

犬の歩行評価に活かす
相分け概念の導入とその応用

酪農学園大学大学院

獣医学研究科

獣医学専攻博士課程

吉川 和幸

比較動物薬理学

指導教員 教授 北澤多喜雄

2020 年度

目次

緒論	1
第 I 章 犬の歩行の相分け	4
1. 序文	4
2. 材料と方法	7
1 被験動物	7
2 測定手順	7
3 犬の歩行相分類	9
4 歩行相の算出	12
5 データの正規化	12
6 統計解析	12
3. 結果	13
4. 考察	16
5. 小括	18
第 II 章 相分けに基づいた犬の歩行の関節可動域の推移	19
1. 序文	19
2. 材料と方法	21
1 被験動物	21
2 測定手順	21
3 角度/時間プロットの作図	21
4 平面サイクログラム：角度/角度プロットの作図	23
5 三次元プロット：角度/角度/角度プロットの作図	24
3. 結果	25
1. 歩行相分類に基づいた角度/時間プロット	25
1.1 前肢関節角度/時間プロット	25
1.2 後肢関節角度/時間プロット	27
2. 歩行相分類に基づいた平面サイクログラム：角度/角度プロット	29
2.1 前肢の平面サイクログラム	29
2.2 後肢の平面サイクログラム	31

3.1	歩行相分類に基づいた三次元プロット：角度/角度/角度プロット	33
3.2	中型犬（正常ビーグル）における歩行時後肢の平面法則の検証	33
4.	考察	36
5.	小括	40
第III章	相分けに基づいた犬の歩行の筋活動	41
1.	序文	41
2.	材料と方法	42
1	被験動物	42
2	測定手順	42
3	データの正規化	44
3.	結果	45
1	相分けに基づいた歩行時の股関節可動域と股関節に関わる筋活動	45
2	相分けに基づいた歩行時の膝関節可動域と膝関節に関わる筋活動	45
3	相分けに基づいた歩行時の足根関節可動域と足根関節に関わる筋活動	45
4.	考察	50
5.	小括	55
第IV章	運動学評価の実際	56
1.	序文	56
2.	材料と方法	57
1	被験動物	57
2	測定手順	57
3	データの正規化	58
4	各プロットの作図	58
4.1.	歩行相割合の算出と統計解析	59
4.2.	角度/時間プロットの作図	59

4.3	平面サイクログラム：角度/角度プロットの作図	59
4.4	三次元プロット：角度/角度/角度プロットの作図	59
3.	結果	60
1	歩行相割合の算出	60
2	角度/時間プロットの作図	62
2.1	歩行時の最大関節可動域と最小関節可動域	62
2.2	股関節の関節可動域推移の比較	62
2.3	膝関節の関節可動域推移の比較	64
2.4	足根関節の関節可動域推移の比較	66
3	平面サイクログラム：角度/角度プロット	68
3.1	患側後肢	68
3.2	健側後肢	68
4	三次元プロット：角度/角度/角度プロット	71
4.1	三次元プロットによる比較	71
4.2	平面法則の検証	73
4.	考察	75
5.	小括	78
	総括	79
	謝辞	82
	引用文献	83
	英文要旨 (Abstract)	92

緒言

人医療において、リハビリテーションとは生活機能の低下があるため人間らしく生きることが困難になった患者の「人間らしく生きる権利の回復：全人的復権」を意味し、その領域は医学的リハビリテーションのみならず教育的・社会的・職業リハビリテーションなど多岐にわたる[81,91]。一般に「リハビリテーション」は、病気やけがをした時に「筋力をつける、関節の動きを良くするなどの機能回復訓練」と認識されているが、機能回復訓練はあくまでリハビリテーションの一部と捉えるのが正しい認識である。何らかの生活機能低下もしくは社会参加制約が残存し介助を要する状態になっても、様々な取り組みによって新しい生活・その人らしい人生を創出することこそリハビリテーションの本質とされる[81]。リハビリテーションでは、医学的管理、理学療法、作業療法、言語聴覚療法、義肢・装具、ソーシャルワーク、臨床心理などが全人的復権を達する目的で行われる[91]。なかでも理学療法は、主として基本的動作（寝返り、起き上がり、座位、移乗、立ち上がり、歩行）能力の回復を図り生活の質の向上をめざした治療法であり、リハビリテーションの重要な領域を担っている[79]。理学療法では個別性に合わせた治療が重要とされ[29,52]、個々の症例が呈する動作と正常動作の比較から理学療法評価項目を絞り込み、得られた評価結果に加え医学的情報や社会的背景などを統合・解釈し、個別性に合わせた治療プログラムを立案・実施することが必要とされている[57,78,80]。治療対象となる動作は多数の関節が同時に動くため観察が難しい[17,56,63]。そのため、動作をいくつかの相に分け、観察すべき要点を絞って評価する手法が取り入れられている。

人の歩行は歩行周期において相分けが行われている[4,50,53,54,67,68]。歩行周期とは、観察肢が地面へ接地し離れてから次に観察肢が地面に接地する間と定義されている。人の歩行周期は、観察肢が地面に接地している立脚期と地面から離れている遊脚期の2つの主要な相に分けられ、さらに立脚期は5相、遊脚期は3相の合計8つの相で構成されている[50,68,77]。この歩行の相分けを用いることで、歩行中に目まぐるしく変化する運動学（関節可動域などの身体位置とその位置変化を扱う学問[76]）、運動力学（床反力などの運動を発現させた起源および駆動を定量的に扱う学問[76]）、筋活動などの身体運動学的データを統合し、各歩行時期に個々の関節で必要とされる機能的役割が明らかにされてきた

[4,47,50,77]。理学療法士は、各相の機能的役割を基に症例が抱える動作不全の原因を推定し、歩行評価に役立てている[50,63]。以上のように、適切な理学療法の実施には、歩行の相分けは不可欠であった。

近年、伴侶動物としての犬、猫の飼育が国民生活に普及し、2018年4月時点での一般社団法人ペットフード協会の調査によると、日本の犬と猫の飼育頭数は15歳未満の人口を上回っている。獣医療の高度化が進むとともに伴侶動物の寿命が延び、加齢による運動機能低下が増えることや、飼い主のニーズの多様化が進み、動物に対するリハビリテーションへの関心が高まっている。しかし、獣医療におけるリハビリテーションの歴史は浅く、未だに人間での定義とは異なっていた「筋力をつける、関節の動きを良くするなどの機能回復訓練」としてリハビリテーションが理解されていることが多いのが現実である。また、その内容はウォータートレッドミルや電気治療器、レーザー治療器などの高価な機械を用いることがリハビリテーションであるという誤解や、それら機械を用いて疾患別に決まったプログラムを繰り返すことが効率の良いリハビリテーションであると誤解されている場面もある。たとえ同じ疾患であっても現病歴や既往歴、症例の呈する症状や性格、飼い主の主訴や生活環境は異なるため、各症例と飼い主の個別性に配慮した介入が望ましい。また、伴侶動物は家族の一員として飼い主に精神的癒しを与える存在であり、その飼い主には動物の健康と安全を維持することが求められている。重大な疾患を患った伴侶動物は、思うように動くことができず排泄や食事もままならなくなる。飼い主は慣れない介護に直面し、症例から精神的負担を感じることや症例の福祉を守ることが難しくなることがある。人の定義を参考に伴侶動物のリハビリテーションを「症例と飼い主の尊厳ある生活の創出」と捉えると、リハビリテーション実施者は筋力強化や関節可動域運動などの機能回復プログラムのみならず、生活の質の向上を目指した適切な介助方法の指導、起立補助具・歩行器・補装具などの福祉用具の活用、自宅環境の整備などの介入を検討することができる。そのことにより、一見リハビリテーションの介入が困難と思われる不可逆的な疾患がある症例や終末期の症例に対しても、飼い主との尊厳ある生活を創り出すという介入意義を見出すことができる。そのためには、伴侶動物の日常生活を構成する動作（寝返り、起き上がり、立ち上がり、歩行、食事、排泄など）の適切な理解と評価が必要となるが、人間

に比べて報告が少ない。日常生活動作の中では歩行機能改善に対するニーズが最も高いが、日々の臨床で行われる歩行評価は犬の動きが速いため多くの場合で正確性に欠けることが報告されている[16,37,59,82,98]。そのため、歩行リハビリテーションの有効性を評価するための歩行の観察と分析に役立つ知見が望まれている[7,37,55,60,65,74,75]。これまで犬の歩行解析は、人間で試みられてきた研究手法に基づいて実施されてきたが[22,45,61,75]、歩行時期ごとに各関節が果たす機能的役割が明確になっていないなど、臨床での歩行評価に活用できる形でデータが提示されていない。そのため、個別性に配慮した歩行リハビリテーションプログラムの立案と実施に向けた歩行の適切な評価は極めて難しい状況にある。

本研究では、人理学療法で用いられている歩行の相分け概念を犬の歩行評価に応用し、臨床場面の犬の歩行評価に活用しやすい形で各相の機能的役割や注目すべきポイントを明らかにした。このような観点での成績の積み重ねは、症例と飼い主の個別性に配慮した介入に役立ち、その家族らしい尊厳ある生活の創出につながるリハビリテーションの発展につながることを期待される。

第 I 章 犬の歩行の相分け

1. 序文

理学療法は「心身の機能・身体構造に変調のある者に対し、それらの回復を図るため、運動、治療体操、徒手的治疗および電気、温熱などの物理的介入によって活動と生活機能の向上を図るとともに健康を増進し、社会参加を支援することをいう」と定義され[80]、個別性に合わせた治療が重要とされている[29,52]。個別性に合わせた理学療法介入のためには、個々の症例が呈する動作と正常動作の比較から理学療法評価の項目を絞り込み、得られた評価結果から症例が抱える機能不全を適切に解釈し、治療プログラムを立案することが必要である[57,78,80]。一方、治療対象となる動作は多数の関節が同時に動くため連続的な観察が難しいとされ[17,56,63]、動作をいくつかの相に分けて評価する手法が取り入れられている。例えば、歩行動作は歩行周期をいくつかの相に分ける相分けの概念が取り入れられている[4,50,53,54,67,68]。

歩行周期とは、観察肢が地面へ接地してから観察肢の地面への次の接地の間と定義され立脚期と遊脚期の 2 相から成り立っている。立脚期はさらに初期接地 (Initial Contact)、荷重応答期 (Loading Response)、立脚中期 (Mid Stance)、立脚終期 (Terminal Stance)、前遊脚期 (Pre-Swing) の 5 相に分けられ、遊脚期は遊脚前期 (Initial Swing)、遊脚中期 (Mid Swing)、遊脚終期 (Terminal Swing) の 3 つの相に分けられている (図 1)。このように、人間の歩行周期は合計 8 つの相で構成されている[50,68,77]。この歩行の相分けを用いることで、歩行中に順次変化する運動学、運動力学、筋活動などの身体運動学的データを統合することができ、各歩行時期に必要なとされる機能的役割が明らかにされてきた[47,50,77]。理学療法士は、歩行周期の各相における機能的役割を基に症例が抱える動作不全の原因を推定し、評価に役立てている[50,63]。

近年、伴侶動物としての犬、猫の飼育が国民生活に普及し、人間と同等の医療を動物に受けさせたいと願う飼い主も増え、動物に対するリハビリテーションと理学療法へのニーズが高まっている。疾病の診断・治療における根本的な考えは人も動物も類似しており、医学は 1 つ : One Medicine という考え方から、人の理学療法の知見を動物に応用することも、その逆も重要と考えられている。犬に対するリハビリテーションは、再び歩けることを目的とした介入が多く、その

有効性を評価するには歩行の観察と分析が不可欠であると考えられている[7,37,55,60,65,74,75]。これまで犬の歩行解析は、人間で試みられてきた研究方法に基づいて実施されてきた[22,45,61,75]。犬の歩行周期の分類に関してはいくつか報告されているが、相の数については一定の見解が得られていない。多くの研究は、立脚期と遊脚期からなる2相分類を採用しており[9,10,25,27,34,46]、他の研究は3相または4相分類を採用している[8,10]。2相分類では、観察肢が地面に接触している期間を立脚期、観察肢が地面から離れている期間を遊脚期と定義している。人間では接地直後の衝撃吸収、身体の推進、遊脚準備など立脚期内でもその時期によって機能が異なる[50,54,64,77]。犬においてもそのような肢の機能的役割の変化が予測されるため、2相モデルでは正確な歩行評価・分析には適していないと考えられる。2つの立脚期と1つの遊脚期からなる3相モデルがあるが、立脚期をどのように2つに分けたのか、その基準が明確ではない[10]。2つの立脚期と2つの遊脚期で構成される4相モデルでは、立脚期が前半と後半に等しい時間で分割され、遊脚期も前半と後半に等しい時間で分割されている[8]。歩行中の四肢の機能的役割は歩行イベントに応じて変化すると報告されており[32,74]、3相と4相モデルは実際の歩行イベントに基づいていない点が問題である。すなわち、歩行中の四肢の機能的役割の考察には、相分けを時間で定義するのではなく、実際の歩行イベントに従って分類する必要がある。歩行中の関節可動域の推移、床反力および筋活動は先行研究で一部明らかにされているが[32,33]、それら身体運動学的データを統合し、犬の歩行の特性を明らかにする試みはこれまで成されていない。人間のように詳細な歩行の相分けに基づいて身体運動学的データを包括的に解釈すれば、各歩行相における各肢の機能的役割を明らかにすることができる。したがって、歩行機能改善に向けた犬の理学療法とリハビリテーションの発展には、まず、詳細な犬の歩行相分類の確立が必要と考えられる。本章の目的は犬の前肢および後肢の歩行相を定義し、その妥当性を検証するとともに各相の特徴を明らかにすることである。

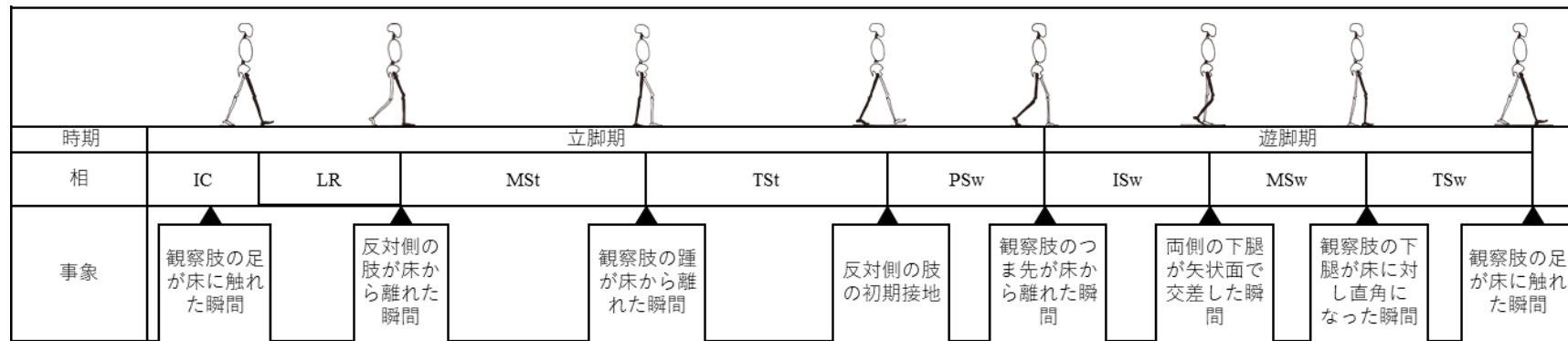


図 1. 人間の歩行の相分け

先行研究[50]を参考に作成した人間歩行相分類。歩行のイベント（事象）によって、立脚期は Initial Contact (IC) , Loading Response (LR) , Mid Stance (MSt) , terminal Stance (TSt) , Pre-Swing (PSw) の 5 相、遊脚期は Initial Swing (ISw) , Mid Swing (MSw) , termina; Swing (TSw) の 3 相、合計 8 相に分けられる。

2. 材料と方法

2.1 被験動物

本研究では、酪農学園大学で飼育管理されている 8 匹のビーグル犬（雌 3 匹、雄 5 匹）、4 歳から 8 歳（ 5.6 ± 0.6 歳）を使用した。体重は 10.0 から 14.7kg（ 12.3 ± 0.6 kg）、体高（地面から肩甲骨背側まで）は 37.0 から 40.5cm（ 38.7 ± 0.5 cm）であった。全ての犬は神経学および整形外科的検査に異常はなく、健康であった。本研究は酪農学園大学の動物実験委員会によって承認を受け（承認番号：VH17B7）、実施した。

2.2 測定手順

歩行測定は全てトレッドミル上で実施した。被験犬は 3 日間（1 日 2 回、各 20 分間）のトレッドミル歩行の馴致を行った後、KinemaTracer の三次元モーション分析システム（キッセイコムテック株式会社、松本）を使用し有効な 10 歩行周期のデータを取得した。両面テープ（カベタックスポンジ両面粘着シート、ニチバン株式会社、東京）とキネシオロジーテープ（バトルウィンテープ、ニチバン株式会社、東京）を使用して、10 個のカラーマーカー（各直径 20mm）を前後肢の解剖学的ランドマークに貼付した（図 2）。解剖学的ランドマークは、肩甲骨背側端、上腕骨大結節、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、第五中手骨頭、腸骨稜、大腿骨の大転子、大腿骨の外側顆と腓骨頭の間の大腿骨脛骨関節、脛骨の遠位部分の外果および第 5 中足骨の遠位外側面とした[46]。歩行測定では、4 台の CCD カメラをトレッドミル（AF 1900; ALINCO、大阪）の周りに設置し、トレッドミルの速度はビーグル犬の歩行に関する先行研究[1]をもとに 0.7 m / sec とした。画像サイズは 640×480 、フレームレートは 60 fps、シャッタースピードは $1/96$ であった。



図 2. 正常ビーグル犬にカラーマーカーを貼付した写真

カラーマーカーは、肩甲棘背側端（赤）、上腕骨大結節（緑）、上腕骨外側上顆（オレンジ）、尺骨茎状突起（緑）、第五中手骨頭（ピンク）、腸骨稜（赤）、大腿骨の大転子（緑）、大腿骨の外側顆と腓骨頭の間の大腿骨脛骨関節（オレンジ）、脛骨の遠位部分の外果（緑）、および第5中足骨の遠位外側面（ピンク）の解剖学的ランドマークに貼付した[46]。

2.3 犬の歩行相分類

人間の下肢と犬の後肢には形態学的な差異があるが、両者は位置エネルギーと運動エネルギーの周期的な交換である倒立振子モデルによって特徴付けられている[40]。また、歩行時の垂直方向の床反力の軌跡は、人間の下肢と犬の前肢と後肢において、M字型のグラフで表される[10,26,74]。その他の研究では、人間と犬の上半身（前四半部）・下半身（後四半部）で歩行動態に類似性があるため、歩行している犬は2人の人間が前後を歩くように振舞うと報告されている[2,3,40]。以上より、人間の歩行相分類は犬の前肢および後肢にも応用できると考えられ、人間の歩行イベント[50,68]（図3）に基づいて、犬の歩行相分類を試み決定した。図3の上部は犬の前肢の歩行相分類を、中央部は犬の後肢の歩行相分類を、下部は人間の歩行相分類を示している[50]。犬の歩行イベントは、人間と類似しているが[10,26,74]（図3）、犬は地面に踵を接地させず歩行するため、踵に関連するイベントである立脚終期は犬の歩行相から除外した。加えて、犬と人間の関節可動域の違いに基づき遊脚期の相の数を3相から2相に調整した。以上より、犬の歩行相分類は初期接地のICに加え、以下の5つの相に定義した（荷重応答期（LR; Loading Response）、立脚中期（MidSt; Middle Stance）、前遊脚期（PSw; Pre-Swing）、遊脚前期（ESw; Early Swing）、遊脚後期（LSw; Late Swing）（図3,4））。

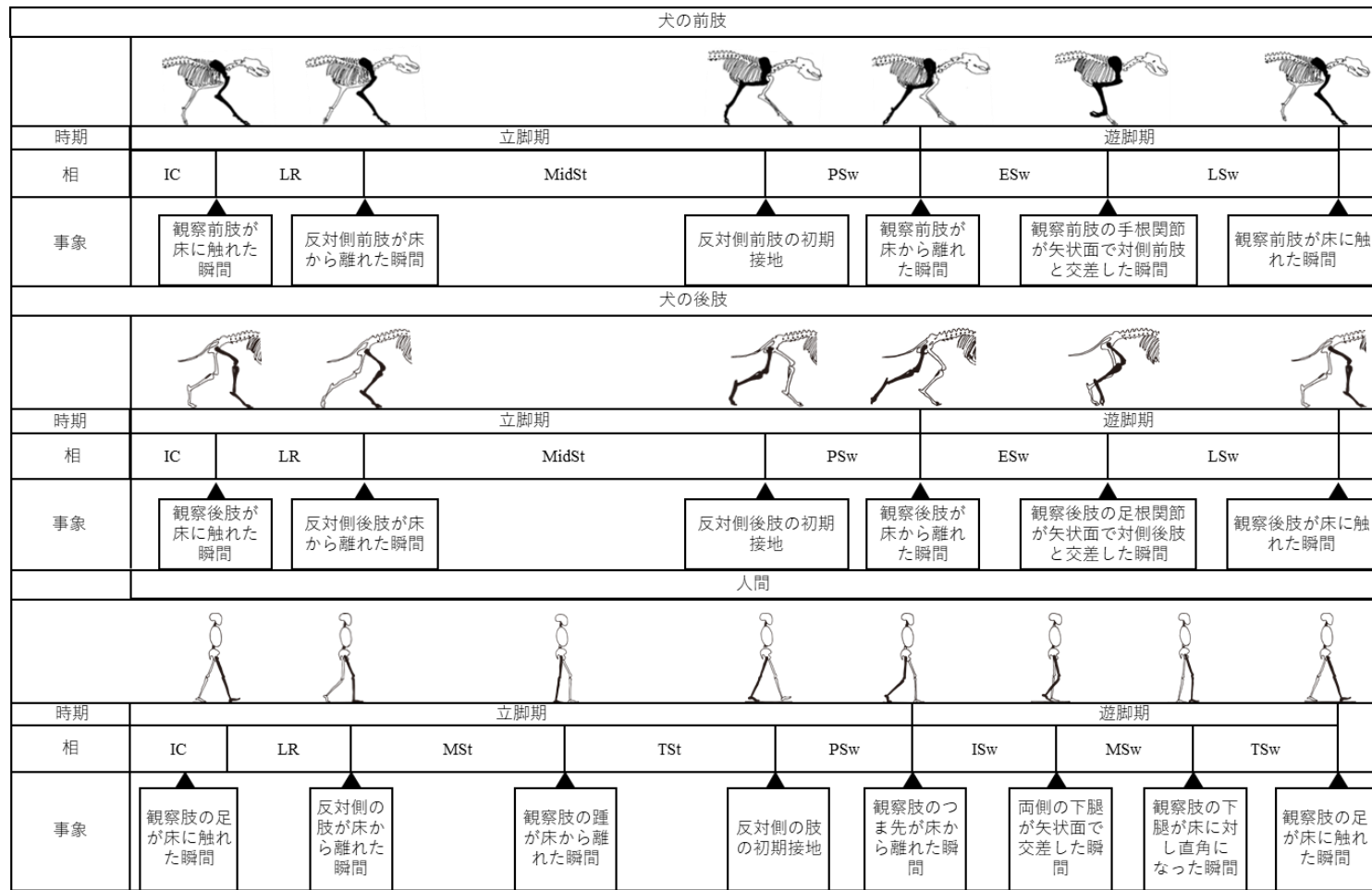


図 3. 犬の前後肢と人の歩行の相分け

図の上段は犬の前肢、中段は犬の後肢、下段は先行研究[50]を参考に作成した人の歩行相分類である。

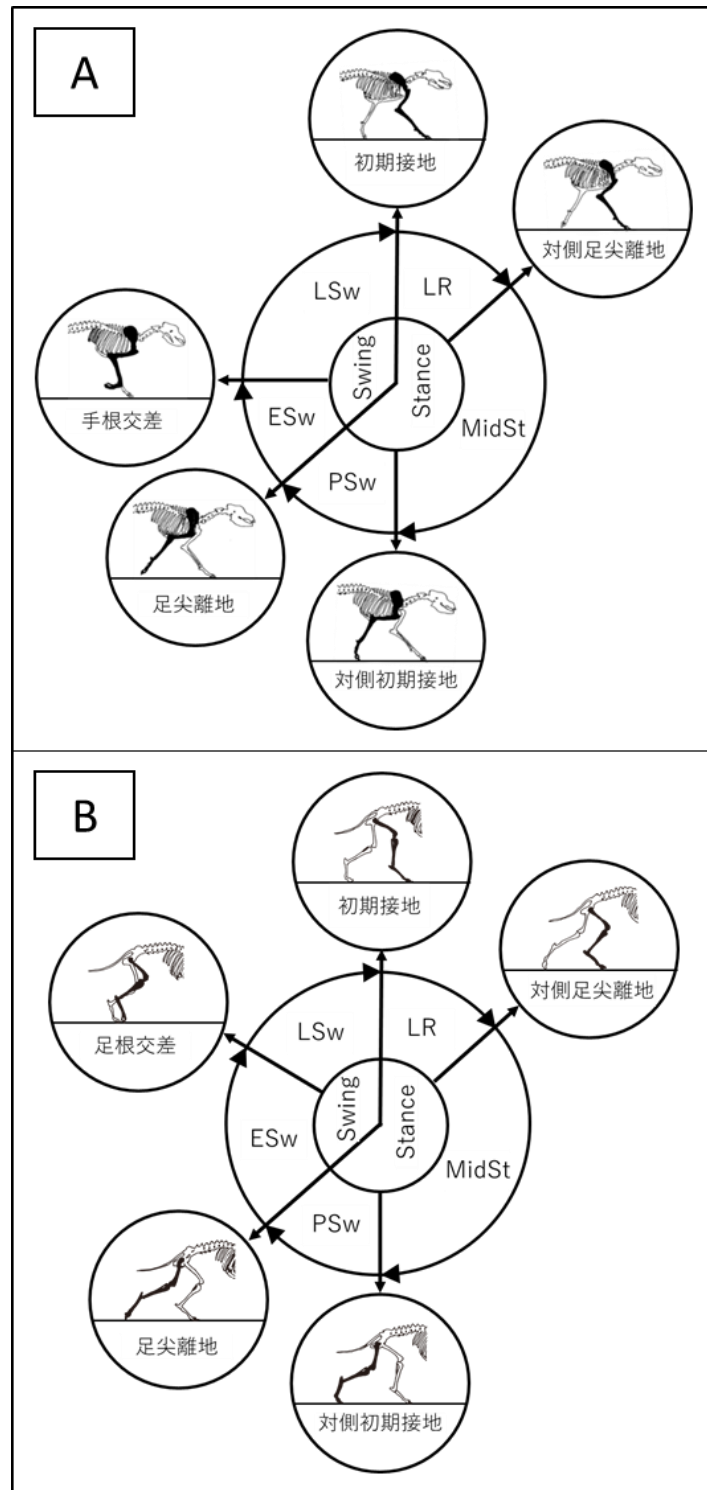


図 4. 犬の前肢と後肢の歩行の相分けの模式図

図の上段 (A) は犬の前肢、下段 (B) は犬の後肢の歩行相分類を表している。Stance は立脚期、Swing は遊脚期、LR は Loading Response、MidSt は Middle Stance、PSw は Pre-Swing、ESw は Early Swing、LSw は Late Swing を示している。

2.4 歩行相の算出

KineAnalyzer (キッセイコムテック株式会社、松本) を使用して、ビデオ画像を分析し、正常ビーグル犬の歩行を定義した相に分割した (図 3, 4)。各歩行相の相対時間割合を、10 歩行周期データの平均および SEM (Standard error of mean, 標準誤差) として計算した [(IC と歩行相イベント間の時間) / (IC と次の IC 間の時間)] × 100%。

2.5 データの正規化

正規化とはデータの変動を減らし、再現性を向上させ、比較を行えるようにするデータの処理手法である。測定環境や歩行速度が同一であっても 1 歩行周期に要する時間は、その都度長さが異なる。そのため各歩行周期の時間を 100% とし、全ての歩行周期の時間経過を揃えた上で平均することにより、その条件下における代表的なデータが得られる [87,88]。本研究では、まず各歩行周期に要した時間を 100% に設定した。その後、100% の歩行周期に対する各歩行相の割合を算出した。最後に、得られたデータを平均化することにより各歩行相の割合を算出した。

2.6 統計分析

級内相関係数 (intraclass correlation coefficients, ICC) を使用して、歩行相イベントのタイミングにおける評価者内信頼性を評価した (model 1, k)。級内相関係数は、ある検査の実施者間または実施者内信頼性の指標として用いられる基準である。この指標は、ある現象を複数回測定した時の測定値の一致度を示す値であり、分散分析法を基にして得られる [48]。この値が高いことは、測定値の変動が少なくモデルの信頼性が高いことを意味する。本章では、ICC 値の評価は、以前に報告されている基準を使用して行った (high reliability; 0.90 to 0.99, good reliability; 0.80 to 0.89, fair reliability; 0.70 to 0.79, and poor reliability; 0.69 and below [100,101])。加えて、1 番目から 10 番目の歩行周期のデータを使用し、平均値との SEM を計算した。

3. 結果

犬の歩行の相分けの妥当性と各歩行相の割合

1 歩行周期を 100%とした時、0.7 m / sec の歩行速度では、前肢は LR が 0% ~ $16.2 \pm 0.3\%$ 、MidSt は $16.2 \pm 0.3\%$ ~ $49.9 \pm 0.4\%$ 、PSw は $49.9 \pm 0.4\%$ から $66.7 \pm 0.3\%$ 、ESw は $66.7 \pm 0.3\%$ から $74.5 \pm 0.4\%$ 、LSw は $74.5 \pm 0.4\%$ から 100% となった。前肢歩行イベントの ICC 値は、0.83 (LR から MidSt)、0.86 (MidSt から PSw)、0.80 (PSw から ESw) および 0.93 (ESw から LSw) であった (表 1)。後肢の各相の平均時間は、LR が 0% ~ $13.6 \pm 0.3\%$ 、MidSt は $13.6 \pm 0.3\%$ ~ $48.4 \pm 0.4\%$ 、PSw は $48.4 \pm 0.4\%$ から $63.9 \pm 0.4\%$ 、ESw は $63.9 \pm 0.4\%$ から $81.3 \pm 0.3\%$ 、LSw は $81.3 \pm 0.3\%$ から 100% となった。後肢歩行イベントの ICC 値は、0.86 (LR から MidSt)、0.71 (MidSt から PSw)、0.91 (PSw から ESw) および 0.88 (ESw から LSw) であった (表 1)。全ての歩行イベントにおいて、ICC 値 0.71 を超えており、この歩行相分類の有効性は良好であることが示された。歩行相ごとの割合は、前肢と後肢ともに MidSt が最も長く、次に LSw が長かった。最も期間が短い相は前肢では ISw であったが、後肢では LR であり、前肢と後肢で違いが認められた (図 5)。

表 1. 0.7m/sec での 1 歩行周期における各歩行イベントの割合と ICC 値

前肢		Mean (%)	SEM	ICC
LR から MidSt	反対側前肢が床から離れた瞬間	16.2	0.3	0.83
MidSt から PSw	反対側前肢の初期接地	49.9	0.4	0.86
PSw から ESw	観察前肢が床から離れた瞬間	66.7	0.3	0.80
ESw から LSw	観察前肢の足根関節が矢状面に対側前肢と交差した瞬間	74.5	0.4	0.93
後肢		Mean (%)	SEM	ICC
LR から MidSt	反対側後肢が床から離れた瞬間	13.6	0.3	0.86
MidSt から PSw	反対側後肢の初期接地	48.4	0.4	0.71
PSw から ESw	観察後肢が床から離れた瞬間	63.9	0.4	0.91
ESw から LSw	観察後肢の足根関節が矢状面に対側後肢と交差した瞬間	81.3	0.3	0.88

ICC (intraclass correlation coefficients): high reliability; 0.90 to 0.99, good reliability; 0.80 to 0.89, fair reliability; 0.70 to 0.79, and poor reliability; 0.69 and below [100,101].

