

脳幹脊髄投射系を模倣した人工神経回路網による
人間の歩容制御信号の生成と切替に関する研究

令和 5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

武 田 健 嗣

目次

| | |
|--|----|
| 第1章 序論..... | 1 |
| 1-1 研究背景..... | 1 |
| 1-2 従来の研究..... | 4 |
| 1-3 本論文の目的..... | 6 |
| 1-4 本論文の構成..... | 7 |
| 第2章 脊椎動物の神経系と運動制御..... | 9 |
| 2-1 神経細胞とシナプス..... | 9 |
| 2-2 脊髄の機能..... | 15 |
| 2-3 中枢パターン生成器 (Central Pattern Generator : CPG)..... | 20 |
| 2-4 脳幹—脊髄投射系..... | 21 |
| 2-5 筋電位と神経信号..... | 24 |
| 2-6 筋シナジー仮説..... | 28 |
| 2-7 Hodgkin-Huxley 方程式..... | 30 |
| 第3章 ハードウェアニューラルネットワーク..... | 33 |
| 3-1 ハードウェアニューロンモデル..... | 33 |
| 3-2 細胞体モデル..... | 40 |
| 3-3 シナプスモデル..... | 42 |
| 3-3-1 興奮性シナプスモデル..... | 42 |
| 3-3-2 抑制性シナプスモデル..... | 42 |
| 3-3-3 シナプス荷重電圧入力で動作する興奮性シナプスモデル..... | 44 |
| 3-3-4 パルス・非パルス入力で動作するシナプスモデル..... | 46 |
| 3-4 間質細胞体モデル..... | 49 |
| 第4章 筋骨格モデルを用いた機械的アクチュエータパラメータの抽出と筋シナジー理論との対応..... | 51 |
| 4-1 筋骨格モデルの動力学解析と筋電位..... | 51 |
| 4-2 筋骨格モデルの構成..... | 52 |

| | | |
|-----|--|-----|
| 4-3 | 逆動力学的手法による歩行と走行の動力学解析..... | 55 |
| 4-4 | 歩行と走行の動力学解析の結果と筋シナジー理論との対応についての考察..... | 57 |
| 第5章 | 2足歩行制御用ハードウェア CPG モデルによる歩容制御信号の生成と切替..... | 77 |
| 5-1 | CPG モデルの構成..... | 77 |
| 5-2 | シナプス荷重電圧の入力による歩容制御信号の生成と切り替え方法..... | 79 |
| 5-3 | シミュレーション結果..... | 80 |
| 5-4 | ディスクリット素子による CPG モデルの測定結果と考察..... | 82 |
| 第6章 | 脳幹脊髓投射系を付加したハードウェア CPG モデルによる歩容制御信号の生成と切替..... | 89 |
| 6-1 | CPG モデルの構成..... | 89 |
| 6-2 | パルス信号入力による歩容制御信号の生成と切替の動作原理..... | 91 |
| 6-3 | シミュレーション結果..... | 92 |
| 6-4 | ディスクリット素子による CPG モデルの測定結果と考察..... | 98 |
| 第7章 | 2足歩行制御用ハードウェア CPG モデルの集積回路化..... | 104 |
| 7-1 | 基本回路部の構成..... | 104 |
| 7-2 | 基本回路部のシミュレーション結果..... | 105 |
| 7-3 | 周期変化が可能なハードウェア CPG モデルの基本回路部..... | 108 |
| 7-4 | 周期変化が可能なハードウェア CPG モデルの基本回路部のシミュレーション結果..... | 110 |
| 7-5 | 集積回路化した CPG モデルの考察..... | 113 |
| 第8章 | 歩容と歩行周期の変化を同時に可能とするハードウェア CPG モデル..... | 114 |
| 8-1 | ハードウェア CPG モデルの回路構成..... | 114 |
| 8-2 | ハードウェア CPG モデルの動作原理..... | 117 |
| 8-3 | シミュレーション結果..... | 118 |
| 8-4 | ディスクリット素子による CPG モデルの構成..... | 125 |
| 8-5 | ディスクリット素子による CPG モデルの実測結果と考察..... | 129 |
| 第9章 | センサ入力により脊髓の反射機能を促すハードウェア CPG モデル..... | 135 |

| | | |
|--------|--------------------------------|-----|
| 9-1 | CPG モデルの構成..... | 135 |
| 9-2 | ピエゾ抵抗式圧力センサ入力による反射機能の誘発方法..... | 138 |
| 9-3 | シミュレーション結果と考察..... | 141 |
| 9-4 | 集積回路のレイアウト..... | 146 |
| 9-5 | CPG モデルの測定結果と考察..... | 152 |
| 第 10 章 | 結論..... | 155 |
| | 謝辞..... | 157 |
| | 参考文献..... | 158 |

第1章 序論

1-1 研究背景

日本政府が掲げた第6期科学技術・イノベーション基本計画において、目指すべき Society5.0 の未来社会像として「持続可能性と強靭性を備え、国民の安全と安心を確保するとともに、一人ひとりの多様な幸せを実現できる社会」と表現された[1]。また、少子高齢化の進展、大規模災害、地球温暖化問題への対処など、多くの課題があるなか、それらの課題解決に科学技術で果敢に挑戦し、未来社会への展望が求められている。未来社会を展望し、困難であるが実現すれば多大なインパクトが期待される社会課題などを対象として、ムーンショット型研究開発制度[2]を国が策定している。これらの目標は人々の幸福の実現を目指し掲げられている。Society5.0 やムーンショット目標を達成するにあたり、人間の労働力と成り得るロボットが求められている。

人間の労働力と成り得るロボットとして、人型の2足歩行ロボットが注目されている。人間と同様に脚で移動するため、多様な環境に適応することができる。また、人間の道具をそのまま使用することが可能なこと、人間との協調作業における親和性が高いという特徴が挙げられる。

新たな労働力への期待から、様々な機関で2足歩行ロボットの研究・開発が進められてきた。早稲田大学の加藤らは、1973年に世界初の2足歩行ロボットである「WABOT-1」を開発した[3]。低速であるが静歩行を実現しており、カメラによる物体認識、聴覚と人工の口による人とのコミュニケーション、触覚による物体操作が可能であった。静歩行は、足裏内に重心の投影点が収まるように、静的に安定させる歩行形態である。本田技研工業は、1996年に「P2」を発表した[4]。P2は体内にコンピューターとバッテリーを内蔵し、高い信頼性で2足歩行を行うことができた。その後、本田技研は2000年に「ASIMO」を発表し、生活空間における2足歩行ロボットの可能性を見出した[5]。2017年には、東日本大震災の影響を受け災害現場での使用を想定した、人型災害救助ロボット「E2-DR」のプロトタイプを発表した[6]。E2-DRは、状況に応じて2足歩行と4足歩行を切り替えることができた。4足歩行では、障害物や階段の昇降を実現した。川崎重工は、「RHP(Robust Humanoid Platform)」を開発した[7]。RHPは、頑健さを意識して開発され、オープンプラットフォームとして提供された。トヨタ自動車は、マスタースレーブシステムで操作が可能な2足歩行ロボット「T-HR3」を開発した[8]。トルクサーボモジュールとマスタースレーブシステムにより関節を柔軟に制御しつつ、しなやかな動きを実現し、ロボットが受ける力を操縦者に伝

えることができた。BOSTON Dynamics 社は、人間と同等の運動機能をもつ「Atlas」を開発した[9]。歩行、走行に加えて、アクロバットやパルクールなどを行うことができた。

2 足歩行の制御方法についても多様に研究されてきた。Vukobratovic は、2 足歩行の制御において、動作を判定するための指標となる ZMP(zero moment point)を提唱した[10]。ZMP は足裏と床の接触状態から、接触の維持を判定、あるいは接触を維持できるロボットの動作を計画する際の目標値として用いられる。梶田らは、ロボットの重心軌道を直線上に固定することで系のダイナミクスが簡単に表現できることから線形倒立振子モードの概念を提案した[10]。また、機構的に矢状面内に固定される 2 脚ロボット MELTRAN-II を用いて、矢状面内で動歩行を実現した[11]。動歩行は、足裏内に重心の投影点が収まらない、動的に安定させる歩行形態である。また、センサ情報から実時間で脚先経路を生成し、それに追従することで任意の形状の路面に対して歩行を継続する手法を提案した[12]。さらに、幾何学的な動作パターンに目標とする ZMP と速度を腰位置の関数として設定し、連続なダイナミクスを微小距離で離散化する空間量子化ダイナミクスを提案した[13]。この手法により、従来では膝を曲げて歩行していた 2 足歩行ロボットに、人間のように膝を伸展した状態で歩行させることを可能とした。

2 足歩行ロボットは多様な方法で研究されているが、人間とは異なった独自の制御方法によって実現されてきたため、それに伴った課題も浮き彫りとなった。2 足歩行ロボットを含め、ロボットの知能系と運動系は、主に CPU とソフトウェアプログラムの組み合わせによって制御される。運動制御に着目すると、CPU とソフトウェアプログラムの制御システムでは、決められたアルゴリズムを正確に実行するため、特定の環境とタスクで動作するロボットの運動制御では高い精度を実現している。上述したように、人間や動物と同等の運動が可能なロボットも実現されているが、膨大な数値計算を必要とするため複雑な運動に特化した制御システムとなっている。この制御システムも、センサの数を増やすことで周辺環境を正確に把握し、不整地などを移動するために状況に合わせてアクチュエータを細かく制御する必要がある。アクチュエータを細かく制御するためには、多くのセンサからのフィードバック情報、複雑な制御プログラムを必要とするため、運動の生成までに膨大な情報を高速かつ正確に処理する必要がある。そのため、高性能な CPU が必要になり、消費電力の増加や、制御システムが大型、大規模化していくという課題が発生する。

従来のロボットの運動制御システムに対して、人間や動物は多様な状況の変化に柔軟に、自律的に対応することができる。生体の知能系と運動系はロボットのように数

値計算によって制御されるわけではない。生体の知能系と運動系は、神経細胞のネットワークから構成される中枢神経系によって制御される。中枢神経系は、脳と脊髄に大別され、知能系は脳が制御し、運動系は脊髄が制御すると考えられている。中枢神経系は、機能に応じて役割を分担することで制御の負荷を軽減すると考えられている。また、脊髄には脳や感覚器官からの入力無くとも、運動を制御するための神経信号を生成する神経回路網が存在すると考えられている[14]。これらの神経信号は運動パターンとして筋・骨格へ入力されることで運動が生成、制御されると考えられている[15]。さらに、知能と運動の制御を併せても中枢神経系の消費エネルギーは非常に低いことが知られており約 20W と推測されている[16]。

1-2 従来の研究

2足歩行ロボットの運動制御に関する課題を解決するために、生体の優れた神経系の機能に着目し、機能の解明や2足歩行制御へ利用する研究が行われている。多賀は、神経・身体・環境の相互作用によって運動が発現するという考えに基づき、神経系に神経振動子、身体系に筋骨格モデルを数理モデルとして構築し、環境の変化や身体構造の変化に応じて自律的に歩行動作が発現することを示した[17][18]。長谷・山崎らも、筋骨格モデルと神経振動子との相互作用から歩行動作を生成することを目指し、人間の歩行パターンが発現するような神経系パラメータを遺伝的アルゴリズムにより獲得した[19]。Songらは反射ベースの運動制御モデルを提案し、最適化手法を用いてパラメータを調整し3次元筋骨格モデルにおいて歩行と走行の動作シミュレーションを実現した[20]。Neptuneらは、筋電図データの解析から決定した5つの活性化パルスの、オンセット、持続時間、大きさを最適化し筋骨格モデルにおいて歩行サイクルの歩行解を発見した[21]。JoとMasaquoiらは、4つの活性化パルスと重心位置、体幹ピッチ角を調整し、2次元筋骨格モデルにおいて歩行速度を変化させることを示した[22]。青井らは、生体が運動を生成する際に運動に必要な筋を協調させて収縮させる筋シナジーという生理学的知見に基づいたCPGモデルを構築し、筋骨格モデルを用いて歩行と走行の動作をシミュレーションにて実現した[23][24]。

生体工学的観点による2足歩行動作の研究では、生理学、バイオメカニクスの観点から歩行や走行を制御する神経信号の推定や、身体構造と環境を含めた歩行や走行の原理の解明が進められている。なかでも、上述した筋骨格モデル[17-24]を用いた試みが多い。

筋骨格モデルを用いた歩行解析では、動力的アプローチと生理学的アプローチに大別される。動力的アプローチでは、運動中の関節角度や変位といった運動学データを筋骨格モデルへ入力し、逆動力的に解析し関節トルクや筋力を推定する。また、骨格の関節数よりも多い筋や靭帯を全て考慮して関節トルクや筋力を推定することは難しいため、解析したい運動の目的関数を設定し最適化手法から解を求める方法が用いられる[25-27]。しかしながら、筋骨格の構造は非常に複雑であるため、拘束条件の妥当性や、深層筋と呼ばれる深部の筋の活動を正確に推定できるかなど、妥当性の評価やシステムの使用方法に注意する必要がある。

一方で、生理学的アプローチでは、運動中に発生する筋電位を計測し、筋のモデルから筋張力を推定する。筋長や筋電位のデータをもとに、Hill-Stroeve筋モデルの収縮特性をモデル化し、生理学的実験、EMG(Electromyography)などで得られたデータを用

いて筋張力を推定する[28][29]。直接筋電位を取得しているため、筋張力を推定するためのパラメータとして精度が高いものといえる。しかしながら、筋電計で測定できる筋は表層のものに限られ、深層筋の推定は難しい。

従来のロボットの運動制御システムの課題を解決する上で、上述した歩行分析の知見を用いることは有用であると考えられる。そして、動力学的アプローチと生理学的アプローチの2つを利用することで、生体に近いアクチュエータの特性や制御方法を見出し、これらのデータから生体の神経系を模倣した新しい運動制御システムを開発できる可能性がある。

人間の身体構造や神経系を模倣し、歩行と走行の制御方法や神経系に基づくシステムが提案されてきたが、まだ歩行や走行を制御する神経回路網の具体的な機能や構成は明らかではない。生理学的知見から神経信号の推定や筋骨格モデルを用いた動力学シミュレーションによって歩行と走行の制御について検討されてきたが、歩行と走行といった歩容の生成と切替については筆者の知る限り少ない。生理学的知見から、人間は状況に応じて歩行から走行への切り替えが可能であることが示されている。しかしながら、その神経機能や神経信号の具体的な推定はまだ明らかにされていない。また、従来の研究では人間の歩容に関する神経機能や神経信号の再現には、数理モデルを用いた手法が主流となっている。しかしながら、生体が生成する非線形な神経信号を数理モデルによって再現するのは、前述したロボットの制御システムと同様に膨大な計算処理が可能な高性能な CPU を必要とする。一方で、電子回路を用いたハードウェアモデルによる人間の歩容に関する神経機能や神経信号の再現に関する試みは少ない。

1-3 本論文の目的

本研究では、歩容制御信号の生成と切替を行う脳幹脊髄投射系の機能を模倣したアナログ電子回路を用いた人工神経回路網の実現を目的とする。人間の歩行と走行に着目し、歩容の誘発、生成、切替、歩行周期の変化に関与する脳幹脊髄投射系の機能を中心に人工脊髄回路の検討を行う。また、歩行と走行に寄与する筋の機械的アクチュエータパラメータの特性を、逆動力学と筋シナジー理論に基づく筋電位の結果と対応させて、検討する人工脊髄回路の制御信号の指標とする。さらに、歩容制御において感覚情報が重要な役割を担うことが生理学的知見から明らかになっていることから、センサを用いた歩容制御についても合わせて検討する。

1-4 本論文の構成

図 1-1 に、本論文のフローチャートを示す。第 1 章では、研究背景を述べた。第 2 章では、運動制御に関わる神経系について生理学・解剖学的知見で明らかになった事柄を述べ、第 3 章では、本研究で使用するハードウェアモデルを示し本論文の下地とする。第 4 章では、筋骨格モデルを用いて、筋の機械的アクチュエータパラメータの特性を抽出し、筋シナジー理論に基づく歩行と走行に寄与する筋の筋電図との対応を考察する。第 5 章では、2 足歩行制御用ハードウェア CPG モデルを提案し、シミュレーションとディスクリット回路の測定結果から CPG モデルを生理学的知見と比較し評価する。第 6 章では、上位中枢である脳からの信号を受けて、脳幹脊髓投射系が歩容の誘発、切替を行う機能を付加したハードウェア CPG モデルを提案する。提案した CPG モデルのシミュレーションとディスクリット回路の測定結果を生理学的知見と比較し評価する。第 7 章では、第 5 章で提案した CPG モデルの IC チップ化を検討し、シミュレーションの結果と IC チップのレイアウトについて示す。IC チップのシミュレーション結果を生理学的知見と比較し評価する。また、歩容の変化に伴い CPG が生成する歩行制御信号の周期が変化する機能を付加した CPG モデルの IC チップ化を検討する。また、シミュレーションの結果と IC チップのレイアウトについて示す。IC チップのシミュレーション結果から、測定結果を生理学的知見と比較し評価する。第 8 章では、歩容と歩行周期を同時に切り替える脳幹脊髓投射系を付加したハードウェア CPG モデルについて述べる。第 9 章では、脊髓の機能の一つである反射機能を促す CPG モデルを提案する。シミュレーションと IC チップ化した CPG モデルの測定結果を生理学的知見と比較し評価する。第 10 章では、本研究で得られた結果をもとに結論を述べる。

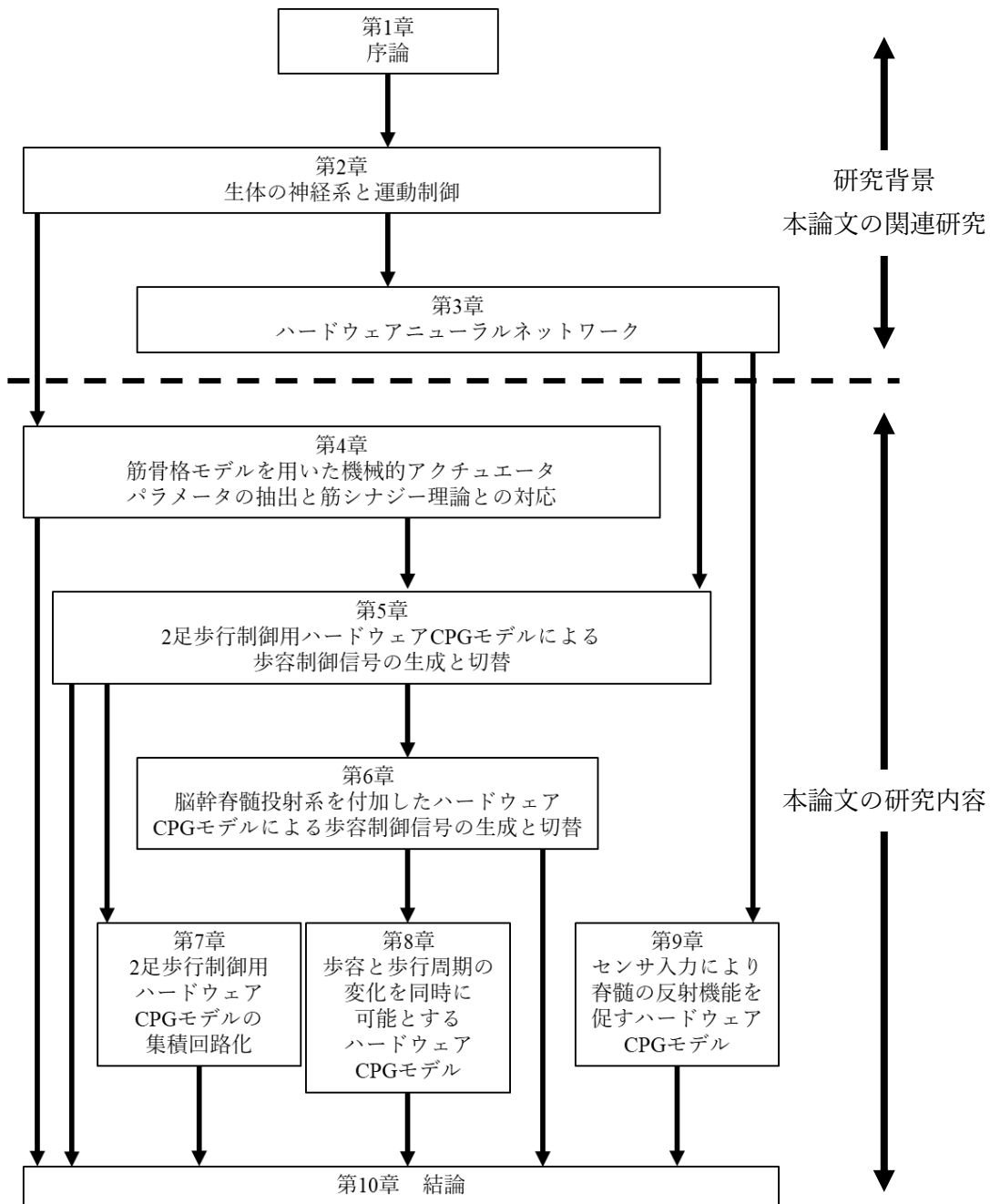
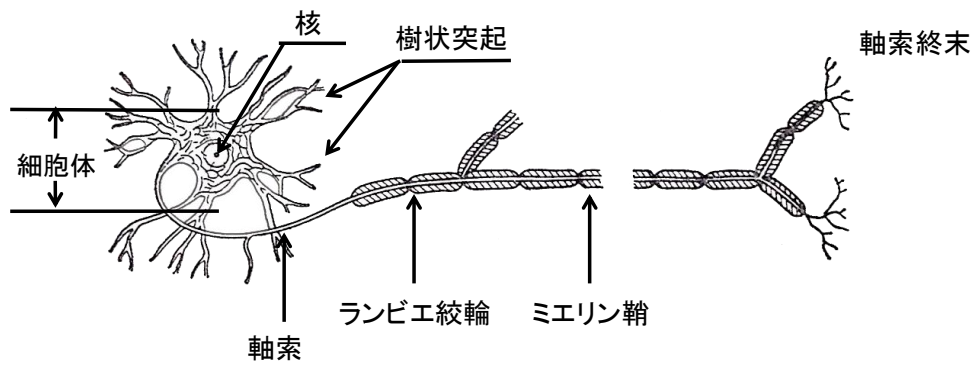


図 1-1 本論文のフローチャート

第2章 脊椎動物の神経系と運動制御

2-1 神経細胞とシナプス

脊椎動物の脳や脊髄を構成する中枢神経系は、神経細胞を機能上・構造上の基本単位とする[29]。図 2-1 に神経細胞の構成図を示す。神経細胞は、細胞体、樹状突起、軸索の3つに大別される。細胞体はソマ(soma)とも呼ばれ、中心には核があり細胞体の周囲からは複数の神経突起がでている。多くの神経細胞は、軸索(axon)と呼ばれる1本の特に長い神経突起と、樹状突起(dendrite)と呼ばれる短くて複数ある神経突起を持つ。軸索は細胞体から情報を送り出し、樹状突起は細胞体へ情報を送り込む。軸索には絶縁性のミエリン鞘という筒と、その間にランビエ絞輪が存在する。これは、脊椎動物などが持つ有髄神経線維であり、ミエリン鞘を持たない無髄線形繊維も存在する。軸索終末はボタン状に膨らんでおり、それが別の樹状突起や細胞体と接続している。この接続部分をシナプス(synapse)という[30]。



ニューロコンピュータの基礎[30]の図を一部改訂

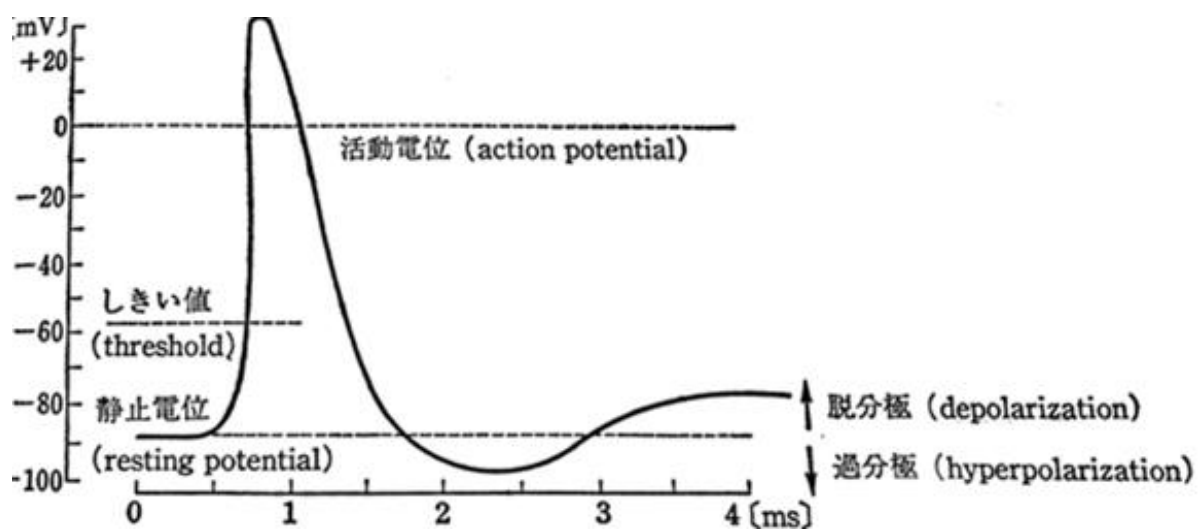
図 2-1 神経細胞の構成

細胞体の内外は細胞膜によって隔てられており、常に電位差が発生している。通常、細胞体の内側は、外側に対して負(陰性)の電位にあり、この電位差は膜電位(membrane potential)と呼ばれる[30]。すべての神経細胞は膜電位をもち、通常-70mV 程度に保たれる。この電位差は静止電位と呼ばれる。細胞膜にはイオンチャネルが無数に点在し、単体で一種のイオン調整口となっている。静止電位は、イオンチャネルの働きによって、カリウムイオン(K⁺)濃度が細胞内のほうが高く、ナトリウムイオン(Na⁺)と塩素イオン(Cl⁻)は細胞外のほうが高いことで生じる。神経細胞の膜電位が静止電位の状態のときに、他の神経細胞から入力を受けると膜電位が正の方向に変化する。これを脱分極という。膜電位が負の方向に変化することを過分極という。

神経細胞が活動する際の電位を活動電位という[14]。活動電位は、神経細胞の膜電位が脱分極することから始まる。脱分極により、静止電位がゼロに近づく。つまり細胞内の陰性度が減っていく。このとき、細胞内が細胞外に対して静止時とは逆の、陽性に変化するまで進行する。やがて、細胞膜は再分極し、再び内側が陰性になり始める。この一連の現象は発火と呼ばれる。または、細胞体が興奮した、と表現される。このような膜電位の変化は、局所的な部分から徐々に広がっていき軸索を伝播していく。この過程をインパルス(impulse)またはスパイク(spike)という。図 2-2 に活動電位の出力の例を示す。

活動電位を発生させるには、細胞膜が脱分極しある限界値を越える必要がある。この限界値を閾値という。神経細胞が活動電位を発生させる時間は 1ms 程度である。そして、インパルス波形の形状は脱分極の起こし方によって変化せず、一度しきい値を越えれば、ほぼ同一のインパルス波形が生成される。また、伝播される軸索などの神経線維には波形の整形作用があるため、インパルス波形が崩れることはない。これによって神経細胞のネットワークにおいて安定した情報伝達が可能となる。

発火のあと、短い時間ではあるが次の発火が起こりにくい数ミリ秒の期間がある。これを不応期(refractory period)という。不応期は 2 種類あり、絶対不応期(absolute refractory period)と相対不応期(relative refractory period)に分けられる。絶対不応期は、閾値が実質上無限大で刺激を強くしても活動電位が発生しない期間である。相対不応期は、通常よりも強い刺激が与えられた場合、活動電位を発生できる期間である。相対不応期で高くなっていった閾値はやがて通常レベルに戻る。

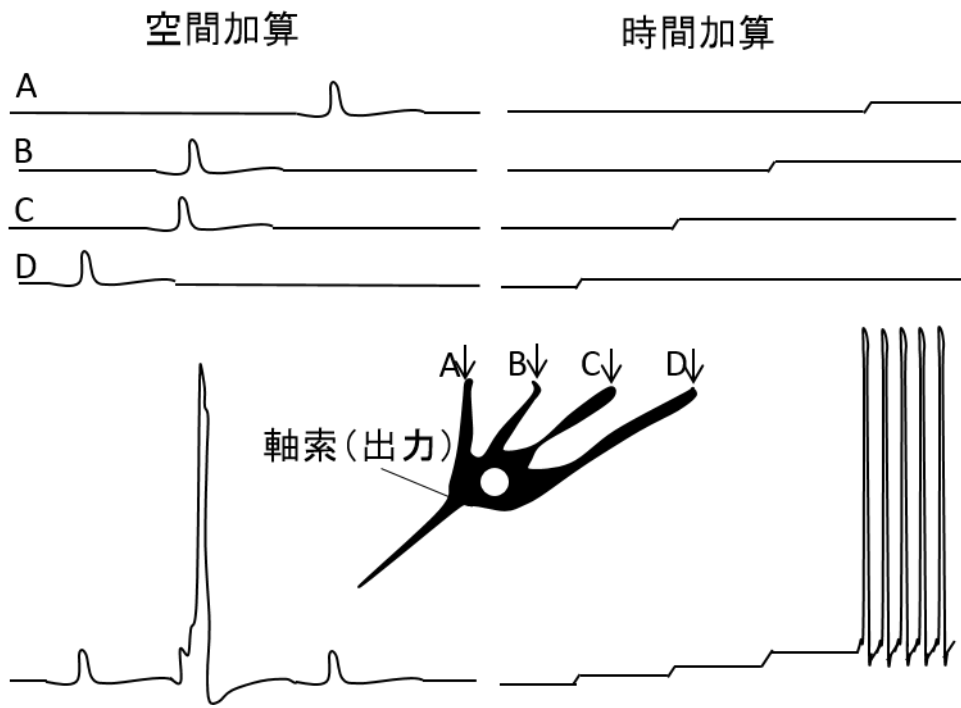


ニューロコンピュータの基礎[30]より引用

図 2-2 神経細胞の活動電位

上述した神経細胞が、回路網を形成することで中枢神経系が構成される。これは神経回路網(ニューラルネットワーク)として知られる[14]。神経回路網において、シナプスで接続された前後の神経細胞のメカニズムは全て同一ではなく、シナプスから放出される伝達物質や受け取る受容体によって様々な現象が確認されている[31]。シナプス前にある神経細胞をシナプス前ニューロン (Pre-synaptic neuron: Pre) と呼び、シナプス後にあり、Pre の信号を受け取る神経細胞をシナプス後ニューロン(Post-synaptic neuron: Post)と呼ぶ。Pre が脱分極し、パルスを生成すると、シナプスを介して信号が Post に伝達される。この時、シナプスが興奮性シナプスの場合、Post の興奮を誘発し興奮性シナプス後電位(Excitatory Post Synaptic Potential: EPSP)が生成される。一方で、抑制性シナプスの場合は Post の興奮を抑制する抑制性シナプス後電位(Inhibitory Post Synaptic Potential: IPSP)が発生する[31]。

中枢神経系などにおいて、神経細胞は必ずしも単体の Pre によって EPSP が発生するわけでない。Pre が複数存在する多入力一出力の場合、EPSP の発生の有無はシナプスの空間加算特性と時間加算特性によって変化する。図 2-3 に四つの Pre (A、 B、 C、 D) から信号が Post に入力された場合の EPSP の波形を示す。図中左側は空間加算により複数の Pre が同時に入力された場合に Post の閾値を超え、EPSP が発生する様子を示している。また、図中左側はシナプスの時間加算特性によってパルス信号が引き伸ばされ、これによって入力の積分が Post の閾値を超えて EPSP を繰り返す様子を示している[31]。



ニューロンの生物物理[31]より引用、一部改変
 図 2-3 シナプスの空間加算と時間加算特性

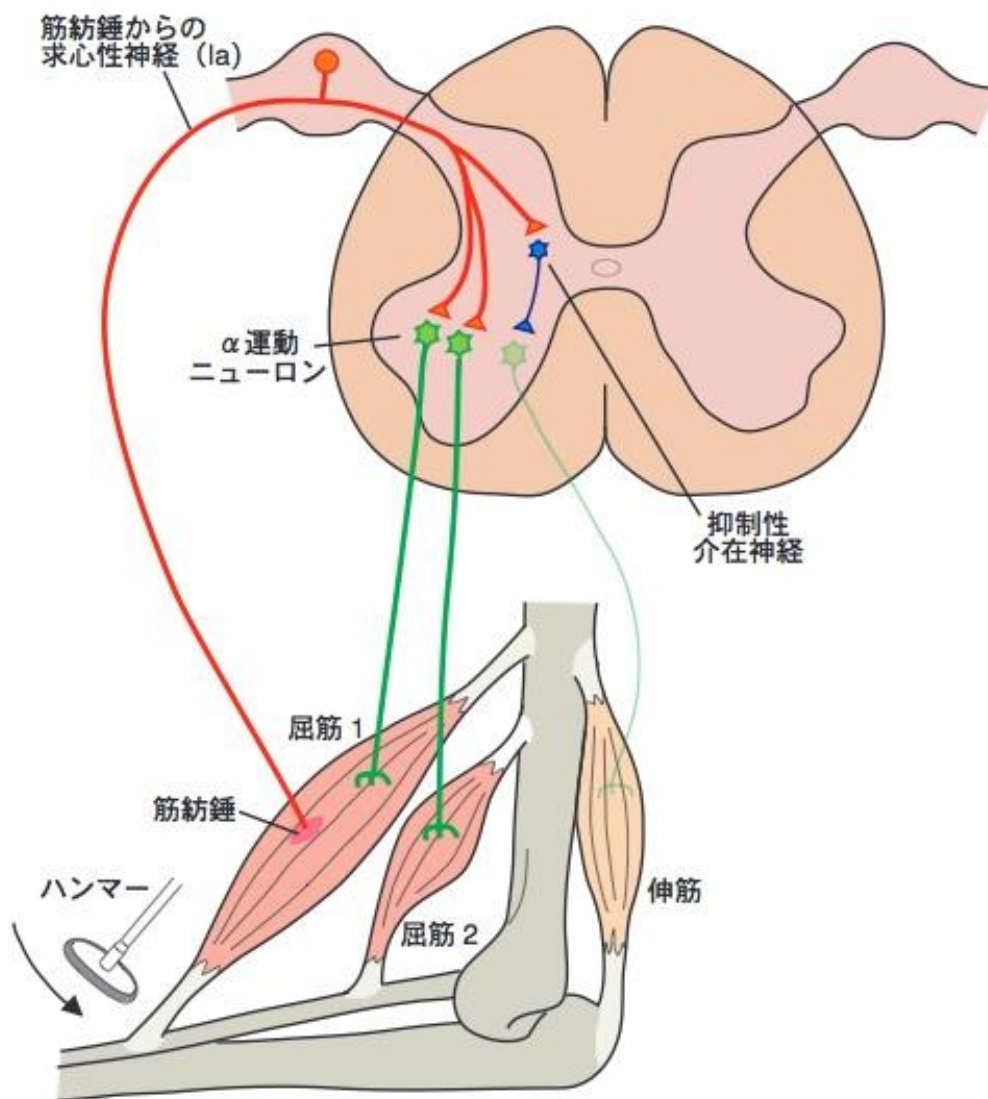
2-2 脊髄の機能

体幹と上下肢のすべての運動は脳皮質や脳幹からの信号と末梢の皮膚や筋・骨系からの感覚情報が脊髄で統合されて誘発される[14]。脊髄によって誘発、制御される運動は脊髄反射、不随意運動、随意運動に大別される。

①脊髄反射

脊髄反射は、脊髄への求心性信号(末梢から中枢神経系への伝達)と筋への遠心性信号(中枢神経系から末梢への伝達)を含む運動現象である。感覚器官からの求心性の入力が神経系に入力され、神経系から筋へ遠心性の入力経路を辿る。この感覚入力から身体反応までの神経経路を反射弓と呼ばれる。代表的な脊髄反射として伸張反射と屈曲反射がある。

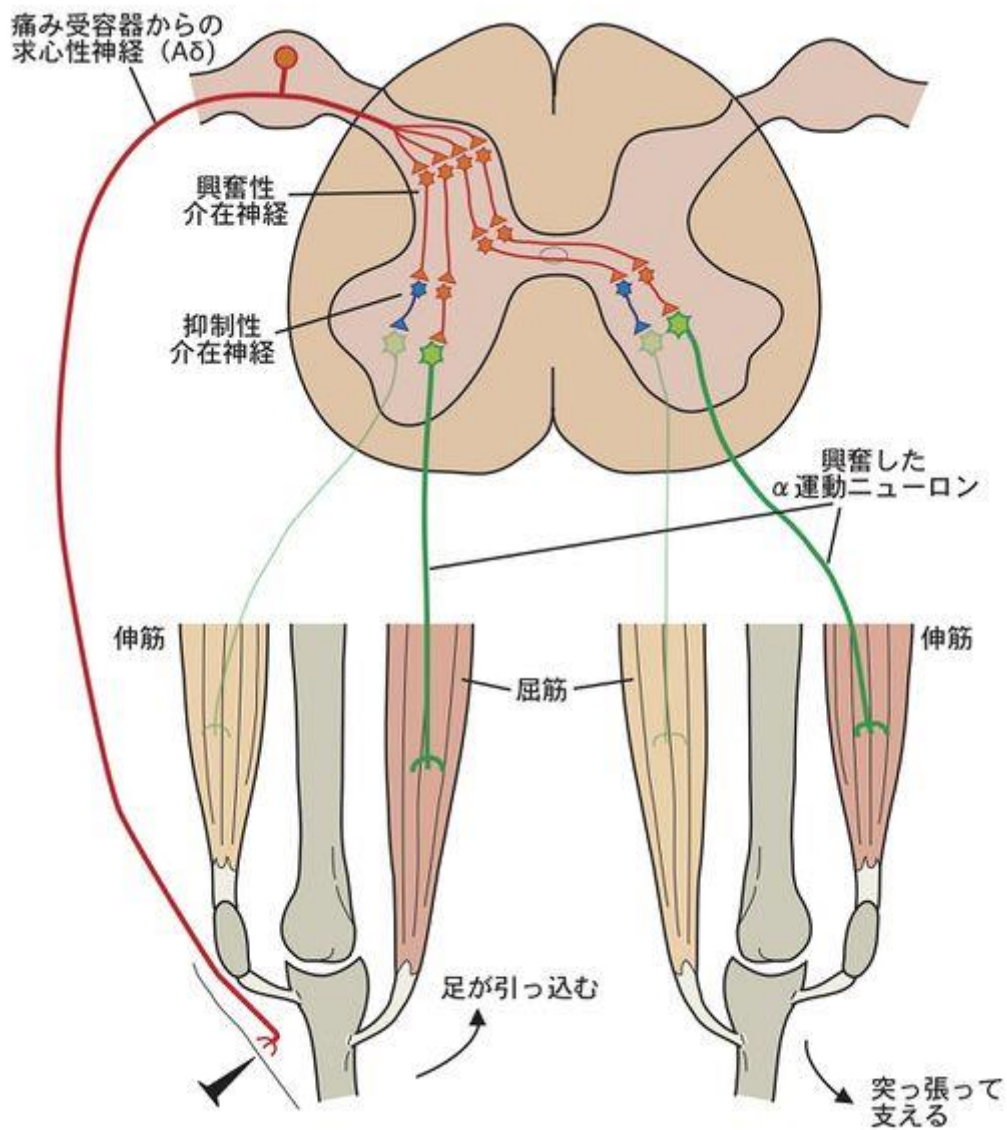
伸張反射は、筋が受動的に伸長されると、同名筋が収縮する[32]。図 2-4 に伸張反射の伝達経路を示す。骨格筋には、筋長を検出する筋紡錘が存在する。例えば上腕二頭筋が伸展されると、筋紡錘が伸ばされ Ia 線維という求心神経が活動する。この活動は、脊髄前角に密集し他の神経細胞の活動電位を筋へ伝える α 運動細胞を興奮させることで上腕二頭筋が収縮する。いわゆる腱反射は、伸張反射の働きを反映している。伸張反射の反射弓には、介在神経細胞を含まず、筋紡錘からくる求心性神経が、同じ筋の α 運動ニューロンに直接興奮性シナプスを介して接続している。伸張反射にはシナプスが一つだけしかないので、単シナプス性と呼ばれる。



神経症候学 II [32]より引用

図 2-4 伸張反射

屈曲反射は、一側肢に侵害刺激が加わると、その肢全体が屈曲する[32]。屈曲反射の伝達経路を図 2-5 に示す。下肢における屈曲反射は、反対肢の進展を伴うので、交叉性伸展反射とも呼ばれる。屈曲反射と交叉性伸展反射は、脊髄内における複数の介在細胞群の活動を必要とする。なかでも、交叉性伸展反射は左右の脊髄の情報を連絡する交連介在ニューロンが関与する。3つのニューロンを経由する反射(多シナプス反射)で、感覚受容器(自由神経終末)から生じた情報が、求心性の感覚ニューロン(A δ 感覚ニューロン)から脊髄の興奮性介在ニューロンを経由して、遠心性の運動ニューロン(α 運動ニューロン)へ伝わり、刺激を受けた手足を屈曲して刺激から遠ざけるために屈筋を興奮させ、邪魔にならないよう伸筋を抑制する。片方の手足の屈曲による姿勢の崩れを防ぐためには、もう一方の手足はふんばる必要があるため、刺激を受けた手足の屈筋を興奮させるのと同時に、刺激を受けた手足とは反対側の伸筋を興奮させ、屈筋を抑制する。この反射運動を交叉性伸展反射という[32]。



神経症候学 II [32]より引用

図 2-5 屈曲反射

②不随意運動

不随意運動とは、上位中枢である脳を介せずに無意識的に運動することである[15]。移動運動、呼吸、嚥下、防衛反応などが不随意運動、あるいは自動運動として生成される。不随意運動は求心性入力と下行性経路からの入力の両方によって引き起こされるが、脊髄反射よりも広範囲に及ぶ回路が関与し、しばしば律動運動を生じさせる。不随意運動の範囲には、生命の維持に関連した、闘争・逃走反応から運動を伴う姿勢調節、歩行の制御などが含まれる。本研究では特に歩行運動に関して着目し、歩行運動の制御を担う中枢パターン生成器(Central Pattern Generator: CPG)[34][35]について別途後述する。

③随意運動

随意運動は知覚された必要性に応じて大脳皮質により生成される[15]。例えば、任意の物体に対して手を伸ばすような運動を生成する。このとき、目、耳、皮膚などの感覚器から感覚神経を通して送られた感覚情報が、大脳皮質の感覚野—連合野—運動野を介して運動の指令となり脊髄の運動ニューロンを興奮させて筋収縮を起こすと知られている[36]。随意運動を実行するには、身体に対する物体の相対的な位置や活動を実行する周辺環境の詳細、身体の生体力学的状態を知る必要がある。したがって、随意運動の研究では主として、その活動の遂行に必要な筋群の賦活に対して、いかに感覚情報が運動指令に変換されるかという点に焦点が絞られる。随意運動に関しても運動を生成するための情報が脊髄に集約されることで実行されるが、上位中枢を含めた運動制御は非常に複雑となる。本研究では、脊髄のより基本的な機能である反射運動や不随意運動に着目しているため、随意運動に関する検討は行わない。

2-3 中枢パターン生成器 (Central Pattern Generator : CPG)

前述したように、脊髄の機能の一つに不随意運動が挙げられ、歩行運動も自動的に生成、制御されると考えられている。歩行運動のような律動的な運動を制御していると考えられている神経回路網は中枢パターン生成器(Central Pattern Generator : CPG)と呼ばれている[34][35]。CPG は、基本的な運動を制御するパルス信号を生成している[37]。CPG の構造は、リズム生成部とパターン形成部の2階層構造と考えられている[38]。歩行運動の場合、リズム生成部は、脚を左右交互に動作させるためのリズム信号をパルス信号の周期と幅によって生成すると考えられている。一方、パターン形成部は、脚の動作にかかわる筋を収縮させる順序を、時系列的に決めるパルスパターンを生成すると考えられている。

CPG の存在は、除脳動物による電気生理学の実験から様々に研究されている。Brown らは、ネコの脊髄から感覚フィードバックを切断し、上位中枢からの下行路へ持続的に電気刺激を加えると、後脚の屈筋と伸筋が交互に収縮することを発見した[34][35]。これは、感覚入力や上位中枢からの入力無くとも、脊髄に局在する神経回路によってリズム運動が生成されることを示唆した。Orlovsky らは、上位中枢を除去し脊髄以下を残したヤツメウナギの標本において、左右の筋節が交互に収縮する交代性の筋活動が生成されることを発見した[38]。

人間における CPG の存在は、間接的な手法から検討されてきた。Dimitrijvic らは脊髄損傷者に対して、痙性治療に用いる脊髄硬膜外電気刺激を応用した治療を行った[39]。脊髄損傷者の脊髄腰膨大部近辺を 25-50Hz で刺激すると、下肢にステッピングに似た動作が誘発された。Dietz らは、脊髄損傷者に対してトレッドミルを用いたステッピングトレーニングを行った。他動的に下肢をステッピングさせることで、随意的に筋収縮が見られない損傷者であっても、ステッピング周期に合わせた歩行様の下肢の筋活動が誘発された[40]。また、この歩行様筋活動はステッピング時に下肢に加わる荷重や股関節への求心性入力に強く依存し、ネコなどの四足歩行動物の CPG の性質に近いことが示唆された[41][42]。以上の知見から、CPG は、歩行運動を制御する信号を脳とは独立して生成可能であることが強く示唆された。

2-4 脳幹—脊髄投射系

脊髄の機能とは別に、歩行運動の誘発、歩容、速度の切り替えは、脳を起点として上位中枢の信号が脳幹脊髄投射系へ伝達されることで実行されると推測されている。図 2-6 に脳幹脊髄投射系の概要を示す。歩行運動の誘発には、はじめに脳幹内に存在する中脳歩行誘発野[43][44]へ上位中枢の信号が入力される。その後、網様体脊髄路[45]と呼ばれる経路を辿り、脊髄の CPG が歩行運動を生成すると考えられている。このとき、中脳歩行誘発野へ入力される信号の強度によって、CPG が生成する歩行運動のリズムと脚の筋を収縮させる時系列パターンが調整され、歩容や歩行の速度が変化すると考えられている[46][47]。図 2-7 に人間の中脳歩行誘発野の位置の図を示す[48]。

以上の生理学的知見から、歩行運動の誘発、歩容、速度の切り替えは、上位中枢が脳幹脊髄投射系を経て、脳幹の中脳歩行誘発野を刺激し、刺激を受けた中脳歩行誘発野からの信号が網様体脊髄路を介して脊髄に伝達されると考えられる。

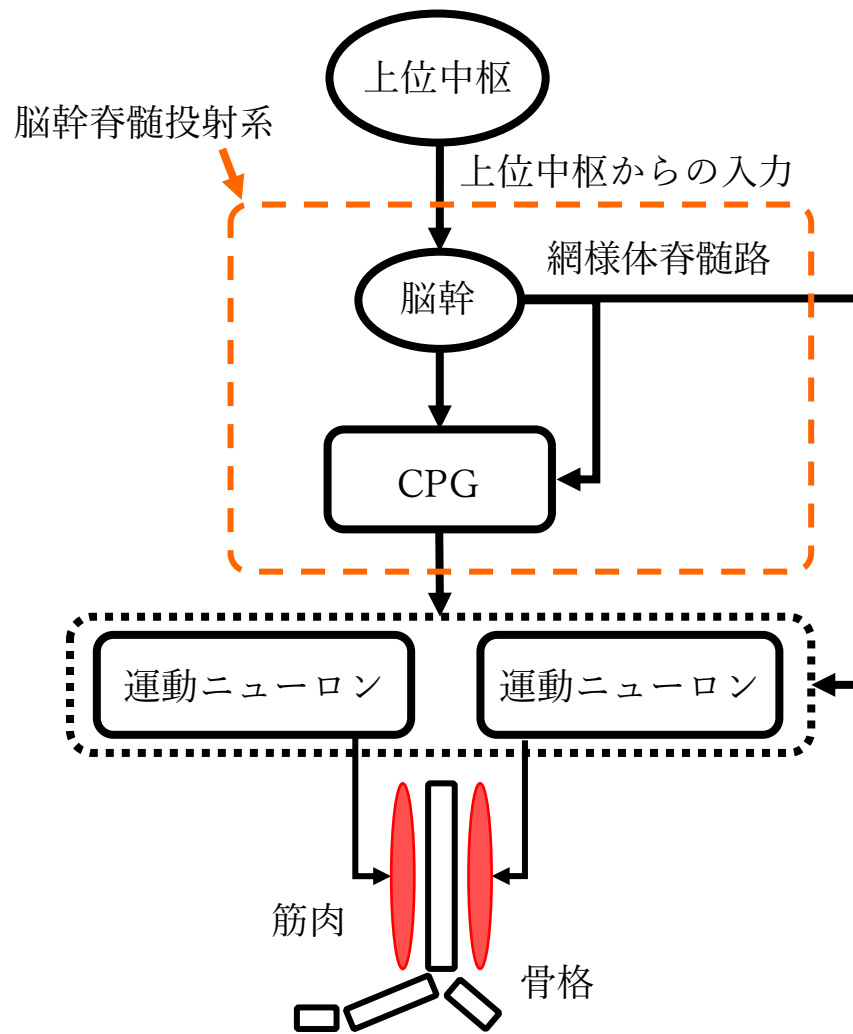
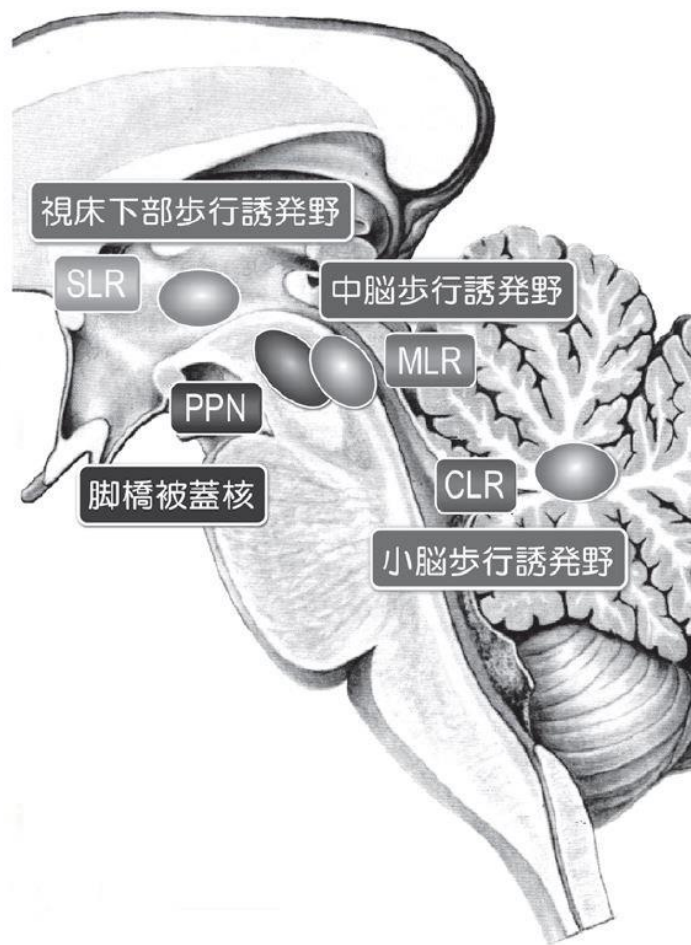


図 2-6 脳幹脊髄投射系の概要図



文献[48]より引用

図 2-7 人間の中脳歩行誘発野の位置

2-5 筋電位と神経信号

脳からの運動指令信号は脊髄を伝って下行し、脊髄内の運動神経細胞に伝達される。運動神経細胞は、指令信号を受け取り筋へ伝達することで筋が収縮する。このとき、筋を構成する筋線維に発生する筋電位を測定し筋電図として記録することで、時系列の筋活動状態を知ることができる。筋電位からは、運動のタイミングと相対的な強さなどの情報を得られ、神経系による運動制御に関する重要な情報と成り得る[15][49]。以降に、筋の構造、収縮原理、神経信号の伝搬による電位の発生について記す。

