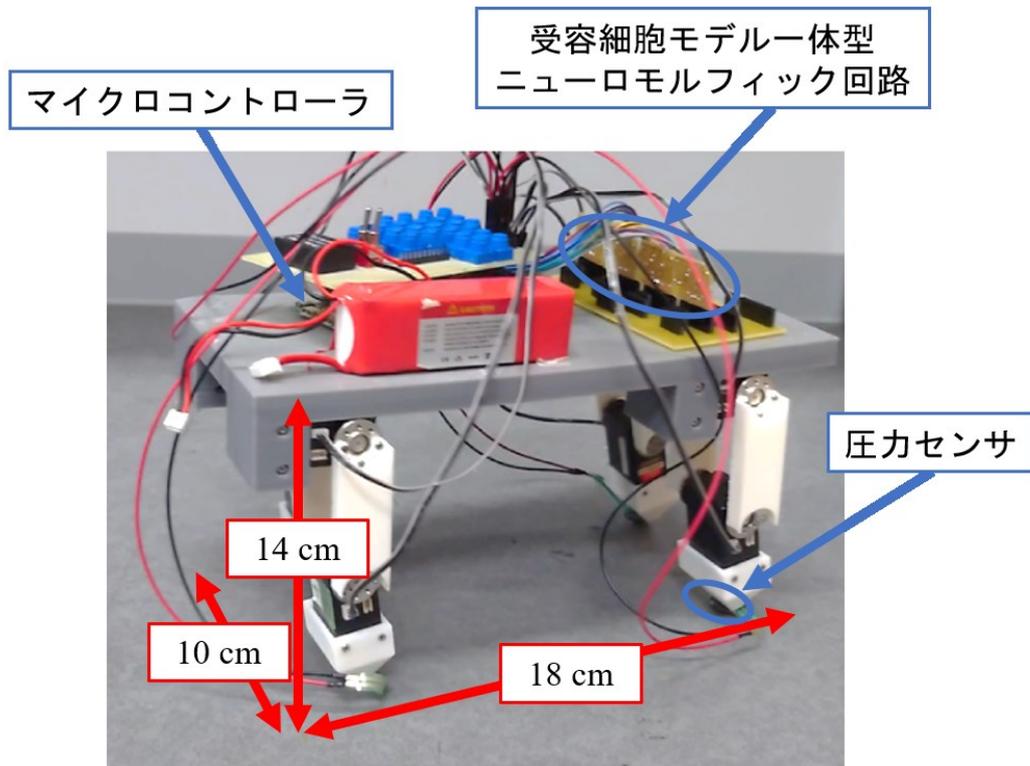


図 6.5.1 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボット

図 6.5.2 に受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を用いた四足歩行ロボット用の制御システムの概略図を示す。受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を用いた制御システムは従来のニューロモルフィック回路を用いたシステムから圧力センサの信号の処理に関するシステムを変更した。

受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を用いた四足歩行ロボットの制御システムの制御の流れについて説明する。

- (1) 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の出力パルス波形がマイクロコントローラに入力される。
- (2) マイクロコントローラに出力パルス波形が入力されるたびに脚のサーボモータが一定角度駆動する。
- (3) 四足歩行ロボットの脚が駆動することにより圧力センサの入力が変化する。
- (4) 圧力センサに接続する受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路の周波数が変化する。

圧力センサへの入力には搭載している脚に重心が傾くことで大きくなる。したがって、四足歩行ロボットの脚は重心が傾き荷重がかかるほど対応するニューロモルフィック回路の出力パルス波形の周波数が低くなり減速する。圧力センサへの入力により各脚の速度が変化することで、各脚の位相がずれ動物のような歩容を生成する。

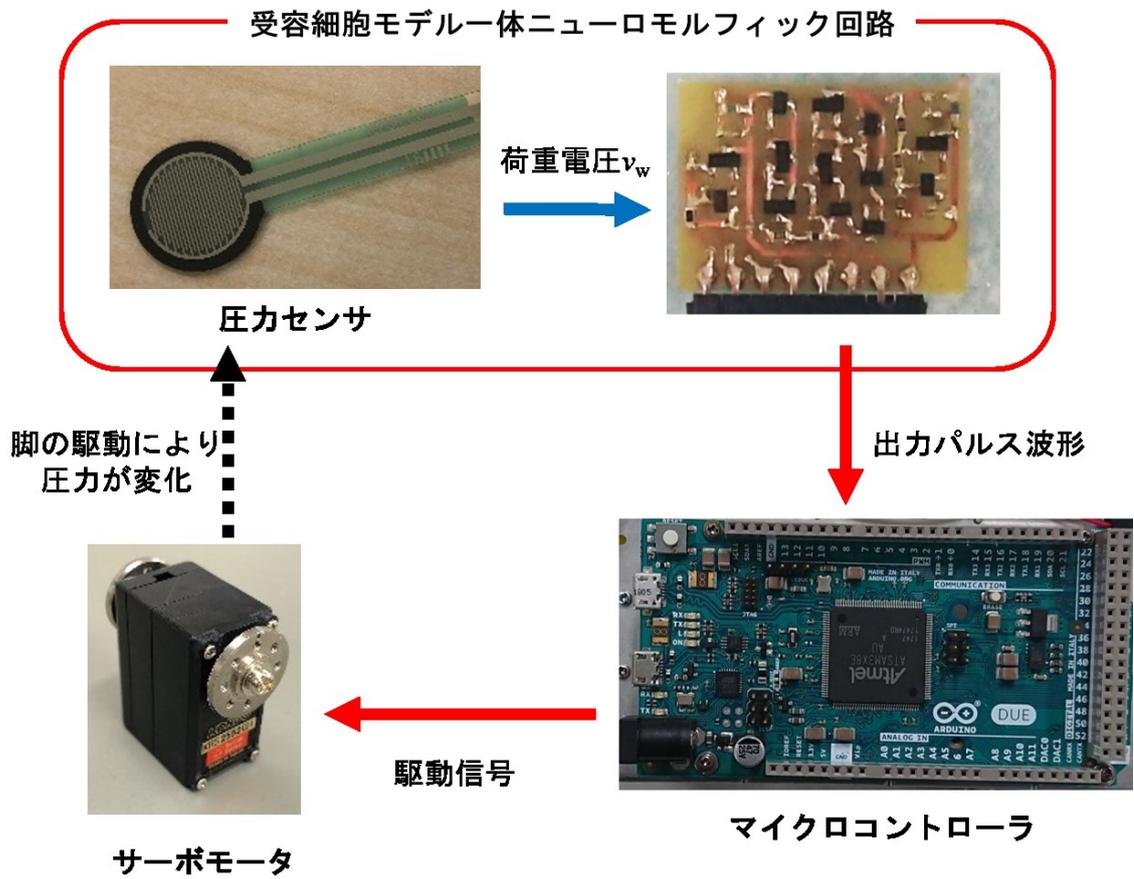


図 6.5.2 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した自発的に歩容生成する四足歩行ロボットの制御

受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボットを用いて歩行実験を行った。図 6.5.3 に受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボットの歩行実験の様子を示す。四足歩行ロボットに搭載したマイクロコントローラのプログラムは、従来のニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボットのプログラムから v_w に関するプログラムを除いた構成である。実験の結果、四足歩行ロボットは「ウォーク歩容」のような歩容を生成することを確認した。したがって、四足歩行ロボットは受容細胞モデルを搭載することで、マイクロコントローラを介さずに圧力センサをセンシングし歩容を生成することを確認した。

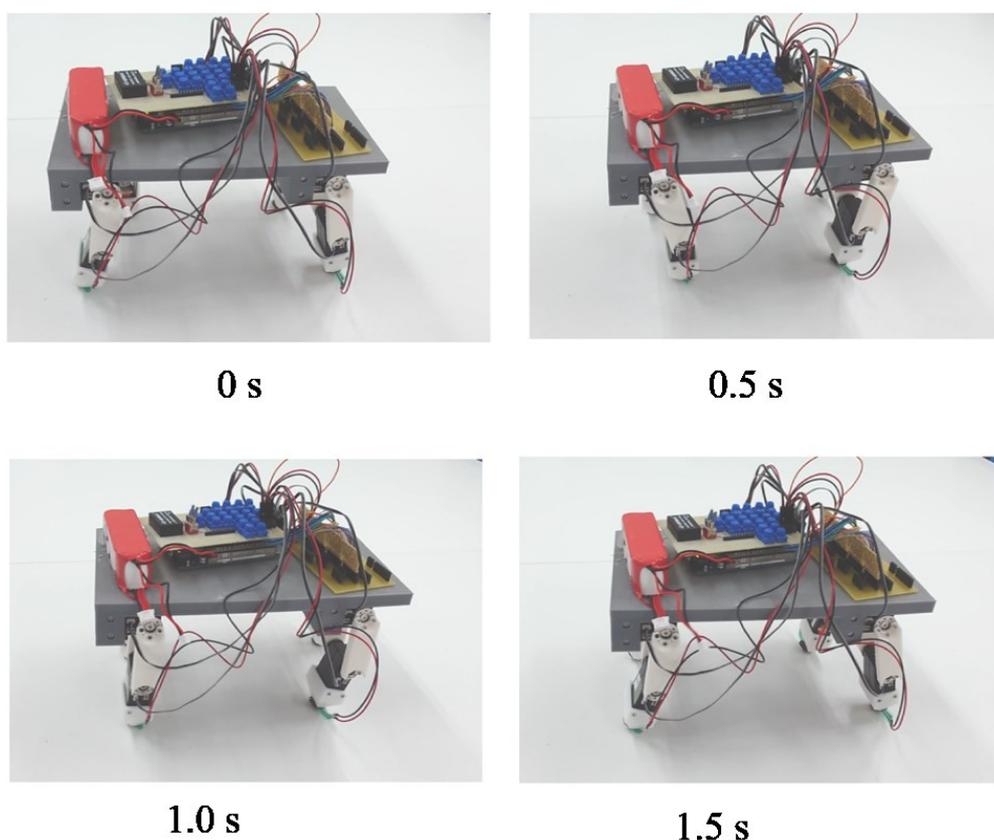


図 6.5.3 受容細胞モデル一体型ニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボットの歩行実験

第7章 筋骨格を模倣するラット型ロボット駆動用の

CPG モデルの開発

7-1 概説

第6章で受容細胞モデルを用いることでマイクロコントローラを介さずに圧力センサへの入力の変化により発振周波数が変化するニューロモルフィック回路について説明した。しかし、ニューロモルフィック回路を搭載した四足歩行ロボットはサーボモータをアクチュエータとして使用している為、PWM 信号などの信号を生成するマイクロコントローラなどのデジタル回路が必要となる。またサーボモータはロータリーアクチュエータである為、動物の筋肉とは異なる駆動である。著者は四足歩行ロボットをより動物の駆動に近い制御で実現する為に、サーボモータの代わりにリニアアクチュエータを使用し、さらに筋骨格の構造や運動神経系と筋肉のように、CPG モデルからの出力パルス波形によりデジタル回路を介さずアクチュエータ駆動するロボットを開発した。