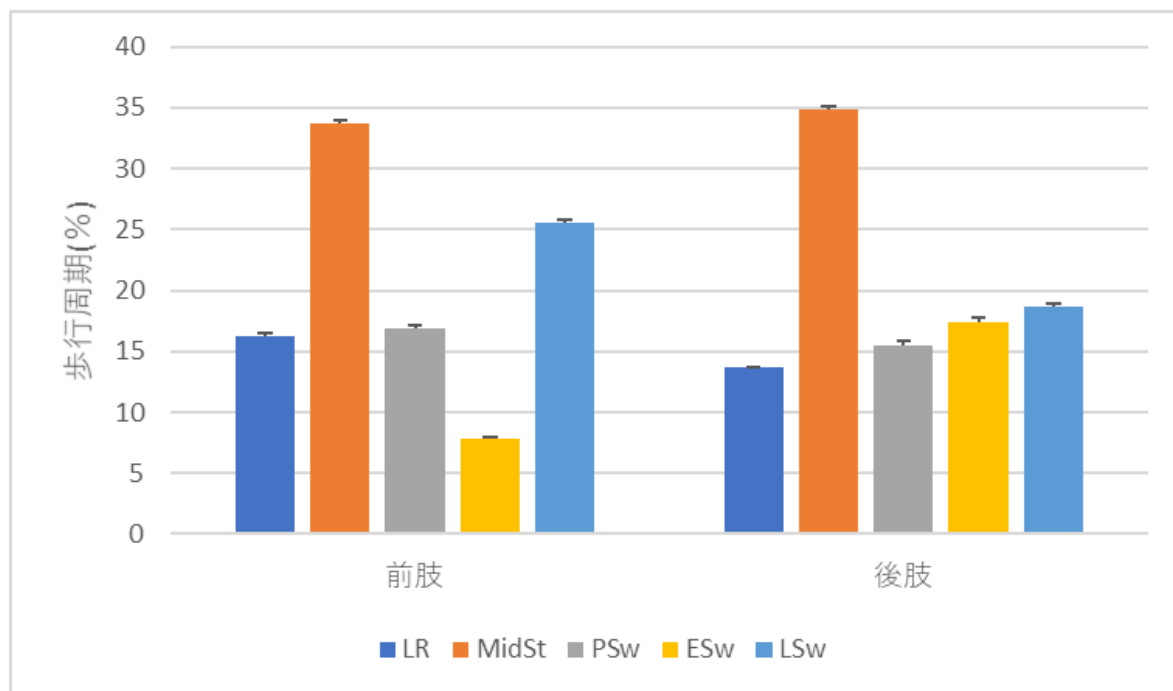


図 5. 正常ビーグル犬の前肢と後肢の歩行相割合

図の左側が前肢、右側が後肢の歩行相割合の平均値±標準誤差（%）を Loading Response（LR）、Middle Stance（MidSt）、Pre-Swing（PSw）、Early Swing（ESw）、Late Swing（LSw）の順で示している。

4. 考察

犬の歩行相について運動学的研究に付随していくつかの報告がなされているが、実際の歩行イベントに基づいた分類はなく、犬のリハビリテーションを進めて行くうえで問題となっていた。本研究では実際の歩行イベントに則した相別化を目指し、人間の歩行相分け方法に基づいて犬の歩行相を定義し、その妥当性について各相を規定するイベントのタイミングの一致性を評価者内の信頼性（ICC 値）を用いて評価した。

犬の歩行相分類は人間の分類に基づいて分類したが、人間は蹠行で犬は趾行であるため、両者を全く同様に定義することは出来ないと考えられた。また、人間の場合、IC（歩行周期の0%から2%）は1つの相として定義され、足が床に接触した瞬間から体重移動の開始に対する即時の反応が含まれているが[50]、犬の場合この相は不明瞭であったため IC は足が接地した瞬間（0%歩行周期）として定義した。また、人の遊脚中期と遊脚後期を分けるイベントは観察肢の下腿が床に対して垂直になった瞬間と定義されているが、犬では前腕や下腿が垂直になる瞬間は次の IC とほぼ同時期になってしまうため、前肢は「観察前肢の手根関節が矢状面で対側前肢と交差した瞬間」、後肢は「観察後肢の足根関節が矢状面で対側後肢と交差した瞬間」というイベントによって遊脚期を前半と後半に分けて定義した。今回定義した相分けでは、観察肢の LR は反対側の PSw の相と対応し、観察肢の MidSt は対側の遊脚期と対応している（図4）。

評価者内の信頼性を使用して犬の歩行相分類の妥当性を評価したところ、後肢の MidSt から PSw の期間を除いて、評価者内の信頼性が高く良好であることが明らかとなった（表1）。MidSt から PSw の期間の ICC 値（0.71）は歩行周期の中で最低だったが、この値は fair の信頼性の範囲内であった[100,101]。MSt から PSw の期間に観察された後肢の ICC 値が低い理由は現時点では明らかではないが、犬の個体差が要因である可能性が考えられた。Fair の信頼性は犬の歩行周期の後肢4つの期間のうちのみ観察され、それ以外は high または good の高い信頼性を示したため、今回の歩行相分類の有効性に悪影響を及ぼさないと考えられた。

前肢と後肢の各歩行相の割合は概ね類似し、前肢と後肢ともに MidSt が最も長かったが、ESw のみ後肢に比べて前肢が短かった。後肢に比べ前肢の ESw が

短い原因として、骨アライメントによる影響が考えられた。後肢は大転子に対して足根関節が尾側に離れているが、前肢は手根関節が上腕骨大結節の近くに位置しているため、遊脚後早期のタイミングで対側の前肢と交差すると考えられた。今回定義した LR と PSw は両前肢または両後肢の両脚支持期であるのに対し、MidSt は観察前肢または観察後肢の単脚支持期である（図 3, 4）。前後肢ともに観察肢に大きな荷重がかかり [10,26,74]、歩行相の中で最も長い割合を占める MidSt に着目することが、症例の歩行を観察する上で要点になると考えられた。

5. 小括

人の理学療法では個別性に配慮した評価や治療プログラム実施が重要とされており、患者の歩行の評価と治療には歩行相分類に基づいて行われている。一方、犬では個別性に配慮した歩行リハビリテーションは未だに困難な状況にある。その原因に、歩行の相分けがなされていないこと、歩行評価で着目するポイントや各相の機能的役割が明らかになっていないことが挙げられる。

そこで本章では、まず初めに犬の歩行相分類について人を参考に定義し、その妥当性を評価した。加えて、歩行周期における各相の割合について評価した。その結果、犬の歩行相分類は初期接地の IC に加え、立脚期は 3 相：荷重応答期 (LR; Loading Response)、立脚中期 (MidSt; Middle Stance)、前遊脚期 (PSw; Pre-Swing)、遊脚期は 2 相：遊脚前期 (ESw; Early Swing)、遊脚後期 (LSw; Late Swing) の計 5 つの相に定義された。ICC の検定により優れた再現性が示され本分類の妥当性が確認された。各歩行相の中で前肢と後肢ともに単脚支持の MidSt 相の割合が最も長く、歩行評価において先ず MidSt に着目することが重要と考えられた。

本章の結果は、歩行の身体運動学的データを統合する基準の構築のみならず、詳細な歩行分析を実施する際の基本的共通言語としての相分けの活用可能性を示した。

第II章 相分けに基づいた犬の歩行の関節可動域の推移

1. 序文

犬のリハビリテーションにおける歩行評価や獣医師の診察における跛行診断は、臨床場面で日常的に行われている[35,59,66,82,99]。しかし、犬の歩行は四肢の動きが非常に速いため、臨床場面での歩行評価の多くは正確性に欠けると指摘されている[16,37,59,82,98]。特にリハビリテーションにおいて、歩行評価は介入効果の検証やプログラム立案などの介入方針に直結するため、その正確性を高める方法や知見が望まれている[75]。

歩行評価で用いられる指標に関節可動域の推移がある。人では1歩行周期における関節可動域の推移を示した角度/時間プロット、隣接する二関節の協調関係を示した平面サイクログラム[39,42-44,96,97]、三関節の協調関係を示した三次元プロット[6,11,49,58]などの手法がある。これらの解析には歩行の相分けの概念が用いられ、関節可動域の推移や関節同士の協調関係が相ごとに明確にされており、歩行観察・分析時に着目すべきポイントや関節可動域の特徴が明らかになっている。これらに加えて、仰角 (Elevation angle) を用いて歩様の特徴を評価する方法がある[49]。仰角とは大腿、下腿、足部が矢状面内において鉛直軸となす角度を表し、歩行中のそれら仰角を三次元空間にプロットすると各点は同一平面上に存在するというものである。このことは平面法則 (planar law) とよばれ[6,11,58]、歩行の客観的評価として用いられている。

犬では、歩行時の関節可動域の推移に関する研究のほとんどは個々の関節に着目した角度/時間プロットによるものであり[5,9,20,23,28,36,37,46,51,66,71,93,95]、関節間の協調関係を評価する平面サイクログラムや三次元プロットによる解析はほとんど行われていない。角度/時間プロットの多くは立脚期と遊脚期の2相のみで分割・評価されており、詳細な歩行の相分けの概念を用いた関節可動域の推移の特徴を明らかにした報告は見当たらない。そのため、着目すべき歩行のタイミング、各相における関節運動の特徴など、ポイントを絞ったデータの提示は未だに行われていない[26]。また、犬の歩行で上述の平面法則が成り立つか否かの研究はこれまで大型犬を対象としたひとつの報告しかない[20]。

本章の目的は、犬の歩行評価で用いられる関節可動域の推移を、角度/時間プ

ロット、平面サイクログラム、三次元プロットの手法で図示し、その図に I 章で明らかにした歩行の相分けの概念を導入し解析することである。そのことにより、各プロットにおいて歩行相ごとの関節可動域の特徴が明らかとなり、歩行評価に役立つ知見や着目するポイントを明確にすることができると考えた。加えて、中型犬のビーグル犬後肢において歩行の平面法則が成り立つのか否かも検討した。

2. 材料と方法

2.1 被験動物

第 I 章と同様に、酪農学園大学で飼育管理されている健常な 8 匹のビーグル犬（雌 3 匹、雄 5 匹）、4 歳から 8 歳（ 5.6 ± 0.6 歳）を使用した。体重は 10.0 から 14.7kg（ 12.3 ± 0.6 kg）、体高（地面から肩甲骨背側まで）は 37.0 から 40.5cm（ 38.7 ± 0.5 cm）であった。

2.2 測定手順

測定手順は第 I 章と同様であり、歩行測定は全てトレッドミル上で実施した。被験犬は 3 日間（1 日 2 回、各 20 分間）のトレッドミル歩行の馴致を行った後、KinemaTracer の三次元モーション分析システムを使用し有効な 10 歩行周期のデータを取得した。両面テープとキネシオロジーテープを使用して、10 個のカラーマーカー（各直径 20mm）を前後肢の解剖学的ランドマークに貼付した（図 2）。歩行測定では、4 台の CCD カメラをトレッドミルの周りに設置し、トレッドミルの速度はビーグル犬の歩行に関する先行研究[1]をもとに、0.7 m/sec とした。画像サイズは 640×480、フレームレートは 60 fps、シャッタースピードは 1/96 であった。

2.3 角度/時間プロットの作図

KineAnalyzer 三次元モーション分析システム（キッセイコムテック株式会社）を使用して、時間経過に対する関節角度の推移の記録と分析を行った。測定した関節は、前肢では肩関節、肘関節、手根関節、後肢では股関節、膝関節、足根関節とした（図 6）。得られた 10 歩行周期について、各歩行周期に要した時間を 100%に正規化し、その時間割合に対する関節角度を平均した。その後、歩行周期に対する各角度推移を平均±SEM で図示した。さらに I 章で定義した歩行の相分け（図 3,4）に基づき、関節可動域の推移の相分けを図内に記入した。

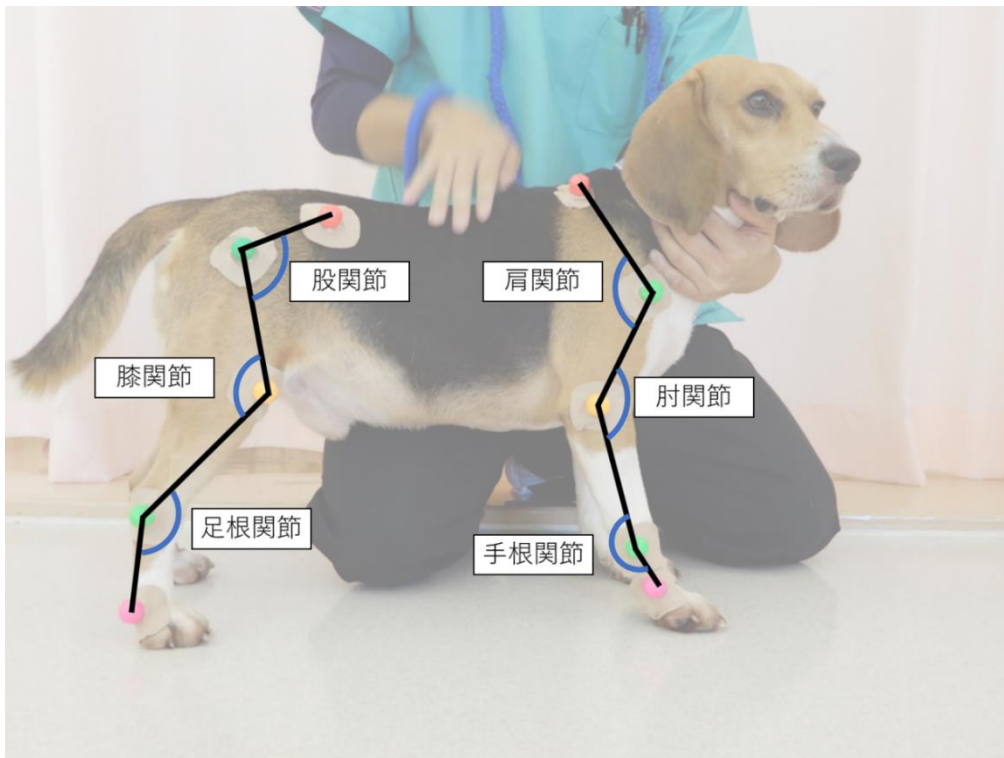


図 6. 角度/時間プロットでの犬の関節角度定義

隣接する解剖学的ランドマークを線で結び、その線で描かれた角度をそれぞれ肩関節、肘関節、手根関節、股関節、膝関節、足根関節とした。

2.4 平面サイクログラム：角度/角度プロットの作図

角度/時間プロットと同様に、KineAnalyzer 三次元モーション分析システム（キッセイコムテック株式会社）を使用した。測定した関節角度の推移は、図7に示す肩関節、肘関節、手根関節、股関節、膝関節、足根関節とした。10歩行周期について、各歩行周期に要した時間を100%に正規化し、その時間割合に対する関節角度の平均値を算出した。その後、隣接する関節どうしの協調関係を図示するため、前肢の平面サイクログラムは縦軸：肘関節・横軸：肩関節のプロットおよび、縦軸：肘関節・横軸：手根関節のプロットを作成し、後肢は縦軸：膝関節・横軸：股関節のプロットおよび、縦軸：膝関節・横軸：足根関節のプロットを作図した。さらにI章で定義した歩行の相分け（図3,4）に基づき、歩行相ごとに色分けを行った。

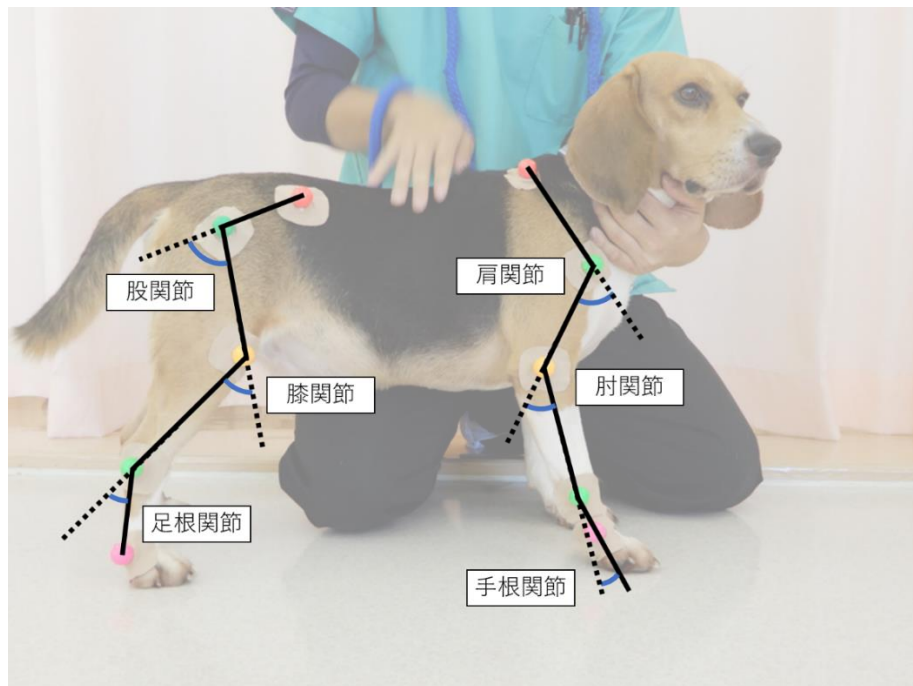


図7. 平面サイクログラム：角度/角度プロットでの犬の関節角度定義

隣接する解剖学的ランドマークを線で結び、その線とその線の延長で描かれた角度を肩関節、肘関節、手根関節、股関節、膝関節、足根関節とした。

2.5 三次元プロット：角度/角度/角度プロットの作図

角度/時間プロット・角度/角度プロットと同様に、KineAnalyzer 三次元モーション分析システム（キッセイコムテック株式会社）を使用した。測定した後肢関節角度の推移は、図 8 に示す thigh, shank, foot とした。10 歩行周期について、各歩行周期に要した時間を 100% に正規化し、その時間割合に対する関節角度の平均値を算出した。その後、後肢関節どうしの協調関係を示すため、x 軸：thigh・y 軸：shank・z 軸：foot の三次元プロットを作図した。そのプロットに I 章で定義した歩行の相分け（図 3,4）に基づき歩行相ごとに色分けを行った。また、得られたプロットに近似平面を加えた[6,11,58]。

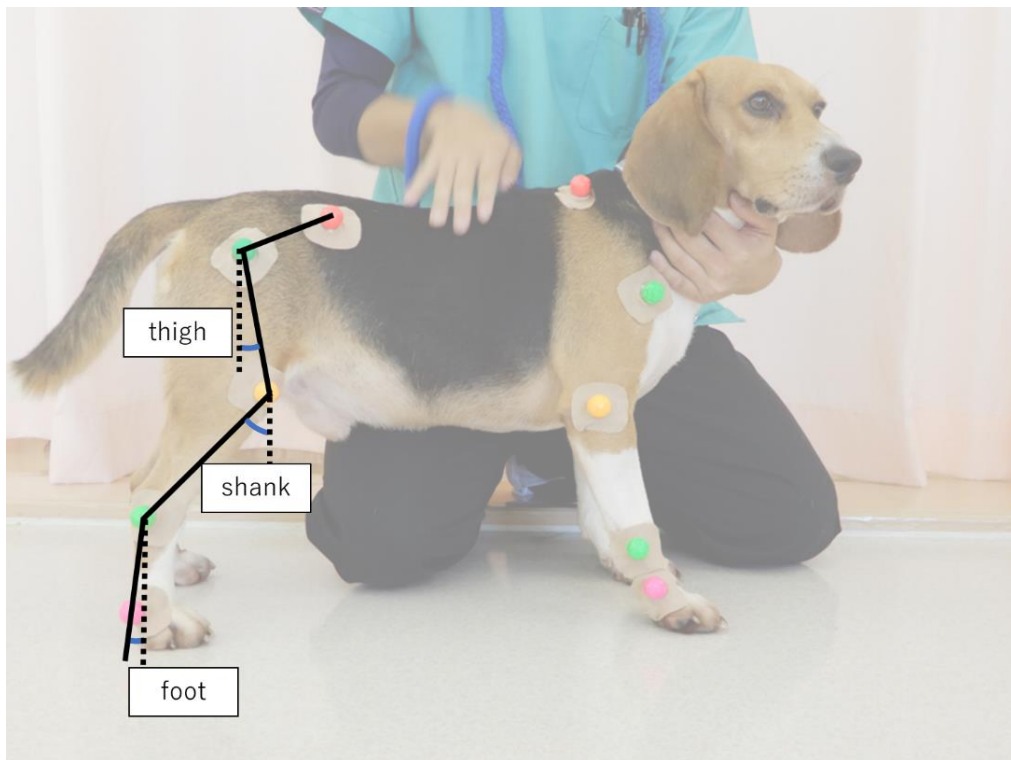


図 8. 三次元プロット：角度/角度/角度プロットでの犬の関節角度定義
後肢の隣接するランドマークを結んだ線と、各ランドマークを通る垂線がなす角度を thigh, shank, foot とした。

3. 結果

3.1 歩行相分類に基づいた角度/時間プロット

3.1.1 前肢関節角度/時間プロット

肩関節（図 9;上部）：IC から ES_wにかけて 130° から緩やかに屈曲し（角度の低下）、LS_w の前半で 110° の屈曲ピーク達した後、IC に向かって伸展運動（角度の増加）が確認された。

肘関節（図 9;中央）：128° で IC を迎えた直後に微弱な伸展が確認されたが、その後の LR では関節角度の変位は少なかった。MidSt の後半から徐々に伸展が強まり、PS_wにて 144° の伸展ピークを迎え、LS_wの中頃の 93° の屈曲ピークに向かって急激な屈曲がみられ、その後 IC に向かって伸展運動が確認された。

手根関節（図 9;下部）：185° の IC から LR のあいだ手根関節は伸展した後、MidSt では角度が概ね一定して推移していた。PS_wの中頃から LS_wの始まりの 124° の屈曲ピークに向かって急激に屈曲し、その後の LS_w では伸展運動が確認された。