・筋の構造

図 2-8 に筋の構造を示す。筋は、筋線維という繊維状の細胞で構成され、長さが約 2~6cm、直径が 50~100 μm 程度といわれている。筋線維は、筋鞘とよばれる細胞膜に包まれており、その厚さは約 7.5nm といわれている。筋線維の中には筋細線維(筋原線維)が含まれており、直径は約 1 μm といわれている。筋細線維は、Z 線という角膜により区切られており、約 1.5~3.5 μm 程度のサルコメア(筋節)という基本的収縮単位を形成している(図 2-8)。

各サルコメアの両端の Z 線は、細いフィラメントと太いフィラメントからなる筋フィラメントと接合されている(図 2-7)。細いフィラメントは、アクチンというアミノ酸を含んだタンパク質を主成分として構成される。アクチン・フィラメントの直径は約 7nm といわれている。太いフィラメントは、ミオシンというミオシン結合タンパク質を主成分として構成される。ミオシン・フィラメントの直径は約 15nm といわれている。アクチン・フィラメントは、Z 線で束ねられ、ミオシン・フィラメントの両端はアクチン・フィラメントに支えられている。

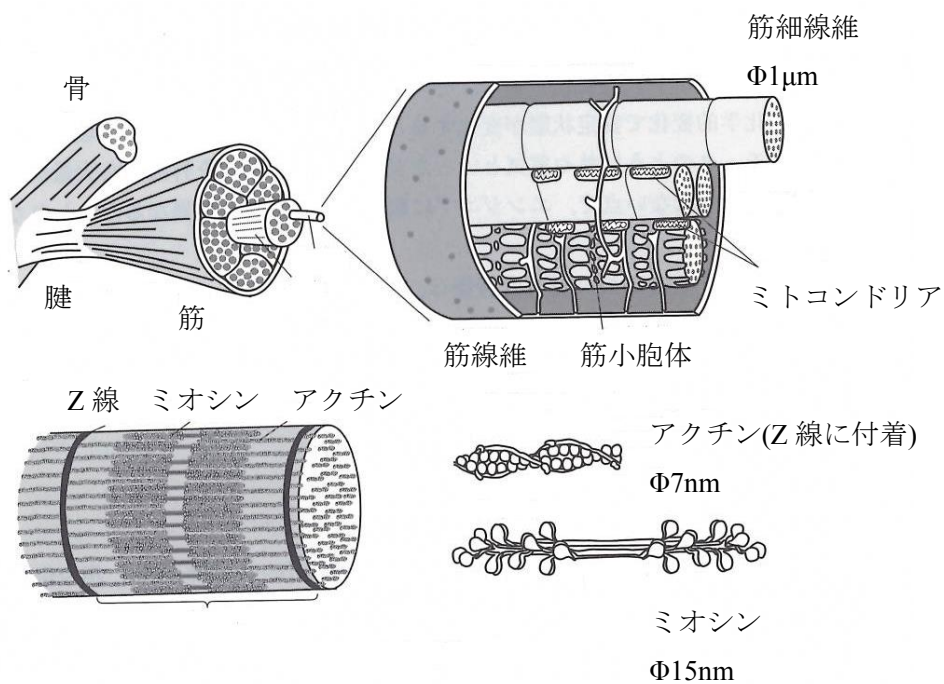
・筋の動作原理 神経筋接合部

筋への情報伝達は、運動神経細胞の軸索末端から神経伝達物質のアセチルコリンが放出されることで筋収縮が起こる。運動神経細胞の軸索末端は、筋線維と接触しており神経筋接合部と呼ばれる。図 2-9 に神経筋接合部の概要図を示す。神経筋接合部の筋線維側では、アセチルコリン受容体と一体化したイオンチャネルが無数に存在する。運動神経細胞の軸索末端から放出されたアセチルコリンによって、筋線維側のイオンチャネルが開くと筋線維に活動電位が生じ、筋線維に沿って伝搬していく。活動電位が伝搬していくと、筋線維に巻き付いている筋小胞体の Ca^{2+} 放出チャネルが開き、筋小胞体に貯蓄されている Ca^{2+} が放出される。 Ca^{2+} が筋フィラメントに供給されると、トロポミオシンの分子構造が変化し、アクチン・フィラメントから離脱し、ミオ

シンの頭部がアクチン上の結合部位と結合できるようになる。結合時、ミオシン頭部は、ATP と ADP に加水分解し、頭部の角度を変化させる。これら一連の生理学反応に加えて熱ゆらぎのブラウン運動が加わりアクチンとミオシンは約 60nm 移動することで筋が収縮する。

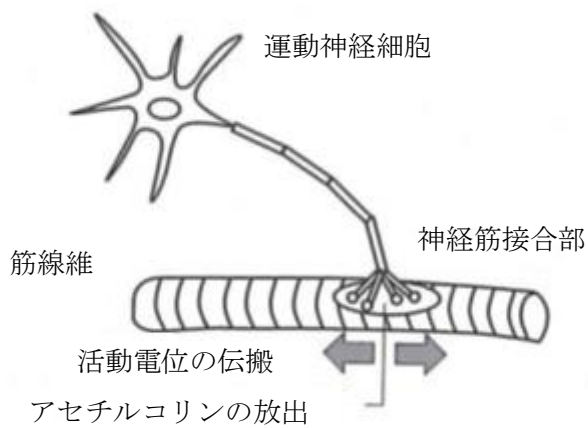
・筋電位

上述したように、神経筋接合部から神経伝達物質のアセチルコリンが放出されることで筋線維に活動電位が生じる。筋線維活動電位に関連する電流は、電極を用いることで測定することができ、筋電図(Electromyography – EMG)として記録できる。EMGは、運動神経細胞によってもたらされる賦活に応じて筋線維に生じる電氣的活動を示す[15]。EMGで記録される振幅は、賦活される筋線維の数に依存するため、筋収縮に動員されている運動神経細胞の数に依存していない。筋の収縮は、サイズの原理によって運動神経細胞の大きさからいくつかの単位を構成する。手先や、顔の細かい動きは比較的小さい運動神経細胞によって賦活される。脚や腰などの筋の動きは、比較的大きい運動神経細胞によって賦活される。よって、脊髄の神経細胞や運動神経細胞などを詳細に特定することは難しいが、運動に関わる神経信号の時系列変化から神経回路網の機能を推定することに利用することは可能となる。



メカ屋のための脳科学入門 [49]より引用

図 2-8 筋の構造



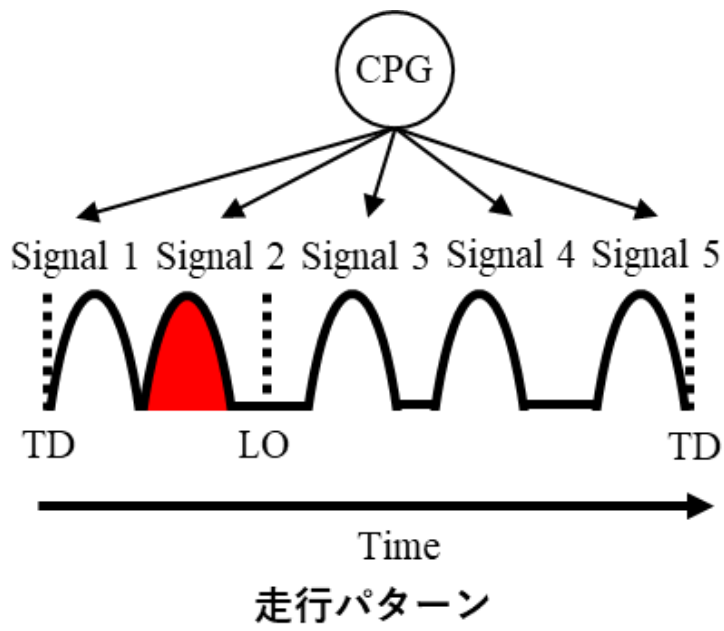
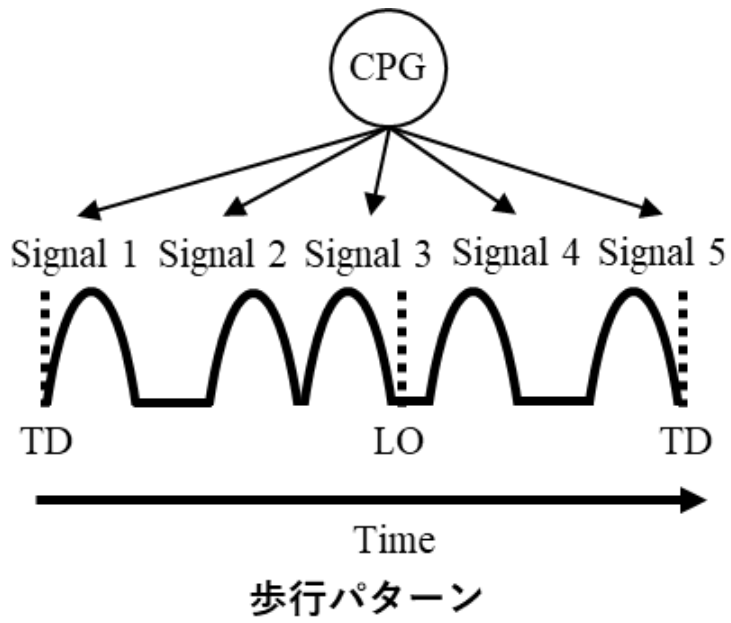
メカ屋のための脳科学入門 [49]より引用

図 2-9 神経筋接合部

2-6 筋シナジー仮説

人間や動物の身体は、骨格の関節自由度に比べて運動の出力となっている筋の方が非常に多い。人間では約 600 個の筋を身体に持つと知られている[14]。運動を生成する際に、全ての筋が個別に制御されていることは考えにくい。この骨格の関節自由度よりも多くの筋をどのように制御しているのかという問題に対して、Bernstein は筋シナジー仮説を提唱した[50]。Bernstein は、運動に必要な少数の筋がまとまりをもって活動することで運動が生成されるとした。筋シナジー構造は、人間以外の生物においても見受けられており、運動を制御するための重要な要素として考えられている[50]。

人間の歩行を制御する神経信号において、歩行運動中の下肢の筋電図が解析され、1 周期わずか 5 つの時系列パルスパターンによって歩行運動が再構成されることが Ivanenko らによって推測された[52][53]。図 2-9 筋シナジーに基づいた歩行制御信号を生成する CPG の概要図を示す。1 周期分の 5 つの時系列パルスパターンは、パルスタイミングごとに歩行を誘引する一連の筋に入力され、パルス信号の入力によって筋が収縮する。このとき、歩行と走行では 1 周期の時間が変化することで速度の調整が行われる。さらに、1 周期分の 5 つの時系列パルスパターンの内、2 つ目のパルスの発生位置が変化することで歩行と走行パターンが切り替わることも示唆された[54]。歩行運動では、1 周期分の 5 つの時系列パルスパターンが各筋に入力されたとき、複数の筋が協調して動作すると考えられている。脚の運動に必要な一連の筋が筋シナジー的に動作し、歩行運動が生成されると推測された。



文献[54]より引用、一部改変

図 2-10 筋シナジーに基づいた歩行制御信号を生成する CPG

2-7 Hodgkin-Huxley 方程式

生理学による解析的な知見をもとに、工学的に神経回路を創出し回路構成や機能を再現、モデル化し検証することも極めて有効な手法となる。

神経回路網の基本単位である神経細胞の動作を定量的に解析したのは、Hodgkin と Huxley と言われている。彼らはニューロンの動作を膜電位 V 、細胞膜のチャンネルでやり取りされているナトリウムの活性化変数 m 、不活性化変数 h 、そしてカリウム活性化変数 n の4つの変数による微分方程式で記述した[55]。式(2-1)~(2-4)に Hodgkin-Huxley 方程式を示す。また、式(2-1)~(2-4)の微分方程式は図 2-10 の電子回路モデルで表すことが出来る。

$$I = C_M \frac{dV}{dt} + m^3 h \bar{g}_{Na} (V - V_{Na}) + n^4 \bar{g}_K (V - V_K) + \bar{g}_L (V - V_L) \quad (2-1)$$

$$\frac{dm}{dt} = \alpha_m (1 - m) - \beta_m \cdot m \quad (2-2)$$

$$\frac{dh}{dt} = \alpha_h (1 - h) - \beta_h \cdot h \quad (2-3)$$

$$\frac{dn}{dt} = \alpha_n (1 - n) - \beta_n \cdot n \quad (2-4)$$

ここで

V : 膜電位[mV]

m : ナトリウム活性化変数($0 < m < 1$)

h : ナトリウム不活性化変数($0 < h < 1$)

n : カリウム活性化変数($0 < n < 1$)

t : 時間[ms]

I : 膜電流[A/cm²]

であり、ヤリイカの巨大軸索からの実測結果より残りの変数が定義された。

$C_M=1.0[\mu\text{F}/\text{cm}^2]$ 、 $V_{\text{Na}}=55.0[\text{mV}]$ 、 $V_{\text{K}}=-72.0[\text{mV}]$ 、 $V_L=-49.387[\text{mV}]$

ナトリウムコンダクタンス $\bar{g}_{\text{Na}}=120.0[\text{mS}/\text{cm}^2]$

カリウムコンダクタンス $\bar{g}_{\text{K}}=36.0[\text{mS}/\text{cm}^2]$

リークコンダクタンス $\bar{g}_L=0.3[\text{mS}/\text{cm}^2]$

$$\alpha_m = \frac{0.1(25 - V)}{\exp\left(\frac{25 - V}{10}\right) - 1}$$

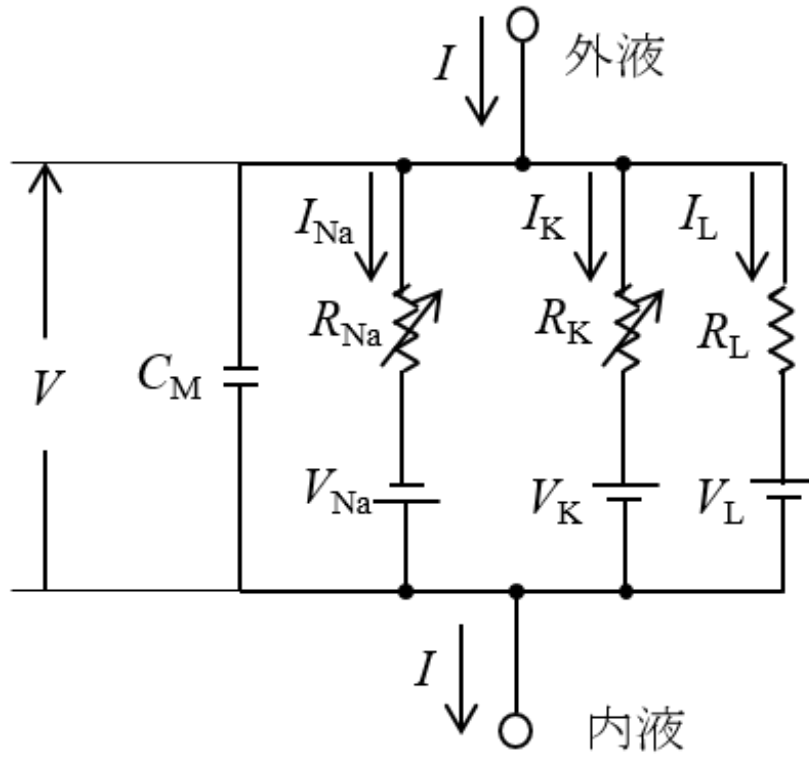
$$\beta_m = 4 \exp\left(\frac{-V}{18}\right)$$

$$\alpha_h = 0.07 \exp\left(\frac{-V}{20}\right)$$

$$\beta_h = \frac{1}{\exp\left(\frac{30 - V}{10}\right) + 1}$$

$$\alpha_n = \frac{0.01(10 - V)}{\exp\left(\frac{10 - V}{10}\right) - 1}$$

$$\beta_n = 0.125 \exp\left(\frac{-V}{80}\right)$$



数理生理学[56]より引用

図 2-11 Hodgkin-Huxley 方程式の電子回路モデル

第3章 ハードウェアニューラルネットワーク

3-1 ハードウェアニューロンモデル

背景で述べた人間の神経系に着目した2足歩行制御では、神経系を数理モデルで構成していた。数理モデルをソフトウェアモデルとして構成し、ネットワークパラメータの調整が容易で高性能なCPUを用いれば、高精度で高速に動作させることが可能となる。一方で、アナログ電子回路を用いて神経系の機能を再現するハードウェアのアプローチがある。ソフトウェアモデルに対して、ネットワークパラメータを回路定数として組み込むため調整が難しいこと、素子の誤差などから簡便性に欠ける。しかしながら、アナログ電子回路を用いることで、非線形な信号を高速に処理することが可能となる。また、電気信号を直接扱うため、実際の神経回路網を模倣する方法に適していると考えられる。ハードウェアモデルによる方法は、ニューロモルフィックデバイスとして知られており、様々に研究されている。

Fitzhugh は Hodgkin-Huxley 方程式を Van der Pol の方程式を用いて4つ存在した変数を2つに削減した単純なモデルである BVP モデルを報告した[57]。そして同時期に南雲らはエサキダイオードを用いた電子回路モデルを発表した[58]。トンネルダイオードの負性抵抗特性を利用して作成された、世界初の神経細胞のハードウェアモデルといえる。図3-1に南雲の電子回路モデルの回路図を示す。この電子回路モデルの微分方程式は式(3-1)~(3-4)のように表せる。これは、R. Fitzhugh が提案した数理モデルと等価であるため、この電子回路モデルと BVP モデルを合わせて Fitzhugh-Nagumo モデルと呼ばれている。

$$\begin{aligned}\frac{dx}{dt} &= c \left(-y + x - \frac{x^3}{3} + z \right) \\ \frac{dy}{dt} &= \frac{x - a + by}{c}\end{aligned}\tag{3-1}$$

x:ニューロンの膜電位 (出力)

y:不応性

z :刺激強度 (式(2-1)の電流 I に相当)

a、 b、 c : 以下の条件にて設定する変数

(モデルが神経細胞膜の振る舞いを再現するように設定。)

$$\begin{aligned} \text{条件: } & \textcircled{1} \frac{1-2b}{3} < a < 1 \\ & \textcircled{2} 0 < b < 1 \\ & \textcircled{3} b < c^2 \end{aligned}$$

キルヒホッフの法則より

$$\begin{aligned} i_s &= C \frac{dV}{dt} - j - i \\ L \frac{dj}{dt} &= -Rj - V = -Rj - (e - E) \end{aligned} \tag{3-2}$$

V : コンデンサ C の両端電圧 (膜電位に相当)

j : コイル L に流れる電流

i : トンネル・ダイオード TD に流れる電流

e : トンネル・ダイオード TD の両端電圧

E : 電源電圧

i_s : 外部から加えられる電流 (刺激電流)

t : 単位時間

トンネル・ダイオードの特性は図 3-2 や式(3-3)のような非線形 3 次方程式にて設定されたものとする。

$$i = i_0 - \frac{1}{\rho} \left\{ (V + E - e_0) - \frac{(V + E - e_0)^3}{3K^2} \right\} \tag{3-3}$$

ρ : 図 3-2 の 3 次曲線の変曲点 (白点) の傾き

i_0 : 図 3-2 の 3 次曲線の変曲点 (白点) での電流

e_0 : 図 3-2 の 3 次曲線の変曲点 (白点) での電圧

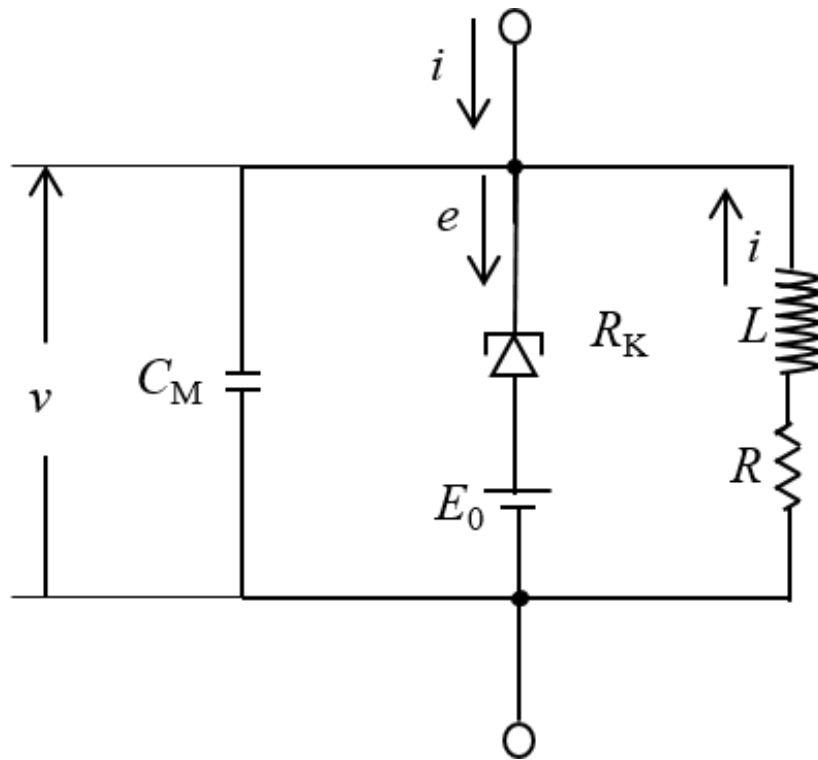
K : 図 3-2 の 3 次曲線における極大点、極小点との電位差

また、式(3-1)にて用いた a 、 b 、 c の変数条件を式(3-2)に当てはめると以下のようになる。

$$\textcircled{1} \rho > R$$

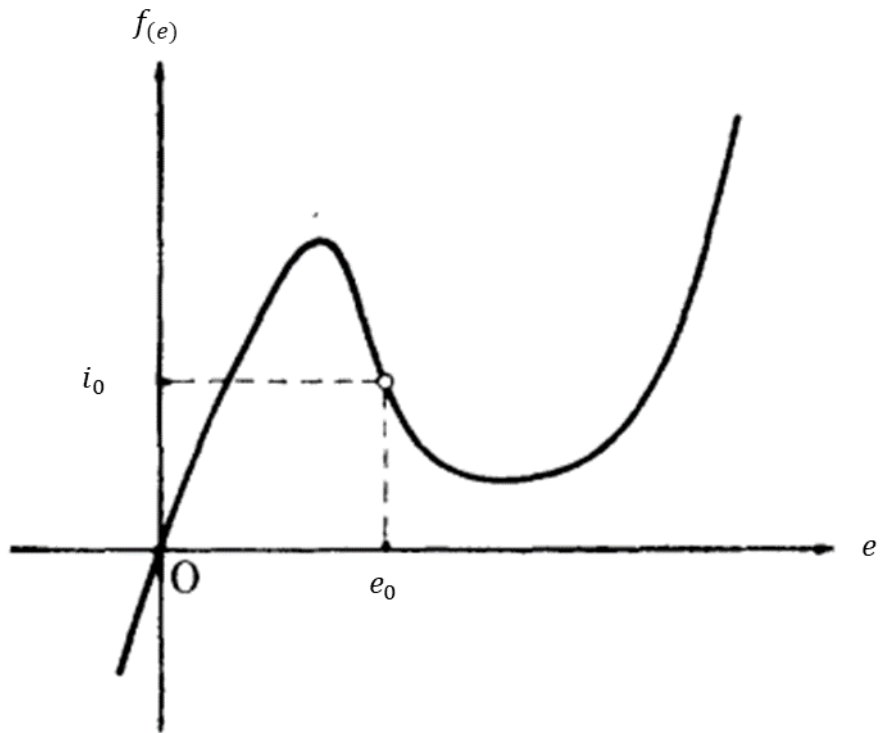
$$\textcircled{2} \frac{L}{R} > \rho C \quad (3-4)$$

$$\textcircled{3} Ri_0 + (e_0 - K) < E < R \left(i_0 + \frac{2K}{3\rho} \right) + (e_0 - K)$$



文献[58]より引用

図 3-1 南雲の電子回路モデル



文献 [58]より引用

図 3-2 トンネル・ダイオードの特性

関根らは、MOSFET による Λ 形負性抵抗回路を用いて集積化が可能な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)を提案した [59][60]。関根らは小型化を目的に、集積化が難しいエサキダイオードとインダクタを排除したモデルを開発した。図 3-3 にパルス形ハードウェアニューロンモデルを示す。また、図 3-3 より、式(3-5)、(3-6)の回路方程式を得る。

$$I = I_{\lambda} + I_{CM} + I_G \quad (3-5)$$

$$V_{out} = \frac{1}{C} \int I_G dt + RI_G \quad (3-6)$$

式(3-5)、(3-6)は、

$$I_{CM} = C_M \frac{dV_{out}}{dt}, \quad I_G = C \frac{dV_G}{dt} \text{とおくと}$$

$$\frac{dV_{out}}{dt} = \frac{-V_{out} + V_G + RI - RI_{\lambda}}{R \cdot C_M} \quad (3-7)$$

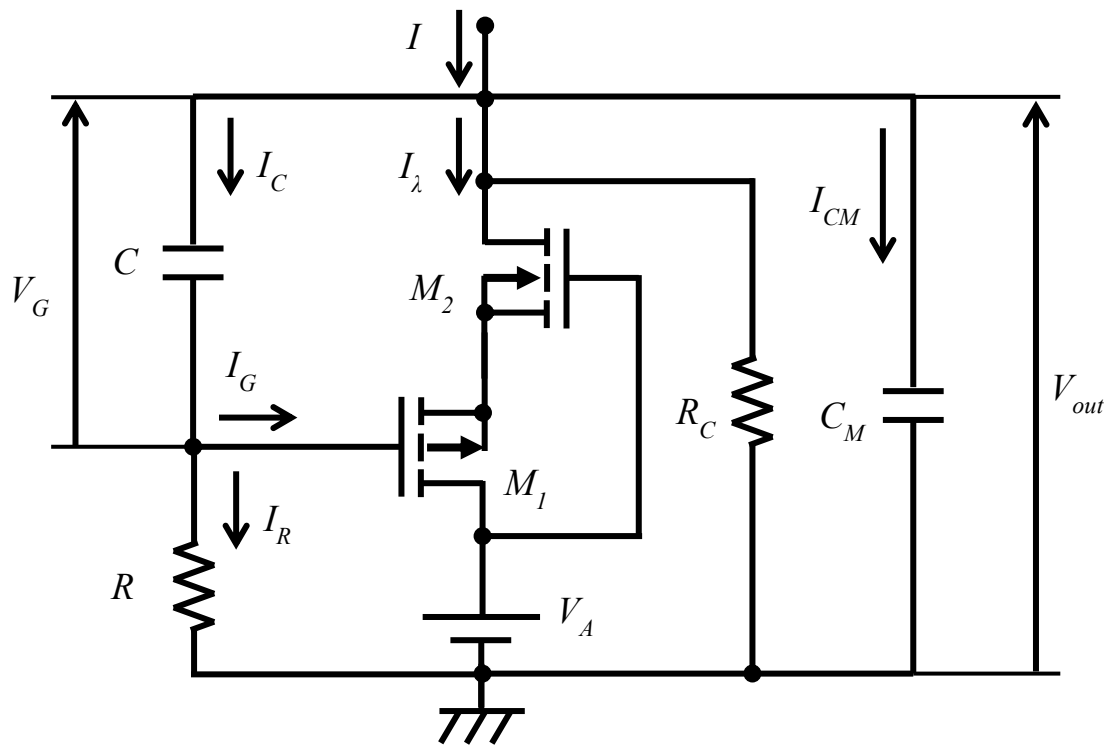
$$\frac{dV_G}{dt} = \frac{V_{out} - V_G}{R \cdot C} \quad (3-8)$$

で表され、ここで $x = -V$ 、 $y = V_G$ 、 $z = -R$ 、 $\dot{x} = -dV/dt$ 、 $y = dV_G/dt$ とおくと

$$\frac{dx}{dt} = \frac{x + y - z - RI_{\lambda}}{R \cdot C_M} \quad (3-9)$$

$$\frac{dy}{dt} = \frac{x + y}{R \cdot C} \quad (3-10)$$

式(3-9)、(3-10)のような一階連立微分方程式が求まり、BVP モデルと一致することが明らかにされた[58]。このモデルは、エンハンスメント型の MOSFET で構成されたモデル[59]も提案されており、集積回路化も可能であることが示された。



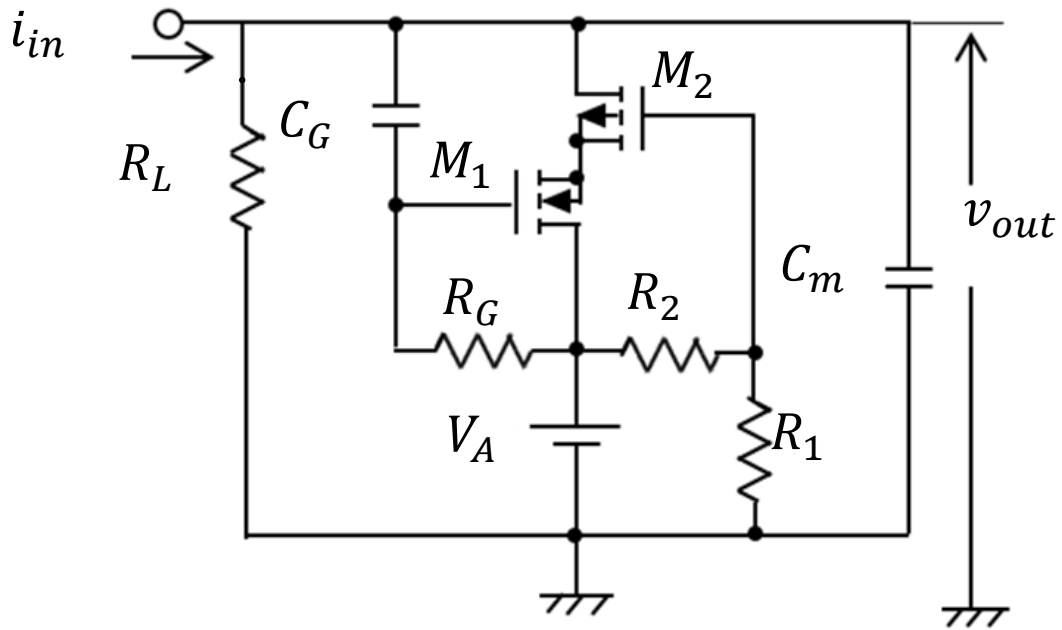
文献[60]より引用

図 3-3 パルス形ハードウェアニューロンモデル

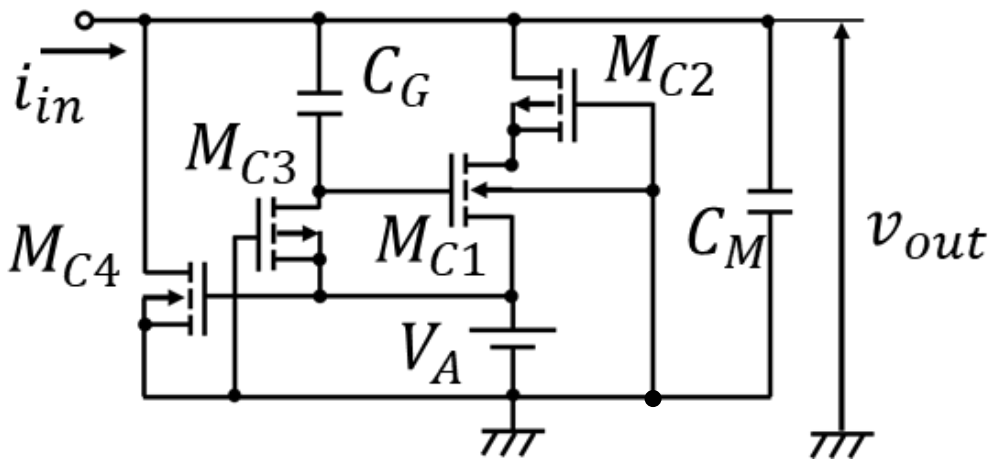
3-2 細胞体モデル

細胞体モデルは、神経細胞と同様に周期的に電圧パルスを生成する。また、神経細胞の特徴である、閾値、活動電位、不応期を再現している。細胞体モデルは、電圧制御型負性抵抗回路と膜容量 C_M 、漏れ抵抗 R_L で構成される。電圧制御型負性抵抗回路は、3端子の Λ 形トランジスタを用いて負性抵抗特性とインダクタンスの特性を併せ持つ。電圧制御型負性抵抗回路及び等価インダクタンス回路は、n型のエンハンスメント型 MOSFET、p型のエンハンスメント型 MOSFET、電源電圧 V_A 、抵抗 R_G 、容量 C_G 、抵抗 R_1 、 R_2 で構成される。また、周期定期に発振を繰り返す自励振モードと、外部からの電流入力が発振を繰り返す自励振モードを電源電圧 V_A によって変更できる。細胞体モデルの発振周期やパルス幅は、キャパシタ C_M 、 C_G 、電源電圧 V_A を調整することで変更できる。よって、目的に応じて回路定数の調整を行う。

図 3-4 に本論文で使用した細胞体モデルの回路構成を示す。図 3-4(a)は表面実装部品で構成した細胞体モデルを示し、図 3-4(b)は抵抗を MOSFET で置き換えた細胞体モデルを示す。(b)のモデルは、人工脊髄 IC チップの作製に当たり細胞体モデルを集積回路として作製する際に使用する。また、(a)と(b)のモデルは上記に示した特性が共通であるため、表面実装部品で作製したハードウェアニューラルネットワークの構成を集積回路の構成として置き換えることが可能となる。このとき、抵抗が MOSFET に置き換わるため回路定数の調整は必要となる。



(a)表面実装部品で構成した細胞体モデル



(b)集積回路化が可能な細胞体モデル

図 3-4 細胞体モデル

3-3 シナプスモデル

シナプスモデルは、生体のシナプスの特性である時空間加算特性をアナログ電子回路で模倣したモデルである。また、伝達物質の違いによって接続先の神経細胞の発火を促進または抑制するように働く機能も再現している。

3-3-1 興奮性シナプスモデル

図 3-5 に興奮性シナプスモデルの回路構成を示す。興奮性シナプスモデルはカレントミラー回路とスイッチング用の MOSFET で構成した。細胞体モデルからの入力が入力されると、カレントミラーが動作し i_{SE} が接続先の細胞体モデルへ電流を供給することで発振を促進する。時間加算特性はカレントミラーにキャパシタ C_{SE} を組み込み表現した。

3-3-2 抑制性シナプスモデル

図 3-6 に抑制性シナプスモデルの回路構成を示す。抑制性シナプスモデルは興奮性シナプスモデルの出力先にカレントミラー回路を組み込んで構成した。この構成により、電流 i_{IS} が接続先の細胞体モデルの電流を引き抜くことで発振を抑制する。時間加算特性は興奮性シナプスモデルと同様にカレントミラーにキャパシタ C_{IS} を組み込み表現した。

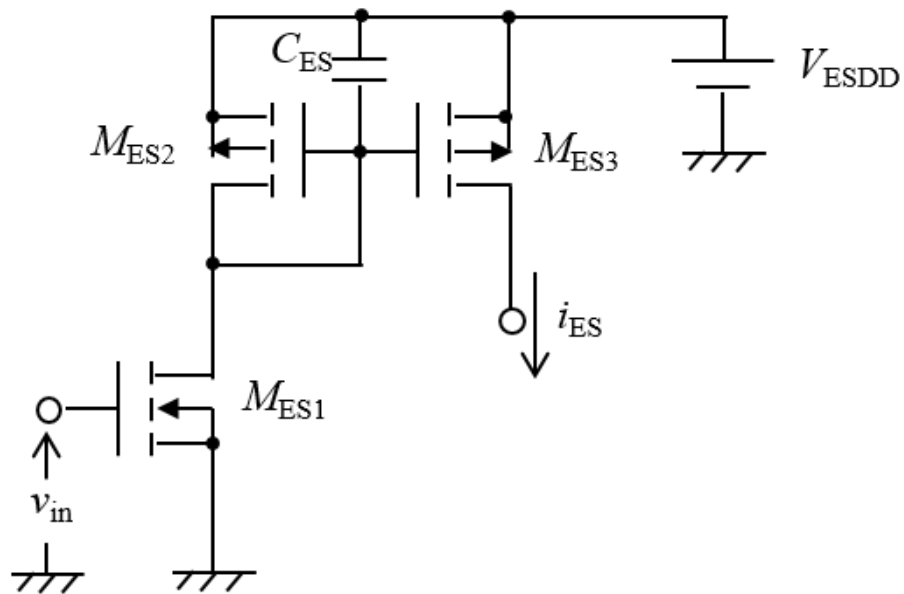


図 3-5 興奮性シナプスモデル

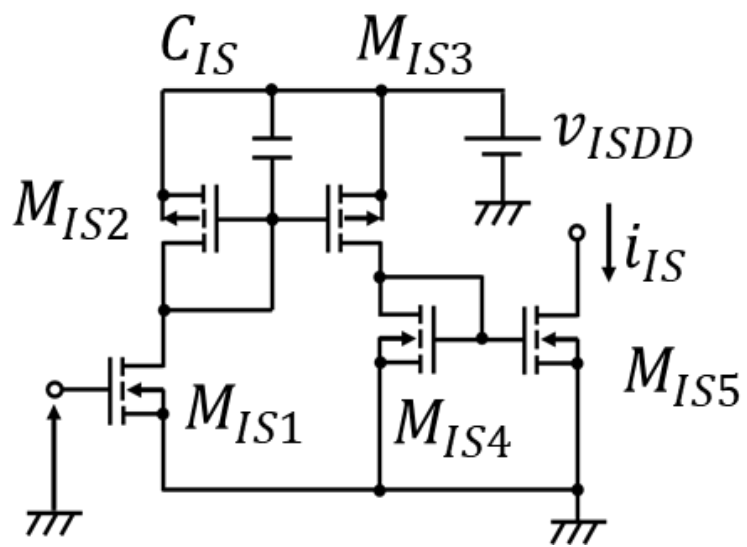


図 3-6 抑制性シナプスモデル

3-3-3 シナプス荷重電圧入力で動作する興奮性シナプスモデル

図 3-7 にシナプス荷重電圧入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路構成を示す。本モデルは、興奮性シナプスモデルの入力部に n 型の MOSFET を組み込んで構成した。n 型の MOSFET のゲートに電圧 V_{ew} を入力することで細胞体モデルとシナプスモデルの結合の強さを変化させることができる。このような伝達効率の調節は、生理学的にシナプス可塑性と呼ばれる[14]。

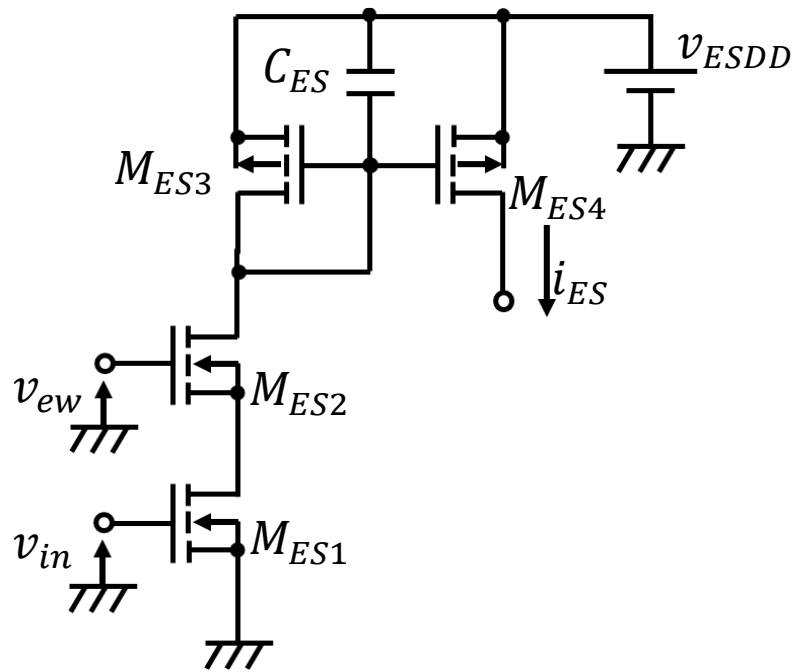


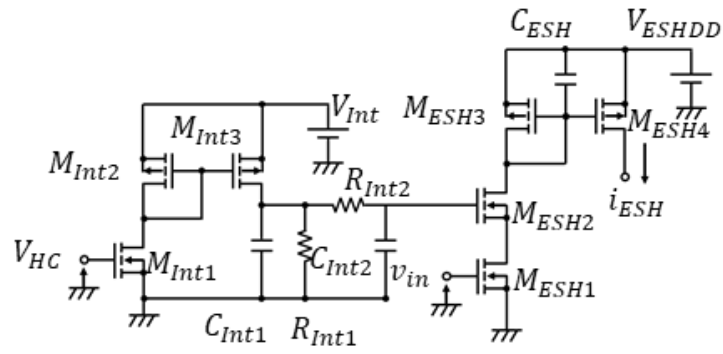
図 3-7 シナプス荷重電圧の入力で動作する興奮性シナプスモデル

3-3-4 パルス・非パルス入力で動作するシナプスモデル

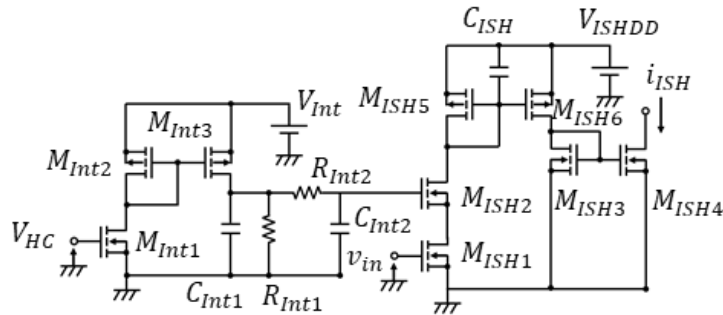
脳幹へ入力される上位中枢からのパルス信号の状態によって脊髄が歩行の誘発、歩容パターンの切り替えを行う機能を再現するため、パルスの入力信号の状態によって動作するシナプスモデルを作製した。回路構成としては、興奮性及び抑制性シナプスモデルの M_{ESI} 及び M_{ISI} の前に n 型 MOSFET または p 型 MOSFET を配置した。配置した各 MOSFET のゲートにカレントミラーで構成した積分回路を設けた[61]。積分回路の V_{HC} へ電圧パルスが入力されることで、パルスが入力されている間の電圧を積分していく。積分された電圧がシナプスモデルの M_{ESI} 及び M_{ISI} の前に n 型 MOSFET または p 型 MOSFET のゲートに入力されることでシナプスモデルの動作状態が決定される。

図 3-8(a)と(b)にパルス入力によって動作するシナプスモデルの回路図を示す。(c)に動作原理のイメージ図を示す。パルス入力によって動作するシナプスモデルは、興奮性及び抑制性シナプスモデルの M_{ESI} 及び M_{ISI} の前に n 型 MOSFET を設置した。 V_{HC} へ入力されたパルスが積分回路によって変換され、徐々に電圧が上昇する。上昇した電圧は n 型 MOSFET のゲートに入力され、MOSFET のスイッチングがオンになる。積分回路の後段にあるシナプスモデルが興奮性の場合、シナプスモデルに接続された細胞体モデルの出力は促進される。積分回路の後段にあるシナプスモデルが抑制性の場合、シナプスモデルに接続された細胞体モデルの出力は抑制される。

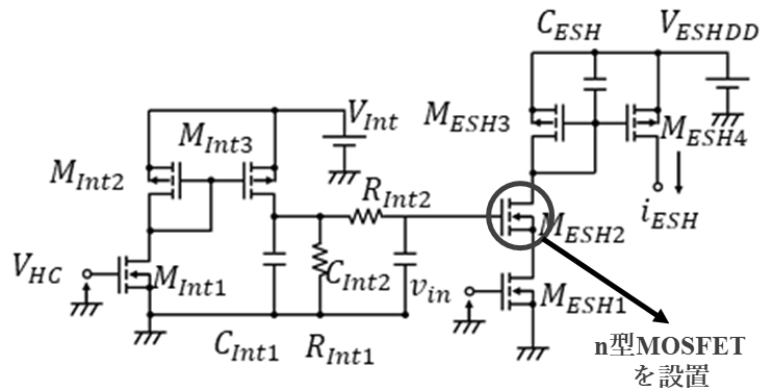
図 3-9(a)と(b)に非パルス入力によって動作するシナプスモデルの回路図を示す。(c)に動作原理のイメージ図を示す。パルス入力によって動作するシナプスモデルは、興奮性及び抑制性シナプスモデルの M_{ESI} 及び M_{ISI} の前に p 型 MOSFET を設置した。 V_{HC} へ入力されたパルスが積分回路によって変換され、徐々に電圧が上昇する。上昇した電圧は p 型 MOSFET のゲートに入力され、MOSFET のスイッチングがオフになる。 V_{HC} へパルス入力が無い場合、積分回路から出力される電圧は低くなるため MOSFET のスイッチングがオンになる。積分回路の後段にあるシナプスモデルが興奮性の場合、シナプスモデルに接続された細胞体モデルの出力は促進される。積分回路の後段にあるシナプスモデルが抑制性の場合、シナプスモデルに接続された細胞体モデルの出力は抑制される。



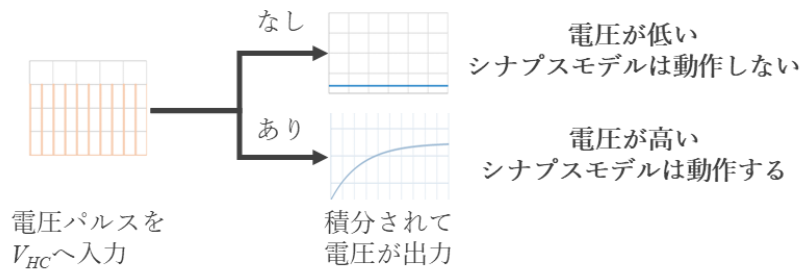
(a) パルス入力によって動作する興奮性シナプスモデル



(b) パルス入力によって動作する抑制性シナプスモデル

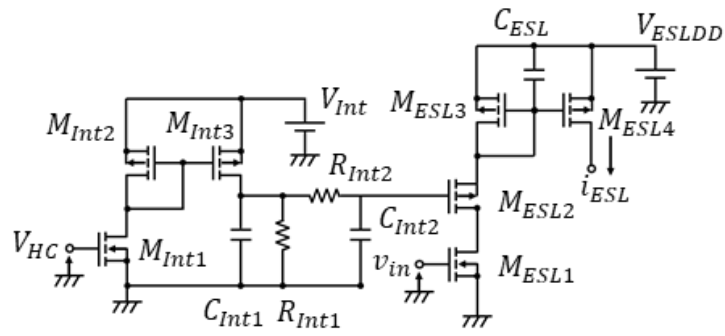


n型MOSFETの場合

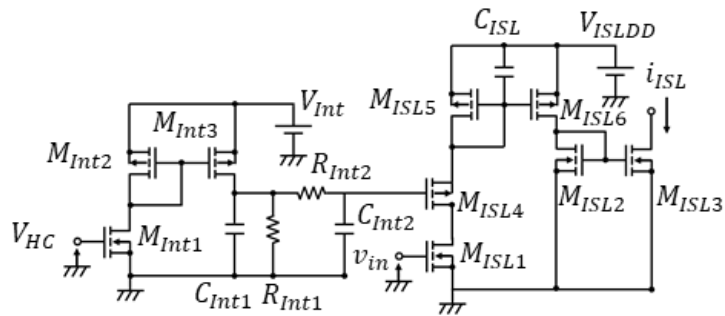


(c) 動作原理

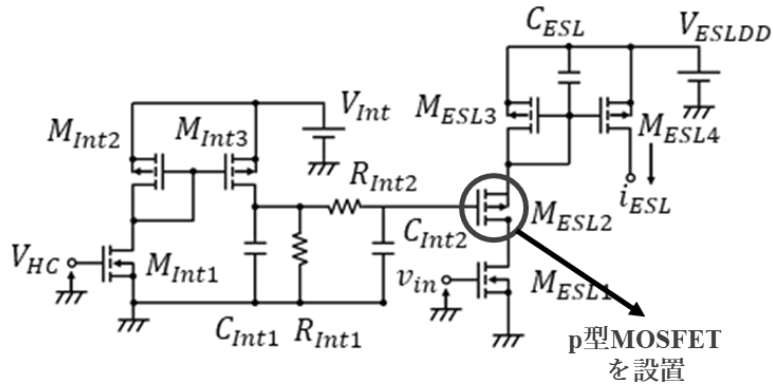
図 3-8 パルス入力によって動作するシナプスモデル



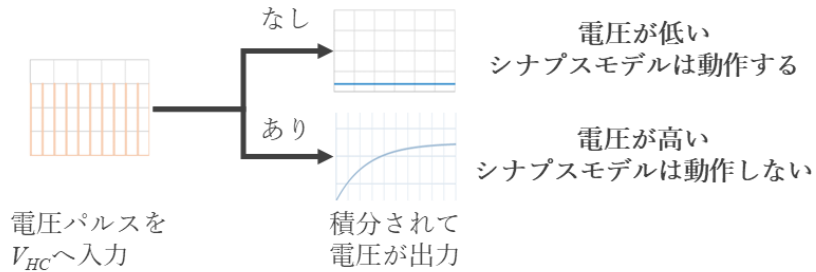
(a) 非パルス入力によって動作する興奮性シナプスモデル



(b) 非パルス入力によって動作する抑制性シナプスモデル



p型MOSFETの場合



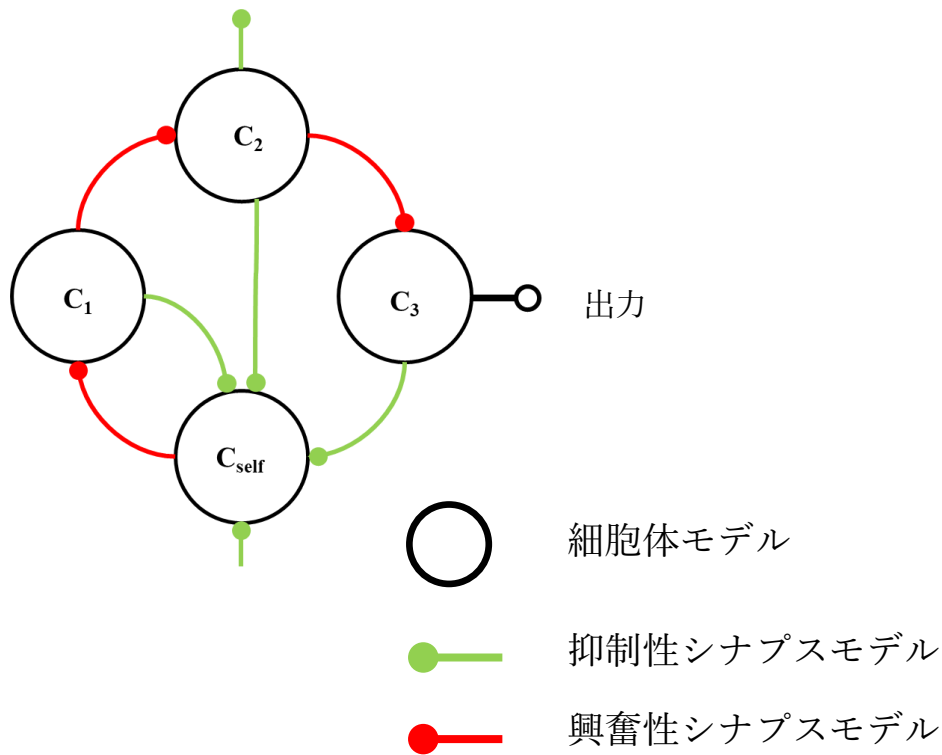
(c) 動作原理

図 3-9 非パルス入力によって動作するシナプスモデル

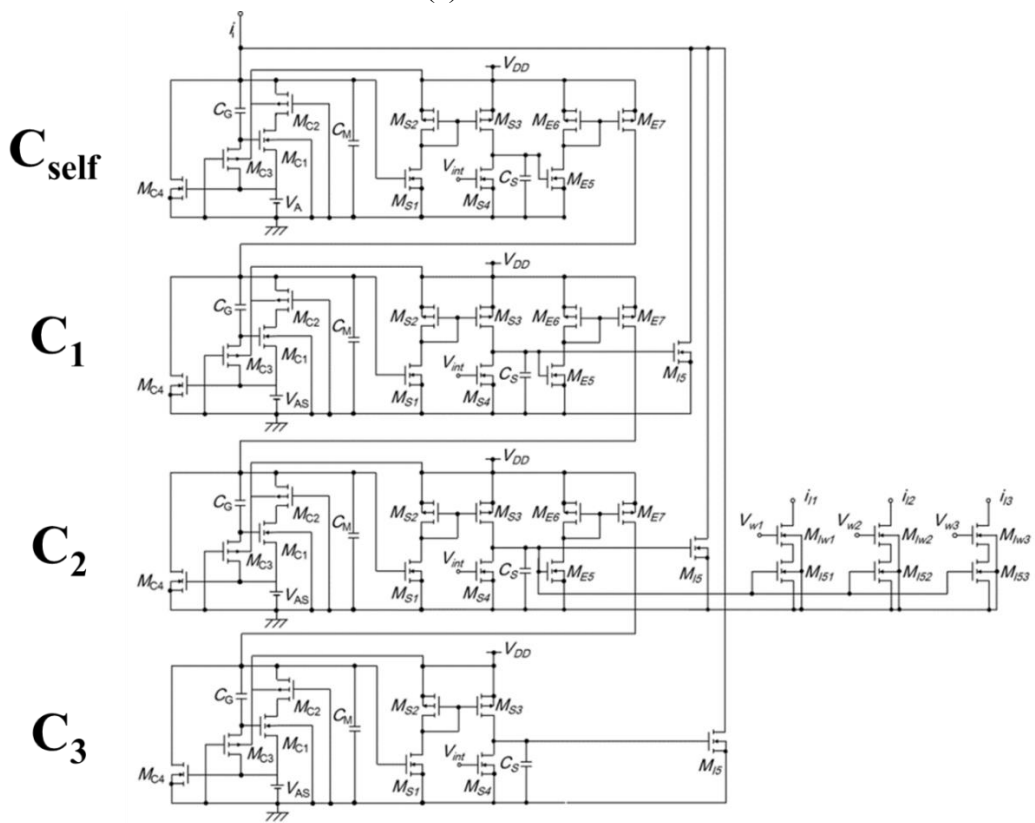
3-4 間質細胞体モデル

図 3-10(a)に間質細胞体モデルの回路構成、図 3-10(b)に回路図を示す。従来の細胞体モデルはコンデンサの容量が大きく、集積回路化による小型化に限界が生じる。コンデンサの容量削減のため、佐伯らが提案した間質細胞体モデルを使用した[62]。間質細胞体モデルは自励振型細胞体モデル C_{self} 、他励振型細胞体モデル C_1 、 C_2 、 C_3 、シナプスモデルで構成されている。

