

フォースプレートを用いた
四肢の力学的機能評価方法に関する研究

山口大学大学院連合獣医学研究科

網本 宏和

2021年3月

目次

序論	1
第1章 健康犬におけるフォースプレートを用いた四肢の客観的な機能評価に関する	
検討	5
1-1 諸言	5
1-2 材料と方法	7
1-2-1 対象動物	7
1-2-2 フォースプレートによる歩行検査	7
1-2-3 フォースプレートのデータ解析方法	8
1-2-4 統計処理	8
1-3 結果	9
1-3-1 対象動物	9
1-3-2 フォースプレートによる歩行解析	9
1-4 考察	11
1-5 小括	13
1-6 図および表	15

第2章 前十字靭帯の断裂程度および半月板損傷が肢機能へ与える影響に関する検討	27
2-1 諸言	27
2-2 材料と方法	28
2-2-1 対象動物	28
2-2-2 フォースプレートによる歩行検査および解析方法	29
2-2-3 統計処理	29
2-3 結果	30
2-3-1 対象動物	30
2-3-2 フォースプレートによる歩行解析	31
2-4 考察	34
2-5 小括	37
2-6 図および表	39
第3章 小型犬の前十字靭帯断裂に対する TPLO の術後のフォースプレート解析と その臨床成績に関する検討	58
3-1 緒言	58

3-2 材料と方法	59
3-2-1 対象動物	59
3-2-2 放射線学的検査	60
3-2-3 フォースプレートによる歩行解析	61
3-2-4 外科手技	61
3-2-5 統計処理	62
3-3 結果	62
3-3-1 対象動物	62
3-3-2 放射線学的検査	63
3-3-3 フォースプレートによる歩行解析	64
3-3-4 合併症	64
3-4 考察	65
3-5 小括	68
3-6 図および表	69
第4章 前十字靭帯断裂に対する TPLO 後の術後回復過程に関する検討	74
4-1 緒言	74

4-2	材料と方法	77
4-2-1	対象動物	77
4-2-2	外科手技	78
4-2-3	フォースプレートによる歩行検査	78
4-2-4	フォースプレートのデータ解析	78
4-2-5	統計処理	79
4-3	結果	79
4-3-1	対象動物	79
4-3-2	フォースプレートによる歩行解析	80
4-4	考察	82
4-5	小括	86
4-6	図および表	87
第5章 後肢跛行を呈する犬における立位頭部強制運動時の重心移動に関する検討		100
5-1	緒言	100
5-2	材料と方法	101
5-2-1	対象動物	101

5-2-2	フォースプレートによる歩行検査および重心動揺検査	101
5-2-3	フォースプレートのデータ解析	102
5-2-4	統計処理	102
5-3	結果	103
5-3-1	対象動物	103
5-3-2	フォースプレートによる歩行解析	103
5-3-3	フォースプレートによる重心動揺解析	104
5-4	考察	104
5-5	小括	107
5-6	図および表	109
第6章	総括	114
	謝辞	122
	参考文献	123

序論

フォースプレートは足が地面に着地した時に発生する床反力（Ground reaction forces: GRFs）を測定するための機器であり、垂直分力、前後分力および側方分力、各軸におけるモーメントや圧力中心を測定することができる。医学領域では様々な手術に対して GRFs に基づく術後評価¹や重心動揺検査²などに利用されている。小動物整形外科領域においてフォースプレートは四肢の運動機能を定量化するためのゴールドスタンダードな検査機器として認識されており、主に垂直方向の床反力を定量化することで手術、リハビリや鎮痛剤などの治療効果の評価に利用されている³⁻⁵。しかし、計測機器が高額であること、測定や解析に時間を要し専門知識が必要であることなどの理由から、現在のところ一般的に普及しているものではない。そのため、フォースプレートを利用できる特殊な施設を除いて跛行の程度は主観的跛行スコアで評価することとなる。しかしながら、主観的跛行スコアは測定者間によりその結果が大きく異なり、客観的な検査と比較してその検査精度が劣ることが報告されており⁶、手術成績の評価には客観的な機器を用いた評価が重要となる。

小動物整形外科領域におけるフォースプレートの利用は健常犬に対する運動機能の解析、歩行に与える要因の解析と跛行を呈する犬における術後治療評価に大別される。健常犬に対する多くの研究では垂直力（Peak vertical force: PVF および Vertical impulse: VI）、制

動力（Peak braking force: PBF および Braking impulse: BI）および推進力（Peak propulsion force: PPF および Propulsion impulse: PI）が解析されている⁷⁻⁹。一方で整形外科疾患に対する術後の機能回復や鎮痛剤の投与の治療効果の研究においては PVF および VI が主に評価の対象となっており¹⁰⁻¹²、制動力や推進力への影響は検討されていない。

犬の前十字靭帯断裂（Cranial cruciate ligament rupture: CCLR）は後肢跛行を呈する最も一般的な疾患として認識されており、小動物整形外科領域で重要な疾患の一つとなっている¹³。CCLR の原因は靭帯の加齢性変性、年齢、犬種、肥満、脛骨や大腿骨の形態異常、外傷などが考えられているが、いまだ決定的な要因の解明には至っていない。CCLR は部分断裂と完全断裂に分類されており、膝関節の不安定性に伴い半月板損傷が続発することが知られている。一般的に部分断裂から完全断裂に移行することでより重度で長期的な疼痛や患肢の機能低下が認められ、これらに半月板損傷を伴うとより重症化する。Hayes らは部分断裂では半月板損傷のリスクは少なく、完全断裂では部分断裂と比較して 12.9 倍半月板損傷のリスクが高くなると報告している¹⁴。また、Wustefeld-Janssens らは半月板損傷を伴う CCLR は半月板損傷を伴っていない CCLR と比較して患肢の PVF および VI が有意に低下していたことを報告した¹⁵。

CCLR に対する治療法は内科療法と外科療法があるが、体重、年齢、動物の生活スタイル、飼い主の要望などを総合して決定されている。1984 年に Vasseur らは体重 15kg 未満の犬では内科的治療で許容できる機能レベルまで回復したと報告しており¹⁶、小型犬に対し

では内科的治療が多く適応されてきた。しかし、小型犬で臨床症状の改善が見られない症例や中・大型犬においては外科治療が推奨されている。外科治療には脛骨高平部水平化骨切り術（Tibial plateau leveling osteotomy: TPLO）¹⁷、脛骨粗面前進化術（Tibial tuberosity advancement: TTA）¹⁸や関節外制動術（Extracapsular reconstruction: ECR）¹⁹などが報告されている。現在のところこれらの術式選択の統一見解はないが、大型犬においては TPLO が普及してきており、小型犬においては ECR が一般的となっている²⁰。

これまでに CCLR に対する TPLO、TTA や ECR の治療効果をフォースプレートにて客観的に評価した研究が報告されており、すべての術式で臨床症状の改善が確認されている^{10,11,21,22}。2014 年に Bergh らは過去の報告から CCLR に対する最も優れた外科治療を解析する調査を行っており、TPLO が最も推奨される外科療法であると結論づけている²³。また、2016 年に Krotscheck らは TPLO、TTA と ECR の術後機能回復をフォースプレートで客観的に評価しており、Walk と Trot の両方において術後 6～12 ヶ月時点で正常コントロール群と同じ機能レベルまで回復したのは TPLO のみであったと報告した²⁴。しかしながら、これらの報告はすべて中・大型犬における報告である。近年、小型犬の CCLR に対する TPLO の術後成績を調査した研究が報告されてきているが、これらはすべて治療成績を主観的跛行スコアや術後合併症で評価しており²⁵⁻²⁸、フォースプレートを用いた客観的な機能評価はされていない。主観的跛行スコアとフォースプレートの結果は必ずしも一致しないことが知られており、小型犬における TPLO の術後成績をフォースプレートで客観的

に評価することは非常に有用な情報であると考えられる。

本研究の目的はフォースプレートを用いて健常犬における歩行時の四肢の役割とその特徴をフォースプレートでより詳細な項目を調査し、CCLR 罹患犬において歩行時の四肢の運動機能への影響および治療後の経時的な変化を調査すること、そして後肢跛行動物における重心動揺の変化を調査することである。第1章では健常犬の歩行時における四肢の動きの特徴を明らかにするため、レントゲン検査で関節炎の所見が認められず、跛行を伴わない健常犬に対してフォースプレートを用いて歩行解析を実施した。データ解析ではこれまでに報告されている垂直力、制動力および推進力に加え、歩行周期解析として着地時間、スタンス相における最大制動力、垂直力、推進力および制動力から推進力への切り替わりのタイミングを検証し、垂直力と前後分力の合力であるベクトルの大きさとその角度についても検証した。第2章ではCCLRと診断した患者を部分断裂群と完全断裂群、半月板損傷なし群と半月板損傷あり群に分類し、これらの群においてフォースプレート解析を実施しその違いについて検証した。第3章では、小型犬のTPLO後の術後機能回復を客観的に評価し、術後脛骨粗面幅について検証した。第4章では、TPLO後の術後機能回復をより多くのパラメーターを用いて経時的な回復過程を調査した。第5章では片側性後肢跛行患者における頭部の強制運動時の重心の移動について調査検証した。

第1章 健康犬におけるフォースプレートを用いた四肢の客観的な機能評価に関する検討

1-1 諸言

小動物整形外科領域において四肢の機能評価をすることは跛行診断および治療後の回復程度を評価するために非常に重要である。長年、犬の跛行診断には主観的な跛行スコアが利用されていたが、観察者により結果が変わることや軽度の跛行を検出することが困難であるなどの問題があった^{6,29}。近年では主観的な跛行スコアに加え客観的な四肢の運動機能を評価する診断機器が利用できるようになってきた。

フォースプレートは床反力（GRFs）を測定する機械である。現在では小動物整形外科領域において四肢の客観的な機能評価のための検査として利用されており、跛行診断や術後の回復過程を評価する検査機器としてゴールドスタンダードとなっている^{22,30,31}。犬の歩行周期はスイング相とスタンス相の2つの相から構成されており、スタンス相は足が地面に着地している相であり、スイング相は足が空中に浮いている相と定義されている。フォースプレートではスタンス相における四肢のGRFsを測定している。フォースプレートでは3方向のGRFsすなわち垂直分力（ F_z ）、前後分力（ F_y ）および側方分力（ F_x ）を評価することができる³²。一般的に動物の直線的な歩行時においては垂直分力が最も大きく、その次に前後分力が大きくなるということが報告されている³³。しかし、直線的な歩行では内外側方向の力は最も小さく結果が一定しないために歩行解析の項目としては利用され

ていない。フォースプレートから収集された GRFs はそれぞれの最大値 (Peak forces) と各方向の力と時間をかけ合わせたもので仕事量を表す力積 (Impulses) で力学的評価が行われている。これまでも健康犬や跛行を呈する犬に対してフォースプレートを用いた四肢の運動機能評価がされてきた。特に跛行診断や術後機能回復の評価においては、床反力の中でも PVF および VI が最も優れた評価項目であることが報告されており、近年ではフォースプレートを用いた術後の機能評価に関する研究は PVF および VI に集中して行われている^{22,29}。

これまでに健康犬に対してフォースプレートを用いた歩行解析が実施されており、健康犬の静止時における前肢と後肢の体重の分布は前肢 60 %、後肢 40 %であることが報告されている³²。また、Voss らは様々な犬種に対して GRFs の調査を行っており、歩行時における前肢の PVF は 113.1 ± 11.1 (% of BW)、後肢は 71.3 ± 7.8 であったと報告している⁸。また、Budsberg らは Walk 時におけるスタンス相の制動力および推進力の割合を研究しており、前肢では制動力および推進力の割合はそれぞれ $52.0 \pm 3.7\%$ 、および $48.0 \pm 3.7\%$ であり、後肢ではそれぞれ $34.0 \pm 6.2\%$ および $66.0 \pm 6.2\%$ と報告している³²。さらには歩行速度による制動力と推進力の割合の変化を調査している³⁴。

本研究の目的はこれまでに McLaughlin らにより調査されている健康犬での GRFs の評価とより詳細にスタンス相における力のかかり方の変化を調査するために各 GRF のピークおよび制動力から推進力までの切り替わりまでの時間と垂直力および前後分力の合力であ

るベクトルについて調査を行うことである。

1-2 材料と方法

1-2-1 対象動物

触診およびレントゲン検査にて整形外科疾患が認められず、適切にフォースプレートによる歩行解析が可能であった健常犬。

1-2-2 フォースプレートによる歩行検査

フォースプレートによる歩行検査は 7.2×0.9 m の歩行路の中央に埋め込まれた 2 枚のフォースプレート (AccuGait; size $500 \times 500 \times 44$ mm, AMTI, Advanced Mechanical Technology Inc, MA, USA) を用いて実施した (Fig. 1-1 ~ 1-3)。測定前に動物が検査室および歩行路に慣れるために最低 5 分間のインターバルを設けた。測定条件は以下の通りである：歩行速度は 1.5 - 2.0 m/s、歩行様式は Trot、フォースプレートの記録周波数は 1200 Hz、および前肢または後肢のそれぞれ 1 肢が独立してフォースプレートに着地していること。フォースプレートとビデオカメラを同期させ、適切な測定かどうかの判断を行い上記の計測条件を満たしたものを四肢それぞれ 6 回以上のデータを収集した。

1-2-3 フォースプレートのデータ解析方法 (Fig. 1-4 ~ 1-8)

フォースプレートより得られたデータは前肢および後肢の Peak forces (Peak vertical force: PVF、peak braking force: PBF および peak propulsion force: PPF)、Impulses (Vertical impulse: VI、braking impulse: BI および propulsion impulse: PI) および歩行周期解析項目を測定した。歩行周期解析では着地時間 (Contact times: CT)、着地から PBF、PVF および PPF までの時間として最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間、そして制動から推進への切り替えのタイミングとして推進力移行時間を算出した。ベクトルは PBF、PVF および PPF 時における 3 つのポイントで測定した。ベクトルは各計測点における垂直力と制動力または推進力から算出し、ベクトルの角度は進行方向に対する角度と定義した。すなわちベクトルの角度が 90 度であれば垂直力のみ、90 度よりも大きければ垂直力と制動力、90 度よりも小さければ垂直力と推進力が働いていることを意味している。Peak forces およびベクトルの大きさは体重で標準化し % of BW と定義し、Impulses は体重で標準化し % of BWs と定義した。CT は GRFs が発生してから 0 になるまでの時間 (秒)、最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は CT を 100% と設定して、それぞれのポイントでの割合 (%) と定義した。

1-2-4 統計処理

各データは前肢と後肢で比較を行い、Student t test、Welch t test または Mann-Whitney U

test を用いて有意差の有無を評価し、各計測値は $p < 0.05$ をもって有意差ありと判定した。

統計処理には Excel 統計 2015 を使用した。

1-3 結果

1-3-1 対象動物

本研究基準を満たした動物は 12 頭で平均年齢 3.2 ± 2.6 歳齢、平均体重 24.5 ± 11.1 kg、性別は去勢雄 8 頭で避妊雌が 4 頭であった。犬種は以下の通りである。雑種 4 頭、ボーダー・コリー 2 頭、ゴールデン・レトリバー 1 頭、シェットラン・シープドッグ 1 頭、ジャックラッセルテリア 1 頭、トイプードル 1 頭、バーニーズ・マウンテン・ドッグ 1 頭、ロットワイラー 1 頭であった。

1-3-2 フォースプレートによる歩行解析

1) Peak forces と Impulses

Peak forces である PVF、PBF および PPF は前肢ではそれぞれ 107.9 ± 13.8 (% of BW)、 16.1 ± 3.6 および 9.2 ± 2.1 であり、後肢ではそれぞれ 77.0 ± 8.5 、 7.1 ± 2.4 および 10.0 ± 2.1 であった。Impulses である VI、BI および PI は前肢ではそれぞれ 15.6 ± 3.0 (% of BWs)、 1.3 ± 0.5 および 0.65 ± 0.23 であり、後肢ではそれぞれ 9.1 ± 2.1 、 0.30 ± 0.17 および 0.72 ± 0.25 であった。前肢の PVF、VI、PBF および BI は後肢と比較して有意に高値であり、後

肢の PPF および PI は前肢と比較して有意に高値であった (Table. 1-1、Fig. 1-9、1-10)。

2) 歩行周期解析

前肢および後肢の CT はそれぞれ 0.257 ± 0.057 (秒) および 0.209 ± 0.050 であり前肢の CT が後肢と比較して有意に高値であった。最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は前肢がそれぞれ 27.7 ± 3.9 (%)、 49.0 ± 3.5 、 77.9 ± 6.5 および 57.4 ± 5.0 であり、後肢がそれぞれ 15.9 ± 6.7 、 44.7 ± 3.1 、 67.3 ± 3.9 および 38.2 ± 6.7 であり、すべての項目において前肢の値が後肢と比較して統計学的に有意に高値であった (Table. 1-2、Fig. 1-11)。