著者は筋骨格の模倣する歩行動物としてラットに着目した。ラットは 10 cm から 20 cm と筋骨格を模倣するのに適しており、また他の動物と比較して神経系の知見がある[49]。ラット型ロボットに搭載するリニアアクチュエータは熱により駆動する SMA アクチュエータを使用した。

7-2 ラット型ロボットの筐体

図 7.2.1 に設計したラット型ロボットの 3D モデルを示す。ラット型ロボットは Autodesk 社の Fusion 360 を用いて設計した。ラット型ロボットはラットの骨格を参考に設計し、サイズは縦：120 mm、横：65 mm、高さ：80 mm である。ラット型ロボットは胸部パーツ、腰部パーツ、右前下腕パーツ、右前上腕パーツ、右前足パーツ、左前下腕パーツ、左前上腕パーツ、左前足パーツ、右後下腕パーツ、右後上腕パーツ、右後足パーツ 1、右後足パーツ 2、左後下腕パーツ、左後上腕パーツ、左後足パーツ 1、左後足パーツ 2、各パーツを固定する為のワッシャで構成される(図 7.2.2)。ラット型ロボットの各脚部の駆動範囲は生体のラットの歩行時の各関節の駆動角度を基に設計した。

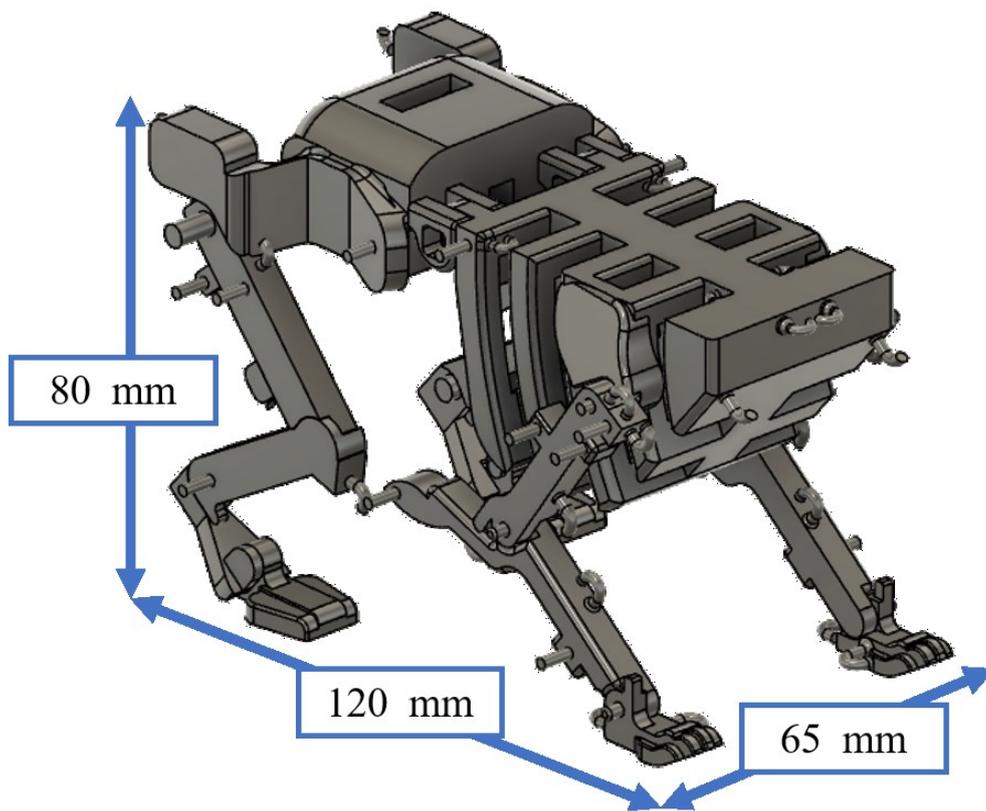


図 7.2.1 ラット型ロボットの 3D モデル

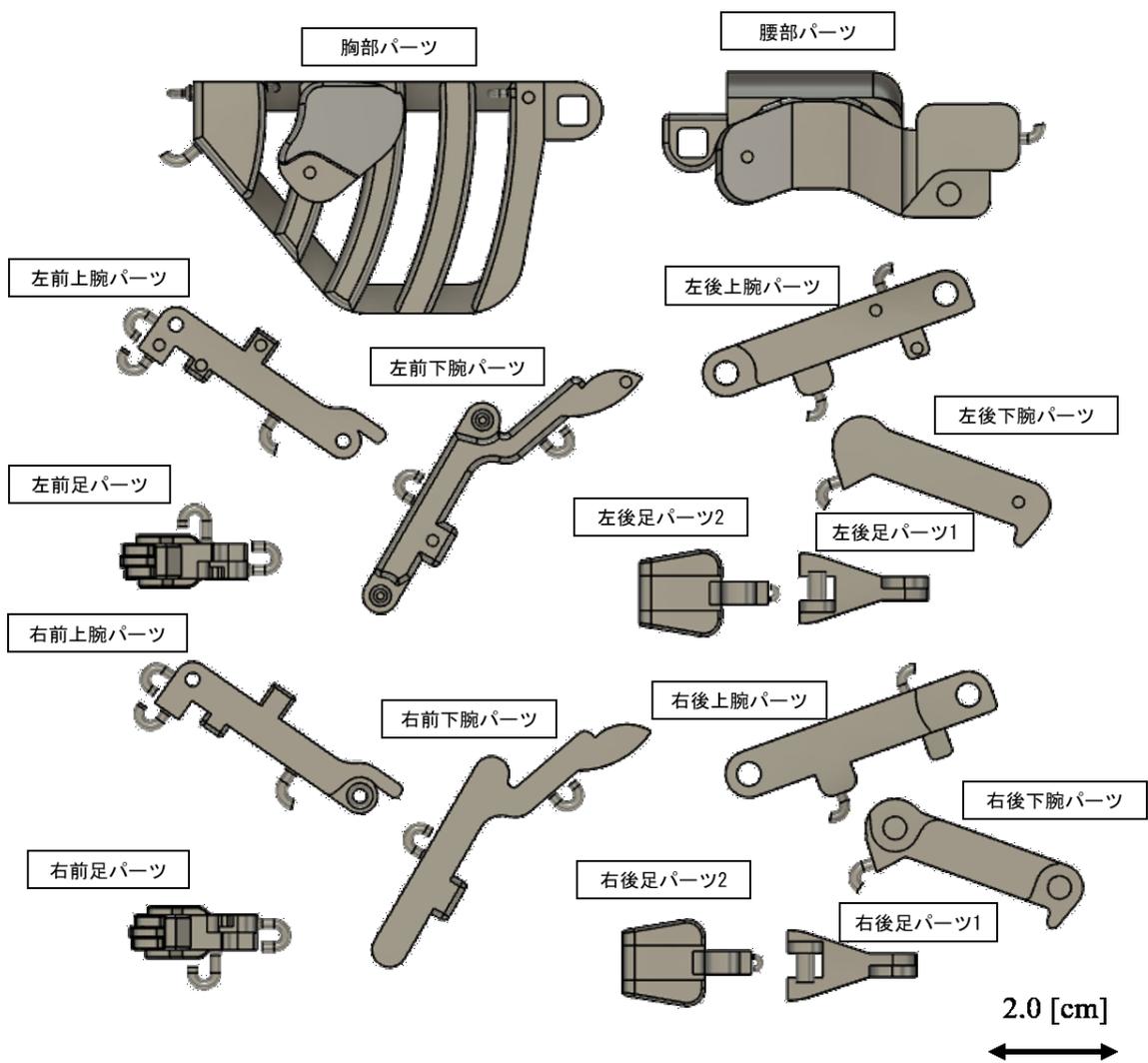


図 7.2.2 ラット型ロボットを構成するパーツ

ラット型ロボットは各脚部に4つのSMAアクチュエータを搭載する。ラット型ロボットの脚部は右前脚を例にすると、胸部パーツと右上腕パーツ、右上腕パーツと右下脚パーツを、それぞれ伸筋・屈筋を模倣するSMAアクチュエータで接続した。図7.2.3に右前脚の駆動の様子を示す。ラット型ロボットの脚部は下腕伸筋のSMAアクチュエータ、上腕伸筋のSMAアクチュエータ、下腕屈筋のSMAアクチュエータ、上腕屈筋のSMAアクチュエータの順番に駆動することで歩行に必要な運動を生成する。