動作原理は、まず自励振型の C_{self} が発火することで興奮性シナプス接続された C_1 が発火する。同様にして C_1 の発火により C_2 が発火、 C_2 の発火により C_3 が発火する。このとき C_1 、 C_2 、 C_3 は C_{self} に対して抑制性シナプス接続されているため、各細胞体が発火するたびに C_{self} の発火を抑制する。このように、シナプスによる波形の遅延を用いることで、低容量で長周期の出力波形が得られる。



(a) 概略図



(b) 回路図

図 3-10 間質細胞体モデル

第 4 章 筋骨格モデルを用いた機械的アクチュエータパラメータの抽出と筋シナジー

ー理論との対応

4-1 筋骨格モデルの動力学解析と筋電位

本章では、歩行と走行の下肢の筋電位と筋骨格モデルを用いて抽出した機械的アクチュエータパラメータを対応させ、筋シナジー理論との関係性について論じる。その関係性から、本研究で提案する人工脊髄回路が生成する神経信号の指標を検討した。

背景で述べたように、筋電位を用いて運動を制御する神経信号を推測する研究が行われている。直接筋の活動を記録できるため、比較的正確に筋の動作を推定することができる。しかしながら、深層筋の筋電位が測定できないため、運動に必要な筋をすべて測定することは難しい。

一方で、筋骨格モデルを用いて運動の制御や筋の動作、発生力のような機械的パラメータを推定する研究がされている。関節角度や変位などの運動学データを、筋骨格モデルへ導入し逆動力学解析することで筋の発生力や活動度、関節トルクなどを算出する。人間の筋骨格は複雑であるため、算出した結果の妥当性やモデルの評価には注意する必要がある。

そこで、これら二つを対応させることで、より正確に筋の動作を推定できると考えられる。本章では、人間の歩容に寄与する下肢の筋をもつ筋骨格モデルを作製し、関節角度データから逆動力学解析を行い筋の機械的パラメータである収縮変位と発生力を抽出した。そして、歩行と走行に関わる筋シナジー理論[50]で示された歩容に寄与する筋の筋電位の活動タイミングと機械的パラメータの変化のタイミングを対応させ、作製した筋骨格モデルから歩容を制御する指標となる神経信号を推定した。

4-2 筋骨格モデルの構成

筋の機械的アクチュエータのパラメータ特性を検討するにあたり、歩行運動に寄与する筋をもつ筋骨格モデルを作製した。筋骨格構造は非常に複雑であるため、全てを再現することは難しい。そこで、実効筋概念[63]を用いることでいくつかの主要な筋のみで、脚の動作がほぼ再現できる。実効筋は、3つの2関節筋と6つの1関節筋で構成される。このとき、膝関節は1軸と考えられ、球関節である股関節は運動中ほぼ2次元平面内から外れることはないことが知られている。本論文では初期検討として、2次元平面上の脚の動作に着目し、筋骨格モデルは矢状面に固定した。骨格は、ライフサイエンス統合データベースセンターが公開している、BodyParts3D[64]から引用した。

本モデルでは、解剖学に沿ったモデルとするため、いくつかの筋を再選定した。6つの1関節筋は、簡易化のためにいくつかの筋をまとめている。例えば、膝関節に関与する伸筋は、中間広筋、内側広筋、外側広筋であるが、広筋としてまとめられている。本モデルでは、各関節に寄与する1関節筋を再選定し、表4-1の片脚12筋、両脚で24筋を組み込んだ。表4-1を組み込んだ筋骨格モデルと仕様を図3-1に示す。

本研究では、筋の機械的アクチュエータのパラメータ特性の抽出に着目し、実際の人体の約1/2の大きさのモデルとした。また、今後実機のロボットとして検証する上でも、小型のモデルを用いて、アクチュエータの特性やその制御方法を初期段階の検討として実施した。各骨格の仕様を図4-1に示す。

また、筋は単純なリニアアクチュエータとしてモデル化した。歩行と走行中の時系列的なアクチュエータの変位、力を抽出し、その変化と歩行と走行中の筋電位の時系列変化を対応させ議論した。

表 4-1 本モデルで使した筋の一覧

| 12筋の詳細 | |
|---------|------|
| 大腿二頭筋長頭 | BFLH |
| 大腿二頭筋短頭 | BFSH |
| 大殿筋 | GM |
| 腸腰筋 | IL |
| 腓腹筋外側頭 | LG |
| 腓腹筋内側頭 | MG |
| 大腿直筋 | RF |
| ヒラメ筋 | SOL |
| 前脛骨筋 | TBA |
| 中間広筋 | VI |
| 外側広筋 | VL |
| 内側広筋 | VM |

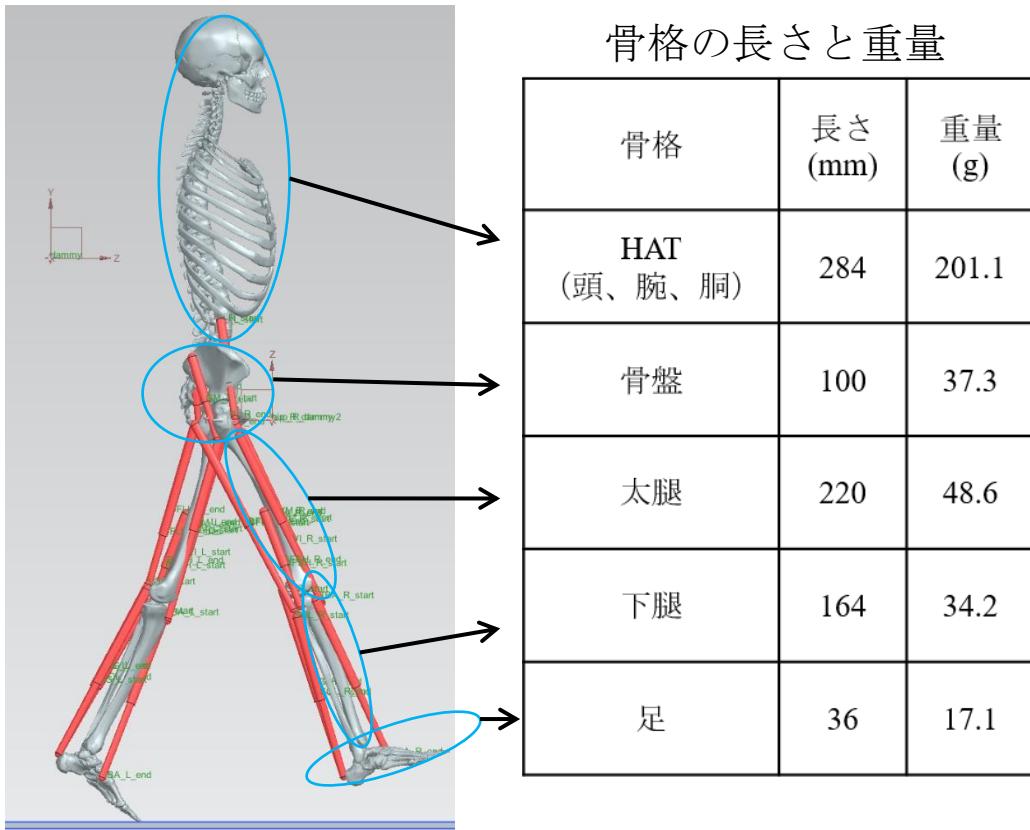
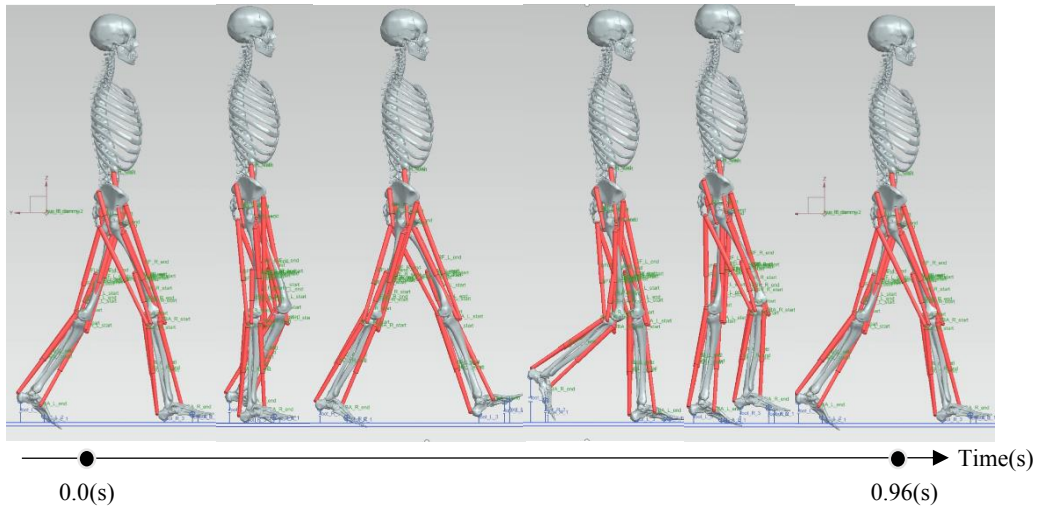


図 4-1 作製した筋骨格モデルと仕様

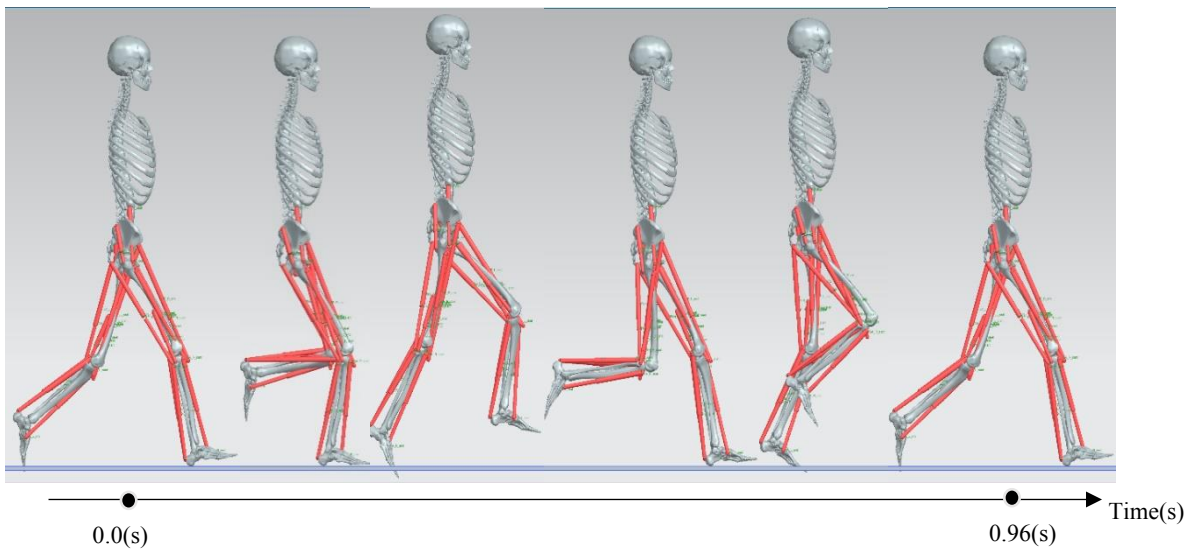
4-3 逆動力学的手法による歩行と走行の動力学解析

アクチュエータとして 12 筋を動作させるために、筋骨格モデルに対して逆動力学解析を行った。歩行と走行の股間、膝、足首の関節角度を筋骨格モデルに入力し、運動中の筋肉の収縮量を算出した。歩行と走行の各関節角度は、バイオメカニクスの研究で用いられるオープンソースのソフトウェア Opensim[65]で公開されているデータを用いた。動力学シミュレーションには、SIEMENS の Simcenter を用いた[66]。各関節角度は、1 歩行周期分の変位を用いた。歩行分析では、1 歩行周期は片足 2 歩分としている。本モデルにおいては、右脚を基準とし 2 歩分を 1 歩行周期とした。

筋骨格モデルに配置した筋は、単純なリニアアクチュエータとして 1 次元的に動作する。関節角度入力から、筋が連動して動作するように設定した。関節角度入力によって動作させた歩行と走行から、筋の 1 次元的动作の時系列変位を取得した。取得した筋の変位から、身体重量、床反力を考慮し筋骨格モデルに対して順動力学解析を行った。動作させた筋骨格モデルから、筋肉が動作するために必要な発生力を、時系列の機械的パラメータとして算出した。図 4-2(a)と(b)に筋の変位によって動作させた歩行と走行の動作結果を示す。



(a) 逆動力学による歩行動作



(b) 逆動力学による走行動作

図 4-2 筋の時系列変位から逆動力学により動作させた歩行と走行

4-4 歩行と走行の動力学解析の結果と筋シナジー理論との対応についての考察

筋の機械的パラメータ抽出するうえで、筋骨格モデルに配置した筋の詳細を図 4-3 に示す。図 4-4 以降で示す筋の機械的パラメータ、筋電位の名称は、図 4-3 と対応している。

図 4-5 と 4-6 に歩行と走行における、各 12 筋の時系列の変位の結果を示す。図 4-7 と 4-8 に歩行と走行における、各 12 筋の時系列の発生力の結果を示す。得られた歩行と走行の時系列の機械的パラメータを、筋シナジー理論で説明される筋電図と対応させ考察した。図 4-9～4-10 に文献[53][54]から引用した歩行と走行時の筋電位を示す。歩行と走行に寄与する下肢の筋電位は 10 種類とした。対応させるにあたり、筋電位の取得が難しい深層筋の大腿二頭筋短頭、中間広筋は除いている。

筋骨格モデルで取得した変位と力は、伸張方向の動作も描画されている。実際の筋は、自発的に伸長することはないため、収縮方向に着目する必要がある。そこで、図 4-5～8 のグラフから収縮方向に着目した。図 4-11、12 に収縮方向に着目した歩行の変位、力のグラフを示す。図 4-13、14 に収縮方向に着目した走行の変位、力のグラフを示す。

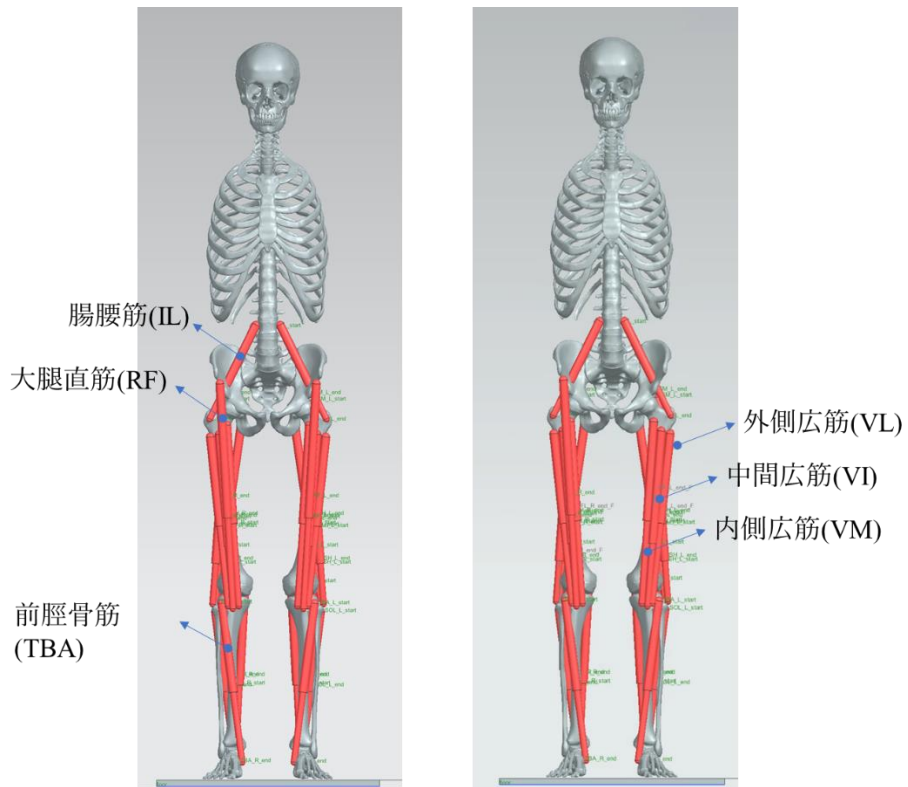
図 4-11～14 を筋電位の図 4-7、8 と対応させると、歩行では BFLH、IL、LG、MG、SOL、TBA、VL、VM の筋において、抽出した機械的パラメータの力と変位の最大となるタイミングと、筋電位の活動度が最大となるタイミングの位置が近いことが示された。また、走行では BFLH、GM、LG、MG、SOL、VL、VM の筋において、抽出した機械的パラメータの力と変位の最大となるタイミングと、筋電位の活動度が最大となるタイミングの位置が近いことが示された。対応させた歩行時の筋電位、発生力、変位の図を 4-13～4-14 に示す。対応させた走行時の筋電位、発生力、変位の図を 4-15～4-16 に示す。グラフから、筋電位よりも力が若干遅れて発揮されているのが確認できた。これは、筋が神経信号から入力を受けて力が発揮されるまでの遅れだと考えられる。筋に神経信号が入力されてから、筋が目標の力に達するまでに約 50ms の時間を要すると示唆されている[67]。

タイミングが合わなかった筋は、受動的な筋として動作していると考えられる。他の筋が力を発揮している際も筋は受動的に動作する。このとき、脚によって体幹を支える際に拮抗するように動作している筋と考えられる。また、モデルからは筋のモデルがシリンダーの形状であり、直動に大きく依存するために筋骨格モデルが動作した際、動作が遅れたと考えられる。シリンダー状の筋を複数取り付け、それらの平均から変位や発生力を抽出することで、より正確な値が取得できると考えられる。また、

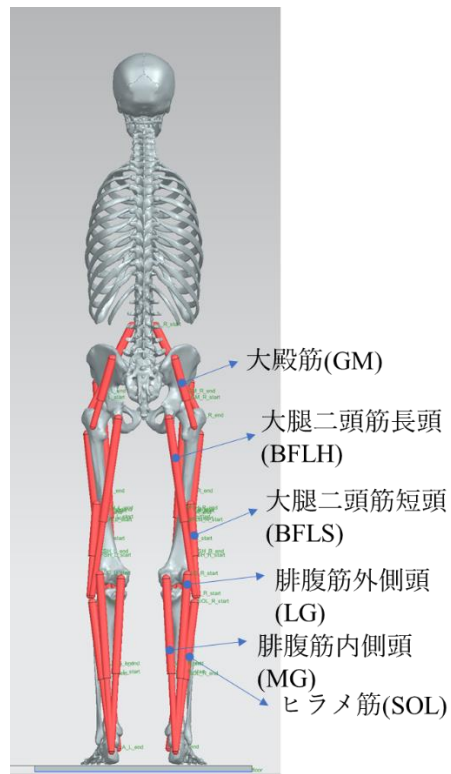
受動的な筋として動作しているとも考えられる。他の筋が力を発揮している際も筋は受動的に動作する。このとき、脚によって体幹を支える際に拮抗するように動作している筋と考えられる

歩行と走行の変位に着目すると、各筋の最大収縮変位を目標値とすることで、神経信号の指標になり得ると考えられる。歩行周期を時系列的に6分割し、最大収縮している箇所を分割した時間ごとに分類した。表4-2～4-5に分類した表を示す。歩行において、2つ目の時間タイミングで収縮するものが多く見られなかった。走行においては、2つ目の時間タイミングで収縮するものが多く見られた。また、筋シナジー理論と対応した歩行の8種と、走行の7種の筋の変位においても同様のことが確認できた。つまり、生理学的知見から示された2つ目の出力の発生する位置が変化することと対応させると、6分割した時間タイミングにおいて、歩行は1、3、4、5、6の時間タイミングで動作する、走行は、1、2、4、5、6で動作する、という特徴が考えられる。図4-19に歩行を制御するために収縮させる筋群を示す。図4-20に走行を制御するために収縮させる筋群を示す。

よって、筋電位との対応から、作製した筋骨格モデルによる機械的アクチュエータパラメータの時系列的なタイミングが、歩行と走行を制御するための神経信号のタイミングの指標になりうる可能性を明らかにした。そこから、歩行と走行を制御するための信号タイミングを見出し、歩行周期を6分割した際に、歩行では1、3、4、5、6が神経信号の入力となり、走行では、1、2、4、5、6が神経信号の入力となることが推測される。これらの神経信号の入力タイミングをもとに、提案する人工脊髄回路を以降の章で検討する。



前面



背面

図 4-4 筋骨格モデルに配置した筋の詳細図

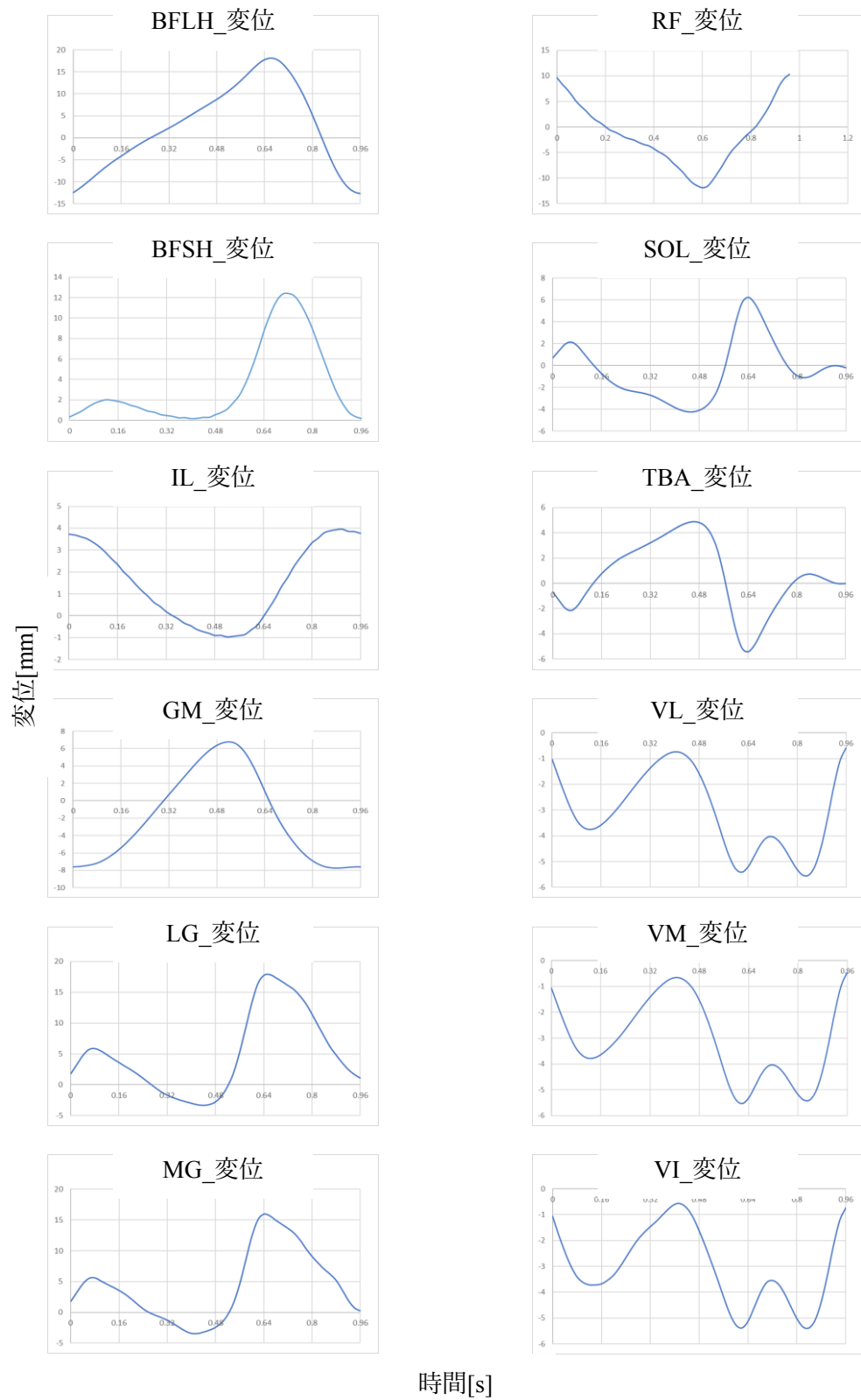


図 4-5 歩行時の 12 筋の変位

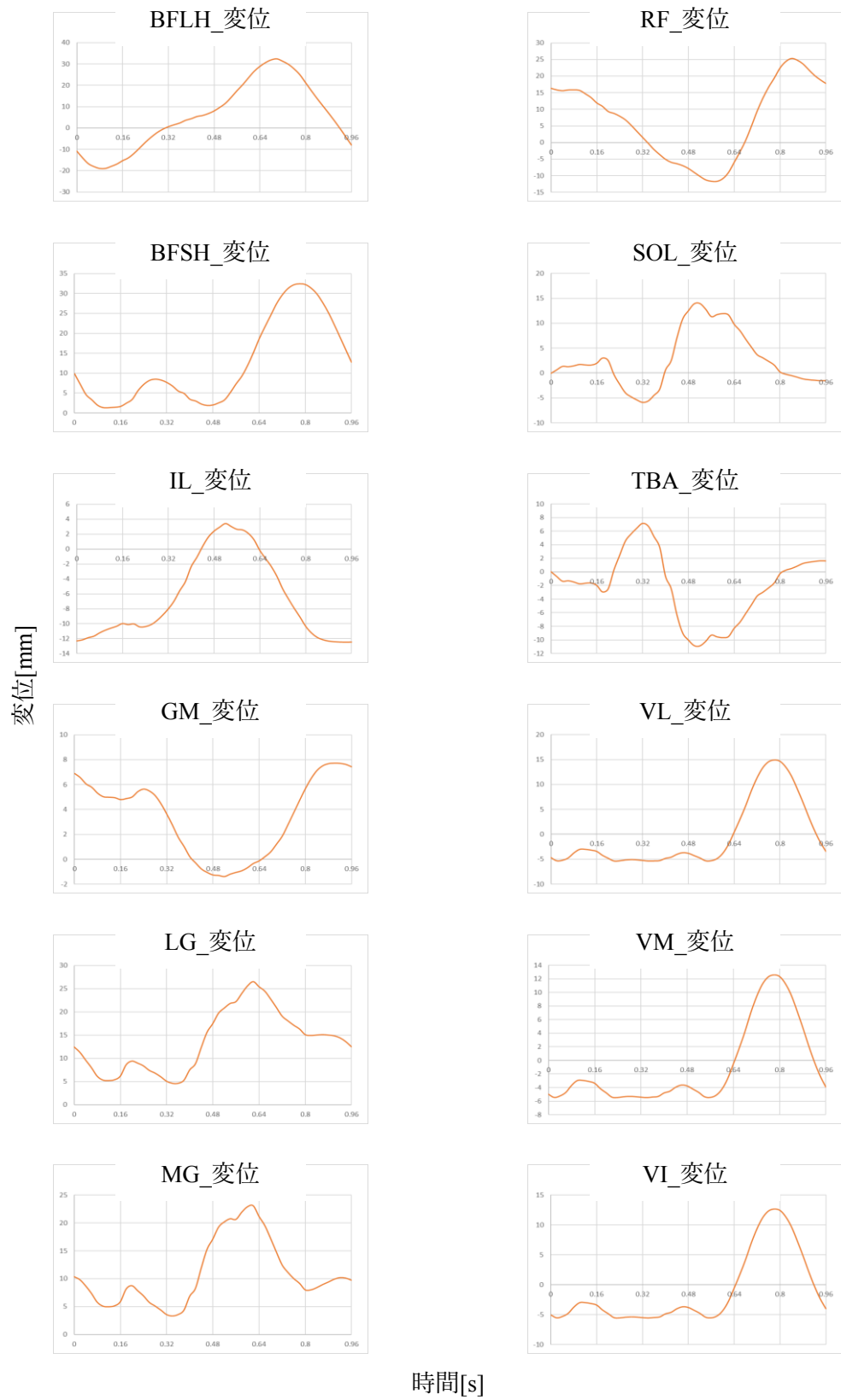


図 4-6 走行時の 12 筋の変位

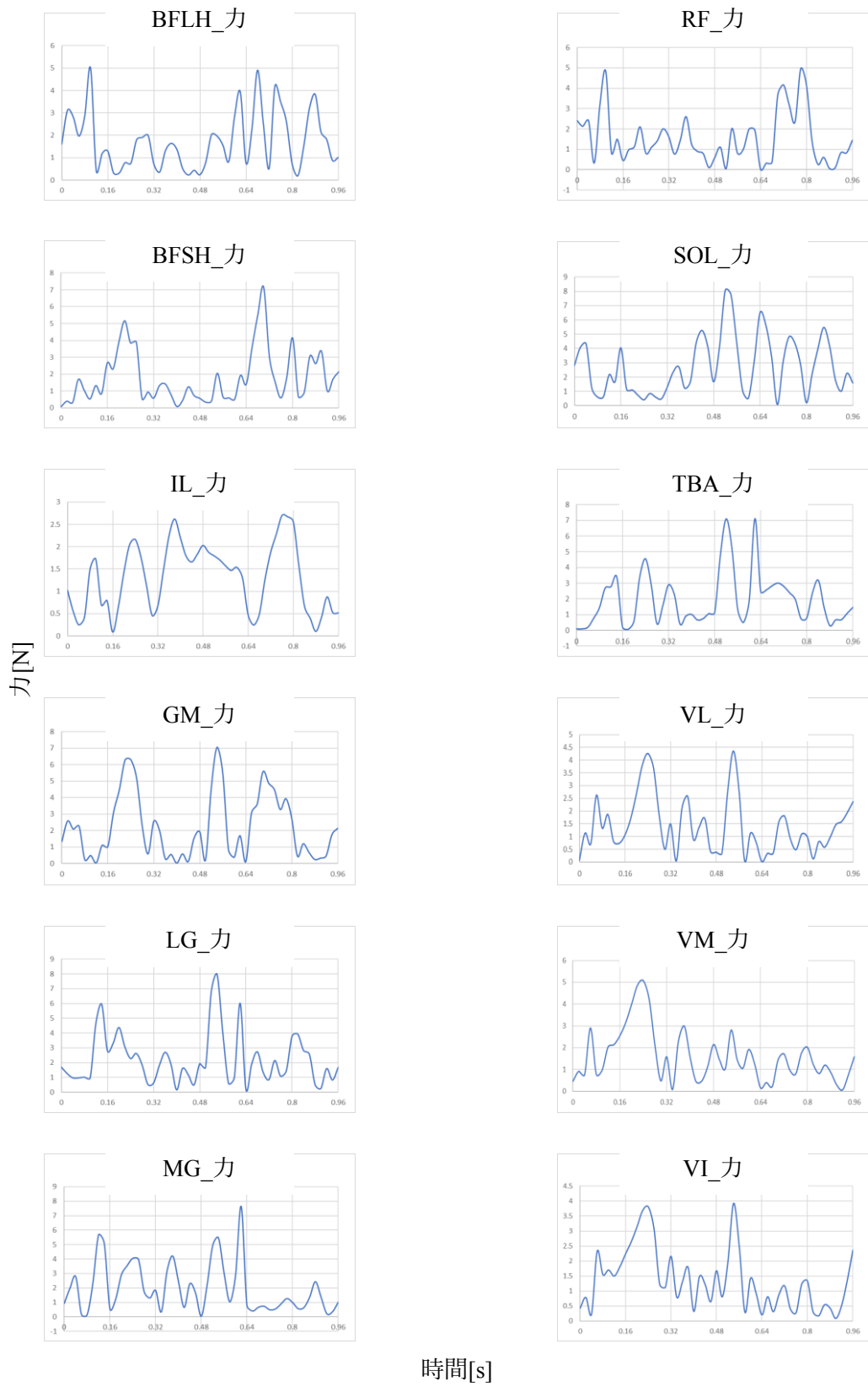


図 4-7 歩行時の 12 筋の発生力

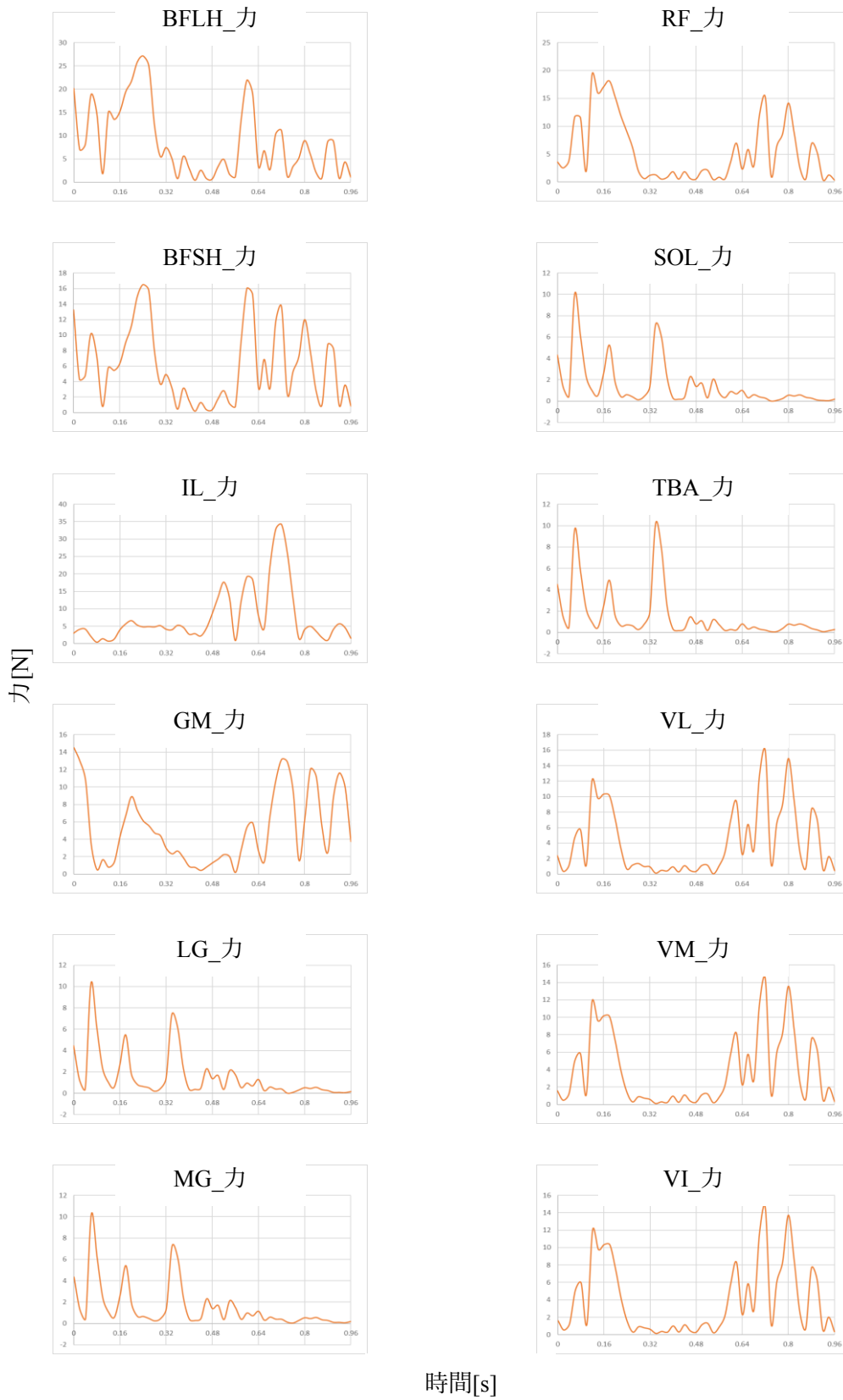
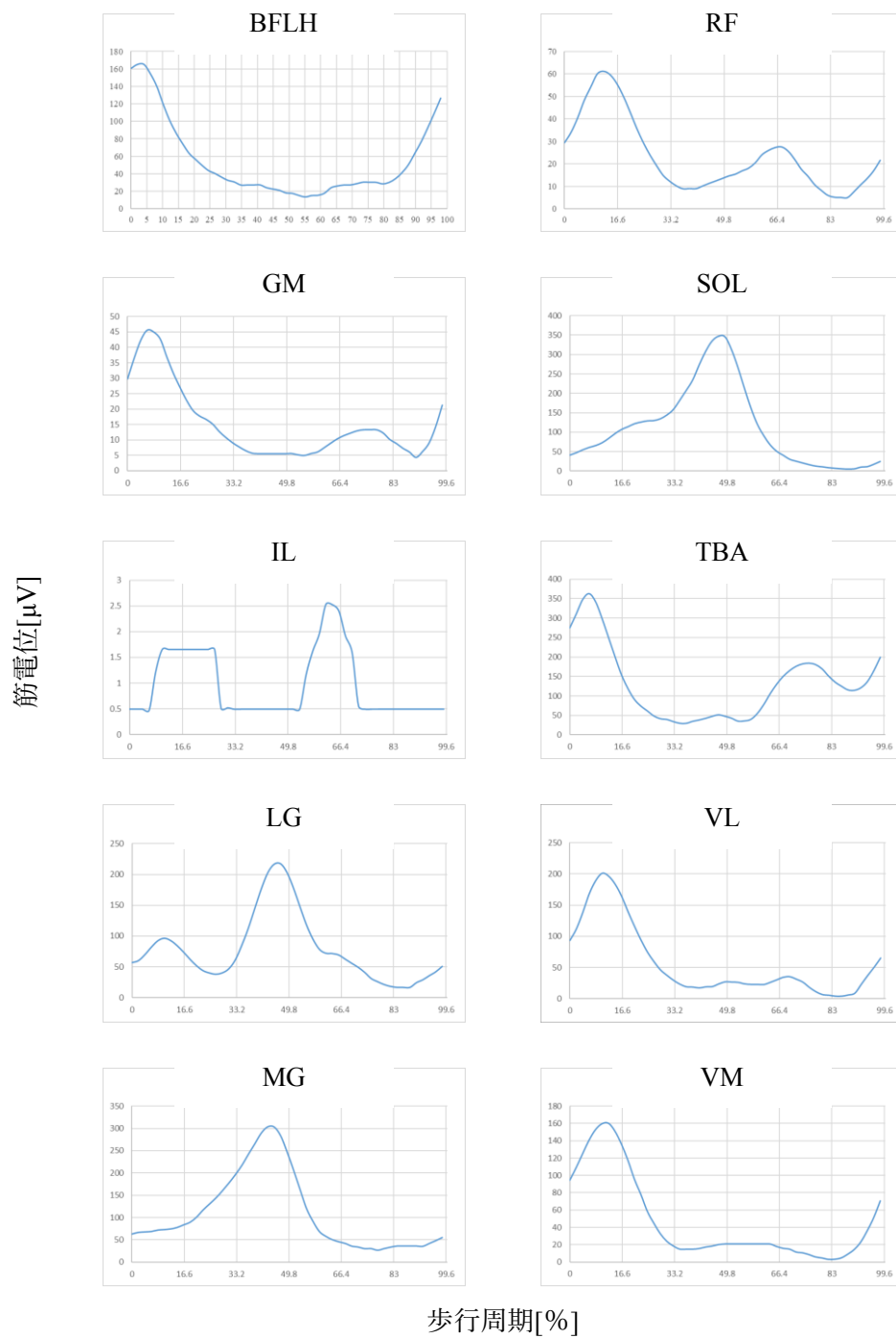
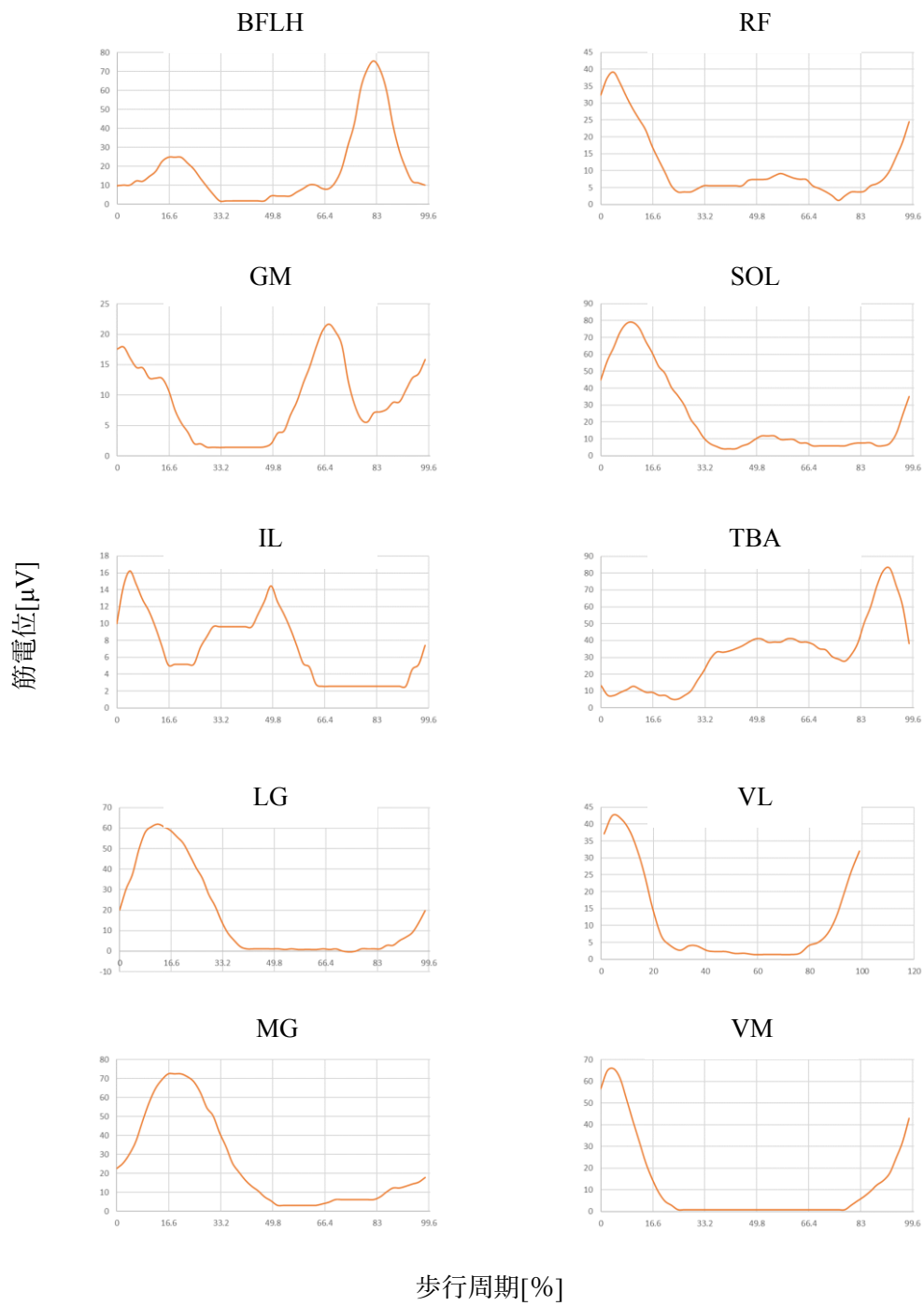