3) PBF、PVF および PPF におけるベクトルの大きさと角度

PBF、PVF および PPF 時におけるベクトルの大きさは前肢がそれぞれ 77.9 ± 14.0 (% of BW)、 107.9 ± 13.4 および 56.3 ± 10.5 であり、後肢がそれぞれ 39.3 ± 17.3 、 77.0 ± 8.4 および 52.9 ± 8.0 であり、すべての項目で前肢のベクトルの大きさが後肢と比較して有意に高値であった (Table. 1-3、Fig. 1-12)。

PBF、PVF および PPF 時におけるベクトルの角度は前肢がそれぞれ 101.9 ± 3.1 ($^{\circ}$)、 93.5 ± 2.0 および 80.4 ± 2.6 であり、後肢がそれぞれ 103.6 ± 8.3 、 87.7 ± 2.3 および 79.0 ± 2.1 であり PVF と PPF におけるベクトルの角度は後肢と比較して前肢で有意に高値であった

(Table. 1-4、Fig. 1-13)。

1-4 考察

本研究では健常犬の歩行に対しフォースプレートを用いて、より詳細な項目で四肢の運動機能を解析した。Peak forces と Impulses の結果は PVF および VI が GRFs の中で最も大きな力であり、前肢では PBF および BI が、後肢では PPF および PI が次に大きな力になっていた。Budsberg らは歩行速度による GRFs の変化を研究しており、本研究の条件と類似した条件である歩行速度 1.6 - 1.9 m/s での歩行検査において類似した結果となった（前肢 PVF: 107.0 ± 7.8 、VI: 15.8 ± 0.7 、PBF: 15.7 ± 3.0 、BI: 1.5 ± 0.3 、PPF: 7.0 ± 1.1 、PI: 0.5 ± 0.1 、後肢 PVF: 71.5 ± 8.1 、VI: 10.2 ± 1.1 、PBF: 7.2 ± 2.0 、BI: 0.3 ± 0.1 、PPF: 9.9 ± 1.0 、PI: 0.8 ± 0.1)⁷。このことから Trot において前肢は後肢と比較してより大きな垂直方向の力を発生させており、加えて前肢は制動力として働き後肢は推進力として働いていると考えられる。

Peak forces と Impulses のほかに本研究では歩行周期解析とベクトルに関しても調査を行った。本研究における前肢および後肢の歩行周期解析の特徴は前肢の CT は後肢と比較して有意に長かった。また、制動力と推進力の割合に関して前肢では制動力の割合が後肢と比較して有意に長く、最大垂直力時間が前肢ではスタンス相のほぼ中央に位置していた。後肢では制動力と推進力に関して推進力の割合が前肢と比較して有意に長く、最大垂直力

時間が前肢と比較して有意に短いという特徴があった。これらから前肢および後肢において体重を支える働きに加え、前肢は制動で、後肢は推進の役割を果たしていると考えられる。これまでに Budsberg らが健常犬におけるスタンス相の制動力と推進力の割合を報告しており、Walk における前肢の制動力と推進力の割合がそれぞれ 52 %と 48 %で後肢の制動力と推進力の割合がそれぞれ 34 %と 66 %と報告した³²。McLaughlin らは Trot における前肢の制動力と推進力の割合がそれぞれ 56.8 %と 43 %で後肢の制動力と推進力の割合がそれぞれ 30.1 %と 67.6 %と報告した³⁴。本研究では Trot における前肢と後肢の制動力と推進力の割合がそれぞれ 57.4 ± 5.0 %および 38.2 ± 6.7 %であり類似した結果となった。また、後肢の最大垂直力時間は前肢と比較して有意に短縮していたことに関しては、犬の重心は前肢に近いところに位置しており、後肢においてスタンス相の約 38%の段階で推進力を生成させるために垂直方向の最大負荷を発生させるタイミングが前肢と比較して短縮したと考えられる。

ベクトルは垂直力と制動力または推進力の合力であり大きさとベクトルの方向を数値化することができる。本研究では PBF、PVF および PPF 時におけるベクトルの大きさと角度を算出した。ベクトルの大きさは 3 つの測定値すべてにおいて後肢と比較して前肢の値が統計学的に有意に高値であった。ベクトルの大きさは GRFs の中で最も大きい垂直分力の影響を強く受けるため、後肢と比較して前肢の値が大きくなっている。また、PVF 時におけるベクトルの大きさは PVF の値と同様の値となっており、PVF 時には前後分力が最小限

の値であったため、ベクトルの大きさと PVF が類似した結果となったと考えられる。ベクトルの角度は 90 度で力の方向が垂直方向、90 度よりも大きい場合は制動方向そして 90 度よりも小さいときは推進方向に力が向いていることを意味している。本研究での PVF 時におけるベクトルの角度が前肢および後肢でそれぞれ 93°と 87°であり、前肢は制動方向で後肢は推進方向のベクトルが発生していた。これは推進力移行時間の結果からも同様の結果が導ける。PBF 時におけるベクトルの角度は前肢および後肢の間で統計学的に有意差は認められなかった。一方で PPF 時におけるベクトルの角度は前肢で後肢と比較して有意に大きかった。このことから前肢においては最大制動力時間が後肢と比較して有意に高値であったが、力のかかる方向は後肢と同様であると考えられる。以上より歩行周期解析に加えベクトルの大きさおよび角度を調査することにより、スタンス相におけるより詳細な情報が得られると考えられる。

1-5 小括

健康犬におけるフォースプレートを用いた歩行解析では、体を支える力である PVF および VI は後肢と比較して前肢で有意に高値であった。前肢と後肢における制動力と推進力の関係性に関して制動力は後肢と比較して前肢が有意に高値であり、推進力は前肢と比較して後肢が有意に高値であった。また、推進力移行時間の割合は前肢では $57.4 \pm 5.0\%$ であり、後肢では $38.2 \pm 6.7\%$ であった。Trot の歩行様式において前肢は体を支える力とともに

制動力として役割を果たし、後肢は体を支える力とともに推進力としての役割を果たしていることが示された。また、ベクトルの解析は垂直分力と前後分力を同時に評価することができ、より運動時の評価を正確にすることができると考えられる。フォースプレートを用いた歩行解析では垂直力のみではなく制動力および推進力の評価をすることでより正確な運動機能評価をすることができる。また、歩行周期解析やベクトルの解析は歩行中における足の使い方を理解する上で有効な検査パラメーターとなることが示唆された。

1-6 図および表

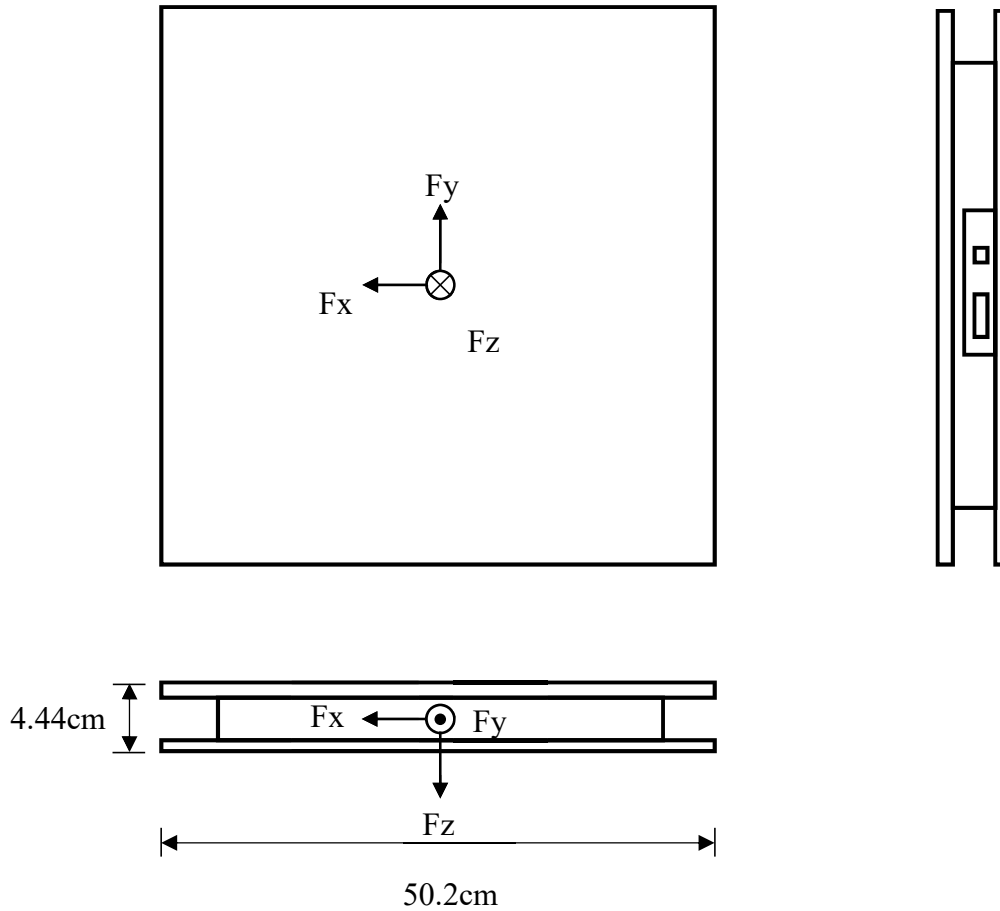


Fig. 1-1. 本研究で使用した床反力計（AMTI 社製 AccuGait）。

計測には AMTI 社製 AccuGait（50.2×50.2×4.44cm）のフォースプレートを使用した。床反力計の中には歪ゲージが内蔵されており、垂直、前後および内外方向の床反力を測定することができる。

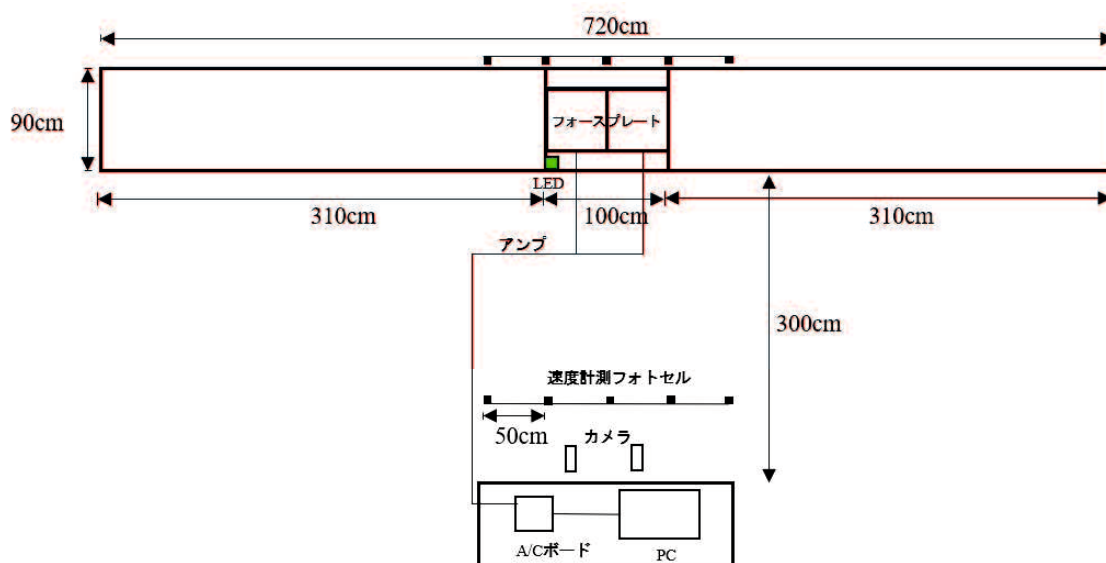


Fig. 1-2. 歩行検査に使用した機材および歩行検査方法。

歩行検査は全長 720 cm の歩行路の中央に 2 枚の床反力計を埋め込み、直線的にハンドラーが動物を歩行させて実施した。速度は床反力計中央部に設置したフォトセルにて計測した。2 台のカメラ（ソニー製ビデオカメラ HANDYCAM：記録周波数 60 f/s およびカシオ製デジタルビデオカメラ HIGH SPEED EXILIM EX-ZR1000BK：記録周波数 120 f/s）を使用し測定ごとに適切な歩行条件かどうかの判断をした。記録された床反力のデータと動画は同期信号発生装置である LED ライトで同期させパソコンにデータが保存される。データは東総システム社製荷重圧&重心動揺解析システム（ToMoCo-FPm）を用いて解析した。

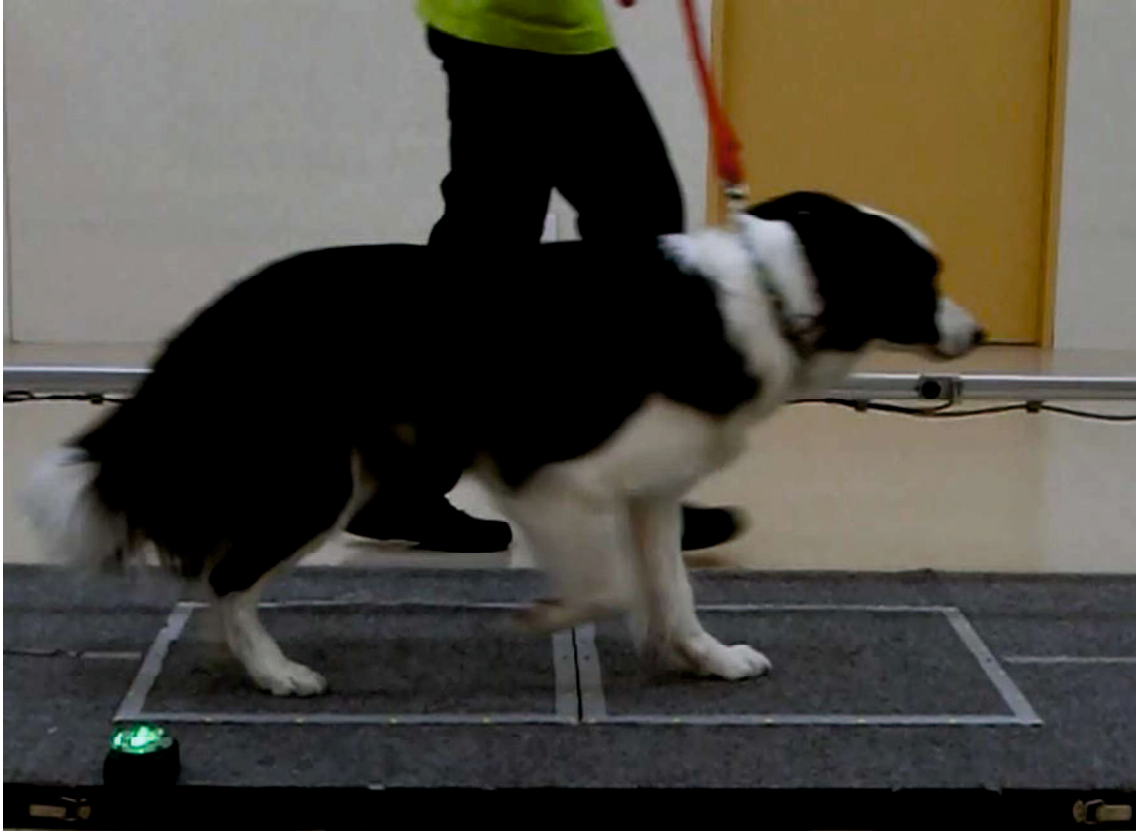


Fig. 1-3. フォースプレートによる歩行検査。

ハンドラーは歩行路の外から動物が直線的に歩行できるようにコントロールした。歩行検査の様子を録画したビデオカメラの動画を用いて適切な測定条件を満たしているか判断した。歩行様式は Trot で各フォースプレートに四肢がそれぞれ独立して着地していることがわかる。左下の LED ライトが発光中にフォースプレートのデータが記録される設定になっている。

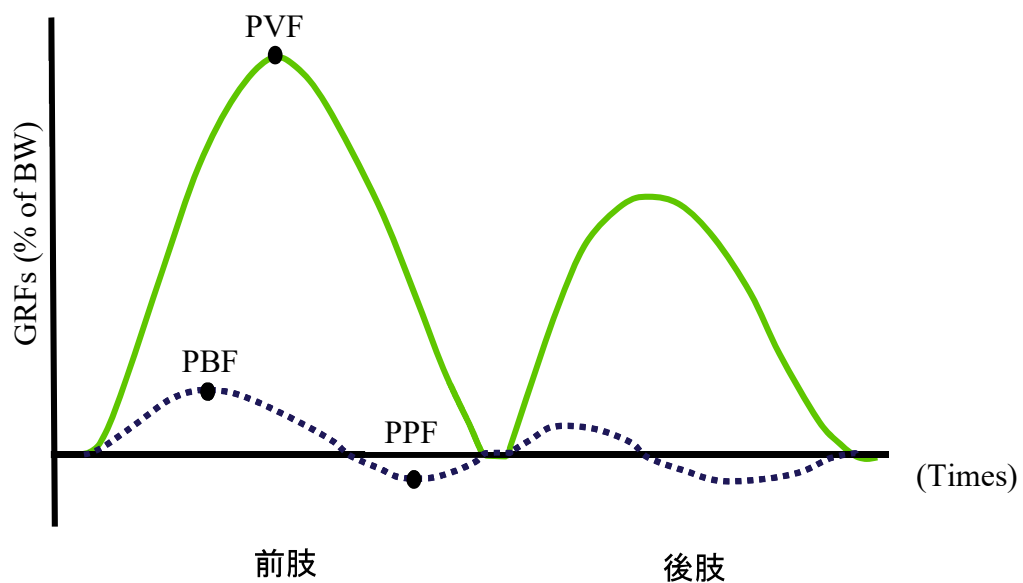


Fig. 1-4. フォースプレートから収集した床反力結果。垂直力、制動力および推進力の最大値の算出。

フォースプレートでは垂直分力および前後分力が記録されており、図は典型的な床反力結果を示している。1つ目の床反力は前肢であり2つ目の床反力は後肢を示している。垂直分力は床反力の中で最も大きな力（緑色実線）であり、最大値（PVF）を測定した。また、前後分力は最初に現れるものが制動力でその次に現れるものが推進力となり（青色点線）、それぞれの最大値（PBF および PPF）を測定した。