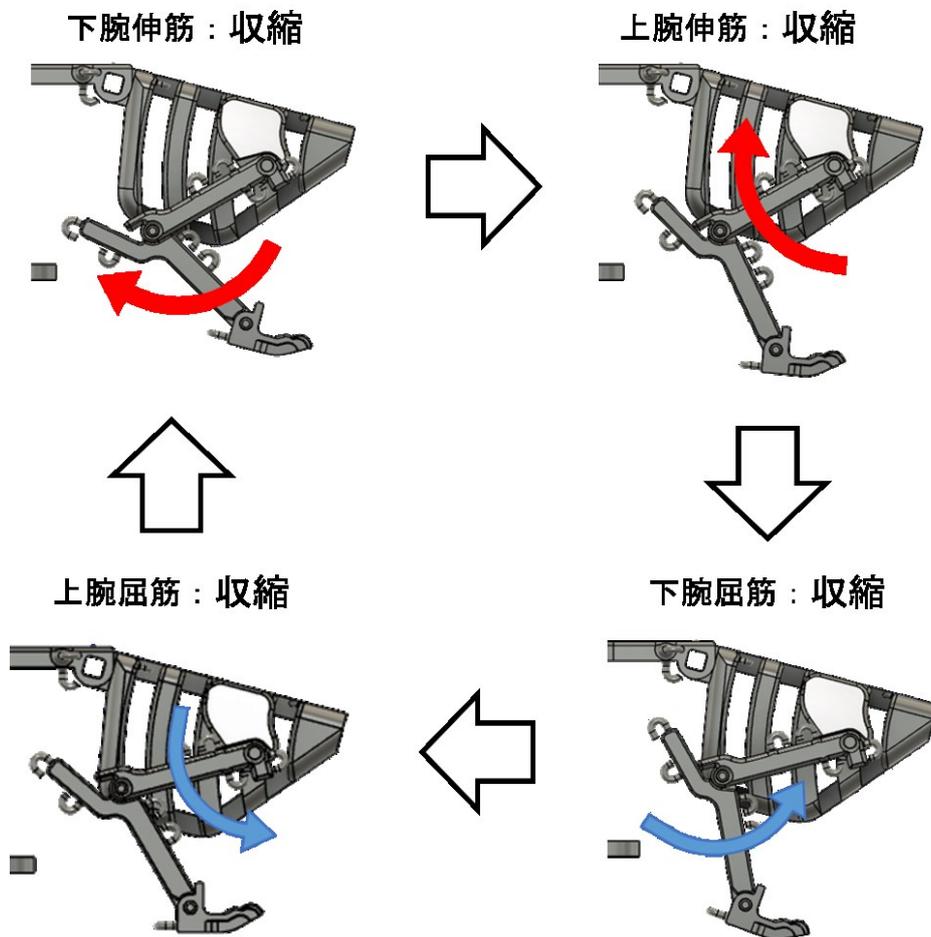


図 7.2.3 ラット型ロボットの脚部駆動(右前脚)

図 7.2.4 に 3D プリンタを用いて開発したラット型ロボットを示す。ラット型ロボットは光造形の 3D プリンタを用いて開発した。SMA アクチュエータは駆動力を確保する為に、各部位に 2 本搭載した。また、ラット型ロボットの各足裏に滑り止め用のゴムシートを張り付けた。

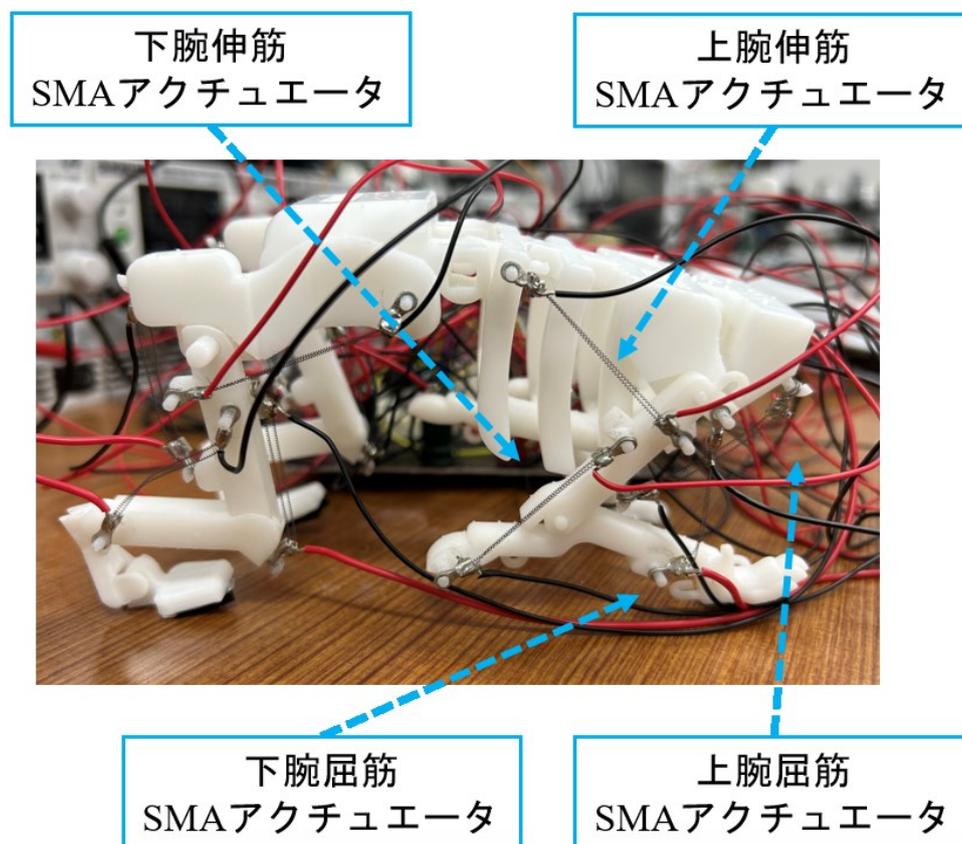


図 7.2.4 3D プリンタを用いて開発したラット型ロボット

マイクロコントローラを用いて開発したラット型ロボットの駆動実験を行った。図 7.2.5 にラット型ロボットの駆動実験に使用した駆動回路の概略図を示す。駆動回路は電流源、n 型 MOSFET、SMA アクチュエータと接続しており、Arduino Uno が信号を出力し n 型 MOSFET が ON になることで SMA アクチュエータに電流が流れ収縮する。図 7.2.6 にラット型ロボットの駆動実験に使用した駆動波形を示す。同図の波形はラット型ロボットの 1 つの脚を駆動する波形である。上腕の伸筋と屈筋、および下腕の伸筋と屈筋の駆動波形はそれぞれ交互に出力する。また、上腕の駆動波形は下腕の駆動波形より少し遅れて出力する。