図 4-8 走行時の 12 筋の発生力



文献[51][52]より引用、一部改変

図 4-9 歩行時の筋活動



文献[51][52]より引用、一部改変

図 4-10 走行時の筋活動

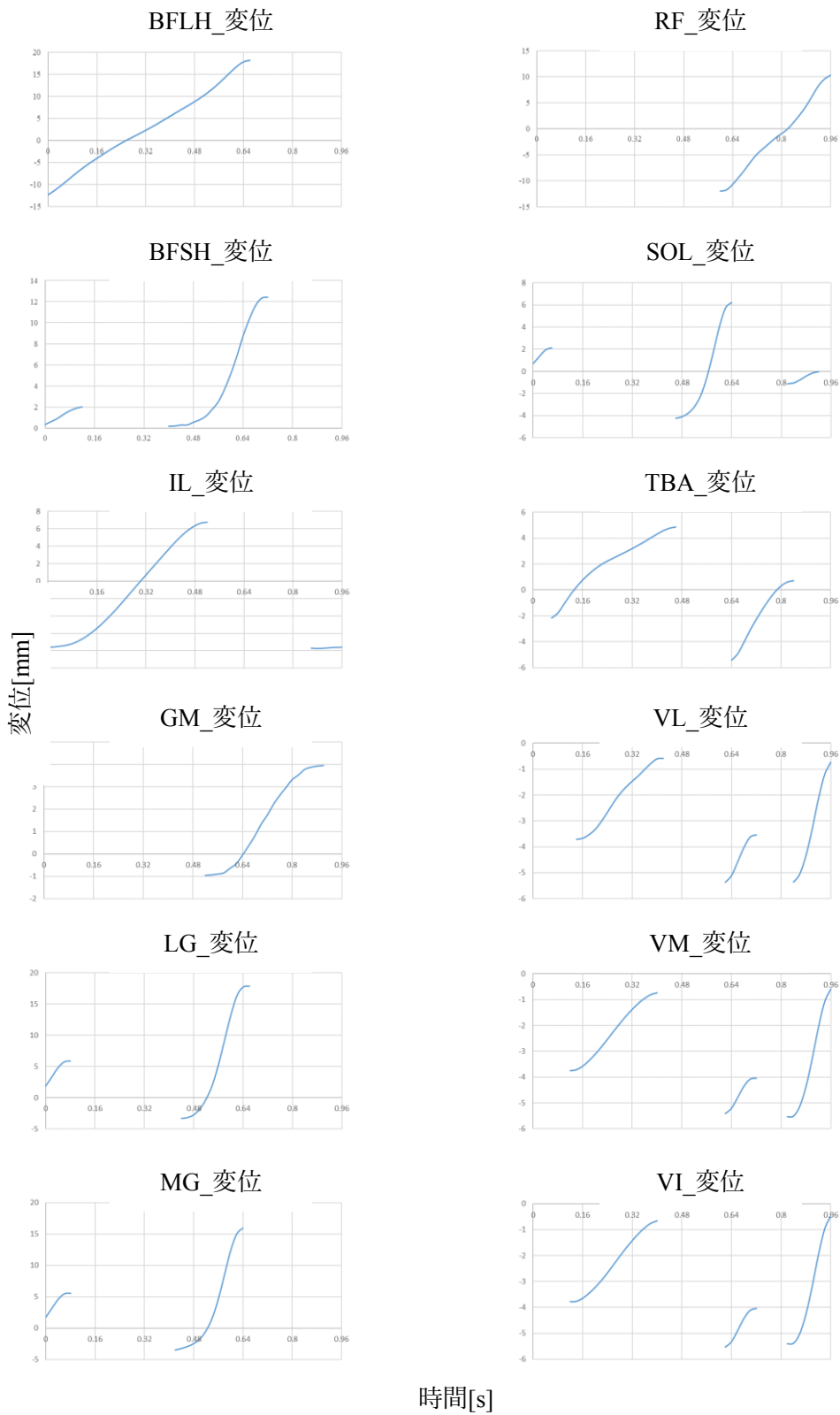


図 4-11 収縮方向に着目した歩行時の筋の変位

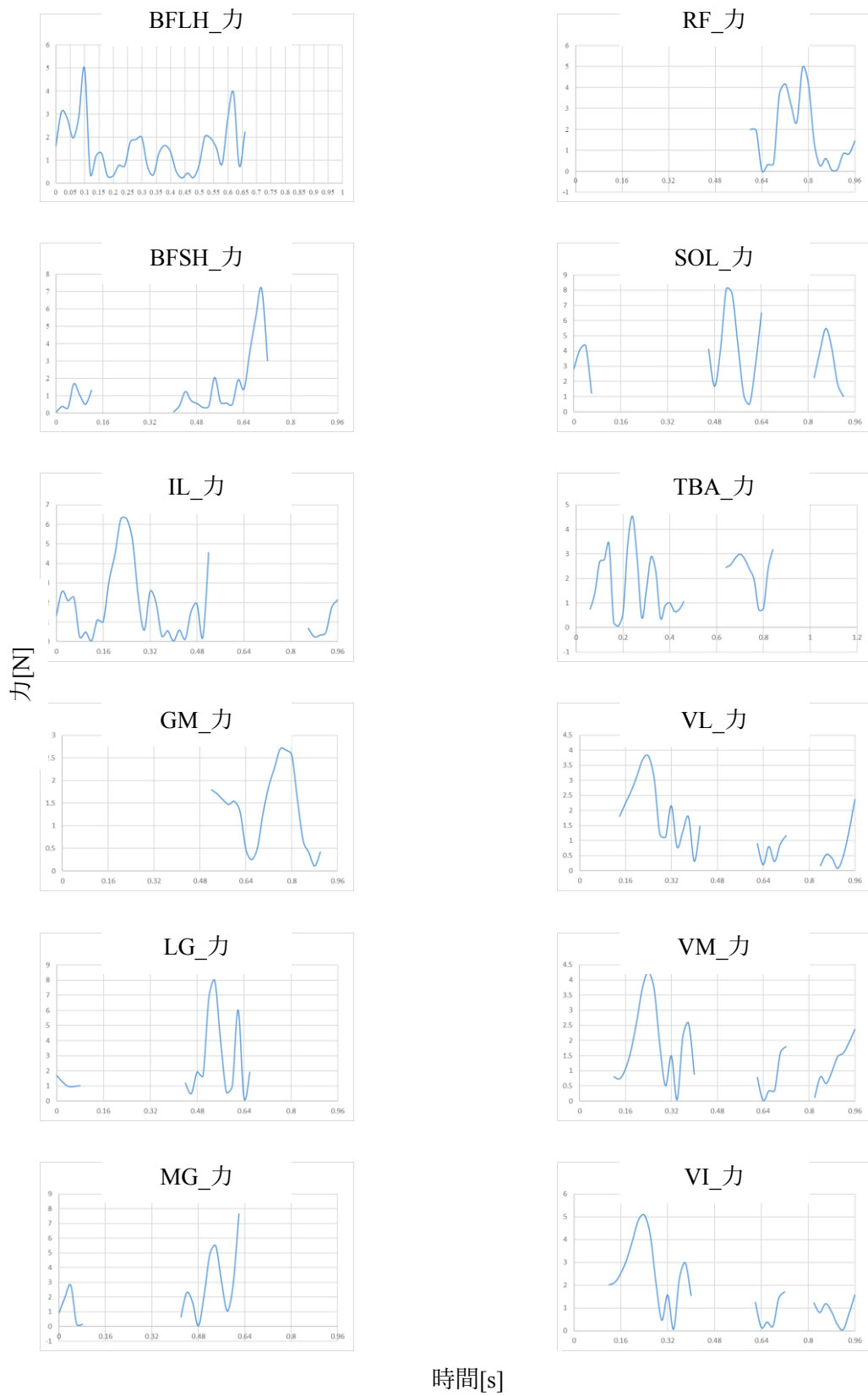


図 4-12 収縮方向に着目した歩行時の筋の発生力

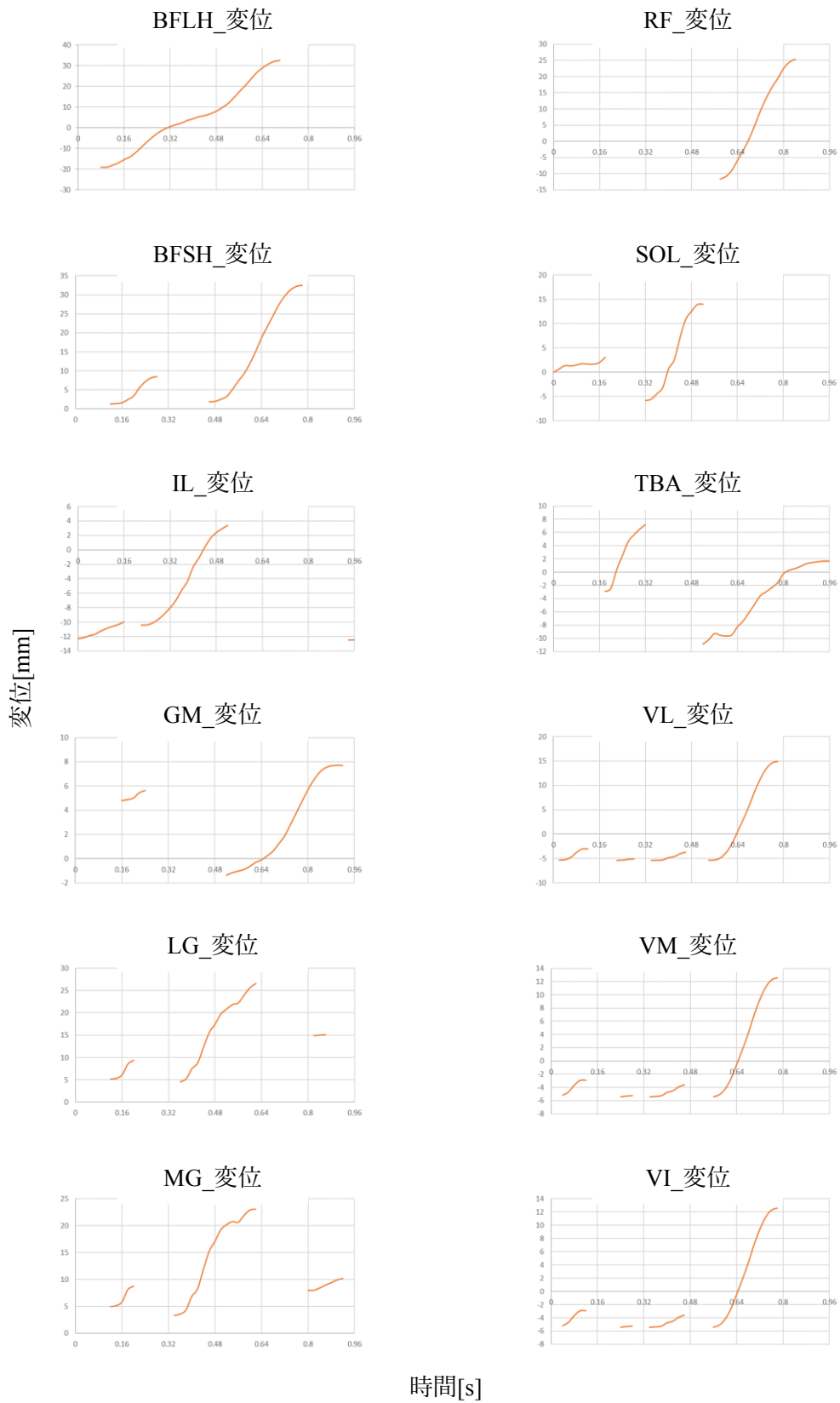


図 4-13 収縮方向に着目した走行時の筋の変位

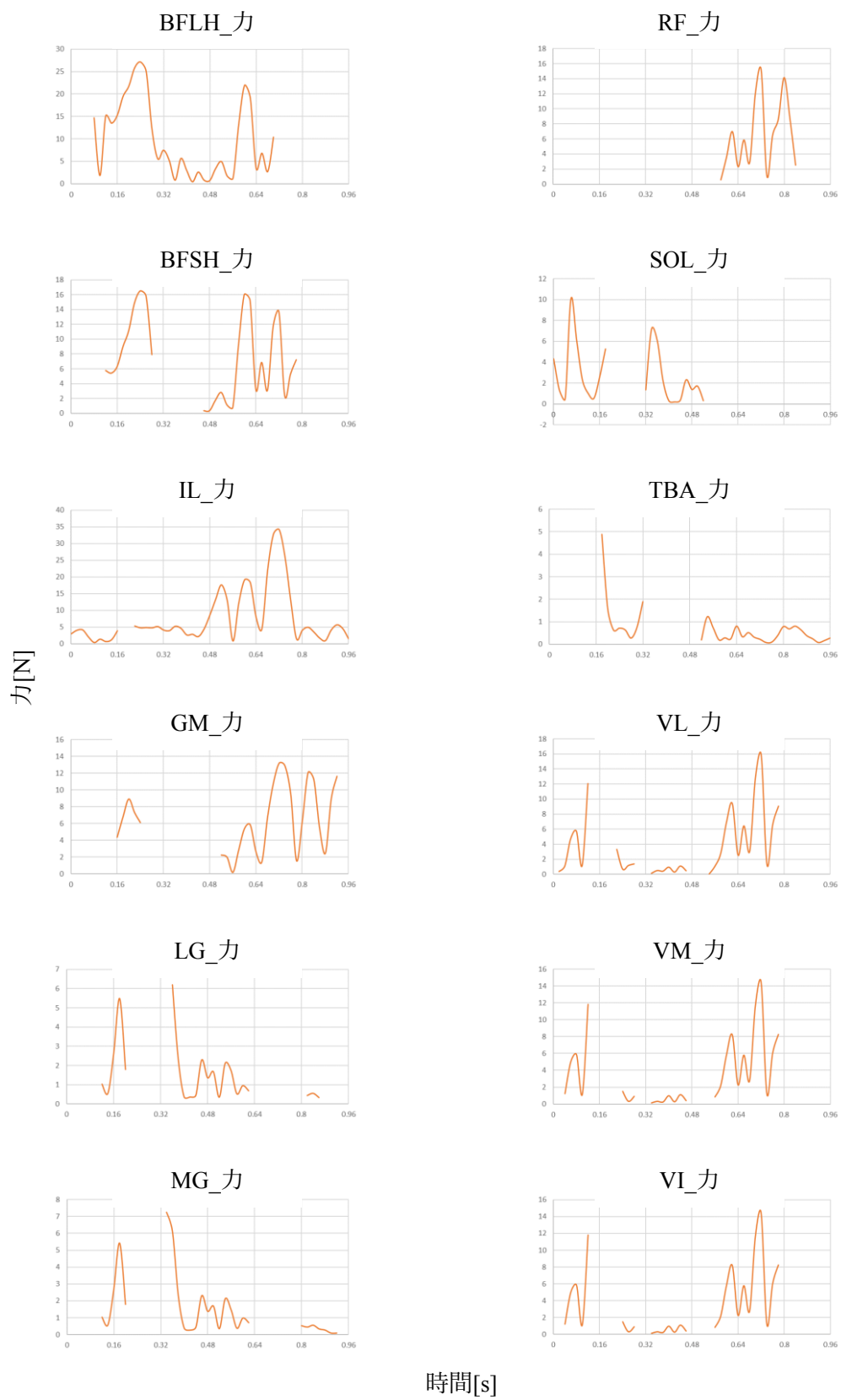
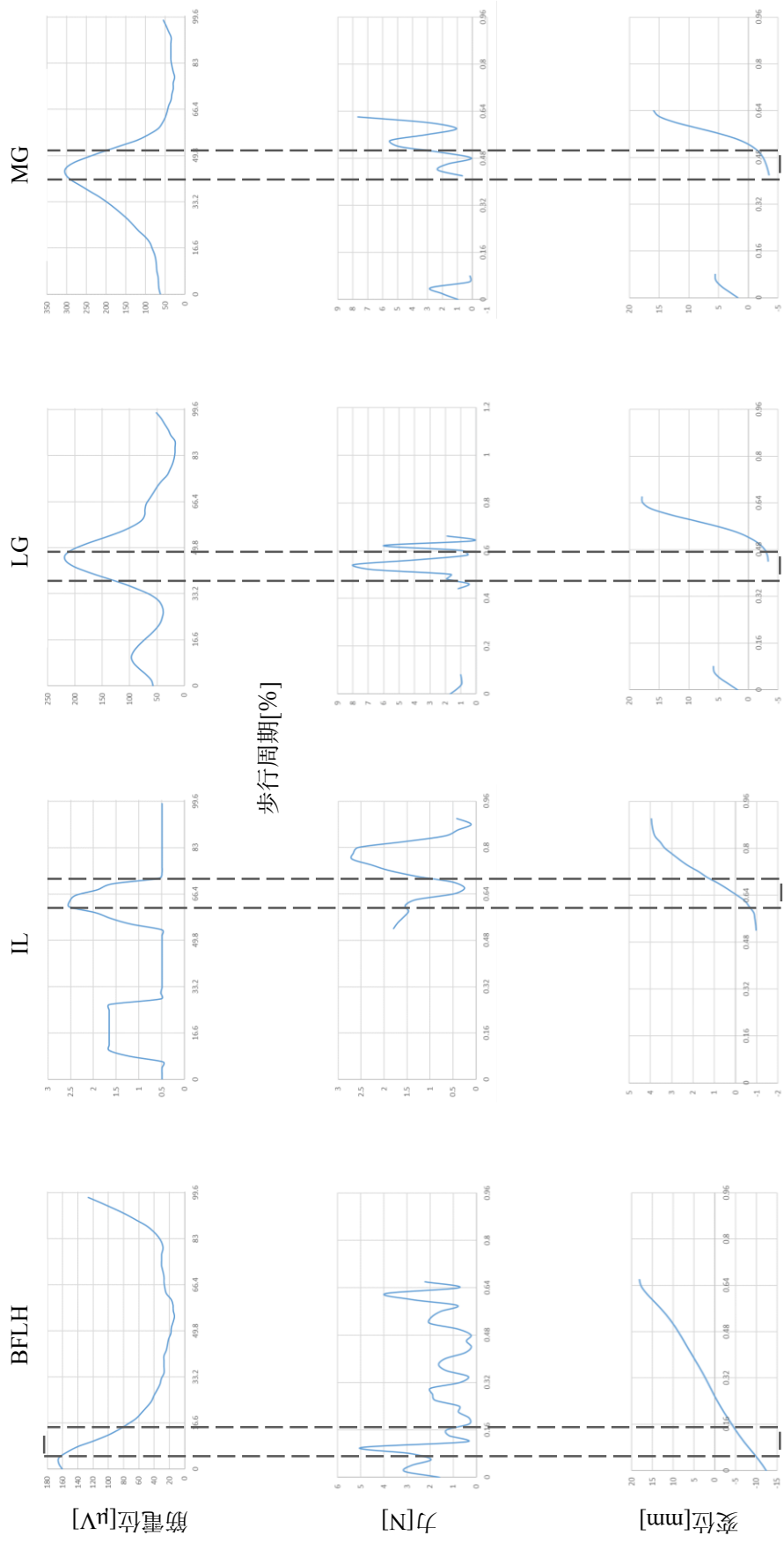


図 4-14 収縮方向に着目した走行時の筋の発生力



時間[s]

図 4-15 歩行時の筋電位、発生力、変位の対応図 1

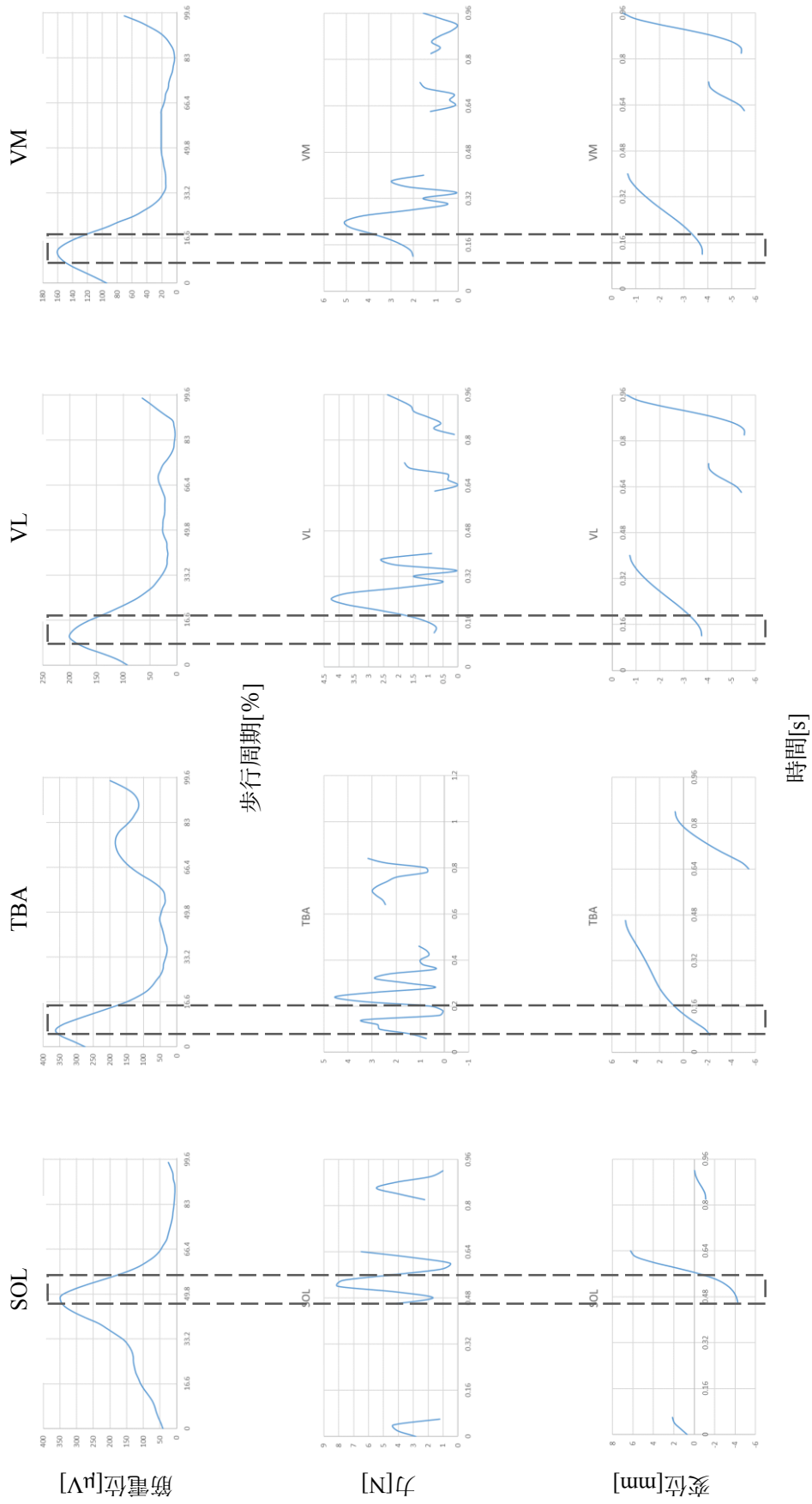


図 4-16 歩行時の筋電位、発生力、変位の対応図 2

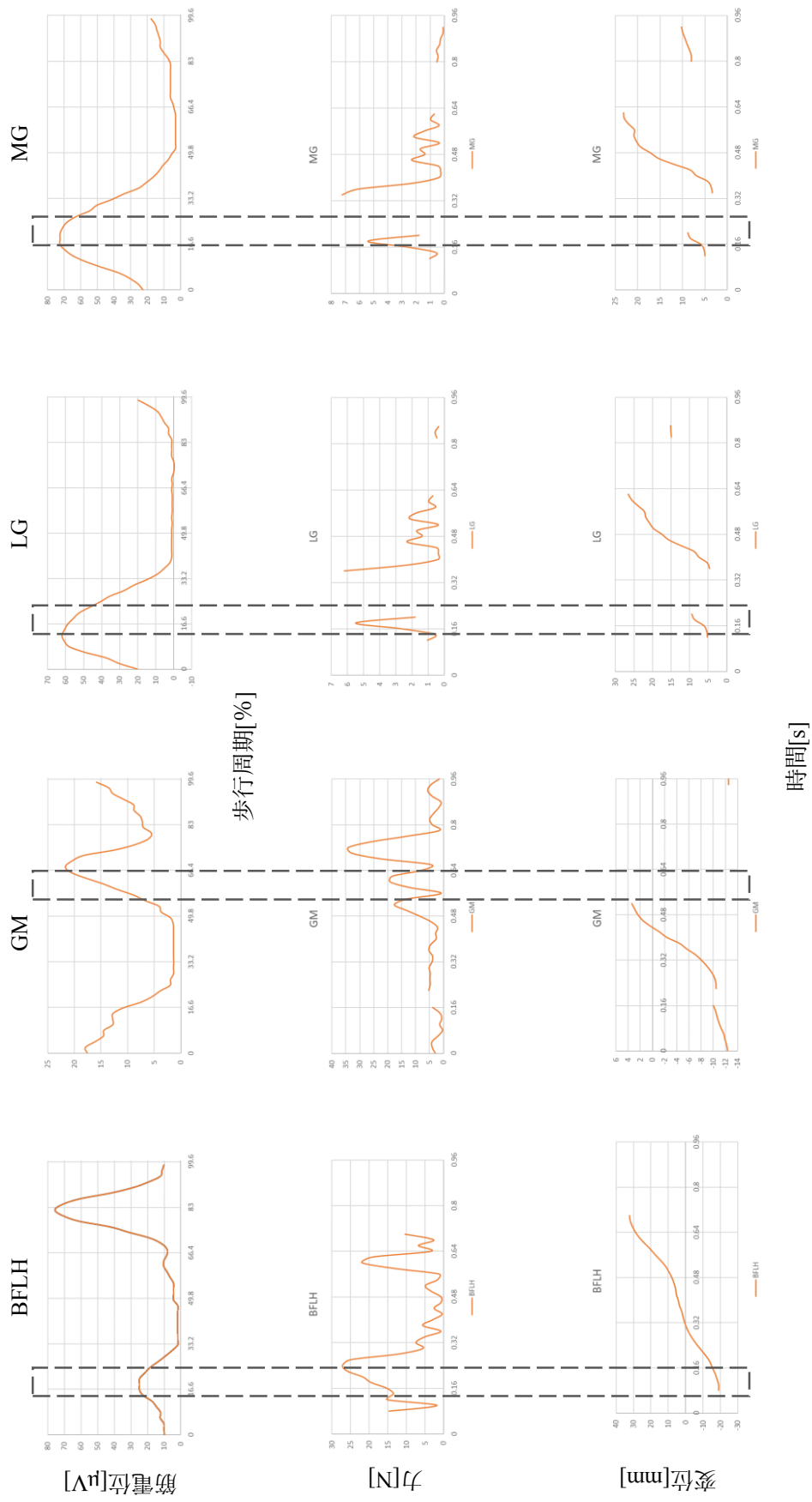


図 4-17 走行時の筋電位、発生力、変位の対応図 1

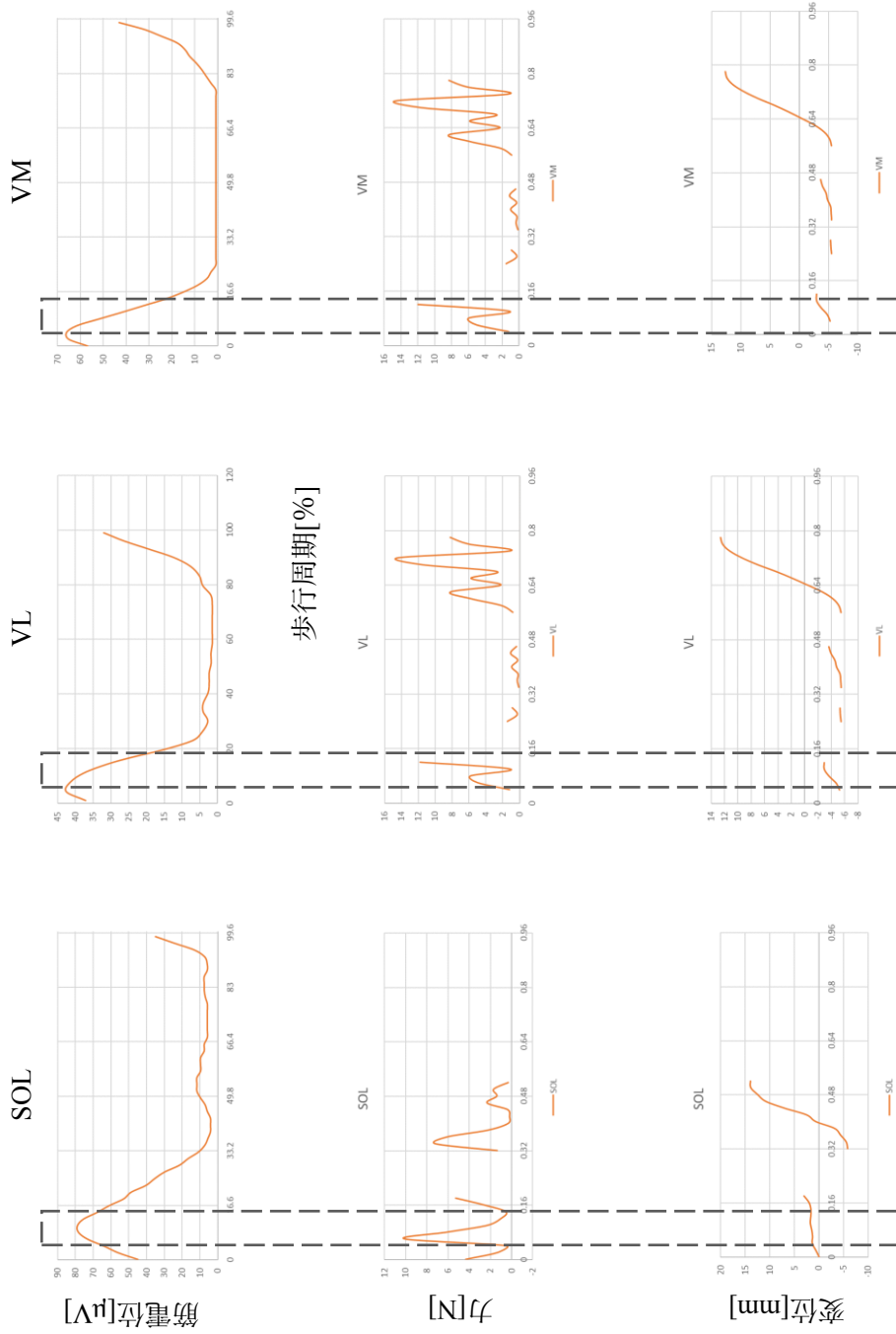


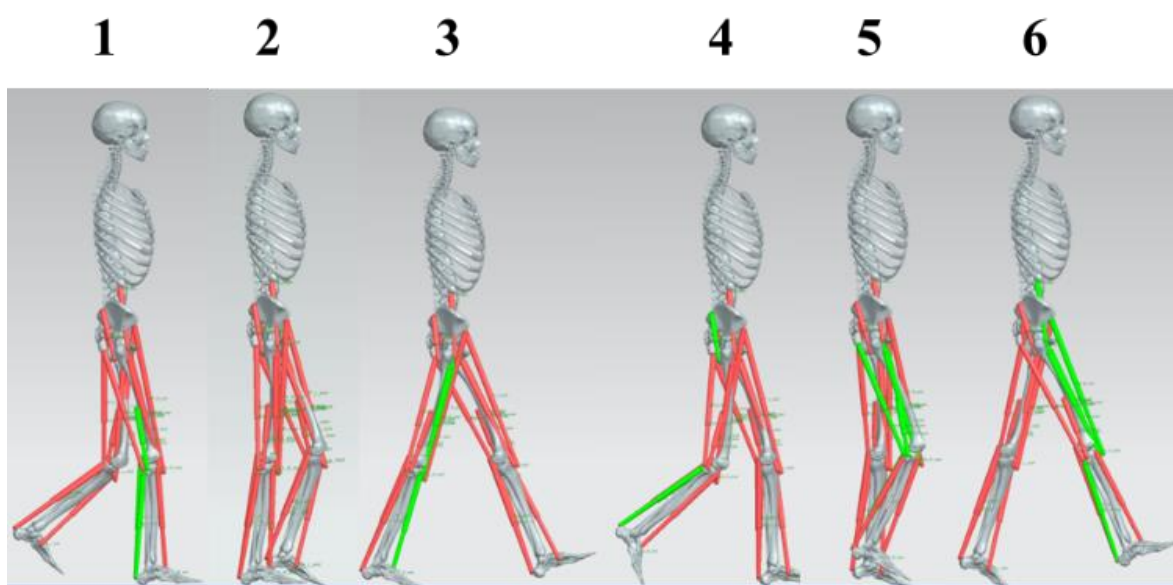
図 4-18 走行時の筋電位、発生筋[s]変位の対応図 2

表 4-2 歩行時の筋の分類

| Walking | | | | | | |
|---------|---|---|---|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| BFLH | | | | | ○ | |
| BFSH | ○ | | | | ○ | |
| GM | | | | ○ | | |
| IL | | | | | | ○ |
| LG | ○ | | | | ○ | |
| MG | ○ | | | ○ | | |
| RF | | | | | | ○ |
| SOL | ○ | | | ○ | | ○ |
| TBA | | | ○ | | | |
| VI | | | ○ | | ○ | ○ |
| VL | | | ○ | | ○ | ○ |
| VM | | | ○ | | ○ | ○ |

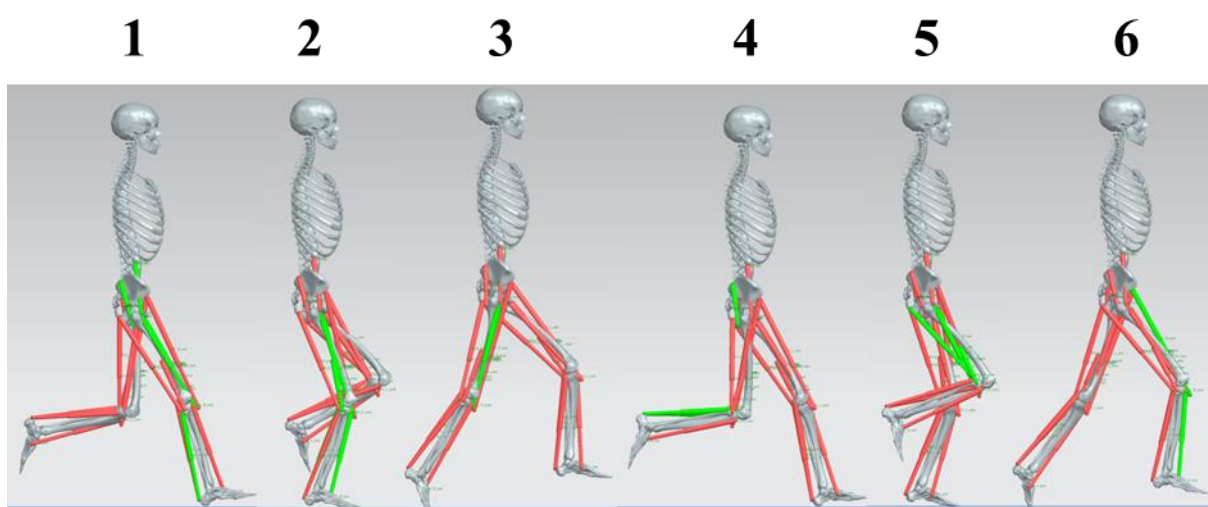
表 4-3 走行時の筋の分類

| Running | | | | | | |
|---------|---|---|---|---|---|---|
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
| BFLH | | | | | ○ | |
| BFSH | | ○ | | | ○ | |
| GM | ○ | | | ○ | | |
| IL | ○ | | | | | |
| LG | | ○ | | ○ | | |
| MG | | ○ | | ○ | | |
| RF | | | | | | ○ |
| SOL | ○ | | | ○ | | |
| TBA | | ○ | | | | ○ |
| VI | ○ | ○ | ○ | | ○ | |
| VL | ○ | ○ | ○ | | ○ | |
| VM | ○ | ○ | ○ | | ○ | |



| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|------|---|---|---|---|---|---|
| BFLH | ○ | | | | | |
| IL | | | | | | ○ |
| LG | ○ | | | | ○ | |
| MG | ○ | | | ○ | | |
| SOL | ○ | | | ○ | | ○ |
| TBA | | | ○ | | | |
| VL | | | ○ | | ○ | ○ |
| VM | | | ○ | | ○ | ○ |

図 4-19 歩行を制御するために収縮させる筋群



| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 |
|------|---|---|---|---|---|---|
| BFLH | ○ | | | | | |
| GM | | | | ○ | | |
| LG | ○ | | | | ○ | |
| MG | ○ | | | ○ | | |
| SOL | ○ | | | ○ | | ○ |
| VL | ○ | ○ | ○ | | ○ | ○ |
| VM | ○ | ○ | ○ | | ○ | ○ |

図 4-20 走行を制御するために収縮させる筋群

第5章 2足歩行制御用ハードウェア CPG モデルによる歩容制御信号の生成と切替

5-1 CPG モデルの構成

本章では、2足歩行制御に向けたハードウェア CPG モデルについて記す。図 5-1 に提案する CPG モデルを示す。CPG モデルは、基本回路部とシナプスモデルで構成した。以下に各構成について述べる。

基本回路部は、6個の自励振モードに調整した細胞体モデルと、30個の抑制性シナプスモデルで作製した。各細胞体モデル同士を抑制性シナプスモデルで相互抑制接続した。抑制性シナプスモデルで接続しているため、1つの細胞体モデルが発振している間は、他の5つの細胞体モデルの発振が抑制される。これが繰り返され連続した6つの時空間パルスパターンを生成する。

シナプス回路部は、2個の他励振モードに調整した細胞体モデルと、2個のシナプス荷重電圧入力で動作する興奮性シナプスモデル、出力順を決定するためのトリガー回路で構成した。

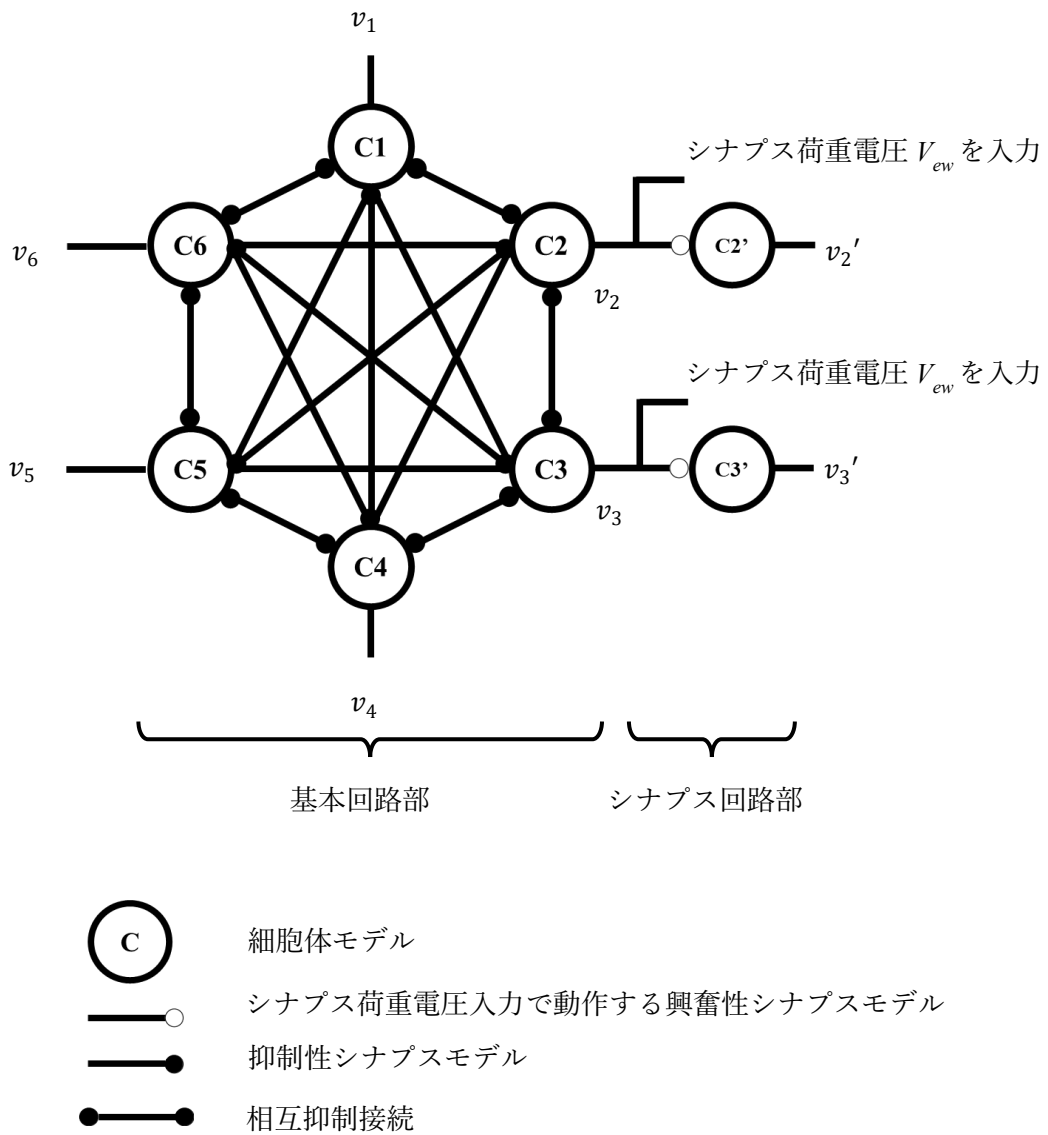


図 5-1 2 足歩行制御用ハードウェア CPG モデル

5-2 シナプス荷重電圧の入力による歩容制御信号の生成と切り替え方法

生理学的知見で示された歩行と走行の筋を誘発するパルスパターンは、時系列順に出力される。基本回路部の細胞体モデルとシナプスモデルを動作させただけでは、ランダムに6つの出力が生成されてしまうため、出力順を決定する必要がある。そこで、図5-1に示した基本回路部に記された順番C1~C6に対して、トリガーパルスの入力、またはスイッチングによって細胞体モデルの出力をGNDに落とすことで出力順を決定した。基本回路部は細胞体モデルを抑制性シナプスモデルで相互結合している。よってトリガーパルスが入力されている間は、細胞体モデルの発振が抑制される。スイッチングでGNDに落として順序を決定する場合、まず細胞体モデルの出力をスイッチングでGNDに落とした。その後、図5-1の順番C1~C6の順番でスイッチを切り、再度細胞体モデルを発振させることで出力の順番を決定した。

生理学的知見で示されたように、人間の歩行と走行を制御すると考えられているCPGが生成する5つの時空間パターンのうち、2つ目の信号の位置が変化することが歩行と走行において特徴的な違いとなる。シナプス回路部では、この2つ目の信号の発生位置の変化を促す。まず、基本回路部のC2とC3の出力を、シナプス荷重電圧の入力により動作する興奮性シナプスモデルを通して他励振モードのC2'とC3'へ入力した。基本回路部のC2とC3の出力を別途取り出すことで、相互抑制接続した基本回路部に影響を与えずにC2とC3の出力を切り替えることが可能となる。

歩行パターンを生成する場合は、C3'に接続されたシナプス荷重電圧の入力で動作する興奮性シナプスモデルを動作させた。このとき、図3-7に示した興奮性シナプスモデルの V_{ew} に電圧を入力することで興奮性シナプスモデルを動作させた。動作した興奮性シナプスモデルにより、C3'の出力が促進される。よって、CPGモデルの出力として、 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 が出力され5つの時空間パルスパターンによる歩行パターンとなる。

走行パターンを生成する場合は、C2'に接続されたシナプス荷重電圧の入力で動作する興奮性シナプスモデルを動作させた。このとき、図3-7に示した興奮性シナプスモデルの V_{ew} に電圧を入力することで興奮性シナプスモデルを動作させた。動作した興奮性シナプスモデルにより、C2'の出力が促進される。よって、CPGモデルの出力として、 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 が出力され5つの時空間パルスパターンによる走行パターンとなる。

5-3 シミュレーション結果

前章で示した動作原理に基づき、CPGモデルの回路シミュレーションを行った。基本回路部に用いた細胞体モデルの回路定数は $R_G=620\text{k}\Omega$ 、 $R_L=6.8\text{k}\Omega$ 、 $R_1=R_2=20\text{k}\Omega$ 、 $C_G=0.33\mu\text{F}$ 、 $C_M=0.15\mu\text{F}$ 、 M_1 :SSM3K17FU、 M_2 :BSH203、 $V_A=3.8\text{V}$ とした。抑制性シナプスモデルの回路定数は $C_{IS}=1.0\text{pF}$ 、 $M_{IS1, 4, 5}$:SSM3K17FU、 $M_{IS2, 3}$:BSH203、 $V_{ISDD}=3.8\text{V}$ とした。基本回路部の各細胞体モデルへ図5-1に示したC1~C6の順番でトリガーパルスを入力し出力順を決定した。

シナプス回路部を用いて歩行と走行パターンのお出力のシミュレーションを行った。シナプス回路部に用いた細胞体モデルの回路定数は、基本回路部に用いた細胞体モデルの電源電圧 $V_A=3\text{V}$ に変更した。シナプス荷重電圧ので動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は $C_{ES}=1.0\text{pF}$ 、 M_{ES1} :SSM3K17FU、 $M_{ES2, 3}$:BSH203、 $V_{ESDD}=4.0\text{V}$ とした。

図5-2に歩行パターンのお出力のシミュレーション結果を示す。シナプス回路部のC3'に接続された興奮性シナプスモデルの V_{ew} へ3.0Vの電圧をした。興奮性シナプスモデルが動作しC3'のお出力が促進され、 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 の順に時空間パルスパターンが生成されることを確認した。

図5-3に走行パターンのお出力のシミュレーション結果を示す。シナプス回路部のC2'に接続された興奮性シナプスモデルの V_{ew} へ3.0Vの電圧をした。興奮性シナプスモデルが動作しC2'のお出力が促進され、 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 の順に時空間パルスパターンが生成されることを確認した。

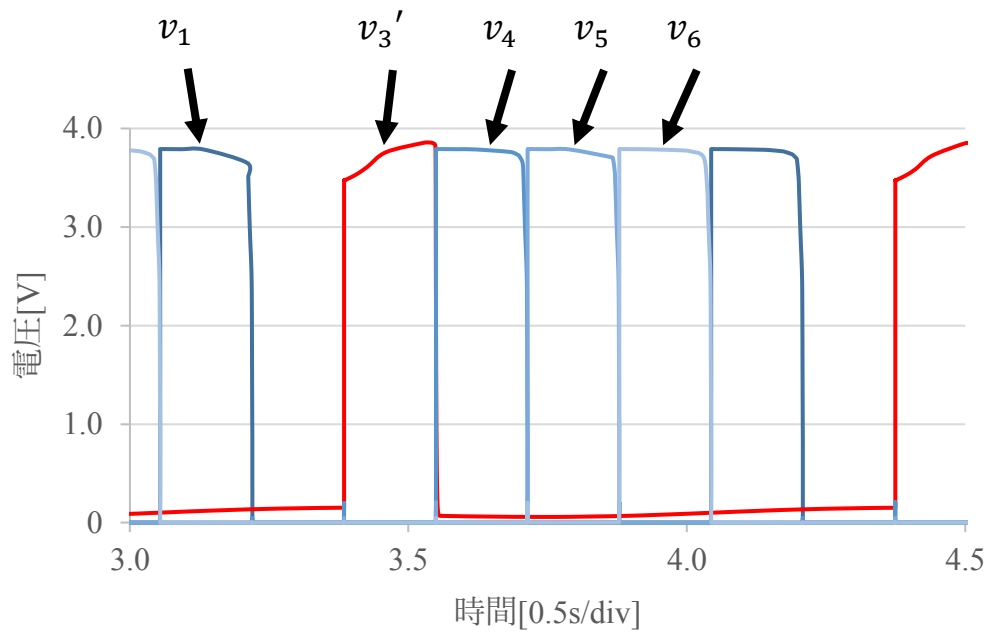


図 5-2 歩行パターンのシミュレーション結果

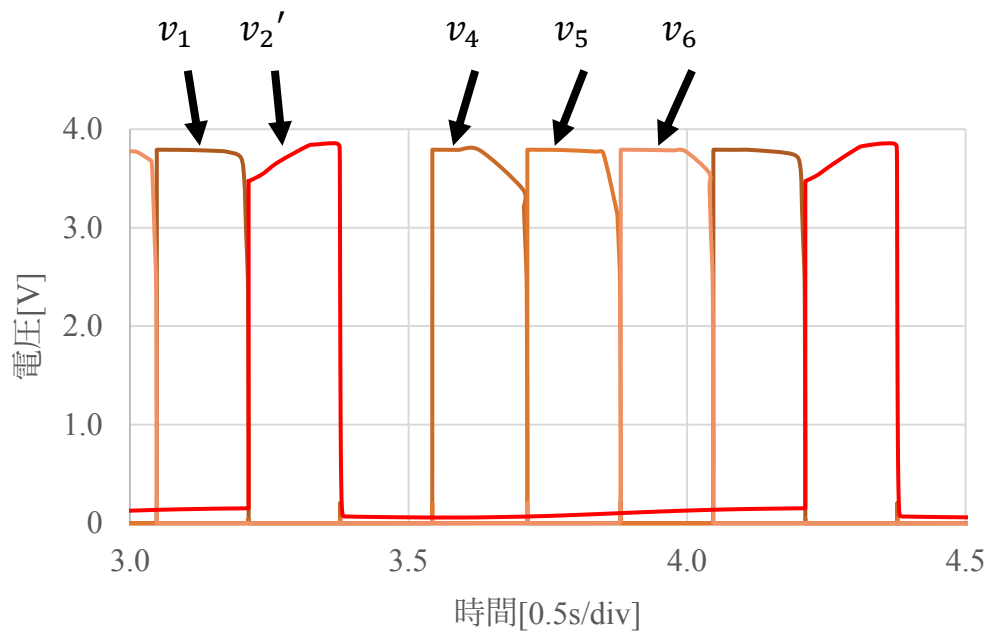


図 5-3 走行パターンのシミュレーション結果

5-4 ディスクリート素子による CPG モデルの測定結果と考察

図 5-1 の回路構成を参照し、ディスクリート素子を用いて CPG モデルを作製した。まず、基本回路部の出力を測定した。基本回路部に用いた細胞体モデルの回路定数は、 $R_G=680k\Omega$ 、 $R_L=6.8k\Omega$ 、 $R_1=R_2=20k\Omega$ 、 $C_G=0.33\mu F$ 、 $C_M=0.15\mu F$ 、 M_1 :SSM3K17FU、 M_2 :BSH203、 $V_A=4.2V$ とした。抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{IS}=1.0pF$ 、 $M_{IS1, 4, 5}$:SSM3K17FU、 $M_{IS2, 3}$:BSH203、 $V_{ISDD}=4.4V$ とした。作製した基本回路部を図 5-4 に示す。基本回路部の出力結果を図 5-5 に示す。 v_1 、 v_2 、 v_3 、 v_4 、 v_5 、 v_6 の順に 6 つの時空間パルスパターンが生成されることを確認した。

シナプス回路部を用いて歩行と走行パターンの出力のシミュレーションを行った。シナプス回路部に用いた細胞体モデルの回路定数は、基本回路部に用いた細胞体モデルの電源電圧 $V_A=1.02V$ に変更した。シナプス荷重電圧の入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は $C_{ES}=1.0pF$ 、 M_{ES1} :SSM3K17FU、 $M_{ES2, 3}$:BSH203、 $V_{ESDD}=4.4V$ とした。図 5-6 にシナプス回路部を示す。

歩行パターンの出力を測定した。図 5-7 に歩行パターンの出力結果を示す。シナプス回路部の C3' に接続された興奮性シナプスモデルの $V_{ew} \sim 3.0V$ の電圧を入力した。興奮性シナプスモデルが動作し C3' の出力が促進され、 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 の順に時空間パルスパターンが生成されることを確認した。

走行パターンの出力を測定した。図 5-8 に走行パターンの出力結果を示す。シナプス回路部の C2' に接続された興奮性シナプスモデルの $V_{ew} \sim 3.0V$ の電圧を入力した。興奮性シナプスモデルが動作し C2' の出力が促進され、 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 の順に時空間パルスパターンが生成されることを確認した。

提案した CPG モデルのシミュレーション及び作成した回路の測定結果から、生理学で示されたように 5 つの時空間パルスパターンが生成され、歩行と走行パターンの出力が可能であることが確認できた。提案した CPG モデルが時系列順にパルスを出力したことで、各信号を歩行と走行に必要な一連の筋群の動作信号とすることで歩行運動の制御が可能であると考えられる。また、歩行と走行を制御する上での特徴的な変化である、5 つのパルス列のうち 2 つ目のパルスの発生する位置の変化が可能であることが確認できた。したがって、生理学的知見で示された人間の歩行運動を制御する信号の生成を、パルス形ハードウェアニューラルネットワークを用いたハードウェア CPG モデルによって再現できる可能性を見出した。

提案した CPG モデルの出力を時系列順に出力するために、トリガーパルスあるいはスイッチングによって細胞体モデルの出力を図 5-1 に示した順序で GND に落とし

た。上述したように、一度出力順を決定すればその後の出力は初期に決定した順序で細胞体モデルが発振する。CPG が生成する運動制御信号は、脳や感覚器などの外部からの入力をなしに生成できることが知られているが、運動制御信号を生成するためのトリガーとなるネットワークの構成が神経系に存在すると考えられる。提案した CPG モデルでは、簡易的にパルス入力や細胞体モデルの出力を GND に落とすことで、トリガー運動制御信号を生成するトリガーとした。よって、より生体に近い CPG モデルの再現には、脳や感覚器などの外部からの入力によって時系列順にパルスが生成されるような回路構成が必要と考えられる。生理学的知見から、CPG は運動の基本的なリズムを生成するリズム生成部と、筋活動を誘発するための時系列パターンを生成するパターン形成部から構成されると示唆されている。このとき、パターン形成部はリズム生成部のパルス信号の幅や位相などの情報から、筋活動を誘発するための時系列パターンを生成すると推測される。提案した CPG モデルは、パターン形成部の機能に着目したものになる。パルス形ハードウェアニューラルネットワークからなるリズム生成部を設け、リズム生成部からの入力を受けてパターン形成部が歩行と走行パターンを生成する CPG モデルの回路構成を検討していく。