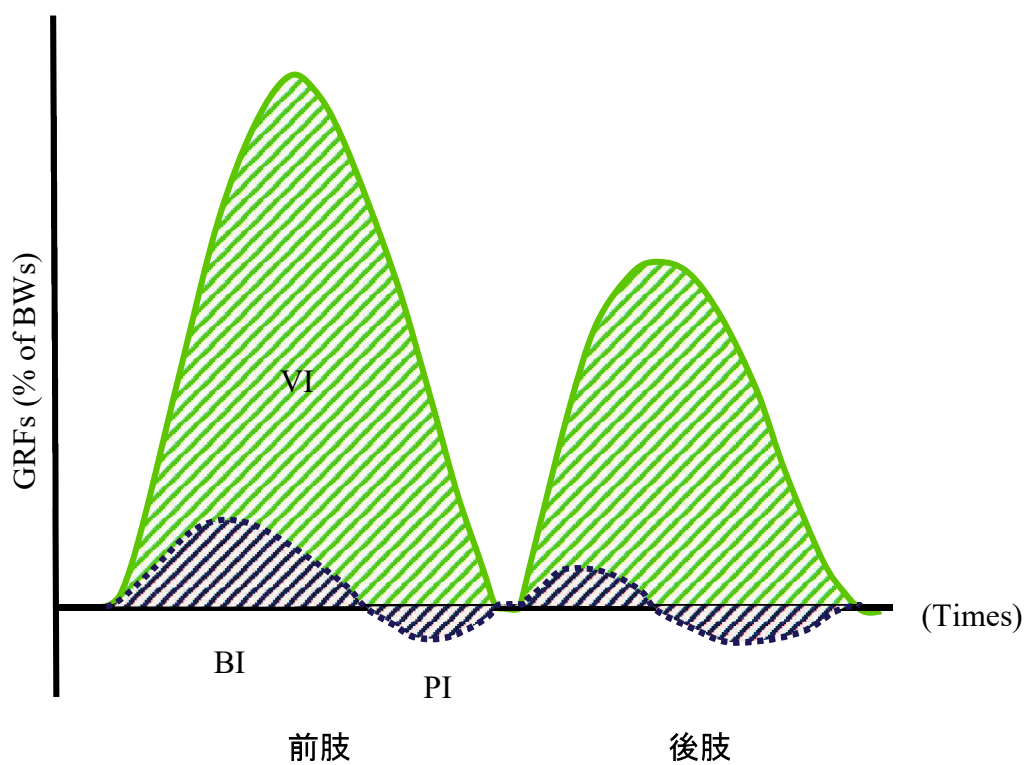


Fig. 1-5. 垂直力、制動力および推進力の力積の算出。

力積の算出は図に示すように各床反力における面積として斜線で示される部分を積分にて算出した。垂直力、制動力および推進力を VI、BI および PI としてデータを収集した。

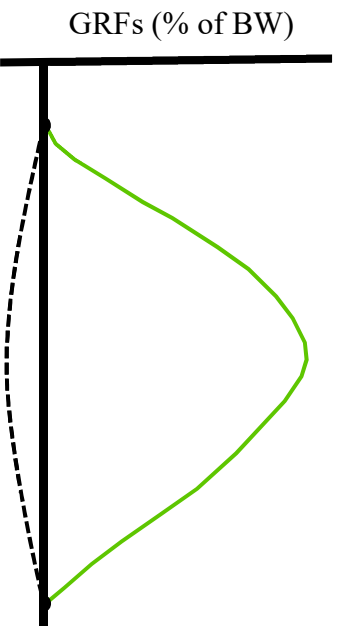


Fig. 1-6. 着地時間の測定。

着地時間は床反力が発生してから消失するまでの時間と定義した。

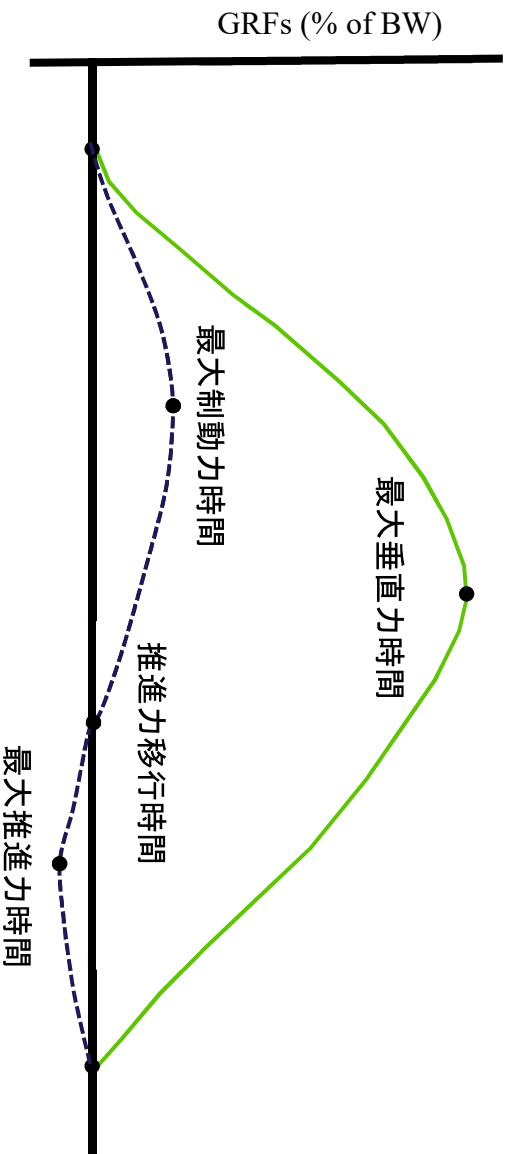


Fig. 1-7. 最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間の測定。

これらの項目では着地時間を 100%と設定し各ピークの出現ポイントの割合を算出した。最大制動力時間、最大垂直力時間、および 最大推進力時間は床反力が発生してからそれぞれのピークに達する時間の割合と定義し、推進力移行時間は床反力が発生してから制動力が 0 になるまでの時間の割合と定義した。

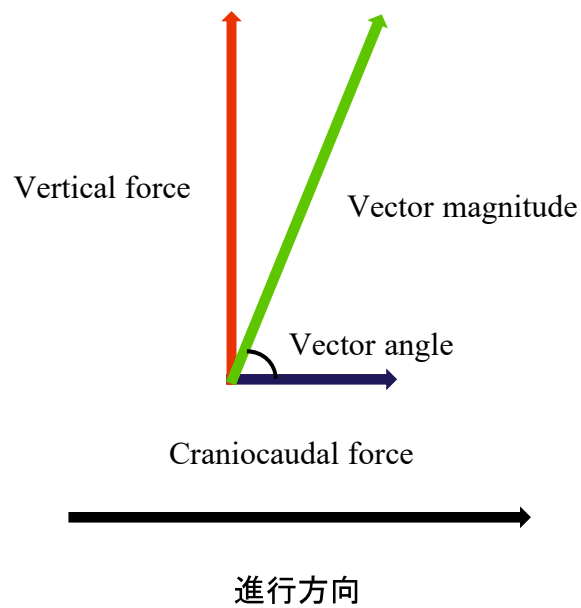


Fig. 1-8. ベクトルの大きさと角度の算出。

ベクトルの作成は垂直方向と前後方向の力の合力として算出した。ベクトルは PBF、PVF および PPF 発生時に計測を行った。ベクトルの角度は 90 度で垂直力のみ、90 度よりも大きければ垂直力と制動力、90 度よりも小さければ垂直力と推進力が発生していることを意味する。

	前肢	後肢
Peak forces [% of BW]		
PVF	107.9 ± 13.8**	77.0 ± 8.5
PBF	16.1 ± 3.6**	7.1 ± 2.4
PPF	9.2 ± 2.1**	10.0 ± 2.1
Impulses [% of BWs]		
VI	15.6 ± 3.0**	9.1 ± 2.1
BI	1.3 ± 0.5**	0.30 ± 0.17
PI	0.65 ± 0.23*	0.72 ± 0.25

Table. 1-1. 前肢および後肢の Peak forces および Impulses の測定結果。

前肢の PVF、VI、PBF、および BI は後肢と比較して統計学的に有意に高値であった。

一方で前肢の PPF および PI は後肢と比較して有意に低値であった。各項目は前肢および後肢の比較により $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

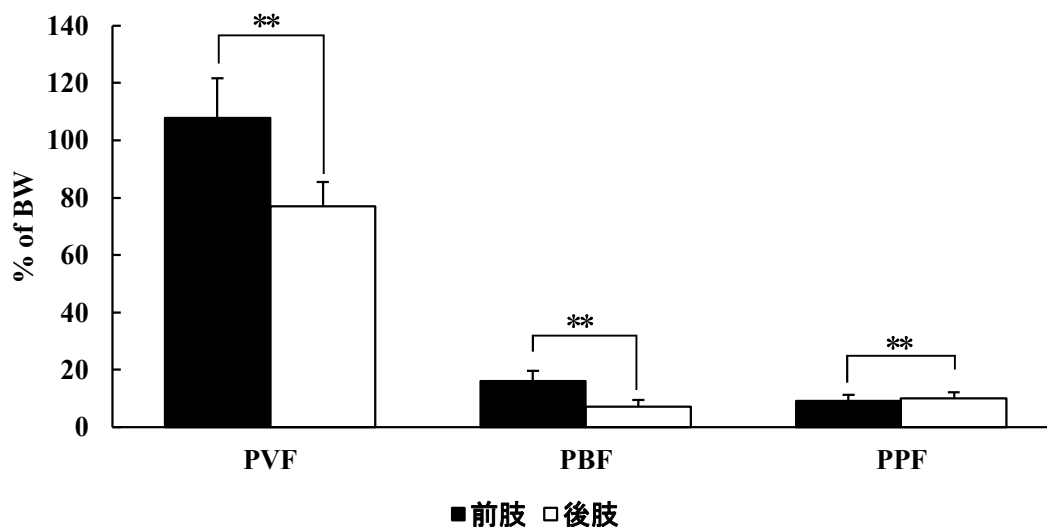


Fig. 1-9. 前肢および後肢の Peak forces 測定結果。

前肢の PVF および PBF は後肢と比較して有意に高値であったが、前肢の PPF は後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

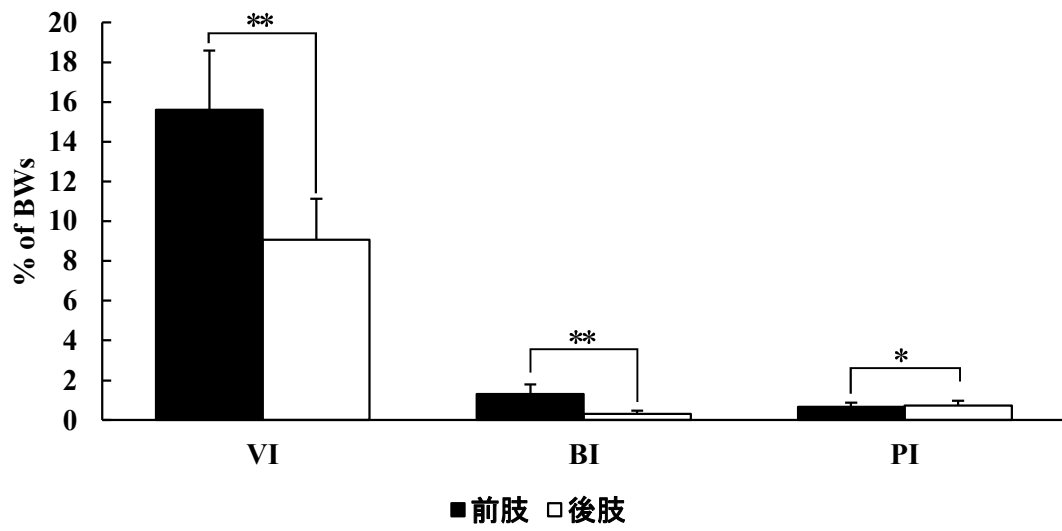


Fig. 1-10. 前肢および後肢の Impulses 測定結果。

前肢の VI および BI は後肢と比較して有意に高値であったが、前肢の PI は後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢	後肢
歩行周期解析		
着地時間	0.257 ± 0.057**	0.209 ± 0.050
最大制動力時間	27.7 ± 3.9**	15.9 ± 6.7
最大垂直力時間	49.0 ± 3.5**	44.7 ± 3.1
最大推進力時間	77.9 ± 6.5**	67.3 ± 3.9
推進力移行時間	57.4 ± 5.0**	38.2 ± 6.7

Table. 1-2. 前肢および後肢の歩行周期解析結果。

各項目は前肢と後肢の比較により $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

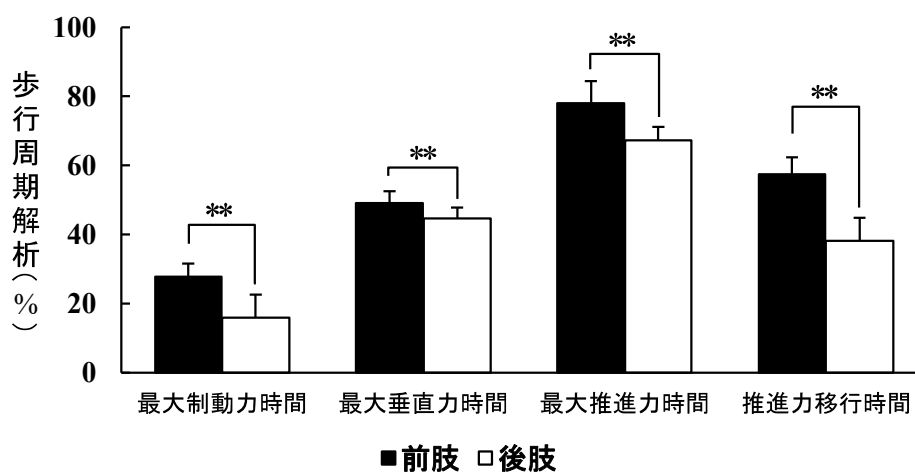


Fig. 1-11. 前肢および後肢の歩行周期解析の結果。

すべての項目において後肢と比較して前肢が統計学的に有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢	後肢
Vector magnitude at PBF	77.9 ± 14.0**	39.3 ± 17.3
Vector magnitude at PVF	107.9 ± 13.4**	77.0 ± 8.4
Vector magnitude at PPF	56.3 ± 10.5**	52.9 ± 8.0

Table. 1-3. 前肢と後肢の PBF、PVF および PPF におけるベクトルの大きさの測定結果。

各項目は前肢と後肢の比較により $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、

** $p < 0.01$)。

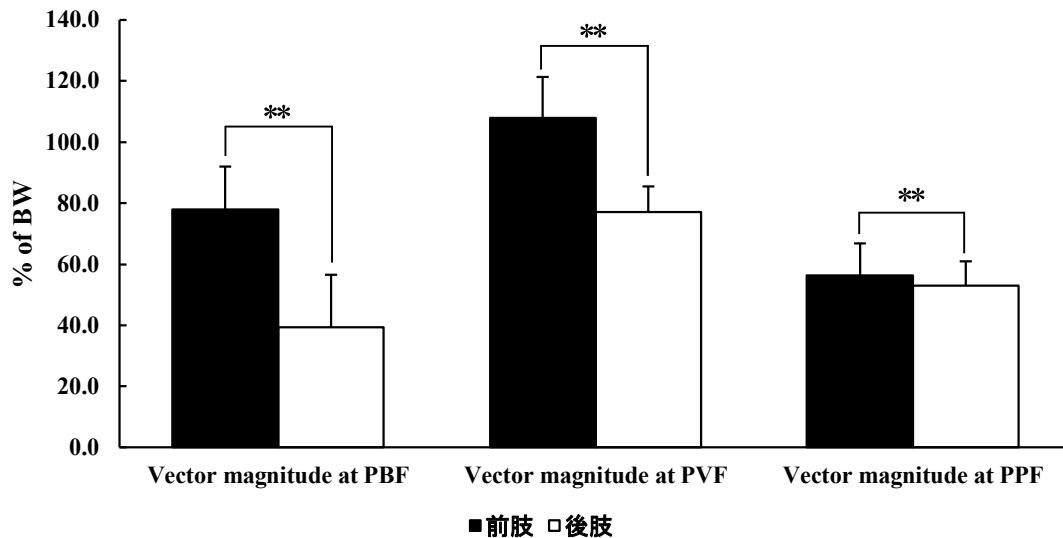


Fig. 1-12. 前肢と後肢の PBF、PVF および PPF におけるベクトルの大きさの測定結果。

前肢の PBF、PVF および PPF におけるベクトルの大きさは後肢と比較して有意に高値で

あった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢	後肢
Vector angle at PBF	101.9 ± 3.1	103.6 ± 8.3
Vector angle at PVF	93.5 ± 2.0**	87.7 ± 2.3
Vector angle at PPF	80.4 ± 2.6**	79.0 ± 2.1