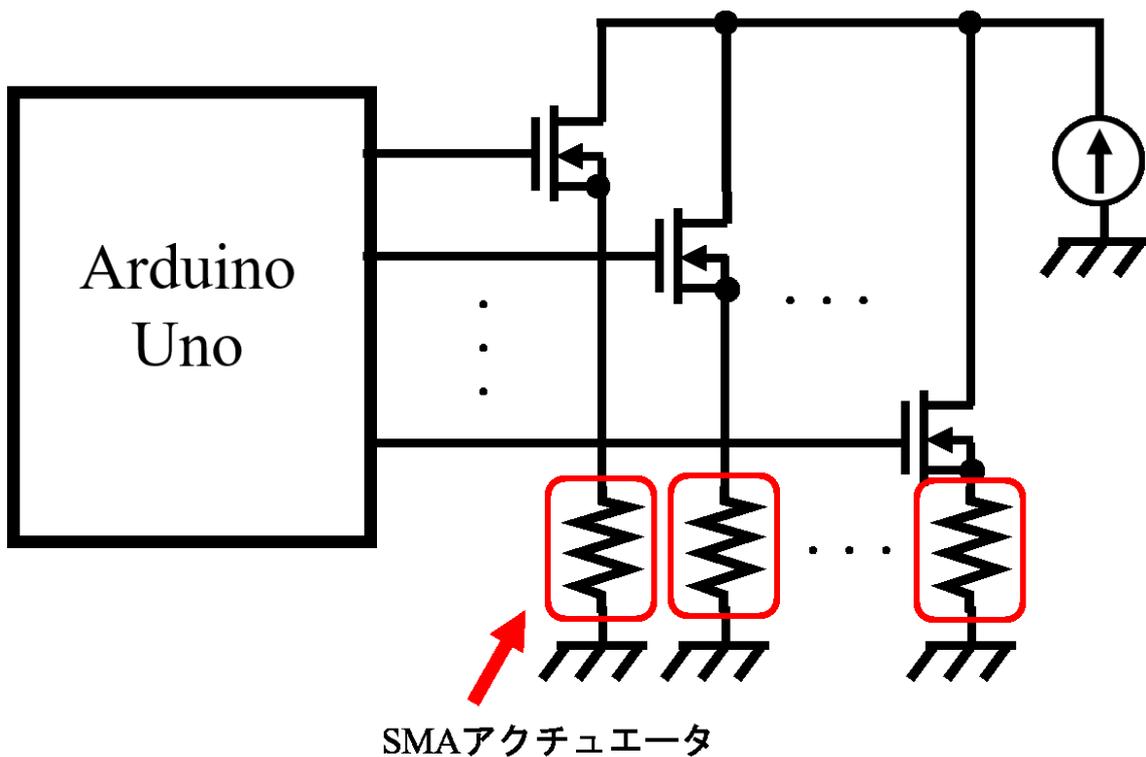


図 7.2.5 ラット型ロボットの駆動回路の概略図

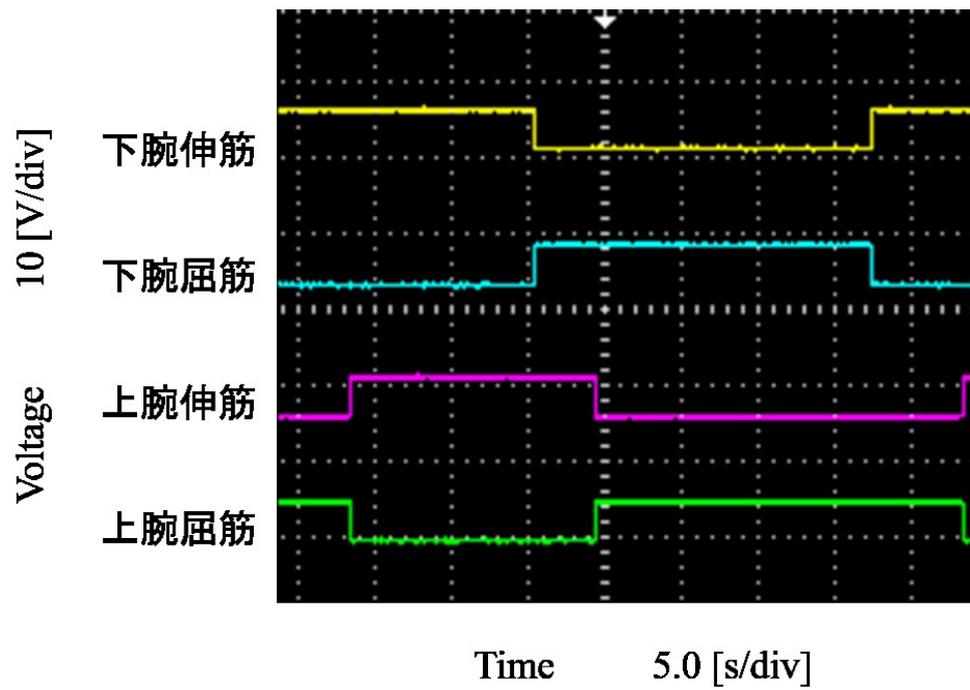
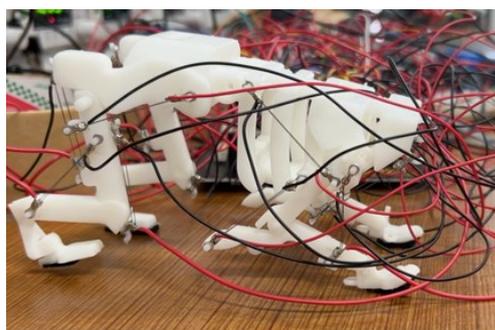


図 7.2.6 ラット型ロボットの駆動波形

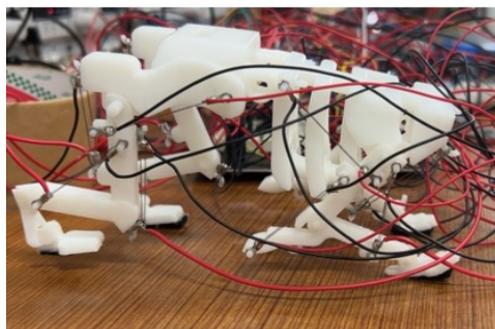
マイクロコントローラを用いてラット型ロボットの駆動実験を行った。駆動実験では、ラット型ロボットの各 SMA アクチュエータに図 7.2.6 の波形をマイクロコントローラから印加することで実験した。図 7.2.7 に開発したラット型ロボットの駆動実験の様子を示す。実験の結果、ラット型ロボットは歩行することを確認した。



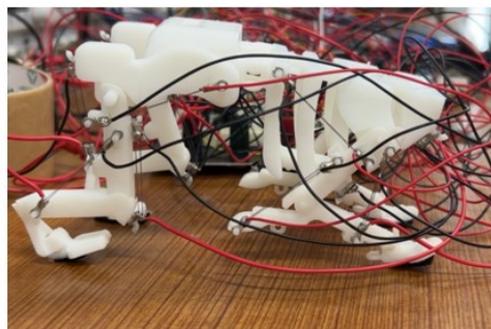
0 s



8.0 s



16 s



32 s

図 7.2.7 ラット型ロボットの歩行実験

7-3 ラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデル

7-3-1 回路構成

図 7.2.6 の波形を参考にラット型ロボットの脚部を駆動する CPG モデルを設計した。CPG モデルは発振周波数の高い細胞体モデルを使用し、第 2 章で説明したシナプスモデルの他に遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルを使用することで、伸筋・屈筋の交互にバースト発振する機能と、下腕から少し遅れて上腕の細胞体モデルが発振する特性を実現した。図 7.3.1 に遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルの回路図を示す。遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルは従来の興奮性シナプスモデルの荷重電圧 v_w に積分回路を接続した回路でありシナプス前細胞が発振頻度により出力の大きさが変化する。遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルは入力側の細胞体モデルが一定期間発振し続けることで出力側の細胞体モデルの発振を促す為、入力側の細胞体モデルが発振し始めてから一定期間遅れて出力側の細胞体モデルを発振する。

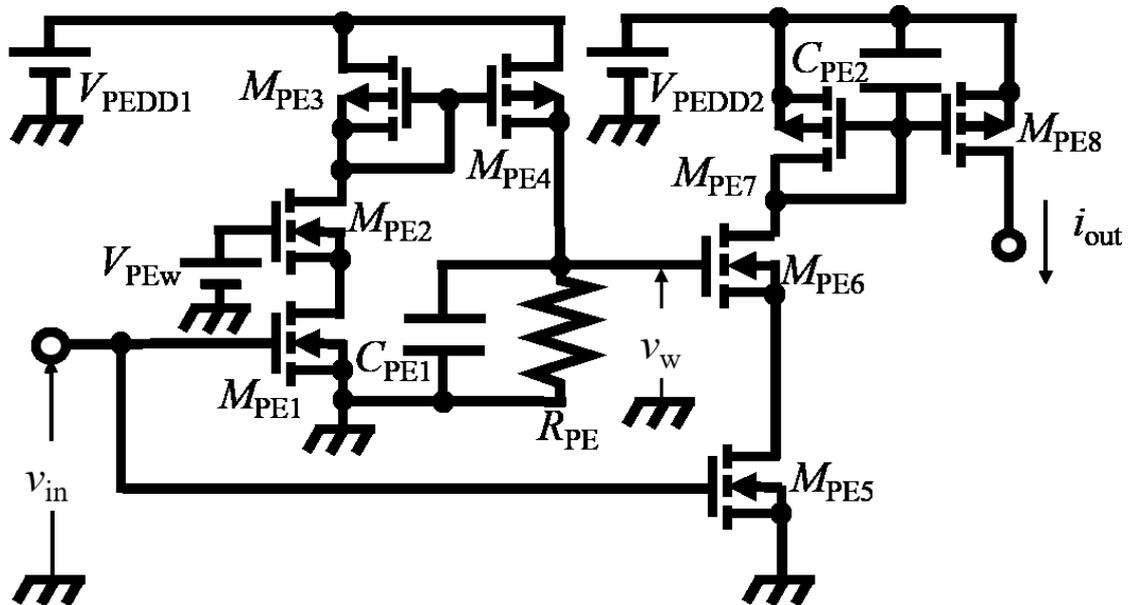


図 7.3.1 遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデル

図 7.3.2 にラット型ロボットの脚部駆動 CPG モデルの概略図を示す。CPG モデルは 4 つのセグメントモデルで構成される。セグメントモデルはそれぞれ 3 つの細胞体モデルで構成され、 C_{le1} 、 C_{lf1} 、 C_{ue1} 、 C_{uf1} からセグメントモデル内の他の細胞体モデルは遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルで接続している。 C_{le1} と C_{lf1} 、 C_{ue1} と C_{uf1} はそれぞれ抑制性シナプスモデルで接続している為、一方の細胞体モデルが発振する間はもう一方の細胞体モデルは発振できない。

C_{le1} 、 C_{le2} 、 C_{le3} で構成されるセグメントモデルを例にバースト発振の生成について説明する。 C_{le1} の発振期間に応じて C_{le1} と接続する遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルの v_w が上昇し、シナプスモデルの出力電流が大きくなる。したがって、 C_{le1} が一定期間発振し続けることで C_{le2} が発振する。 C_{le2} は C_{le1} と抑制性シナプスモデルで接続している為、 C_{le2} が発振することで C_{le1} は抑制され、 C_{le1} の発振が停止する。 C_{le1} の発振が停止することで、 C_{le1} と抑制性シナプスモデルで相互に接続している C_{lf1} が発振する。 C_{lf1} は一定期間発振することで C_{lf2} から抑制され、 C_{lf1} の発振が停止し C_{le1} が発振する。以上のサイクルを繰り返すことで C_{le1} と C_{lf1} は交互にバースト発振する。 C_{ue1} と C_{uf1} も同様のサイクルにより交互にバースト発振する。

また、 C_{le1} 、 C_{lf1} 、 C_{ue1} 、 C_{uf1} はそれぞれ C_{le3} 、 C_{lf3} 、 C_{ue3} 、 C_{uf3} と遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデルで接続しており、 C_{le1} 、 C_{lf1} 、 C_{ue1} 、 C_{uf1} がそれぞれ一定期間発振することで C_{le3} 、 C_{lf3} 、 C_{ue3} 、 C_{uf3} が発振する。 C_{le3} 、 C_{lf3} 、 C_{ue3} 、 C_{uf3} はそれぞれ C_{ue1} 、 C_{uf1} 、 C_{le1} 、 C_{lf1} に興奮性シナプスモデルで接続している。したがって、下腕の細胞体モデルのバースト発振から少し遅れて上腕の細胞体モデルがバースト発振するパターンを生成する。