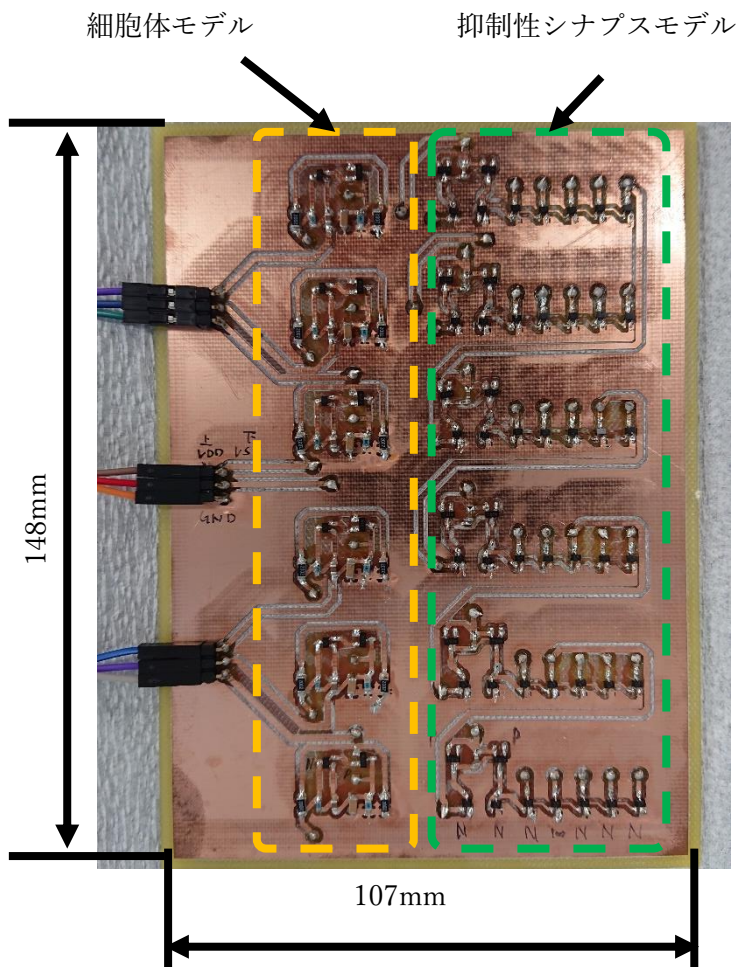


図 5-4 作製した基本回路部

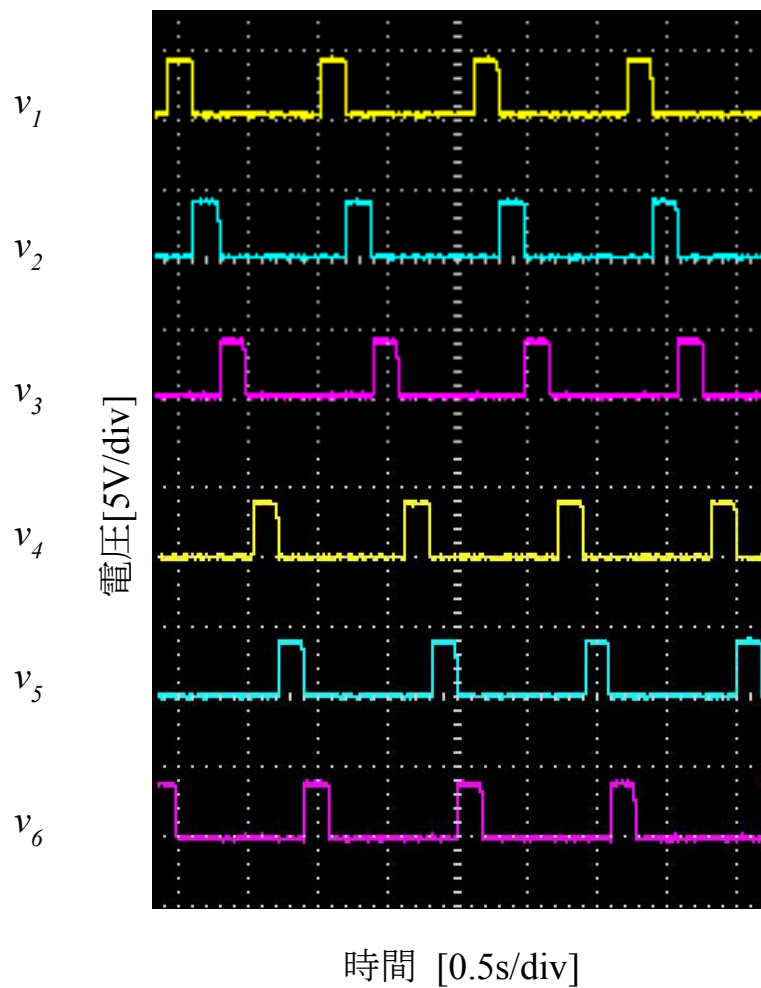


図 5-5 基本回路部の出力結果

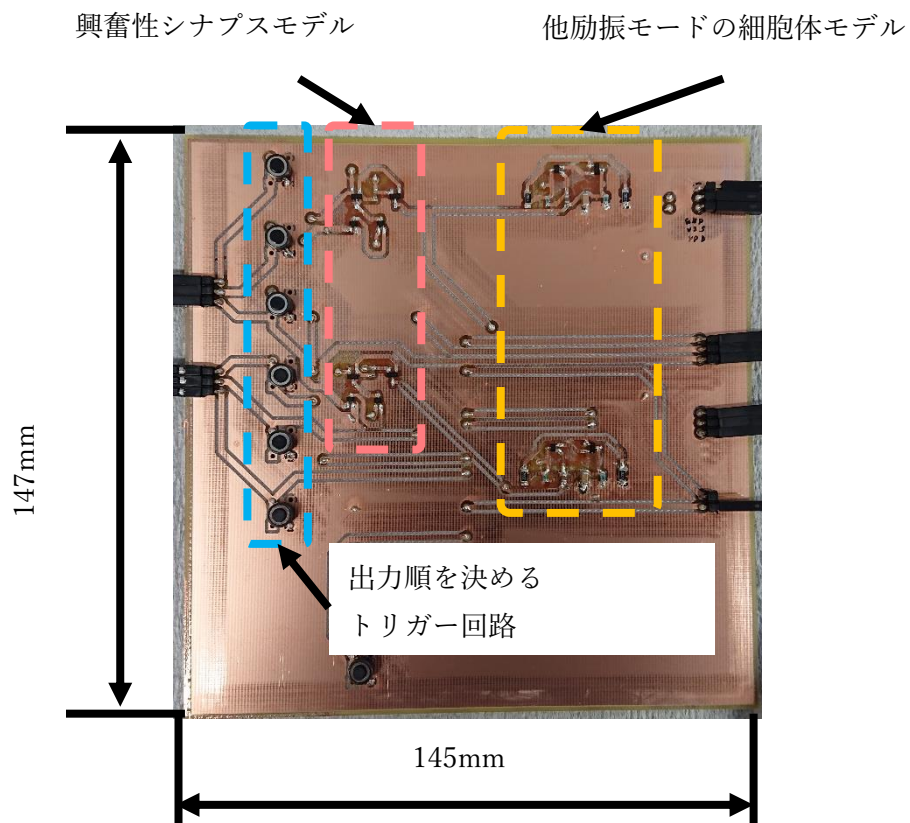


図 5-6 作製したシナプス回路部

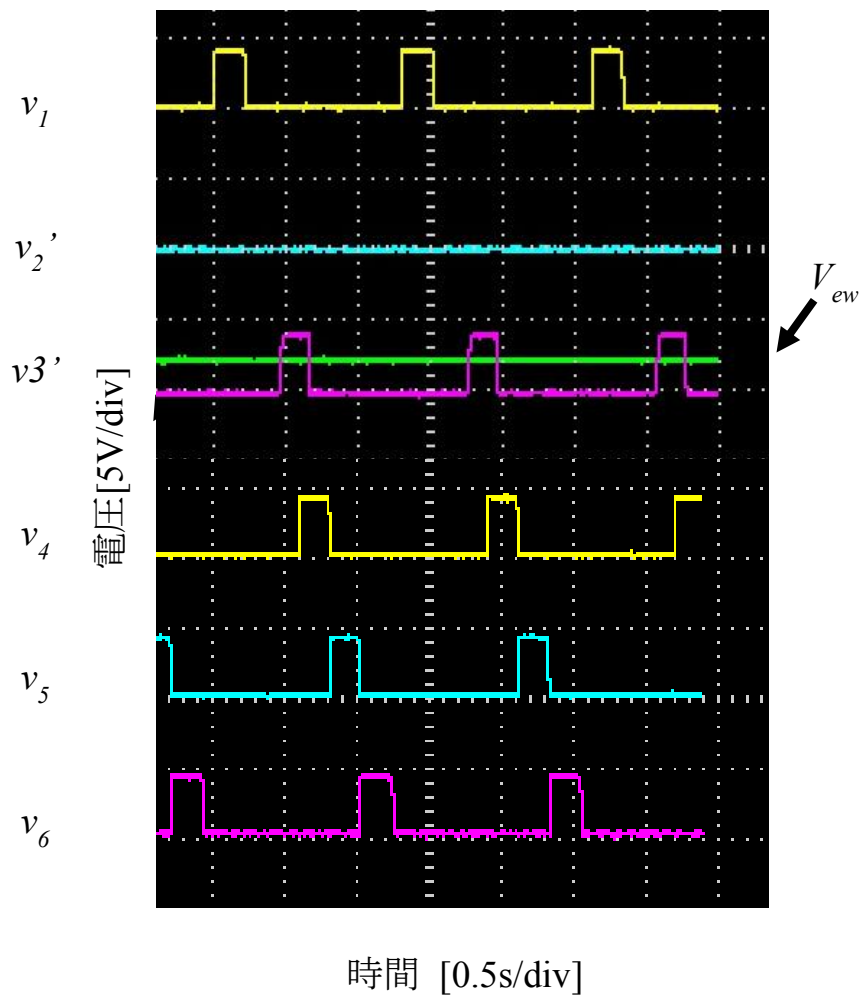


図 5-7 歩行パターンの出力結果

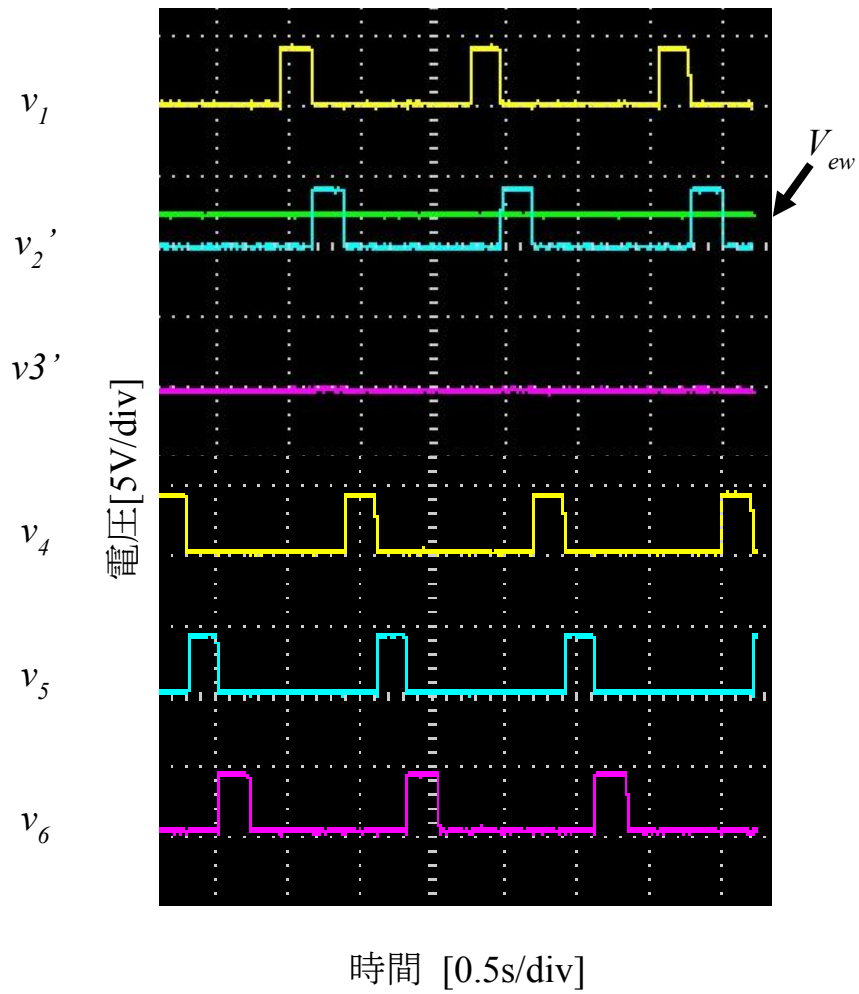


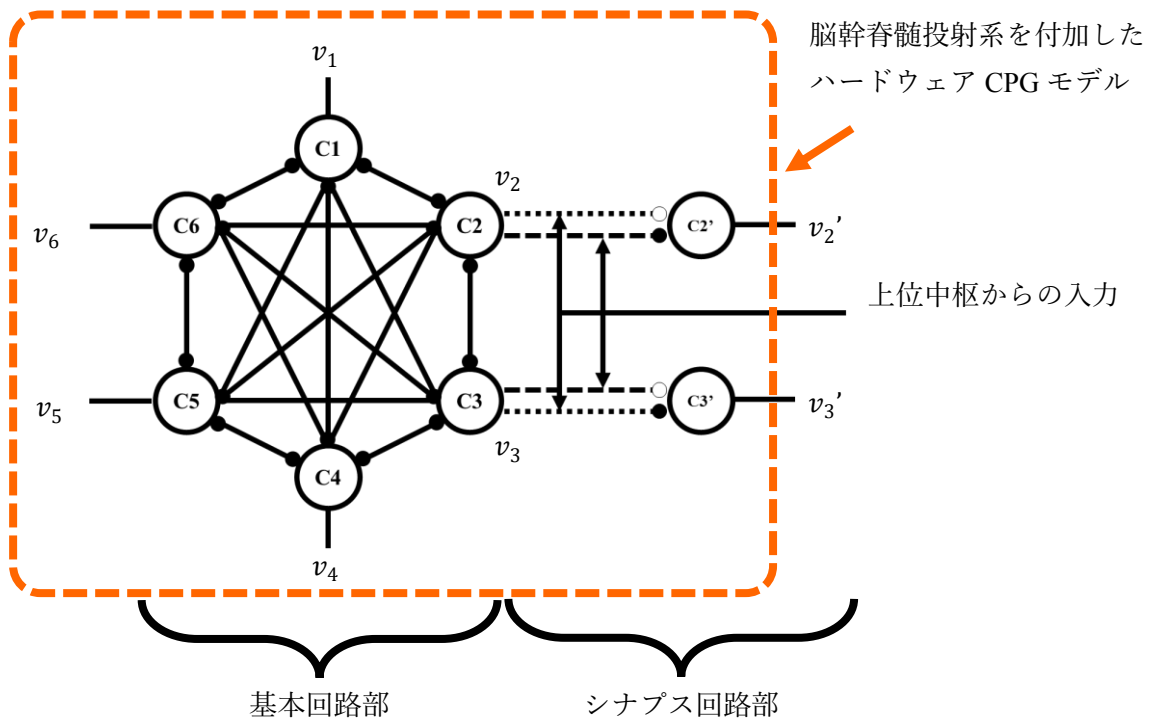
図 5-8 走行パターン出力結果

第 6 章 脳幹脊髄投射系を付加したハードウェア CPG モデルによる歩容制御信号の生成と切替

6-1 CPG モデルの構成

本章では、生体の脳幹脊髄投射系の機能を付加したハードウェア CPG モデルを示す。図 6-1 に提案する CPG モデルを示す。CPG モデルは基本回路部とシナプス回路部で構成した。以下に各構成要素について述べる。基本回路部は、第 5 章で記したものと同様の回路構成であるため説明を省略する。

シナプス回路部は、2 個の他励振モードの細胞体モデルとパルス・非パルス入力で動作するシナプスモデル、出力順を決定するためのトリガー回路で構成した。また、上位中枢からの信号に見立てたパルス信号入力部を設置した。CPG モデルを動作させたとき、歩行パターンが生成される状態を初期状態とし、パルス信号の入力によって走行状態へ切り替わる回路構成とした。









-  細胞体モデル
-  非パルス入力で作動する興奮性シナプスモデル
-  非パルス入力で作動する抑制性シナプスモデル
-  パルス入力で作動する興奮性シナプスモデル
-  パルス入力で作動する抑制性シナプスモデル
-  相互抑制接続

図 6-1 脳幹脊髄投射系を付加したハードウェア CPG モデル

6-2 パルス信号入力による歩容制御信号の生成と切替の動作原理

本章で提案した CPG モデルが生成するパルスパターンの周期は、平均的な人間の歩行周期に合わせて約 1.0s となるように回路定数を調整した。また、CPG モデルの回路定数が同じであることから、CPG モデルが生成する歩行と走行パターンの周期は同一のものとした。人間は、歩行と走行で同じ速度で移動することが可能であるため、本研究では、歩容の切替に着目した。第 2 章で示したように、CPG から生成される歩容制御信号は、5 つの時系列パルスパターンを生成する。そして、歩行と走行の切り替えは 2 つ目の信号の発生位置が変化する、という点に着目した。基本回路部の動作と、出力順を決定するトリガー入力については第 5 章と同様なため省略する。

歩行と走行パターンを生成するために、6 つの細胞体モデルの内 C2 と C3 の出力を、パルス・非パルス入力によって動作するシナプスモデルによって切り替えた。C2 と C3 の出力をパルス・非パルス入力によって動作するシナプスモデルを介して、他励振モードの C2' と C3' へ入力した。C2 と C3 の入力を取り出すことで、相互抑制接続した基本回路部に影響を与えずに C2 と C3 の出力を切り替えることができる。

歩行と走行パターンは、C2 と C3 に接続したシナプスモデルの V_{HC} へのパルス信号の状態によって切り替えた。歩行パターンを生成する場合、非パルス入力で動作する抑制性シナプスモデルと興奮性シナプスモデルを動作させた。抑制性シナプスモデルが C2' の発振を抑制し、興奮性シナプスモデルが C3' の発振を促す。走行パターンを生成する場合、パルス入力で動作する抑制性シナプスモデルと興奮性シナプスモデルを動作させた。抑制性シナプスモデルが C3' の発振を抑制し、興奮性シナプスモデルが C2' の発振を促す。

6-3 シミュレーション結果

前項で示した動作原理に基づき、CPG モデルの回路シミュレーションを行った。基本回路部に用いた細胞体モデルの回路定数は $R_G=680k\Omega$ 、 $R_L=6.8k\Omega$ 、 $R_1=R_2=20k\Omega$ 、 $C_G=0.33\mu F$ 、 $C_M=0.10\mu F$ 、 M_1 :SSM3K17FU、 M_2 :BSH203、 $V_A=3.8V$ とした。抑制性シナプスモデルの回路定数は $M_{IS1, 4, 5}$:SSM3K17FU、 $M_{IS2, 3}$:BSH203、 $C_{IS}=1.0nF$ 、 $V_{ISDD}=3.8V$ とした。

次に、シナプス回路部に用いた他励振モードの細胞体モデルの回路定数は、基本回路部に用いた自励振モードの細胞体モデルの回路定数のうち電源電圧 $V_A=3.0V$ とした。パルス・非パルス入力で動作する興奮性と抑制性シナプスモデルは、共通の積分回路を使用した。積分回路の回路定数は、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2, 3}$:BSH203、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $C_{Int2}=10\mu F$ 、 $R_{Int2}=510k\Omega$ and $V_{Int}=2.5V$ とした。また、非パルス入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は、 M_{ESL1} :SSM3K17FU、 $M_{ESL2, 3, 4}$:BSH203、 $C_{ESL}=1.0nF$ 、 $V_{ESLDD}=3.8V$ とした。非パルス入力で動作する抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{ISL1, 2, 3}$:SSM3K17FU、 $M_{ISL4, 5, 6}$:BSH203、 $C_{ISL}=1.0nF$ 、 $V_{ISLDD}=3.8V$ とした。パルス入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{ESH1, 2}$:SSM3K17FU、 $M_{ESH3, 4}$:BSH203、 $C_{ESH}=1.0nF$ 、 $V_{ESHDD}=3.8V$ とした。パルス入力で動作する抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{ISH1, 2, 3, 4}$:SSM3K17FU、 $M_{ISH5, 6}$:BSH203、 $C_{ISH}=1.0nF$ 、 $V_{ISHDD}=3.8V$ とした。

図 6-2 に基本回路部のシミュレーション結果を示す。抑制性シナプスモデルによって 6 つの連続した時系列パルスパターンが生成されたことを確認した。

図 6-3 に CPG モデルによって生成された歩行パターンのシミュレーション結果を示す。前述したように初期状態を定常歩行で移動していることを想定した。歩行パターンの生成は、 V_{HC} へパルス入力がないとき、図 3-9 (a) と (b) のシナプスモデルが動作し、基本回路部の C2 と C3 の入力を、C2' と C3' に伝達する。このとき、C2' は図 3-9 (b) のモデルによって抑制され、C3' は図 3-9 (a) のモデルによって促進される。従って、図 6-1 の出力 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 からパルスが出力され、図 6-3 に示すように歩行パターンが生成されることを確認した。図 6-3 から、歩行パターンは 5 つの時空間パルスパターンの生成と、2 つ目のパルスが遅い段階で発生することが示唆された。この特徴を提案した回路のシミュレーションにおいて確認した。図 6-4 に歩行パターン生成時の積分回路の出力を示す。このとき、積分された電圧は約 0.4V となった。

図 6-5 に CPG モデルによって生成された走行パターンのシミュレーション結果を

示す。走行パターンの生成は、 V_{HC} へパルスを入力したとき、図 3-8(a)と(b)のシナプスモデルが動作し、基本回路部の C2 と C3 の入力を C2' と C3' に伝達する。このとき、C2' は図 3-8(a)のモデルによって促進され、C3' は図 3-8(b)のモデルによって抑制される。従って、図 5-1 の出力 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 からパルスが出力され、図 6-5 に示すように走行パターンが生成されることを確認した。図 6-5 から、走行パターンは 5 つの時空間パルスパターンの生成と、2 つ目のパルスが早い段階で発生することが示唆された。この特徴を提案した回路構成において確認した。

シナプスモデルへのパルス入力、生体において走行を誘発する生体信号を想定し、出力電圧を 3.0V、周波数を 100Hz、パルス幅を 1ms とした。本実験では、歩行から走行に切り替わることに着目し、初期状態を歩行パターンが生成される状態とした。パルスが入力されていないとき、歩行パターンが生成され、パルス入力によって走行パターンへ切り替わることを想定した。

出力電圧は、CPG モデルの動作に合わせて設定した。生理学的知見から歩行の誘発には 50Hz 程度の刺激頻度であることが示されたので、走行を誘発するには 50Hz 以上の周波数が必要と考えられる。そこで、本実験では走行を誘発する生体信号を想定した刺激頻度として周波数を 100Hz と仮定した。また、パルス幅は神経細胞のパルス幅が約 1ms であることから設定した。図 6-6 に入力したパルス信号を示す。図 6-7 に走行パターン生成時の積分回路の出力を示す。このとき、積分された電圧は約 2.3V となった。

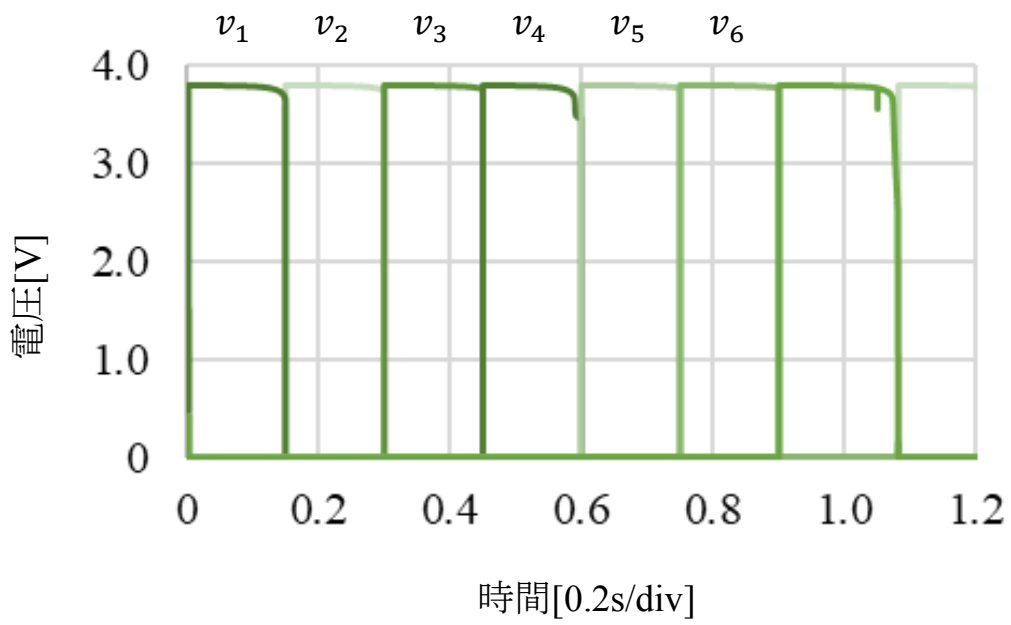


図 6-2 基本回路部のシミュレーション結果

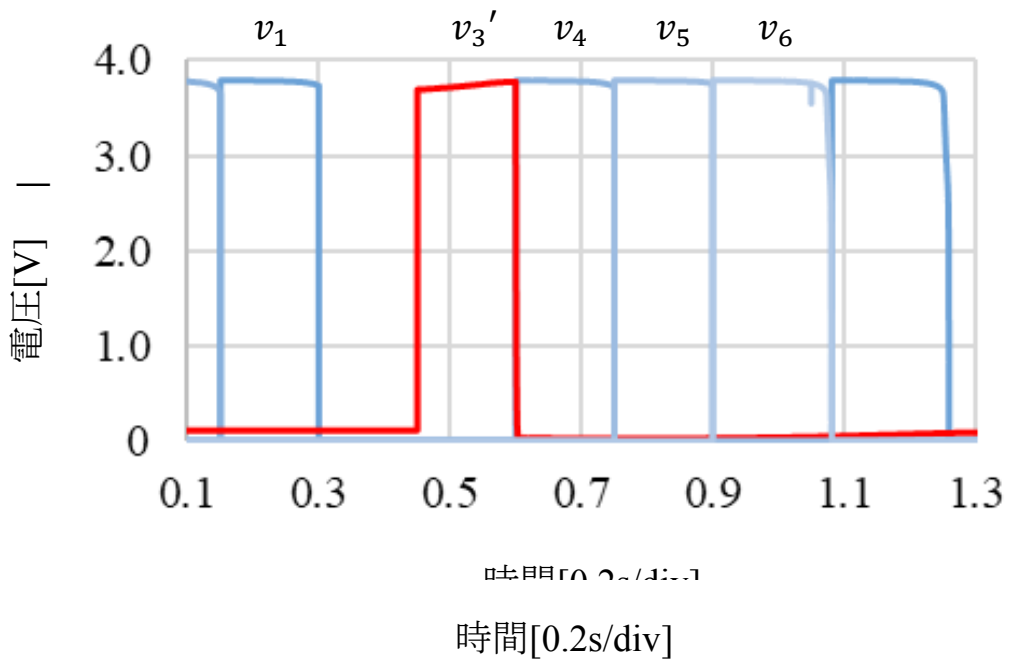


図 6-3 歩行パターンのシミュレーション結果

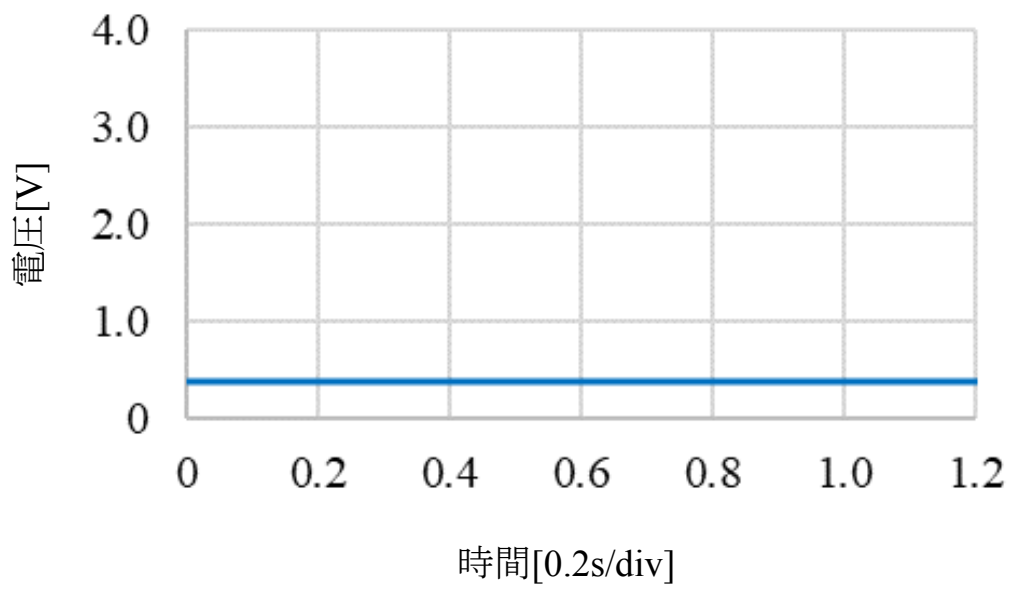


図 6-4 歩行パターン生成時の積分回路のシミュレーション結果

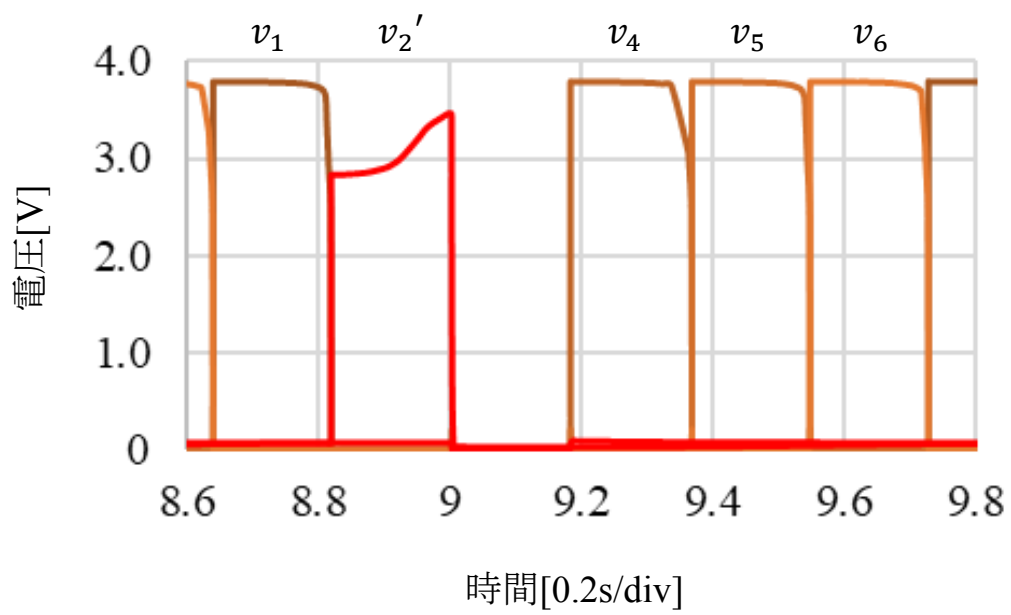


図 6-5 走行パターンのシミュレーション結果

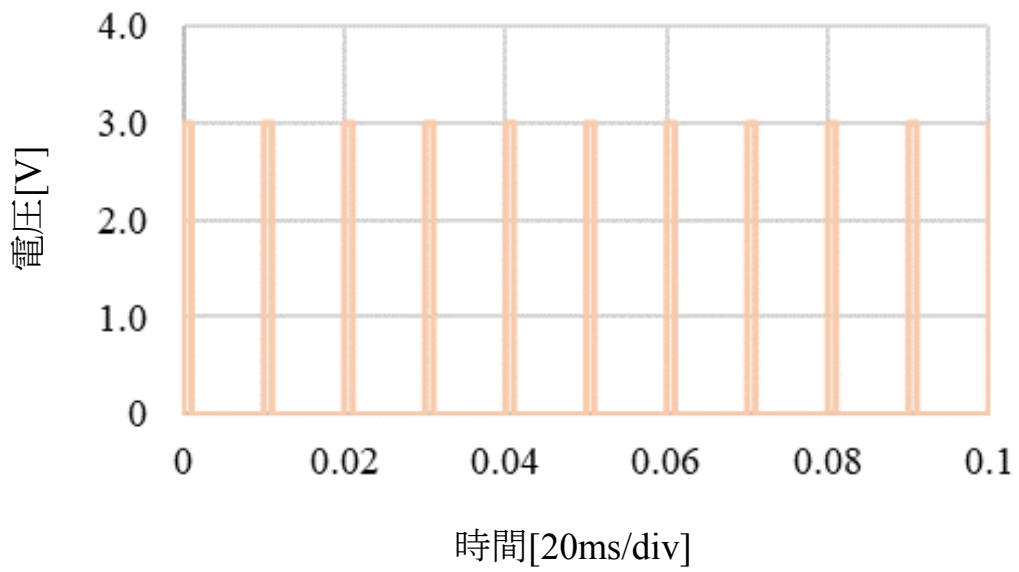


図 6-6 積分回路に入力したパルス信号

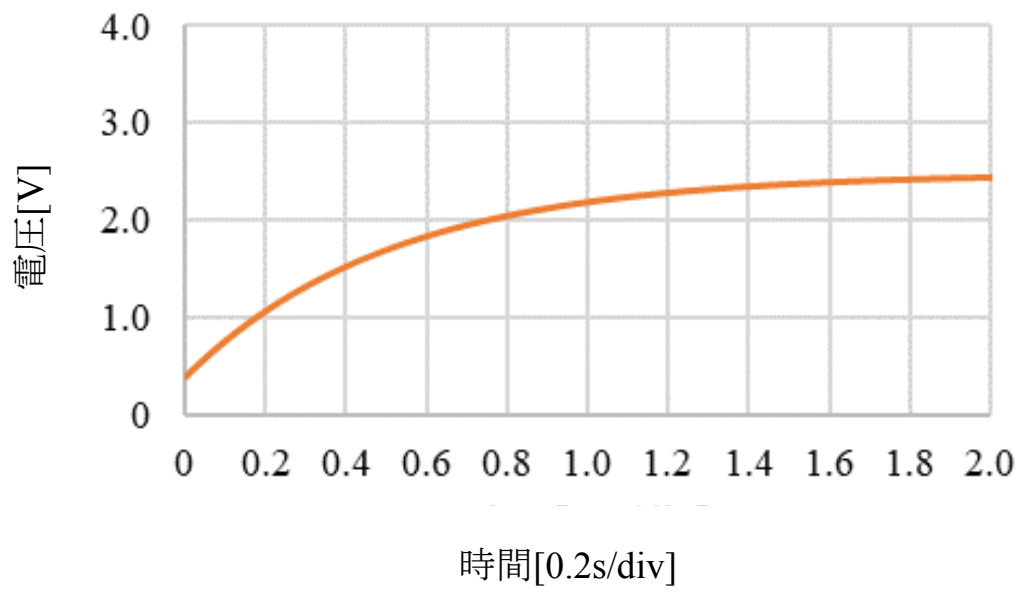


図 6-7 走行パターン生成時の積分回路のシミュレーション結果

6-4 ディスクリート素子による CPG モデルの測定結果と考察

図 6-1 に示した回路構成から CPG 回路を作製した。作製した CPG 回路を図 6-8 に示す。図 6-8(a)は基本回路部、図 6-8(b)はシナプス回路部を示す。

作製した CPG 回路の測定を行った。CPG 回路への電源供給は、GW Instek 社製の安定化電源 GPE-4323 を用いた。歩行と走行パターンを切り替えるための上位中枢を想定した電圧パルスを入力は、Tektronix 社製のファンクションジェネレータ—AFG 31022 を用いた。CPG 回路の 6 つの出力を測定するために、Tektronix 社製のオシロスコープ TBS1064 を 2 台用いた。

図 6-9 に基本回路部の測定結果を示す。6 個の細胞体モデルの出力が抑制性シナプスモデルによって抑制され、逆相同期によって発振することを確認した。図 6-2 のシミュレーション結果と同様に 6 つの時系列パルスパターンの生成を確認した。6 つの時系列パルスパターンの周期は、約 1.1s となった。図 2-7 では、歩行と走行は 5 つの時系列パルスパターンとなることが示されている。

図 6-10 に CPG 回路が上位中枢に見立てたパルス信号の入力によって歩行から走行パターンへの切り替わりを示す。CPG 回路へ電源を供給して動作させたとき、図 3-9(a)と(b)のシナプスモデルが動作し、基本回路部の C2 と C3 の出力を C2' と C3' へ入力する。これにより、図 6-1 の出力 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 に相当する図 6-1 の基本回路部の C1、C4、C5、C6 の出力と、シナプス回路部の C3' の出力から 5 つの時系列パルスパターンが生成され、歩行パターンの形成を確認した。よって、図 6-10 に示すように CPG 回路の初期状態として歩行パターンが生成されることを確認した。CPG 回路から出力された歩行パターンは、図 6-3 のシミュレーション結果と同様に 5 つの時系列パルスパターンで形成されることを確認した。歩行パターンは 5 つの時系列パルスパターンの生成と、2 つ目のパルスが遅い段階で発生することが示唆された。この特徴を作製した回路において確認した。生成された歩行パターンの周期は約 1.1s となった。

走行パターンでは、パルス入力で動作するシナプスモデルによって走行パターンが生成されたことを確認した。シナプス回路部のパルス信号入力部 V_{HC} へ、ファンクションジェネレータから、シミュレーションと同様に出力電圧 3V、周波数 100Hz、パルス幅 1ms の電圧パルスを入力した。電圧パルスを入力から、図 3-8(a)と(b)のシナプスモデルが動作し、基本回路部の C2 と C3 の出力を C2' と C3' へ入力する。このとき、C2' は図 3-8(a)のモデルによって促進され、C3' は図 3-8(b)のモデルによって抑制される。これにより、図 6-1 の出力 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 に相当する図 6-1 の基本回路部の

C1、C4、C5、C6 の出力と、シナプス回路部の C2' の出力から 5 つの時系列パルスパターンが生成され、走行パターンの形成を確認した。CPG 回路から出力された走行パターンは、図 6-5 のシミュレーション結果と同様に 5 つの時系列パルスパターンで形成されることを確認した。走行パターンは 5 つの時系列パルスパターンの生成と、2 つ目のパルスが早い段階で発生することが示唆された。この特徴を作製した回路において確認した。生成された走行パターンの周期は約 1.1s となった。電圧パルス信号を入力してから、走行パターンへ切り替わるまでに約 18s を要した。電圧パルス信号を切断すると、走行パターンから歩行パターンへ再度切り替わることを確認した。測定環境は、室温 22°C、湿度 40% であった。

提案したハードウェア CPG モデルは、生理学的知見で示された上位中枢からの信号が入力された際、歩行制御信号が変化する機能を模倣した。特に、脳幹脊髄投射系の神経伝達経路に着目した。生理学的知見で示された、中脳歩行誘発野への入力刺激の増加に従って CPG が生成する歩容制御信号が変化する機能を、P-HNNs を用いたハードウェア CPG モデルにより工学的に再現した。

本研究では、ハードウェア CPG モデルの初期状態を定常歩行状態とし、上位中枢からの入力信号によって歩行パターンの生成から走行パターンへの生成、切り替えを行った。このとき入力した信号は、出力電圧 3V、周波数 100Hz、パルス幅 1ms とした。生理学的知見で示された神経系への電気刺激は、除脳ネコの中脳歩行誘発野では 30~60Hz[35][38]、人間の脊髄損傷者の脊髄腰膨大部では 25~50Hz[39][40] の刺激によって脚に歩行様の動作が確認された。従って、歩行から走行に切り替わるには生理学的知見で示された刺激頻度よりも高くし、本実験では 100Hz を走行の切り替えの入力信号とした。また、CPG モデルへ入力したパルス幅は、神経細胞が生成する信号のパルス幅を想定し 1ms とした。出力電圧は回路の動作に合わせて 3V とした。提案したハードウェア CPG モデルはシナプス回路部に設置した積分回路のコンデンサの容量を調節することで、歩行パターンから走行パターンへの切り替え時間を調節できる。切り替え時間の調節から、歩行速度の範囲を制御できると考えられる。人間の歩容は歩行と走行の 2 種類となるが、4 足動物は複数の歩容をもつ。シナプスモデルの回路構成とコンデンサの容量、入力されるパルス信号の状態から、複数の歩容切り替えが可能な CPG モデルの開発が期待できる。

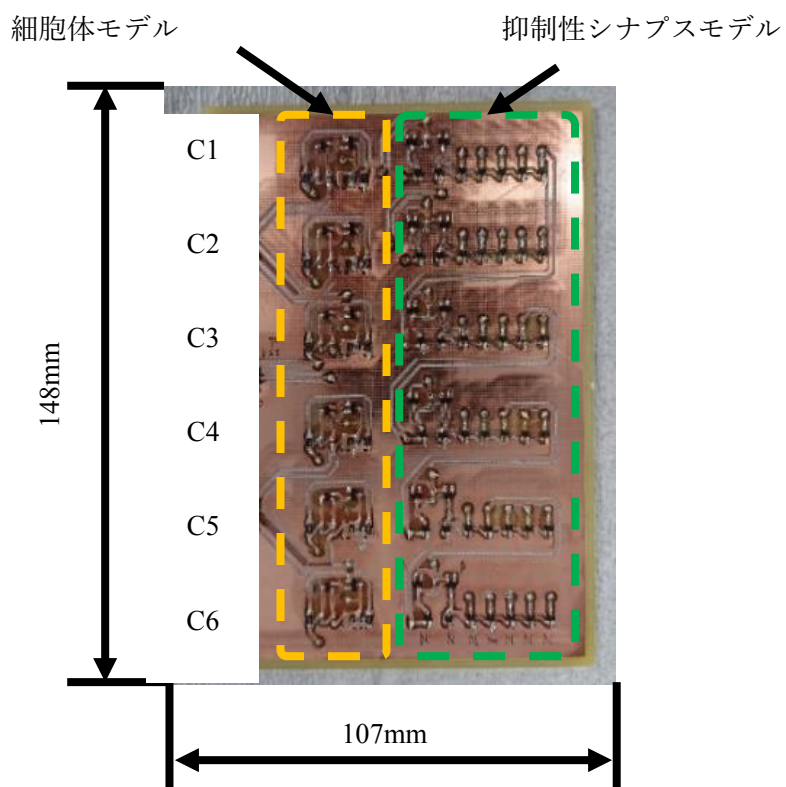
ハードウェア CPG モデルの初期状態は、定常歩行状態とし歩行パターンから走行パターンへ切り替わるものとした。提案したハードウェア CPG モデルを、より生体の脳幹脊髄投射系の機能に近づけるには、時系列パルスパターンの出力順をトリガー入力のようなマニュアル操作ではなく、自動的に行える回路構成が必要と考えられる。

生体の CPG のように、信号の出力順をネットワークの構成から決定させることでより脳幹脊髄投射系の機能に近づけることが可能と考えられる。また、歩行と走行では速度が変化することから、走行へ切り替わる際に歩行周期が短くなる回路構成の検討が必要と考えられる。

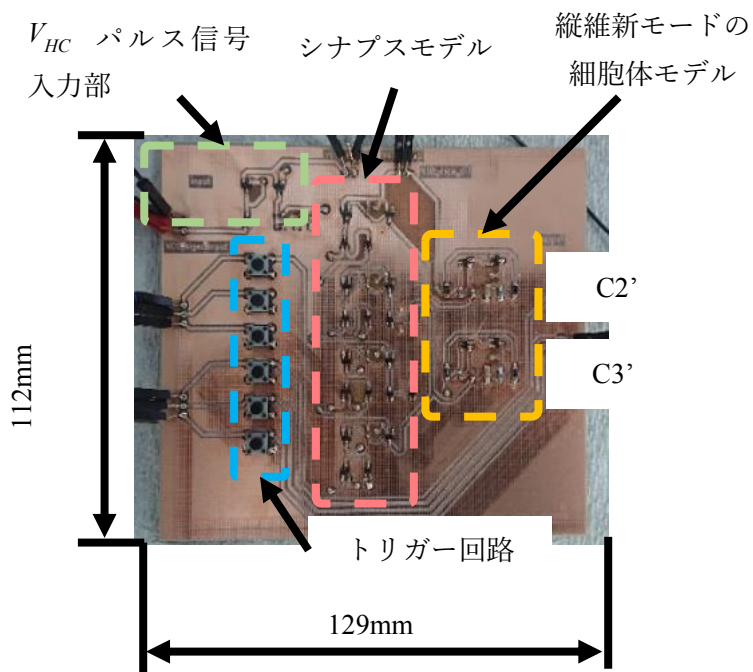
本研究で提案したハードウェア CPG モデルの機能は、人間の脊髄機能の解明に繋がる可能性がある。生物の脊髄機能の解明は、除脳動物を用いた実験から多様に研究されているが、人間においてはまだ不明な点が多い。脊髄機能の解明には、生物学的、生理学的知見をもとに機能を再現する構成論的理解が必要と考えられる。本研究で用いた P-HNNs は、生体の神経回路網の特性を模倣しており、生体の神経系を模倣する上で適したモデルの一つと考えられる。P-HNNs を用いた CPG モデルは、生物学的、生理学的知見で示された 5 つの時系列パターンによる制御信号の生成と上位中枢からの入力信号によってパターンが切り替わることを模倣した。これは、人間の脊髄の神経回路の機能と回路構成の解明に繋がると考えられる。

ハードウェア CPG モデルによる脊髄機能と回路構成の解明から、人間において欠損した脊髄機能を補う人工脊髄回路への応用が期待できる。脊髄損傷者への治療として、脊髄インプラント[68]挿入やロボットスーツ[69]を用いた方法が研究されている。これらの研究に加えて、新たに人工脊髄回路を脊髄損傷者に適用し、欠損した脊髄機能の代替が期待できる。人工脊髄回路を構成する P-HNNs は生体の神経回路網の特性を模倣しているため、実際の神経系との親和性が良いと考えられる。

ハードウェア CPG モデルは生体の機能を模倣していることから、生体に近いロボットの運動制御システムとして利用できる可能性がある。CPG モデルを電子回路で構成することで、環境やロボットの身体情報を電気信号として直接処理することができる。これにより、ロボットは生体の様に即座に運動生成や外乱に対して反射的に動作することが期待できる。また、CMOS 回路を用いて小型化することが可能で、多様な大きさ、種類のロボットへの実装が期待できる。



(a) 基本回路部



(b) シナプス回路部

図 6-8 作製した CPG 回路

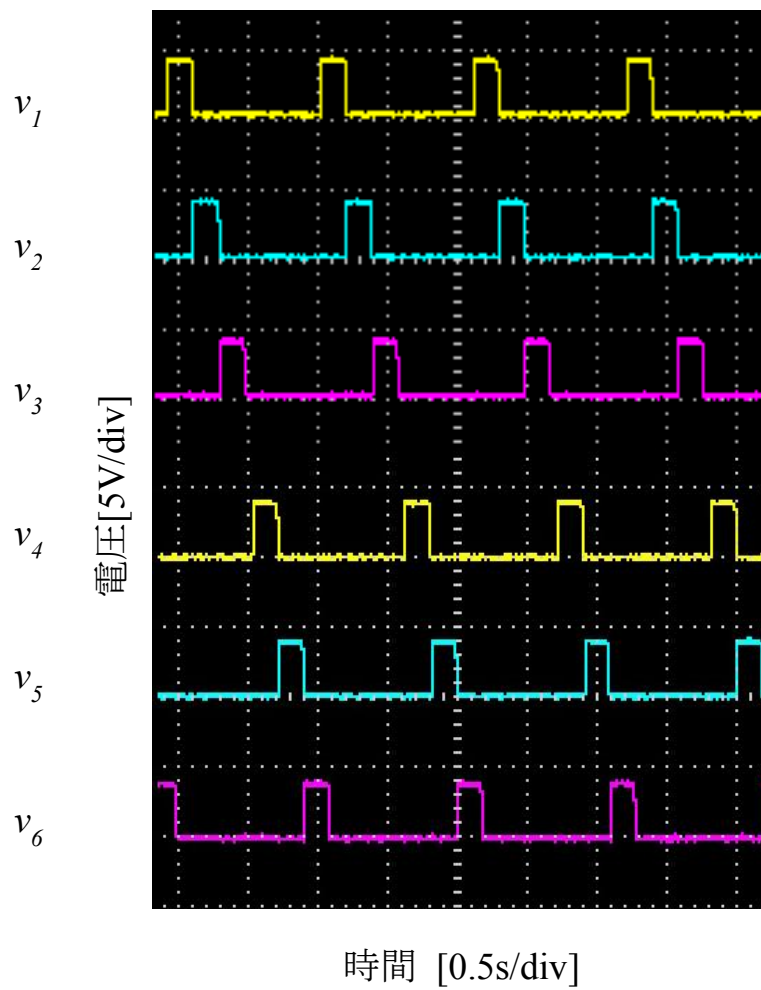


図 6-9 基本回路部の出力結果

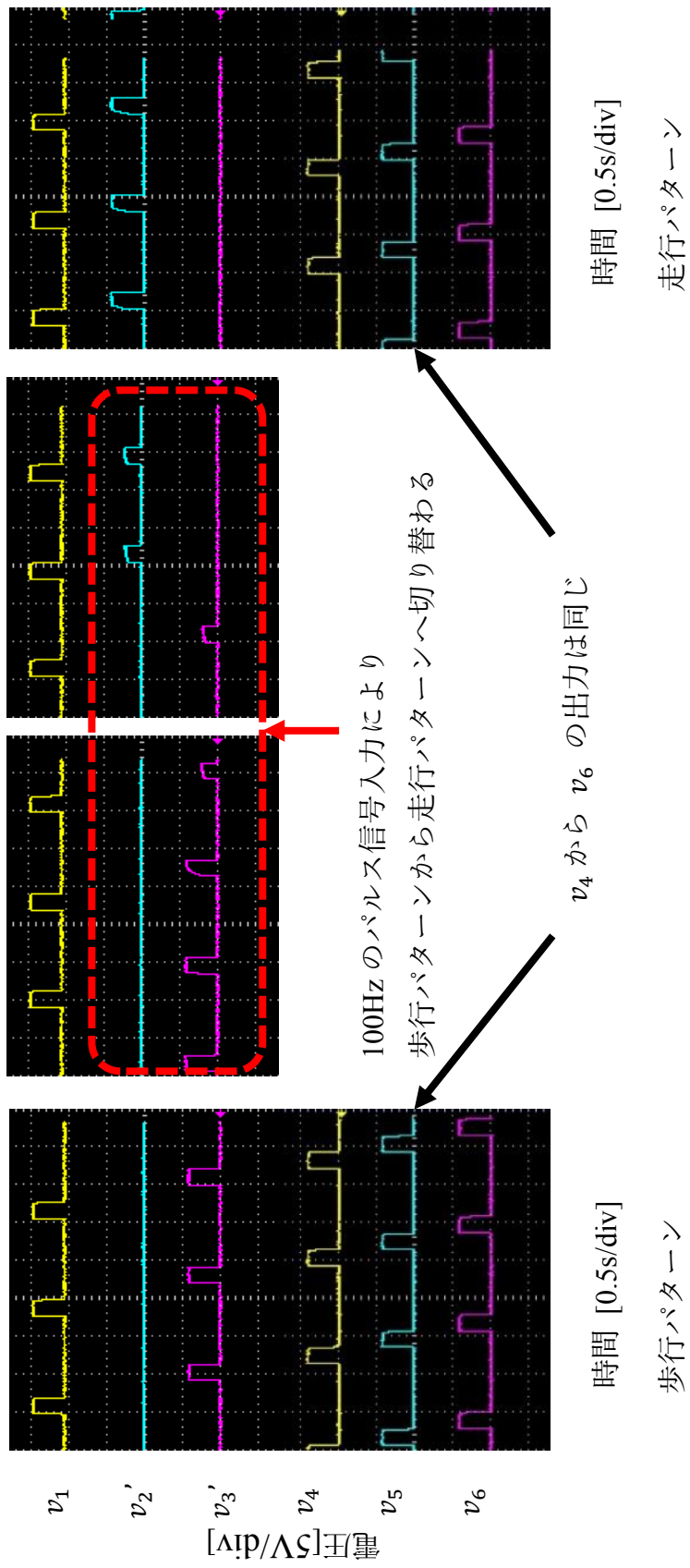


図 6-10 歩行パターンから走行パターンへの切り替わり

第7章 2足歩行制御用ハードウェア CPG モデルの集積回路化

7-1 基本回路部の構成

本章では、2足歩行制御用ハードウェア CPG モデルの集積回路化を検討した。第5章で提案した CPG モデルを参照し、基本回路部を集積回路として設計した。基本回路部を設計するにあたり、第3章の図 3-4(b)で示した集積回路化用の細胞体モデルと抑制性シナプスモデルを用いた。細胞体モデルは抵抗を MOSFET に置き換えることで抵抗を用いずに集積回路とすることが可能となる。パルスの発振を促すコンデンサ類は外付けとした。

設計する際に用いた回路定数を示す。細胞体モデルの回路定数は、 $C_G=4.7\mu\text{F}$ 、 $C_M=2.2\mu\text{F}$ 、 $M_{C1} = M_{C2} = W/L = 10$ 、 $M_{C3} = W/L = 0.1$ 、 $M_{C4} = W/L = 0.3$ 、 $V_A = 3.6\text{V}$ とした。抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{IS1} = M_{IS4} = M_{IS5} = W/L = 0.2$ 、 $M_{IS2} = M_{IS3} = W/L = 1.0$ とした。

図 7-1 に設計した IC のレイアウトを示す。メタル配線 2 層、ポリシリコン 2 層、電源電圧 3.6V、CMOS 0.8 μm プロセスにより設計した。設計した IC チップは、2.4 \times 2.4mm とした。

7-2 基本回路部のシミュレーション結果

図 7-2 に 6 つの時空間パターンの出力結果を示す。抑制性シナプスモデルにより、一方の細胞体モデルが発振しているとき、残りの 5 つの細胞体モデルの発振が抑制されていることが確認できた。このとき、発振周期は約 0.95s、パルス幅は約 0.3s となった。