Table. 1-4. 前肢と後肢の PBF、PVF および PPF におけるベクトルの角度の測定結果。

各項目は前肢と後肢の比較により $p < 0.05$ を持って有意な差とした ($*p < 0.05$ 、

** $p < 0.01$)。

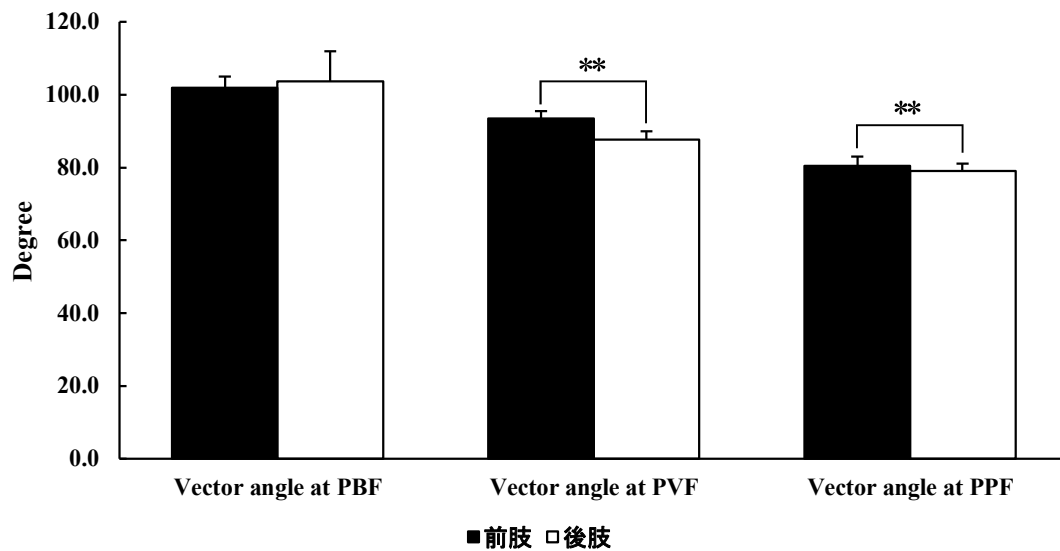


Fig. 1-13. 前肢と後肢の PBF、PVF および PPF におけるベクトルの角度の測定結果。

前肢の PVF および PPF におけるベクトルの角度は後肢と比較して統計学的に有意に高値であったが ($*p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)、PBF におけるベクトルの角度は前肢と後肢の間には有意な差は認められなかった。

第2章 前十字靭帯の断裂程度および半月板損傷が肢機能へ与える影響に関する検討

2-1 諸言

CCLRは小動物整形外科領域において最も一般的な疾患として認識されており、続発性の半月板損傷や二次性の骨関節炎（Osteoarthritis: OA）を引き起こし、様々な程度の跛行を引き起こす。犬のCCLRの原因は、靭帯の加齢性変性、犬種、肥満、外傷、大腿骨顆の狭小化などが考えられているが決定的な原因は特定されていない^{35,36}。靭帯の断裂に伴い滑膜炎を引き起こし、様々な程度で膝関節が不安定化することにより臨床症状を発現する。

CCLRは靭帯の断裂程度から部分断裂と完全断裂に分類される。部分断裂は前十字靭帯の部分的な断裂であり、典型的なものでは顕著な膝関節の不安定性は認められない。しかし、部分断裂の程度が重度なるにつれて膝関節はより不安定となり、触診にて明らかな不安定性が検出可能な不安定性部分断裂となる。一方で前十字靭帯の完全断裂では膝関節は顕著に不安定となり臨床症状はより重篤になる傾向がある。また、犬の半月板損傷は人と異なり一次性外傷で起こることは稀であり、その大部分がCCLRによる膝関節の不安定性に続発するものである。

これまでにCCLRの重症度や半月板損傷の有無がPVFやVIにどのような影響を与えるかを調査した報告がある。Vossらは部分断裂および完全断裂における患肢のPVFはそれぞれ 44.0 ± 6.79 （% of BW）および 25.2 ± 3.79 であり、完全断裂において患肢のPVFが有意

に低下し、半月板損傷ありと半月板損傷なしの患肢の PVF はそれぞれ 27.2 ± 4.40 (% of BW) および 34.9 ± 5.73 であり、半月板損傷ありの PVF がより低下していたが統計学的な有意な差ではなかったと報告している¹¹。一方で Wustefeld-Janssens らの報告では半月板損傷ありの PVF および VI は半月板損傷なしと比較して有意に低下していたと報告している¹⁵。このようにこれまでの報告は患肢の垂直力への影響を中心に研究がなされているため制動力や推進力における情報は限定的であり、部分断裂と完全断裂の比較や半月板損傷の有無がすべての GRFs に与える影響は検討されていない。

本研究では CCLR 罹患患者における GRFs の変化の特徴を調査することと、前十字靭帯の断裂程度（部分断裂と完全断裂）と半月板の損傷が患肢の運動機能にどのような影響を与えるかを解析することである。

2-2 材料と方法

2-2-1 対象動物

対象は後肢跛行を主訴に来院し、術前にフォースプレートによる歩行検査を実施し関節鏡検査にて CCLR と確定診断をした犬でこれらを回顧的に調査した。犬種、年齢、体重、臨床症状発現期間、靭帯の断裂程度および半月板損傷の有無を調査した。靭帯の断裂程度により部分断裂群（Partial rupture: PR 群）と完全断裂群（Complete rupture: CR 群）に分類し、半月板損傷の有無により半月板損傷なし群（Meniscus intact: MI 群）と半月板損傷あり

群（Meniscus tear: MT 群）に分類した（Fig. 2-1）。

2-2-2 フォースプレートによる歩行検査および解析方法

フォースプレートによる歩行検査は前述（第 1 章）の方法で実施した。

データは四肢の Peak forces（PVF、PBF および PPF）、Impulses（VI、BI および PI）、PVF 時におけるベクトルの大きさおよび歩行周期解析項目（着地時間、最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間）を解析した。

フォースプレートのデータは 3 つに分類して解析検討した。検討 1 として PR 群における前肢間および後肢間の比較、CR 群における前肢間および後肢間の比較とした。検討 2 として MI 群における前肢間および後肢間の比較、MT 群における前肢間および後肢間の比較とした。検討 3 として PR 群と CR 群の比較および MI 群と MT 群の比較とした。

検討 1 および 2 における Peak forces およびベクトルの大きさの単位は% of BW とし、Impulses の単位は% of BWs とし、歩行周期解析である着地時間は秒とし、その他は% of 着地時間と定義した。また、検討 3 では各群を対称性指数（Symmetry index: SI）²⁴を用いて比較した。

2-2-3 統計処理

各群内において同側前肢と対側前肢、患肢と対側後肢を比較した。また、PR 群および

CR 群の比較と MI 群と MT 群の比較では前肢および後肢の SI を比較し Student t test 、 Welch t test または Mann-Whitney U test を用いて有意差の有無を評価し、各計測値は $p < 0.05$ をもって有意差ありと判定した。

2-3 結果

2-3-1 対象動物

本研究基準を満たした犬は 33 頭であり、平均年齢は 6.7 ± 2.9 歳齢、平均体重は 19.9 ± 9.8 kg、性別は未去勢雄 4 頭、去勢雌 13 頭、未避妊雌 4 頭および避妊雌 12 頭であった。犬種はゴールデン・レトリバー 8 頭、ラブラドル・レトリバー 3 頭、ジャックラッセルテリア 3 頭、ウェルシュ・コーギー 3 頭、ボーダー・コリー 3 頭、アメリカン・コッカークー・スパニエル 2 頭、トイプードル 2 頭、柴犬、シベリアン・ハスキー、ジャーマン・ショートヘアード・ポインター、ビーグル、ブービエ・デ・フランダース、ブルテリア、ブルドッグ、ボクサーおよび雑種はそれぞれ 1 頭であった。

PR 群は 10 頭で CR 群は 23 頭であり、MI 群は 20 頭で MT 群は 13 頭であった。断裂程度および半月板損傷の有無における年齢、体重および臨床症状発現期間は以下に示す通りである。断裂程度における年齢は PR 群 : 7.3 ± 2.5 歳、CR 群 : 6.3 ± 3.0 歳、体重は PR : 22.1 ± 12.4 kg、CR 群 : 18.6 ± 8.1 kg、臨床症状発現期間は PR 群 : 125.8 ± 93.2 日、CR 群 : 59.8 ± 82.6 日であった。年齢および体重は PR 群と CR 群では統計学的に有意な差は認めら

れたかったが、臨床症状発現期間は CR 群と比較して PR 群で有意に高値であった。

半月板損傷の有無における年齢は MI 群： 6.1 ± 2.4 歳、MT 群： 7.4 ± 3.4 歳、体重は MI 群： 21.3 ± 10.8 kg、MT 群： 17.5 ± 7.4 kg、臨床症状発現期間は MI 群： 51.2 ± 41.3 日、MT 群： 94.8 ± 108.3 日であった。半月板損傷の有無による分類では年齢、体重および臨床症状発現期間に統計学的に有意な差は認められなかった。

2-3-2 フォースプレートによる歩行解析

検討 1：PR 群および CR 群における GRFs の比較

PR 群における患肢の Peak forces (PVF、PBF および PPF)、Impulses (VI、BI および PI) およびベクトルの大きさは対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった。同側前肢と対側前肢の Peak forces、Impulses およびベクトルの大きさは統計学的に有意な差は認められなかった (Table. 2-1、Fig. 2-2、2-3)。

CR 群における患肢の Peak forces (PVF、PBF および PPF)、Impulses (VI、BI および PI) およびベクトルの大きさは対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった。前肢では同側前肢における PVF、PPF およびベクトルの大きさは対側前肢と比較して統計学的に有意に高値であり、PBF および BI は統計学的に有意に低値であった (Table. 2-2、Fig. 2-4、2-5)。

PR 群における患肢の歩行周期解析では、着地時間および推進力移行時間は対側後肢と比

較して統計学的に有意に低値であり、最大垂直力時間は統計学的に有意に高値だった。前肢においては同側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間が対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-3、Fig. 2-6)。

CR 群における患肢の歩行周期解析では着地時間、最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であり、最大垂直力時間は統計学的に有意に高値であった。前肢においては同側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間が対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-4、Fig. 2-7)。

検討 2 : MI 群および MT 群における GRFs の比較

MI 群における患肢の Peak forces (PVF、PBF および PPF)、Impulses (VI、BI および PI) およびベクトルの大きさは対側患肢と比較して統計学的に有意に低値であった。同側前肢の PVF は対側前肢と比較して統計学的に有意に高値であり BI は有意に低値であった (Table. 2-5、Fig. 2-8、2-9)。

MT 群における患肢の Peak forces (PVF、PBF および PPF)、Impulses (VI、BI および PI) およびベクトルの大きさは対側患肢と比較して統計学的に有意に低値であった。同側前肢の BI は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-6、Fig. 2-10、2-11)。

MI 群における患肢の歩行周期解析では着地時間、最大制動力時間および推進力移行時間

は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であり、最大垂直力時間は統計学的に有意に高値であった。前肢においては同側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-7、Fig. 2-12)。

MT 群における患肢の歩行周期解析では最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であり、最大垂直力時間は統計学的に有意に高値であった。前肢においては同側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間が対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-8、Fig. 2-13)。

検討 3 : PR 群と CR 群および MI 群と MT 群における GRFs の比較

PR 群と CR 群の比較および MI 群と MT 群の比較では SI を用いて検討した。PR 群と CR 群の比較では、CR 群における後肢の PVF、PPF、VI、PI およびベクトルの大きさの SI は PR 群と比較して統計学的に有意に低値であった。また、前肢において CR 群の PPF および PI は PR 群と比較して統計学的に有意に高値であり、VI および BI は有意に低値であった (Table. 2-9、Fig. 2-14、2-15)。

MI 群と MT 群の比較では、MT 群における後肢の PVF、VI およびベクトルの大きさの SI は MI 群と比較して統計学的に有意に低値であった。また、前肢において MT 群の PVF、VI、PI およびベクトルの大きさは MI と比較して統計学的に有意に低値であった (Table. 2-10、Fig. 2-16、2-17)。

歩行周期解析に関して、後肢において PR 群と CR 群および MI 群と MT 群において統計学的な有意差は認められなかった。しかし、前肢においては PR 群の着地時間および推進力移行時間は CR 群と比較して有意に高値であり、最大垂直力時間は有意に低値であった (Table. 2-11、Fig. 2-18)。MI 群と MT 群における前肢のすべての歩行周期解析結果の比較では両群で統計学的な有意差は認められなかった (Table. 2-12、Fig. 2-19)。

2-4 考察

本研究では前十字靭帯の断裂程度 (部分断裂および完全断裂) と半月板損傷の有無に分類し、シグナルメントとフォースプレート解析における調査を行った。PR 群と CR 群の比較では臨床症状発現期間においては PR 群が統計学的に有意に高値であり、MI 群と MT 群の比較ではすべての項目で統計学的な有意差は認められなかった。CCLR は靭帯の加齢性変性が最も有力な原因とされているが、脛骨高平部の角度、体重、顆間窩の狭小化、外傷など様々な要因が関連していると考えられている。一般的に CCLR は靭帯の部分的損傷から始まり進行性に断裂し最終的に完全断裂に至るものと、外傷性に急性完全断裂を引き起こすものがあり、前者の部分損傷では保存療法に反応することがある。本研究では臨床症状発現期間が PR 群で 125.8 ± 93.2 日、CR 群では 59.8 ± 82.6 日という結果であった。Hayes らは CCLR 罹患犬における半月板損傷の危険因子に関して研究している¹⁴。この研究では臨床症状発現期間が部分断裂 (半月板損傷なし) で 17.5 ± 20.1 週、部分断裂 (半月板損傷

あり)で 18.0 ± 13.6 週、完全断裂(半月板損傷なし)で 9.6 ± 9.4 週および完全断裂(半月板損傷あり)で 17.2 ± 19.2 週であったと報告している。この報告と比較しても本研究の完全断裂群における臨床症状発現期間は短い傾向であった。これは本研究では完全断裂群では明らかな患肢の異常が持続することと保存療法に対する初期治療が限定的であることが、症状発現から手術までの期間が短かったと考えられる。部分断裂群では複数回内科療法を実施され来院しているため臨床症状発現期間が長くなったと考えられる。

フォースプレートを用いた力学的解析では PR 群および CR 群、MI 群および MT 群でいずれも患肢の GRFs (PVF、VI、PBF、BI、PPF および PI) の低下が確認され、PR 群と比較して CR 群の PVF および VI は統計学的に有意に低値を示し、MI 群と比較して MT 群の PVF および VI は統計学的に有意に低値を示した。これらの結果から完全断裂または半月板が損傷している場合には、より垂直方向の床反力 (PVF および VI) に影響を及ぼすことが明らかになった。これまでも CCLR が後肢の PVF および VI に与える影響を調査した研究が報告されている。Voss らは PR 群と CR 群における患肢の PVF を比較しそれぞれ 44.0 ± 6.7 (% of BW) および 25.2 ± 3.7 であり CR 群で有意に低値であり、MI 群と MT 群における患肢の PVF の比較では、それぞれ 31.9 ± 5.7 および 27.2 ± 4.4 で統計学的に有意差は認められなかったと報告した¹¹。一方で Wustefeld-Janssens らの研究では MI 群と比較して MT 群における患肢の PVF および VI は統計学的に有意に低値であったと報告した¹⁵。本研究では PR 群と比較して CR 群の患肢における PVF、VI およびベクトルの大きさは有

意に低値であり、MI 群と比較して MT 群の患肢における PVF、VI およびベクトルの大きさは有意に低値であり Wustefeld-Janssens らの報告と類似した結果となった。

本研究では PVF および VI の垂直方向の力に加え、制動力、推進力および歩行周期解析についても検討した。PR 群および CR 群、MI 群および MT 群における患肢の制動力および推進力は対側後肢と比較して統計学的に有意に低下していた。PR 群と CR 群の比較では CR 群の後肢における PPF および PI の SI が PR 群と比較して有意に低値であったが PBF および BI では両群との間に統計学的な有意差は認められなかった。また、MI 群および MT 群の比較では後肢における制動および推進力の SI は統計学的に有意な差は認められなかった。これらの結果から完全断裂では部分断裂と比較して垂直方向の力と推進方向へより影響を与え、半月板損傷の有無は垂直方向の力に最も影響を与えることが明らかとなった。