CPG モデルの各出力ポートを図 7.2.5 の Arduino の出力ポートの代わりに n 型 MOSFET に接続することで、各細胞体モデルが発振することで対応する SMA アクチュエータが収縮し、ラット型ロボットの脚部を駆動する。

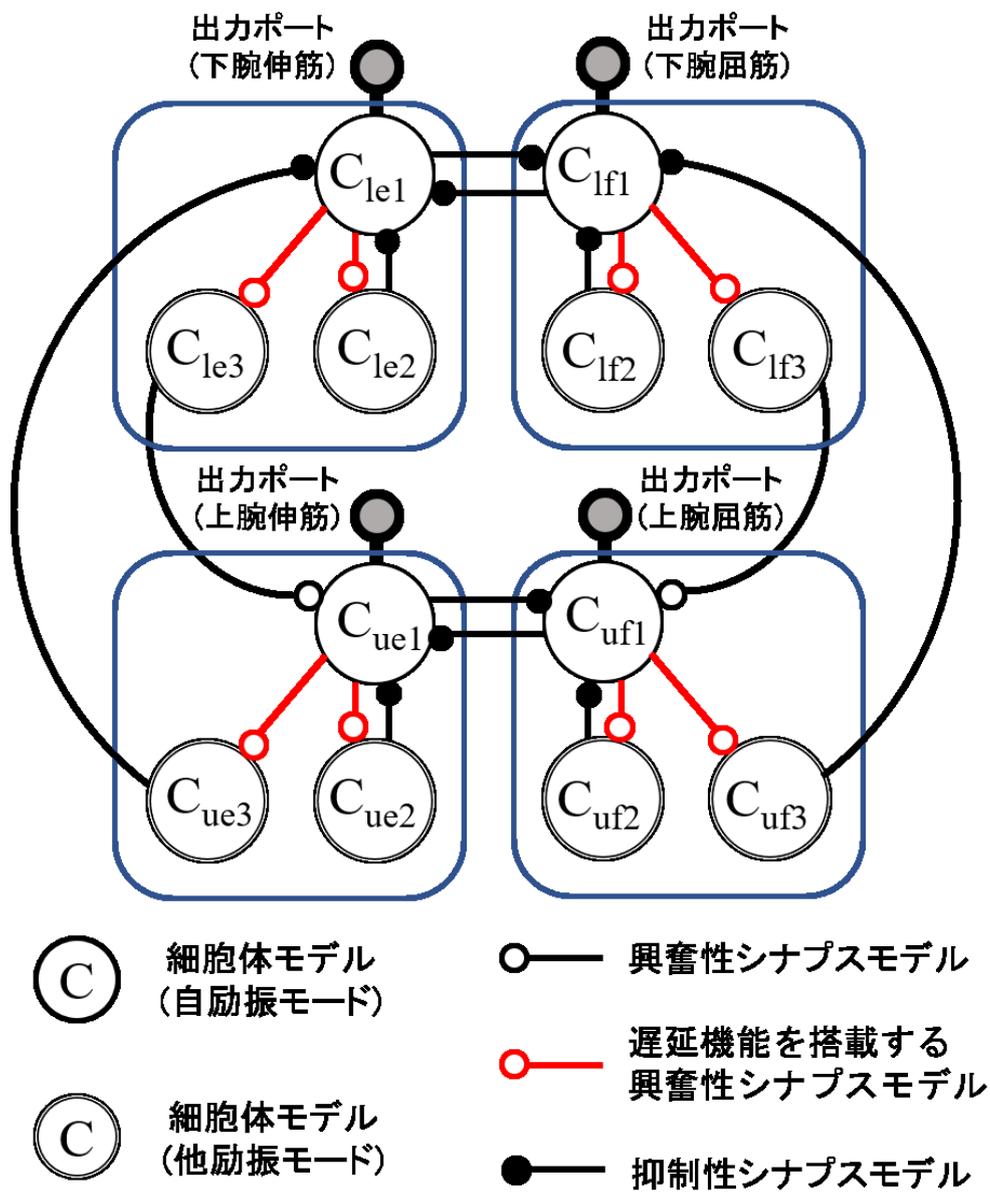


図 7.3.2 ラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデルの概略図

7-3-2 シミュレーション結果

回路シミュレータを用いてラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデルの動作をシミュレーションした。回路シミュレータは Cadence 社の PSpice を使用した。以下に回路定数を示す。興奮性シナプスモデルおよび抑制性シナプスモデルは荷重電圧が調整可能なモデルを使用した。細胞体モデル(自励振モード) : $R_{CG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{CM} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 18 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 27 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{CG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{CA} = 4.2 \text{ V}$ 。細胞体モデル(他励振モード) : $R_{CG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{CM} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 18 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 27 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{CG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{CA} = 3.4 \text{ V}$ 。興奮性シナプスモデル : $C_E = 1.0 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{EDD} = 4.0 \text{ V}$ 、 $V_{Ew} = 1.6 \text{ V}$ 。C_{le3} から C_{le1}、C_{lf3} から C_{lf1}、C_{ue3} から C_{ue1}、C_{uf3} から C_{uf1} を接続する抑制性シナプスモデル : $C_1 = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 2.0 \text{ V}$ 。C_{le1} と C_{lf1}、C_{ue1} と C_{uf1} を接続する抑制性シナプスモデル : $C_1 = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 2.0 \text{ V}$ 。C_{ue3} から C_{le1}、C_{uf3} から C_{lf1} を接続する抑制性シナプスモデル : $C_1 = 1.0 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 1.8 \text{ V}$ 。C_{le1} から C_{le2}、C_{lf1} から C_{lf2}、C_{ue1} から C_{ue2}、C_{uf1} から C_{uf2} を接続する遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデル : $R_{PE} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{PE1} = 100 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $C_{PE2} = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{PEDD1} = 2.0 \text{ V}$ 、 $V_{PEDD2} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{PEw} = 1.6 \text{ V}$ 。C_{le1} から C_{le3}、C_{lf1} から C_{lf3}、C_{ue1} から C_{ue3}、C_{uf1} から C_{uf3} を接続する遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデル : $R_{PE} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{PE1} = 47 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $C_{PE2} = 1.0 \text{ pF}$ 、 $V_{PEDD1} = 2.0 \text{ V}$ 、 $V_{PEDD2} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{PEw} = 1.6 \text{ V}$ 。また、n 型 MOSFET は SSM3K17FU を使用し、p 型 MOSFET は BSH203 を使用した。

図 7.3.3 にシミュレーションによるラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデルの出力パルス波形を示す。シミュレーション結果より、CPG モデルの C_{le1} と C_{lf1}、C_{ue1} と C_{uf1} はそれぞれ交互にバースト発振していることが確認できる。また、C_{ue1} および C_{uf1} は C_{le1} と C_{lf1} から少し遅れて発振することが確認できた。したがって、CPG モデルは伸筋・屈筋に対応する細胞体モデルが交互にバースト発振する特性と、下腕の細胞体モデルから少し遅れて上腕の細胞体モデルが発振する特性を模倣していることを確認した。以上のシミュレーション結果より、CPG モデルはラット型ロボットの脚部の駆動に必要な波形パターンを生成することを確認した。

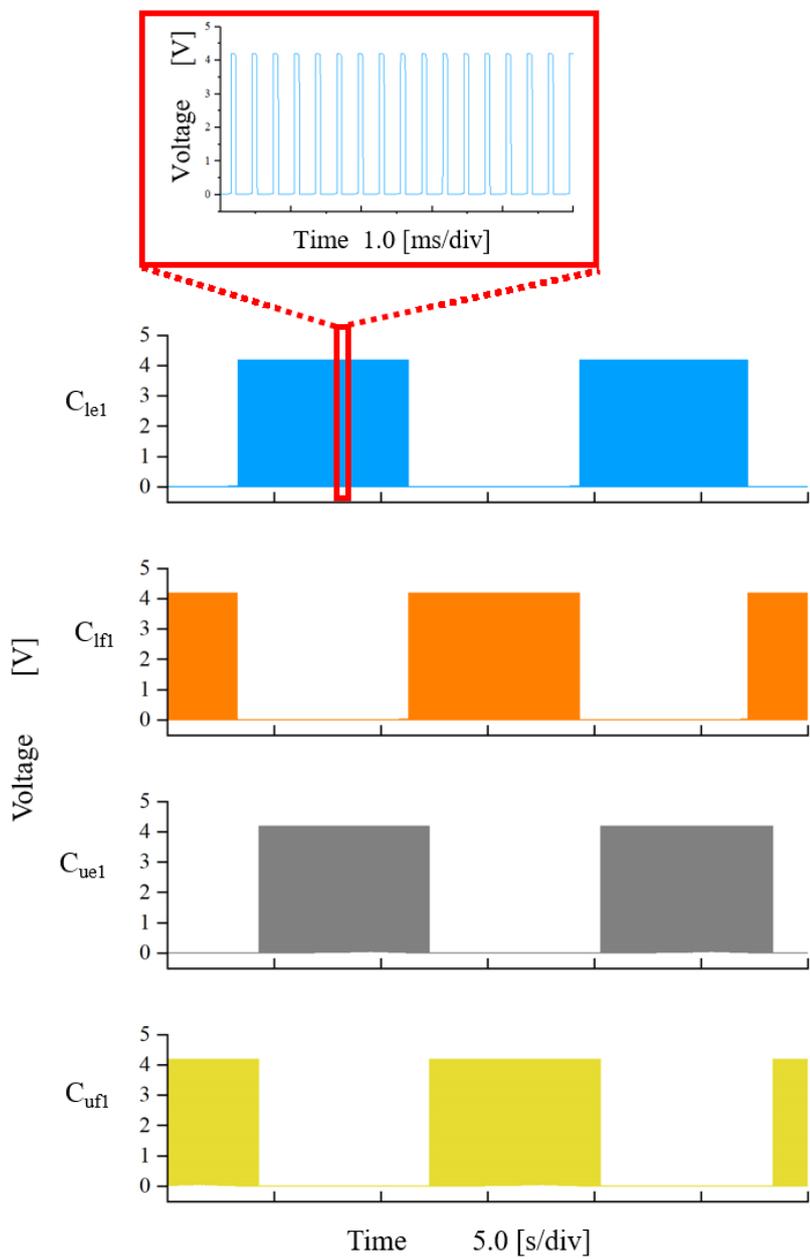


図 7.3.3 ラット型ロボットの脚部駆動用 CPG モデルの出力パルス波形 (シミュレーション)