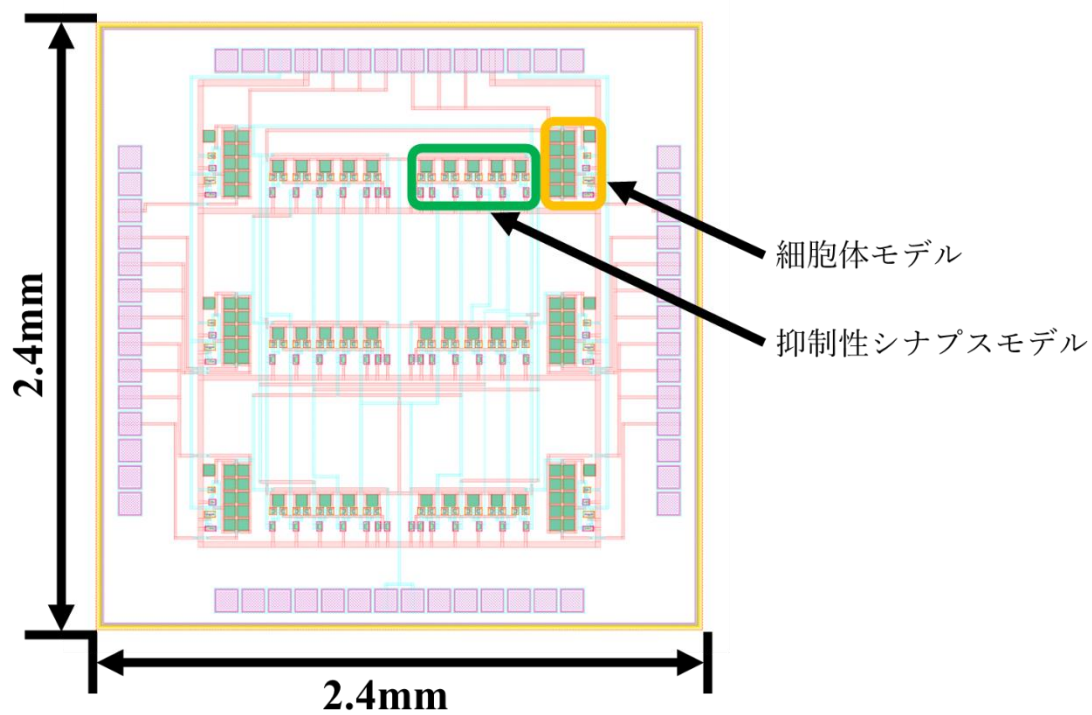


図 7-1 2足歩行制御用 CPG モデルの IC チップのレイアウト

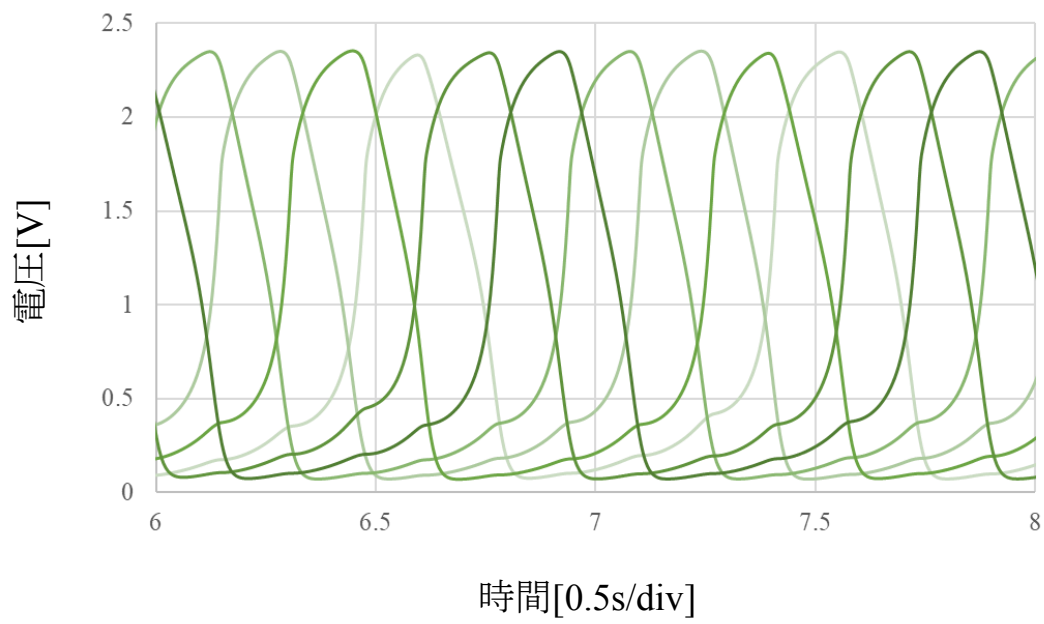


図 7-2 IC チップのシミュレーション結果

7-3 周期変化が可能なハードウェア CPG モデルの基本回路部

第 2 章で述べたように、生体は歩容を変化させると同時に歩行の速度も上昇する。CPG から出力されるパルスパターンのタイミングは、脚の運動を時系列的に制御する。CPG モデルの生成するパルスパターンの周期が歩行速度に対応しているので、歩行速度を制御するために CPG モデルのパルスパターンの周期を変化させる必要がある。

図 7-4 に CPG モデルのレイアウト図を示す。周期の変化を促すために、基本回路部の細胞体モデルを受容細胞モデル[70]に置き換えた。受容細胞モデルは、細胞体モデルの M_2 のゲートに入力する電圧を調整することでパルスの発振周期を変化させることができる。図 7-3 に受容細胞モデルの回路図を示す。

前節と同様に第 3 章で提案した CPG モデルの基本回路部を参照し、周期変化が可能な基本回路部を構成した。基本回路部の細胞体モデルを受容細胞モデルに置換し、抑制性シナプスモデルで相互抑制接続した。設計する際に用いた回路定数を示す。受容細胞モデルの回路定数は、 $C_G=4.7\mu\text{F}$ 、 $C_M=2.2\mu\text{F}$ 、 $M_{C1} = M_{C2} = W/L=10$ 、 $M_{C3} = W/L=0.1$ 、 $M_{C4} = W/L=0.3$ 、 $V_A = 3.6\text{V}$ とした。また、抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{IS1} = M_{IS4} = M_{IS5} = W/L=0.2$ 、 $M_{IS2} = M_{IS3} = W/L=1.0$ 、 $V_{IS} = 3.6\text{V}$ とした。このとき、 M_2 のゲート電圧を $0.5\text{mV}\sim 300\text{mV}$ まで変化させた。

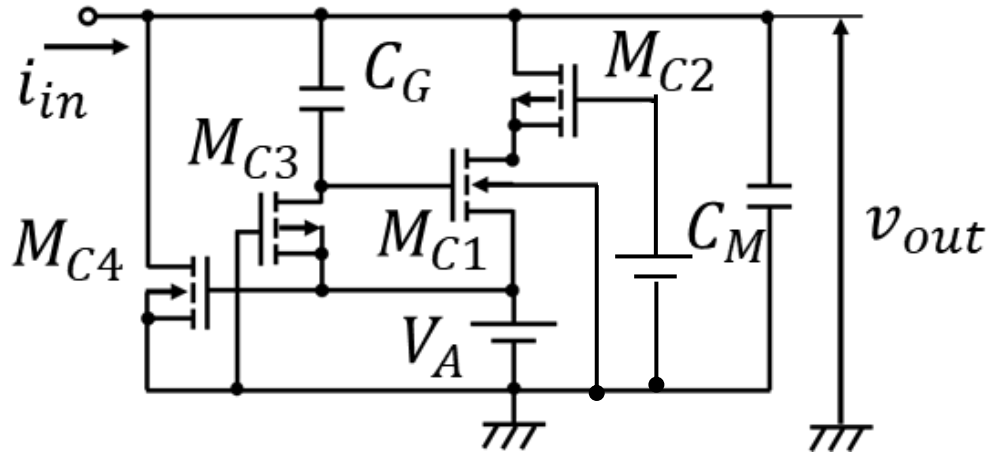


図 7-3 受容細胞モデル[69]

7-4 周期変化が可能なハードウェア CPG モデルの基本回路部のシミュレーション結果

図 7-5 に 6 つの時空間パターンの出力結果を示す。抑制性シナプスモデルにより、一方の細胞体モデルが発振しているとき、残りの 5 つの細胞体モデルの発振が抑制されていることが確認できた。また、受容細胞モデルの M_{C2} のゲート電圧を調整することで、発振周期が変化することを確認した。図 7-5(a)に長い周期のシミュレーション結果を示す。 M_{C2} のゲート電圧を 300mV としたとき、発振周期は 1.2s となった。図 7-5(b)に短い周期のシミュレーション結果を示す。 M_{C2} のゲート電圧を 0.5mV としたとき、発振周期は 0.9s となった。

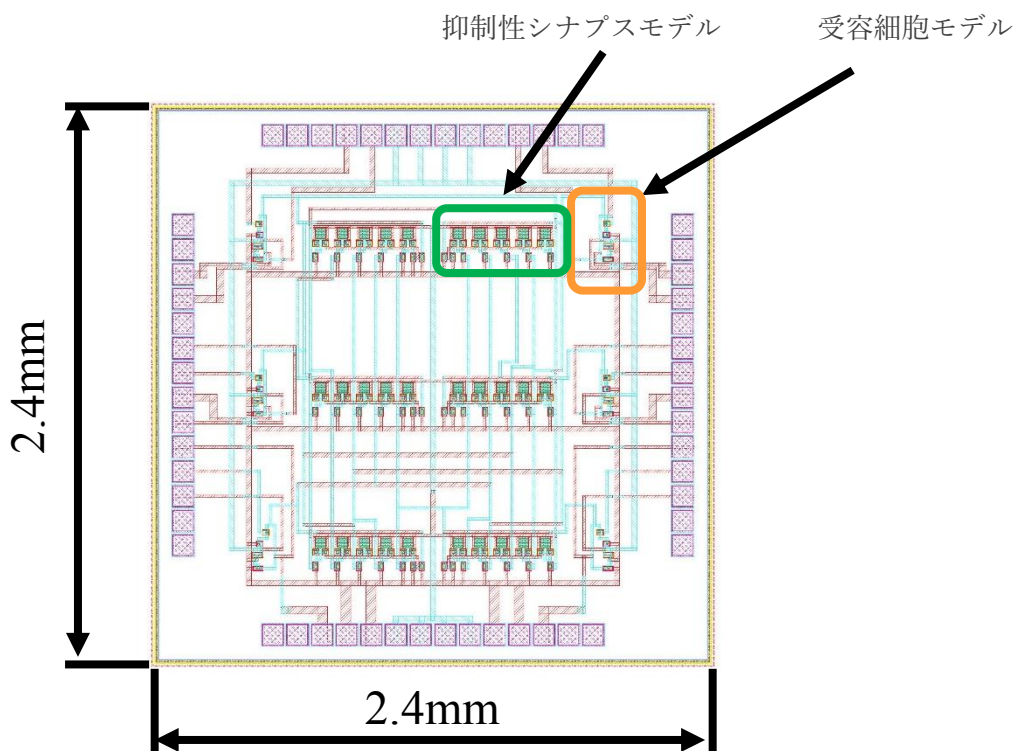


図 7-4 周期変化が可能な基本回路部の IC チップのレイアウト

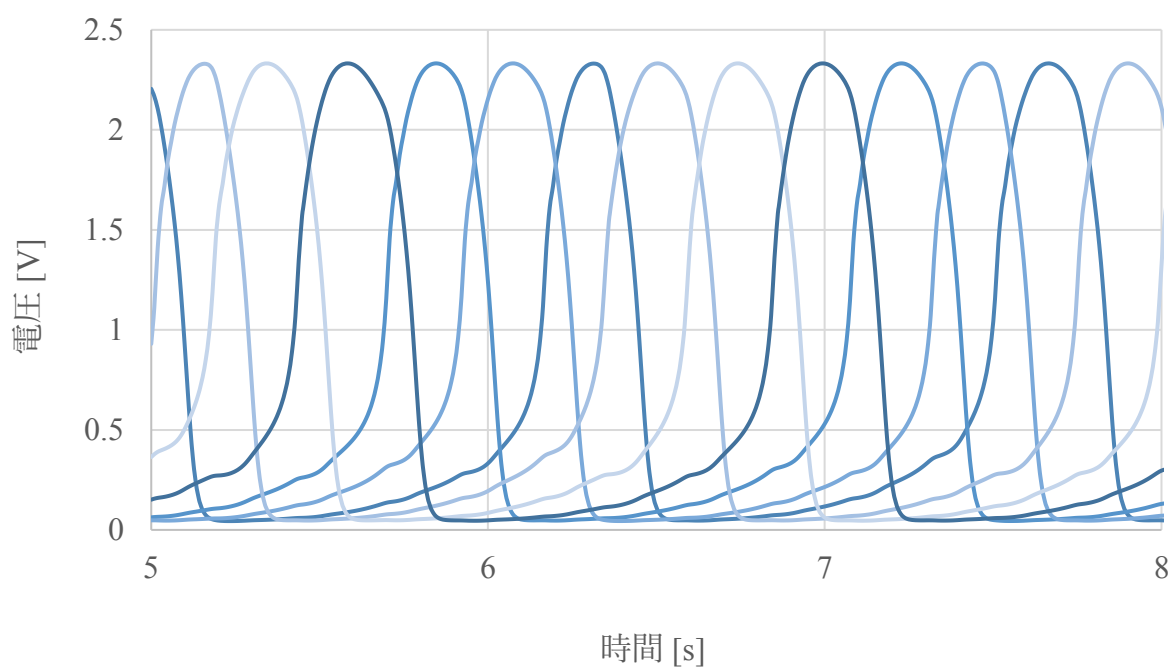


図 7-5(a) 300mV を M_{C2} へ入力した基本回路部の出力

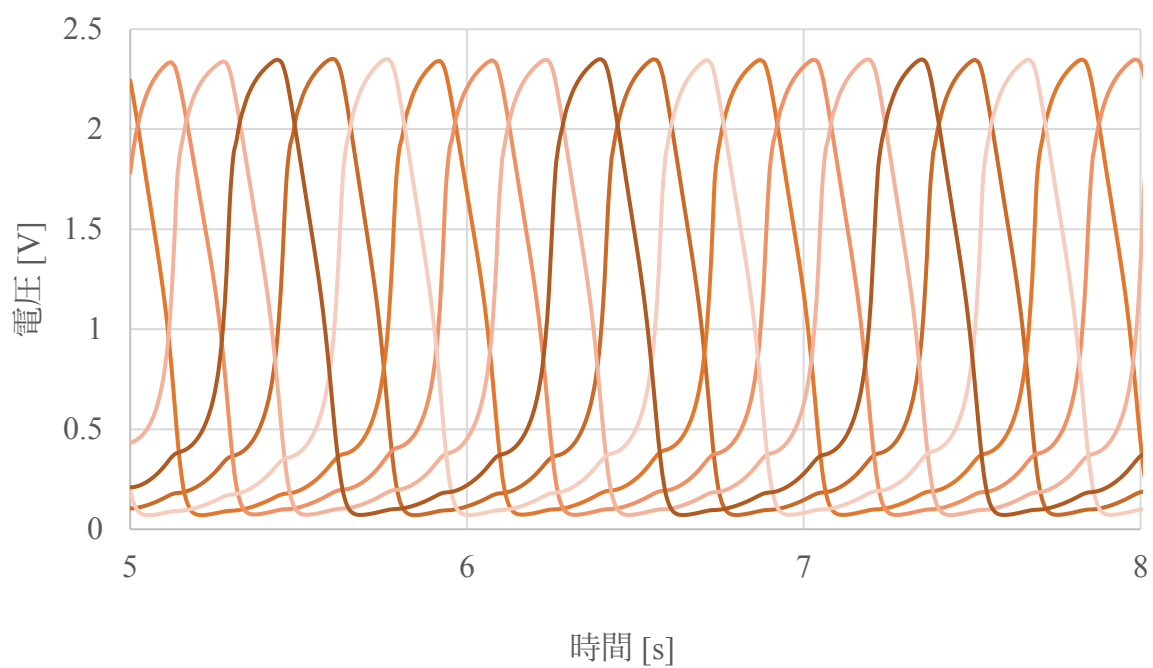


図 7-5 0.5mV を M_{C2} へ入力した基本回路部の出力

7-5 集積回路化した CPG モデルの考察

2 足歩行制御用ハードウェア CPG モデルを集積化するために、5 章と 6 章で示した CPG モデルの基本回路部を IC チップとしてレイアウトの設計と回路シミュレーションを行った。基本回路部は、6 つの時系列パルスパターンを生成する。歩行と走行パターンは、6 つの時系列パルスパターンを基に生理学的知見で示された 2 つ目のパルスの位置を変化させることで再現する。基本回路部は、6 個の細胞体モデルと 30 個の抑制性シナプスモデルで構成されるため、比較的規模が大きい回路となる。基本回路部を IC チップとすることで、CPG モデルを大幅に小型化することができ、さらに消費電力の軽減が期待できる。

5 章で示した基本回路部は、シミュレーションにおいて 6 つの時系列パルスパターンの出力が可能であることが示された。集積化した基本回路部に用いた細胞体モデルは、図 3-1(b)と抑制性シナプスモデルで構成した。細胞体モデルは、図 3-1(a)と(b)で特性が同じであるため、4 章で示したようにシナプス回路部を用いて歩行と走行パターンの生成と切り替えが可能と考えられる。消費電力においては、回路シミュレーションから、細胞体モデル内の出力電流と電源電圧から約 15mW になることが見込まれる。産業総合技術研究所と川田工業株式会社が共同開発した、研究開発用プラットフォーム HRP-4[71]というヒューマノイドロボットには、Intel Pentium M1.6[GHz]という CPU が使用されている。この CPU の熱設計電力 TDP は約 24.5W[72]となっている。ロボット用の CPU に対して、本章で示した基本回路部は、消費電力を約 16×10^3 倍軽減できると見込まれる。

周期変化が可能な基本回路部は、 M_{C2} のゲート電圧を直接調整し周期を変化させた。周期変化が可能な基本回路部は、脳幹脊髄投射系を付加した CPG モデルのように、パルス信号の入力から周期が徐々に変化する回路構成を検討する必要があると考えられる。生理学的知見から示されたように、中脳歩行誘発野への入力信号の強度によって歩容と歩行速度が変化する。よって、6 章で示した脳幹脊髄投射系を付加した CPG モデルと同様に、パルス信号の入力から歩行周期を変化させることでより生体に近い CPG モデルの再現が可能と考えられる。そこで、脳幹脊髄投射系を付加した CPG モデルに用いた積分回路を応用することで、パルス信号の入力によって周期を変化させることが可能と考えられる。脳幹脊髄投射系を付加した CPG モデルと周期変化が可能な基本回路部を組み合わせることで、歩容パターンと歩行速度の調整が可能な CPG モデルの開発が期待できる。

第 8 章 歩容と歩行周期の変化を同時に可能とするハードウェア CPG モデル

8-1 ハードウェア CPG モデルの回路構成

本章は、第 6 章で示した脳幹脊髄投射系を付加したハードウェア CPG モデルを拡張し、歩容と歩行周期の変化を同時に促すハードウェア CPG モデルを検討した。図 8-1 に提案する CPG モデルを示す。第 6 章で示したハードウェア CPG モデルの回路構成に、発振の出力を決定する発火順序回路と、周期を変化させるための興奮性シナプス回路を付加した。

発火順序回路は、自励振モードの細胞体モデルを起点に、興奮性シナプスモデルを通して他励振モードの細胞体モデル 5 つを数珠繋ぎに接続した。発火順序回路の各細胞体モデルから興奮性シナプスモデルを通して、基本回路部の各細胞体モデルの V_A へ入力する構成とした。発火順序回路によって、順番を決めるために図 8-2 に示す興奮性シナプス回路を新たに構成した。

歩行周期の変化は、上位中枢に見立てた自励振モードの細胞体モデルを、図 8-3 に示した周期を変化させる興奮性シナプスモデルを通して、基本回路部の各細胞体モデルの V_G を変化させる回路構成とした。また、歩行周期の変化を促す自励振モードの細胞体モデルは、歩容を変化させるためにも用い、歩容と歩行周期を同時に変化させた。歩容変化は、第 6 章で示したシナプス回路部を用いて、上位中枢に見立てたパルス信号入力を、細胞体モデルを用いることでより生体に近い回路構成とした。

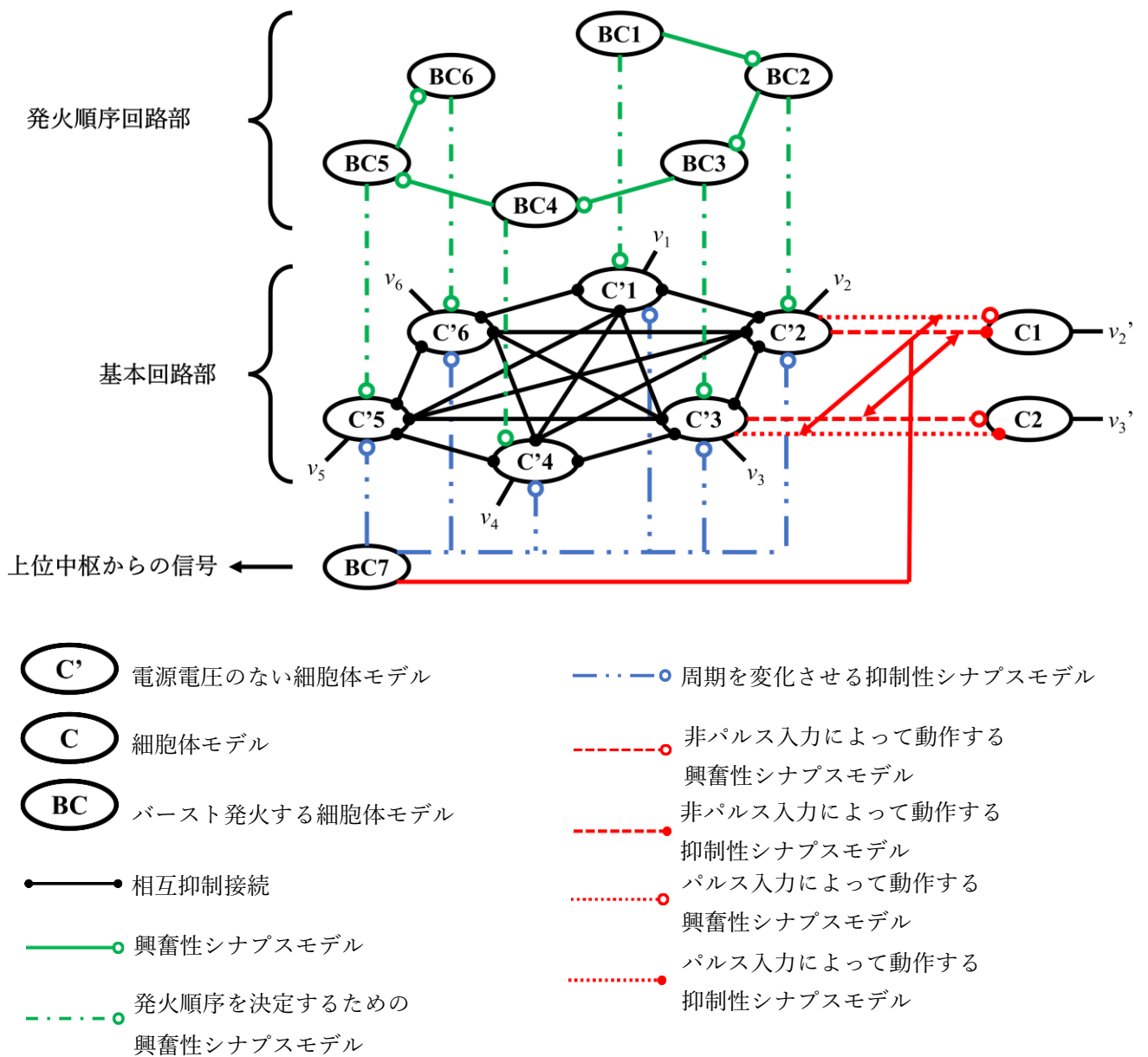
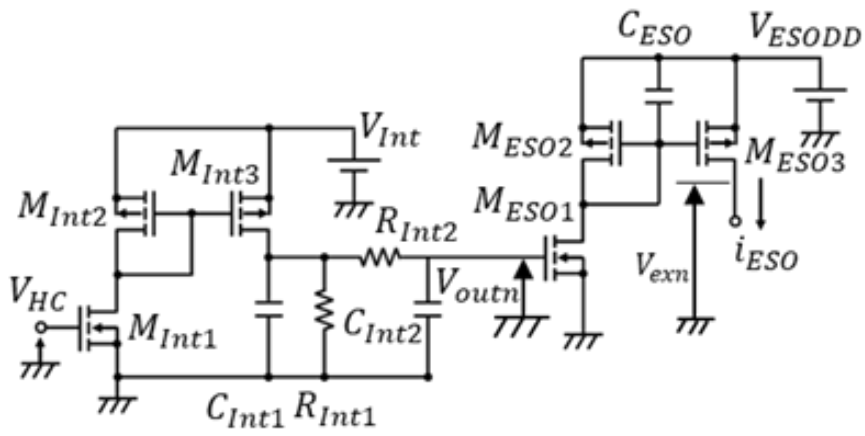
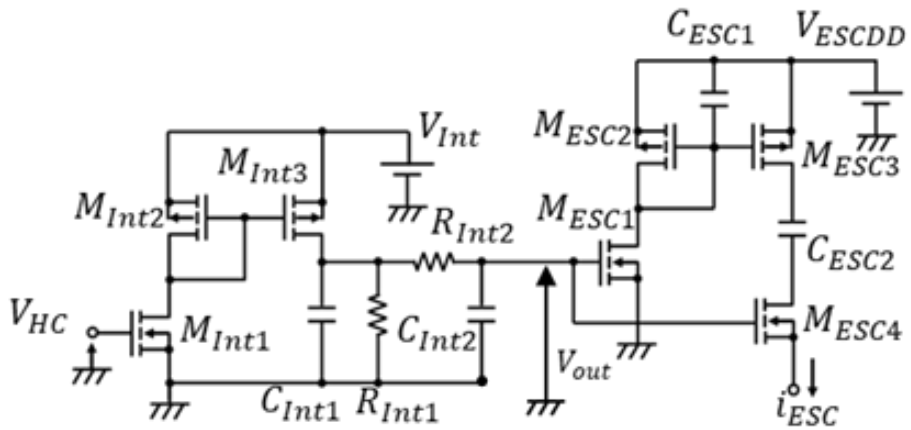


図 8-1 歩容と歩行周期の変化を同時に可能とするハードウェア CPG モデル



— · — · — · — ● 回路のダイアグラム

図 8-2 発火順序を決定するための興奮性シナプスモデル



— · — · — · — ● 回路のダイアグラム

図 8-3 歩行周期を変化させる興奮性シナプスモデル

8-2 ハードウェア CPG モデルの動作原理

初めに、発振順序の決定の仕方について説明する。まず、発火順序回路の BC1 が発振し、興奮性シナプスモデルによって BC2~6 が発振する。BC1~6 が図 8-2 の興奮性シナプスモデルを通して、基本回路部の C'1~C'6 の電源電圧 V_A に入力する。図 8-2 の興奮性シナプスモデルは、BC1~6 の入力を積分することで飽和した電圧を C'1~C'6 の電源電圧 V_A へ供給する。このとき、 R_{Im2} の定数を調整することで発振の順番を調整することが可能となる。

次に、歩容と歩行周期の変化について説明する。第 6 章と同様に、CPG モデルを動作させたとき、歩行パターンが生成される状態を初期状態とした。よって、発火順序回路によって基本回路部の順序が決定したあと、歩行パターンが出力 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 として出力される構成とした。第 6 章では、上位中枢からの信号に見立てたパルス信号の入力・非入力によって歩容変化を促した。本章では、より生体に近い構成とするため、細胞体モデルの出力を用いて歩容を変化させた。

歩行パターン生成は、図 8-1 の BC7 が発振していないとき、第 6 章と同様に非パルス入力で動作する興奮性・抑制性シナプスモデルが動作し、出力 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 として出力される。BC7 は上位中枢からの信号に見立てており、入力が無い場合、定常歩行をすることを想定した CPG モデルの動作とした。

走行パターンの生成は、BC7 が発振したとき、第 6 章と同様にパルス入力で動作する興奮性・抑制性シナプスモデルが動作し、出力 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 として出力される。同時に、基本回路部の C'1~C'6 の V_G を図 8-3 の興奮性シナプスモデルを通して変化させることで、基本回路部の全体の発振周期を短くさせた。

8-3 シミュレーション結果

6章で示した動作原理に基づき、CPGモデルの基本回路部の回路シミュレーションを行った。基本回路部は図6-1に示した構成と同様とした。図8-1に示した細胞体モデルC'1~C'6の回路定数は $R_{W1}=R_{W2}=20k\Omega$ 、 $R_{GW}=1.5M\Omega$ 、 $R_{LW}=6.8k\Omega$ 、 $C_{GW}=C_{mW}=0.15\mu F$ 、 M_{W1} :SSM3K17FU、 M_{W2} :BSH203とした。図3-6の抑制性シナプスモデルの回路定数は $M_{IS1, 4, 5}$:SSM3K17FU、 $M_{IS2, 3}$:BSH203、 $C_{IS}=1.0nF$ 、 $V_{ISDD}=3.8V$ とした。

次に、図8-1に示した、発火順序回路部に用いた細胞体モデルの回路定数を示す。BC1とBC7は、 $R_1=R_2=20k\Omega$ 、 $R_G=1.5M\Omega$ 、 $R_L=6.8k\Omega$ 、 $C_G=C_m=0.15\mu F$ 、 M_1 :SSM3K17FU、 M_2 :BSH203、 $V_A=2.8V$ とした。BC2~6は、 $R_1=R_2=20k\Omega$ 、 $R_G=10k\Omega$ 、 $R_L=6.8k\Omega$ 、 $C_G=C_m=0.15\mu F$ 、 M_1 :SSM3K17FU、 M_2 :BSH203、 $V_A=3.8V$ とした。図3-5の興奮性シナプスモデルは、 $C_{ES}=1nF$ 、 M_{ES1} :SSM3K17FU、 $M_{ES2}=M_{ES3}$:BSH203、 $V_{ESDD}=3.8V$ とした。図8-2の発火順序を決める興奮性シナプスモデルは、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $620k\Omega$ 、 $750k\Omega$ 、 $910k\Omega$ 、 $1.1M\Omega$ 、 $1.3M\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ESO}=1nF$ 、 M_{ESO1} :SSM3K17FU、 $M_{ESO2}=M_{ESO3}$:BSH203、 $V_{ESODD}=3.8V$ とした。

歩容変化に用いたパルス・非パルス入力で動作するシナプスモデルの回路定数を示す。図3-8(a)のパルス入力で動作する興奮性シナプスモデルは、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ESH}=1nF$ 、 $M_{ESH1}=M_{ESH2}$:SSM3K17FU、 $M_{ESH3}=M_{ESH4}$:BSH203、 $V_{ESHDD}=3.8V$ とした。図3-8(b)のパルス入力で動作する抑制性シナプスモデルは、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ISH}=1nF$ 、 $M_{ISH1}=M_{ISH2}=M_{ISH3}=M_{ISH4}$:SSM3K17FU、 $M_{ISH5}=M_{ISH6}$:BSH203、 $V_{ISHDD}=3.8V$ とした。図3-9(a)の非パルス入力で動作する興奮性シナプスモデルは、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ESL}=1nF$ 、 M_{ESL1} :SSM3K17FU、 $M_{ESL2}=M_{ESL3}=M_{ESL4}$:BSH203、 $V_{ESLDD}=3.8V$ とした。図3-9(b)の非パルス入力で動作する抑制性シナプスモデルは、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ISL}=1nF$ 、 $M_{ISL1}=M_{ISL2}=M_{ISL3}=M_{ISL4}=M_{ISL5}=M_{ISL6}$:BSH203、 $V_{ISLDD}=3.8V$ とした。

図8-3の歩行周期を変化させる興奮性シナプスモデルの回路定数を示す。回路定数は、 $R_{Int1}=56k\Omega$ 、 $R_{Int1}=510k\Omega$ 、 $C_{Int1}=10\mu F$ 、 $C_{Int2}=1\mu F$ 、 M_{Int1} :SSM3K17FU、 $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203、 $V_{Int}=3.8V$ 、 $C_{ESC1}=1nF$ 、 $C_{ESC2}=47nF$ 、 $M_{ESC1}=M_{ESC4}$:SSM3K17FU、 $M_{ESC2}=M_{ESC3}$:BSH203、

$V_{ESCDD}=3.8V$ とした。

図 8-4 に、発振順序を決めるために入力した BC1 の出力結果を示す。図 8-5 に発火順序を決定するための興奮性シナプスモデルの積分回路の出力結果を示す。図 8-6 に BC1 を起点に BC2~BC6 の出力と合わせて発振順序を決めるための興奮性シナプスモデルの出力を示す。図 8-7 に、基本回路部の発振順序である C'1~C'6 に合わせた、基本回路部の出力結果を示す。発火順序回路部により、電圧パルスを入力から基本回路部から時系列順に 6 つのパルスパターンが生成されることを確認した。第 5 章、6 章では、トリガー入力で時系列順を決めていたものから、ネットワークの構成から自動的に時系列パルスパターンの生成が可能であることが確認できた。生理学的知見で示唆された、脊髄から時系列のパルスパターンが生成される特徴をハードウェアニューラルネットワークの回路構成から可能であることを確認した。

図 8-7 に歩行パターンを生成する際の、非パルス入力で動作するシナプスモデルに入力された積分回路の出力を示す。この出力を受けて、図 8-1 に示した出力 v_1 、 v_3' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 から歩行パターンが生成された。生成された歩行パターンを図 8-8 に示す。このとき、周期は約 1.1s となった。BC7 が発振していない状態では、初期状態として歩行パターンが生成されることが確認できた。生理学的知見で示唆された、5 つの時系列パルスパターンであること、2 つ目のパルス発生言位置が遅いタイミングで発生すること、これらの特徴を提案した CPG モデルから再現できることが確認できた。

図 8-9 に走行パターンへ切り替えるための BC7 の出力結果を示す。図 8-10 に走行パターンに切り替える際に動作するパルス入力で動作するシナプスモデルへ BC7 を入力したときの積分回路の出力を示す。この出力を受けて、図 8-1 に示した出力 v_1 、 v_2' 、 v_4 、 v_5 、 v_6 から走行パターンが生成された。生成された走行パターンを図 8-11 に示す。このとき、周期は約 0.7s となった。BC7 が発振しているとき、歩容と歩行周期に当たるパルスパターン周期が同時に変化し、歩行パターンとなることが確認できた。また、生理学的知見で示唆された、5 つの時系列パルスパターンであること、2 つ目のパルス発生言位置が遅いタイミングで発生すること、これらの特徴を提案した CPG モデルから再現できることが確認できた。

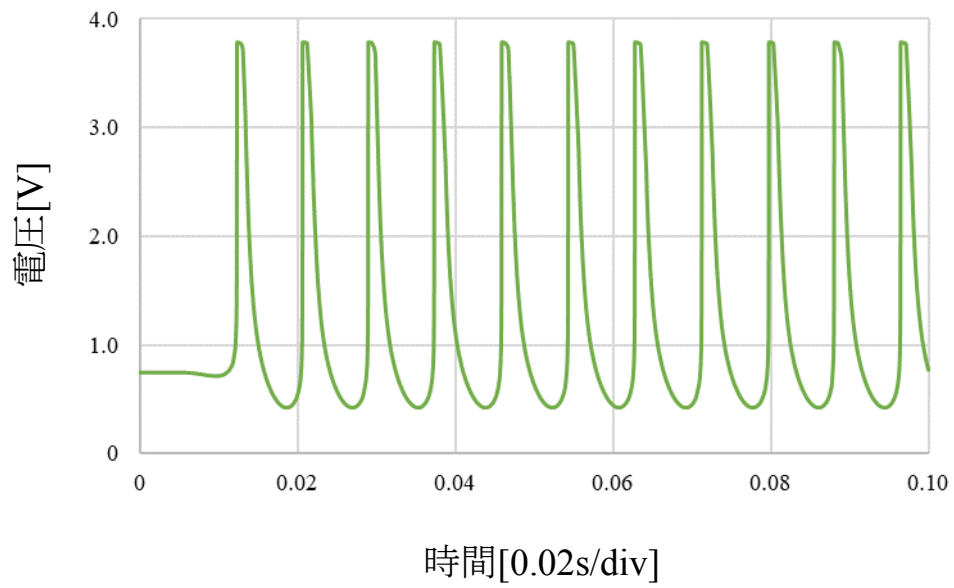


図 8-4 出力順を決定するための細胞体モデル出力

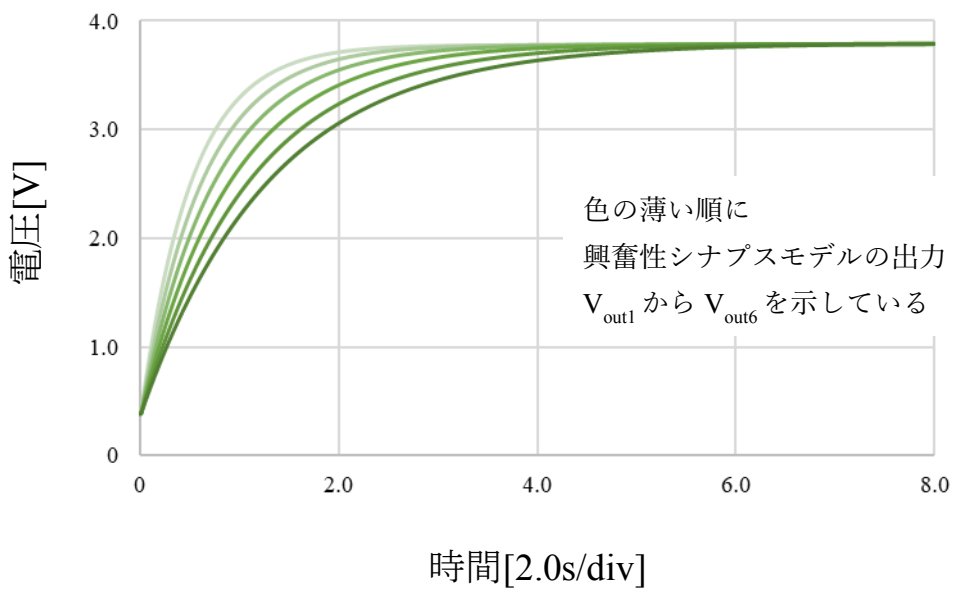


図 8-5 発火順序回路の出力結果

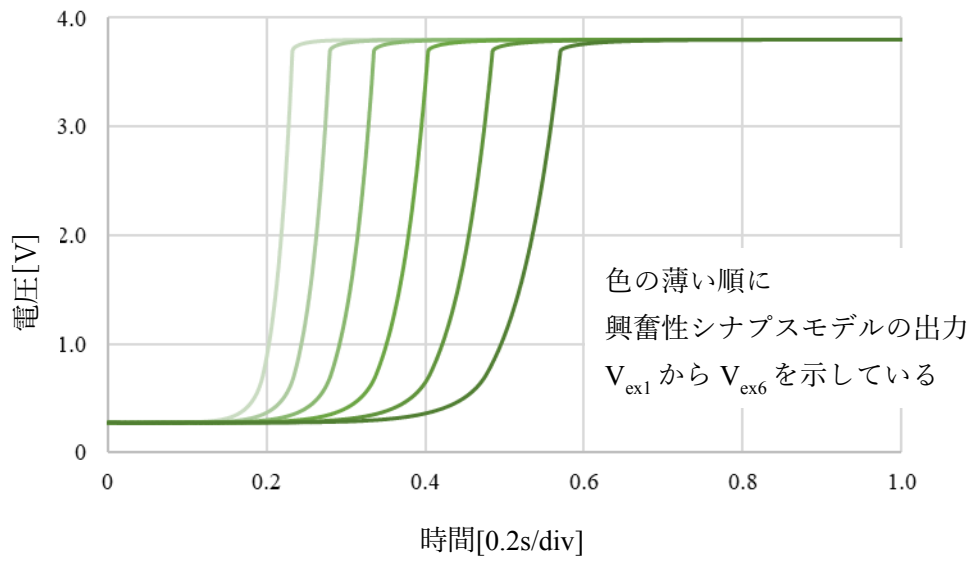


図 8-6 発火順序を決定する興奮性シナプスモデルの出力結果

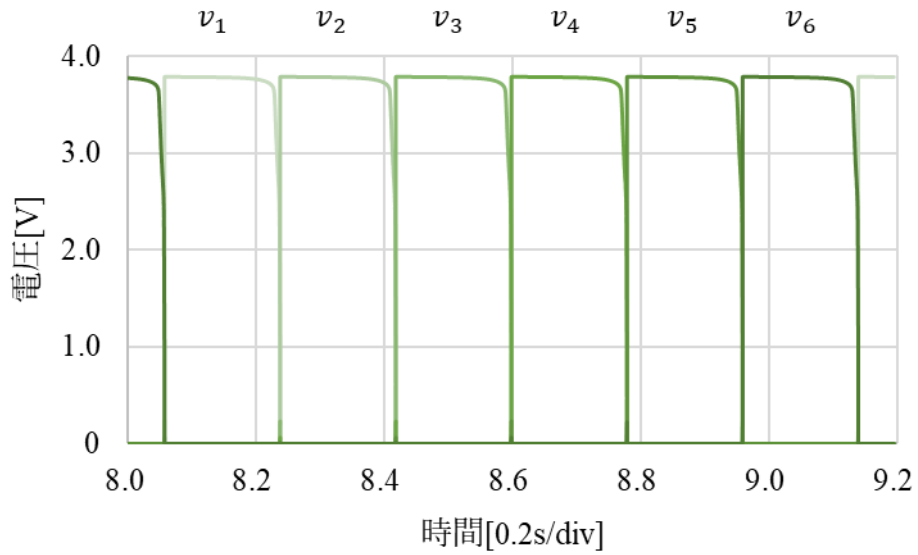


図 8-7 基本回路部のシミュレーション結果

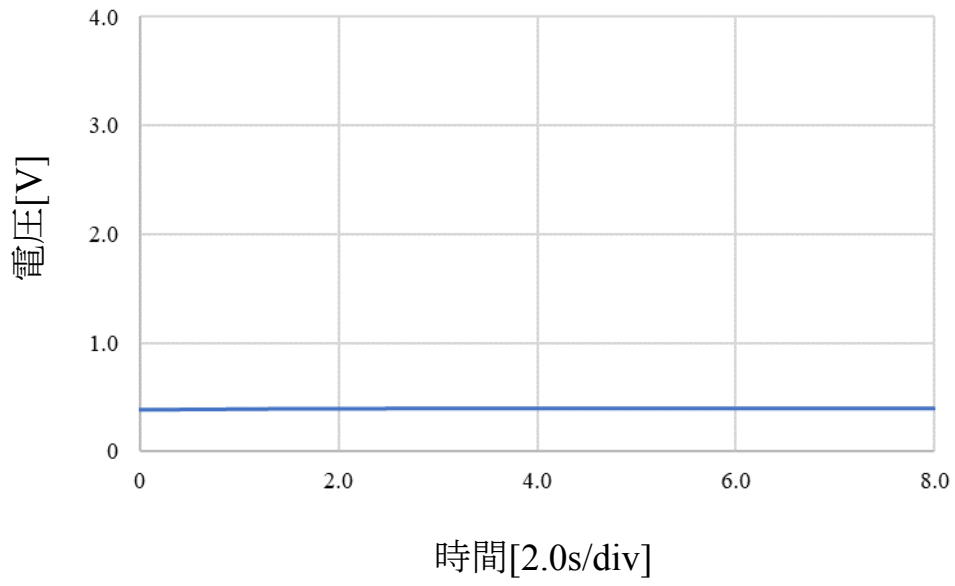


図 8-8 非パルス入力で動作するシナプスモデルの積分回路の出力

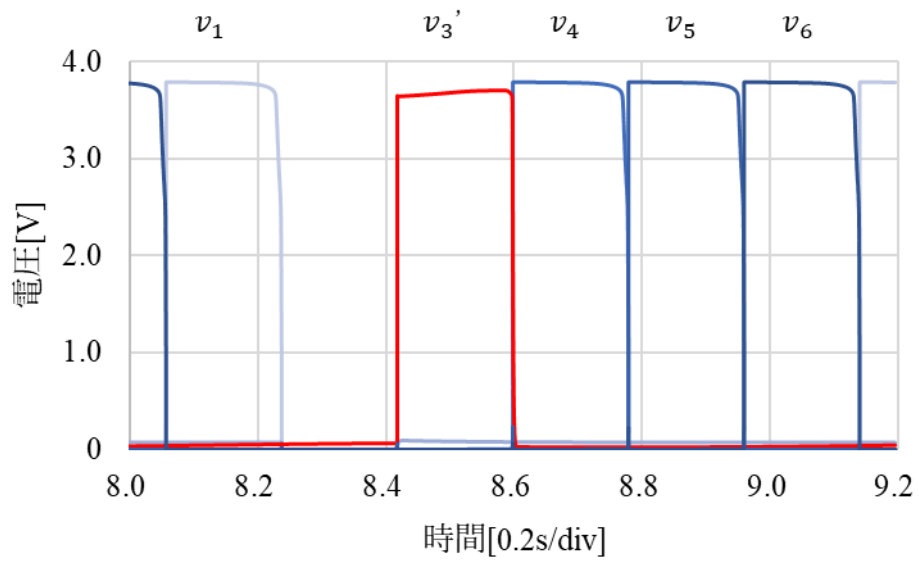


図 8-9 歩行パターンのシミュレーション結果

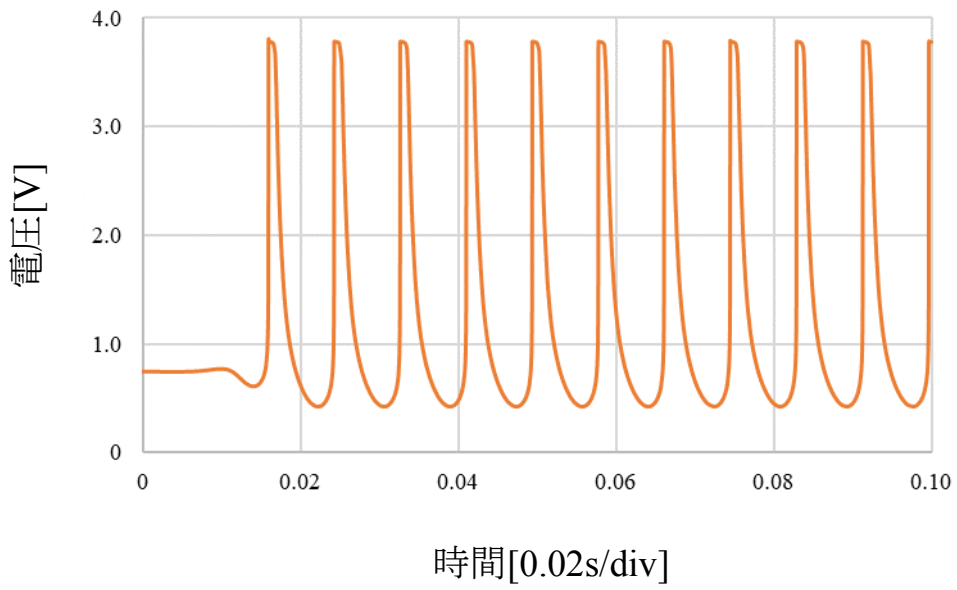


図 8-10 走行へ切り替えるための細胞体モデルの出力

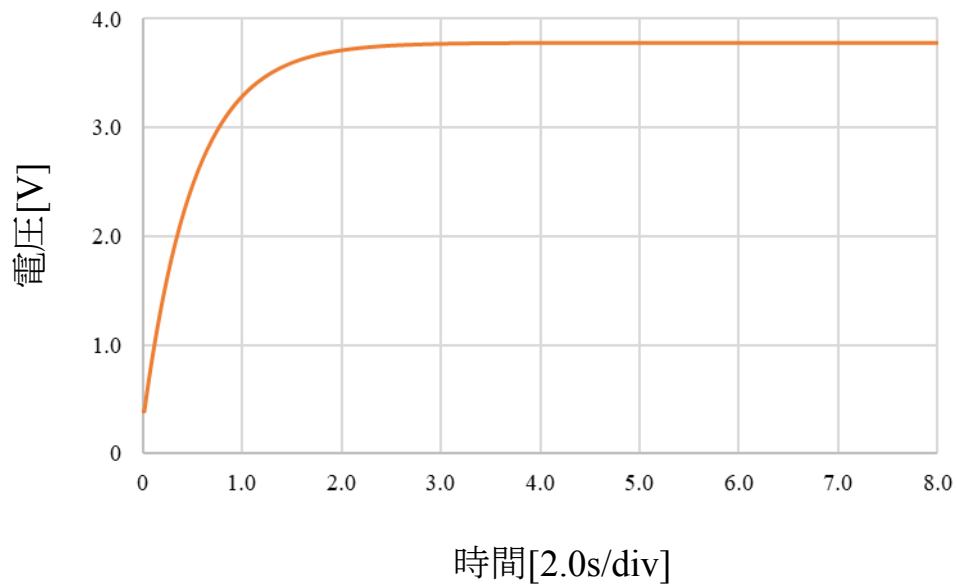


図 8-11 パルス入力で動作するシナプスモデルの積分回路の出力

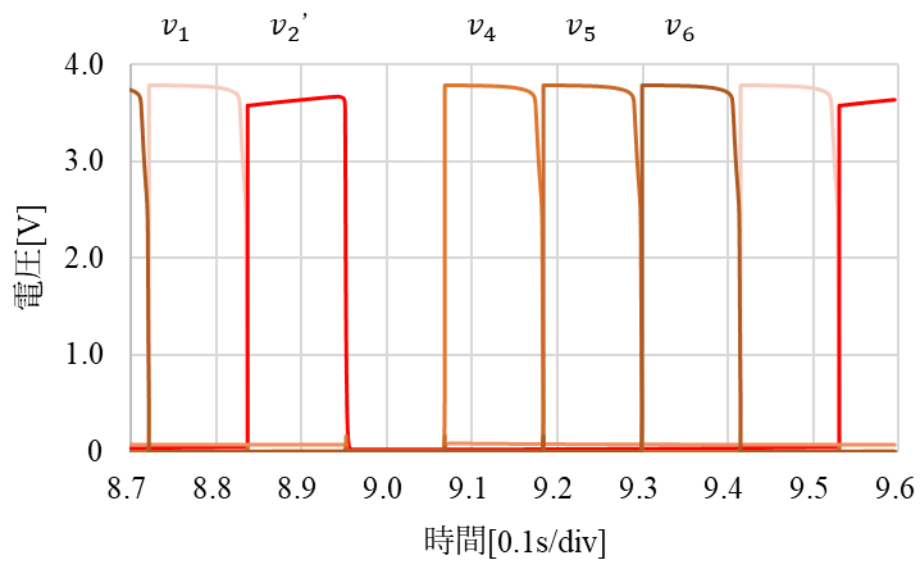


図 8-12 走行パターンのシミュレーション結果

8-4 ディスクリート素子による CPG モデルの構成

図 8-12~14 に作製した CPG 回路を示す。表面実装部品を用いて CPG 回路を作製した。CPG 回路は、図 8 の回路構成を基に、図 18 の発火順序回路と図 19(a)と(b)の基本回路部、図 20 の歩容と歩行周期を変化させるシナプス回路部で構成した。各回路は、第 3 章で示した細胞体モデル、シナプスモデルで構成した。詳細は 3-4 に示した。

図 8-12 の発火順序回路の回路定数を示す。発火順序回路部に使用した回路定数を示す。図 3-4(a)の BC1 の回路定数は、 $R_1=R_2=20\text{k}\Omega$, $R_G=10\text{k}\Omega$, $R_L=6.8\text{k}\Omega$, $C_G=C_m=0.15\mu\text{F}$, M_1 :SSM3K17FU, M_2 :BSH203, $V_A=4.2\text{V}$ とした。図 3-5 の興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ES}=1\text{nF}$, M_{ES1} :SSM3K17FU, $M_{ES2}=M_{ES3}$:BSH203, $V_{ESDD}=4.2\text{V}$ とした。図 8-2 の発火順序を決定する興奮性シナプスモデルの回路定数を示す。積分回路の回路定数は、 $R_{Int1}=56\text{k}\Omega$, $R_{Int1}=510\text{k}\Omega$, $C_{Int1}=10\mu\text{F}$, $C_{Int2}=1\mu\text{F}$, M_{Int1} :SSM3K17FU, $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203, $V_{Int}=3.2\text{V}$ とした。興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ESO}=1\text{nF}$, M_{ESO1} :SSM3K17FU, $M_{ESO2}=M_{ESO3}$:BSH203, $V_{ESODD}=4.2\text{V}$ とした。このとき、BC1 に接続した図 8-2 の興奮性シナプスモデルの R_{Int1} は $510\text{k}\Omega$ とした。同様に、BC2~6 の R_{Int1} はそれぞれ $620\text{k}\Omega$, $750\text{k}\Omega$, $820\text{k}\Omega$, $1.0\text{M}\Omega$, $1.2\text{M}\Omega$ とした。