歩行周期解析は足が地面に着地した直後から地面から離れるまでの力のかかる方向の変化を調べるために測定した。後肢の歩行周期解析では PR 群、CR 群、MI 群および MT 群において、対側後肢と比較して患肢の着地時間および推進力移行時間は有意に短縮し、最大垂直力時間は有意に延長するという結果となった。また、PR 群を除いたその他の群では患肢の最大制動力時間は対側後肢と比較して統計学的に有意に短縮していた。患肢が地面に着地した直後に発生する力は垂直力および制動力である。制動力はいわゆる踏み込む力であり、靭帯の断裂によりこの踏み込み時に強い疼痛が発生し始めるため十分な荷重応答

ができず PBF のピークが有意に短縮していると考えられる。同様の理由で推進力移行時間が有意に短縮していると考えられる。また、患肢の最大垂直力時間が有意に延長していることに関しては、歩行周期の中で最も負荷がかかるタイミングを遅くさせる代償反応であると考えられる。しかしながら、これらの変化は断裂程度や半月板損傷の有無においてそれぞれに特異的な影響は確認されなかった。また、スタンス相における後肢の力のかかる方向のタイミングへの変化は前肢にも影響を与えている。前肢では対側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間が同側前肢と比較して統計学的に有意に延長していた。本研究ではトロットで歩行検査をしているため、患肢着地時には対側前肢を同時に着地している。そのため後肢の最大垂直力時間と同様に前肢でも延長していると考えられる。また、患肢を着地するときには疼痛により骨盤の位置が通常よりも上方にシフトすることにより、前肢では通常よりも大きな制動力が発生するため最大推進力時間および推進力移行時間が延長したと考えられる。

2-5 小括

CCLR 罹患患者において靭帯の断裂程度にかかわらず患肢の運動機能を著しく低下させる。PR 群と比較して CR 群における患肢の PVF、VI、PPF、PI およびベクトルの大きさは有意に低下し、MI 群と比較して MT 群における患肢の PVF、VI およびベクトルの大きさは有意に低下しており、靭帯の断裂程度は垂直力および推進力への影響に関与しており、

半月板損傷は垂直力への影響に関与していることが示唆された。また、歩行周期解析では靭帯の断裂程度や半月板損傷の有無による特異的な変化は認められなかった。しかし、CCLR に罹患した患肢において共通にみられ特徴は最大垂直力時間が有意に延長し推進力移行時間が有意に短縮しており、CCLR による患肢の代償性変化が明らかとなった。

2-6 図および表

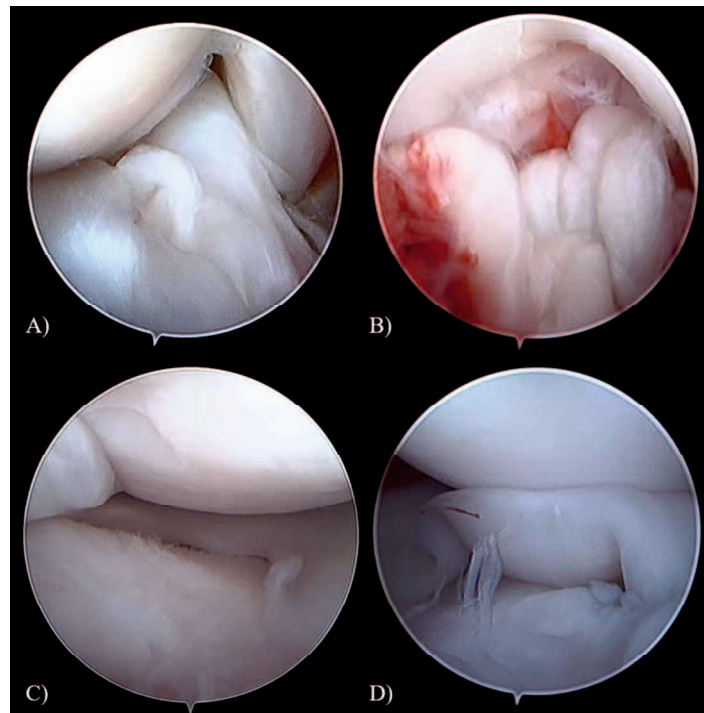


Fig. 2-1. 関節鏡による前十字靭帯および半月板の評価。

- A) 前十字靭帯の部分断裂。前十字靭帯のごく一部が断裂しているが、大部分の前十字靭帯は連続性が確認される。
- B) 前十字靭帯の完全断裂。前十字靭帯は完全に断裂しており脛骨側の付着靭帯断端は鈍化しており慢性的な断裂であること推察される。周囲の滑膜の増殖も観察される。
- C) 正常な内側半月板。
- D) 損傷した内側半月板。内側半月板の尾側角が Bucket handle 状に損傷しており、損傷部位が前方に変位している。損傷が確認された半月板は関節鏡下部分半月板切除術を実施した。

PR 群				
Peak forces [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF	100.2 ± 14.9	96.8 ± 13.3	39.9 ± 19.0**	75.0 ± 7.3**
PBF	14.3 ± 3.5	14.5 ± 2.8	3.0 ± 1.9**	7.3 ± 2.5**
PPF	7.6 ± 2.6	8.1 ± 1.7	8.3 ± 4.0**	13.1 ± 4.4**
Impulses [% of BWs]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
VI	13.5 ± 3.1	13.2 ± 3.2	4.9 ± 1.8**	9.4 ± 2.8**
BI	1.18 ± 0.41	1.19 ± 0.54	0.08 ± 0.11**	0.27 ± 0.18**
PI	0.48 ± 0.28	0.46 ± 0.18	0.71 ± 0.25**	1.01 ± 0.43**
Vector magnitude at PVF [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
Vector magnitude	101.6 ± 15.7	97.9 ± 14.0	41.8 ± 18.6**	76.2 ± 7.4**

Table. 2-1. PR 群における前肢と後肢の GRFs の測定結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

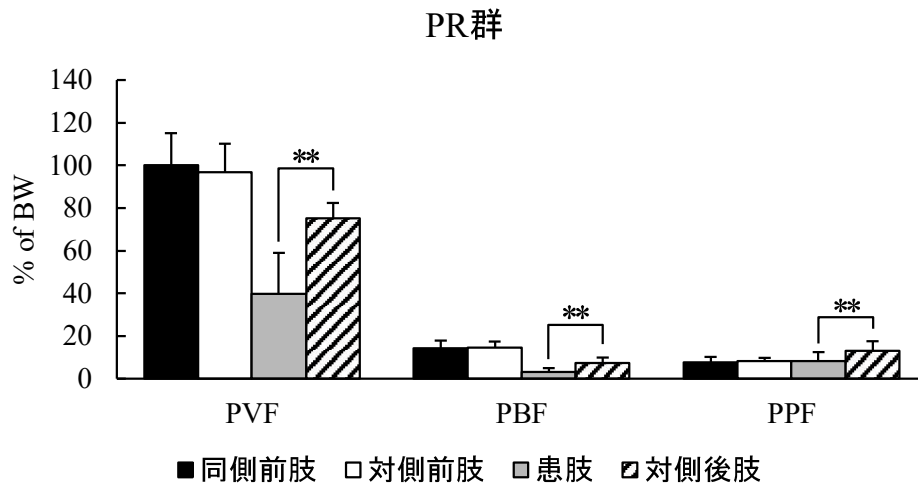


Fig. 2-2. PR 群における前肢と後肢の Peak forces の測定結果。

患肢の PVF、PBF および PPF は対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。しかし、前肢の Peak forces の左右差は認められなかった。

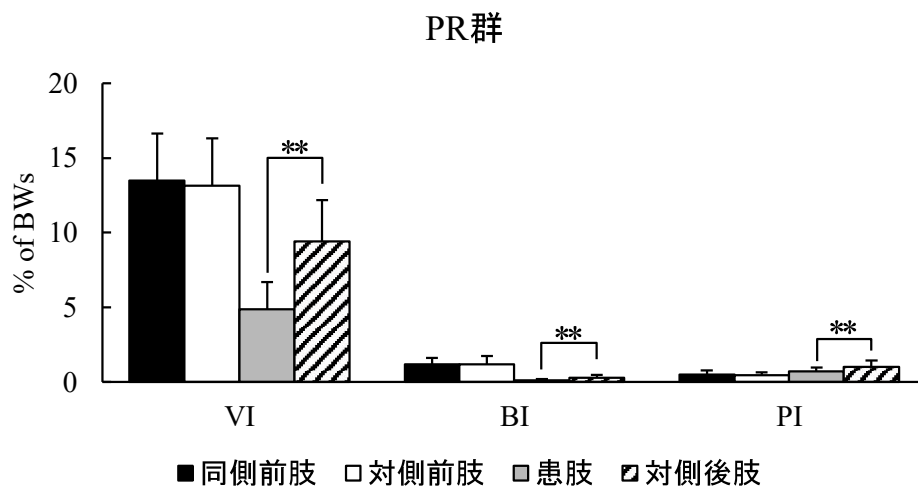


Fig. 2-3. PR 群における前肢と後肢の Impulses の測定結果。

患肢の VI、BI および PI は対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。しかし、前肢の Peak forces の左右差は認められなかった。

CR 群				
Peak forces [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF	112.8 ± 23.6*	108.2 ± 22.8*	31.6 ± 17.5**	86.8 ± 18.9**
PBF	14.2 ± 4.2*	15.4 ± 3.7*	3.0 ± 2.1**	7.1 ± 2.9**
PPF	8.1 ± 3.0*	7.3 ± 2.2*	6.2 ± 2.8**	12.4 ± 5.8**
Impulses [% of BWs]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
VI	13.0 ± 4.1	13.5 ± 4.0	3.4 ± 2.3**	9.8 ± 3.5**
BI	1.00 ± 0.34**	1.27 ± 0.40**	0.07 ± 0.06**	0.25 ± 0.17**
PI	0.50 ± 0.26	0.39 ± 0.22	0.48 ± 0.29**	0.97 ± 0.60**
Vector magnitude at PVF [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
Vector magnitude	113.3 ± 23.9*	108.4 ± 22.8*	31.8 ± 17.6**	87.2 ± 19.2**

Table. 2-2. CR 群における前肢と後肢の GRFs の測定結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

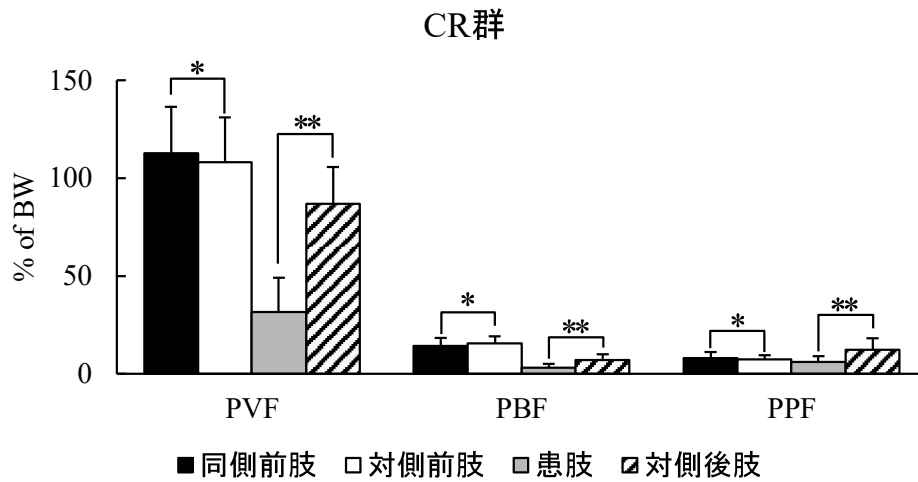


Fig. 2-4. CR群における前肢と後肢の Peak forces の測定結果。

患肢の PVF、PBF および PPF は対側後肢と比較して有意に低値であり、同側前肢の PVF および PPF は対側前肢と比較して有意に高値であり、PBF は有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

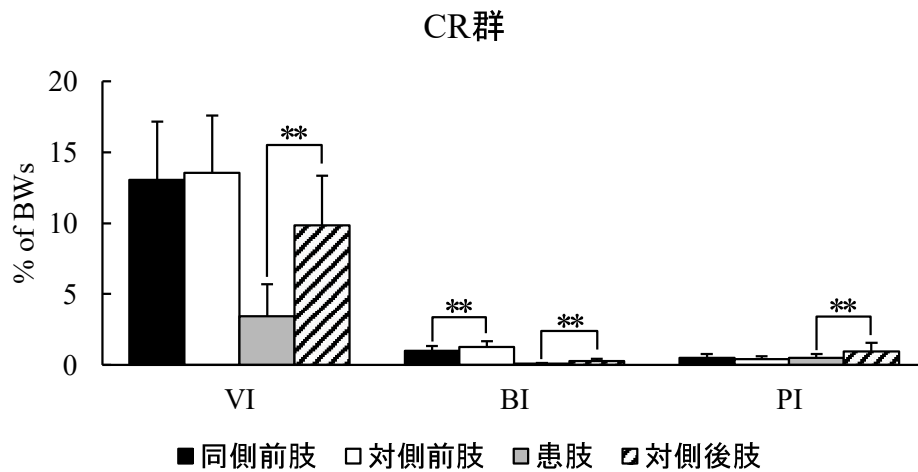


Fig. 2-5. CR群における前肢と後肢の Impulses の測定結果。

患肢の VI、BI および PI は対側後肢と比較して有意に低値であり、同側前肢の BI は対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

PR 群				
歩行周期解析				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
着地時間	0.24 ± 0.08	0.23 ± 0.06	0.18 ± 0.05*	0.20 ± 0.06*
最大制動力時間	30.8 ± 11.3	31.5 ± 9.1	12.1 ± 12.0	13.9 ± 12.1
最大垂直力時間	45.9 ± 10.2**	50.9 ± 10.6**	45.5 ± 12.2**	41.4 ± 11.5**
最大推進力時間	78.7 ± 5.6**	82.6 ± 7.1**	66.9 ± 6.5	68.0 ± 5.3
推進力移行時間	58.0 ± 7.3*	60.8 ± 7.7*	22.4 ± 10.7**	32.6 ± 9.9**

Table. 2-3. PR 群における前肢および後肢の歩行周期解析結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

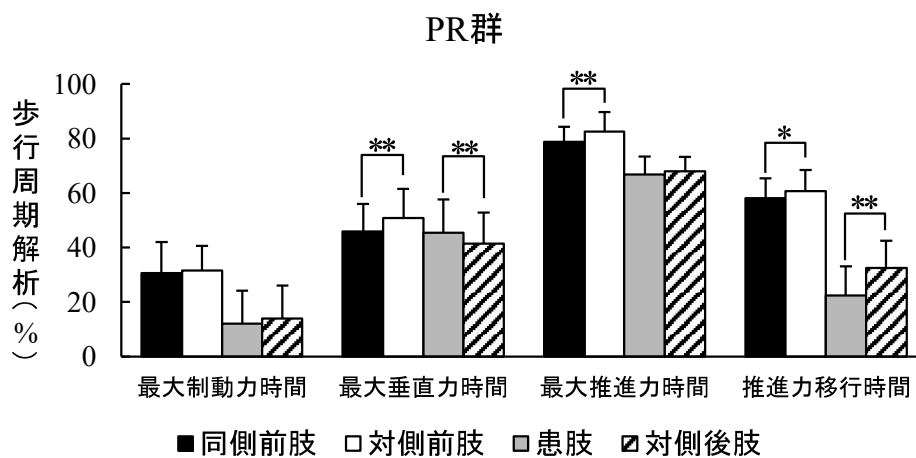


Fig. 2-6. PR 群における前肢およびの歩行周期解析結果。

患肢の最大垂直力時間は対側後肢と比較して有意に高値であり、推進力移行時間は有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。同側前肢の最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

CR 群				
歩行周期解析				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
着地時間	0.21 ± 0.04	0.22 ± 0.05	0.18 ± 0.04**	0.20 ± 0.04**
最大制動力時間	28.9 ± 5.5	29.7 ± 4.7	9.9 ± 6.4**	13.4 ± 7.6**
最大垂直力時間	48.3 ± 4.5**	51.7 ± 5.3**	48.3 ± 6.1**	44.4 ± 4.5**
最大推進力時間	77.8 ± 6.3**	83.3 ± 6.7**	68.7 ± 7.4	68.5 ± 5.2
推進力移行時間	57.9 ± 6.2**	65.3 ± 9.8**	24.1 ± 14.5**	33.6 ± 10.5**

Table. 2-4. CR 群における前肢および後肢の歩行周期解析の測定結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