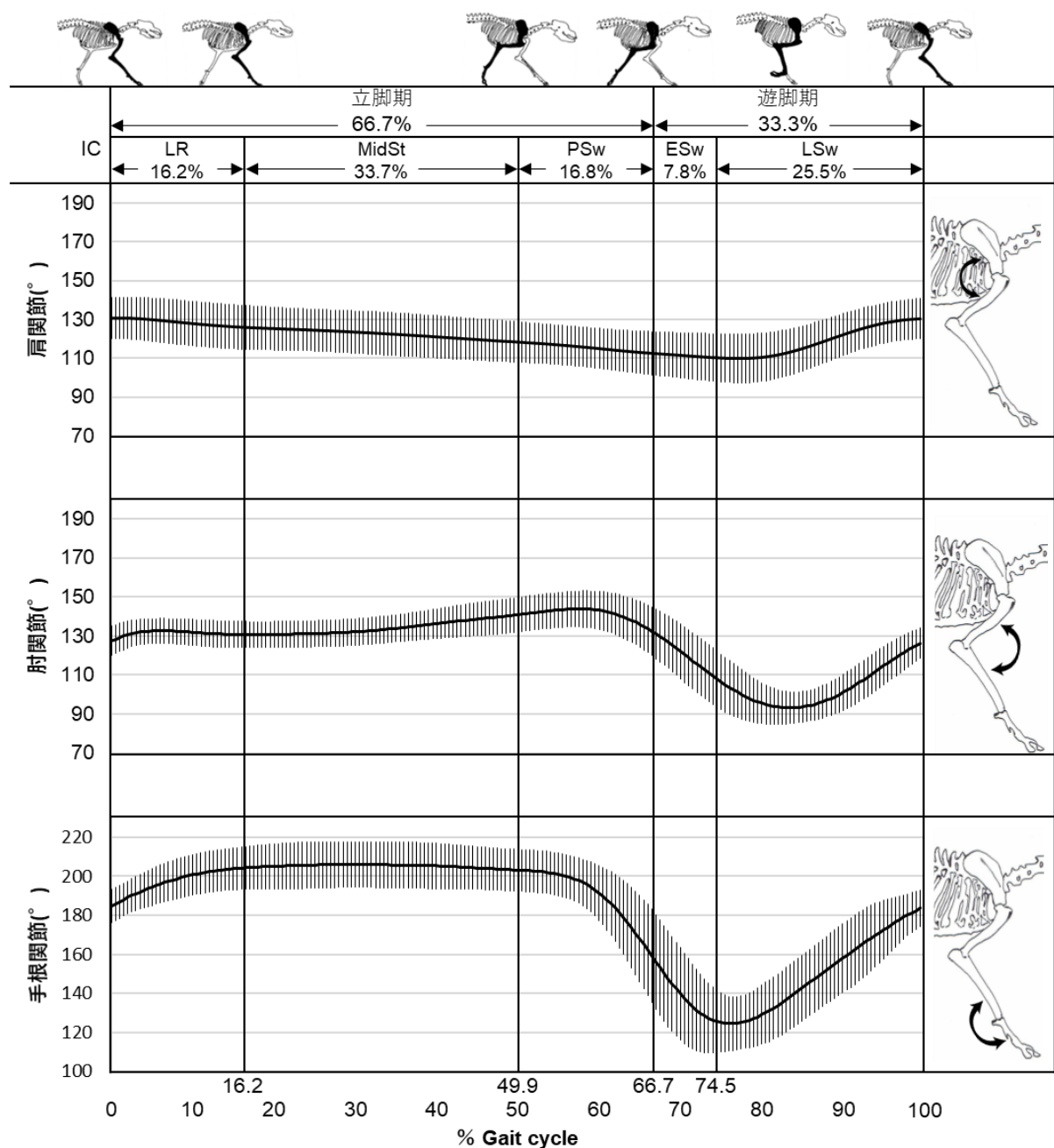


図 9. 歩行相分類に基づいた前肢関節角度/時間プロット

歩行周期内の肩関節（上段）、肘関節（中段）、手根関節（下段）の関節可動域の推移を平均値と標準誤差で示している。上段から下段を縦に跨ぐ線は、歩行相の変換点を示しており、Loading Response（LR）、Middle Stance（MidSt）、Pre-Swing（PSw）、Early Swing（ESw）、Late Swing（LSw）に分けられている。各関節ともに値の増加は関節の伸展を、値の減少は屈曲を示している。

3.1.2 後肢関節角度/時間プロット

股関節 (図 10;上部) : 88° で IC を迎えた後、LR のあいだ角度は維持され、MidSt から PSw の伸展ピークに向かって伸展が継続していた。伸展ピーク後、LSw における 83° の屈曲ピークまで股関節の屈曲が続き、その後は緩やかな伸展が IC まで続いた。

膝関節 (図 10;中央部) : IC の 140° から PSw の前半まで膝関節はゆっくりと屈曲を続け、PSw の後半から急激な屈曲が起きていた。ESw で 98° の屈曲ピークに達した後、IC まで急激な伸展が確認された。

足根関節 (図 10;下部) : 歩行周期の中、足根関節は 4 つのカーブ (変曲点) が確認された。最初の 2 つの変曲点は LR と PSw でみられ、後半の 2 つの変曲点は ESw と LSw の遊脚期で確認された。IC の 136° で開始した足根関節の屈曲は LR の前半まで続き、その後 PSw における 142° の伸展ピークまで伸展が続いた。PSw にて伸展運動から屈曲運動への切り替わりがあり ESw における 112° の最大屈曲まで屈曲が続いた。その後、LSw の前半まで伸展が続き、IC 直前にわずかな屈曲が確認された。

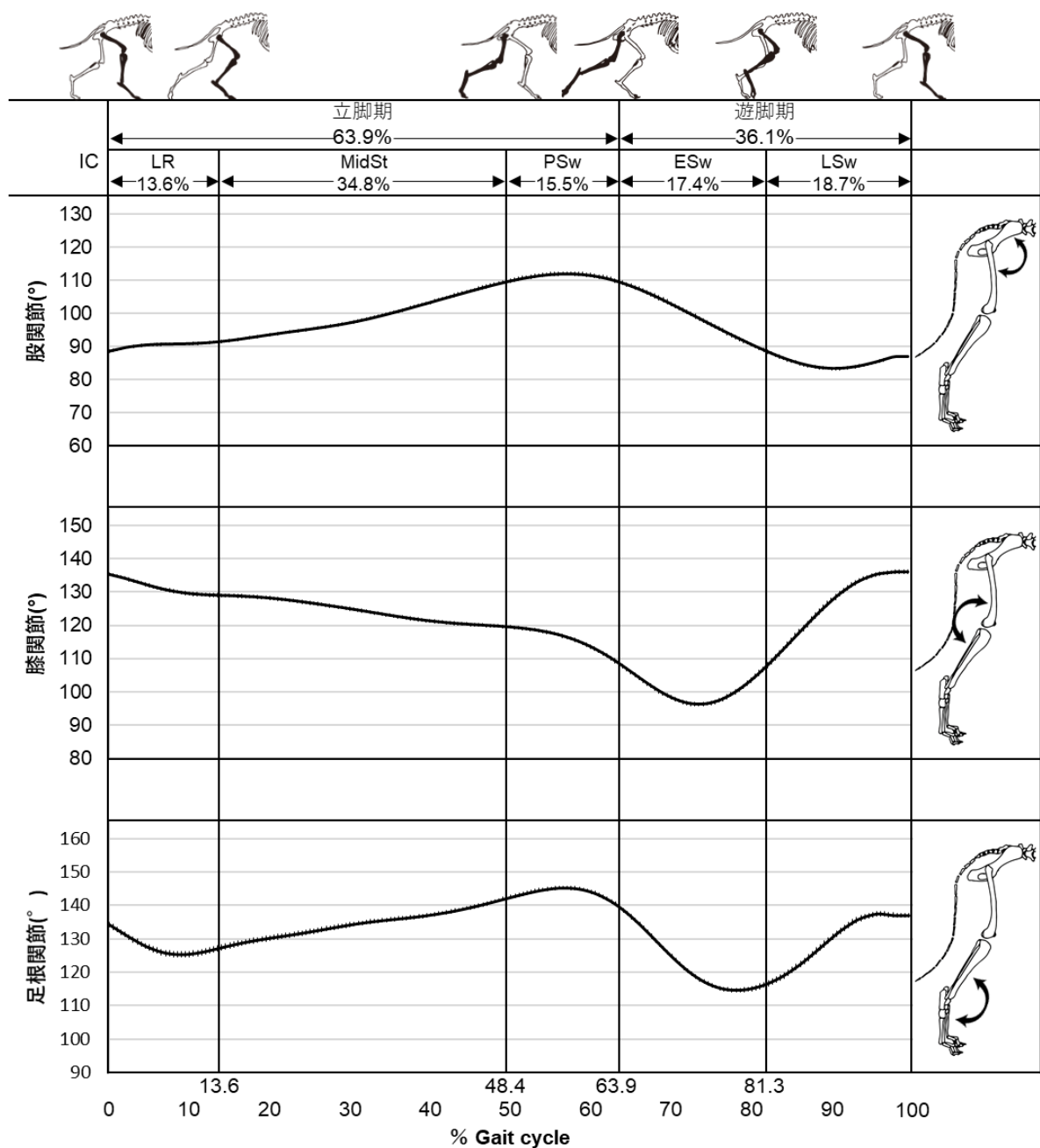


図 10. 相分けに基づいた後肢関節可動域の推移

歩行周期における股関節（上段）、膝関節（中段）、足根関節（下段）の関節可動域の推移を平均値と標準誤差で示している。上段から下段を縦に跨ぐ線は、歩行相の変換点を示しており、Loading Response (LR)、Middle Stance (MidSt)、Pre-Swing (PSw)、Early Swing (ESw)、Late Swing (LSw) に分けられている。各関節ともに値の増加は関節の伸展を、値の減少は屈曲を示している。

3.2 歩行相分類に基づいた平面サイクログラム：角度/角度プロット

角度/角度の平面サイクログラムは隣接する関節同士の協調関係を図示できる。以下に前肢と後肢の平面サイクログラムの結果を示す。

3.2.1 前肢の平面サイクログラム（図 11-A,B）

図 11-A, B ともに縦軸は肘関節であり、A の横軸は肩関節、B の横軸は手根関節を示している。そのため、縦軸の変位は A と B で共通しており、A は肩関節と肘関節の協調関係を、B は手根関節と肘関節の協調関係を示している。図 11-A, B ともに IC（初期接地）から右まわりの軌跡をたどった。PSw 以降の軌跡の移動幅は、肘関節と手根関節が大きかった。LR において、肩関節は屈曲・手根関節は伸展がみられ、肘関節は軽度屈曲してから伸展へと切り替わり前肢がクッションのように軽度沈み込んでから伸びあがっているようであった。MidSt では、手根関節は最大伸展に伸ばされ固定された状況で、肩関節は屈曲・肘関節は伸展していた。PSw では、肩関節は屈曲を続け前肢は後方への推移が続いているものの、肘関節は伸展から屈曲へ切り替わり、手根関節は屈曲が強まり遊脚直前を迎えていた。ESw では、肩関節は大きな関節運動がみられないものの、肘関節と手根関節の屈曲が強まり、前肢を折りたたむ形で床と前肢端のクリアランスを高め遊脚をしていた。LSw では、肩関節と手根関節は伸展、肘関節は屈曲ののち強い伸展がみられ、遊脚で折りたたまれた前肢を各関節の伸展運動によって次の IC を迎えていた。

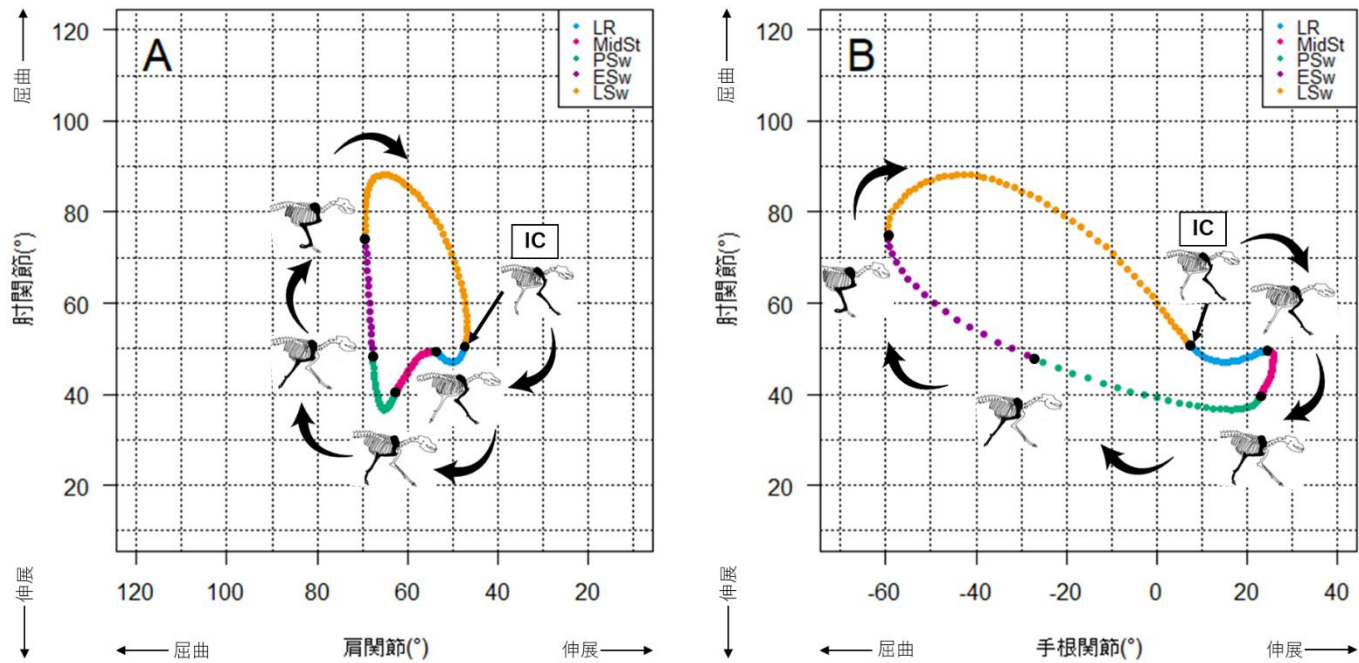


図 11. 相分けに基づいた前肢の平面サイクログラム

A：縦軸は肘関節、横軸は肩関節の平面サイクログラム。B：縦軸は肘関節、横軸は手根関節の平面サイクログラム。図中の黒点は各相の変換点を表し、近くに位置する犬の図と対応している。初期接地のポイントを Initial Contact (IC) で図中に示し、歩行の経時的推移を矢印で示している。図の右上に示している凡例に従い、歩行相ごとに色分けを行った【青色：Loading Response (LR)，赤色：Middle Stance (MidSt)，緑色：Pre-Swing (PSw)，紫色：Early Swing (ESw)，オレンジ色：Late Swing (LSw)】。

3.2.2 後肢の平面サイクログラム (図 12 A,B)

図 12-A, B とともに縦軸は膝関節であり、A の横軸は股関節、B の横軸は足根関節を示している。図 11 と同様に縦軸の変位は A と B で共通しており、A は股関節と膝関節の協調関係を、B は足根関節と膝関節の協調関係を示している。図 12-A の股関節と膝関節の角度協調関係は、図 11-A の肩関節と肘関節の三角形を反転させたような逆三角形の軌跡をたどった。図 11-B の手根関節と肘関節の図の形とは全く異なり図 12-B は八の字形を示した。その軌跡は LR のみ矢印が右まわりとなり、LR より後は左まわりの軌跡をたどった。LR において、股関節は軽度伸展、膝関節は軽度屈曲が確認され、特に足根関節屈曲が強く後肢がクッションのように沈み込んでいた。MidSt において、膝関節は屈曲し、股関節と足根関節の伸展が強まっていた。PSw において、膝関節は屈曲、股関節と足根関節は伸展運動から屈曲運動への切り替えが起こり、後肢屈曲によって遊脚を迎えていた。ESw 前期において、後肢全て屈曲運動により床と後肢端のクリアランスが高まり、その後、膝関節と足根が伸展することにより LSw を迎えていた。LSw において、股関節は屈曲運動から伸展運動への切り替えが生じ、膝関節と足根関節は伸展運動の後に緩やかな屈曲運動がみられ IC を迎えていた。

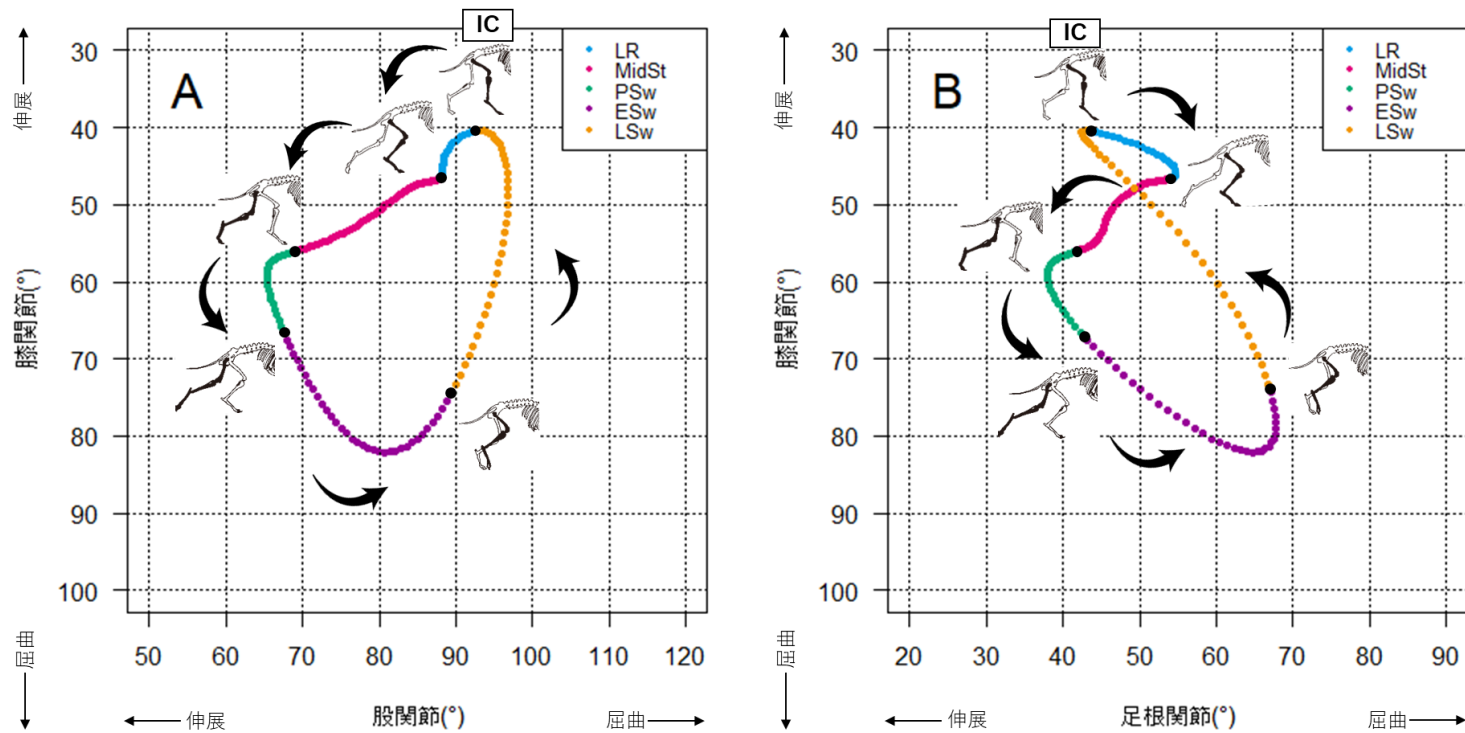


図 12. 相分けに基づいた後肢の平面サイクログラム

A: 縦軸は膝関節、横軸は股関節の平面サイクログラム。B: 縦軸は膝関節、横軸は足根関節の平面サイクログラム。図中の黒点は各相の変換点を表し、近くに位置する犬の図と対応している。初期接地のポイントを Initial Contact (IC) で図中に示し、歩行の経時的推移を矢印で示している。図の右上に示している凡例に従い、歩行相ごとに色分けを行った。

3.3.1 歩行相分類に基づいた三次元プロット：角度/角度/角度プロット

得られた三次元プロット（図 13）は縦長の楕円形を示し、立脚期（LR, MidSt, PSw）は楕円の左半分を、遊脚期（ESw, LSw）は楕円の右半分を描いていた。楕円の上部の頂点は LSw から LR（IC）の切り替わりのポイントになり、下部の頂点は PSw から ESw への切り替わりで確認され、両者ともに立脚と遊脚の切り替えポイントが頂点となっていた。緩やかな曲線は、LR・PSw・ESw の前半・LSw の後半で確認され、MidSt および遊脚の中頃は直線に近い軌跡が確認された。

3.3.2 中型犬（正常ビーグル）における歩行時後肢の平面法則の検証

歩行中の仰角（thigh, shank, foot）を三次元プロットした図に回帰平面を組み込んだものを図 14 に示す。得られた図から、歩行中の軌跡は、ほぼ回帰平面上にのることが明らかとなった

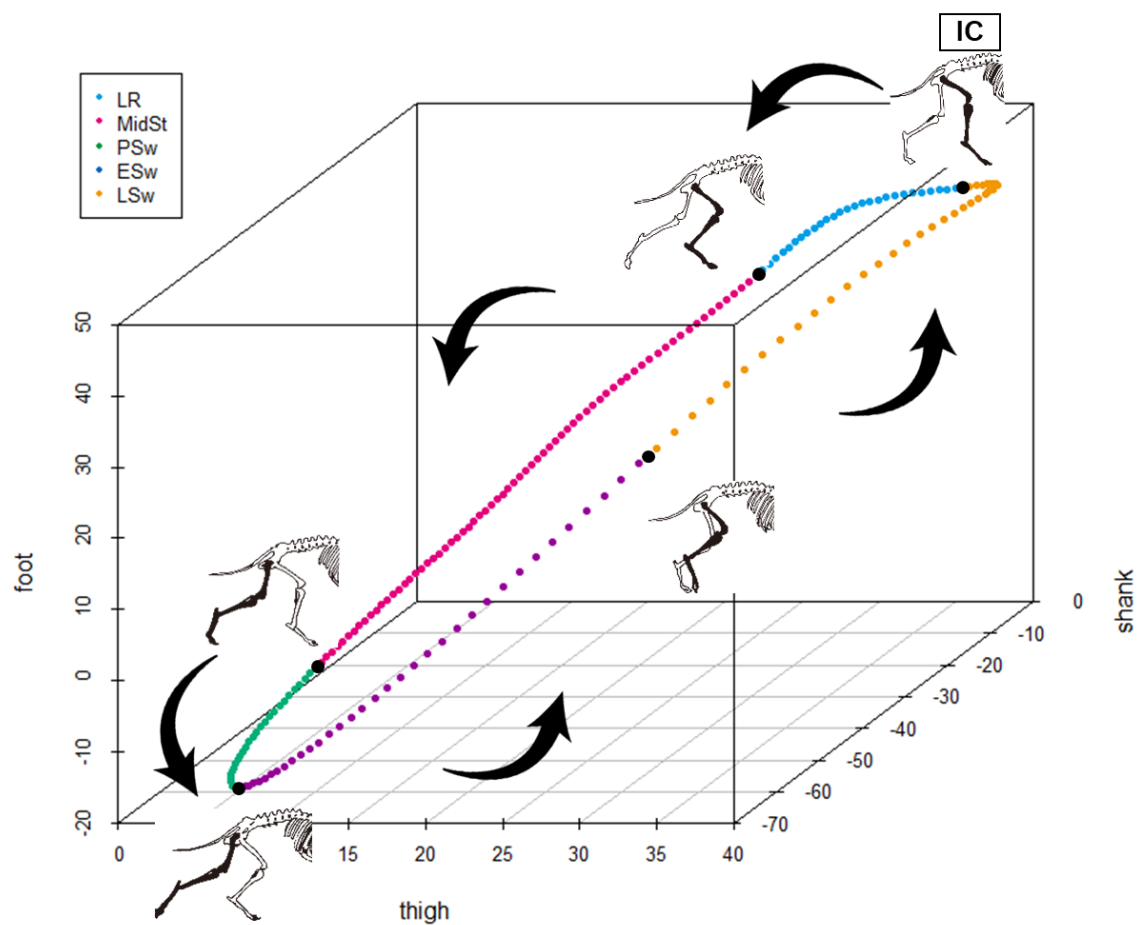


図 13. 相分けに基づいた後肢の三次元プロット

x 軸は thigh、y 軸は shank、z 軸は foot を示している。図中の黒点は各相の変換点を表し、近くに位置する犬の図の歩行時期と対応している。初期接地のポイントを Initial Contact (IC) で図中に示し、歩行の経時的推移を矢印で示している。図の右上に示している凡例に従い、歩行相ごとに色分けを行った。

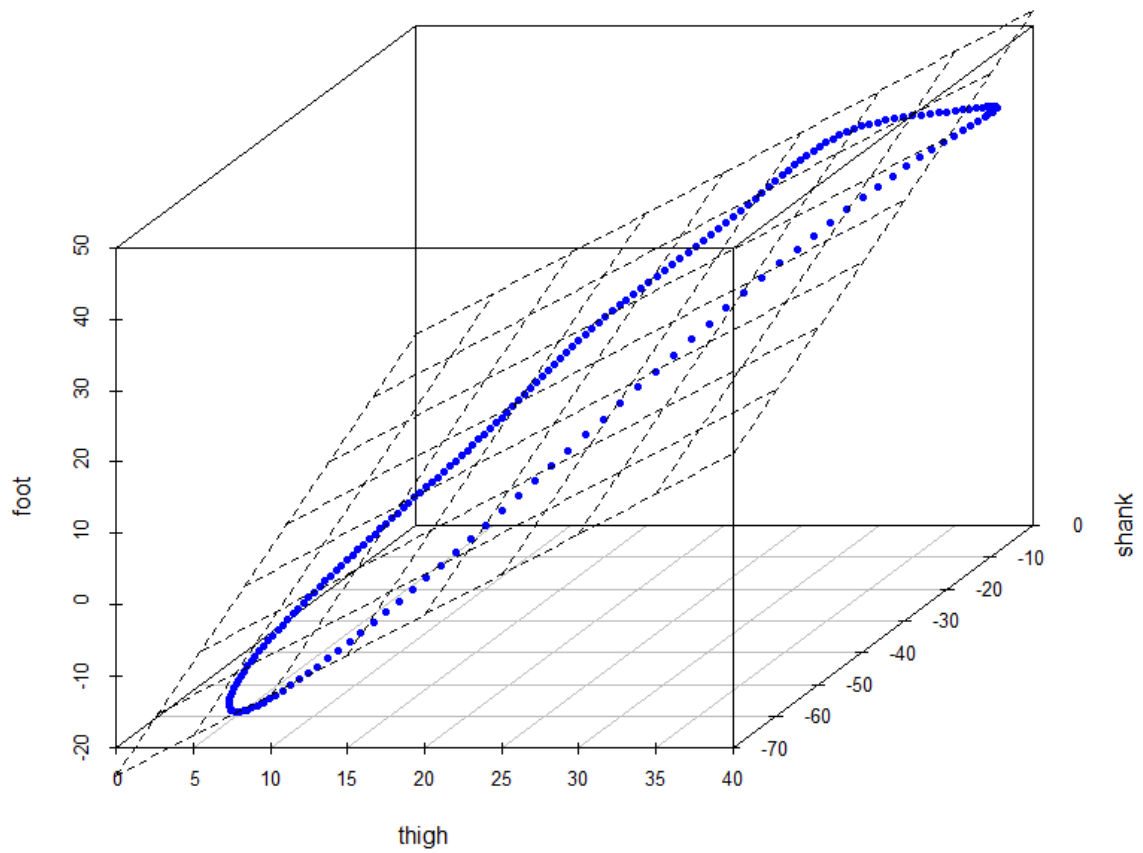


図 14. 歩行時の正常ビーグル犬の後肢の三次元プロットと回帰平面
 x 軸は thigh、y 軸は shank、z 軸は foot を示している。破線で描かれた平面は回帰平面を示している。

4. 考察

犬の歩行評価で用いられる関節可動域の推移を角度/時間プロット、平面サイクログラム、三次元プロットの手法で図示し、それら手法に I 章で明らかにした相分けを加え、関節の可動域の特徴を明確にした。その結果、歩行評価に役立つ知見や着目するポイントがいくつかが明らかとなった。また、中型犬のビーグル犬後肢において歩行の平面法則が成り立つことも明らかにした。

まず、歩行相分類に基づいた角度/時間プロットにおいて、先行研究の多くは立脚期と遊脚期の 2 相の相分けを基に報告しており [9,10,25,27,34,46]、角度推移のタイミングを表現する場合は立脚期の前半や後半、遊脚期の前半や後半などのように曖昧な表現となっていた。この現状に対して相分けを行うことにより、角度推移の変曲点が的確に表せるようになった (図 9, 10)。各相における前肢関節推移の特徴について、LR では手根関節の伸展、MidSt では前肢 3 関節ともに顕著な角度変化が生じないこと、PSw では前肢の伸展から屈曲への切り替わり、ESw では前肢屈曲の強まり、LSw では前肢の屈曲から伸展への切り替えが明らかとなった。後肢関節の特徴は、LR では足根関節の屈伸、MidSt では後肢関節全てで運動の切り替えがみられず一定した関節運動、PSw では伸展から屈曲への切り替え、ESw では膝関節と足根関節における屈曲から伸展への切り替え、LSw において後肢関節の伸展が明らかとなった。症例の歩行を評価する際、これら各相の関節可動域の特徴を活用することにより、歩行評価の際に関節運動のどこに注目すればよいのかが明確になる。例えば、MidSt において、急激な関節運動が生じることは正常からは逸脱した関節運動と判断でき、立脚期の異常につながる跛行を呈していると評価できる。このように各関節の運動推移の特徴を歩行相に落とし込むことにより、歩行評価の妥当性向上に寄与できると考えられる。