7-4 感覚フィードバックを模倣したラット型ロボット用 CPG モデル

7-4-1 回路構成

7-3 で設計した CPG モデルはラット型ロボットの脚部の駆動に必要な波形パターンを生成するが、センサを搭載していない為に決まった波形パターンしか生成できない。著者が開発を目指すマイクロコントローラの制御を必要とせず自発的に歩容生成するラット型ロボットを実現する為には、ラット型ロボットの脚部が足裏の圧力によって脚部の駆動周期が変化する必要がある。従来の自発的に歩容生成する四足歩行ロボットはマイクロコントローラで脚部の駆動周期を制御するが、ラット型ロボットに搭載する SMA アクチュエータは加熱と放熱によって駆動する為、サーボモータのような細かな駆動周期の制御は困難である。したがって、著者は新たに感覚フィードバックにより脚の駆動周期を変更する生体の神経回路のメカニズムを模倣することを検討した。歩行時の除脳ネコにおいて、ゴルジ腱器官および筋紡錘からの感覚神経への電気刺激により着地相が延長され、遊脚相の開始を遅らせることが知られている[50]。著者はこのメカニズムを参考に足裏の圧力に応じて脚部の駆動周期が変化する CPG モデルを提案する。提案する CPG モデルは圧力に応じて受容細胞モデルが発振し、伸筋を駆動する細胞体モデルを興奮させ着地相を維持することで、脚部の駆動周期を延長する。

図 7.4.1 に圧力により脚の駆動周期が変化するラット型ロボット用 CPG モデルの概略図を示す。ラット型ロボット用 CPG モデルは 7-3 で設計した CPG モデルに受容細胞モデルと 2 つの細胞体モデルを追加した回路である。受容細胞モデルは圧力センサを搭載し、ラット型ロボットの足裏の圧力が大きくなることで発振する。受容細胞モデルは C_{le1} と C_{ue1} と興奮性シナプスモデルで接続し、受容細胞モデルの発振により C_{le1} と C_{ue1} の発振が促進される。また受容細胞モデルは C_{le3} と C_{ue3} に抑制性シナプスモデルで接続する C_{Rl} と C_{Ru} にも興奮性シナプスモデルで接続する。したがって、受容細胞モデルが発振することで C_{Rl} および C_{Ru} を介して C_{le3} と C_{ue3} の発振を抑制する。受容細胞モデルの発振により伸筋に対応する細胞体モデルの発振が延長することで、脚部の駆動周期が変化する。

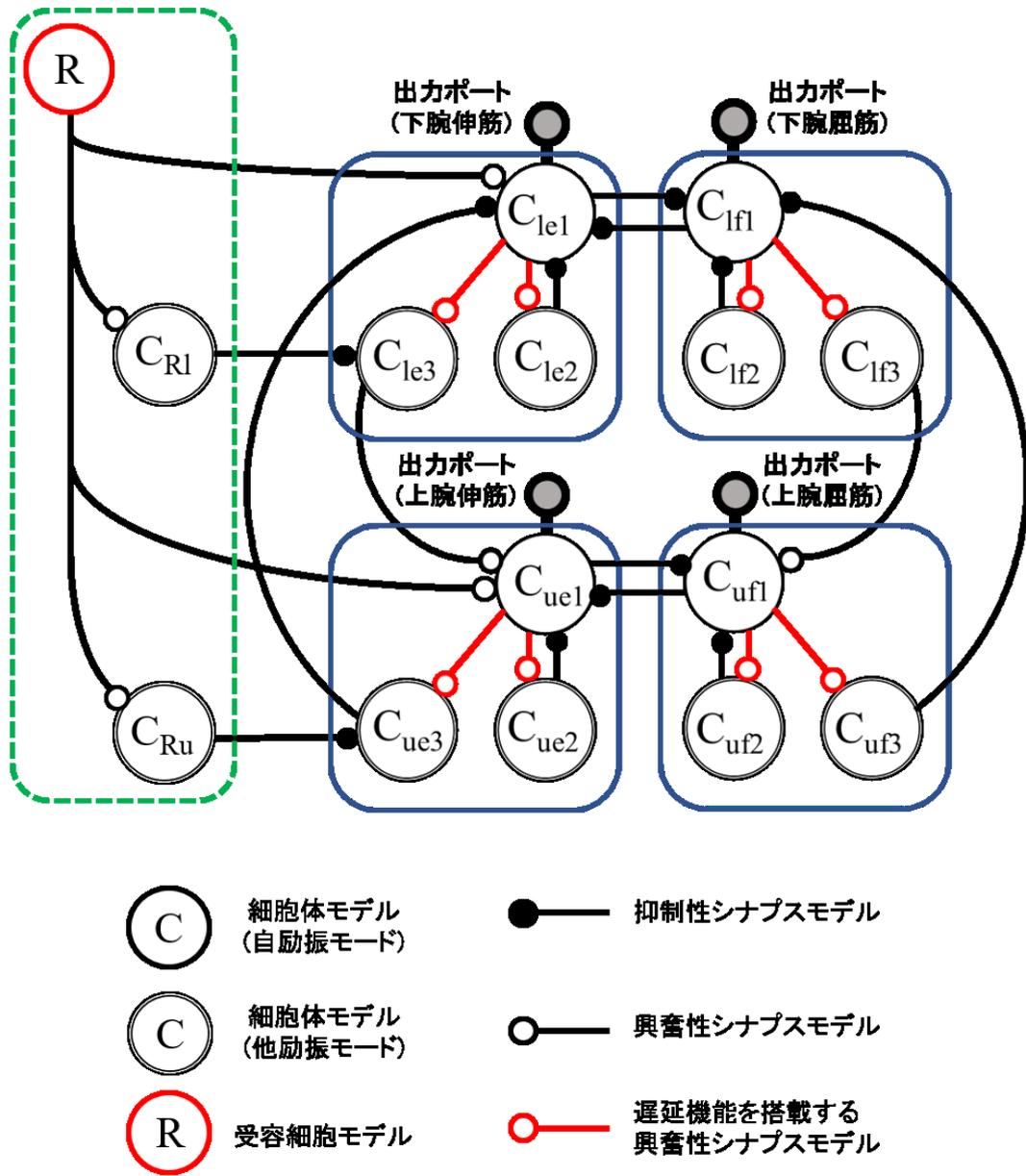


図 7.4.1 脚の駆動周期が変化するラット型ロボット用 CPG モデルの概略図

7-4-2 シミュレーション結果

回路シミュレーションを用いて脚の駆動周期が変化するラット型ロボット用 CPG モデルの動作をシミュレーションした。回路シミュレータは 7-3 と同様に PSpice を使用した。CPG モデル内の受容細胞モデルは V_{PG} が電源電圧のモデルを使用した。CPG モデルの回路定数を以下に示す。受容細胞モデル： $R_{RG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{RM} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{RG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{RM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{RA} = 3.4 \text{ V}$ 。受容細胞モデルから他の細胞体モデルに接続する興奮性シナプスモデル： $C_E = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{EDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Ew} = 1.8 \text{ V}$ 。 C_{Rl} から C_{fe3} 、 C_{Ru} から C_{ue3} を接続する抑制性シナプスモデル： $C_I = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 1.6 \text{ V}$ 。細胞体モデル(自励振モード)： $R_{CG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{CM} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 18 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 27 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{CG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{CA} = 4.2 \text{ V}$ 。細胞体モデル(他励振モード)： $R_{CG} = 75 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{CM} = 15 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C1} = 18 \text{ k}\Omega$ 、 $R_{C2} = 27 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{CG} = 10 \text{ nF}$ 、 $C_{CM} = 10 \text{ pF}$ 、 $V_{CA} = 3.4 \text{ V}$ 。興奮性シナプスモデル： $C_E = 1.0 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{EDD} = 4.0 \text{ V}$ 、 $V_{Ew} = 1.6 \text{ V}$ 。 C_{le3} から C_{le1} 、 C_{lf3} から C_{lf1} 、 C_{ue3} から C_{ue1} 、 C_{uf3} から C_{uf1} を接続する抑制性シナプスモデル： $C_I = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 2.0 \text{ V}$ 。 C_{le1} と C_{lf1} 、 C_{ue1} と C_{uf1} を接続する抑制性シナプスモデル： $C_I = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 2.0 \text{ V}$ 。 C_{ue3} から C_{le1} 、 C_{uf3} から C_{lf1} を接続する抑制性シナプスモデル： $C_I = 1.0 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{IDD} = 5.0 \text{ V}$ 、 $V_{Iw} = 1.8 \text{ V}$ 。 C_{le1} から C_{le2} 、 C_{lf1} から C_{lf2} 、 C_{ue1} から C_{ue2} 、 C_{uf1} から C_{uf2} を接続する遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデル： $R_{PE} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{PE1} = 100 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $C_{PE2} = 3.3 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $V_{PEDD1} = 2.0 \text{ V}$ 、 $V_{PEDD2} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{PEw} = 1.6 \text{ V}$ 。 C_{le1} から C_{le3} 、 C_{lf1} から C_{lf3} 、 C_{ue1} から C_{ue3} 、 C_{uf1} から C_{uf3} を接続する遅延機能を搭載する興奮性シナプスモデル： $R_{PE} = 100 \text{ k}\Omega$ 、 $C_{PE1} = 47 \text{ }\mu\text{F}$ 、 $C_{PE2} = 1.0 \text{ pF}$ 、 $V_{PEDD1} = 2.0 \text{ V}$ 、 $V_{PEDD2} = 3.5 \text{ V}$ 、 $V_{PEw} = 1.6 \text{ V}$ 。n 型 MOSFET は SSM3K17FU を使用し、p 型 MOSFET は BSH203 を使用した。