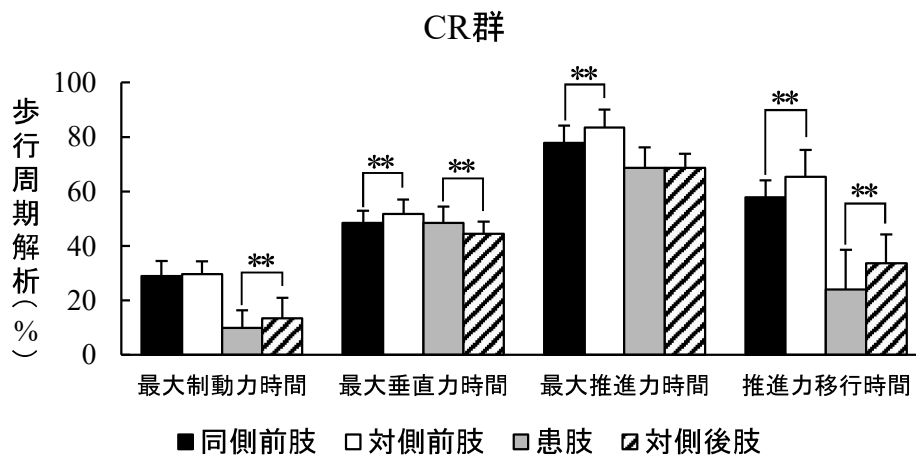


Fig. 2-7. CR 群における前肢および後肢の歩行周期解析の測定結果。

患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して有意に低値であり、

患肢の最大垂直力時間は有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。同側前肢の最大垂直

力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して有意に低値であった

(* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

MI 群				
Peak forces [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF	108.9 ± 19.7**	102.7 ± 18.1**	36.3 ± 19.7**	81.1 ± 15.5**
PBF	14.5 ± 4.1	15.2 ± 3.8	3.0 ± 2.2**	7.4 ± 2.9**
PPF	7.9 ± 2.8	7.4 ± 2.0	7.4 ± 3.9**	13.2 ± 5.0**
Impulses [% of BWs]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
VI	13.8 ± 4.2	13.8 ± 4.2	4.0 ± 2.3**	10.1 ± 3.8**
BI	1.12 ± 0.39**	1.28 ± 0.52**	0.07 ± 0.08**	0.24 ± 0.17**
PI	0.50 ± 0.27	0.43 ± 0.21	0.61 ± 0.31**	1.09 ± 0.58**
Vector magnitude at PVF [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
Vector magnitude	109.9 ± 19.7**	103.3 ± 18.2**	37.3 ± 19.7**	81.8 ± 15.5**

Table. 2-5. MI 群における前肢と後肢の GRFs の測定結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

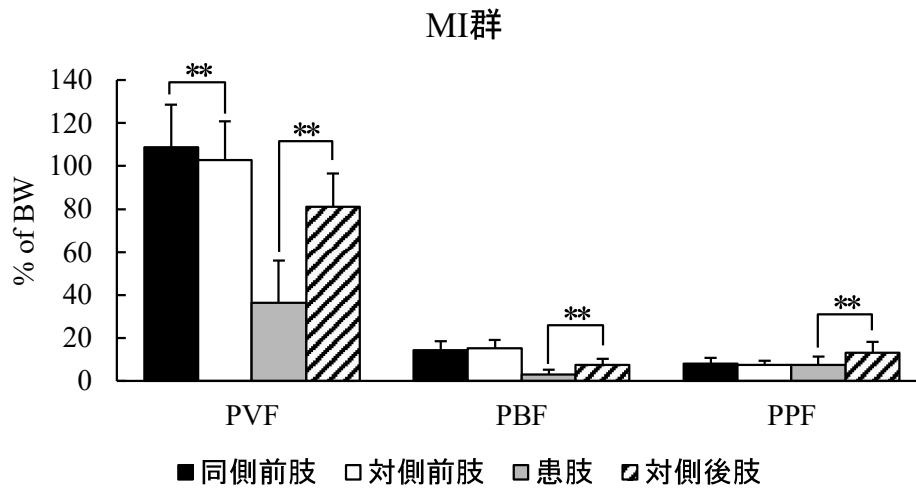


Fig. 2-8. MI 群における前肢と後肢の Peak forces の測定結果。

患肢の PVF、PBF および PPF は対側後肢と比較して有意に低値であり、同側前肢の PVF は対側前肢と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

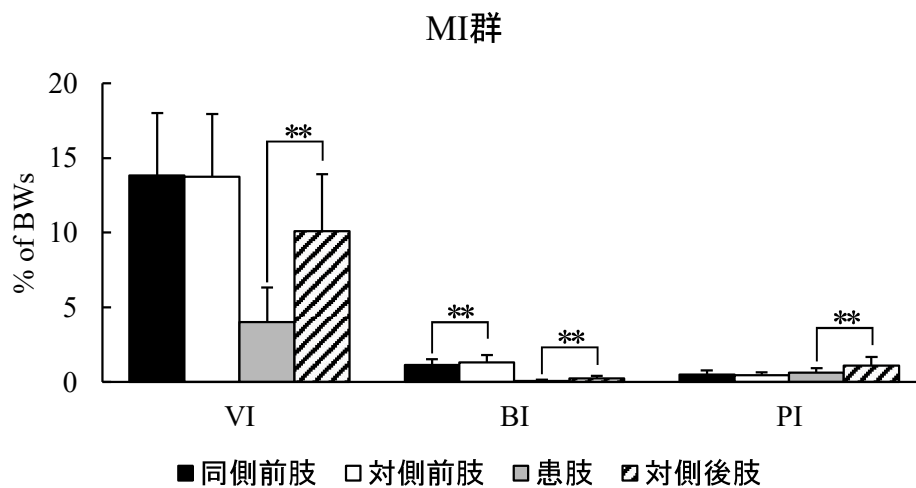


Fig. 2-9. MI 群における前肢と後肢の Impulses の測定結果。

患肢の VI、BI および PI は対側後肢と比較して有意に低値であり、同側前肢の BI は対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

MT 群				
Peak forces [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF	109.2 ± 25.3	108.0 ± 24.4	31.0 ± 15.9**	86.6 ± 18.9**
PBF	13.9 ± 3.6	14.8 ± 2.6	3.1 ± 1.8**	6.6 ± 2.6**
PPF	7.7 ± 3.0	7.9 ± 2.1	6.0 ± 2.0**	11.7 ± 5.8**
Impulses [% of BWs]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
VI	12.2 ± 3.2	13.0 ± 3.2	3.6 ± 2.2**	9.2 ± 2.4**
BI	0.97 ± 0.35**	1.14 ± 0.28**	0.08 ± 0.07**	0.29 ± 0.18**
PI	0.47 ± 0.25	0.48 ± 0.18	0.46 ± 0.23**	0.86 ± 0.41**
Vector magnitude at PVF [% of BW]				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
Vector magnitude	109.7 ± 25.8	108.1 ± 24.4	31.2 ± 15.9**	87.0 ± 19.2**

Table. 2-6. MT 群における前肢と後肢の GRFs の測定結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

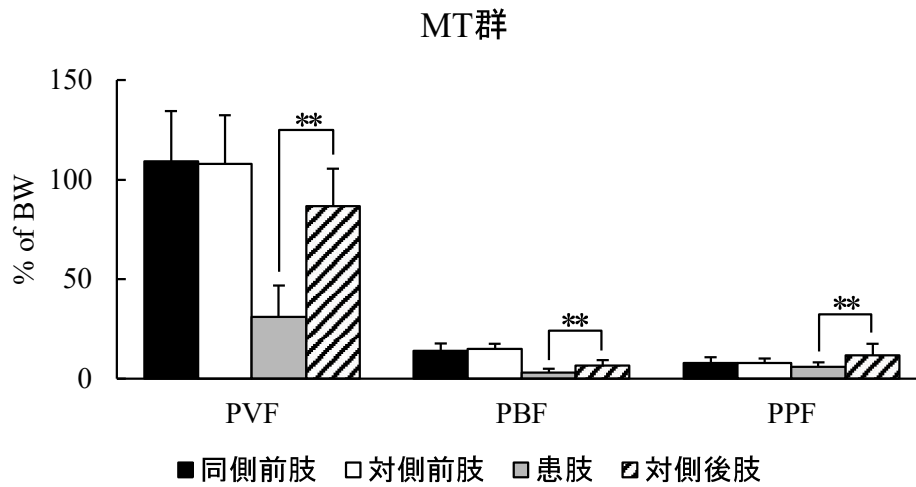


Fig. 2-10. MT 群における前肢と後肢の Peak forces の測定結果。

患肢の PVF、PBF および PPF は対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。しかし、前肢の Peak forces の左右差は認められなかった。

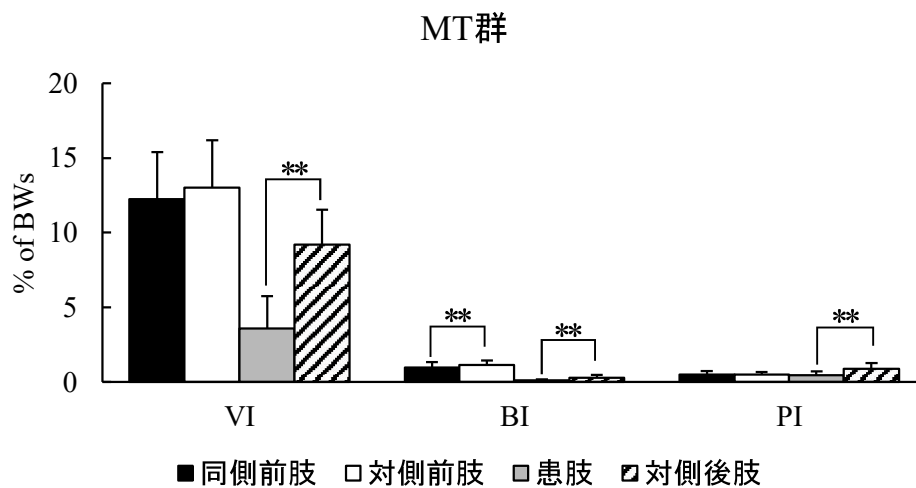


Fig. 2-11. MT 群における前肢と後肢の Impulses の測定結果。

患肢の VI、BI および PI は対側後肢と比較して有意に低値であり、同側前肢の BI は対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

MI 群				
歩行周期解析				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
着地時間	0.23 ± 0.07	0.23 ± 0.06	0.18 ± 0.05**	0.20 ± 0.05**
最大制動力時間	28.9 ± 8.6	30.1 ± 7.5	10.4 ± 10.0**	13.4 ± 10.2**
最大垂直力時間	46.9 ± 8.2**	50.2 ± 8.3**	47.2 ± 10.0**	43.6 ± 9.2**
最大推進力時間	78.5 ± 6.5**	83.8 ± 6.7**	67.6 ± 6.6	68.7 ± 5.3
推進力移行時間	57.7 ± 6.8**	64.4 ± 9.9**	21.4 ± 11.6**	32.0 ± 9.1**

Table. 2-7. MI 群における前肢および後肢の歩行周期解析結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

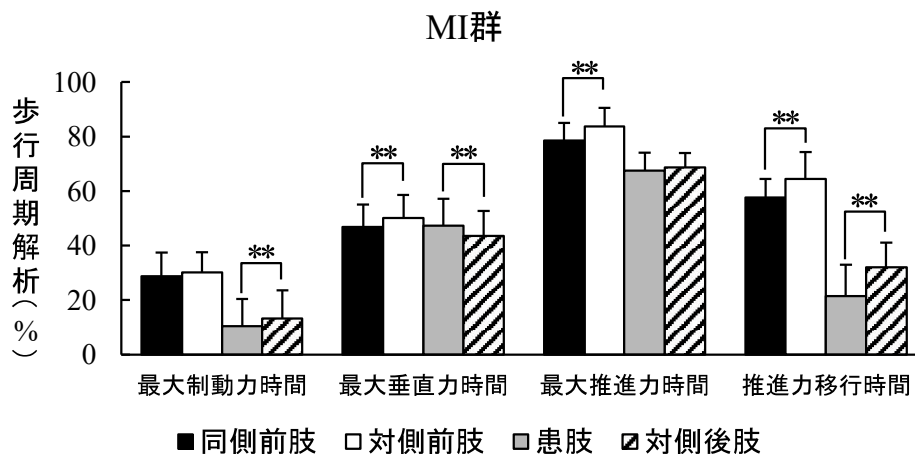


Fig. 2-12. MI 群における前肢および後肢の歩行周期解析結果。

患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して有意に低値であり、

患肢の最大垂直力時間は有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。同側前肢の最大垂直

力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して有意に低値であった

(* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

MT 群				
歩行周期解析				
	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
着地時間	0.22 ± 0.04	0.22 ± 0.04	0.18 ± 0.04	0.20 ± 0.03
最大制動力時間	29.9 ± 4.6	31.0 ± 4.4	9.6 ± 6.5**	15.6 ± 8.0**
最大垂直力時間	48.6 ± 4.2**	53.7 ± 5.2**	47.5 ± 5.9**	42.8 ± 4.0**
最大推進力時間	77.3 ± 5.1**	81.7 ± 7.0**	69.1 ± 8.0	67.7 ± 4.9
推進力移行時間	58.4 ± 6.3**	62.5 ± 8.1**	27.2 ± 15.4**	36.1 ± 11.5**

Table. 2-8. MT 群における前肢と後肢の歩行周期解析結果。

前肢においては同側前肢と対側前肢を比較し、後肢においては患肢と対側後肢を比較

し、 $p < 0.05$ をもって統計学的な有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

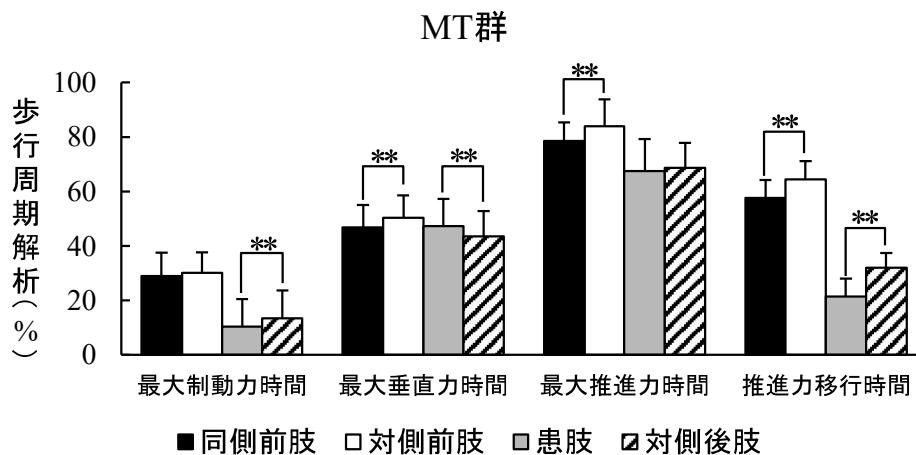


Fig. 2-13. MT 群における前肢および後肢の歩行周期解析結果。

患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して有意に低値であり、

患肢の最大垂直力時間は有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。同側前肢の最大垂直

力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して有意に低値であった

(* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢		後肢	
	Peak forces [% of BW]			
	PR 群	CR 群	PR 群	CR 群
PVF	1.05 ± 0.17	1.05 ± 0.15	0.54 ± 0.54**	0.40 ± 0.24**
PBF	1.02 ± 0.30	0.96 ± 0.28	0.42 ± 0.23	0.43 ± 0.25
PPF	0.96 ± 0.33*	1.13 ± 0.39*	0.70 ± 0.38*	0.62 ± 0.37*
	Impulses [% of BWs]			
	PR 群	CR 群	PR 群	CR 群
VI	1.04 ± 0.14**	0.97 ± 0.17**	0.56 ± 0.24**	0.36 ± 0.24**
BI	1.09 ± 0.42*	0.83 ± 0.29*	0.40 ± 0.43	0.32 ± 0.30
PI	1.02 ± 0.43*	1.61 ± 0.99*	0.83 ± 0.40*	0.72 ± 0.61*
	Vector magnitude at PVF [% of BW]			
	PR 群	CR 群	PR 群	CR 群
Vector	1.05 ± 0.17	1.05 ± 0.15	0.56 ± 0.26**	0.40 ± 0.24**

Table. 2-9. PR 群と CR 群における GRFs の結果比較。

前肢または後肢における GRFs は PR 群と CR 群で比較し、 $p < 0.05$ をもって有意な差とし

た (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。GRFs の結果は SI にて表記している。

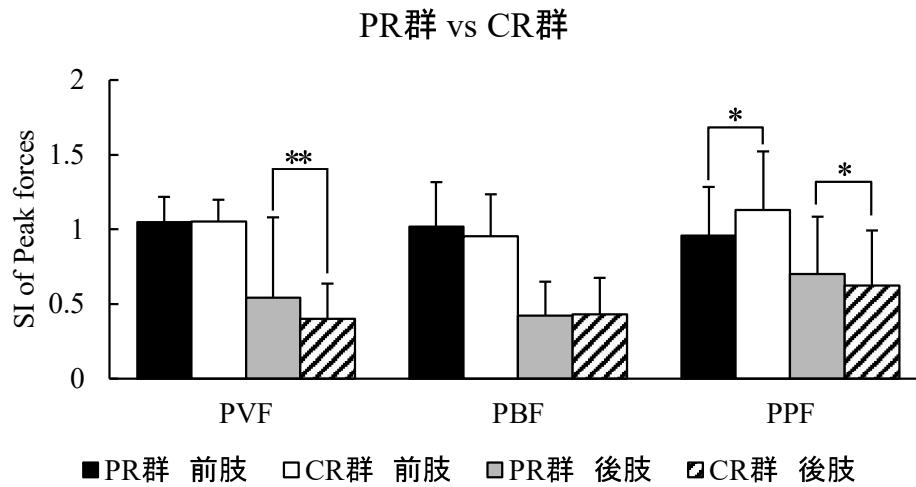


Fig. 2-14. PR 群と CR 群における前肢および後肢の Peak forces の比較結果。

PR 群において後肢の PVF および PPF は CR 群と比較して有意に高値であり、前肢では PR 群の PPF は CR 群と比較して統計学的に有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