次に、歩行相分類に基づいた平面サイクログラム角度/角度プロットについて、過去の報告は犬 1 頭を対象にした 1 つに限られており、その報告では肩関節と手根関節、股関節と足根関節の角度定義が人のサイクログラムで用いられている定義とは異なっていた [21]。そのため、当該角度定義を人に準じる形に改め (図 7)、I 章で明らかにした相分けの概念を追加することによって歩行中の四肢関節の協調関係を明確にした。先行研究 [21] にて、前肢接地初期の手根関節の

強い伸展による衝撃吸収が特徴として報告されていたが、本研究では LR において手根関節の強い伸展に加え、肘関節の屈曲から伸展への切り替え、肩関節の屈曲が確認されており、手根関節の伸展だけでなく肘関節の屈伸と肩関節の屈曲の協調によって接地時の衝撃吸収が行われていることが示された。接地後は、先行研究[21]では、上腕骨の動きの制限により肘関節が伸びて体重負荷を行い、その後は手根関節の強い屈曲と肘関節の急速な伸展によって前肢の推進が生成されると報告されている。本研究では、MidSt で手根関節が最大伸展に伸ばされ固定された状況に対し肘関節の伸展と肩関節の屈曲による身体の推進、その後の P_{Sw} における手根関節と肘関節の屈曲による遊脚準備が確認されるなど、より詳細な関節の協調運動が明らかとなった。遊脚期において先行研究[21]では、遊脚初期の肘関節と手根関節の大きな屈曲を報告しており、本研究では E_{Sw} に肘関節と手根関節の屈曲による肢のクリアランスの向上、それに続く L_{Sw} での肩関節と肘関節と手根関節の伸展による接地準備が確認され、各関節の協調運動とそのタイミングが明確になった。後肢において、接地初期には足根関節による衝撃吸収が報告されているが[21]、本研究の LR では足根関節の屈曲だけでなく膝関節の軽度屈曲の協調運動による接地時の衝撃吸収が確認された。接地後、先行研究では足根関節の伸展と大腿骨の尾側への動きによる体重負荷、膝関節屈曲による遊脚、遊脚中には大腿骨と膝関節の動きの逆転という特徴を報告している[21]。本研究の MidSt では股関節と足根関節の伸展による身体の推進、P_{Sw} では膝関節は屈曲、股関節と足根関節は伸展から屈曲による遊脚準備、E_{Sw} 前期では後肢全て屈曲運動により床と後肢端のクリアランスが高まり、L_{Sw} では後肢関節の伸展運動により接地準備が確認され、後肢各関節の協調運動の特徴とそのタイミングが明らかになった。

このように以前の報告[21]で得られた知見に加えて、各関節の協調関係とそのタイミングがより詳細に明らかにできた。また、詳細に症例の歩行評価をする場合、サイクログラムに歩行相を加えることにより、歩行のどのタイミングにどの部位で協調運動が阻害されているのかを視覚的に捉えられることが示された。また、後肢の LR において特徴的なサイクログラムの軌跡が明らかとなった。運動力学の先行研究によって後肢接地初期の衝撃吸収機能が足根関節にあることが示唆されているが[24,83]、図 12-B に描かれた膝関節の屈曲と足根関

節の屈曲から伸展への切り替わりによる 8 の字の上部の丸がその接地の衝撃吸収機構であると考えられた。症例において、この 8 の字の上部の丸が描かれなければ、LR での膝関節屈曲と足根関節屈曲から伸展の協調運動によって果たされるクッション（衝撃吸収機構）の破綻が示唆される。今回示された歩行中の四肢の機能的役割（接地時の衝撃吸収、身体の推進、遊脚準備、立脚準備）は、個々の関節で果たされるのではなく多関節の協調によってその機能が発揮されており、歩行評価時の症例との比較に重要な示唆を与えたと考えられた。

最後に、歩行相分類に基づいた角度/角度/角度の三次元プロットについて、相分けの視点から跛行評価に使用できるか否かを検討するとともに、歩行の平面法則が中型犬（ビーグル犬）の後肢においても成立するのかを検討した。先行研究[20]において、健康な大型犬（ラブラドルレトリバー、ゴールデンレトリバー）を対象に歩行時の後肢（thigh, shank, foot）の三次元プロットで描かれた軌跡と、中型犬（ビーグル）で描かれた軌跡はほぼ同様の形状となった。このことから、大型犬も中型犬も多少の大きさの違いがあるが共通した形の軌跡が描かれることが示された。三次元プロットに相分けの概念を導入したところ、描かれた楕円形の軌跡の頂点の上部と下部は立脚と遊脚の切り替えであること、MidSt および ESw と LSw の移り変わりは直線に近い軌跡が確認されることが明らかとなった。すなわち、この三次元プロットに相分けの概念を導入することによって、症例のどの時期に最も特異的な跛行が出現しているのかを三関節の協調関係を示した図を通じて視覚的に検出できると考えられた。加えて、リハビリテーションの効果判定として後肢の動きを定期的に評価した際、正常な形状にどのように近づいていくのか、その経過を明瞭に示せると考えられた。一方、角度/時間プロットや、角度/角度の平面サイクログラムに比べ、どの関節で逸脱運動が起こっているのかの判断は難しいと考えられた。また、大型犬の歩行や走行、水泳で平面法則が成り立つことが示されているが[20]、中型犬で平面法則が成り立つかどうかは検討されていなかった。今回、正常ビーグル犬の歩行時の後肢において平面法則が成立することが示された（図 14）。跛行評価の 1 つの手段として平面法則による評価の有用性が示されたが、どれだけ回帰平面に適合しているのかを客観的に示す数値が存在していない。その数値の算出が行われることにより、どれくらい正常から逸脱するのかの評価が可能になる

と考えられ、今後の取り組むべき課題と考える。

本実験に使用した三次元動作解析システムでは、皮膚に取り付けられたマーカにおいて皮膚の動きがノイズとして含まれることが指摘されており [8,33,86]、より厳密な情報を得るためには持続的に X 線を照射し、身体の内部構造の画像をリアルタイムで得る X 線透視分析が推奨されている [33,69]。

5. 小括

犬のリハビリテーションにおいて、歩行評価は介入効果の検証やプログラム立案などに非常に重要な位置づけにある。しかし、その正確性は決して高くはないことが指摘されており、歩行評価の正確性を高める方法や知見が望まれている。

本章では、歩行評価で最も一般的に用いられている関節可動域の推移に着目し、角度/時間プロット、平面サイクログラム（角度/角度プロット）、三次元プロット（角度/角度/角度プロット）にI章で定義した歩行の相分けの概念を導入することにより、関節可動域の時間推移や関節同士の協調関係、歩行評価時に着目すべきポイントを明らかにした。角度/時間プロットでは、LRにおける手根関節の伸展や足根関節の屈曲など歩行相ごとに各関節単位的特徴的な動きが明確となった。関節ごとに歩行を評価する際、この評価が役に立つと考えられた。次に、平面サイクログラムの角度/角度プロットに相分けの概念を導入することにより、隣接する関節同士の協調関係を明らかにした。LRにおける前肢：手根関節の伸展・肘関節の屈伸・肩関節の屈曲、後肢：足根関節の屈曲、膝関節の屈曲の協調運動による衝撃吸収機構など、実際の歩行イベントに即した隣接関節の協調関係が明確になった。この図示方法により、歩行のどのタイミングに、どの部位の協調運動が阻害されているのかが的確に捉えることができる。

最後に三次元プロットに相分けの概念を導入し、後肢の三関節の協調関係を明確にした。その結果、描かれた楕円形の軌跡の頂点の上部と下部は立脚と遊脚の切り替えであることなどが明らかとなった。症例のどの時期に最も特異的な跛行が出現しているのかを三関節の協調関係を示した図を通じて視覚的に検出できる評価であることが示された。加えて中型犬のビーグル犬後肢において歩行の平面法則が成り立つことを確認した

以上のように各プロットにより示される関節可動域の特徴が明らかになった。プロット自体の活用に加え、明らかになった相ごとの特徴を捉えた上で歩行を評価することにより、個別性に合わせた歩行の診断やリハビリテーションの効果判定がよりの確に行えるようになると考えられた。

第Ⅲ章 相分けに基づいた犬の歩行の筋活動

1. 序文

動物に対するリハビリテーションで最も多い飼い主の願いは「再び歩けるようになること」であり、犬の歩行の適切な評価と治療に役立つ知見が望まれている[74,75]。人の理学療法では正常動作知見（関節可動域・筋活動・床反力など）に基づき患者を評価するが、犬では特に筋活動に関する報告が乏しい[37,92]。歩行中の筋活動を知ることができなければ、どの筋肉の機能低下によって跛行が生じているのか評価が難しく、犬の個別性に合わせたリハビリテーションプログラムの立案・介入はさらに困難になる。

筋活動の測定には、針やワイヤー電極を用いる侵襲的な方法と電極を体表に貼付する非侵襲的な方法がある[87]。侵襲による痛みが跛行を惹起する可能性があることや動物福祉の観点から非侵襲的な方法が望ましいと考える。

人では非侵襲的な測定方法である表面筋電図が広く用いられ、多くの筋活動が測定されている[41]。一方、犬の表面筋電図測定による報告は少なく、中殿筋・外側広筋・大腿二頭筋の後肢3筋の報告に限られている[8,12,73]。また、人間のように相分けに基づいて関節可動域などの運動学的データ・床反力などの運動力学的データを統合し、筋活動が果たす役割の解釈はされてこなかった。そのため、歩行相ごとに各肢の筋肉が果たす機能的役割は明らかになっていない。以上より、犬の歩行の評価やリハビリテーションに役立つ、相分けに基づいた個々の筋肉の機能や関節の役割についての知見を集める必要があると考える。

本章では、歩行の相分けに基づいて正常ビーグル犬の歩行時の筋活動を測定し、各相の機能的役割を推定することを目的とし、臨床場面の動作分析に役立つ関節可動域の推移と筋活動の簡易的な図の作成を試みた。

2. 材料と方法

2.1 被験動物

測定は、I から II 章で使用した 8 匹の正常ビーグル犬のうち 6 匹（雌 3 匹、雄 3 匹）を使用した。本研究は酪農学園大学の動物実験委員会によって承認を受け（承認番号：VH17B7）、実施された。

2.2 測定手順

全ての歩行測定はトレッドミル上で実施した。被験犬は 3 日間（1 日 2 回、各 20 分間）のトレッドミル歩行の馴致を行った後、KinemaTracer の三次元モーション分析システム（キッセイコムテック株式会社）を使用し有効な 10 歩行周期のデータを取得した。

両面テープ（カベタックスポンジ両面粘着シート、ニチバン株式会社）とキネシオロジーテープ（バトルウィンテープ；ニチバン株式会社）を使用して、10 個のカラーマーカー（各直径 20mm）を、正常ビーグル犬は前後肢の解剖学的ランドマークに貼付した（図 2）。解剖学的ランドマークは、肩甲棘背側端、上腕骨大結節、上腕骨外側上顆、尺骨茎状突起、第五中手骨頭、腸骨稜、大腿骨の大転子、大腿骨の外側顆と腓骨頭の間の大腿骨脛骨関節、脛骨の遠位部分の外果および第 5 中足骨の遠位外側面とした[46]。歩行測定では、4 台の CCD カメラをトレッドミル（AF 1900; ALINCO）の周りに設置し、トレッドミルの速度はビーグル犬の歩行に関する先行研究[1]をもとに、0.7 m/sec とした。筋肉活動は、テレメトリックユニット（Telemetry 2400T G2, Noraxon USA, Inc., AZ, USA）を使用し、1500 Hz でサンプリングを行った。過去の報告を参考に、サンプリングされた筋活動信号は、20~500 Hz のバンドパスフィルターを使用してフィルター処理し、アーチファクトを除去した[61]。電極間の距離が 20mm の表面電極（HEX Dual Electrodes, Noraxon U.S.A., 191 Inc., Scottsdale, AZ, USA）を皮膚に、アース電極は坐骨結節上に取り付けた。皮膚の毛皮はバリカンにより除去し、皮膚抵抗を最小限に抑えるために皮膚前処理剤（スキンプュア、日本光電、東京）を使用し、その後 80%エタノールで湿らせた衛生綿で皮膚を洗浄した。すべての犬の同じ位置に電極が取り付けられていることを確認するため、同一人物が特定の手順に従って配置した（図 15, 16）。電極は犬が足を体の下に真っ直ぐに位置した立位で貼付した[10]。

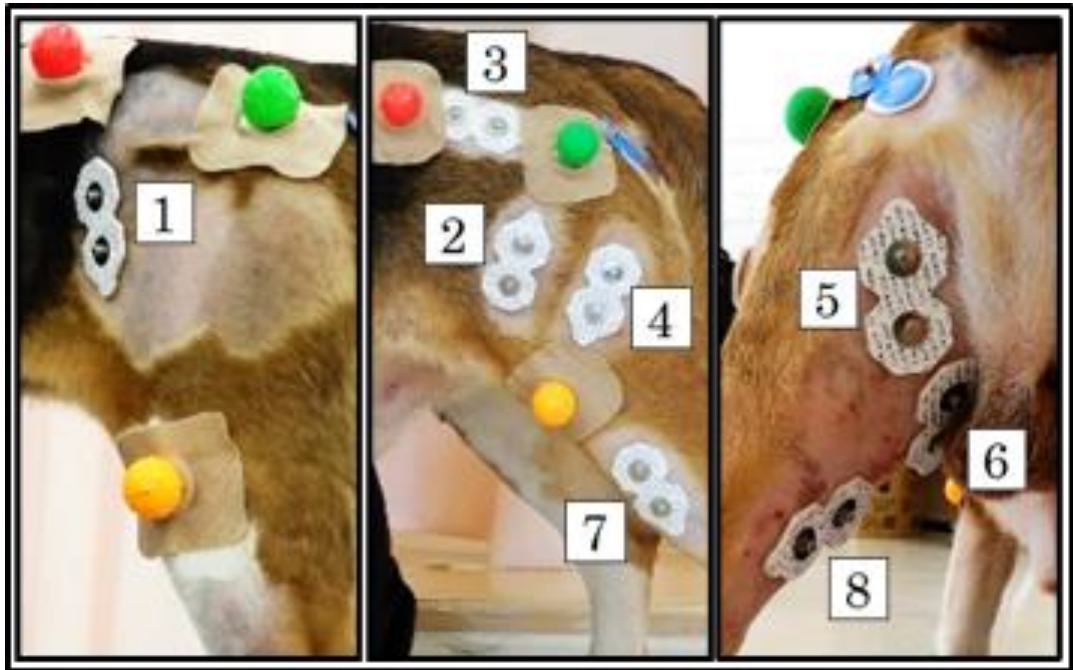


図 15. 表面電極の貼付位置

1.縫工筋「腸骨稜から膝蓋骨を結ぶ線の近位 1/3」、2.外側広筋「腸骨稜と膝蓋骨を結ぶ線の中点と大腿骨大転子と膝蓋骨を結ぶ線の中点を結ぶ線の中点」、3.中殿筋「腸骨稜から大転子を結ぶ線の中央」、4.大腿二頭筋「坐骨結節から膝蓋骨を結ぶ線の近位 2/3」、5.半膜様筋「坐骨結節内側から脛骨内側顆を結ぶ線の近位 1/3」、6.薄筋「骨盤結合から脛骨前縁を結ぶ線の近位 1/2」、7.前脛骨筋「腓骨頭から内果を結ぶ線の近位 1/3」8.腓腹筋「大腿骨内側顆から踵骨隆起を結ぶ線の近位 1/3」である。

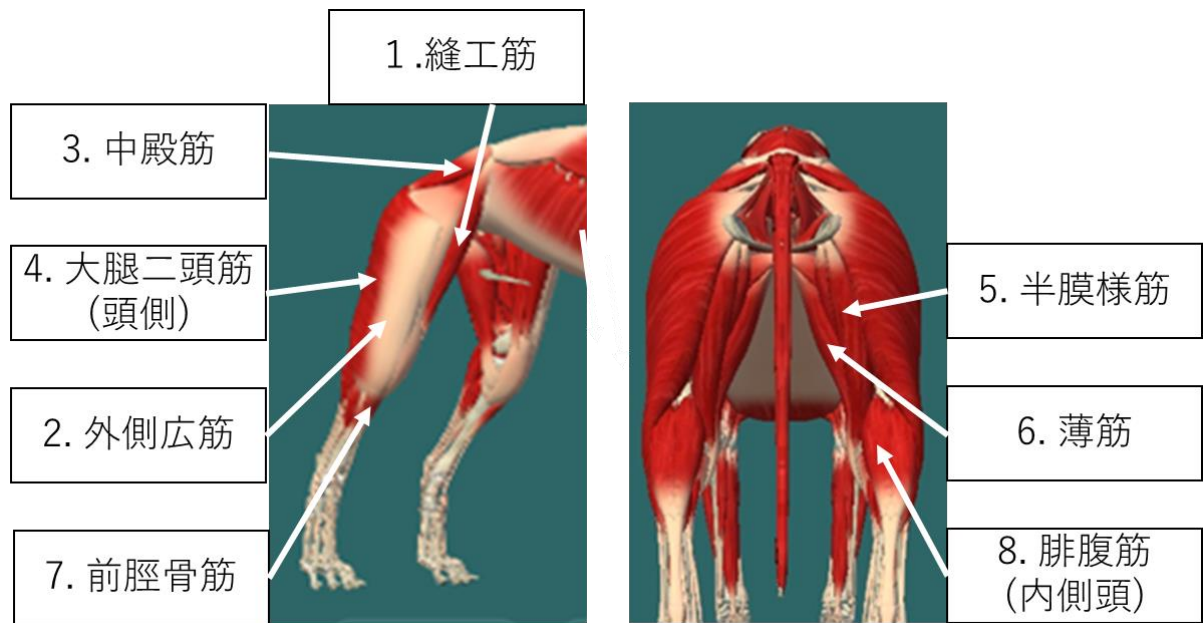


図 16. 測定対象筋の位置と形状（模式図）

Visual Anatomy 3D-Canine アプリケーション（Netherlands, Utrecht Kattenkruidweg, info@graphicvizion.com）を使用し、測定対象とした 8 筋の位置と形状、名称を示した。

2.3 データの正規化

データの正規化は、筋電図測定で得られた筋活動データの変動を減らし、再現性を向上させる目的で一般的に行われている手法である[10,19,25]。この手法により、個々の犬の筋電図データを比較することが可能になる。正規化の手順は、各犬の 10 個の有効な歩行周期を選択し、各歩行周期に要した時間を 100% に揃え、関節可動域の推移と筋活動の平均データを算出した。筋活動の振幅は次の 3 つのステップで正規化を行った。最初に、各 10 個の有効な歩行周期の筋活動の振幅を記録し、各歩行周期の最大振幅を決定した。第二に、決定された 10 個の最大振幅の平均を算出し 100%EMG とみなした。第三に、各筋活動の振幅を最大振幅の割合（%EMG）として示した。

3. 結果

結果では、LR から LSw までの 1 歩行周期における各関節（股関節、膝関節、足根関節）と筋肉の活動を示した。

3.1 相分けに基づいた歩行時の股関節可動域と股関節に関わる筋活動（図 17）

LR において、主に股関節を伸展する筋肉と内転・外転する筋肉が活動し、股関節可動域は軽度屈曲していた。MidSt 前半では、薄筋を除いた股関節の伸展筋の活動がみられ、後半にかけて徐々に活動が弱まっており、股関節は MidSt を通じて伸展を強めていた。PSw では、股関節屈曲筋である縫工筋の活動が開始し、股関節は伸展可動域ピークから屈曲への切り替えが起こっていた。ESw では、股関節屈曲筋である縫工筋の活動がピークを迎え、股関節伸展筋群の活動は ESw の後半から徐々に強まっており、股関節は屈曲活動をさらに強めていた。LSw では、縫工筋の活動が徐々に弱まり、逆に股関節伸展筋群は活動が強まり、股関節は屈曲ピークから伸展への切り替えが起こっていた。

3.2 相分けに基づいた歩行時の膝関節可動域と膝関節に関わる筋活動（図 18）

LR において、膝関節の屈筋と伸筋全てにおいて筋活動が確認され、膝関節は軽度屈曲していた。MidSt では、膝関節伸展筋である大腿二頭筋と、屈曲筋である腓腹筋の活動が確認され、膝関節は徐々に屈曲を強めていた。PSw では、伸筋である縫工筋の活動の高まりに加え、膝関節屈曲筋である半膜様筋と薄筋の軽微な活動が確認され、膝関節の屈曲が強まっていた。ESw 後半では、縫工筋を除き膝関節の伸展筋群の活動が高まり、膝関節は屈曲ピークから伸展運動への切り替えが確認された。LSw では、膝関節伸展筋群の活動が高まり、膝関節伸展運動が確認された。

3.3 相分けに基づいた歩行時の足根関節可動域と足根関節に関わる筋活動（図 19）

LR では、足根関節伸展筋群の筋活動が高まり、足根関節は屈曲から伸展していた。MidSt では、伸筋である大腿二頭筋と腓腹筋の活動が前半に強く確認され、足根関節は伸展を強めていた。PSw では、足根関節屈曲筋である前脛骨筋の筋活動の高まりが確認され、足根関節は伸展のピークから屈曲への切り替

えが起こっていた。ESwにおいて、前脛骨筋の筋活動がみられ足根関節は屈曲を強めていた。LSwにおいて、前脛骨筋の活動の減弱に対して伸展筋群は活動を強め足根関節は伸展しており、接地直前に屈曲への運動の切り替えが起こっていた。

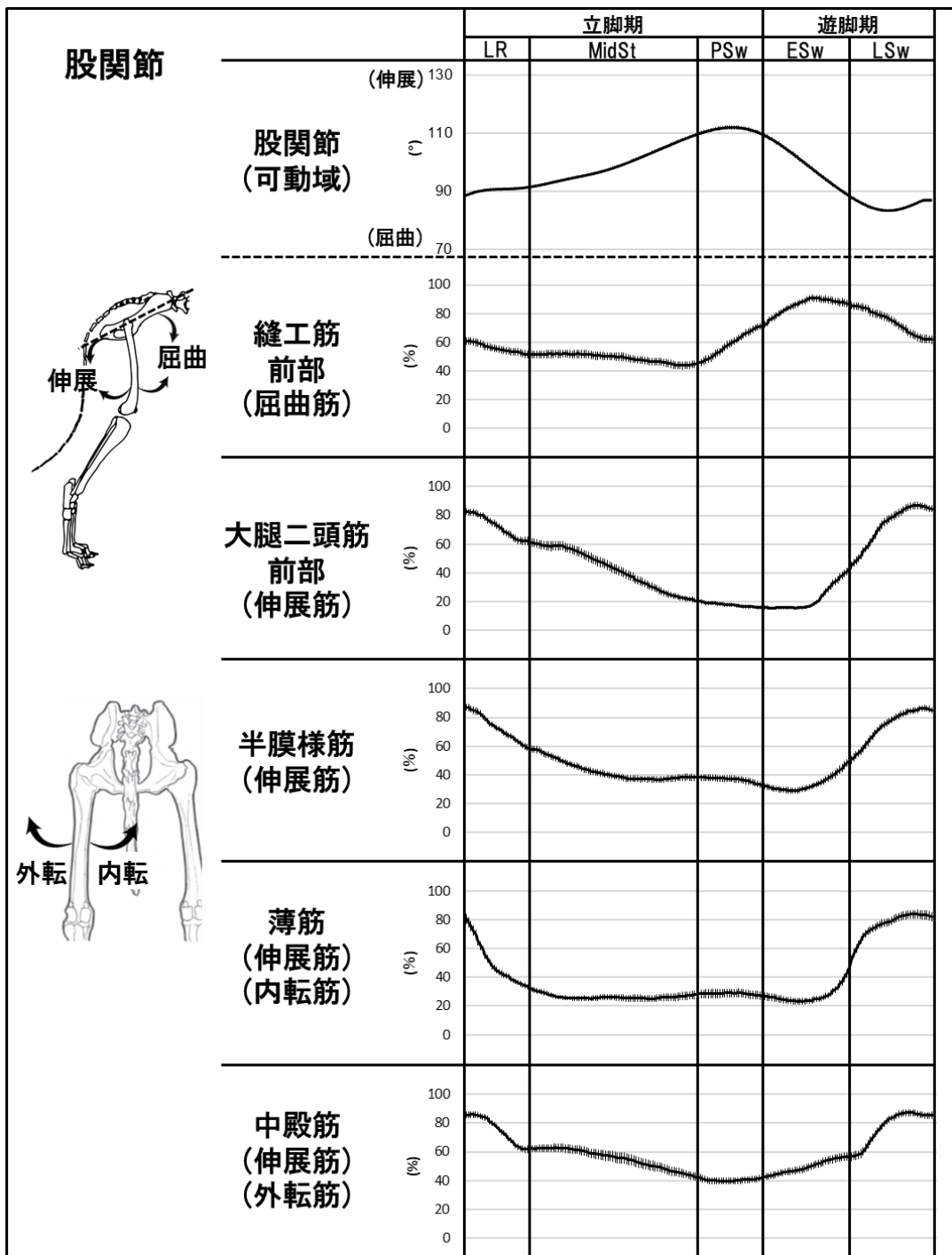


図 17. 相分けに基づいた歩行時の股関節可動域と股関節に作用する筋活動
 1 歩行周期内の各歩行相 (LR, MidSt, PSw, ESw, LSw) における各値の推移を示している。
 股関節可動域は角度が大きくなると伸展、小さくなると屈曲を意味し、筋活動は値が大きくなるほど、その筋活動が高まっていることを示す。

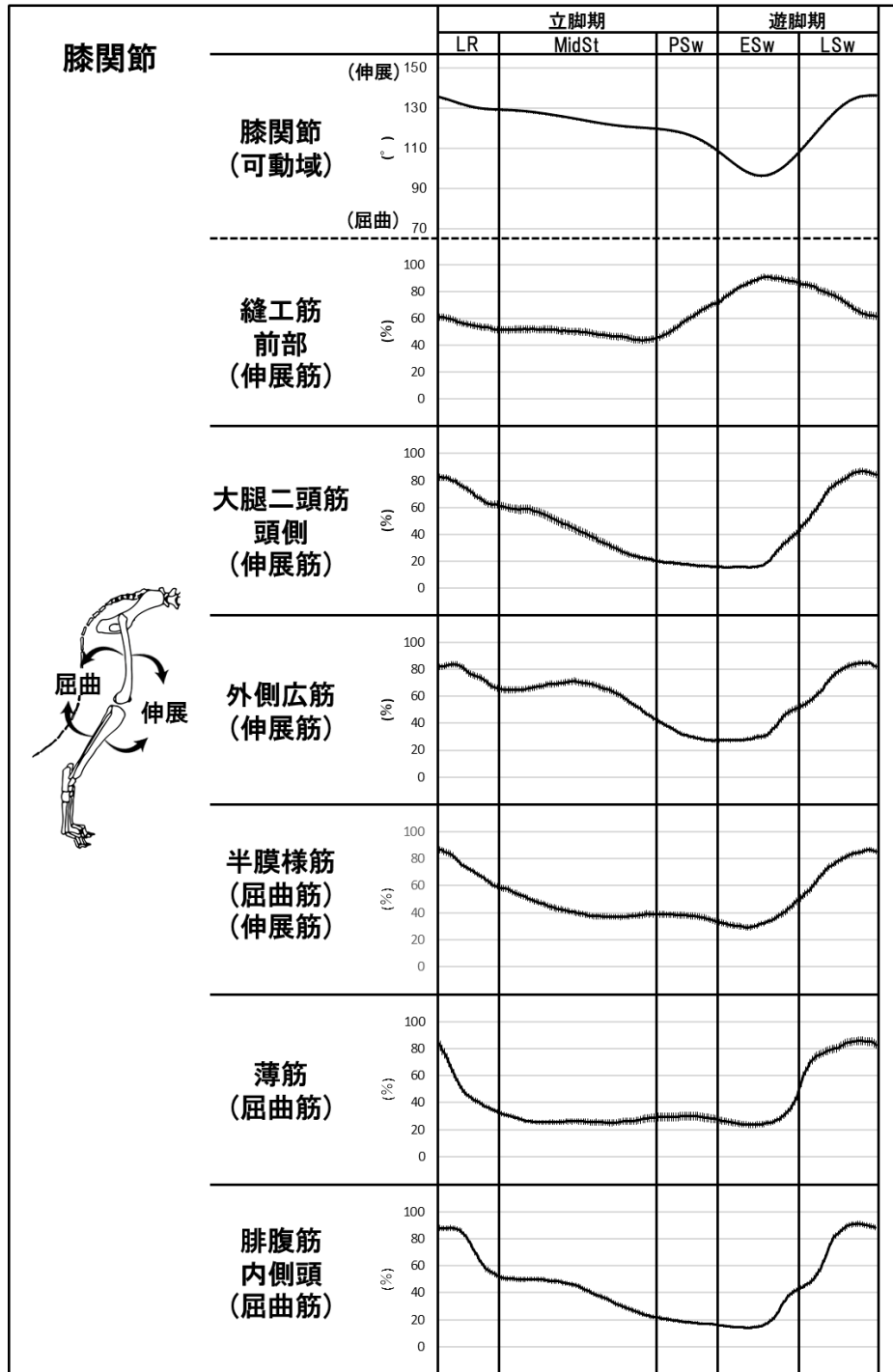


図 18. 相分けに基づいた歩行時の膝関節可動域と膝関節に作用する筋活動
 1 歩行周期内の各歩行相 (LR, MidSt, PSw, ESsw, LSsw) における各値の推移を示している。
 膝関節可動域は角度が大きくなると伸展、小さくなると屈曲を意味し、筋活動は値が大きくなるほど、その筋活動が高まっていることを示す。