図 7.4.2 に回路シミュレーションによる脚の駆動周期が変化するラット型ロボット用 CPG モデルの出力パルス波形を示す。シミュレータ中に V_{PG} の変化により受容細胞モデルを発振させ、CPG モデルの特性の変化をシミュレーションした。シミュレーションで得られた波形より、受容細胞モデルが発振していない場合、CPG モデルは 7-3 の CPG モデルと同様にラット型ロボットの脚部を駆動する波形パターンを生成することが確認できる。受容細胞モデルが発振している場合、 C_{le1} と C_{ue1} の発振し維持し脚部の駆動周期を延長することが確認できる。シミュレーション結果より、設計した CPG モデルは圧力センサを搭載することで、圧力に応じて脚の駆動周期の延長が可能であることを明らかにした。

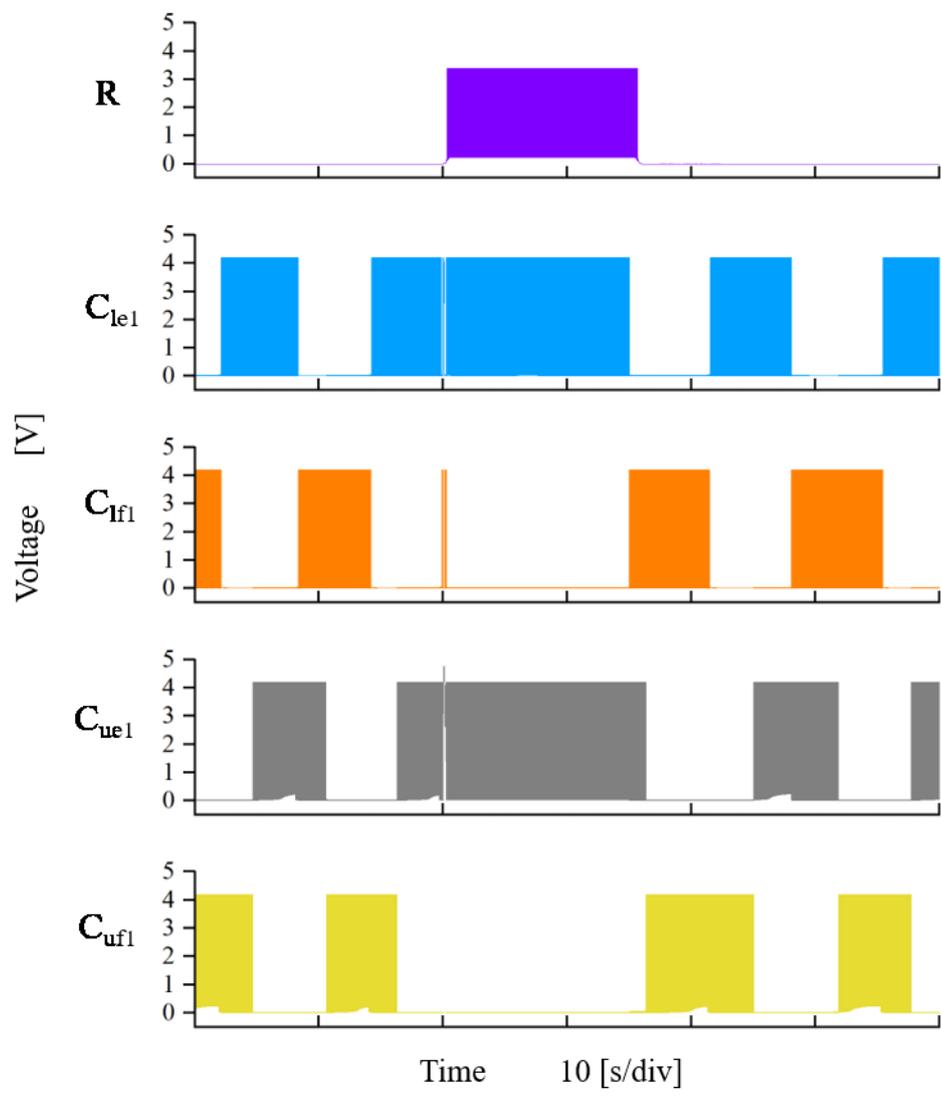


図 7.4.2 脚の駆動周期が変化するラット型ロボット用 CPG モデルの出力パルス波形(シミュレーション)

第 8 章 結論

本論文では、受容細胞の機能を模倣する受容細胞モデルの開発と、受容細胞モデルを歩行ロボットのセンシングシステムへの応用を行った。

本論文では第 4 章以降が、著者がおこなった研究成果であり、第 4 章では受容細胞モデルの発振および、発振特性の変化の原理について示した。またシミュレーションおよびディスクリート素子で構成した回路の測定実験により、受容細胞モデルの特性を明らかにした。第 5 章ではマイクロロボットへの搭載を目的として受容細胞モデルの集積回路化を行い、回路シミュレーションおよび作製した IC チップで受容細胞モデルの特性を明らかにした。また、マイクロロボット用の CPG モデルに搭載し、受容細胞モデルと接続した PV セルへの光の入力により CPG モデルが生成する歩容パターンが変化することを示した。第 6 章では受容細胞モデルを自発的に歩容生成する四足歩行ロボットに搭載した。受容細胞モデルを用いることで、従来のシステムではマイクロコントローラで処理したセンサ情報の処理をニューロモルフィック回路内で処理が可能になった。シミュレーションおよびディスクリート素子で構成した回路の測定実験により、新たに開発したニューロモルフィック回路の特性を明らかにし、また四足歩行ロボットの歩行実験により動物のような歩容を生成することを示した。第 7 章ではラットの筋骨格を模倣したラット型ロボットの開発と、ラット型ロボットの脚部を制御する CPG モデルについて示した。ラット型ロボットは 3D プリンタを用いて作製し、マイクロコントローラにより生成した駆動波形により歩行することを示した。CPG モデルはシミュレーションにより、ラット型ロボットの脚部を駆動可能な波形を生成することを示した。さらに、受容細胞モデルを搭載し圧力に応じて脚部の駆動周期が変化する CPG モデルを提案した。シミュレーションより、CPG モデルは受容細胞モデルの発振により脚部の駆動周期が延長することを示した。

以上の結果より、本論文では受容細胞の機能を模倣した受容細胞モデルを開発し、シミュレーション結果および実装回路の測定結果より特性を明らかにした。さらに、受容細胞モデルを歩行ロボットに搭載し、歩行ロボットのセンシングに使用可能であることを明らかにした。また、デジタル制御を介さずに歩行可能なラット型ロボットとラット型ロボット駆動用の CPG モデルを提案した。シミュレーション結果より、ラット型ロボット駆動用 CPG モデルの有効性を明らかにした。

謝辞

本研究は日本大学工学部精密機械工学科 齊藤健教授のご指導の下、遂行しました。日頃より懇切なご指導、ご鞭撻を賜りました齊藤教授に心より感謝いたします。この場をお借りして厚く御礼申し上げます。

本論文の執筆にあたり、多くのご助言、ご協力頂きました日本大学工学部精密機械工学科 内木場文男教授、日本大学工学部精密機械工学科 羽多野正俊教授、日本大学工学部電子工学科 佐伯勝敏教授に厚く御礼申し上げます。

日頃よりご指導、ご鞭撻を賜っている日本大学工学部精密機械工学科の諸先生方に深く感謝申し上げます。

また本研究は日本大学工学部精密機械工学科ニューロボティクス研究室に所属する学生の協力により遂行されました。この場をお借りして感謝申し上げます。

参考文献

- [1] ロボットによる社会変革推進会議, “資料3 ロボットを取り巻く環境変化等について,” 経済産業省, 2019-5-8,
https://www.meti.go.jp/shingikai/mono_info_service/robot_shakaihenkaku/pdf/001_03_00.pdf (参照:2023-12).
- [2] 内閣府, “ムーンショット目標3 2050年までに、AIとロボットの共進化により、自ら学習・行動し人と共生するロボットを実現,”
<https://www8.cao.go.jp/cstp/moonshot/sub3.html> (参照:2023-12).
- [3] 経済産業省, “アーキテクチャ政策,”
https://www.meti.go.jp/policy/mono_info_service/digital_architecture/index.html (参照:2023-12).
- [4] 村井 亮介, “病院内自律運搬ロボット“HOSPI”,” 日本機械学会誌, Vol.116, No.1138, 2013.
- [5] 川 渉, “農業機械のロボット化の現状と課題・将来への展望,” 日本ロボット学会, Vol.35, No.5, pp.387-389, 2017.
- [6] Boston Dynamics, “Spot® | Boston Dynamics,”
<https://www.bostondynamics.com/spot> (参照:2023-12).
- [7] Koval, Anton, Samuel Karlsson, and George Nikolakopoulos, “Experimental evaluation of autonomous map-based spot navigation in confined environments,” *Biomimetic Intelligence and Robotics*, Vol.2, No.1, p.100035, 2022.
- [8] 坂井 健雄, 石崎 泰樹, “カラー図解 人体の細胞生物学,” 日本医事新報社, 2018.
- [9] エリック R. カンデル ほか, “カンデル神経科学,” *メディカル・サイエンス・インターナショナル*, 2014.
- [10] T. A. McMahon, “The role of compliance in mammalian running gaits,” *Journal of Experimental Biology*, Vol.115, No.1, pp.263-282, 1985.
- [11] Z. Bhatti, A. Waqas, A. W. Mahesar, and M. Karbasi, “Gait Analysis and Biomechanics of Quadruped Motion for Procedural Animation and Robotic Simulation,” *Bahria University Journal of Information & Communication Technologies*, Vol.10, Issue.2, December 2017.
- [12] D. F. Hoyt and C. R. Taylor, “Gait and the energetics of locomotion in horses,” *Nature*, Vol.292, pp.239–240, 1981.
- [13] 高草木 薫, “大脳基底核による運動の制御,” *臨床神経学*, Vol.49, No.6, pp325-334, 2009.
- [14] 高草木 薫, “大脳皮質・脳幹-脊髄による姿勢と歩行の制御機構,” *脊髄外科*