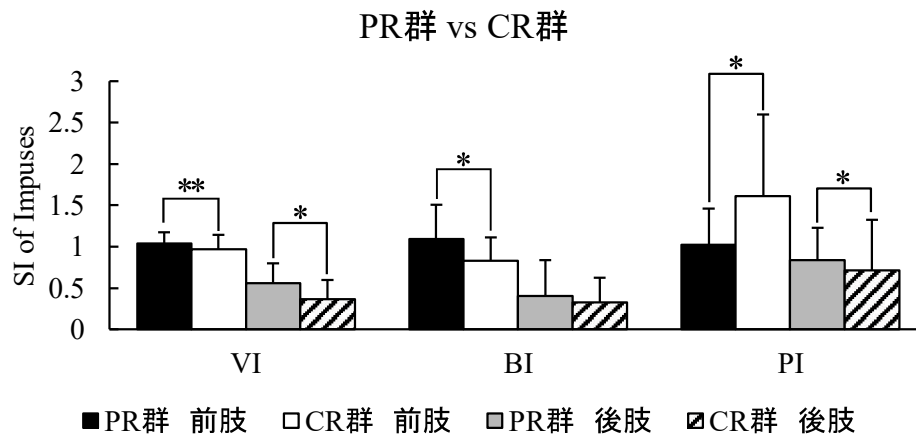


Fig. 2-15. PR 群と CR 群における前肢および後肢の Impulses の比較結果。

PR 群において後肢の VI および PI は CR 群と比較して有意に高値であった。前肢では PR 群の VI および BI は CR 群と比較して有意に高値であり、CR 群の PI は PR 群と比較して有意に低値であった。(* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢		後肢	
	Peak forces [% of BW]			
	MI 群	MT 群	MI 群	MT 群
PVF	1.07 ± 0.16*	1.02 ± 0.13*	0.49 ± 0.27*	0.40 ± 0.21*
PBF	0.98 ± 0.29	0.96 ± 0.29	0.42 ± 0.28	0.49 ± 0.27
PPF	1.10 ± 0.36	1.00 ± 0.39	0.65 ± 0.38	0.65 ± 0.37
	Impulses [% of BWs]			
	MI 群	MT 群	MI 群	MT 群
VI	1.03 ± 0.19**	0.94 ± 0.10**	0.47 ± 0.26*	0.37 ± 0.21*
BI	0.96 ± 0.38	0.87 ± 0.35	0.35 ± 0.37	0.35 ± 0.31
PI	1.23 ± 0.45*	0.98 ± 0.41*	0.72 ± 0.43	0.62 ± 0.37
	Vector magnitude at PVF [% of BW]			
	MI 群	MT 群	MI 群	MT 群
Vector	1.07 ± 0.16**	1.02 ± 0.13**	0.49 ± 0.27*	0.40 ± 0.22*

Table. 2-10. MI 群と MT 群における GRFs の結果比較。

前肢または後肢における GRFs は PR 群と CR 群で比較し、 $p < 0.05$ をもって有意な差とし

た (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。GRFs の結果は SI にて表記している。

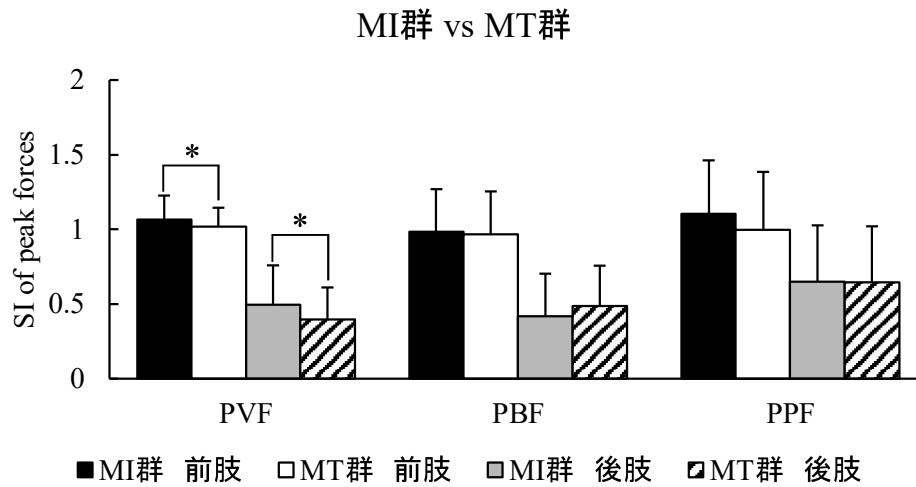


Fig. 2-16. MI 群と MT 群における前肢と後肢の Peak forces の比較結果。

MI 群における後肢の PVF は MT 群と比較して有意に高値であり、MI 群における前肢の PVF は MT 群と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

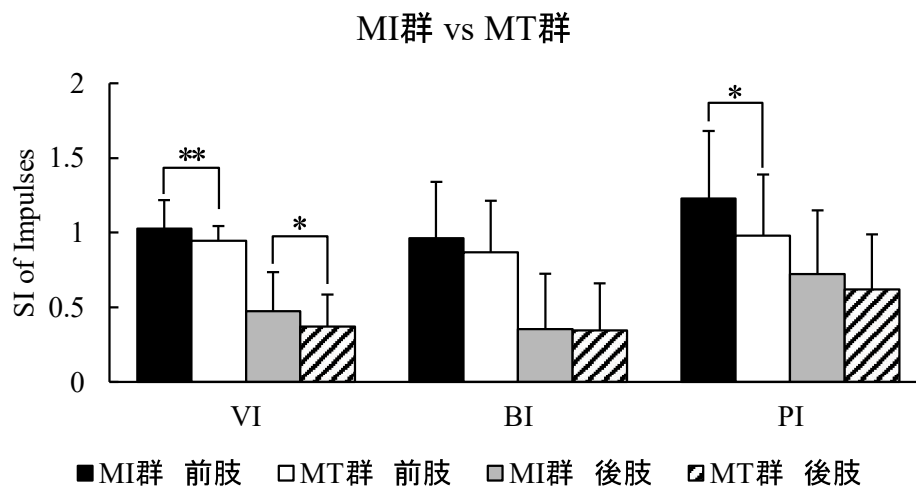


Fig. 2-17. MI 群と MT 群における前肢と後肢の Impulses の比較結果。

MI 群における後肢の VI は MT 群と比較して有意に高値であり、MI 群における前肢の VI および PI は MT 群と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

	前肢		後肢	
歩行周期解析				
	PR 群	CR 群	PR 群	CR 群
着地時間	1.03 ± 0.14*	0.99 ± 0.10*	0.94 ± 0.12	0.91 ± 0.14
最大制動力時間	1.00 ± 0.34	0.99 ± 0.23	0.96 ± 0.52	0.90 ± 0.66
最大垂直力時間	0.92 ± 0.19*	0.94 ± 0.10*	1.11 ± 0.20	1.10 ± 0.16
最大推進力時間	0.96 ± 0.12	0.94 ± 0.07	0.99 ± 0.11	1.01 ± 0.14
推進力移行時間	0.97 ± 0.18*	0.90 ± 0.13*	0.76 ± 0.44	0.74 ± 0.42

Table. 2-11. PR 群と CR 群における歩行周期解析結果の比較。

前肢または後肢における歩行周期解析結果は PR 群と CR 群で比較し、 $p < 0.05$ をもって有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。計測項目の結果は SI にて表記している。

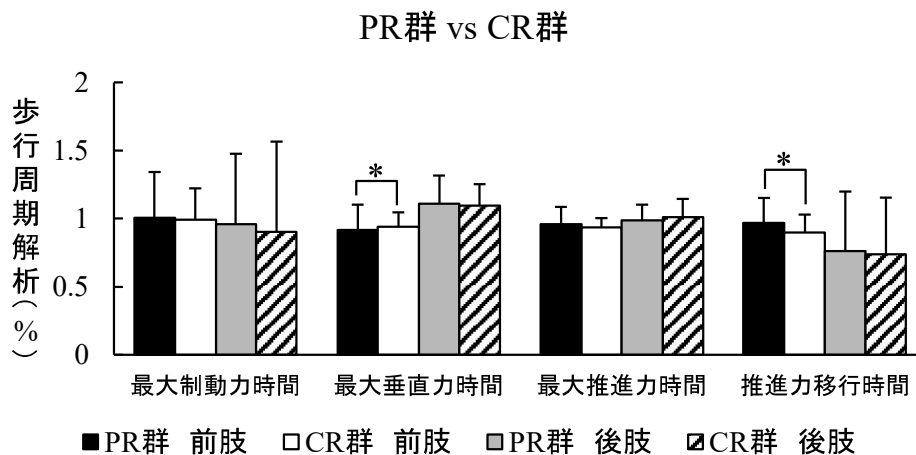


Fig. 2-18. PR 群と CR 群における歩行周期解析結果の比較。

後肢における歩行周期解析項目は群間において統計学的な有差は認められなかった。前肢における PR 群の最大垂直力時間は CR 群と比較して有意に低値であり、推進力移行時間は有意に高値であった (* $p < 0.05$)。

	前肢		後肢	
歩行周期解析				
	MI 群	MT 群	MI 群	MT 群
着地時間	1.00 ± 0.13	1.00 ± 0.10	0.91 ± 0.14	0.93 ± 0.12
最大制動力時間	0.98 ± 0.25	0.98 ± 0.21	0.82 ± 0.39	0.73 ± 0.48
最大垂直力時間	0.94 ± 0.16	0.91 ± 0.08	1.09 ± 0.18	1.12 ± 0.17
最大推進力時間	0.94 ± 0.07	0.95 ± 0.12	0.99 ± 0.11	1.03 ± 0.15
推進力移行時間	0.91 ± 0.13	0.95 ± 0.19	0.69 ± 0.38	0.80 ± 0.43

Table. 2-12. MI 群と MT 群における歩行周期解析結果の比較。

前肢または後肢における歩行周期解析は MI 群と MT 群で比較し、 $p < 0.05$ をもって有意な差とした (* $p < 0.05$)。計測項目の結果は SI にて表記している。

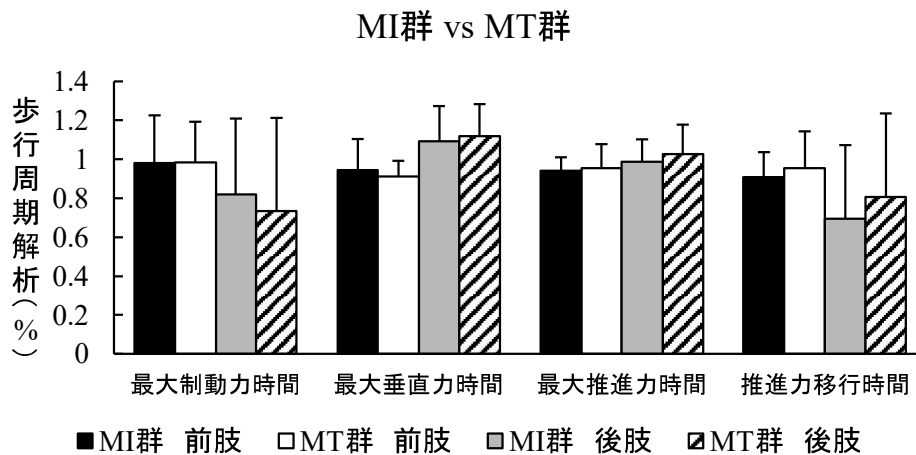


Fig. 2-19. MI 群と MT 群における歩行周期解析結果の比較。

MI 群と MT 群における歩行周期解析の比較では、すべての項目で統計学的な有意差は認められなかった。

第3章 小型犬の前十字靭帯断裂に対する TPLO の術後のフォースプレート解析とその

臨床成績に関する検討

3-1 緒言

CCLR は犬の後肢跛行を呈する最も一般的な疾患の一つである³⁷。CCLR により膝関節に不安定性が生じることにより滑膜炎、関節軟骨の損傷や二次的な半月板損傷を引き起こし、二次性骨関節炎を招く³⁸。TPLO は大型犬に対する CCLR の外科的治療としてより一般的になってきているが²³、小型犬の CCLR に対する TPLO の客観的な治療効果を評価した研究はこれまでに報告されていない^{25,39}。

現在では整形外科疾患の治療効果を評価する方法として様々な方法が利用されている。いくつかの報告では、主観的跛行スコアや放射線学的 OA スコアなどが CCLR に対する外科治療後の評価のために利用されている^{40,41}。しかしながら、跛行スコアは主観的評価であるため、必ずしも跛行の程度を正確に評価することができないことが知られている。さらに、放射線学的 OA スコアは四肢の運動機能とは関連しないことが報告されている⁴²。一方で、フォースプレートは四肢の運動機能を客観的に評価することが可能であり、様々な整形外科疾患や神経疾患の術後回復の評価に利用されている^{43,44}。これまでに CCLR に対する様々な外科治療方法においてフォースプレートや圧力センサーシートを用いて客観的な機能回復が評価されている。フォースプレートを用いて治療効果を評価したいいくつか

の報告では、TPLO は ECR と比較してより優れた機能回復を示すと報告されているが^{10,45}、別の報告では TPLO と ECR は治療成績に差はなかったと報告している^{21,22}。これらすべての報告は中・大型犬を対象にしているものである。また、小型犬のフォースプレート^トの測定は非常に困難である事もよく知られている⁴⁶。

2013 年に小型犬の CCLR に対する最も一般的な外科治療方法は ECR であることが報告された⁴⁷。近年、小型犬の TPLO に対応するために様々なプレートシステムが利用可能になり、2 つの報告で小型犬の CCLR に対して TPLO を施術し良好な術後成績が得られたことが示された^{25,26}。しかし、これらの報告は術後の機能回復を跛行スコアで評価していた。我々の認識では、これまでに小型犬の CCLR に対してフォースプレートを用いた客観的な機能回復の評価を実施した報告はない。

本研究の目的は小型犬における TPLO 後の機能回復をフォースプレートにて客観的に評価し、術後の臨床成績とレントゲン所見を報告することである。

3-2 材料と方法

3-2-1 対象動物

藤井寺動物病院にて TPLO を施術した小型犬（体重 15kg 以下）の診療記録を回顧的に調査した。本研究の参加基準は以下に示した；体重 15kg 以下で関節鏡にて CCLR の確定診断を行い TPLO による治療を実施し、フォースプレートによる歩行解析を実施した犬。

また、その他の整形外科疾患や神経疾患が併発している場合本研究から除外した。

3-2-2 放射線学的検査

術前に股関節および膝関節の標準的なレントゲン検査を実施し、股関節の関節炎および対側膝関節における関節液の増量所見がないことを確認した (Fig. 3-1)。

脛骨高平部の角度 (Tibial plateau angle: TPA) は術前、手術直後及び最終定期検診時に過去の報告に従って測定した⁴⁸。手術直後のレントゲン検査では、TPA、インプラントの設置、脛骨粗面の幅および近位骨片の回転程度 (safe point を超えているか) を評価した。脛骨粗面の幅は絶対的脛骨粗面幅と相対的脛骨粗面幅の2つの方法で評価した。絶対的脛骨粗面幅は脛骨粗面から骨切りラインまでの最少の幅 (mm) と定義した。相対的脛骨粗面幅は絶対的脛骨粗面幅を脛骨の頭側から尾側の幅 (頭尾側脛骨幅) で割った値と定義した。頭尾側脛骨幅は、術前膝関節レントゲン側面像で膝蓋靭帯付着部から、脛骨高平部の最も尾側部分までの距離と定義した⁴⁹ (Fig. 3-2)。すべてのレントゲン撮影で、拡大率を評価するために100mm マーカーを肢と同時に撮影した。すべてのレントゲンパラメーターは一人の著者が評価した。レントゲン検査は術前、手術直後、術後2週間、1、2、4そして6ヵ月で実施した。