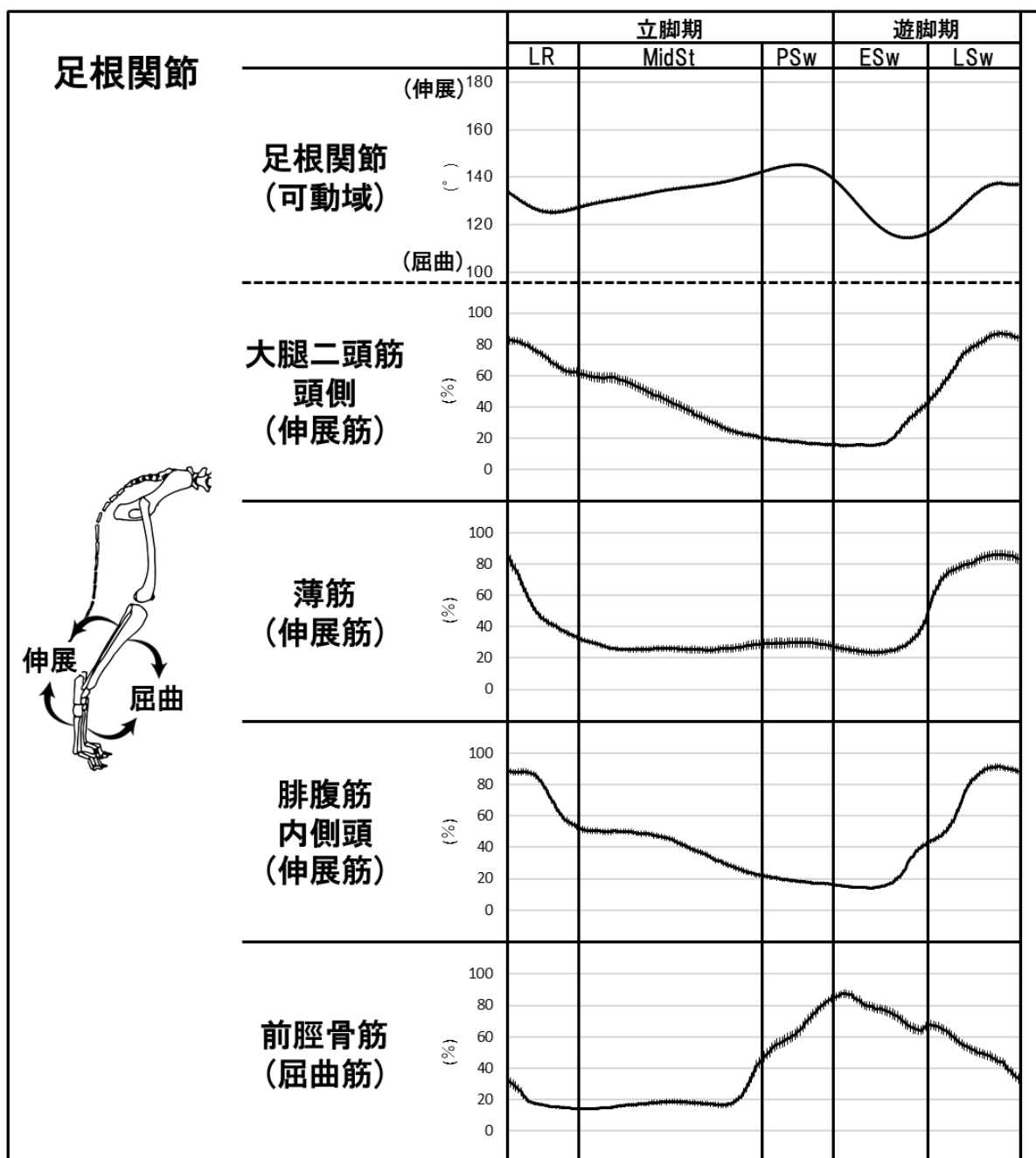


図 19. 相分けに基づいた歩行時の足根関節可動域と足根関節に作用する筋活動
 1 歩行周期内の各歩行相 (LR, MidSt, PSw, ESw, LSw) における各値の推移を示している。
 足根関節可動域は角度が大きくなると伸展、小さくなると屈曲を意味し、筋活動は値が大
 きくなるほど、その筋活動が高まっていることを示す。

4. 考察

本章では、歩行の相分けに基づいて正常ビーグル犬の歩行時の筋活動を測定し、各相の機能的役割を推定すること、臨床場面の動作分析に役立つ関節可動域の推移と筋活動の簡易的な図を作成することを目的とした。その結果、各歩行相の機能的役割の推定および視覚的な歩行評価に役立つ図 17-19 を作成することができた。これらの図を基に各筋の役割について以下に考察した。

犬の表面筋電図測定に関する研究はこれまで非常に少ない[37,92]。そのため、まずは得られた筋活動と以前の報告との比較を行った。本研究の比較対象は、これまでに表面筋電図で報告されている中殿筋・外側広筋・大腿二頭筋[8,12,34,90]に加え、筋肉に埋め込むインプラント電極を使用して得られた中殿筋・大腿二頭筋・縫工筋・半膜様筋・薄筋の筋活動とした[25]。インプラント電極は外科的に直接筋肉に配置されるため、表面電極よりも正確な筋活動を得ることができるが、その侵襲性のため人間では表面電極が一般に用いられている[87]。本研究で得られた大腿二頭筋・外側広筋・縫工筋・半膜様筋の筋電図はこれまでの報告と類似した波形を示したが、中殿筋と薄筋では異なる部分があった。中殿筋について、Bockstahler et.al [8]および Breitfuss et.al[12]は表面筋電図測定にて、立脚の初期と後期、初期遊脚で 3 つの活動ピークがあることを報告している。一方、Schilling et.al [25]は、インプラント電極を使用し遊脚の後期と立脚の初期の 2 つの活動ピークであることを報告している。本章で得られた中殿筋の結果は、インプラント電極によって得られた結果[25]と同様に立脚期 (Midst) と遊脚期 (LSw) の 2 か所でピークを示した。何故、このような差が生じたのか詳細な原因は不明であるが、本研究はビーグル犬を用いたものであり、先行研究ではゴールデンレトリバーやラブラドルレトリバーなどを対象としている[8,12]。ビーグル犬は嗅覚と吠えることで獲物を追いかける嗅覚ハウンド、ゴールデンレトリバーとラブラドルレトリバーは人と協力して鳥を捕える鳥猟犬であり、得意とする動きが異なる。このような犬種による得意な動きの差が活動ピークの差に反映された可能性は否定できない。すなわち、犬の性質による活動ピーク数の差が考えられるため、今後は犬種による差について検討していく必要がある。薄筋はインプラント電極によって測定された報告しかない。その報告では立脚期と遊脚期の切り替わりで強く活動して

いた[25]。しかし、本研究の結果では立脚期と遊脚期の切り替わり時の活動に加え遊脚期と立脚期の切り替わり時に強い筋活動が示された。薄筋の筋活動結果が先行研究と異なった原因として、薄筋の周囲は脂肪などの軟部組織が多く存在することや、薄筋の周囲には内転筋などの他の筋肉が隣接しており、隣接する筋活動を一部記録してしまうクロストークが[8,10,18,41,73]起きた可能性が示唆された。そのため、本研究で得られた薄筋の筋活動の妥当性は再度検討する必要があるかもしれない。本研究で初めて測定された腓腹筋と前脛骨筋はこれまで報告がないため比較できないが、LRにおける足根関節の屈曲から伸展への切り替わりにおいて、足根関節伸展筋である腓腹筋の大きな活動が確認され、足根関節の屈曲足根関節の関節運動の軌跡に付随して足根関節屈曲筋である前脛骨筋の活動が高まっていた。このように、歩行に必要とされる関節運動に沿って腓腹筋と前脛骨筋が活動していることが示された。

犬の歩行に関する運動力学の先行研究では、垂直方向および頭尾側方向の床反力が示されている[10,13,14,26,71,72]。体重を支持する垂直力は、立脚期間の約20%でピークに達し、その後わずかに減少する。立脚期の約80%の時期に垂直力の2番目のピークが訪れ、その後急激な減少がみられ、立脚期間で古典的なM字型の波形が報告されている[14,26,71]。頭尾方向の力は、頭側の力が推進力（加速）、尾側の力が制動力（減速）を示す。立脚期の0%から34%の力は尾側方向の制動に使用され、立脚期の34%から100%の力は頭蓋方向の推進力に使用されていた[14]。これらの運動力学の報告を本研究の相分けに組み込むと、LR（後肢両脚支持）に最大の体重負荷と制動力が生じ、MidStの後半（後肢単脚支持）から推進力が増加し、PSw（後肢両脚支持）にこれらの力が大幅に減少することが示唆された。それら運動力学的知見を交え、相ごとの機能的役割を関節可動域の推移と筋活動を指標に作成した図20を用いて以下に考察する。

LRにおいて、後肢には体重負荷に伴う強い垂直力と制動力が生じるが、股関節の角度は著変なく維持できていた。その理由について、接地に加わる垂直力に対して接地時の股関節の伸展筋群（大腿二頭筋、半膜様筋、薄筋、中殿筋）が活動し、釣り合いが取られることにより股関節位置が保たれていると考えられた。膝関節ではLR時に屈曲運動が確認され、膝関節伸展筋群（大腿二頭筋・外

側広筋・半膜様筋・薄筋)の活動が体重負荷の強い垂直力と減速力に抗して、遠心性収縮を行うことにより過度な膝関節屈曲を防止する役割を果たしていると考えられた。足根関節では接地による強い垂直力に対して足根関節伸展筋群(大腿二頭筋・薄筋・腓腹筋)が活動することにより足根関節の過度な屈曲を防止し、足根関節の屈曲から伸展の運動の切り替えによって体重負荷に伴う強い衝撃を吸収していることが推察された。このように LR は接地に対する衝撃吸収の機能的役割が示唆された。MidSt では股関節は継続した伸展運動がみられ、大腿二頭筋や中殿筋の股関節伸展の筋活動により身体の推進が図られたと考えられた。膝関節では屈曲運動を示しており、腓腹筋の求心性収縮による膝関節の屈曲に対し大腿二頭筋や外側広筋が遠心性収縮の協調作用によって過度の膝関節屈曲の防止と身体の推進の維持に関与していると推察された。足根関節では持続的な伸展を示しており、大腿二頭筋や腓腹筋内側頭の収縮による足根関節伸展を伴った身体の推進が行われていることが推察された。このように MidSt は身体の推進の機能的役割が示唆された。PSw では股関節では股関節伸展から屈曲への切り替えが起っており、この切り替えに股関節屈曲筋である縫工筋が主として作用し、遊脚の準備を行っていると考えられた。膝関節においては、膝関節の屈曲筋である半膜様筋と薄筋の軽微な活動の向上がみられており、これら活動によって膝関節屈曲が誘導され遊脚の準備が行われていると推察された。足根関節において、足根関節屈曲筋である前脛骨筋の活動が高まり足根関節の伸展から屈曲への切り替えが起り、遊脚の準備が行われていると考えられた。このように PSw は遊脚準備の機能的役割が示唆された。ESw においては、股関節屈筋である縫工筋の活動の高まりに伴い股関節屈曲が強まり、膝関節は膝関節伸展筋群の筋活動の高まりに伴い膝関節屈曲から伸展への切り替えが起こっていた。足根関節では、足根関節伸展筋群の高まりに伴い足根関節の屈曲から伸展への切り替えが確認された。これら関節運動と筋活動から ESw は遊脚推進の機能的役割が示唆された。LSw において、股関節では股関節伸展筋の高まりに伴い股関節屈曲から伸展への切り替えが行われ、膝関節では膝関節伸展筋群の活動の高まりによって膝関節伸展がより強まり、足根関節においても足根関節伸展筋群の活動の高まりにより足根関節の伸展が強まっていた。それらより、LSw の機能的役割は初期接地における強い衝撃に各関節の伸展によって備えて

いることが推察された。

以上から、LR では衝撃吸収、MidSt では身体の推進、PSw では遊脚の準備、ESw では遊脚の推進、LSw では立脚の準備という各相の機能的役割が示唆された。また、関節可動域と筋活動の図（図 20）を用いることによって、視覚的歩行分析の妥当性を高めることができるのではないかと考えられた。

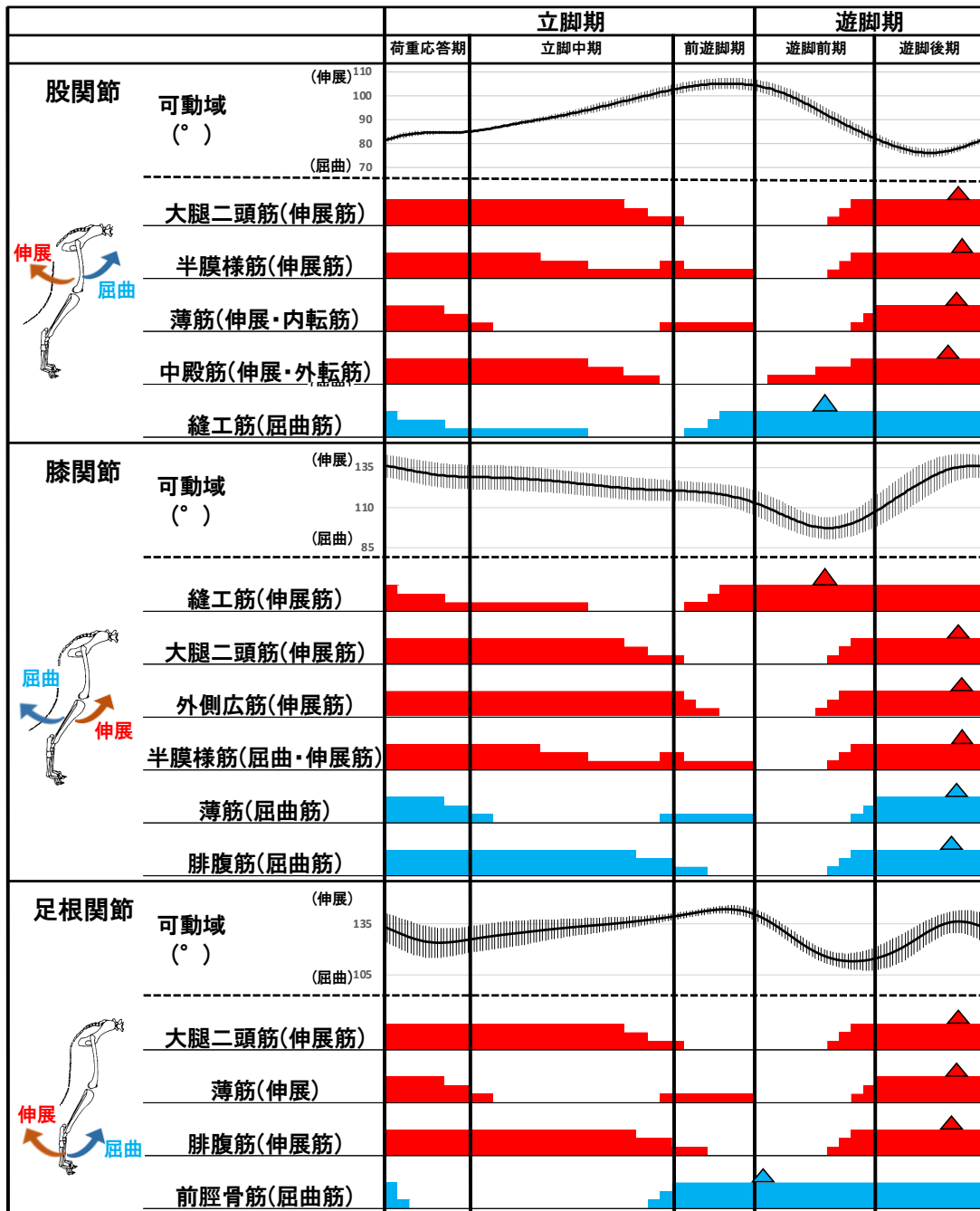


図 20. 相分けに基づいた歩行時の後肢関節可動域と関連する筋活動

1 歩行周期内の各歩行相 (LR, MidSt, PSw, ESsw, LSsw) における関節可動域と筋活動の推移を示している。関節可動域は値が大きくなるほど図の上方へ推移 (伸展) し、値が小さくなると下方へ推移 (屈曲) する。図中の青色は屈曲の筋活動を、赤色は伸展の筋活動を示し、各筋活動が高まるほど縦軸の高さが大きくなり、筋活動が弱まると縦軸の高さが小さくなる。また、各筋活動に付記している△は最も筋活動が高まった点を示している。

5. 小括

犬のリハビリテーションにおいて、歩行の適切な評価と治療に役立つ知見が望まれている。人の理学療法では歩行時の正常筋活動の知見をもとに症例の跛行がどの筋肉の機能低下によって生じているのかが評価される。つまり、正常歩行の筋活動の知見は各症例に合った治療プログラムの立案や経過の評価に活用されている。一方で、犬の歩行の筋活動の知見は非常に少なく、個別性に合わせたプログラムの立案・介入が難しい状況にある。本章では、歩行の相分けに基づいて正常ビーグル犬の歩行時の後肢筋活動を測定し、その妥当性を先行研究との比較から検討した。また、得られた筋活動と関節可動域を統合し各相の機能的役割の推定を行った。

縫工筋・中殿筋・外側広筋・大腿二頭筋（頭側）・半膜様筋の筋活動で既報と概ね類似した結果が得られたが、薄筋の筋活動は先行研究とは異なる結果であったが、その原因は不明であった。また、腓腹筋と前脛骨筋の筋活動を測定したのは本研究が最初であり、歩行相の変化に伴い活動が変化することを明らかにした。

関節と筋活動を相に分けて解析することにより、LR では衝撃吸収、MidSt では身体の推進、PSw では遊脚の準備、ESw では遊脚の推進、LSw では立脚の準備という機能的役割が推察された。また、今回の成績を元に正常歩行時の後肢3関節の関節可動域と筋活動の関係を図示することができた(図 20)。この図を用いると、ある歩行相に跛行がみられれば、その相の関節可動域または筋活動に異常が生じているという仮説を立てることができ、その関節と筋肉に注目した詳細な評価に進めることが出来る。このことは、視覚的歩行分析の妥当性を高め、個別性に合わせたリハビリテーションプログラムの立案・実施につながると考える。

第IV章 運動学的評価の実例

1. 序文

犬のリハビリテーションにおいて歩行評価は重要な位置づけにあり、評価の妥当性を高める方法や知見が求められている。犬の歩行評価に関して運動学的手法を用いたこれまでの研究では、股関節形成不全症例の歩行評価[9]、一側後肢切断症例の歩行評価[36]、前十字靭帯断裂症例の歩行評価[62,70,89]、若齢犬と高齢犬の評価[69]などが行われている。その多くは、角度/時間プロットによる評価方法であり、関節可動域の最大値や最小値、可動域の推移が示されている。これら知見により、各疾患犬の跛行の特徴の理解が深められてきた。

しかし、日々の犬のリハビリテーションの現場では、上記の疾患のみならず多種多様な疾患の症例が対象となっている。また、上記の疾患であっても、現病歴や既往歴、重複疾患の有無により同じ疾患であっても呈する歩様は異なる。つまり、臨床場面でこれまでの研究で示された疾患犬の知見を直接的に活用することは難しいことが多い。本研究では、正常ビーグル犬の歩行相の割合、関節可動域の推移、筋活動についての身体運動学に関する知見をI章からIII章で明らかにしてきた。

本章では、I章：歩行相の割合、II章：関節可動域の角度/時間プロット・角度/角度プロット・角度/角度/角度プロットで明らかになった知見を用い、実症例の歩行評価を行い、本方法の有用性を検討した。

2. 材料と方法

2.1 被験動物

本章では、北海道動物運動器病院で通院・治療している症例（柴犬、7カ月齢、体重 10.1kg、体高 38.5cm、左膝蓋骨内方脱臼 Grade4）を使用した。歩行評価の協力を得るにあたり「動物の愛護および管理に関する法律」を遵守し、飼い主には十分な説明を行い、同意を得た。また、本研究は北海道動物運動器病院の泉澤康晴院長の承認の下実施した。

2.2 測定手順

歩行測定は、症例を 3m の壁伝いの直線をリーシュウォークさせ、左（患側）後肢 6 歩行周期、右（健側）後肢 5 歩行周期のデータを取得した。カラーマーカー（マイタックカラーラベル、ニチバン株式会社、東京）を使用し、5 個のカラーマーカー（各直径 20mm）を両後肢解剖学的ランドマークに貼付した（図 21）。解剖学的ランドマークは、腸骨稜、大腿骨の大転子、大腿骨の外側顆と腓骨頭の間の大腿骨脛骨関節、脛骨の遠位部分の外果、および第 5 中足骨の遠位外側面とした[46]。歩行測定では、1 台のビデオカメラ（HDR-CX、SONY、東京）を症例の歩行の矢状面を捉えるように壁に直行する位置に設置し、撮影した。

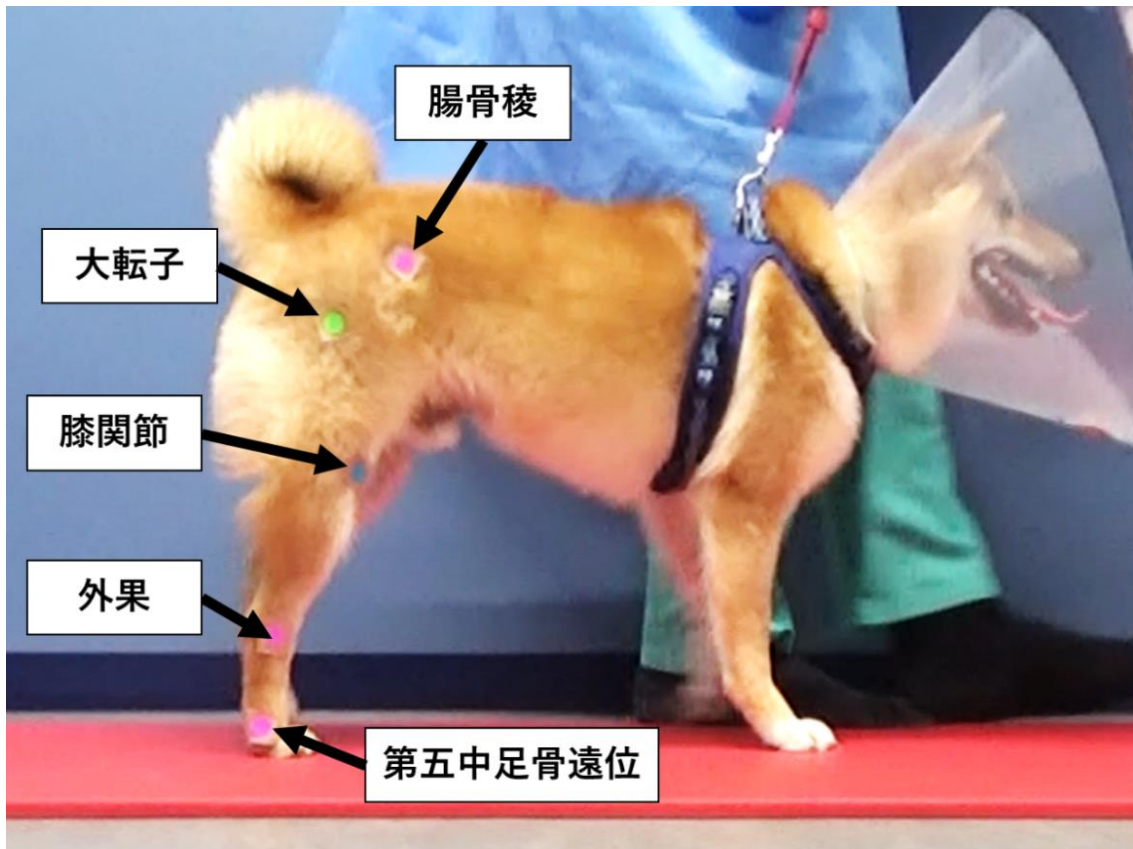


図 21. 症例犬の後肢にカラーマーカーを貼付した写真

カラーマーカーは、腸骨稜、大腿骨の大転子、大腿骨の外側顆と腓骨頭の間の膝関節、脛骨の遠位部分の外果、および第 5 中足骨の遠位外側面の解剖学的ランドマークに貼付した[46]。

2.3 データの正規化

各歩行周期に要した時間を 100% に設定した。その後、100% の歩行周期に対する各歩行相の割合を算出し、得られたデータを平均化することにより各歩行相の割合を求めた。各関節可動域の推移も同様に正規化を行い、得られたデータは平均値および SEM にて表記した。

2.4 各プロットの作図

症例の歩行測定ではビデオカメラ (HDR-CX680; SONY) を用いて撮影し、得られた記録を KineAnalyzer (キッセイコムテック株式会社) に取り込み、データ解析を行った。なお、各プロットともに正常ビーグル犬と比較できる形で色分けし、作図した。

2.4.1. 歩行相割合の算出と統計解析

対象の各歩行周期を 100%とし、各歩行相の時間割合を平均および SEM として算出した[(IC と各歩行イベント間の時間) / (IC と次の IC 間の時間)] ×100%。各歩行相の割合の検定について、ノンパラメトリックの多重比較検定 (Steel Dwass 検定) を使用した (p<0.05)。

2.4.2. 角度/時間プロットの作図

角度定義は図 6 を使用し、股関節・膝関節・足根関節を対象とした。得られた角度の推移を正規化し平均値±SEM および、最大可動域と最小可動域を算出した。また、相分けの定義に基づき (図 3)、時間経過に対する関節角度の推移の記録を行った。

2.4.3 平面サイクログラム：角度/角度プロットの作図

関節定義は図 7 を使用し、股関節, 膝関節, 足根関節を対象とした。各歩行周期に要した時間を 100%に正規化し、その時間割合に対する関節角度の平均値を算出した。その後、隣接する関節どうしの協調関係を図示するため、縦軸：膝関節・横軸：股関節のプロットおよび、縦軸：膝関節・横軸：足根関節のプロットを作図した。

2.4.4 三次元プロット：角度/角度/角度プロットの作図

角度定義は図 8 に示す thigh, shank, foot とした。各歩行周期に要した時間を 100%に正規化し、その時間割合に対する関節角度の平均値を算出した。その後、後肢関節同士の協調関係を示すため、x 軸：thigh・y 軸：shank・z 軸：foot の三次元プロットを作図した。また、得られたプロットに近似平面を加えた [6,11,58]。