図 8-13 の基本回路部に使用した回路定数を示す。図 3-4(a)の C'1~C'6 の回路定数は、 $R_{W1}=R_{W2}=20\text{k}\Omega$, $R_{GW}=1.3\text{M}\Omega$, $R_{LW}=6.8\text{k}\Omega$, $C_{GW}=C_{mW}=0.15\mu\text{F}$, M_{W1} :SSM3K17FU, M_{W2} :BSH203 とした。他励振モードで動作させるために電源電圧 V_A は設置せずに、発火順序回路部から入力される電圧によって動作させる。図 3-6 の抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $M_{IS1,4,5}$:SSM3K17FU, $M_{IS2,3}$:BSH203, $C_{IS}=1.0\text{nF}$, $V_{ISDD}=4.0\text{V}$ とした。

図 8-14 の発火周期を変化させるための興奮性シナプスモデルの回路定数を示す。図 8-6 に示した発火周期を変化させるための興奮性シナプスモデルの積分回路は、 $R_{Int1}=56\text{k}\Omega$, $R_{Int2}=300\text{k}\Omega$, $C_{Int1}=10\mu\text{F}$, $C_{Int2}=1\mu\text{F}$, M_{Int1} :SSM3K17FU, $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203, $V_{Int}=4.2\text{V}$ とした。興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ESC1}=1\text{nF}$, $C_{ESC2}=47\text{nF}$, $M_{ESC1}=M_{ESC4}$:SSM3K17FU, $M_{ESC2}=M_{ESC3}$:BSH203, $V_{ESCDD}=4.0\text{V}$ とした。

図 8-14 の歩容を切り替えるためのパルス入力で動作するシナプスモデルの回路定数を示す。図 3-8、3-9 のシナプスモデルに用いた積分回路の回路定数は、 $R_{Int1}=56\text{k}\Omega$, $R_{Int1}=510\text{k}\Omega$, $C_{Int1}=10\mu\text{F}$, $C_{Int2}=1\mu\text{F}$, M_{Int1} :SSM3K17FU, $M_{Int2}=M_{Int3}$:BSH203, $V_{Int}=4.2\text{V}$ とした。図 3-8(a)のパルス入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ESH}=1\text{nF}$, $M_{ESH1}=M_{ESH2}$:SSM3K17FU, $M_{ESH3}=M_{ESH4}$:BSH203, $V_{ESHDD}=4.0\text{V}$ とした。図 3-8(b)のパルス入力で動作する抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ISH}=1\text{nF}$,

$M_{ISH1}=M_{ISH2}=M_{ISH3}=M_{ISH4}$:SSM3K17FU, $M_{ISH5}=M_{ISH6}$:BSH203, $V_{ISHDD}=4.0V$ とした。図 3-9(a)の非パルス入力で動作する興奮性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ESL}=1nF$, M_{ESL1} :SSM3K17FU, $M_{ESL2}=M_{ESL3}=M_{ESL4}$:BSH203, $V_{ESLDD}=4.0V$ とした。図 3-9(b)の抑制性シナプスモデルの回路定数は、 $C_{ISL}=1nF$, $M_{ISL1}=M_{ISL2}=M_{ISL3}$ =:SSM3K17FU, $M_{ISL4}=M_{ISL5}=M_{ISL6}$:BSH203, $V_{ISLDD}=4.0V$ とした。図 3-4(a)の C1 と C2 の回路定数は、 $R_1=R_2=20k\Omega$, $R_G=1.5M\Omega$, $R_L=6.8k\Omega$, $C_G=C_m=0.15\mu F$, M_1 :SSM3K17FU, M_2 :BSH203, $V_A=1.8V$ とした。

作製した CPG 回路の測定環境を示す。電源供給には、GW Instek 社製の安定化電源 GPE-4323 と、KIKUSUI 社製の安定化電源 PMX18-2A を用いた。CPG 回路の測定には、HIOKI 社製のメモリーハイレコーダーMR6000 を使用した。

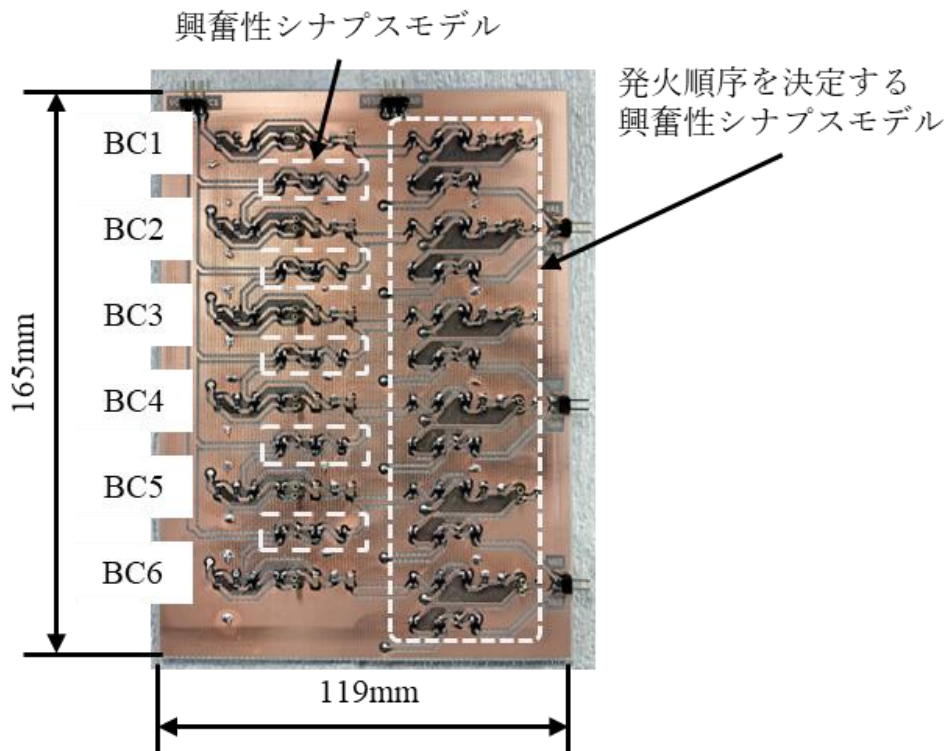


図 8-13 作製した発火順序回路部

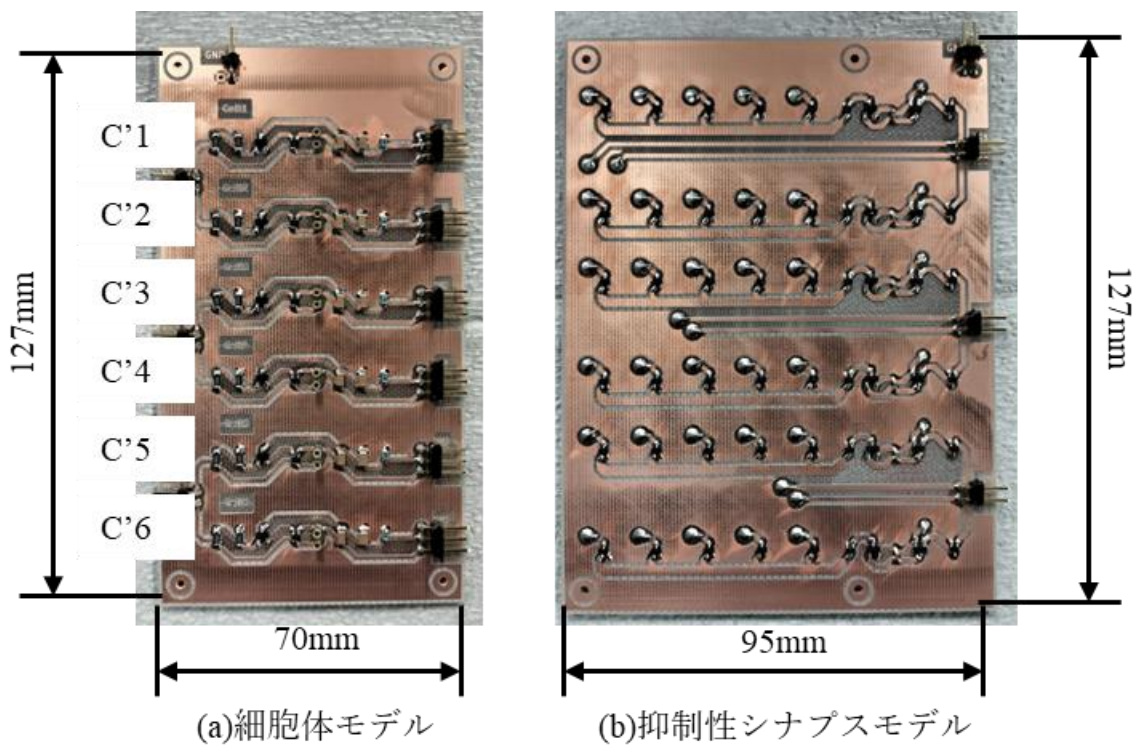


図 8-14 作製した基本回路部

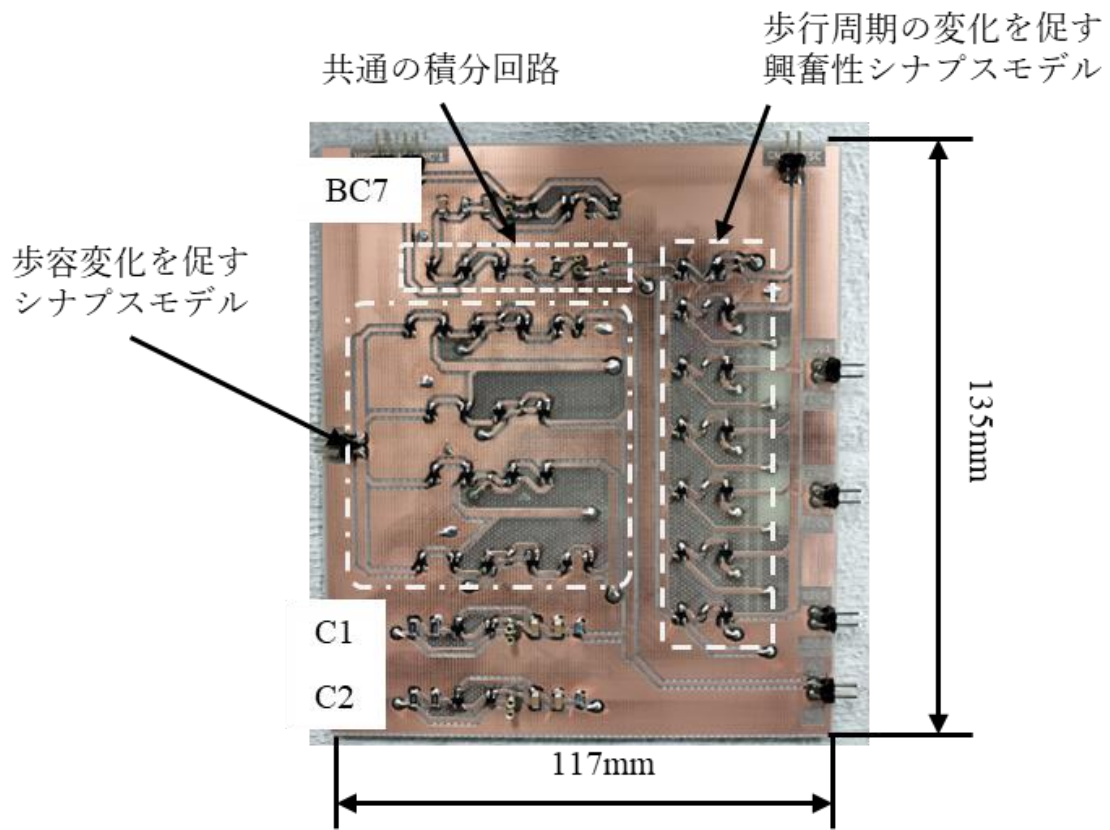


図 8-15 作製した歩容と歩行周期を同時に変化させるシナプス回路部

8-5 ディスクリート素子による CPG モデルの実測結果と考察

初めに、基本回路部の測定を行った。発火順序回路部により基本回路部から 6 つの時系列パルスパターンの出力を確認した。図 8-16 に発火順序回路部の BC1 の測定結果を示す。パルス幅は、約 1ms となった。発振周期は、約 0.01s となった。BC1 の出力を、興奮性シナプスモデルを介して BC2~6 へ伝達した。その後、BC1~6 の出力を図 8-2 の発火順序を決定するシナプスモデルへ伝達した。BC1~6 の出力は、図 8-2 のシナプスモデルの積分回路によって、電圧パルスが積分されて出力された。図 8-17 に積分された BC1~6 の出力結果を示す。 R_{int} の定数が異なることから、出力が飽和するまでの時間が遅れることが確認された。遅れて出力された電圧 $V_{out}(n=1\sim 6)$ によって、図 8-2 の興奮性シナプスモデルが時系列順によって出力された。図 8-18 に興奮性シナプスモデルの出力を示す。図 8-2 の興奮性シナプスモデルからの時系列の出力を、図 3-4(a)の細胞体モデルの電源電圧 V_A へ入力した。時系列順で入力されることで、細胞体モデルの出力も時系列順で発振された。また、C'1~C'6 は抑制性シナプスモデルで相互接続されている。これにより、逆相同期発振するため 6 つの時系列パルスパターンが出力された。図 8-19 に基本回路部の出力を示す。このとき、パルス幅は、0.17s となった。発振周期は、約 1.03s となった。シミュレーションの結果と同様に、生理学的知見で示唆された、脊髄から時系列のパルスパターンが生成される特徴をハードウェアニューラルネットワークの回路構成から可能であることを確認した。

次に、CPG 回路の歩行パターンと走行パターンの生成と切替について測定した。動作原理で示したように、歩行パターンの生成は、BC7 が発振していないとき、図 3-9(a)と(b)のシナプスモデルが動作することで、正気状態として歩行パターンが生成できることを確認した。走行パターンへの切替は、BC7 が発振したとき、3-8(a)と(b)のシナプスモデルが動作することで生成した。それと同時に、図 8-3 のシナプスモデルが動作することで、歩行周期を変化させた。図 3-8(a)と(b)、図 8-3 のシナプスモデルは、共通の積分回路を用いた。BC7 の出力は、図 3-8、3-9 と図 8-3 の V_{HC} へ入力されると、電圧パルスが積分される。積分されて飽和した電圧によって、シナプスモデルを動作させた。図 8-20 に発振させた BC7 の出力を示す。図 8-21 に積分された電圧の出力を示す。シミュレーションと同様に歩容と歩行周期が同時変化することが確認できた。

図 8-22 に歩行パターンと走行パターンのタイムチャート図を示す。CPG 回路を動作させたとき、初めに歩行パターンが生成されることを確認した。そして、10s で BC7 を発振させたとき走行パターンへ切り替わることが確認された。20s で BC7 の

発振を止めたとき、再び歩行パターンへ切り替わることを確認した。このとき、歩行パターンの歩行周期は、約 1.03s となった。走行パターンの歩行周期は、約 0.76s となった。図 8-23 に歩行パターンと走行パターンの詳細図を示す。

回路シミュレーションの結果とディスクリート素子による CPG 回路の実測結果から、歩容と歩行周期を同時に変化可能なハードウェア CPG モデルの動作を示した。また、出力の順序をパルス信号の入力から決定できることを示した。第 6 章の脳幹脊髓投射系を付加したハードウェア CPG モデルでは、歩容の切り替えのみであり、出力順は外部からのトリガー回路によって決定していた。生体の歩容の生成や切り替えは、中脳歩行誘発野への信号入力の状態によって行われる。提案したモデルでは、初期状態を定常歩行とし歩行パターンが生成される構成とした。そこに、上位中枢に見立てた細胞体モデル BC7 が入力されることで歩容が走行へ、歩行周期が短くなり生体に近い動作が可能であることが示唆された。人間の歩行と走行を制御する神経機構における、特に脳幹脊髓投射系による歩容の生成と切替の機能をパルス形ハードウェアニューラルネットワークによって再現できる可能性を示した。

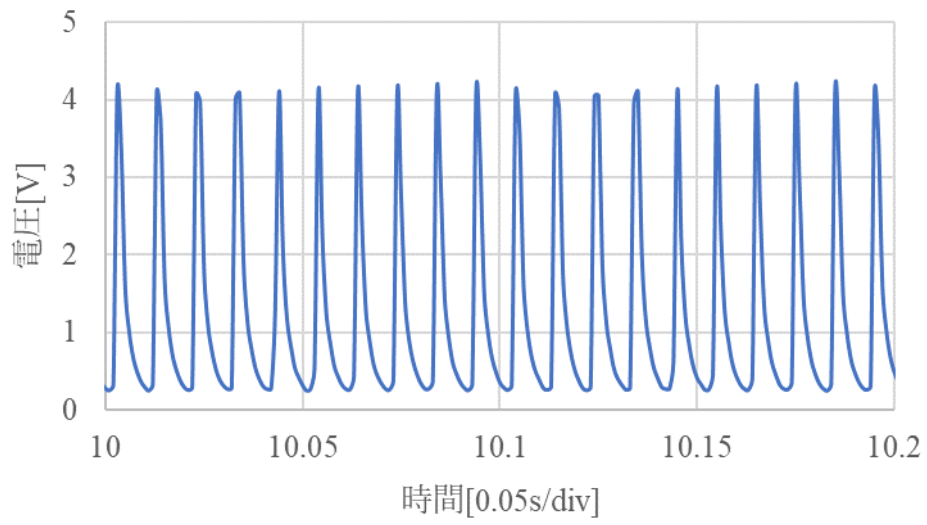


図 8-16 BC1 の測定結果

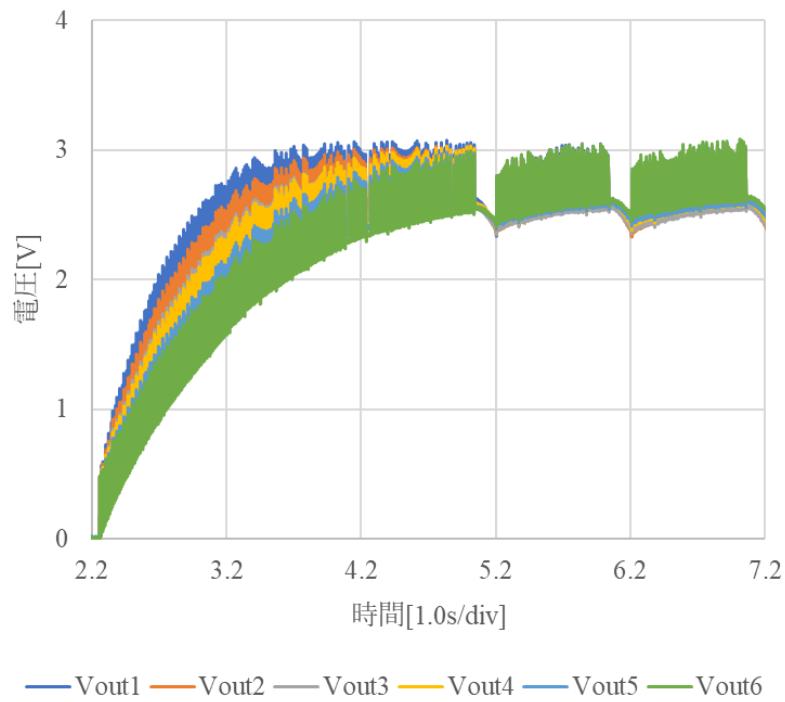


図 8-17 積分された BC1~6 の測定結果(図 8-2 の V_{outn} の出力)

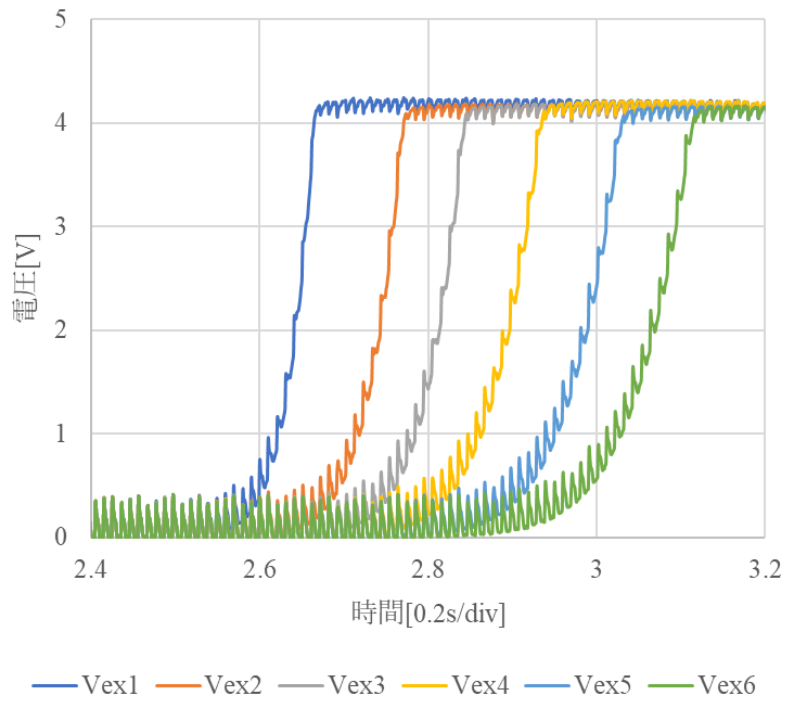


図 8-18 出力順を決定する興奮性シナプスモデルの測定結果(図 8-2 の V_{exn} の出力)

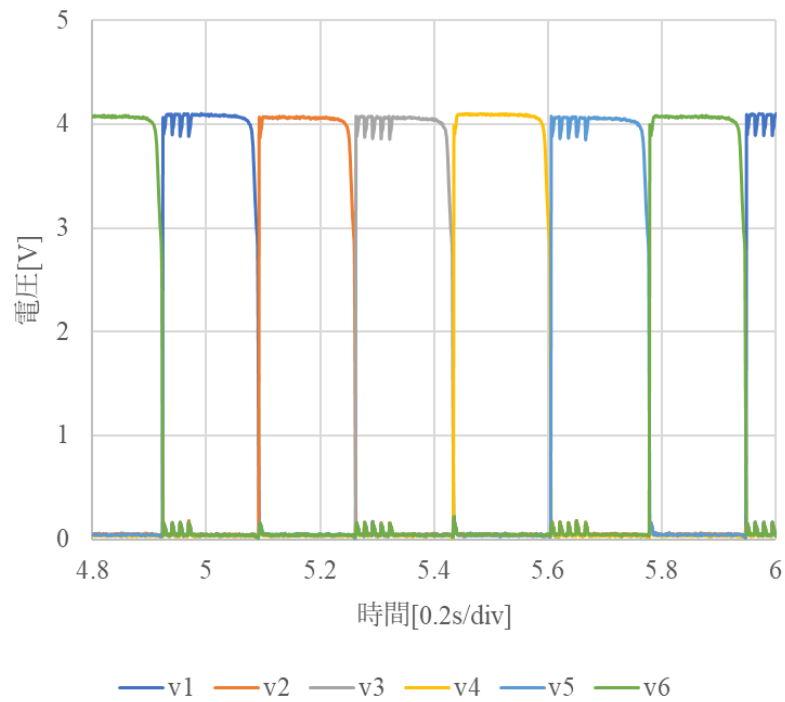


図 8-19 基本回路部の測定結果

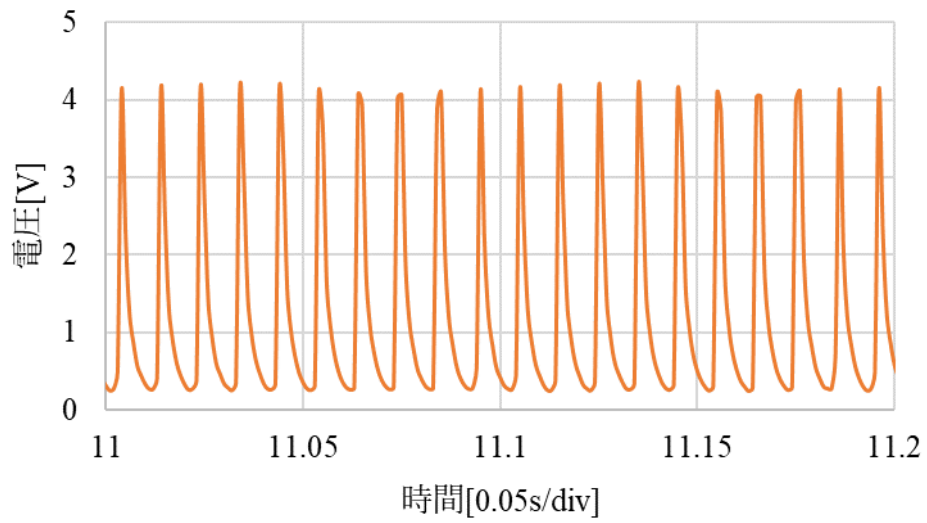


図 8-20 BC7 の測定結果

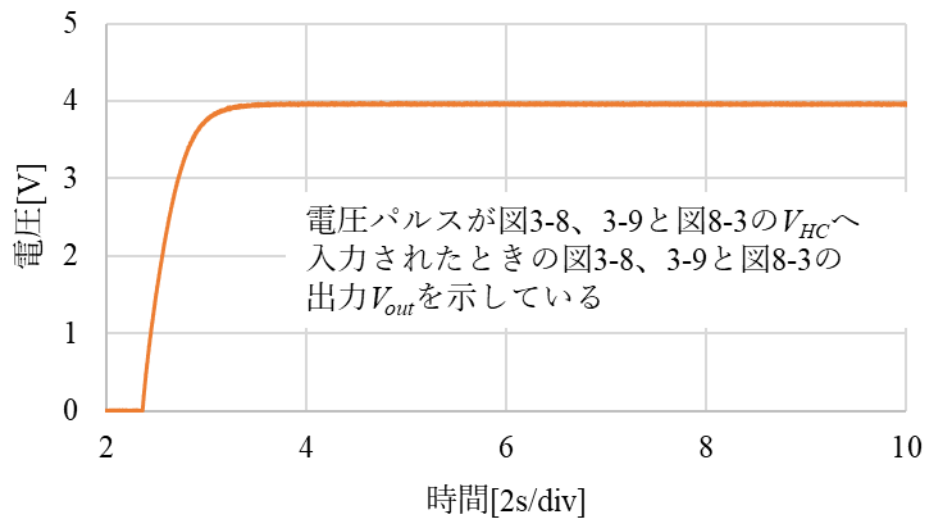


図 8-21 BC7 が積分されたときの電圧 V_{out} の測定結果

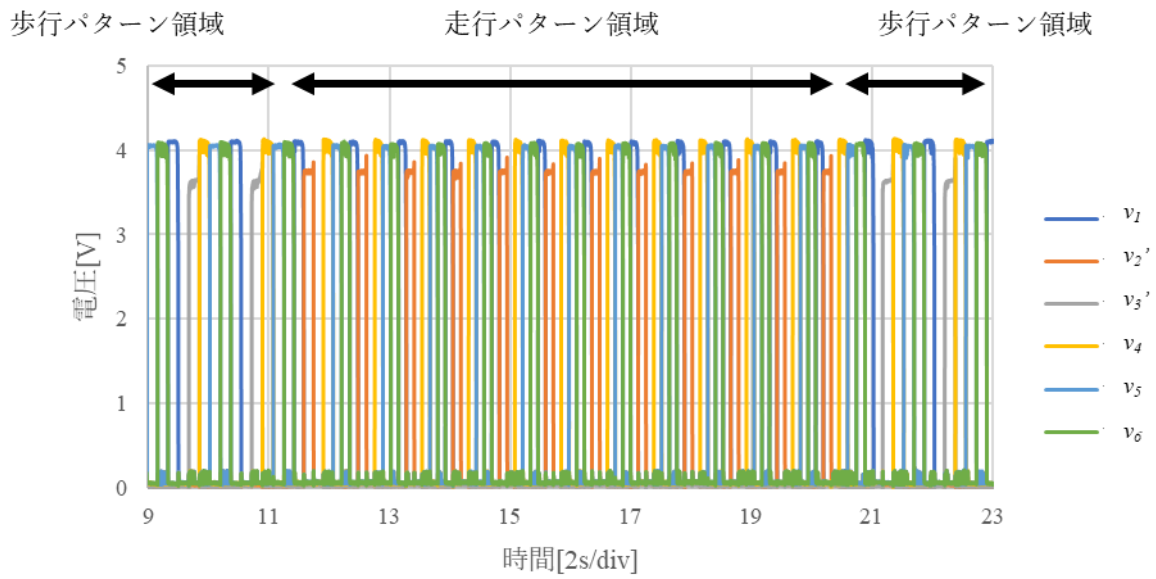


図 8-22 歩行パターンから走行パターンへの切り替わりを示すタイムチャート図

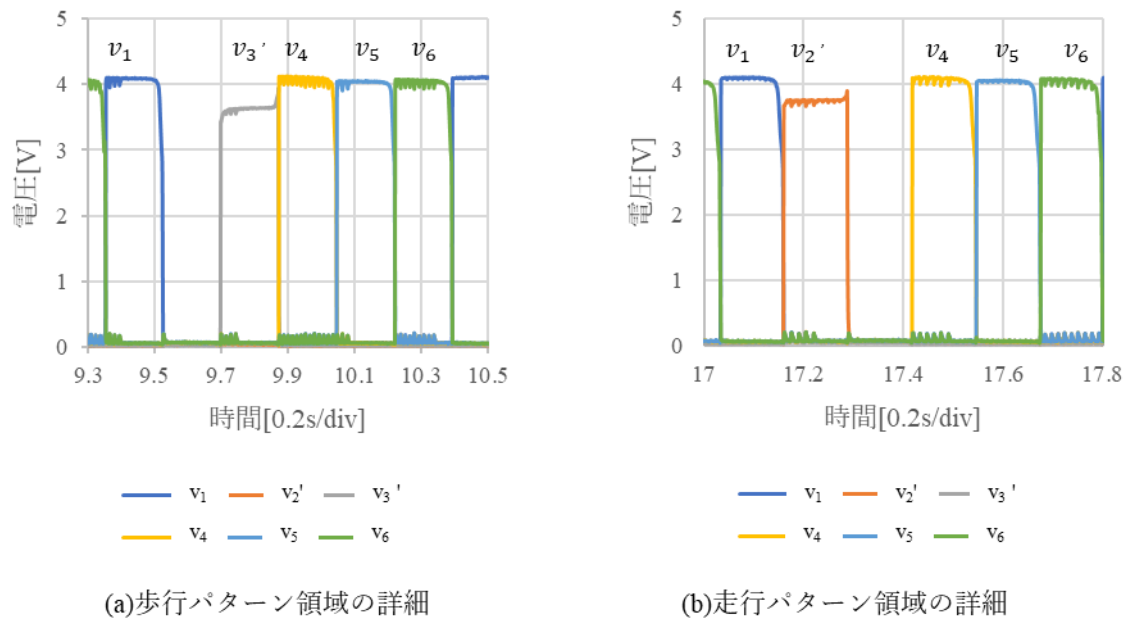


図 8-23 基本回路部の出力結果

第9章 センサ入力により脊髄の反射機能を促すハードウェア CPG モデル

9-1 CPG モデルの構成

本章では、脊髄の機能の一つである反射運動に着目し、センサ入力により歩容制御信号の変化が可能なハードウェア CPG モデルと IC チップについて検討した。本研究で作製した CPG モデルは、日本大学の佐伯らが開発した間質細胞体モデル[59]に屈曲反射のメカニズムを組み込むことで、センサ入力に対応して歩容信号の変化を発現できるように構成した CPG モデルを提案した。間質細胞体モデルの他励振細胞体モデル $C_1 \sim C_3$ の電源電圧は電圧値が同じため、 V_{AS} として同じ電圧源から供給していた。生体の感覚受容器による求心性入力を再現するために、間質細胞体モデルを構成する C_1 の電源電圧 V_{ASI} にピエゾ抵抗式圧力センサを接続した。圧力センサを可変抵抗器として用い、分圧回路とすることで生体の感覚受容器の機能を模倣した。図 9-1 に本モデルで用いた間質細胞体モデルを示す。

感覚受容器による求心性入力を模倣して作製したモデルを通じて C_1 からセンサ情報を取り込むことで、上位中枢にあたる CPU からの入力なしに機能する生体の屈曲反射を再現した。図 9-1 において、 C_2 が他の足の運動を抑制し、 C_3 によってセンサ入力に応じた脚部の運動を発現することで、歩容に必要なパルス波形の順番や幅、デューティ比を変化させることが可能になった。よって、本研究にて作製した間質細胞体モデルは、低容量コンデンサで構成した他励振細胞体モデルによる遅延から歩容生成に必要なパルス波形を生成すると同時に、センサを取り付けることによって C_1 が求心性神経、 C_2 が介在神経、 C_3 が α 運動ニューロンと同様の働きをすることが可能となった。

図 9-2 にセンサ入力により脊髄の反射機能を促すハードウェア CPG モデルの概要を示す。CS は図 9-1 における間質細胞体モデルを示している。図 9-1 の間質細胞体モデルの C_2 から図 3-6 の抑制性シナプスモデルへ接続し、他の間質細胞体モデルの C_2 へ接続した。

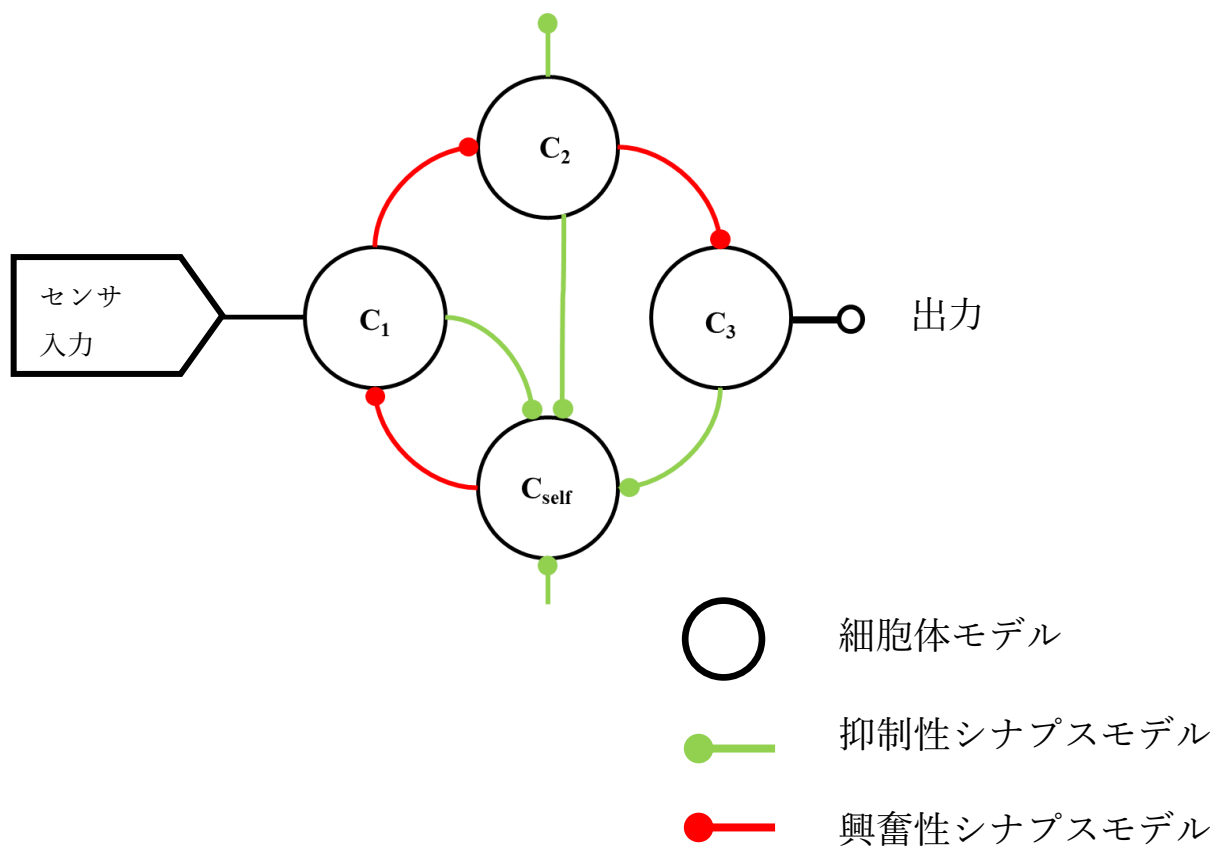


図 9-1 センサ入力対応型間質細胞体モデル

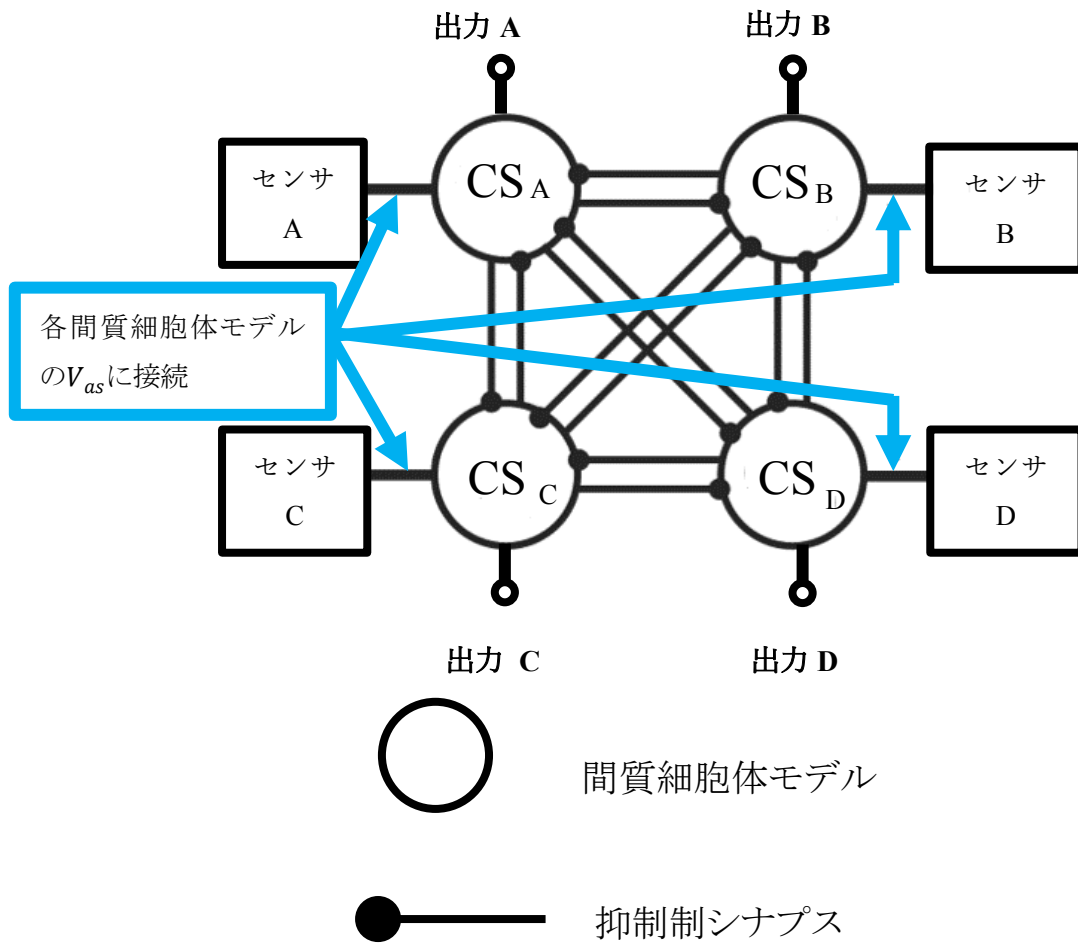


図 9-2 センサ入力により脊髄の反射機能を促すハードウェア CPG モデルの概略図

9-2 ピエゾ抵抗式圧力センサ入力による反射機能の誘発方法

図 9-3 にピエゾ抵抗 FSR402 を用いた圧覚モデルの回路図、図 9-4 に実際に作製した圧覚モデルを示す。この回路は、分圧回路によって圧力センサの検知範囲を限定化することで、生体における圧覚に関する感覚受容器を再現した。この構成から、センサの入力値に応じて、図 9-1 の細胞体モデル C_1 の供給電圧 V_{AS1} を変化させることが可能となった。さらに圧覚モデルを組み込むことで、生体における機械受容器と求心性神経を CPG モデルに適応し、屈曲反射を再現することが可能になった。

図 9-5 にピエゾ抵抗 FSR402 の圧力と抵抗値の関係を示す[73]。本研究では、このグラフから FSR402 の抵抗値の可変範囲を式(9-1)のように仮定した後、カーボン抵抗と組み合わせることで式(9-2)のように V_{AS1} の変圧範囲を限定した。

$$100[\text{k}\Omega] \gg R_{Pre} \geq 1.5 [\text{k}\Omega] \quad (9-1)$$

(重量 $M[\text{g}] = 0 \sim 2000[\text{g}]$)

$$V_{Input} = \frac{\frac{R_2 \times R_{Pre}}{R_2 + R_{Pre}}}{R_1 + \frac{R_2 \times R_{Pre}}{R_2 + R_{Pre}}} V_{AS1} \quad (9-2)$$

式(9-1)と $R_1 = R_2 = 3[\text{k}\Omega]$ を代入すると

$$0.49 V_{AS1} \gg V_{Input} \geq 0.25 V_{AS1}$$

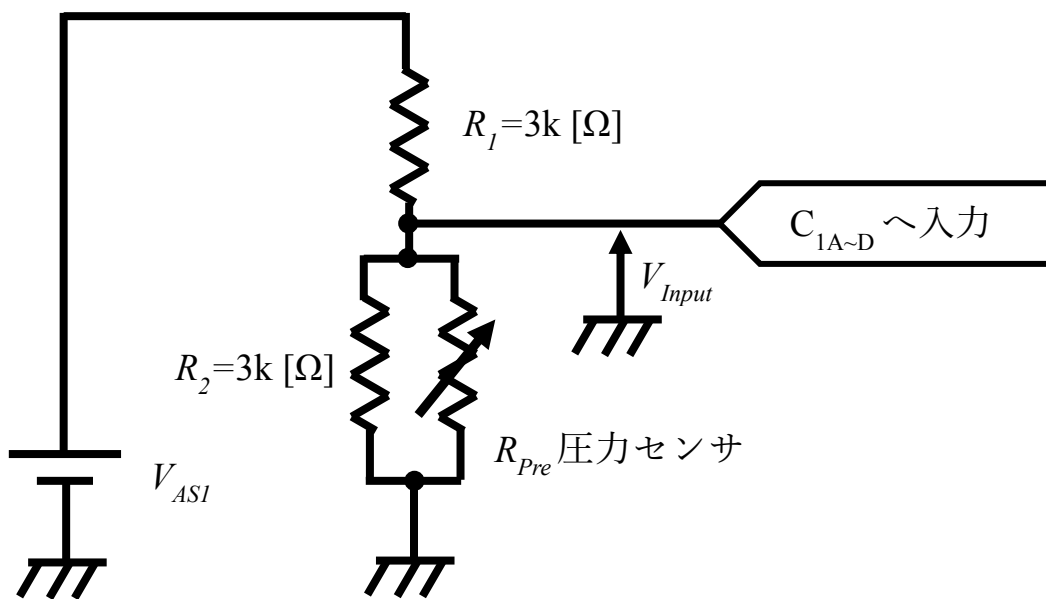


図 9-3 ピエゾ抵抗式圧覚モデル回路図

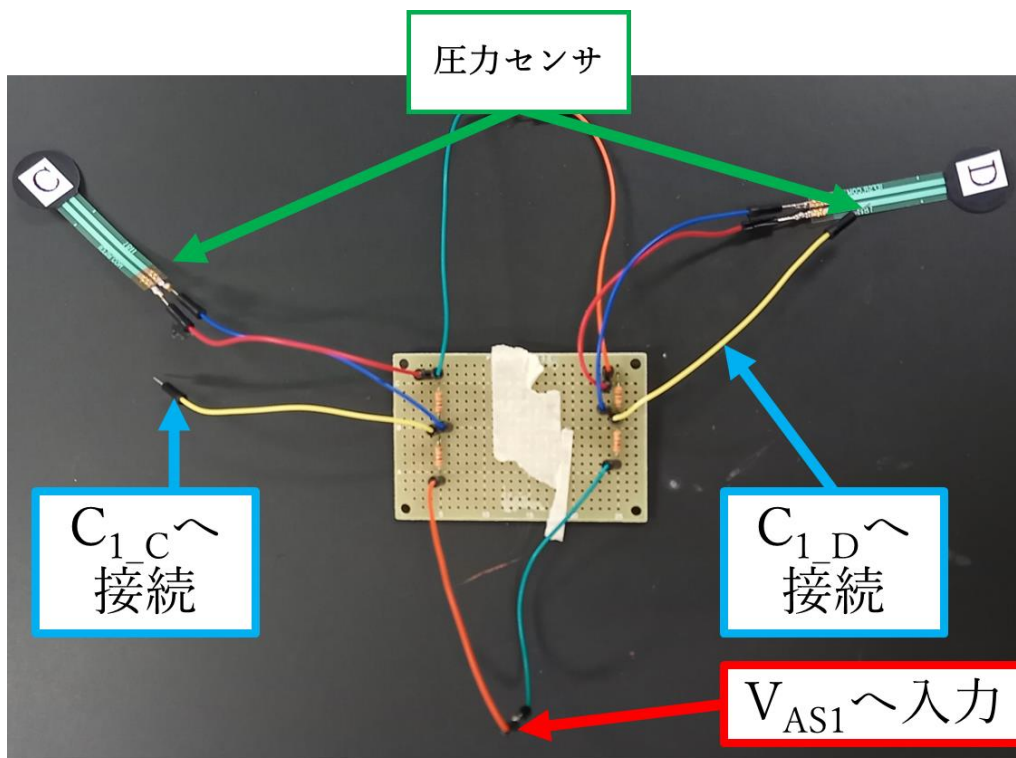


図 9-4 ピエゾ抵抗式圧覚モデル

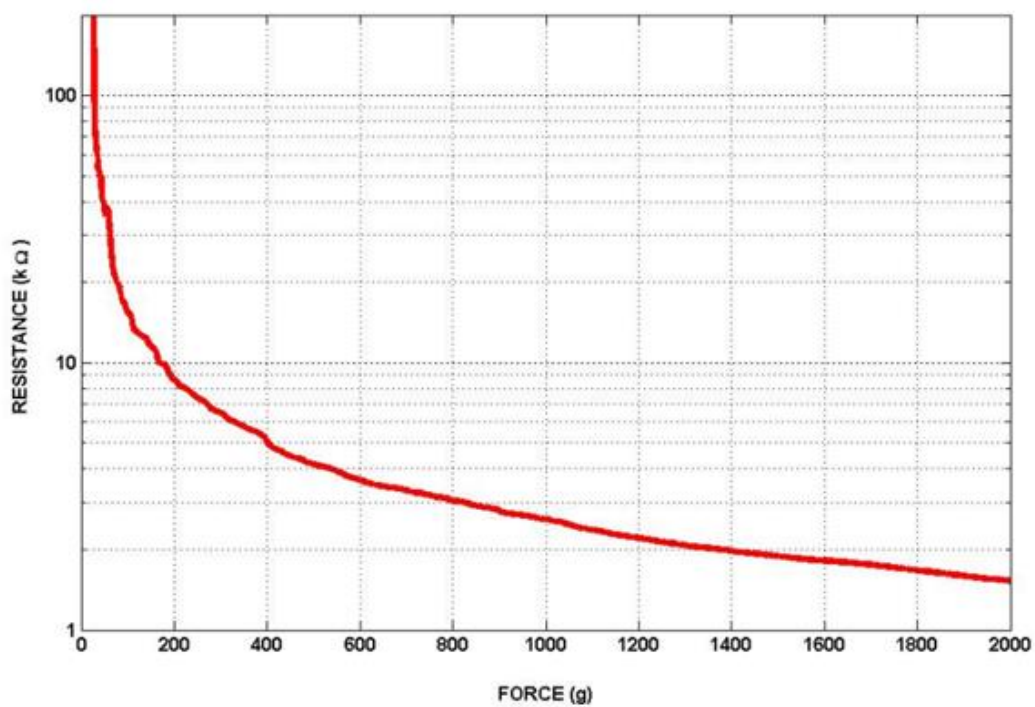


図 9-5 FSR402 の検圧範囲と抵抗値の関係

([72] 『FSR インテグレーションガイド』 より引用)

9-3 シミュレーション結果と考察

CPGモデルのシミュレーションは、シミュレーションソフト(Synopsys社のHSPICE)を用いた。図9-2の回路構成から V_{ASI} を変更したとき、歩容を制御する信号がどのように変化するかについて検証した。本シミュレーションでは、ピエゾ抵抗式圧覚モデルを適用せずに直接 V_{ASI} を変数として変化させた際の各出力についてシミュレーションを行った。また、図9-2において、各間質細胞体モデルCSA~Dの出力となる C_3 にカレントミラー回路を設置しシミュレーションを行った。カレントミラー回路を取り付けることで、集積化した際の出力電流を増幅させ、アクチュエータの動作を安定させることを想定した。図9-6にカレントミラー回路の回路図を示す。回路定数はMOSFET M_{M1} : $W/L=40$ 、 M_{M2} : $W/L=1$ 、 $M_{M3\sim MN}$: $W/L=66.7$ 、電源電圧 $V_{DD}=3.0\text{V}$ とした。

図9-7に図9-1に示した間質細胞体モデルのシミュレーション結果を示す。図9-8に図9-2に示したCPGモデルのシミュレーション結果を示す。シミュレーションは刻み時間0.1ms、最大刻み時間0.01msで行った。シミュレーション時の各回路定数は、細胞体モデルを C_G 、 $C_M=1\text{pF}$ 、 M_{C1} 、 M_{C2} : $W/L=10$ 、 M_{C3} : $W/L=0.1$ 、 M_{C4} : $W/L=0.17$ 、電源電圧 $V_A(V_{self})=2.6\text{V}$ 、 $V_{AS2}\sim V_{AS3}=0.5\text{V}$ とした。シナプスモデルを M_{S1} 、 M_{S2} 、 M_{S3} 、 M_{S4} 、 M_{E5} 、 M_{E6} 、 M_{I5} 、 M_{IW} : $W/L=1$ 、 M_{E7} : $W/L=0.2$ 、 $C_5=1\text{pF}$ 、電源電圧 $V_{int}=0.31[\text{V}]$ 、 $V_{DD}=2.0[\text{V}]$ 、 $V_{WK}(V_{sym})=1.0\text{V}$ とした。

図9-1の間質細胞体モデルのシミュレーションは、 V_{ASI} を600mVで印加から一定時間経過させた後、各間質細胞体モデルの V_{ASI} を353mVまで変化させる際の立ち上がり&立ち下がり時間を1.0sとして変化させた。単位時間当たりの電圧の変化量が高いほど、不安定(不規則)なパルス波形を生成する時間(不応期)が長くなった。従って、本研究にて作製した間質細胞体モデルは単位時間当たりの電圧の変化量によってパルス幅に変化が生じることが確認できた。

図9-2のCPGモデルのシミュレーションは、間質細胞体モデルAの V_{ASI} (V_{ASI_A})を353mVから1.1Vに立ち上がり時間を指定せずに変化させた。各 V_{ASI} がセンサ入力によって連続的に変化することを想定して、シミュレーションを行った。この結果により、連続的に V_{ASI} が変化するのに対応して、出力波形のパルス幅が連続的に変動することが判明した。これにより、実際に圧力センサを搭載した際、 V_{ASI} を変化させることによって歩容パターンに対して、屈曲反射の機能を持たせることが可能になることが分かった。

以上の結果から、 V_{ASI} を変化させることで出力波形が変動するメカニズムについて考察した。シミュレーション結果である図 9-7 から、図 9-1 の間質細胞体モデルの電源電圧 V_{ASI} が変化すると、細胞体モデルの電流が変化する。電流の変化から、単位時間における電圧が変化し、MOSFET M_1 、 M_2 による Λ 型負性抵抗回路が導通する持続時間や MOSFET M_1 、 M_2 のチャネル幅の変化が起こりパルスの幅に影響を及ぼした。以上の考察から V_{ASI} を変化させることで波形パターンが変動する原理をまとめる。