- Vol.27, No.3, pp208–215, 2013.
- [15] A. H. Cohen and D. L. Boothe, “Sensorimotor interactions during locomotion: principles derived from biological systems,” *Autonomous Robots*, Vol.7, pp.239-245, 1999.
- [16] S.Grillner and P. Zangger, “On the central generation of locomotion in the low spinal cat,” *Experimental Brain Research*, Vol.34, pp.241-261, 1979.
- [17] E. Marder and D. Bucher, “Central pattern generators and the control of rhythmic movements,” *Current Biology*, Vol.11, No.23, pp.986-996, 2001.
- [18] A. Frigon and S. Rossignol, “Experiments and models of sensorimotor interactions during locomotion,” *Biological Cybernetics*, Vol.95, pp.607-627, 2006.
- [19] A. I. Selverston and J. Ayers, “Oscillations and oscillatory behavior in small neural circuits,” *Biological Cybernetics*, Vol.95, pp.537-554, 2006.
- [20] C. Bellardita and O. Kiehn, “Phenotypic characterization of speed-associated gait changes in mice reveals modular organization of locomotor networks.” *Current Biology*, Vol.25, No.11, pp.1426-1436, 2015.
- [21] S. Herculano-Houzel, “The remarkable, yet not extraordinary, human brain as a scaled-up primate brain and its associated cost,” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, Vol.109, Supplement_1, pp.10661-10668, 2012.
- [22] F. A. C. Azevedo, L. R. B. Carvalho, L. T. Grinberg, J. M. Farfel, R. E. L. Ferretti, R. E.P. Leite, W. J. Filho, R. Lent, and S. Herculano-Houzel, “Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain,” *Journal of Comparative Neurology*, Vol.513, Issue.5, pp.532-541, 2009.
- [23] A. J. Ijspeert, “Central pattern generators for locomotion control in animals and robots : A review,” *Neural Network*, Vol.21, No.4, pp642–653, 2008.
- [24] T. Horvat, K. Karakasiliotis, K. Melo, L. Fleury, R. Thandiackal, and A. J. Ijspeert, “Inverse kinematics and reflex based controller for body-limb coordination of a Salamander-Like Robot walking on uneven terrain,” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Hamburg, Germany, pp195-205, 2015.
- [25] M. Parsapour, K. Melo, T. Horvat, and Auke J. Ijspeert, “Challenges in Visual and Inertial Information Gathering for a Sprawling Posture Robot,” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vancouver BC, Canada, pp.2691-2697, 2017.
- [26] 福岡 泰宏, 木村 浩, “4足ロボットの生物規範型不整地適応動歩行 –自律型「鉄犬2」による屋外歩行の実現–,” *日本ロボット学会誌*, Vol.25, No.1, pp.138-154, 2007.

- [27] 福岡 泰宏, 木村 浩, “神経振動子を用いた 4 足歩行ロボット「鉄犬 4」による不整地動的旋回運動の実現,” 日本機械学会論文集(C 編), Vol.72, No.724, pp.154-160, 2006.
- [28] L. Minati, M. Frasca, N. Yoshimura, and Y. Koike, “Versatile Locomotion Control of a Hexapod Robot Using a Hierarchical Network of Nonlinear Oscillator Circuits,” IEEE Access, Vol.6, pp.8042-8065, 2018.
- [29] W. S. McCulloch and W. Pitts, “A logical calculus of the ideas immanent in nervous activity.” The bulletin of mathematical biophysics, Vol.5, pp.115-133, 1943.
- [30] G. E. Hinton and R. R. Salakhutdinov, “Reducing the dimensionality of data with neural networks,” Science, Vol.313, Issue.5786, pp.504-507, 2006.
- [31] A. L. Hodgkin and A. F. Huxley, “A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve,” The Journal of physiology, Vol.117, No.4, pp.500-544, 1952.
- [32] J. Nagumo, S. Arimoto and S. Yoshizawa, “An active pulse transmission line simulating nerve axon,” Proceedings of the IRE, Vol.50, No.10, pp.2061-2070, 1962.
- [33] 関根好文, 中村 雅彦, 落合 利幸, 須山 正敏, “A 形トランジスタのハードウェアニューロンモデルへの応用,” 電子情報通信学会論文誌 A, Vol.J68-A, No.7, pp.672-679, 1985.
- [34] 関根 好文, 隅山 正巳, 佐伯 勝敏, 合原 一幸, “エンハンス型 MOSFET による A 型ニューロンモデル,” 電子情報通信学会論文誌 C, Vol.J84-C, No.10, pp988-994, 2001.
- [35] S. Kawamura, D. Tanaka, T. Tanaka, D. Noguchi, Y. Hayakawa, M. Kaneko, K. Saito, and F. Uchikoba, “Neural networks IC controlled multi-legged walking MEMS robot with independent leg mechanism,” Artificial Life and Robotics, Vol.23, pp.380-386, 2018.
- [36] K. Saito, D. S. Contreras, Y. Takeshiro, Y. Okamoto, S. Hirao, Y. Nakata, T. Tanaka, S. Kawamura, M. Kaneko, F. Uchikoba, Y. Mita, K. S. J. Pister, “Study on electrostatic inchworm motor device for a heterogeneous integrated microrobot system,” Transactions of The Japan Institute of Electronics Packaging, Vol.12, E18-009-1-E18-009-7, 2019.
- [37] M. Kurosawa, T. Sasaki, Y. Usami, S. Kato, A. Sakaki, Y. Takei, M. Kaneko, F. Uchikoba, and K. Saito, “Neural networks integrated circuit with switchable gait pattern for insect-type microrobot,” Artificial Life and Robotics, Vol.26, pp.297-303, 2021.
- [38] 大須賀 公一, 桐原 謙一, “受動的歩行ロボット 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.

- [39] K. Nakatani, Y. Sugimoto and K. Osuka, “Demonstration and analysis of quadruped passive dynamic walking,” *Advanced Robotics*, Vol.23, No.5, pp.483-501, 2012.
- [40] Y. Sugimoto, K. Nakatani and K. Osuka, “Development of super-multi- legged passive dynamic walking robot “Jenkka-III”,” *SICE Annual Conference 2011*, pp.576-579, 2011.
- [41] 浦 大介, 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一設計方法 —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*, Vol.51, No.5, pp.329-335, 2015.
- [42] D. Owaki, T. Kano, K. Nagasawa, A. Tero, and A. Ishiguro “Simple robot suggests physical interlimb coordination is essential for quadruped walking,” *Journal of The Royal Society Interface*, Vol.10, No.78, 2012.
- [43] D. Owaki and A. Ishiguro, “A quadruped robot exhibiting spontaneous gait transitions from walking to trotting to galloping,” *Scientific Reports*, Vol.7, No.277, pp.1-10, 2017.
- [44] S. Shinomoto and Y. Kuramoto, “Phase transitions in active rotator systems. *Progress of Theoretical Physics*,” Vol.75, No.5, pp.1105-1110, 1986.
- [45] S. Shinomoto and Y. Kuramoto, “Cooperative phenomena in two-dimensional active rotator systems,” *Progress of Theoretical Physics*, Vol.75, No.6, pp.1319-1327, 1986.
- [46] Y. Takei, K. Morishita, R. Tazawa, K. Katsuya, and Ken Saito, “Non-programmed gait generation of quadruped robot using pulse-type hardware neuron models,” *Artificial Life and Robotics*, Vol.26, pp.109-115, 2021.
- [47] J. Reisert and H. R. Matthews, “Response properties of isolated mouse olfactory receptor cells,” *The Journal of physiology*, Vol.530, Issue.1, pp.113-122, 2001.
- [48] I. Mori, M. Kubota, E. Lebrasseur, and Y. Mita, “On-chip High-voltage Silicon Photovoltaic Cell Array Made by a CMOS Post-processed Device Isolation Method for Driving a MEMS Actuator in a Remote Manner,” *IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines*, Vol.136, No.2, pp.24-30, 2016.
- [49] J. R. Cazalets, M. Borde, and F. Clarac, “Localization and organization of the central pattern generator for hindlimb locomotion in newborn rat,” *Journal of Neuroscience*, Vol.15, No.7, pp.4943-4951, 1995.
- [50] P. J. Whelan, G. W. Hiebert, and K. G. Pearson, “Stimulation of the group I extensor afferents prolongs the stance phase in walking cats,” *Experimental Brain Research*, Vol.103 pp.20-30, 1995.