3. 結果

3.1 歩行相割合の算出

左膝蓋骨内方脱臼症例の両後肢の立脚期と遊脚期の割合を測定し、I章で得られた正常ビーグル犬と比較した(図22)。立脚期について、患側後肢は $53.3 \pm 2.8\%$ であり、症例の健側後肢の $78.7 \pm 1.2\%$ と正常ビーグル犬の $64.0 \pm 0.4\%$ に比べて有意に短い結果となった。遊脚期において、患側後肢は $46.7 \pm 1.2\%$ であり、健側後肢の $21.3 \pm 2.8\%$ と正常ビーグル犬の $36.1 \pm 0.4\%$ に比べて有意に長い結果となった。このように患側後肢は立脚期の割合が短く、遊脚期の割合が長いことが明らかとなった。

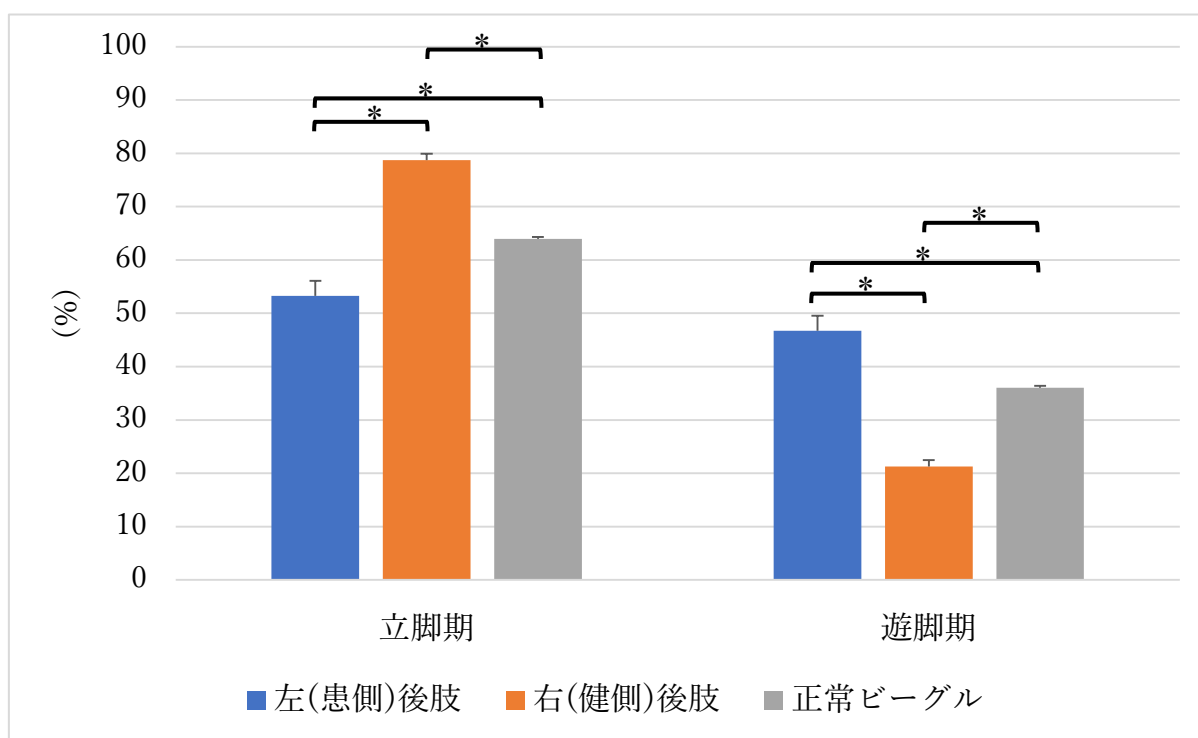


図 22. 左膝蓋骨内方脱臼症例と正常ビーグル犬の後肢立脚期と遊脚期の割合の比較

図の青色は症例の左(患側)後肢、オレンジ色は症例の右(健側)後肢、灰色は正常ビーグル犬の後肢を表す。縦軸は1歩行周期を100%とした際の立脚期と遊脚期の割合(平均±標準誤差)を示している。* $p < 0.05$ 。

次に、各歩行相の割合について症例の患側後肢と健側後肢、正常ビーグル犬の後肢を比較した（図 23）。左右後肢が地面に接地している両脚支持の LR の割合について、患側後肢（ $17.8 \pm 3.7\%$ ）は、正常ビーグル犬（ $13.6 \pm 2.5\%$ ）に比べて有意に長い結果となった。後肢単脚支持である MidSt では、健側後肢（ $50.7 \pm 4.4\%$ ）と正常ビーグル犬（ $34.8 \pm 2.8\%$ ）に比べ、患側後肢は $18.1 \pm 1.9\%$ と有意に割合が短かった。後肢両脚支持である PSw では、健側後肢は $11.0 \pm 2.4\%$ であり、正常ビーグル犬（ $15.5 \pm 2.9\%$ ）に比べて有意に短かった。遊脚期では特に ESw において患側後肢が $29.0 \pm 5.3\%$ であり、健側後肢と正常ビーグル犬に比べ有意に長かった。

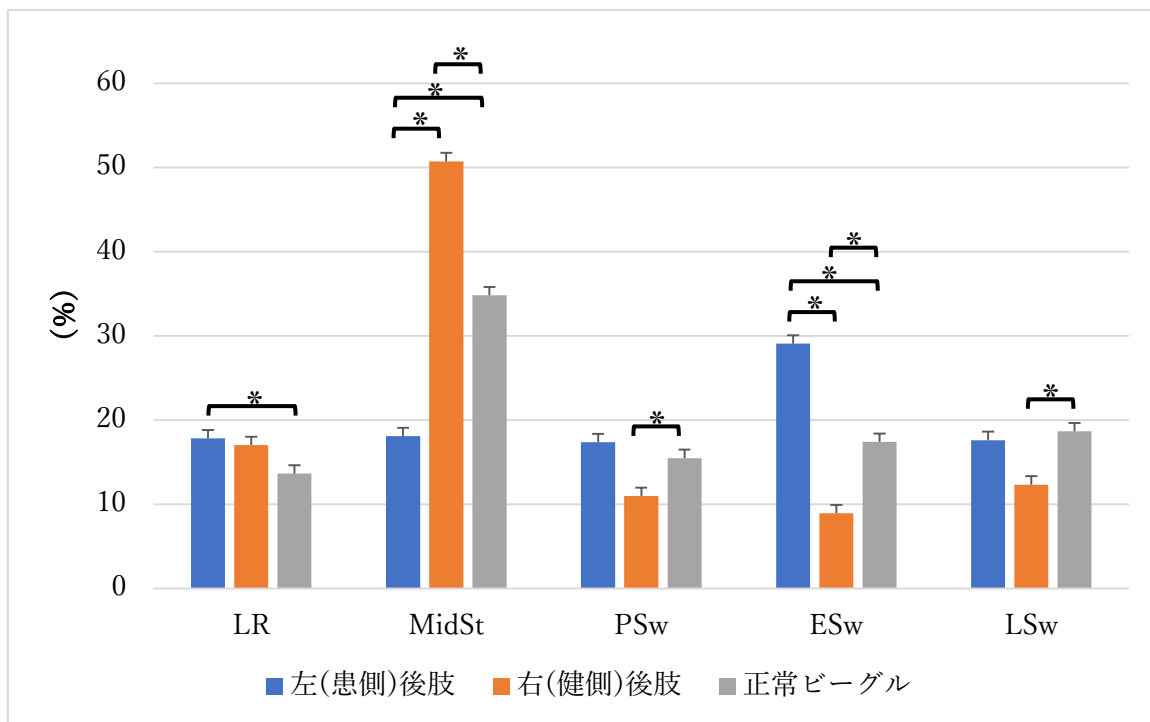


図 23.左膝蓋骨内方脱臼症例と正常ビーグル犬の後肢歩行相割合の比較

図の青色は症例の左（患側）後肢、オレンジ色は症例の右（健側）後肢、灰色は正常ビーグル犬を表す。縦軸は 1 歩行周期を 100%とした際の各歩行周期の割合（平均±標準誤差）を示している。* $p < 0.05$ 。

3.2 角度/時間プロットの作図

3.2.1 歩行時の最大関節可動域と最小関節可動域

股関節、膝関節、足根関節の角度/時間プロットの作図にあたり、症例の患側後肢・健側後肢、正常ビーグル犬の各関節可動域の最大値と最小値を算出した。その結果、患側後肢は股関節と膝関節は最大値と最小値ともに小さく屈曲位で推移しており、健側後肢は膝関節と足根関節の最大値と最小値がともに大きく伸展位で推移している特徴が明らかとなった（表 2）。

表 2. 歩行時の最大関節可動域と最小関節可動域の平均±標準誤差（°）

		股関節	膝関節	足根関節
最大値	左(患側)後肢	105.1±2.3	114.5±1.0	157.8±1.5
	右(健側)後肢	129.4±2.1	132.6±1.5	166.2±3.1
	正常ビーグル	115.5±0.9	140.4±0.6	144.6±0.7
		股関節	膝関節	足根関節
最小値	左(患側)後肢	84.1±1.2	81.7±2.1	117.8±2.2
	右(健側)後肢	105.8±2.0	96.0±3.2	117.9±2.4
	正常ビーグル	82.8±0.7	95.6±0.6	110.1±1.0

3.2.2 股関節の関節可動域推移の比較

股関節（図 24, 表 2）：正常ビーグル犬の最大伸展（116°）に比べ患側後肢は股関節の最大伸展が 105° と 10° 程度小さく、伸展可動範囲が小さい結果となった。健側後肢は最小伸展 106° /最大伸展 129° であり、正常ビーグル犬（最小伸展 83° /最大伸展 115°）と患側後肢（最小伸展 84° /最大伸展 105°）に比べ股関節可動域が伸展域で推移していることが明らかとなった。LR において、正常ビーグル犬と患側後肢は股関節の軽度の伸展がみられたが健側後肢は軽度の屈曲がみられた。MidSt 以降は各後肢の関節可動範囲に差があるものの、概ね類似した軌跡が確認された。

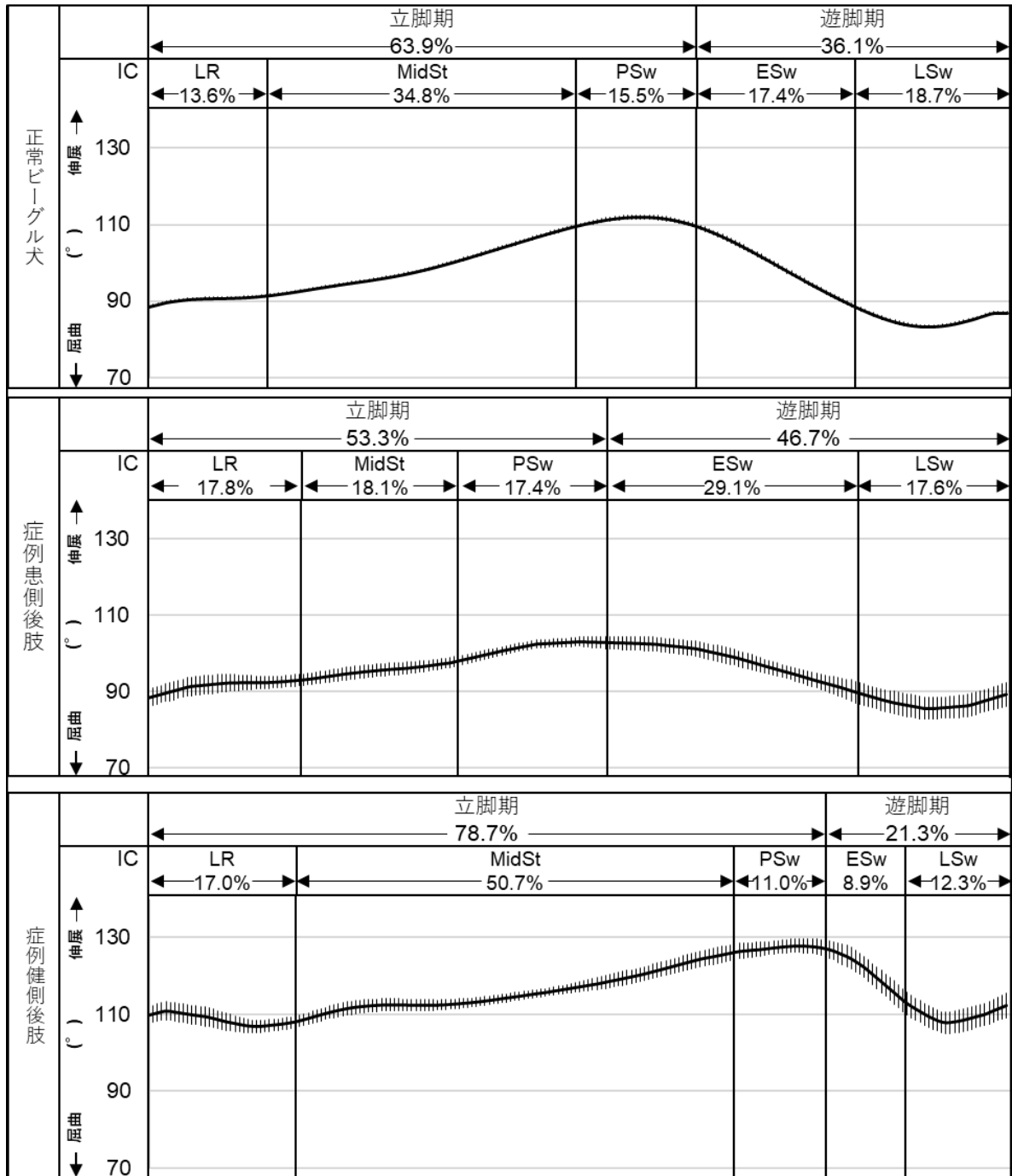


図 24.相分けに基づいた股関節関節可動域の推移

図の上段は正常ビーグル犬、中段は症例患側後肢、下段は症例健側後肢を表している。横軸は1歩行周期を100%とした際の時間割合を示し、縦軸は関節可動域の推移を示している。歩行相は縦の線で区切ることによって図に組み込んでいる。

3.2.3 膝関節の関節可動域推移の比較

膝関節(図 25, 表 2):正常ビーグル犬の膝関節可動域(最小 96° /最大 140°)に比べ、患側後肢(最小 82° /最大 115°)は最大伸展角度が小さく膝関節屈曲域で可動域が推移することが明らかとなった。特に、患側後肢の膝関節最大伸展は LR の 110° 程度にとどまっていた。正常ビーグル犬では LR に 10° 程度の膝関節屈曲がみられていたが、患側膝関節では大きな変動はみられず、健側膝関節においては正常ビーグルとは逆の 10° 程度の膝関節伸展が確認された。MidSt では、正常ビーグル犬は緩やかに膝関節屈曲を続けるのに対し、患側膝関節は急激な屈曲がみられ、健側後肢はあまり変動がみられなかった。PSw において、正常ビーグル犬と健側膝関節は遊脚に向かって屈曲運動がみられたが、患側膝関節では逆の伸展運動が確認された。ESw では、膝関節可動範囲に差があるものの健常ビーグル犬と症例の両膝関節において屈曲から伸展の切り替えの軌跡が確認され、LSw の最後には正常ビーグル犬と健側膝関節は伸展運動が緩まる軌跡が確認されたが、健側膝関節ではその軌跡はみられなかった。

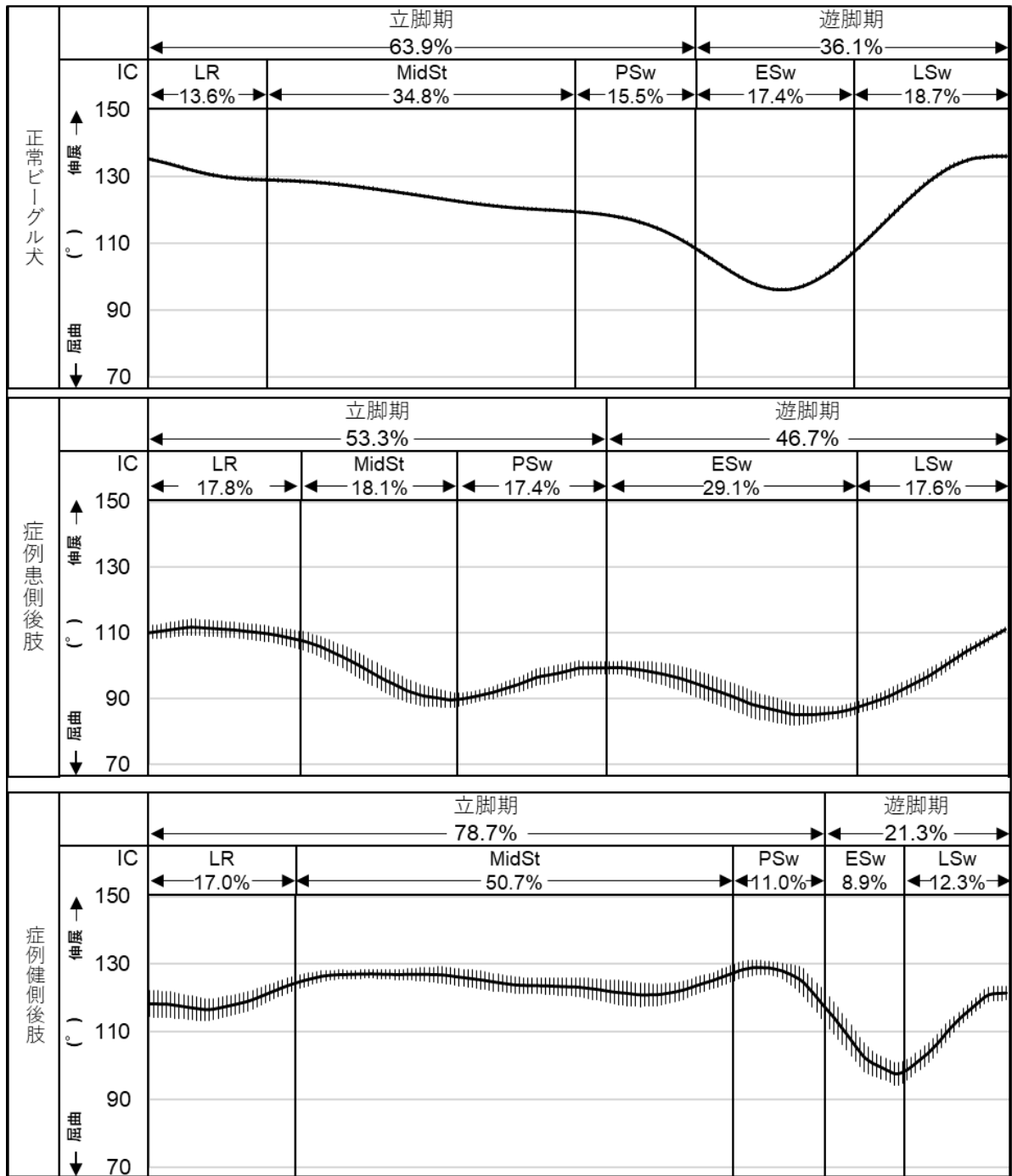


図 25.相分けに基づいた膝関節関節可動域の推移

図の上段は正常ビーグル犬、中段は症例患側後肢、下段は症例健側後肢を表している。横軸は1歩行周期を100%とした際の時間割合を示し、縦軸は関節可動域の推移を示している。歩行相は縦の線で区切ることによって図に組み込んでいる。

3.2.4 足根関節の関節可動域推移の比較

足根関節（図 26, 表 2）：正常ビーグル犬に比べ、患側足根関節は立脚期において伸展域で推移し、健側足根関節は PSw で伸展角度が 166° と最も高まることが明らかとなった。LR において、正常ビーグル犬は足根関節の屈曲から伸展運動が確認されたが患側足根関節では伸展運動のみみられ、健側足根関節では前半に可動域の変動なく後半から伸展運動が確認された。MidSt において、正常ビーグル犬は伸展運動が続いていたが患側足根関節は可動域に著変が無く、健側足根関節は PSw の直前になって急激に伸展運動が強まっていた。PSw では、正常ビーグル犬および症例の両後肢において関節可動範囲に差があるものの各足根関節ともに伸展運動から屈曲運動への切り替えが確認された。ESw において、各後肢ともに屈曲運動が確認された。LSw では、正常ビーグル犬は前半に伸展運動がみられ IC の直前にその伸展運動が緩やかになる軌跡が確認されたが、患側足根関節は IC 直前の伸展運動の緩まりがみられず、健側後肢では伸展運動があまり確認されず IC を迎えていた。

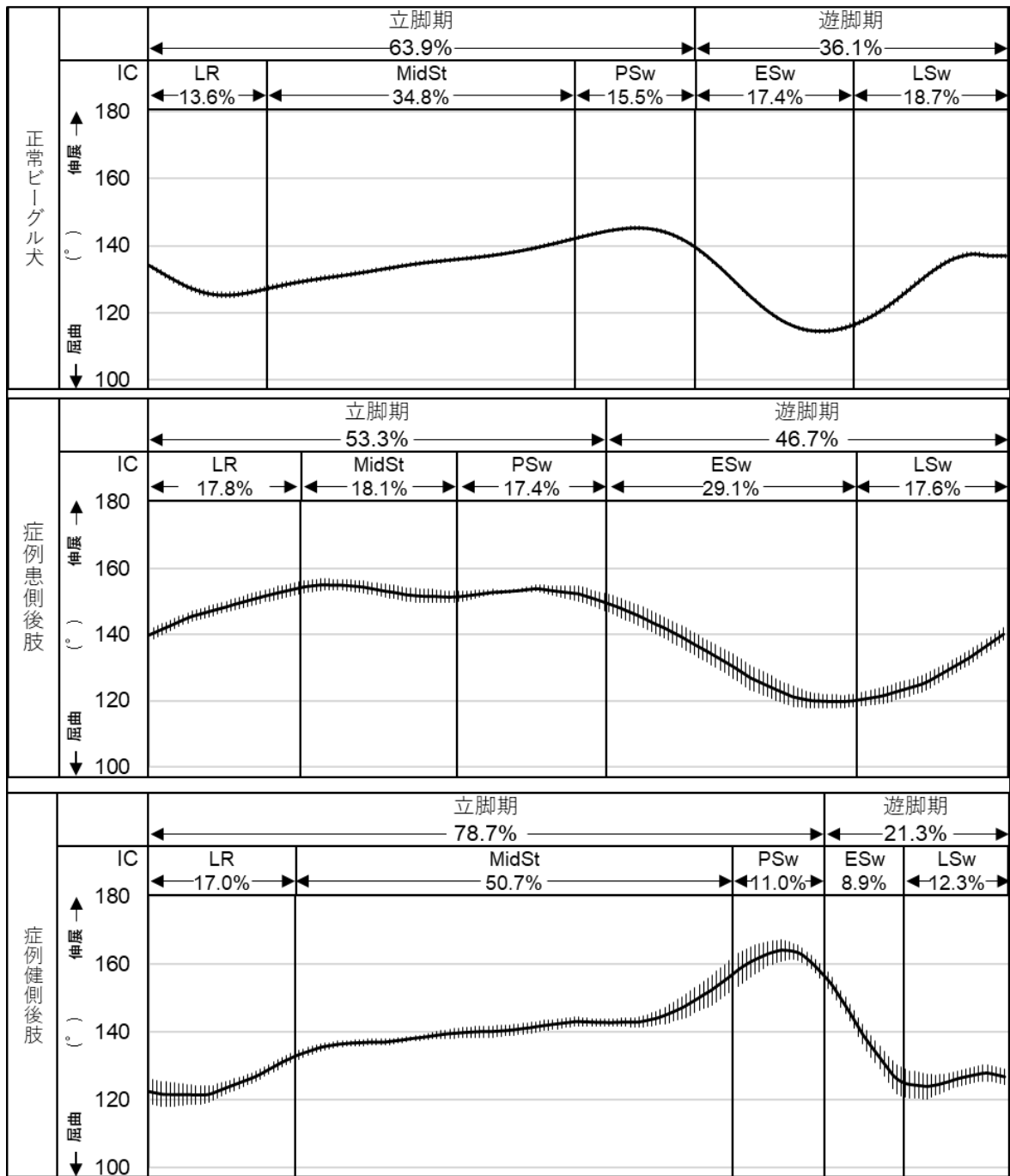


図 26. 相分けに基づいた足根関節可動域の推移

図の上段は正常ビーグル犬、中段は症例患側後肢、下段は症例健側後肢を表している。横軸は1歩行周期を100%とした際の時間割合を示し、縦軸は関節可動域の推移を示している。歩行相は縦の線で区切ることによって図に組み込んでいる。

3.3 平面サイクログラム：角度/角度プロット

3.3.1 患側後肢（図 27：A-1, A-2）

股関節―膝関節サイクログラムにおいて、正常ビーグル犬に比べ症例の患側後肢は軌跡で囲まれる範囲（面積）が小さい結果となった（図 27：A-1）。特に、患側股関節・膝関節の伸展可動範囲が小さく、膝関節はより屈曲位をとっていた。一方、足根関節は正常ビーグル犬に比べて伸展可動域で大きい結果となった。それら関節可動範囲の結果、患側後肢のサイクログラム（図 27：A-1 と A-2）は下方に偏っており、LR から PSw までの立脚期の形状が正常ビーグル犬と大きく異なっていた。

LR において、患側股関節の伸展運動は正常ビーグル犬と同様であったが、膝関節では接地後に小さな伸展運動と足根関節の伸展がみられ、正常ビーグルとは逆の関節運動が確認された。その結果、膝関節と足根関節のサイクログラムにて正常ビーグル犬で描かれる八の字の軌跡の上の丸が患側後肢では描かれなかった。MidSt では、正常ビーグルと同様に股関節は伸展、膝関節は屈曲運動がみられたものの、足根関節は正常ビーグルとは反対の軽度屈曲運動が確認された。PSw において、正常ビーグルでは股関節は伸展から屈曲への切り替えがみられるが患側後肢では伸展運動のみ確認され、膝関節では伸展運動がみられ正常ビーグル犬の屈曲とは反対の関節運動であった。足根関節の可動範囲は狭いものの伸展から屈曲へ切り替えがみられ、正常ビーグルと同様の関節運動が確認された。ESw では、股関節屈曲、膝関節屈曲から伸展、足根関節が屈曲から軽度伸展が確認され、正常ビーグル犬と比較すると可動範囲に差があるものの運動方向は同様であった。LSw において、股関節は屈曲、膝関節は伸展、足根関節は屈曲が確認され、正常ビーグル犬においてもほぼ同様の動きであったが、接地（IC）直前の各運動の緩まりが患側後肢では確認されなかった。

3.3.2 健側後肢（図 27：B-1, B-2）

正常ビーグル犬に比べ、健側股関節は屈曲可動域が小さく伸展位をとり、膝関節は伸展可動域が小さく、足根関節は伸展可動範囲が大きい結果となった。それら関節可動範囲の結果、健側後肢（図 27：B-1）は正常犬のサイクログラムに比べ軌跡で囲まれる範囲が小さく左側に変位し、図 27：B-2 も正常犬に比べ

左側に位置する結果となった。

LRにおいて、正常ビーグル犬では股関節は軽度伸展運動がみられるが、健側では軽度屈曲から伸展運動が確認された。膝関節と足根関節は、ともに伸展運動が確認され、正常ビーグル犬の屈曲運動とは逆の運動が確認された。MidStにおいて、股関節は正常ビーグル犬と同様に伸展運動、膝関節は正常ビーグル犬では伸展運動が確認されたが、健側後肢は伸展から屈曲を経て伸展運動、足根関節で正常ビーグル犬と同様に伸展運動が確認された。PSwにおいて、正常ビーグルと同様に股関節と足根関節は伸展から屈曲運動への切り替わりが確認された。膝関節は正常ビーグル犬では屈曲運動のみ確認されるが、健側後肢では軽度伸展運動の後に屈曲運動がみられた。ESwにおいて、健常ビーグル犬と同様に健側後肢にて股関節は屈曲運動が確認された。膝関節と足根関節では、正常ビーグル犬は屈曲運動から伸展運動への運動の切り替えがみられたものの、健側後肢では屈曲運動のみ確認された。LSwにおいて、健常ビーグル犬と同様に股関節は屈曲運動から伸展運動への切り替えが生じ、膝関節と足根関節は伸展運動ののちICの直前に緩やかな屈曲運動が確認された。