- I. V_{ASI} の変化に伴い、 C_1 の細胞内外の電位が変動し、 C_1 の発火タイミングが変化した。 V_{ASI} が増大すれば C_1 の発火タイミングは早くなり、 V_{ASI} が減少すれば発火タイミングが遅くなる。
- II. C_1 の発火タイミングによって放電(分極)に要する時間が変化し、 C_1 の活動電位と不応期が延長され、出力を伝達するシナプスモデルの活動時間が変化し、各細胞体モデルの出力が変動する。 C_1 の発火タイミングが早いと充放電が早くなるため、 C_3 から出力されるパルスの幅は短くなる。 C_1 の発火タイミングが遅いと充放電が長くなるため、 C_3 から出力されるパルスの幅は長くなる。

以上の間質細胞体モデルの考察から図 9-2 の CPG モデルのシミュレーション結果である図 9-8 について考察する。図 9-2 において、 C_{SA} の V_{ASI} を上昇させると、パルス幅が短くなり、それに伴って C_{SA} の周期が変化することが確認された。つまり、センサからの入力弱くなるとパルス幅が短くなり、感覚受容器から弱い刺激を受けているため、脚を動作させる反応時間が短くなる。一方で、センサからの入力が強くなると、パルス幅が長くなり感覚受容器から強い刺激を受けているため、脚を動作させる反応時間が長くなる。

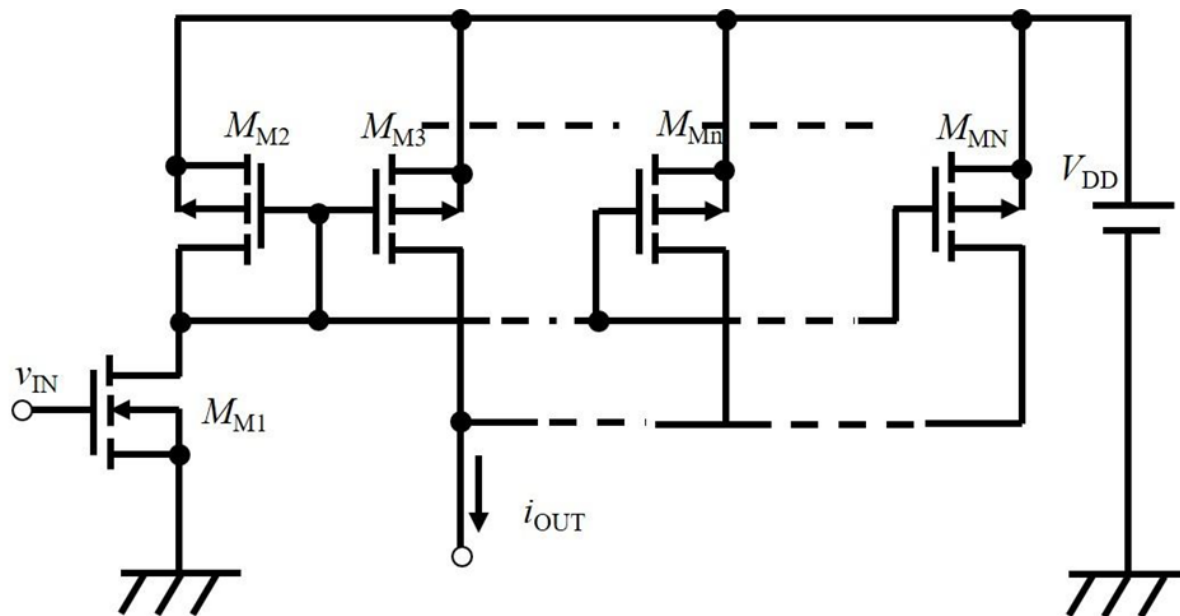
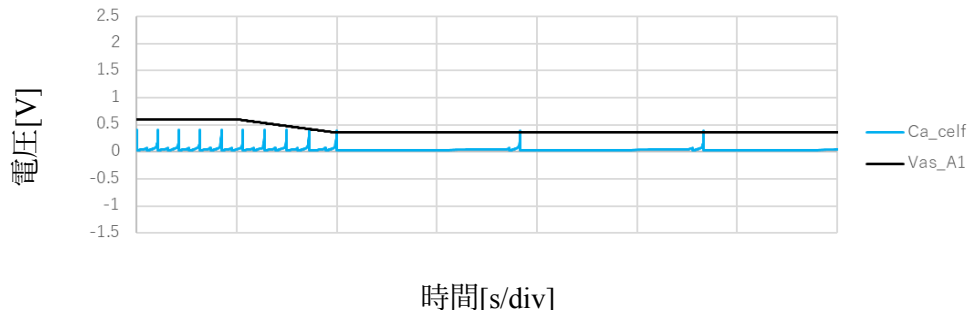
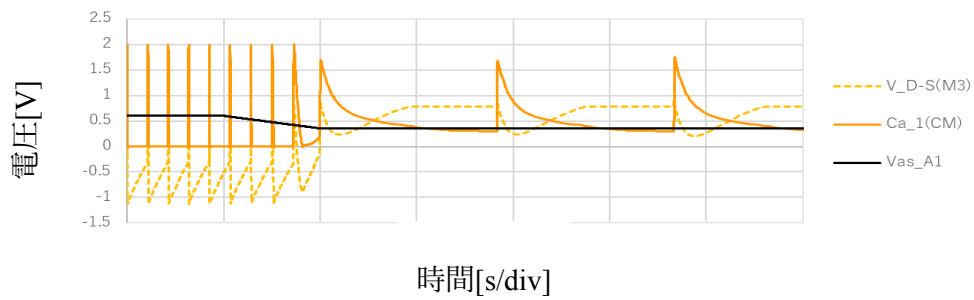


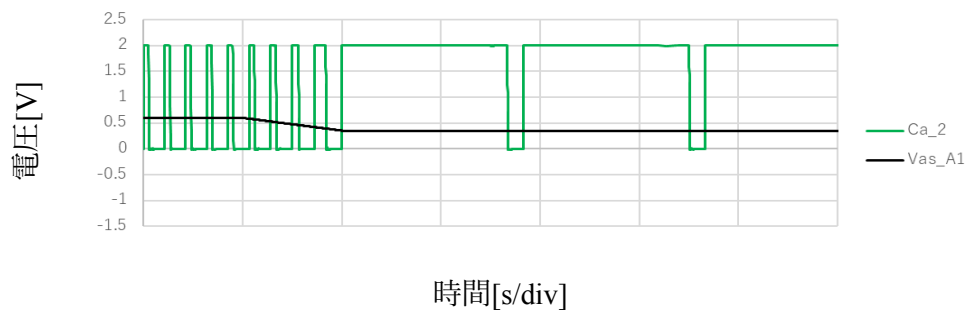
図 9-6 カレントミラー回路



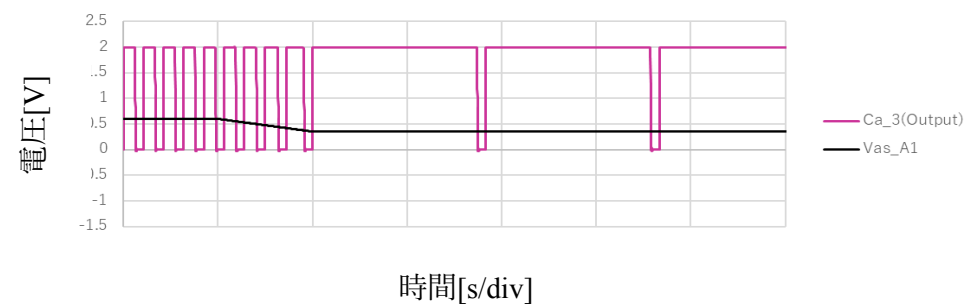
(a) (C_{self} の出力)



(b) (C_1 の出力)

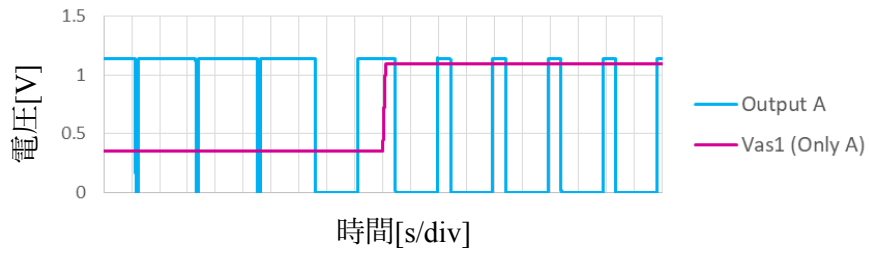


(c) (C_2 の出力)

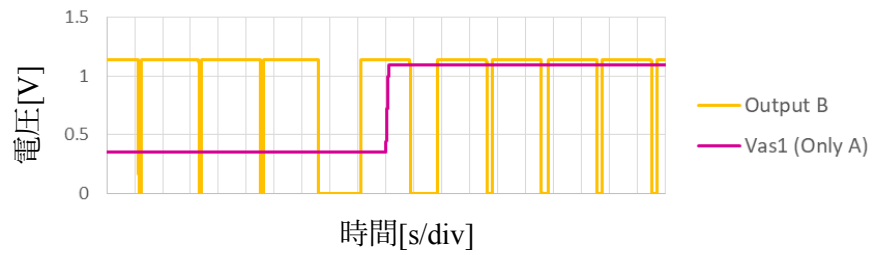


(d) (C_3 の出力(Output))

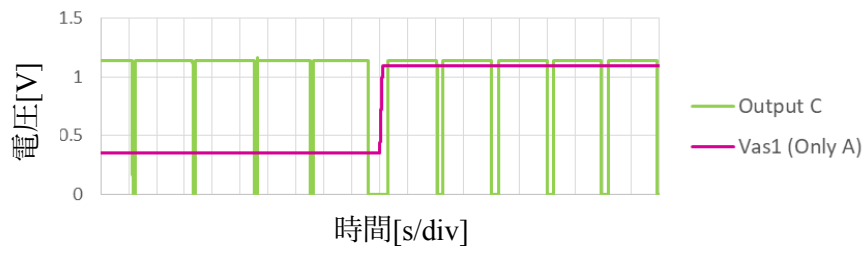
図 9-7 間質細胞体モデルの V_{AS} を変化させたときのシミュレーション結果



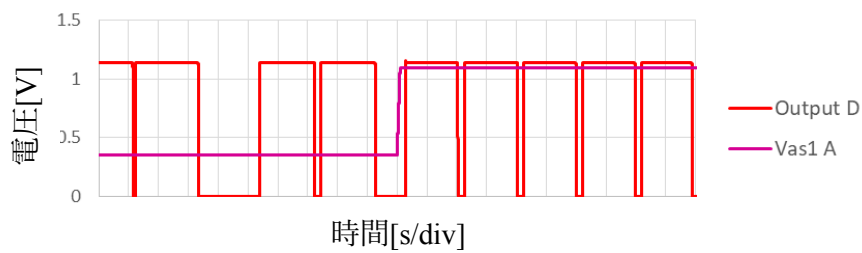
(a) 出力 A



(b) 出力 B



(c) 出力 C



(d) 出力 D

図 9-8 CPG モデルを構成する間質細胞体モデル CS_A の V_{AS} を変化させたシミュレーション結果

9-4 集積回路のレイアウト

図 9-9 に CPG モデルのレイアウト、図 9-10 に作製した CPG モデルのベアチップ図、表 9-1、9-2 に各 PAD の名称 (各 PAD の接続先) を示す。また図 9-11 に表 9-1 に示した CPG モデルを VDEC にてパッケージングした際のパッケージ番号と PAD 番号との関係を示す。本研究にて開発した IC は、メタル配線 2 層、ポリシリコン 2 層、CMOS 0.8 μm プロセスによって作製した。これによって、2.4×2.4 mm のベアチップにコンデンサやカレントミラー回路を含む全ての回路が収まり、電源とセンサ以外のすべての回路構成要素を IC 内に組み込むことが出来た。

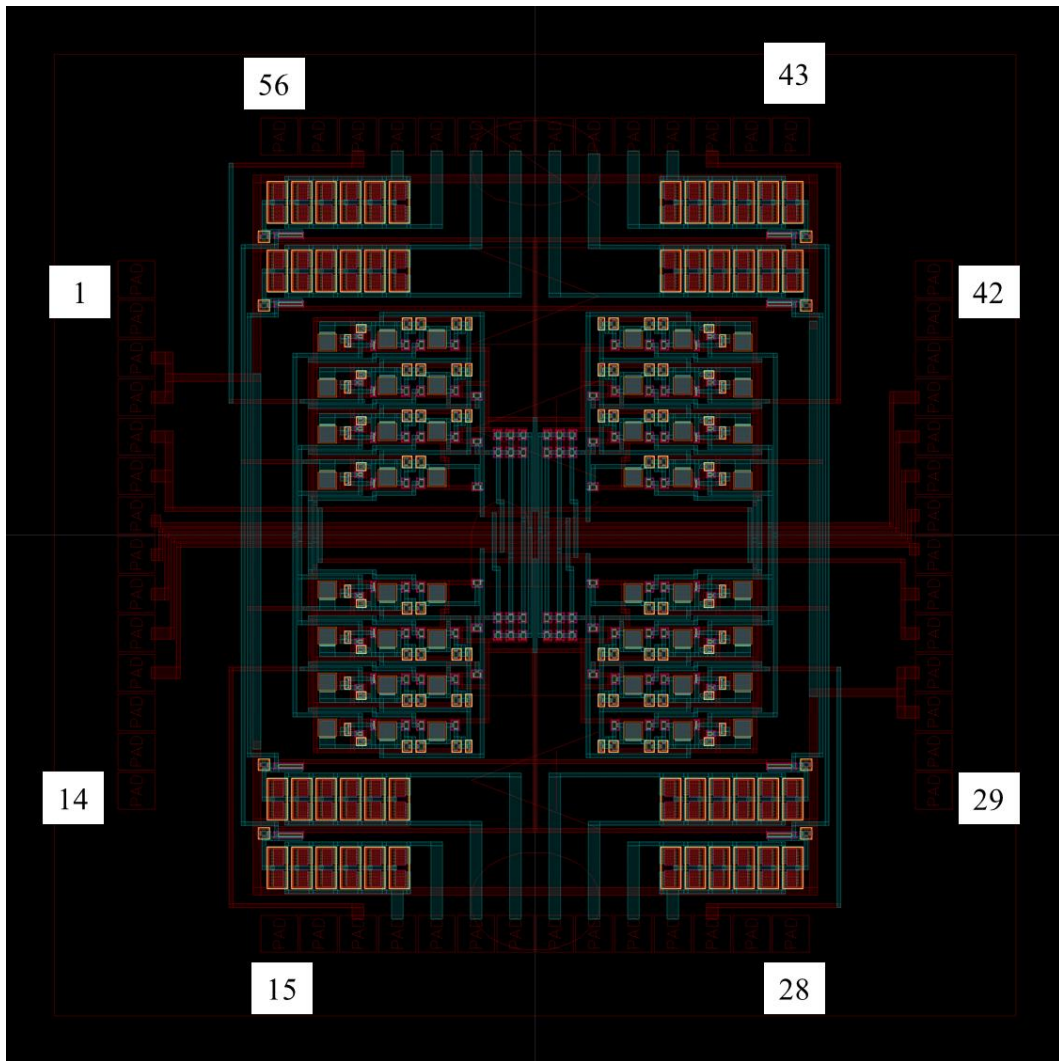


図 9-9 CPG モデル IC レイアウト図

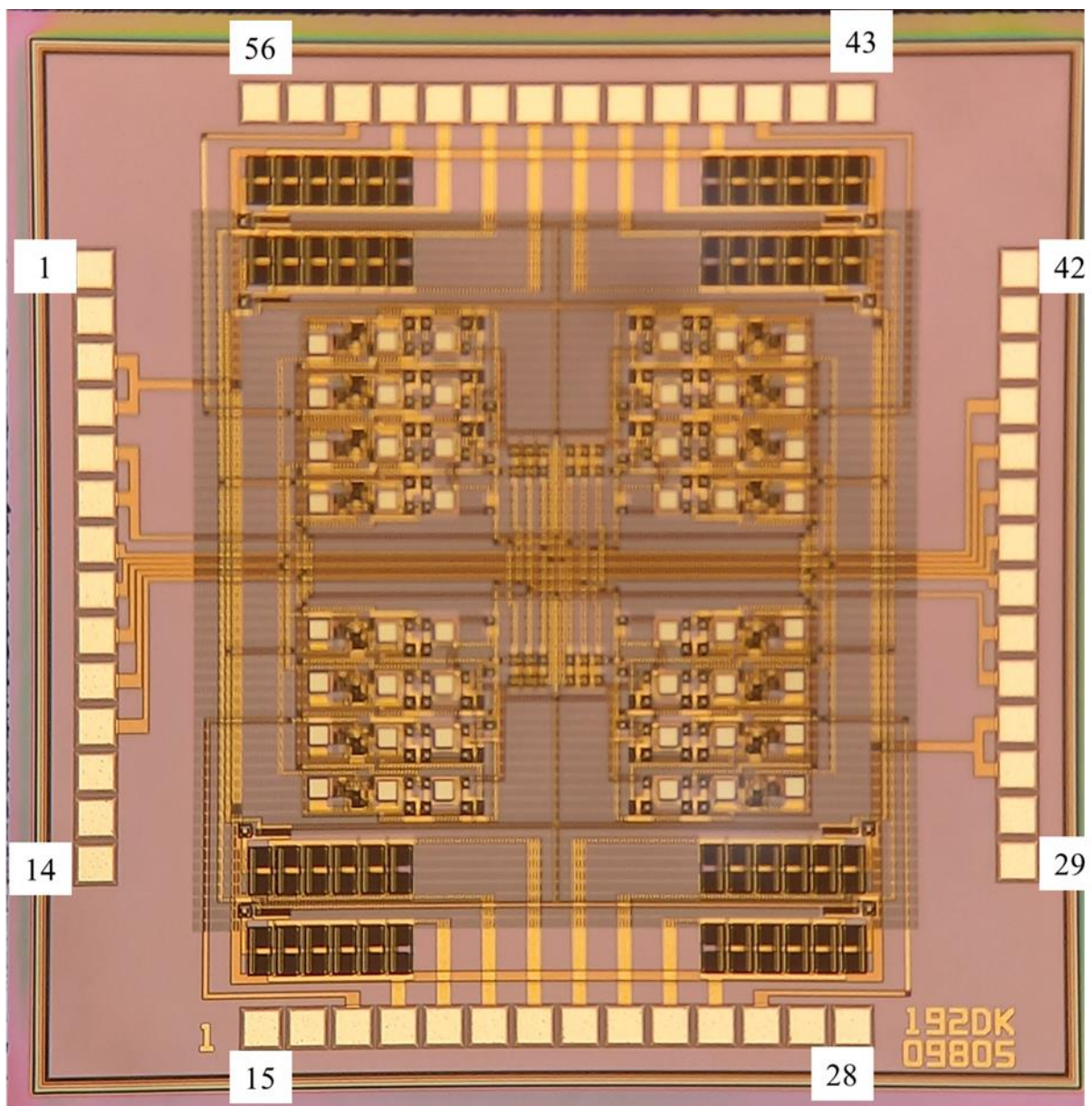


図 9-10 CPG モデル IC ベアチップ図

表 9-1 CPG モデル IC の PAD の名称とパッケージ番号
(PAD 番号 1~28)

| PAD 番号 | パッケージ 番号 | 名称 | PAD 番号 | パッケージ 番号 | 名称 |
|--------|-------------|-------------------|--------|-------------|--------------------|
| 1 | 1 | 接続なし | 15 | 21 | 接続なし |
| 2 | 3 | | 16 | 23 | |
| 3 | 5 | V _{DDCM} | 17 | 25 | V _{AS_C1} |
| 4 | 6 | | 18 | 26 | Output (Cells_A) |
| 5 | 7 | GND | 19 | 27 | |
| 6 | 8 | | 20 | 28 | |
| 7 | 9 | V _{AS} | 21 | 29 | Output (Cells_B) |
| 8 | 10 | V _{syn} | 22 | 30 | |
| 9 | 11 | V _A | 23 | 31 | Output (Cells_D) |
| 10 | 12 | V _{DD} | 24 | 32 | |
| 11 | 13 | V _{int} | 25 | 33 | V _{AS_D1} |
| 12 | 14 | 接続なし | 26 | 34 | |
| 13 | 17 | | 27 | 37 | 接続なし |
| 14 | 19 | | 28 | 39 | |

表 9-2 CPG モデル IC の PAD の名称とパッケージ番号
(PAD 番号 29~56)

| PAD 番号 | パッケージ 番号 | 名称 | PAD 番号 | パッケージ 番号 | 名称 |
|--------|-------------|-------------------|--------|-------------|--------------------|
| 29 | 41 | 接続なし | 43 | 61 | 接続なし |
| 30 | 43 | | 44 | 63 | |
| 31 | 45 | V _{DDCM} | 45 | 65 | V _{AS_A1} |
| 32 | 46 | | 46 | 66 | Output (Cells_D) |
| 33 | 47 | GND | 47 | 67 | |
| 34 | 48 | | 48 | 68 | |
| 35 | 49 | V _{int} | 49 | 69 | |
| 36 | 50 | V _{DD} | 50 | 70 | Output (Cells_C) |
| 37 | 51 | V _A | 51 | 71 | |
| 38 | 52 | V _{syn} | 52 | 72 | Output (Cells_A) |
| 39 | 53 | V _{AS} | 53 | 73 | |
| 40 | 54 | 接続なし | 54 | 74 | V _{AS_B1} |
| 41 | 57 | | 55 | 77 | 接続なし |
| 42 | 59 | | 56 | 79 | |

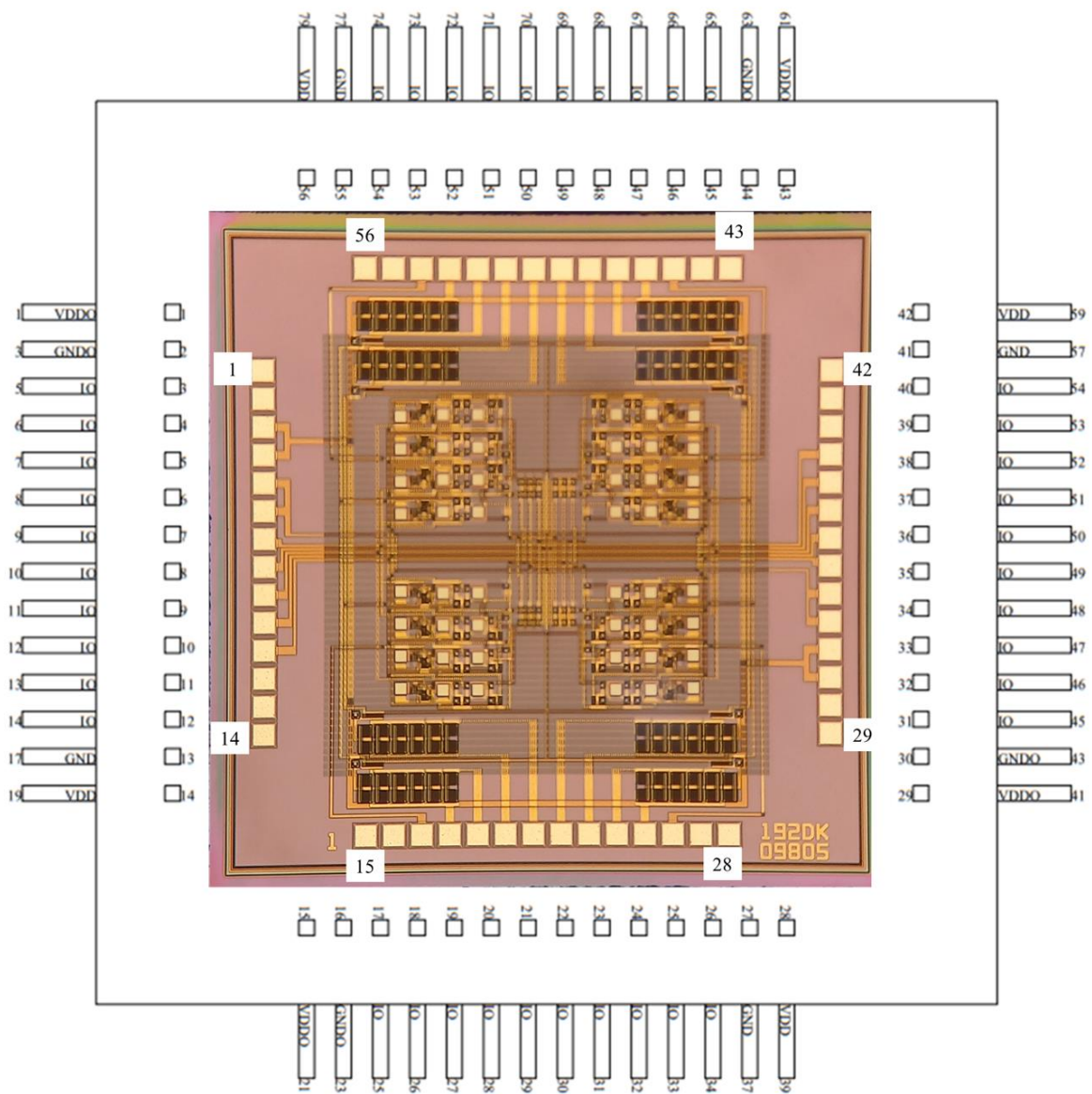


図 9-11 CPG モデル IC のパッケージ番号と PAD 番号

(外側→パッケージ番号・内側→PAD 番号)

9-5 CPG モデルの測定結果と考察

図 9-12 に実際の測定の様子を示す。図 9-13 に CPG モデル IC の測定結果を示す。まず、間質細胞体モデル CS_A に取り付けられた圧力センサ A に指圧を加え、 V_{AS1_A} の測定を行った。圧力の変化により、間質細胞体 A の細胞体モデル C_{1_A} の供給電圧 V_{AS1_A} が分圧される。併せて、電圧を変化させた際の各間質細胞体モデル C_{3_A-D} の出力を測定した。指圧を加える際は、上皿電子はかり上でを行い、はかりにて 1700.00g~2000.00g の範囲(目標 1800.00g)で留まるように指圧を加えた。その結果、本研究にて作製した IC は、センサ入力に応じて、パルス幅が変化することが確認されシミュレーション結果と同様の効果が得られた。実測時の各電圧値は以下の通りである。 $V_A=2.83V$ 、 $V_{AS1_A-D}=1.13V$ (分圧後: $V_{AS1_A-D}=0.75\sim 0.15V$)、 $V_{AS2_A-D}=V_{AS3_A-D}=0.50V$ 、 $V_{int}=0.35V$ 、 $V_{DD}=1.94V$ 、 $V_{syn}=2.10V$ 、 $V_{CM}=3.50V$ とした。

・実測にて一部の出力が消失したメカニズムの考察

実測結果の図 9-13 においては、間質細胞体モデル D にて一部パルス波形が発現しなかった。この結果はシミュレーションでは発現しなかった。本項目では、その原因を結果である図 9-7 より考察した。

図 9-7 において、 V_{AS1} を変化させると神経細胞における静止電位が急激に変化することで、間質細胞体モデル A はセンサ入力がない状態と比べると、発火がしやすくなる。また、発火した後の活動電位や不応期の長さが延びることが判明した。これらの特徴を、通常状態の間質細胞体モデルと比較するとセンサ入力が増加されている状態の間質細胞体モデル A は、興奮性シナプスの影響を受けやすくなるが、抑制性シナプスの影響は受けにくくなるという状態になる。以上の考察から間質細胞体モデル D にて一部パルス波形が発現しなかった要因は、間質細胞体モデル A の活動時間が急激に大きくなったことで他の間質細胞体モデル B、C、D の活動可能な時間が小さくなり、間質細胞体モデル B と C が発火する時間しか確保できず、間質細胞体モデル D が発火しなかったのではないかと考えられる。

このことから、本研究にて開発した IC は、センサの入力に応じてパルス波形の幅を変化させるだけでなく、センサ入力に応じて各パルスを出力するかどうかを自律的に判断できる可能性があることが確認できた。これにより、このモデルは脚型ロボットの歩容制御において、制御信号を自律的に変化させるだけでなく、歩行動作を自律的に一時停止させて危険を回避することにも利用できる可能性があると考えられる。

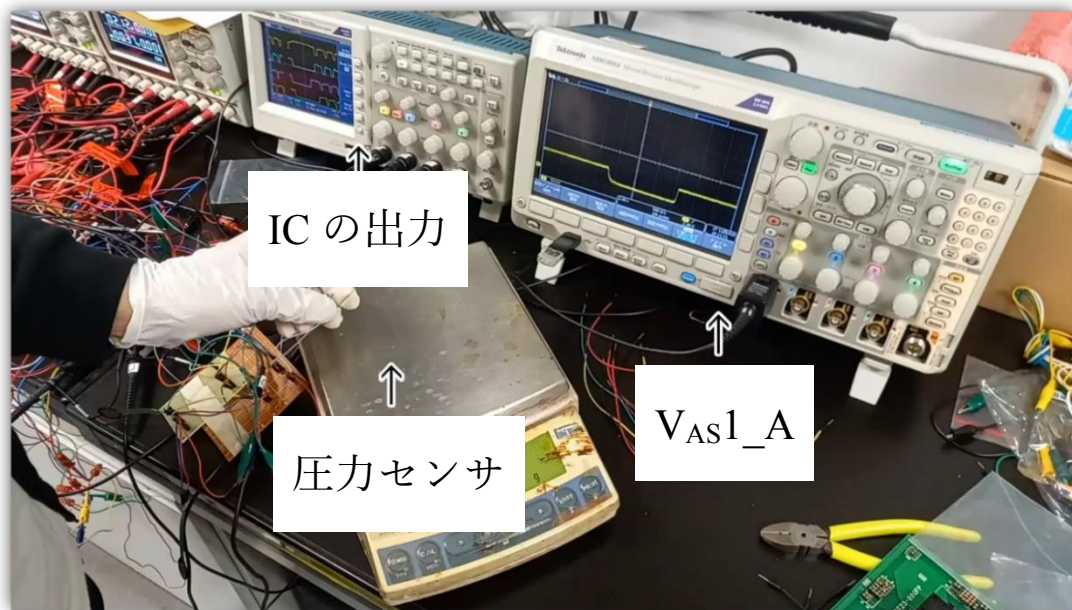
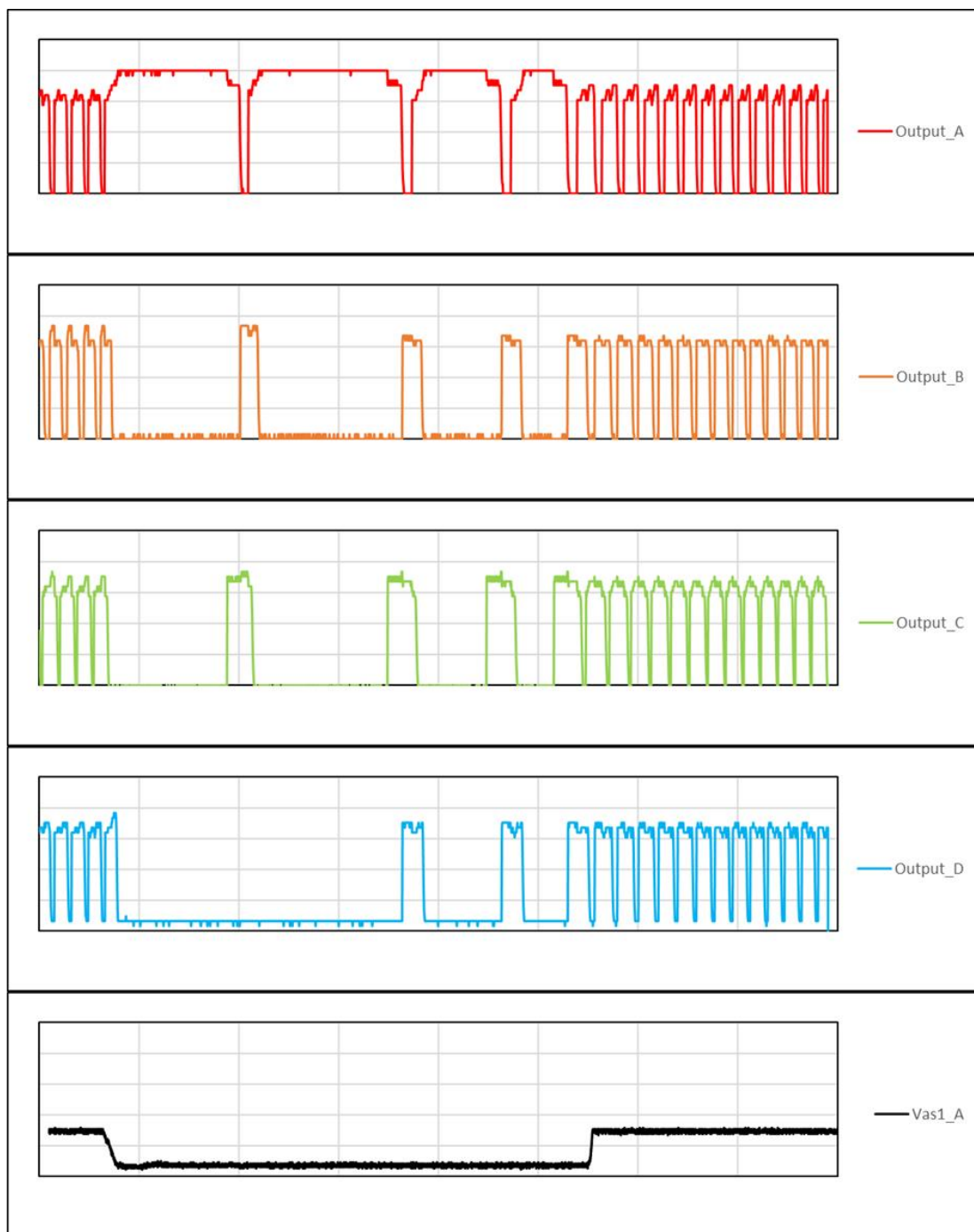


図 9-12 実測の様子

電圧[V]



時間[5s/div]

図 9-13 実測結果

第 10 章 結論

本論文では、現行のロボットの運動制御システムの問題点を明らかにし、それに代わる新しいシステムの提案として、パルス形ハードウェアニューラルネットワークを用いて、歩容制御信号の生成と切替を行う脳幹脊髄投射系の機能を模倣した人工神経回路網を示した。

本論文を通して、従来のデジタル的なロボットの運動制御とは異なる、生体の神経回路網に類似したアナログ電子回路を用いた人工神経回路網を検討した。なかでも、人間の歩行と走行に関わる脳幹脊髄投射系を中心に、パルス形ハードウェアニューラルネットワークによって歩容を制御する神経信号の誘発、生成、切替、歩行周期の変化が可能であることを明らかにした。神経信号を模倣するにあたり、人型筋骨格モデルを用いて、筋の機械的アクチュエータパラメータの特性と筋シナジーで示された筋電位との対応を考察し、5つの信号との関係性を明らかにした。また、センサを付加したハードウェア CPG モデルにより屈曲反射のメカニズムを再現し、歩行や走行などの運動中に屈曲反射による補助が可能であることを明らかにした。

第 4 章では、筋骨格モデルを用いて歩行と走行時の筋の機械的アクチュエータパラメータの特性を逆動力学により抽出した。抽出したパラメータと、歩行と走行時の筋電位を対応させ、筋シナジー理論に基づいて筋の機械的アクチュエータパラメータにおける発生力と相関が見受けられることを示した。第 5 章では、2 足歩行制御用ハードウェア CPG モデルを提案し、シミュレーションとディスクリット回路の測定結果から CPG モデルを生理学的知見と比較し評価した。第 6 章では、上位中枢である脳からの信号を受けて、脳幹脊髄投射系が歩容の誘発、切替を行う機能を付加したハードウェア CPG モデルを提案した。提案した CPG モデルのシミュレーションとディスクリット回路の測定結果を生理学的知見と比較し評価した。第 7 章では、第 5 章で提案した CPG モデルの IC チップ化を検討し、シミュレーションの結果と IC チップのレイアウトについて示した。IC チップのシミュレーション結果を生理学的知見と比較し評価した。また、歩容の変化に伴い CPG が生成する歩行制御信号の周期が変化する機能を付加した CPG モデルの IC チップ化を検討した。また、シミュレーションの結果と IC チップのレイアウトについて示した。IC チップのシミュレーション結果から、測定結果を生理学的知見と比較し評価した。第 8 章では、第 6 章の脳幹脊髄投射系を付加したハードウェア CPG モデルを拡張し、歩容と歩行周期を同時に変化させることが可能な脳幹脊髄投射系を付加したハードウェア CPG モデルを提案した。

第 9 章では、脊髄の機能の一つである反射を有するハードウェア CPG モデルを提案した。シミュレーションと IC チップ化した CPG モデルの測定結果を生理学的知見と比較し評価した。

本論文により、2 足歩行ロボットの運動制御の分野において、生体の脊髄の機能をもつ新しい制御方法の確立に寄与することが期待できる。新しい制御方法では、数値計算を用いないため高性能な CPU を用いないロボットの運動制御と消費電力の軽減が期待できる。運動制御の負荷が軽減されるため、知能系の制御にリソースを割くことが期待でき、人間に近い判断、行動が可能な 2 足歩行ロボットの開発が期待できる。

謝辞

本研究の遂行、博士論文の執筆にあたり、日頃より懇切なご指導、ご鞭撻を賜りました日本大学理工学部精密機械工学科、内木場文男教授に心から感謝致します。また、様々な機会を与えてくださったことに深く感謝致します。

本研究を遂行するにあたり、多くのご助言、ご意見を賜りました日本大学理工学部精密機械工学科、金子美泉助教、日本大学理工学部精密機械工学科、栗飯原萌助手に心から感謝致します。また、国際学会発表や論文執筆にあたりご助力頂きましたことに深く感謝致します。

本論文を執筆するにあたり、ロボティクスに関する議論、多くのご助言を賜りました日本大学理工学部精密機械工学科、羽多野正俊教授に心から感謝致します。

本論文を執筆するにあたり、ハードウェアニューラルネットワークに関する議論、IC作製の段取りなど、多くのご助言、ご協力を賜りました日本大学理工学部精密機械工学科、齊藤健教授に心から感謝致します。

本論文を執筆するにあたり、ハードウェアニューラルネットワークに関する議論、多くのご助言を賜りました日本大学理工学部電子工学科、佐伯勝敏教授に心から感謝致します。

本論文を執筆するにあたり、医学、生理学的観点から多くのご助言、ご協力を賜りました日本大学病院整形外科、中西一義病院教授、久留隆史病院教授に心から感謝致します。

本論文を執筆するにあたり、筋骨格モデルの作製において、多くのご助言、ご意見を賜りました日本大学生産工学部数理情報工学科、見坐地一人教授に心から感謝致します。

日頃よりご指導、ご鞭撻賜っている日本大学理工学部精密機械工学科の諸先生方に心から感謝致します。

また、本研究において様々な面でご協力頂きました、日本大学理工学部精密機械工学科、内木場・金子研究室の大学院修了生、学部卒業生、在校生の諸氏に心から感謝致します。

最後に、博士課程進学にあたり多大なるご支援と背中を押して頂いた父・準一と母・昭子、弟・勘志に感謝致します。また、苦難に立った際に心の支えとなって頂いた亡き祖父・良二と祖母・チエに深い感謝の意を表して謝辞と致します。

参考文献

- [1] 内閣府, “第 6 期科学技術・イノベーション基本計画”,
<https://www8.cao.go.jp/cstp/kihonkeikaku/index6.html>
- [2] 内閣府, “ムーンショット型研究開発制度”,
<https://www8.cao.go.jp/cstp/moonshot/index.html>
- [3] 加藤一郎, 角尾光信, 平林久明, 石原好実, 遠藤敏一, 小日向静夫, “足: 人間型油圧歩行機械 (2 足歩行ロボット (WABOT-1) の開発)”, バイオメカニズム, pp. 175-184, 1973
- [4] Hirai, K; Hirose, M; Haikawa, Y; Takenaka, T, “The development of Honda humanoid robot”, Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146), 1321-1326 vol.2, 1998
- [5] 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, April 2001 J. Aschoff and R. Wever, “Kern und Schale im Warmehaushalt des Menschen,” Sci. Nat., vol. 45, no. 20, pp. 477-485, 1958.
- [6] Takahide Yoshiike, et al, “Development of Experimental Legged Robot for Inspection and Disaster Response in Plants”, 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) September, 24-28, 2017
- [7] 川崎重工株式会社ホームページ, “新型ヒューマノイドからロボット活用の未来を探る :
<https://robotics.kawasaki.com/ja1/xyz/jp/1711-01/>”, 2017
- [8] トヨタ自動車ホームページ “トヨタ自動車, 第 3 世代のヒューマノイドロボット T-HR3 を発表—トルクサーボモジュールとマスター操縦システムにより, 離れた場所の操縦者の動作と連動し, しなやかに全身が動くロボットを開発—”,
<https://global.toyota.jp/detail/19666327>, 2017
- [9] Boston Dynamics ホームページ, “ATLAS™”, <https://www.bostondynamics.com/atlas>, 2020
- [10] M. Vukobratović and J. Stepanenko, “On the stability of anthropomorphic systems,” Math. Biosci., vol. 15, no. 1, pp. 1-37, Oct. 1972.
- [11] 梶田秀司, “線形倒立振子モードを規範とする動的 2 足歩行ロボットの実時間制御,” 東京工業大学, 1996. doi: 10.11501/3116637.
- [12] 梶田秀司, 谷和男, “宇宙ロボット 実時間路面形状計測に基づく動的 2 足歩行の制御,” 日本ロボット学会誌, vol. 14, no. 7, pp. 1062-1069, 1996.
- [13] 大西祐輝, 伊吹竜也, 梶田秀司, 三平満司, “空間量子化ダイナミクスの拡張による 3 次元二足歩行パターンの生成,” ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2020, pp. 2A2-G10, 2020.
- [14] 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
- [15] ロジャー・M・エノーカ, “ニューロメカニクス”, 西村書店, 2017
- [16] Aschoff, Jurgen; Wever, Rutger, “Kern und Schale im Warmehaushalt des Menschen”, Sci. Nat., pp. 477-485, 1958
- [17] G. Taga, Y. Yamaguchi, and H. Shimizu, “Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment,” Biol. Cybern., vol. 65, no. 3, pp. 147-159, 1991.
- [18] G. Taga, “A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion,” Biol. Cybern., vol. 73, no. 2, pp. 97-111, Jul. 1995.
- [19] 長谷和徳 and 山崎信寿, “神経振動子と遺伝的アルゴリズムを用いた実 2 足歩行類似運

- 動の生成,” 計測自動制御学会論文集, vol. 33, no. 5, pp. 448–454, 1997.
- [20] S. Song and H. Geyer, “Regulating speed in a neuromuscular human running model,” in 2015 IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids), Nov. 2015, pp. 217–222.
- [21] J. L. Allen and R. R. Neptune, “Three-dimensional modular control of human walking,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 12, pp. 2157–2163, Aug. 2012.
- [22] S. Jo and S. G. Massaquoi, “A model of cerebrocerebello-spinomuscular interaction in the sagittal control of human walking,” *Biol. Cybern.*, vol. 96, no. 3, pp. 279–307, Mar. 2007.
- [23] Aoi, Shinya; Ogihara, Naomichi; Funato, Tetsuro; Sugimoto, Yasuhiro; Tsuchiya, Kazuo, “Evaluating functional roles of phase resetting in generation of adaptive human bipedal walking with a physiologically based model of the spinal pattern generator”, *Biol. Cybern.*, pp. 373-387, May 2017
- [24] S. Aoi, N. Ogihara, T. Funato, Y. Sugimoto, and K. Tsuchiya, “Evaluating functional roles of phase resetting in generation of adaptive human bipedal walking with a physiologically based model of the spinal pattern generator,” *Biol. Cybern.*, vol. 102, no. 5, pp. 373–387, May 2010.
- [25] Bellchamber, T.L., van den Bogert, A.J., “Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running.”, *J. Biomechanics*. 33, 1397-1403, 2000
- [26] Sigward, S and Power, C.M. “The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females.”, *Clinical Biomechanics*. 21, 740-747, 2006
- [27] Sigward, S and Power, C.M. “Loading characteristics of female exhibiting excessive valgus moments during cutting.”, *Clinical Biomechanics*. 22, 827-833, 2007
- [28] Hill, Archibald Vivian, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle”, *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, vol.126, pp. 136-195, 1938
- [29] Stroeve, S, “Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm I. Posture control”, *Biol. Cybern.*, vol. 81, pp. 475-494, 1999
- [30] 中野馨, “ニューロコンピュータの基礎”, コロナ社, 1990
- [31] 宮川 博義, 井上 雅司, “ニューロンの生物物理”, 丸善出版, 2013
- [32] 平山恵造, “神経症候学 II”, 文光堂書店, 東京, 2010
- [33] 半場 道子, “神経の相対不応期に現れる活動電位の大いさについて”, *北関東医学*, 1973, Vol.23 , No.6, pp. 407-419, 2009
- [34] T. G. Brown, “STUDIES IN THE REFLEXES OF THE GUINEA-PIG. VI.: ON THE RELATION BETWEEN MAINTAINED CONTRACTION AND RHYTHMIC DISCONTINUOUS INHIBITION,” *Quarterly Journal of Experimental Physiology: Translation and Integration*, vol. 4, no. 1, pp. 19–44, 1911.
- [35] T. G. Brown, “On the nature of the fundamental activity of the nervous centres; together with an analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of the evolution of function in the nervous system,” *J. Physiol.*, vol. 48, no. 1, pp. 18–46, 1914.
- [36] 土屋 和雄, 高草木 薫, 荻原 直道, “シリーズ 移動知 第2巻 身体適応 —歩行運動の神経機構とシステムモデル—”, オーム, 2010
- [37] I. A. Rybak, N. A. Shevtsova, M. Lafreniere-Roula, and D. A. McCrea, “Modelling spinal circuitry involved in locomotor pattern generation: insights from deletions during fictive locomotion,” *J. Physiol.*, vol. 577, no. Pt 2, pp. 617–639, Dec. 2006.
- [38] T. G. Orlovsky and Orlovskii : *Neuronal control of locomotion: from mollusc to man*, Oxford University Press (1999)
- [39] M. R. Dimitrijevic, Y. Gerasimenko, and M. M. Pinter, “Evidence for a Spinal Central Pattern Generator in Humana,” *Annals NY Acad Sci*, vol. 860, no. 1 NEURONAL MECH, pp. 360–376, Nov. 1998.
- [40] V. Dietz, G. Colombo, and L. Jensen, “Locomotor activity in spinal man,” *Lancet*, vol. 344, no.

- 8932, pp. 1260–1263, Nov. 1994.
- [41] S. J. Harkema, S. L. Hurley, U. K. Patel, P. S. Requejo, B. H. Dobkin, and V. R. Edgerton, “Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping,” *J. Neurophysiol.*, vol. 77, no. 2, pp. 797–811, Feb. 1997.
- [42] N. Kojima, K. Nakazawa, and H. Yano, “Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient,” *Neurosci. Lett.*, vol. 274, no. 3, pp. 211–213, Oct. 1999.
- [43] S. Mori, T. Matsui, B. Kuze, M. Asanome, K. Nakajima, and K. Matsuyama, “Stimulation of a restricted region in the midline cerebellar white matter evokes coordinated quadrupedal locomotion in the decerebrate cat,” *J. Neurophysiol.*, vol. 82, no. 1, pp. 290–300, (1999)
- [44] K. Takakusaki, “Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe,” *Mov. Disord.*, vol. 28, no. 11, pp. 1483–1491, (2013)
- [45] O. Kiehn, “Locomotor circuits in the mammalian spinal cord,” *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 29, pp. 279–306, (2006)
- [46] SHIK and M. L., “Control of walking and running by means of electrical stimulation of the midbrain,” *Biophysics*, vol. 11, pp. 659–666, (1966)
- [47] M. L. Shik and G. N. Orlovsky, “Neurophysiology of locomotor automatism,” *Physiol. Rev.*, vol. 56, no. 3, pp. 465–501, (1976)
- [48] 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, o.3, pp.208-215, (2013)
- [49] 高橋宏知, “メカ屋のための脳科学入門”, 2016
- [50] N. A. Bernstein, “The co-ordination and regulation of movements: Conclusions towards the Study of Motor Co-ordination,” *Biodynamics of Locomotion*, pp. 104–113, (1967)
- [51] N. Dominici et al., “Locomotor primitives in newborn babies and their development,” *Science*, vol. 334, no. 6058, pp. 997–999, (2011)
- [52] Ivanenko, Y P; Poppele, R E; Lacquaniti, F, “Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion”, *J. Physiol.*, vol. 556, pp.267-282, 2004
- [53] Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti, “Motor control programs and walking,” *Neuroscientist*, vol. 12, no. 4, pp. 339–348, (2006)
- [54] G. Cappellini, Y. P. Ivanenko, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti, “Motor patterns in human walking and running,” *J. Neurophysiol.*, vol. 95, no. 6, pp. 3426–3437, (2006)
- [55] A.L.Hodgkin and A.F.Huxley, “A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve,” *J.Physiol*, Vol.117, pp.500-544, 1952.
- [56] J. Keener, J. Sneyd, 中垣俊之：監訳, “数理生理学 上 細胞生理学” 日本評論社, 2005
- [57] Fitzhugh, R. “Impulses and Physiological States in Theoretical Models of Nerve Membrane” *Biophysical Journal*, vol. 1, issue 6, pp. 445-466, 1961
- [58] Nagumo J, Arimoto S, Yoshizawa S: “An Active Pulse Transmission Line Simulating Nerve Axon.” *Proceedings of the IRE*, pp.2061-2070, 1962
- [59] 関根好文, 中村 雅彦, 落合 利幸, 須山 正敏, “ Λ 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 Vol.J68-A No.7*, pp672 – 679, 1985
- [60] 関根好文, 隅山正巳, 佐伯勝敏, 合原一幸, “エンハンスメント型 MOSFET による Λ 形ニューロンモデル”, *電子情報通信学会論文誌 C*, vol. 84, pp.988-994, 2001
- [61] K. Morishita, Y. Takei, and K. Saito, “Design of Hardware-Based Biomimetic Neural Networks Exhibiting Oscillatory Burst Firing of Lamprey Nervous System,” *Trans. Jpn. Inst. Electron. Packag.*, vol. 13, pp. E20–007–1–E20–007–4, 2020
- [62] K. Saeki, D. Nihei, T. Tatebe, and Y. Sekine, “IC implementation of an interstitial cell-based CPG model”, *Analog Integrated Circuits and Signal Processing*, Vol.81, Issue 3, pp.551-559, 2014
- [63] 熊本水頼, “二関節筋と運動制御”, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, vol.49, pp.631-639, 2012

- [64] BodyParts3D © ライフサイエンス統合データベースセンター licensed under CC 表示 継承 2.1 日本
- [65] SimTK, “OpenSim”, <https://simtk.org/projects/opensim/>
- [66] SIEMENS, “Simcenter”, <https://www.plm.automation.siemens.com/global/ja/products/simcenter/>
- [67] 福永 哲夫, “筋の科学辞典”, 朝倉書店, 2002
- [68] A. Rowald et al., “Activity-dependent spinal cord neuromodulation rapidly restores trunk and leg motor functions after complete paralysis,” *Nat. Med.*, vol. 28, no. 2, pp. 260–271, 2022
- [69] Y. Sankai, “HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernetics,” in *Robotics Research*, pp. 25–34, 2011
- [70] 森下克幸,加藤真也,武井裕樹,齊藤健, “センサへの入力強度に応じて発振周波数に変化する受容細胞モデルの開発,” *電気学会論文誌C (電子・情報・システム部門誌)*, vol. 142, no. 1, pp. 33–39, 2022.
- [71] Kaneko K, Kanehiro F, Morisawa M, et al. “Humanoid robot HRP-4—humanoid robotics platform with lightweight and slim body.” In: 2011 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems, ieeexplore.ieee.org, 2011, pp. 4400–4407, 2011
- [72] Intel® Pentium® M Processor 1.60 GHz, 1M Cache, 400 MHz FSB Essentials, <https://ark.intel.com/content/www/us/en/ark/products/27577/intel-pentium-m-processor-1-60-ghz-1mcache-400-mhz-fsb.html>
- [73] FSR インテグレーションガイド(秋月電子通商)
https://akizukidenshi.com/download/ds/interlinkelec/94-00004_Rev_B%20FSR%20Integration%20Guide.pdf