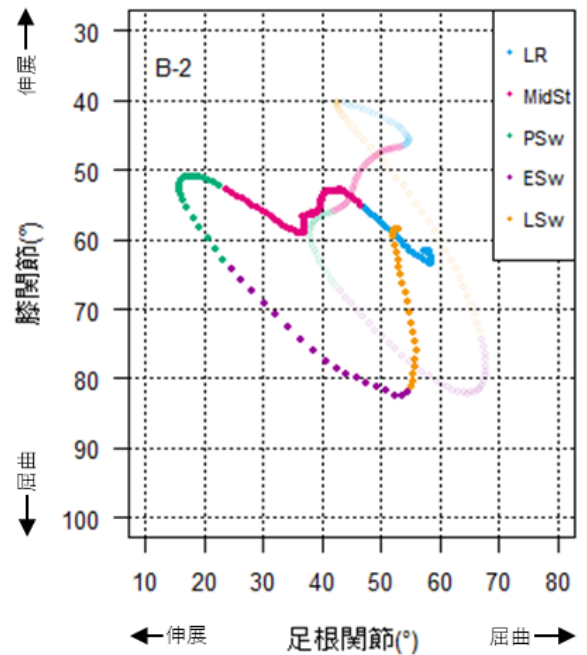
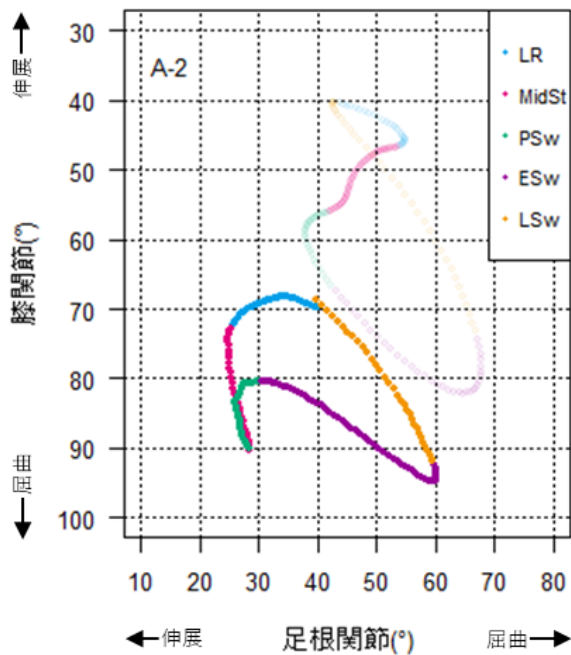
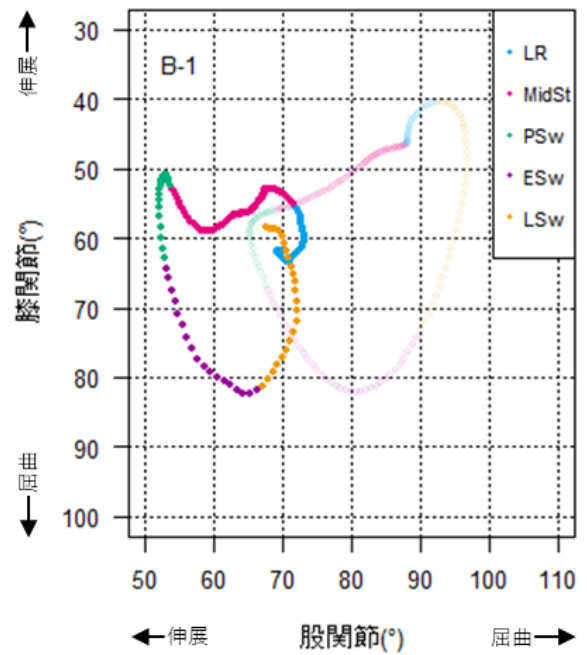
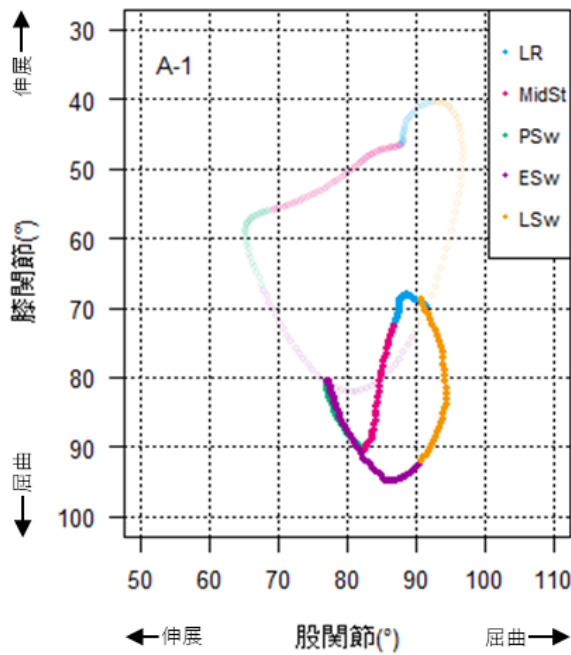


図 27. 正常ビーグル犬と左膝蓋骨内方脱臼症例の後肢サイクログラムの比較
 各図において、正常ビーグル犬のサイクログラムは薄く表記している。(A-1：
 患側後肢の股関節と膝関節のサイクログラム、A-2：患側後肢の足根関節と膝関
 節のサイクログラム、B-1：健側後肢の股関節と膝関節のサイクログラム、B-2：
 健側後肢の足根関節と膝関節のサイクログラム)

3.4 三次元プロット：角度/角度/角度プロット

3.4.1 三次元プロットによる比較（図 28）

歩行時の後肢関節角度の協調を thigh, shank, foot を指標とし、三次元プロットで示した。その結果、正常ビーグル犬の形状に健側後肢は近いものの、全体的に軌跡が下方に偏っていた。また、患側後肢の軌跡は、健側後肢に比べてさらに正常ビーグル犬から離れ、描かれる楕円の形もねじれがみられ 8 字の様になっていた。

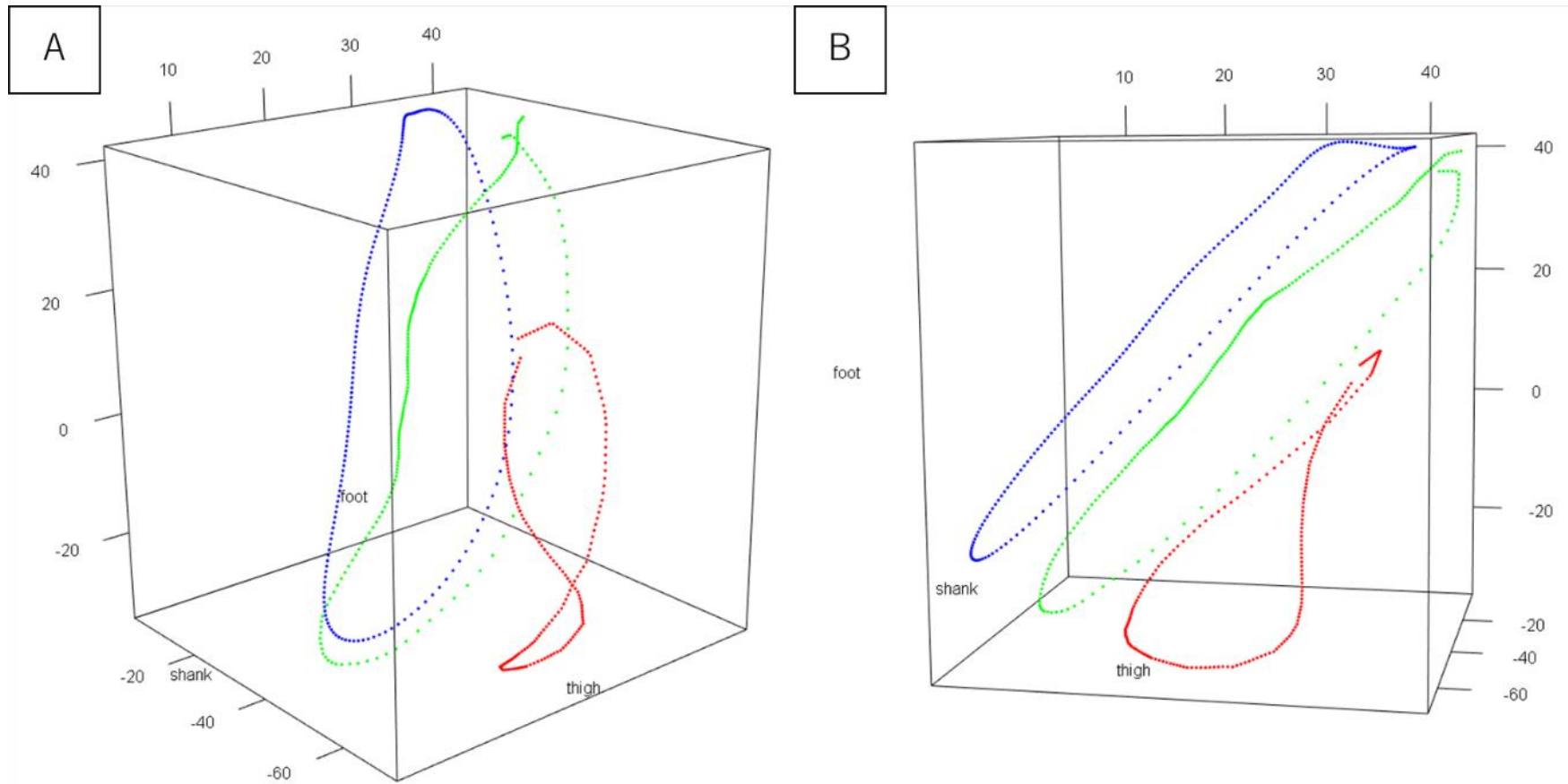


図 28. 正常ビーグル犬と症例の歩行時の三次元プロットの比較

図中の青色の軌跡が正常ビーグル犬、緑色が症例の健側後肢、赤色が症例の患側後肢を示し、x軸は thigh、y軸は shank、z軸は foot である。

3.4.2 平面法則の検証 (図 29-30)

次に左膝蓋骨内方脱臼症例において平面法則が成り立つのかを検証した。図 29 が患側後肢、図 30 が健側後肢を示している。患側後肢の軌跡は回帰平面上にフィットせず平面法則が成り立たなかった。健側後肢の軌跡は、概ね回帰平面上を推移し平面法則が成り立つことが解った。

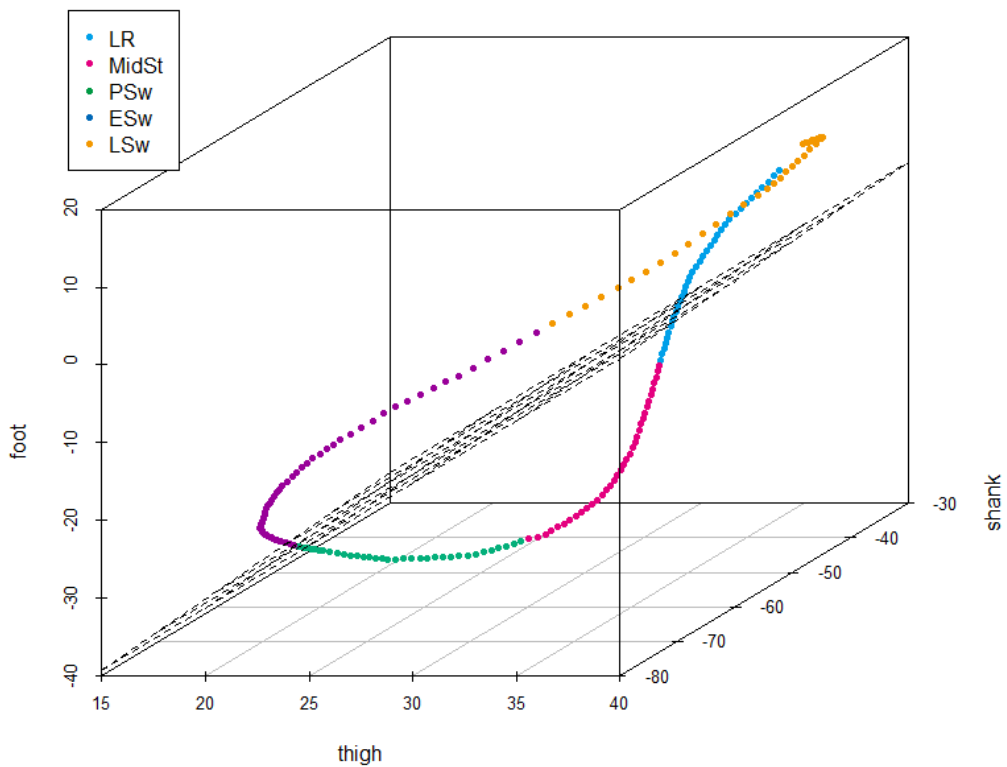


図 29.歩行時の症例犬の患側後肢の三次元プロットと回帰平面

図中の色分けされた軌跡が凡例に従った患側後肢の軌跡である。黒色で示しているものが回帰平面であり、x軸は thigh、y軸は shank、z軸は foot とした。

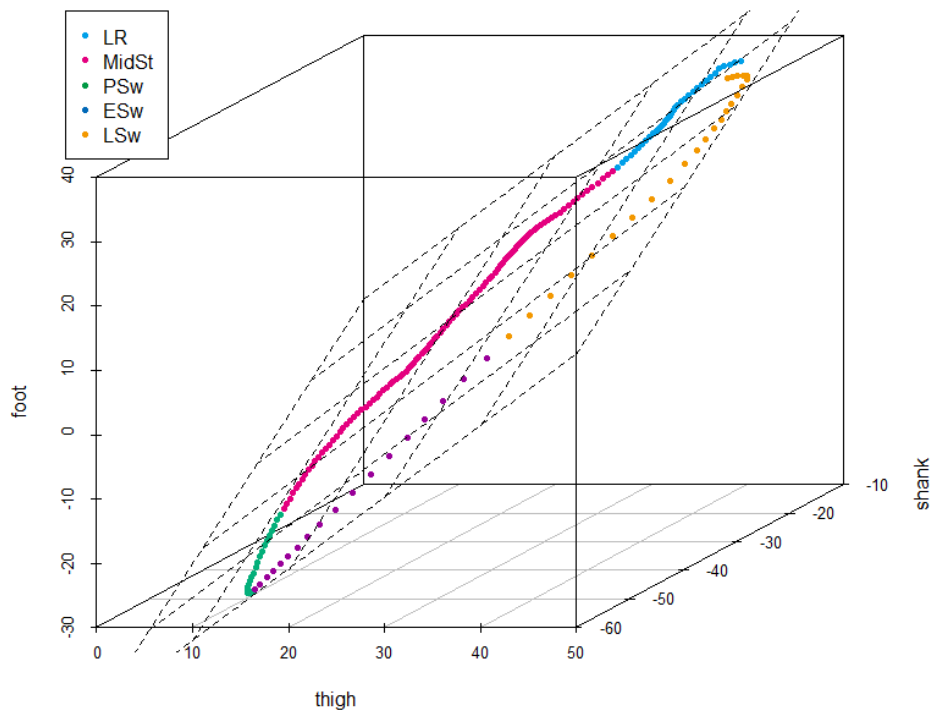


図 30. 歩行時の症例犬の健側後肢の三次元プロットと回帰平面

図中の色分けされた軌跡が凡例に従った健側後肢の軌跡である。黒色で示しているものが回帰平面であり、x 軸は thigh、y 軸は shank、z 軸は foot とした。

4. 考察

実症例の歩行評価において、I章：歩行相の割合、II章：関節可動域の角度/時間プロット・角度/角度プロット・角度/角度/角度プロットを用いて評価し、各方法の有用性を検討した。

まず初めに、歩行相割合について膝蓋骨内方脱臼症例では明らかな歩行相の割合の変化が認められた。正常犬と比較を行ったところ、患側後肢の立脚割合が短く健側後肢の立脚割合が長くなっていた。患側後肢では膝の痛みや支持性の低下のため、立脚期が短縮し、この短縮を代償・かばうため、健側後肢の立脚期を長くしていると考えられた。フォースプレートを使用した運動力学の研究では、患肢の荷重負荷は減少し、健常肢の荷重が増加することが報告されている[15,30,38,83,85,94]。本研究では特に MidSt で患側後肢の割合が短く、健側後肢の割合が最も長かったことから、後肢単脚支持期に最も患肢に痛み等により患肢の支持性の低下が生じていることが推察された。また、肢に不調のある症例において特に MidSt に着目することが歩行観察の妥当性を高める手段の一つであると考えられた。

第2に、角度/時間プロットを用いて後肢各関節可動域の推移を正常ビーグル犬と症例（左膝蓋骨内方脱臼）との比較を行った（図 24-26）。立脚期において、正常ビーグル犬に比べ症例犬の患側股関節と膝関節は屈曲域、足根関節は伸展域にて推移し、健側股関節は伸展位で膝関節と足根関節は MidSt 以降に伸展域で推移していた。このことから、MidSt 以降の立脚期において、患側後肢は痛みの影響によるものか股関節と膝関節を屈曲しており、その屈曲によって後肢が地面から浮いてしまう分を足根関節伸展によって補っていることが推察された。また、健側後肢は、MidSt 以降に各関節を伸展位に保つことにより患肢の接地に伴う負荷と痛みを代償していたと考えられた。膝蓋骨脱臼のある犬では大腿四頭筋の張力が低下し、後肢支持が弱く正常に体重を支えられず、ジャンプなどの活動ができなくなることが報告されている[74]。本症例においても、後肢単脚支持期である MidSt にて患側膝関節の急激な屈曲による支持性低下が示唆されており、膝蓋骨内方脱臼症例の病態所見と類似していた。遊脚期では各後肢において可動範囲に差があったものの、軌跡は概ね類似していた。以上より本症例の患側後肢は、LR の足根関節伸展、MidSt の膝関節の急激な屈曲、PSw の

後肢関節伸展が特徴的であり、これら動きに着目しリハビリテーションの経過を評価することが重要であると考えられた。

第3に、平面サイクログラム：角度/角度プロットを用いて後肢各関節可動域の協調関係を正常ビーグル犬と症例（左膝蓋骨内方脱臼）で比較した（図27）。足根関節-膝関節のサイクログラムにおいて特徴的な違いがみられた。具体的には、患肢（A-2）および健肢（B-2）のLRでは正常ビーグル犬の軌跡みられた8の字の上部がみられなかった。このことは、LRにおける足根関節の屈曲-伸展運動の消失を表し、患側後肢および健側後肢の接地初期における衝撃吸収機構の破綻が示唆された。また、後肢単脚支持期のMidStにおいて、急激な患側膝関節および足根関節屈曲により患側後肢支持を避けるように後肢が屈曲方向へ沈み、サイクログラムの軌跡の下方推移がみられた。患側後肢MidStは健側後肢の遊脚期に対応しているため（図4）、患側後肢MidStの割合が短いことにより健側後肢の遊脚期は短く膝関節と足根関節伸展が不十分なままICを迎えていると考えられた。健常ビーグル犬のPSwは股関節と足根関節の伸展から屈曲への切り替えおよび膝関節の屈曲により足趾のクリアランスが確保されるが、患側後肢では股関節と膝関節は伸展し続けており足趾クリアランスには不利な状況であった。患側後肢PSwは健側後肢LRと対応しているため（図4）、健側後肢LRを確認すると膝関節と足根関節の伸展により後肢伸展を強めていた。このことから、患側後肢の遊脚を健側後肢の伸展支持により補っていることが推察された。患側後肢の遊脚期は膝関節の伸展可動域が狭まっていたものの、正常ビーグル犬と類似した軌跡をたどった。以上のように、相ごとに詳細な関節協調運動の違いや代償運動が推察された。本症例において最も特徴的であったのは、LRにおける衝撃吸収機構の消失およびMidStの急激な膝関節屈曲と足根関節屈曲であった。

最後に、平面法則で用いられる三次元プロットに相分けの概念を導入し、症例の歩行時の後肢関節運動を評価した。症例の患側後肢から得られた三次元プロットはLR・MidSt・PSwにおいて正常犬の軌跡からは大きく逸脱したが、遊脚期では概ね類似していた。特に正常ビーグル犬に比べ、患側後肢MidStの軌跡の割合が短くLR・PSwの軌跡の割合が長いことが明らかとなり、後肢単脚支持であるMidStの荷重負荷を避ける動きによる影響が推察された。このように、

三次元プロットに相分けの概念を導入し、各相の成績からの相違を比較することによって、どの時期に最も特異的な跛行が出現しているのかを図を通じて視覚的に検出できることが示された。また、症例の健側後肢では平面法則が成立したが、患側後肢において平面法則が成立しなかった。このことから、跛行評価の1つの手段として平面法則による評価の有用性が示された。しかしながら、どれだけ軌跡が平面に適合しているのか客観的に数値で表す方法が示されていない。今後、リハビリテーションの経過を客観的に示すため、数値化する方法が求められている。

本章の結果解析では以下の点を考慮する必要がある。1つ目はビーグル犬と症例（柴犬）を比較していることである。同じ中型犬に分類されるものの、犬種による歩行割合の差がある可能性があるため、今後、各犬において歩行割合の差について検討する必要がある。2つ目は、健常ビーグル犬では4つのカメラを用いた三次元動作解析によってデータを得たのに対し、症例犬のデータは1つのカメラによって撮影された2次元解析であり、データの獲得範囲に限界があることが挙げられる。しかし、三次元動作解析機器の導入は費用や時間的コストから臨床現場での日常的活用には難しいと考えられている

[71,74,82,84]。1つのビデオカメラによって犬の歩行と立ち座りの2次元動作解析の妥当性を検討した研究では、2次元動作解析においても再現性は良く許容範囲内であったと報告されている[31]。三次元動作解析に比べると得られるデータの範囲は限られるものの、臨床場面では2次元の解析でも有用な成績が得られると考えられ今後活用を広めていくべきであろう。

5. 小括

日々の犬のリハビリテーションの現場では多種多様な疾患や犬種が対象となるが、各疾患や犬種ごとに歩行知見が明らかになっているわけではない。また、歩行の特性が研究されている疾患であっても、現病歴や既往歴、重複疾患の有無により症例ごとに呈する歩様は異なる場合がある。本研究ではI章からIII章において、正常犬の歩行相の割合、関節可動域の推移、筋活動についての身体運動学に関する基礎知見を明らかにしてきた。本章では、I章：歩行相の割合、II章：関節可動域の角度/時間プロット・角度/角度プロット・角度/角度/角度プロットを用いた実症例（膝蓋骨内方脱臼症例）の歩行評価を行い、それら評価方法の具体的使用方法を示した。

歩行相の割合について、正常ビーグル犬と膝蓋骨内方脱臼症例では明らかな違いが確認された。特に、後肢単脚支持期である MidSt は患側後肢の支持が短いのに対し健側後肢の支持が長くなる結果となり、患側後肢を健側後肢でかばう特徴的な変化が確認された。このことから、肢に不調のある症例は後肢に最も負荷のかかる MidSt に着目して歩行観察を行う有用性が示唆された。次に、角度/時間プロットにて、正常ビーグル犬に比べ症例の患側後肢は、LR の足根関節伸展、MidSt での急激な膝関節の屈曲が特徴として明らかになった。平面サイクログラムによる後肢関節域の協調関係では、患側後肢は、LR における膝関節と足根関節の協調運動がみられず立脚に伴う衝撃吸収ができていないこと、MidSt における急激な膝関節屈曲および足根関節屈曲の動きによる荷重を避ける動きが特徴であることが明らかとなった。三次元プロットでは、立脚期（LR, MidSt, PSw）に各関節の協調関係を示した軌跡が正常ビーグル犬の軌跡から大きく逸脱していることが明らかとなった。また、患側後肢では平面法則が成り立たず、どのくらい正常から逸脱しているのか数値化が必要であるものの跛行評価の指標としての有効性が示された。

以上のように実症例（膝蓋骨内方脱臼症例）において各プロットにより示される関節可動域の特徴が正常と異なることが明らかとなった。プロット自体の活用に加え、明らかになった相ごとの特徴を捉えた上で歩行を評価することにより、個別性に合わせたリハビリテーションの効果判定がよりの確に行えると考える。

総括

近年、獣医療の高度化が進み、伴侶動物（特に犬）に対するリハビリテーションへの関心が高まってきている。その多くが歩行の再獲得を目的としたものであるが、臨床場面での歩行の観察と分析に則した知見が乏しく、経験的に歩行のリハビリテーションが行われている。人間では歩行を8相に分け、各相が果たす機能的役割が明らかにされている。それら知見を活用し歩行の評価が行われ、障害部位が明確にされ、個別性に合わせたリハビリテーションが展開され高い効果を得ている。一方、犬では人間のような歩行相分類が未だなされておらず、個別性に配慮した歩行の評価・リハビリテーションは極めて難しい状況にある。この問題を解決するため、本研究では、先ず、人間の歩行の相分けを参考に犬の歩行相分類を確立した。次いで、歩行中の関節可動域の推移と筋活動を測定し、確立した歩行相と合わせることで各相の機能的役割を明らかにした。最後に、明らかにした各相の特徴を症例犬の歩行の臨床評価に活用できるのかを症例を用いて検討した。得られた結果は以下のとおりである。

I章では犬の歩行相を定義し、歩行周期における各相の割合を明らかにした。犬の歩行相分類は初期接地の Initial Contact (IC) に加え、立脚期は3相：荷重応答期 (LR; Loading Response)、立脚中期 (MidSt; Middle Stance)、前遊脚期 (PSw; Pre-Swing)、遊脚期は2相：遊脚前期 (ESw; Early Swing)、遊脚後期 (LSw; Late Swing) の計5つの相に定義できた。前肢と後肢ともに単脚支持の MidSt の相が1歩行周期の中で長い割合を占めており、歩行評価において先ず MidSt に着目することが重要と考えられた。この結果は、歩行の身体運動学的データを統合する基準を示したことに加え、詳細な歩行分析を実施する際の基本的共通言語として歩行の相分けの活用の可能性を示した。

II章では関節可動域についてこれまで解析に使用されている角度/時間プロット、平面サイクログラム、三次元プロットにI章で確立した相分け概念を導入し、その特徴を明らかにした。角度/時間プロットにおいて、LRでは手根関節の伸展や足根関節の屈曲の特徴が明らかになる等、歩行相ごとに各関節単位の特徴的な動きが明確となった。このように歩行を関節ごとに評価する際、角度/時間プロットは有用であると考えられた。平面サイクログラムでは、LRに

おける前肢：手根関節の伸展・肘関節の屈伸・肩関節の屈曲、後肢：足根関節の屈曲、膝関節の屈曲の協調運動による衝撃吸収機構など、実際の歩行イベントに即した隣接関節の協調関係が明確になった。三次元プロットでは、描かれた楕円形の軌跡の頂点の上部と下部は立脚と遊脚の切り替えであることなど、後肢の三関節の協調関係を明らかにできた。また、中型犬のビーグル犬後肢において正常歩行の平面法則が成り立つことを実証した。

Ⅲ章では相分けに基づいた犬の歩行の後肢筋活動の特徴を明らかにし、各相の機能的役割を推察した。歩行の相分けに基づいて正常ビーグル犬の歩行時の筋活動を測定し、各関節で見られる筋活動の特徴を明らかにした。また、相分けに基づいて関節角度と筋活動を統合することにより、各相の機能的役割について、LRは衝撃吸収、MidStは身体の推進、PSwは遊脚の準備、ESwは遊脚の推進、LSwは立脚の準備と推察された。加えて、臨床場面の動作分析に役立つ関節可動域の推移と筋活動の簡易的な図を作成することができた。この図を用いると、ある歩行相に跛行がみられれば、その相の関節可動域または筋活動に異常が生じているという仮説が立ち、その関節と筋肉に注目してより詳細な評価に進めることが可能である。このことは、視覚的な歩行分析の妥当性をより強固なものにし、個別性に合わせたりハビリテーションプログラムの立案・実施につながると考える。

Ⅳ章ではⅠからⅡ章で実証した運動学的評価を症例（膝蓋骨内方脱臼症）に実施して正常犬との比較を行った。歩行相の割合について、膝蓋骨内方脱臼症例では、後肢単脚支持期であるMidStに患側後肢の支持が短く、健側後肢が長くなる患側後肢をかばう特徴的な変化が確認された。次に、角度/時間プロットの評価では、正常ビーグル犬に比べて症例の患側後肢では、LRの足根関節伸展、MidStでの急激な膝関節の屈曲が、平面サイクログラムにおいては患側後肢がLRにおける膝関節と足根関節の協調運動がみられず立脚に伴う衝撃吸収ができていないこと、MidStにおける急激な膝関節屈曲および足根関節屈曲の動きによる荷重を避ける動きが特徴であることが明らかとなった。また、三次元プロットでは、立脚期（LR, MidSt, PSw）に各関節の協調関係を示した軌跡が正常ビーグル犬の軌跡から大きく逸脱していることが示され、患側後肢では平面法則が成り立たないことが明らかとなった。

以上のように、犬の歩行評価に歩行相分類の概念を導入することにより着目すべきポイントが明確になり、跛行のタイミング、関節可動域や筋活動の異常の推定が行いやすくなった。加えて、平面法則による跛行診断やサイクログラムによる関節間の協調運動など、客観的評価の有用性が示された。このように今回明らかにした歩行の相分けに基づいた解析の積み重ねは、各症例の個別性に配慮した歩行リハビリテーションの発展につながり、伴侶動物とその飼い主の生活と末永い家族関係を支えていくと考える。

謝辞

本論文を執筆するにあたり、多大なるご指導とご高配を賜りました酪農学園大学 獣医保健看護学類 比較動物薬理研究室 北澤多喜雄教授に深く感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。また、本研究をまとめるにあたり、的確なご助言を賜りました獣医学類 獣医麻酔学ユニット 山下和人教授、獣医学類 伴侶動物外科学 I ユニット 上野博史教授に謹んで感謝申し上げます。

本研究を進めるにあたり、ご協力いただきました獣医保健看護学類 椿下早絵准教授、獣医保健看護学類 佐野 忠士准教授、北海道科学大学保健医療学部理学療法学科の宮坂智哉教授ならびに井野拓実助教、北海道動物運動器病院院長 泉澤康晴先生、安部玲央奈先生、丹羽昭博先生、動物看護師の柴田香織さん、坪田瑠奈さんに謹んで感謝申し上げます。

また、制限のある環境にも関わらず、身を挺して犬の歩行測定にご協力いただきました獣医保健看護学類の学生皆様に心よりお礼申し上げます。

引用文献

1. Abdelhadi, J., Wefstaedt, P., Galindo-Zamora, V., Anders, A., Nolte, I. and Schilling, N. 2013. Load redistribution in walking and trotting Beagles with induced forelimb lameness. *Am. J. Vet. Res.* **74**: 34-39.
2. Alexander, R. M. and Jayes, A. S. 1978. Optimum walking techniques for idealized animals. *J. Zool.* **186**: 61-81.
3. Alexander, R. M. and Jayes, A. S. 1978. Vertical movements in walking and running. *J. Zool.* **185**: 27-40.
4. Bae, J. and Tomizuka, M. 2010. Gait Phase Analysis based on a Hidden Markov Model. *IFAC Proceedings Volumes* **43**: 746-751.
5. Bennett, R. L., DeCamp, C. E., Flo, G. L., Hauptman, J. G. and Stajich, M. 1996. Kinematic gait analysis in dogs with hip dysplasia. *Am. J. Vet. Res.* **57**: 966-971.
6. Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. P. and Lacquaniti, F. 1998. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J. Neurophysiol.* **79**: 2155-2170.
7. Bockstahler, B., Levine, D. and Millis, D. 2004. Essential facts of physiotherapy in dogs and cats, BE Vet Verlag.
8. Bockstahler, B., Krautler, C., Holler, P., Kotschwar, A., Vobornik, A. and Peham, C. 2012. Pelvic limb kinematics and surface electromyography of the vastus lateralis, biceps femoris, and gluteus medius muscle in dogs with hip osteoarthritis. *Vet. Surg.* **41**: 54-62.
9. Bockstahler, B. A., Henninger, W., Muller, M., Mayrhofer, E., Peham, C. and Podbregar, I. 2007. Influence of borderline hip dysplasia on joint kinematics of clinically sound Belgian Shepherd dogs. *Am. J. Vet. Res.* **68**: 271-276.
10. Bockstahler, B. B., Gesky, R., Mueller, M., Thalhammer, J. G., Peham, C. and Podbregar, I. 2009. Correlation of surface electromyography of the vastus lateralis muscle in dogs at a walk with joint kinematics and ground reaction forces. *Vet. Surg.* **38**: 754-761.
11. Borghese, N. A., Bianchi, L. and Lacquaniti, F. 1996. Kinematic determinants of human locomotion. *The Journal of physiology* **494**: 863-879.
12. Breitfuss, K., Franz, M., Peham, C. and Bockstahler, B. 2015. Surface Electromyography of the Vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius Muscle in Sound Dogs During Walking and Specific Physiotherapeutic Exercises. *Vet. Surg.* **44**: 588-595.

13. Brown, N. P., Bertocci, G. E., States, G. J. R., Levine, G. J., Levine, J. M. and Howland, D. R. 2020. Development of a Canine Rigid Body Musculoskeletal Computer Model to Evaluate Gait. *Front Bioeng Biotechnol* **8**: 150.
14. Budsberg, S. C., Verstraete, M. C. and Soutas-Little, R. W. 1987. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am. J. Vet. Res.* **48**: 915-918.
15. Budsberg, S. C., Verstraete, M. C., Soutas-Little, R. W., Flo, G. L. and Probst, C. W. 1988. Force plate analyses before and after stabilization of canine stifles for cruciate injury. *Am. J. Vet. Res.* **49**: 1522-1524.
16. Burton, N., Owen, M., Colborne, R. and Toscano, M. 2009. Can owners assess outcome in dogs with fragmented medial coronoid process? *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T* **22**: 183-189.
17. 盆子原秀三, 山本澄子. 2008. 観察による歩行分析の信頼性と正確性について. *理学療法科学* **23**: 747-752.
18. Campanini, I., Merlo, A., Degola, P., Merletti, R., Vezzosi, G. and Farina, D. 2007. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **17**: 515-526.
19. Carrier, D. R., Deban, S. M. and Fischbein, T. 2008. Locomotor function of forelimb protractor and retractor muscles of dogs: evidence of strut-like behavior at the shoulder. *J. Exp. Biol.* **211**: 150-162.
20. Catavittello, G., Ivanenko, Y. P. and Lacquaniti, F. 2015. Planar Covariation of Hindlimb and Forelimb Elevation Angles during Terrestrial and Aquatic Locomotion of Dogs. *PLoS One* **10**: e0133936.
21. Charteris, J., Leach, D. and Taves, C. 1979. Comparative kinematic analysis of bipedal and quadrupedal locomotion: a cyclographic technique. *J. Anat.* **128**: 803-819.
22. Clark, B. and McLaughlin, R. 2001. Physical rehabilitation in small-animal orthopedic patients. *Vet. Med.* **96**: 234-246.
23. Clements, D. N., Owen, M. R., Carmichael, S. and Reid, S. W. 2005. Kinematic analysis of the gait of 10 labrador retrievers during treadmill locomotion. *Vet. Rec.* **156**: 478-481.
24. Colborne, G. R., Innes, J. F., Comerford, E. J., Owen, M. R. and Fuller, C. J. 2005. Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds.

- Am. J. Vet. Res.* **66**: 1563-1571.
25. Deban, S. M., Schilling, N. and Carrier, D. R. 2012. Activity of extrinsic limb muscles in dogs at walk, trot and gallop. *J. Exp. Biol.* **215**: 287-300.
 26. DeCamp, C. E. 1997. Kinetic and kinematic gait analysis and the assessment of lameness in the dog. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* **27**: 825-840.
 27. DeCamp, C. E., Riggs, C. M., Olivier, N. B., Hauptman, J. G., Hottinger, H. A. and Soutas-Little, R. W. 1996. Kinematic evaluation of gait in dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Am. J. Vet. Res.* **57**: 120-126.
 28. Drüen, S., Böddeker, J., Meyer-Lindenberg, A., Fehr, M., Nolte, I. and Wefstaedt, P. 2012. Computer-based gait analysis of dogs: evaluation of kinetic and kinematic parameters after cemented and cementless total hip replacement. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* **25**: 375-384.
 29. Edwards, I., Jones, M., Carr, J., Braunack-Mayer, A. and Jensen, G. M. 2004. Clinical reasoning strategies in physical therapy. *Phys. Ther.* **84**: 312-330.
 30. Fanchon, L. and Grandjean, D. 2007. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. *Am. J. Vet. Res.* **68**: 1089-1094.
 31. Feeney, L. C., Lin, C. F., Marcellin-Little, D. J., Tate, A. R., Queen, R. M. and Yu, B. 2007. Validation of two-dimensional kinematic analysis of walk and sit-to-stand motions in dogs. *Am. J. Vet. Res.* **68**: 277-282.
 32. Fischer, M. S. 2014. DOGS IN MOTION, VDH Service GmbH, German.
 33. Fischer, M. S., Lehmann, S. V. and Andrada, E. 2018. Three-dimensional kinematics of canine hind limbs: in vivo, biplanar, high-frequency fluoroscopic analysis of four breeds during walking and trotting. *Sci. Rep.* **8**: 16982.
 34. Fischer, S., Nolte, I. and Schilling, N. 2013. Adaptations in muscle activity to induced, short-term hindlimb lameness in trotting dogs. *PLoS One* **8**: e80987.
 35. Gabriela C.A. Silva, Mariana Trés Cardoso, Thais P. Gaiad, Marina P. Brolio, Vanessa C. Oliveira, Antonio Assis Neto, Daniele S. Martins and Ambrósio, C. E. 2014. Kinematic gait analyses in healthy Golden Retrievers. *Pesquisa Veterinaria Brasileira* **34**: 6.
 36. Galindo-Zamora, V., von Babo, V., Eberle, N., Betz, D., Nolte, I. and Wefstaedt, P. 2016.

- Kinetic, kinematic, magnetic resonance and owner evaluation of dogs before and after the amputation of a hind limb. *BMC Vet. Res.* **12**: 20.
37. Gillette, R. L. and Angle, T. C. 2008. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet. J.* **178**: 165-176.
 38. Gómez Álvarez, C. B., Gustås, P., Bergh, A. and Rhodin, M. 2017. Vertical head and pelvic movement symmetry at the trot in dogs with induced supporting limb lameness. *Vet. J.* **229**: 13-18.
 39. Grieve, D. 1969. The assessment of gait. *Physiotherapy* **55**: 452-460.
 40. Griffin, T. M., Main, R. P. and Farley, C. T. 2004. Biomechanics of quadrupedal walking: how do four-legged animals achieve inverted pendulum-like movements? *J. Exp. Biol.* **207**: 3545-3558.
 41. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**: 361-374.
 42. Hershler, C. and Milner, M. 1980. Angle-angle diagrams in the assessment of locomotion. *Am. J. Phys. Med.* **59**: 109-125.
 43. Hershler, C. and Milner, M. 1980. Angle-angle diagrams in above-knee amputee and cerebral palsy gait. *Am. J. Phys. Med.* **59**: 165-183.
 44. Hershler, C. and Milner, M. 1980. Angle--angle diagrams in the assessment of locomotion. *Am. J. Phys. Med.* **59**: 109-125.
 45. Holler, P. J., Brazda, V., Dal-Bianco, B., Lewy, E., Mueller, M. C., Peham, C. and Bockstahler, B. A. 2010. Kinematic motion analysis of the joints of the forelimbs and hind limbs of dogs during walking exercise regimens. *Am. J. Vet. Res.* **71**: 734-740.
 46. Hottinger, H. A., DeCamp, C. E., Olivier, N. B., Hauptman, J. G. and Soutas-Little, R. W. 1996. Noninvasive kinematic analysis of the walk in healthy large-breed dogs. *Am. J. Vet. Res.* **57**: 381-388.
 47. 畠中泰彦. 2013. 歩行分析・動作分析のグローバル・スタンダード. *理学療法学* **40**: 567-572.
 48. Imai, I. and Shiomi, T. 2004. Reliability of Evaluation in Physical Therapy Studies. *Rigakuryoho Kagaku* **19**: 261-265.

49. Ishikawa, Y., An, Q., Nakagawa, J., Tojima, M., Yasui, T., Oka, H., Haga, N., Yamashita, A. and Asama, H. 2014. Gait Analysis of Knee Osteoarthritis Patients by Using Approximate Plane of Elevation Angle : Confirmation of a Planar Law and Analysis of Angular Difference of the Approximate Plane. *The Proceedings of Mechanical Engineering Congress, Japan* **2014**: 68-79.
50. Jacquelin Perry and Burnfield, J. M. 2010. Gait Analysis: Normal and Pathological Function, 2nd ed., SLACK Incorporated, USA.
51. Jaegger, G., Marcellin-Little, D. J. and Levine, D. 2002. Reliability of goniometry in Labrador Retrievers. *Am. J. Vet. Res.* **63**: 979-986.
52. Jensen, G. M., Gwyer, J., Shepard, K. F. and Hack, L. M. 2000. Expert practice in physical therapy. *Phys. Ther.* **80**: 28-43.
53. Jung, J. Y., Heo, W., Yang, H. and Park, H. 2015. A Neural Network-Based Gait Phase Classification Method Using Sensors Equipped on Lower Limb Exoskeleton Robots. *Sensors (Basel)* **15**: 27738-27759.
54. K, G.-N. 2005. 観察による歩行分析, 医学書院. pp.5-80.
55. Katic, N., Bockstahler, B. A., Mueller, M. and Peham, C. 2009. Fourier analysis of vertical ground reaction forces in dogs with unilateral hind limb lameness caused by degenerative disease of the hip joint and in dogs without lameness. *Am. J. Vet. Res.* **70**: 118-126.
56. 木村貞治. 2006. 理学療法における動作分析の現状と今後の課題. *理学療法学* **33**: 394-403.
57. 木村貞治. 2020. 理学療法における評価の考え方と進め方. *理学療法学* **47**: 93-101.
58. Lacquaniti, F., Grasso, R. and Zago, M. 1999. Motor Patterns in Walking. *News in physiological sciences : an international journal of physiology produced jointly by the International Union of Physiological Sciences and the American Physiological Society* **14**: 168-174.
59. Ladha, C., O'Sullivan, J., Belshaw, Z. and Asher, L. 2017. GaitKeeper: A System for Measuring Canine Gait. *Sensors (Basel)* **17**.
60. Lane, D. M., Hill, S. A., Huntingford, J. L., Lafuente, P., Wall, R. and Jones, K. A. 2015. Effectiveness of slow motion video compared to real time video in improving the

- accuracy and consistency of subjective gait analysis in dogs. *Open veterinary journal* **5**: 158-165.
61. Lauer, S. K., Hillman, R. B., Li, L. and Hosgood, G. L. 2009. Effects of treadmill inclination on electromyographic activity and hind limb kinematics in healthy hounds at a walk. *Am. J. Vet. Res.* **70**: 658-664.
 62. Lee, J. Y., Kim, G., Kim, J. H. and Choi, S. H. 2007. Kinematic gait analysis of the hind limb after tibial plateau levelling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy in ten dogs. *J. Vet. Med. A Physiol. Pathol. Clin. Med.* **54**: 579-584.
 63. Levine, D., Richards, J. and Whittle, M. W. 2012. Whittle's Gait Analysis-E-Book, Elsevier Health Sciences.
 64. Levine, D., Richards, J. and Whittle, M. W. 2012. Whittle's gait analysis, 5 ed., Churchill Livingstone/Elsevier, Edinburgh.
 65. Levine, D., Millis, D., Marcellin-Little, D. J. and Taylor, R. 2005. Rehabilitation and Physical Therapy. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* **35**.
 66. Lin, C. C., Wu, C. H., Chou, P. Y., Wang, S. N., Hsu, W. R. and Lu, T. W. 2020. Evaluation of a multibody kinematics optimization method for three-dimensional canine pelvic limb gait analysis. *BMC Vet. Res.* **16**: 105.
 67. Liu, D. X., Wu, X., Du, W., Wang, C. and Xu, T. 2016. Gait Phase Recognition for Lower-Limb Exoskeleton with Only Joint Angular Sensors. *Sensors (Basel)* **16**.
 68. Liu, Y., Lu, K., Yan, S., Sun, M., Lester, D. K. and Zhang, K. 2014. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture* **39**: 756-760.
 69. Lorke, M., Willen, M., Lucas, K., Beyerbach, M., Wefstaedt, P., Murua Escobar, H. and Nolte, I. 2017. Comparative kinematic gait analysis in young and old Beagle dogs. *J. Vet. Sci.* **18**: 521-530.
 70. Marsolais, G. S., McLean, S., Derrick, T. and Conzemius, M. G. 2003. Kinematic analysis of the hind limb during swimming and walking in healthy dogs and dogs with surgically corrected cranial cruciate ligament rupture. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* **222**: 739-743.
 71. McLaughlin, R. M. 2001. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* **31**: 193-201.

72. McLaughlin, R. M., Jr., Miller, C. W., Taves, C. L., Hearn, T. C., Palmer, N. C. and Anderson, G. I. 1991. Force plate analysis of triple pelvic osteotomy for the treatment of canine hip dysplasia. *Vet. Surg.* **20**: 291-297.
73. McLean, H., Millis, D. and Levine, D. 2019. Surface Electromyography of the Vastus Lateralis, Biceps Femoris, and Gluteus Medius in Dogs During Stance, Walking, Trotting, and Selected Therapeutic Exercises. *Frontiers in Veterinary Science* **6**.
74. Millis, D. and Levine, D. 2014. *Canine Rehabilitation and Physical Therapy 2ed.*, Elsevier Health Sciences, USA.
75. Millis, D. and Ciuperca, I. A. 2015. Evidence for canine rehabilitation and physical therapy. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* **45**: 1-27.
76. 森山英樹. 2014. 理学療法研究の進め方. 基礎から学ぶ研究のすべて, 文光堂, 東京.
77. Neumann, D. A. 2013. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*, Elsevier Health Sciences.
78. 西守隆, 大工谷新一. 2004. 評価における統合と解釈. *関西理学療法* **4**: 37-41.
79. 中村隆一. 2003. 入門リハビリテーション概論第6版, 医歯薬出版株式会社. pp.1-24.
80. 奈良勲, 内山靖. 2019. 理学療法概論 第7版, 医歯薬出版. pp.25-33.
81. 大川弥生. 2004. 新しいリハビリテーション. *人間「復権」への挑戦*. 講談社. pp.206-214
82. Quinn, M. M., Keuler, N. S., Lu, Y., Faria, M. L., Muir, P. and Markel, M. D. 2007. Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales, and force plate gait analysis in dogs. *Vet. Surg.* **36**: 360-367.
83. Ragetly, C. A., Griffon, D. J., Mostafa, A. A., Thomas, J. E. and Hsiao-Wecksler, E. T. 2010. Inverse dynamics analysis of the pelvic limbs in Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament disease. *Vet. Surg.* **39**: 513-522.
84. Rhodin, M., Bergh, A., Gustås, P. and Gómez Álvarez, C. B. 2017. Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness. *Vet. J.* **222**: 54-59.
85. Rumph, P. F., Kincaid, S. A., Visco, D. M., Baird, D. K., Kammermann, J. R. and West, M. S. 1995. Redistribution of vertical ground reaction force in dogs with experimentally induced chronic hindlimb lameness. *Vet. Surg.* **24**: 384-389.

86. Schwencke, M., Smolders, L. A., Bergknut, N., Gustås, P., Meij, B. P. and Hazewinkel, H. A. 2012. Soft tissue artifact in canine kinematic gait analysis. *Vet. Surg.* **41**: 829-837.
87. 下野俊哉. 2010. 表面筋電図マニュアル 基礎・臨床応用. 酒井医療株式会社. pp23-67.
88. 佐藤春彦. 2018. 臨床でのデータ収集 (1): 運動学的研究をあきらめない. *理学療法学* **45**: 48-53.
89. Tashman, S., Anderst, W., Kolowich, P., Havstad, S. and Arnoczky, S. 2004. Kinematics of the ACL-deficient canine knee during gait: serial changes over two years. *J. Orthop. Res.* **22**: 931-941.
90. Tokuriki, M. 1973. Electromyographic and joint-mechanical studies in quadrupedal locomotion. I. Walk. *Nihon Juigaku Zasshi* **35**: 433-436.
91. 上田敏. 2013. リハビリテーションの歩み その源流とこれから, 医学書院. pp.268-296.
92. Valentin, S. and Zsoldos, R. R. 2016. Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **28**: 167-183.
93. van der Walt, A. M., Stewart, A. V., Joubert, K. E. and Bekker, P. 2008. Canine hip extension range during gait. *J. S. Afr. Vet. Assoc.* **79**: 175-177.
94. Voss, K., Imhof, J., Kaestner, S. and Montavon, P. M. 2007. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* **20**: 299-304.
95. Wachs, K., Fischer, M. S. and Schilling, N. 2016. Three-dimensional movements of the pelvis and the lumbar intervertebral joints in walking and trotting dogs. *Vet. J.* **210**: 46-55.
96. Wall, J. C. and Charteris, J. 1980. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics* **23**: 425-435.
97. Wall, J. C. and Charteris, J. 1981. A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics* **24**: 531-542.
98. Waxman, A. S., Robinson, D. A., Evans, R. B., Hulse, D. A., Innes, J. F. and Conzemius, M. G. 2008. Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Vet. Surg.* **37**: 241-246.
99. Welsh, E. M., Gettinby, G. and Nolan, A. M. 1993. Comparison of a visual analogue scale and a numerical rating scale for assessment of lameness, using sheep as a model. *Am. J.*

- Vet. Res.* **54**: 976-983.
100. Youdas, J. W., Carey, J. R. and Garrett, T. R. 1991. Reliability of measurements of cervical spine range of motion—comparison of three methods. *Phys. Ther.* **71**: 98-104.
 101. Youdas, J. W., Suman, V. J. and Garrett, T. R. 1995. Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **21**: 13-20.

Abstract

Utilization of the concept of gait phase classification for dog gait analysis

Graduate School of Veterinary Medicine, Rakuno Gakuen University

Veterinary Pharmacology: Kazuyuki Yoshikawa

In physical therapy, which is an important area in rehabilitation in human medicine, evaluation items are narrowed down by comparing the movements exhibited by individual cases with normal movements, and treatment is performed according to individuality based on the obtained results of evaluation. It is difficult to observe walking motion because many joints move at the same time, and a method for evaluating walking motion by dividing it into several phases has been adopted. The gait cycle (GC) is measured between the first contact of a leg with the ground and the second contact of the same leg with the ground. The human GC is divided into two major phases: stance and swing phases. The stance phase is further divided into the following five subphases: initial contact, loading response, mid stance, terminal stance and pre-swing. The swing phase is also divided into the following three subphases: initial swing, mid swing, and terminal swing. Thus, the human GC consists of eight phases. Kinesiological data for humans such as kinematics, kinetics, and electromyography can be integrated for each gait phase by using gait phase classification. Classification of gait phase is useful for interpretation of a kinesiological function of different motions generated by an individual joint. Physical therapists can estimate the causes of the patient's abnormal movements by referring to the functional role of kinesiological data in each phase of the GC. Therefore, the establishment of normal GC phases has markedly contributed to the development of rehabilitation and physical therapy in humans. Recently, with the advancement of veterinary medicine, the life span of companion animals has been extended, movement disorders due to aging have increased, and owners' needs have diversified, and interest in animal rehabilitation has increased. Observation and analysis of gait are essential because much of the rehabilitation of companion animals is focused on the reacquisition of gait. However, it has been reported that the gait evaluation performed in daily clinical practice is inaccurate in many cases because the dog

moves quickly and the gait motion cannot be accurately captured. Dog gait analysis has so far been carried out on the basis of research methods used in humans. However, dog gait analysis could not be suitable for clinical gait evaluation because the functional role played by each joint at each gait time is not clear. The data are not presented in a form that can be used in daily clinical practice, and it is extremely difficult to properly evaluate walking for the planning and implementation of a walking rehabilitation program that takes individuality into consideration. Therefore, in this study, the concept of gait phase classification used in human physical therapy was applied for dogs to establish the gait evaluation. The final goal of this study is to contribute to the development of walking rehabilitation that considers individuality by clarifying the points of observational analysis.

In Chapter 1, the gait phases of dogs were defined with reference to humans and the ratio of each gait phase in the gait cycle and its characteristics are shown. In addition to the initial contact (IC) of the initial ground contact, the dog's gait phase classification includes three phases: loading response (LR), middle stance (MidSt), and pre-swing (PSw). The swing phase was defined as two phases: early swing (ESw) and late swing (LSw), for a total of five phases. The duration of MidSt phase supporting a single limb was the longest both in the forelimbs and hindlimbs, and it was thought that it is important to focus on this phase (MidSt) first in the case of gait evaluation.

In Chapter 2, the concept of gait phase classification is introduced into an angle / time plot, plane cyclogram, and 3D plot, and the characteristics of the range of motion during walking are shown. The angle / time plot clarified the characteristic movements of each joint for each gait phase, such as extension of the carpal joint and flexion of the tarsal joint in LR, and this evaluation was useful when evaluating walking for each joint. In the plane cyclogram, the cooperative relationship between adjacent joints was clarified. For example, shock absorption mechanism was suggested by coordinated movement of extension of the carpal joint, flexion and extension of the elbow joint, flexion of the shoulder joint, and flexion of the tarsal joint and flexion of the stifle joint. In the three-dimensional plot, it was possible to clarify the cooperative relationships between the three joints of the hind limbs, such as the upper and lower parts of the apex of the drawn elliptical locus are switching between stance and swing limbs. In addition, the plane law of walking was also observed in the hind limbs of the Beagle dog (a medium-sized dog).

In Chapter 3, the characteristics of hindlimb muscle activity of a dog when walking based on the phase classification are shown. By integrating joint and muscle activities into the GC phases,

the functional role of each phase was estimated to be shock absorption in LR, body propulsion in MidSt, swing preparation in PSw, swing propulsion in ESw, and preparation of initial contact in LSw. In addition, a simple diagram of the range of motion and muscle activity that is useful for motion analysis in clinical situations was established. If lameness is seen in a gait phase, it is hypothesized that there is an abnormality in the range of motion or muscle activity of the specific phase using this diagram. Therefore, clinicians can focus on a specific joint and muscle and proceed with a more detailed evaluation. This lead to the enhancement of validity of visual gait analysis and the planning and implementation of rehabilitation programs tailored to individuality.

In Chapter 4, the validity of the kinematic evaluation described in Chapters 1-2 was verified using a clinical case. Regarding proportion of the gait phase in the case of medial patellar luxation, the affected hindlimb showed a short support in MidSt but the normal hindlimb showed long support to cover the affected hindlimb in MidSt. The tarsal joint extension at LR and the stifle flexion at MidSt in the affected hindlimb were compared with normal beagle dogs using Angle/time plots. In the plane cyclogram, it was clarified that the affected hindlimb did not show the coordinated movement of the stifle joint and the tarsal joint in LR and that could not absorb the impact of the stance. In addition, the movement to avoid the load due to the sudden stifle flexion and tarsal flexion movements in MidSt was observed in the affected legs. The three-dimensional plot showed that the trajectory of the joint of the affected hindlimb deviated significantly from the trajectory of the normal Beagle dog during the stance phase (LR, MidSt, PSw), and the plane law was not observed in the affected limb. Therefore establishment of the plane law might be used for diagnosis of the gait abnormality.

In conclusion, the gait phase classification for gait evaluation of dogs was established in this study. Based on this classification, the points to be noted in gait evaluation can become clearer, and it can become easier to estimate the timing of lameness, range of motion of joints, and abnormalities in muscle activity. In addition, the usefulness of objective evaluation such as lameness diagnosis by the plane law and coordinated movement between joints by a cyclogram was shown. In the future, it is expected that further research on gait evaluation for dogs will be carried out by further measuring muscle activity and kinetics using the gait phase classification defined in this study.