3-2-3 フォースプレートによる歩行解析

フォースプレートによる歩行検査は第1章で記述した方法にて実施した。データの解析は前肢および後肢の PVF、VI および PVF の時点におけるベクトルの大きさとした。ベクトルの大きさは PVF 時における垂直力と前後方向の力の合力と定義した。PVF とベクトルの大きさの単位は% of BW であり、VI の単位は% of BWs とした。これらのパラメーターは対称性指数 (Symmetry Index: SI) を用いて評価した。SI は前肢間および後肢間の左右の対称性を評価するものであり、SI が 1.0 であれば完全な左右対称性と評価され、SI>1.0 または SI<1.0 の場合はどちらかの肢に問題を抱えており、左右の対称性が保たれていないと評価される。なお SI は過去の報告に従い算出した¹⁰。後肢において、SI<1.0 であれば患肢の跛行を意味し、SI>1.0 であれば対側肢の跛行を意味する。フォースプレートによる歩行解析は術前、術後 1、2、4 および 6 ヶ月で実施した。

3-2-4 外科手技

すべての手術は1人の外科医が執刀した。動物を仰臥位に保定し関節鏡にて膝関節内の精査を行った。関節鏡検査では前十字靭帯の断裂程度（部分断裂または完全断裂）および半月板損傷の有無を評価した。断裂靭帯は可能であればシェーバーにてトリミングをした。半月板損傷がある場合には損傷部位の関節鏡下部分的半月板切除術を行った。損傷していない半月板は無処置で半月板のリリースは実施しなかった。関節鏡による関節内探査

後、過去の報告に従い TPLO を実施した⁵⁰。TPLO ソーブレード（10-18mm）は過去の報告に従い執刀医が選択した⁵⁰。すべての固定はロッキングプレート（Fixin、Synthes TPLO plate または VOI locking plate）を使用した。術後に術創は直ちに滅菌粘着包帯にてカバーした。術後抗生物質はセファレキシン（23 mg/kg BID PO）を 10-14 日間投与した。術中鎮痛はフェンタニル（5–20 µg/kg/h CRI）とロベナコキシブ（1 mg/kg subcutaneously）とし、その後はフィロコキシブ（5 mg/kg SID PO）を 10-14 日間投与した。

3-2-5 統計処理

TPA の比較は術前、手術直後 TPA および最終 TPA を Tukey-Kramer を用いて比較した。フォースプレートの各計測値は前肢および後肢において術前と術後各検査期間を比較した。フォースプレートのデータは、Kruskal-Wallis にて比較を行い、統計学的に有意な差が認められた場合に Steel-Dwass 法にて解析を行った。すべてのデータは $p < 0.05$ をもって統計学的に有意な差と定義した。

3-3 結果

3-3-1 対象動物

12 頭の犬が本研究の基準を満たした。本研究の調査期間中に体重 15kg 以下の犬 33 頭の CCLR に対して TPLO を施術したが、15 頭は膝蓋骨内方脱臼の併発、4 頭は適切な歩行検

査が不可能であり、2頭は両側性 CCLR であったため、これらの犬は本研究より除外した。研究対象とした 12 頭のうち 8 頭は雄（5 頭が去勢雄）、4 頭が雌（2 頭が避妊雌）であった。平均年齢は 7.7 ± 2.7 歳齢、平均体重は $10.5 \pm 3.9\text{kg}$ であった。犬種はジャックラッセルテリア 3 頭、アメリカン・コッカー・スパニエル 2 頭、ボーダー・コリー 2 頭、ウェルシュ・コーギー 2 頭、トイプードル 2 頭そしてビーグル 1 頭であった。

完全断裂は 12 頭中 9 頭、部分断裂は 3 頭で確認された。部分断裂の 3 頭のうち 1 頭は触診にて顕著な不安定性が確認されたが、2 頭では顕著な不安定性は確認されなかった。半月板損傷は 8 頭（7 頭で完全断裂、1 頭で不安定性部分断裂）で確認され、すべての症例で関節鏡下部分半月板切除術を実施した。

3-3-2 放射線学的検査

術前、手術直後および最終 TPA はそれぞれ $30.9 \pm 3.3^\circ$ 、 $6.4 \pm 3.6^\circ$ および $6.9 \pm 3.7^\circ$ であった。術前の TPA と比較して手術直後および最終 TPA は統計学的に有意に低値であったが、手術直後と最終 TPA は統計学的に有意な差は認められなかった (Fig. 3-3)。術前からの TPA の平均変化量は $-24.4 \pm 4.6^\circ$ であった。

頭尾側脛骨幅、絶対的脛骨粗面幅および相対的脛骨粗面幅はそれぞれ $26.6 \pm 3.9\text{mm}$ 、 $6.9 \pm 0.9\text{mm}$ および 0.26 ± 0.01 であった。脛骨の近位骨片が膝蓋靭帯の付着部を超えて矯正した症例は 12 頭中 6 頭であった (50%)。

3-3-3 フォースプレートによる歩行解析

フォースプレートの検査は術前、術後 1、2、4 および 6 ヶ月で実施し、各検査期間の範囲はそれぞれ 26 - 42 日 (1 ヶ月)、54 - 73 日 (2 ヶ月)、97 - 122 日 (4 ヶ月) そして 148 - 196 日 (6 ヶ月) であった。

後肢におけるすべてのパラメーターは術前と比較して術後統計学的に有意に改善した ($p < 0.01$) (Table. 3-1、Fig. 3-4、3-5)。術前における後肢の PVF、VI およびベクトルの大きさの SI はそれぞれ、 0.50 ± 0.20 、 0.44 ± 0.19 および 0.51 ± 0.19 であった。これらのパラメーターは術前と比較して術後すべての期間において改善が認められ ($p < 0.01$)、術後 2 ヶ月時点での SI は約 0.90 に到達した。術後 6 ヶ月時点ではこれらの値はそれぞれ 1.04 ± 0.14 、 1.04 ± 0.20 および 1.04 ± 0.15 であった。

前肢の PVF およびベクトルの大きさの SI は調査期間を通して統計学的有意差は認められなかった ($p > 0.05$)。しかし、術後 4 ヶ月時点における前肢の VI の SI は術前と比較して統計学的に有意に高値であった ($p < 0.05$)。

3-3-4 合併症

術後合併症は 2 頭で確認された。1 頭は術後 2 週間で腓骨骨折が確認された (ボーダー・コリー、14.3kg、1 歳齢)。本症例は一過性に跛行の悪化が確認されたが、腓骨骨折は術後 2 ヶ月で癒合しこの時点で臨床的な跛行は認められなかった。別の 1 頭では術後 2 ヶ

月目のレントゲン検査にて遠位セグメントの最近位のスクリーホールでの亀裂が確認された（ジャックラッセルテリア、6.0kg、7.3歳）。しかし、跛行などの臨床症状は伴わず骨切り部位は仮骨にて架橋されていた。これらの2頭はいずれもTPAの変化は認められず、追加の外科手術は必要ではなかった。

3-4 考察

本研究では、体重15kg以下の小型犬に対するTPLOの客観的な機能回復をフォースプレートで評価し顕著な改善が確認された。後肢におけるPVF、VIおよびベクトルの大きさのSIは術前と比較して術後1ヵ月から術後6ヵ月まで継続的に改善し、術後6ヵ月ですべてのパラメーターのSIは1.0に到達した。本研究では対側後肢の健全性を関節鏡にて評価することはできなかったが、小型犬のTPLO後における患肢の著しい運動機能回復を客観的に評価することができた。

近年、1つの研究によるとTPLOは大型犬のCCLRに対して最も推奨されている手術方法であり²³、いくつかの報告では小型犬のTPLOにおいても良好な成績が得られていることが示されている²⁵⁻²⁷。これらの研究では小型犬のTPLOにおいて術後6-8週間で主観的跛行スコアはほぼ正常（Gread 0-1）に回復したと報告している²⁵⁻²⁷。別の報告では小型犬のTPLO後の長期的な合併症を評価しており、90%の症例で主観的跛行スコアは改善したと報告している²⁸。しかし、これまでに小型犬のTPLOに対する客観的な力学的研究はな

されていなかった。

本研究では小型犬に対する TPLO 後の機能回復をフォースプレートで評価し、術後約 6 ヶ月で SI が 1.0 に到達することが示された。そして、術後 2 ヶ月で後肢における SI は 0.9 に達し早期の機能回復が得られることが確認された。また、PVF と VI に加えてベクトルの大きさを報告した。犬が直線方向に歩行する時には内外方向への GRF はほぼ 0 と考えられる。ベクトルの大きさは垂直力と前後方向の力の合力であり、理論的にはベクトルの大きさが犬の歩行時に発生する GRFs を最もよく反映していると考えられる。本研究で示したように、ベクトルの大きさは PVF と VI の結果と類似した結果となり、歩行中に発生する合力を評価することは有用であると考えられる。

本研究では TPLO 後 1 ヶ月で顕著な改善が認められ、術後約 6 ヶ月で SI が正常化した。これまでに大型犬における TPLO 後の機能回復が Kinetic analysis を用いて評価されている。Böddeker らは大型犬（平均体重 35kg）の TPLO 後 4 ヶ月で患肢の PVF、mean vertical force および VI は対側後肢と比較して統計学的な有意差は認められなくなったと報告している⁵¹。同様に、Krotscheck らは大型犬（平均体重 36.7 ± 12.0 kg）に対する TPLO 後 150-299 日で後肢の PVF と VI の SI が正常化したと報告している²⁴。これらの報告では術前から術後 1 ヶ月の間では患肢の機能回復は最小限であり、大型犬の TPLO 後に完全な機能回復までに 4-6 ヶ月必要であると報告した。これらのことから、TPLO の術後回復は大型犬と比較して小型犬のほうがより早期に回復すると考えられる。

本研究では絶対的脛骨粗面幅と相対的脛骨粗面幅は $6.9 \pm 0.9\text{mm}$ と 0.26 ± 0.01 であり、過去の報告と類似した結果となった^{27,28}。本研究の対象動物では脛骨粗面骨折は認められなかった。過去の *in vitro* の研究では、脛骨の近位骨片を *safe point* を越えて回転させることで脛骨粗面の尾側におけるバットレスサポートがなくなることにより、より小さな大腿四頭筋の力で脛骨粗面骨折が発生することが報告された⁵²。大型犬では術後脛骨粗面の幅を 10.8 mm 以上確保することで術後脛骨粗面骨折のリスクを低減できることが報告されている⁴⁹。しかしながら、小型犬では術後脛骨粗面骨折のリスクを減少させるため必要な脛骨粗面幅は報告されていない。いくつかの研究で小型犬における絶対的脛骨粗面幅と相対的脛骨粗面幅が報告されており^{27,28}、これらの研究では術後絶対的脛骨粗面幅は 5.9 mm ²⁷ と 6.8 mm ²⁸ であり、相対的脛骨粗面幅は 0.28 ± 0.04 (²⁸)であった。

本研究の *Limitation* は症例数が少ないこと、対側後肢の健全性を関節鏡で評価できなかったこと、正常群との比較がないこと、加速度の計測ができなかったことなどがあげられる。本研究では正常コントロール群との比較していないため、正常の値まで回復する期間を示すことはできなかった。また、我々はフォースプレートの測定時加速度の測定を行っていない。GRFs は加速度、体重や犬種などにより影響を受けることが報告されている⁷⁻
⁹。近年の報告では、フォースプレートを用いて術後の客観的な機能評価を *SI* にて評価することが一般的になっている。*SI* は前肢間または後肢間においてその対称性を評価するパラメーターであり、健全犬であれば通常 *SI* は 1.0 を示す。したがって術後の機能回復を *SI*

にて評価する場合には、対側肢が正常であることが必要である。本研究では、両後肢のレントゲン検査を術前、術後 1、2、4 および 6 ヶ月で実施し対側肢の異常がないこと確認し臨床的に正常な膝関節と定義して研究を行った。

3-5 小括

本研究で対象とした小型犬において術前の後肢 PVF、VI およびベクトルの大きさの SI は、それぞれ 0.50 ± 0.20 、 0.44 ± 0.19 および 0.51 ± 0.19 であったが、術後 1 ヶ月で顕著な回復が確認され術後 2 ヶ月ではすべてのパラメーターで SI が 0.9 に達した。その後も継続的に機能回復し術後 6 ヶ月ですべてのパラメーターの SI が 1.0 となった。これまでに小型犬の TPLO の機能回復を客観的に評価した報告はなく、本研究において小型犬に対する TPLO は術後早期に機能回復を示し、非常に有効な手術方法の一つであることが明らかとなった。

また、本研究において脛骨粗面骨折は認められず、絶対的脛骨粗面幅、相対的脛骨粗面幅はそれぞれ $6.9 \pm 0.9\text{mm}$ と 0.26 ± 0.01 であった。

3-6 図および表

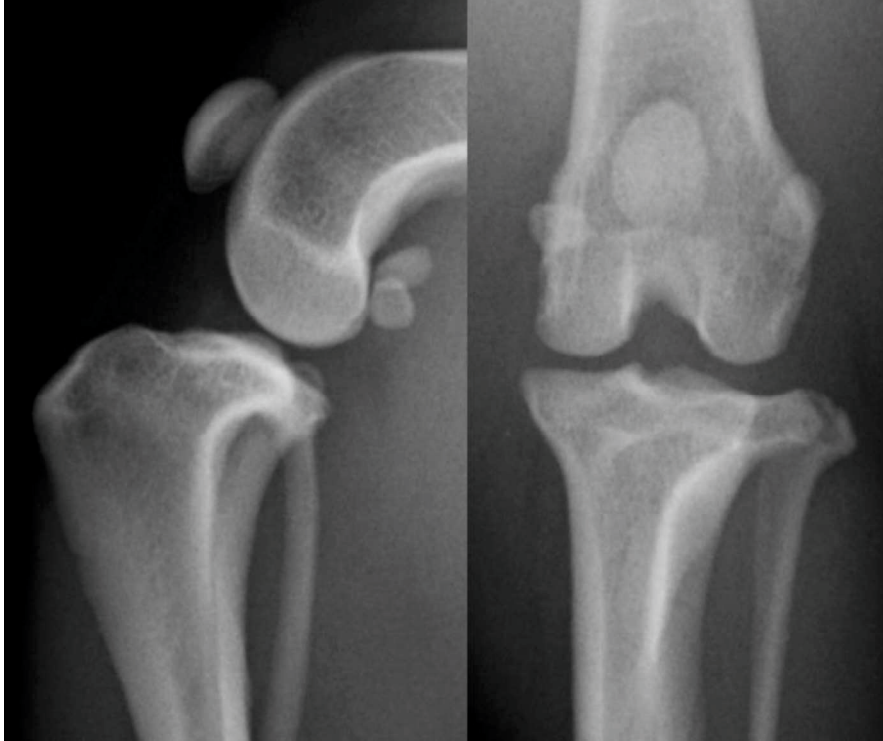


Fig. 3-1. 対側膝関節におけるレントゲン画像。

対側膝関節のレントゲン検査は側面像および後前像にて評価し、関節液の増量、脛骨の前方変位や骨関節炎の所見の有無を確認した。

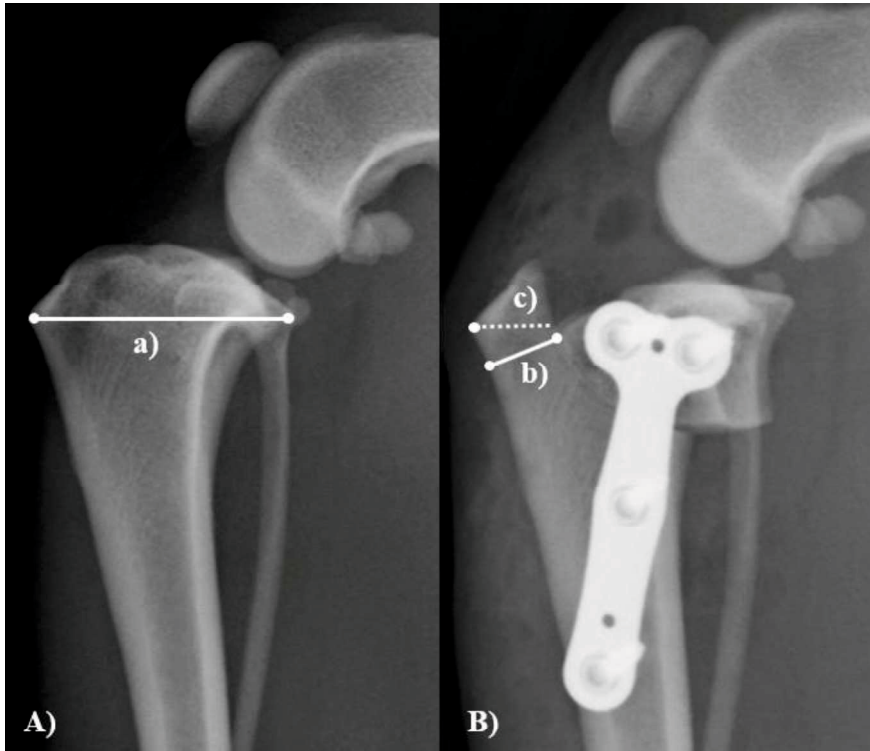


Fig. 3-2. 術前および術後膝関節におけるレントゲン側面画像。

A) 術前膝関節側面像では頭尾側脛骨幅を評価した a)。

B) 術後膝関節側面像では脛骨粗面の最少の厚み b)と近位セグメントの回転程度 c)を評価した。

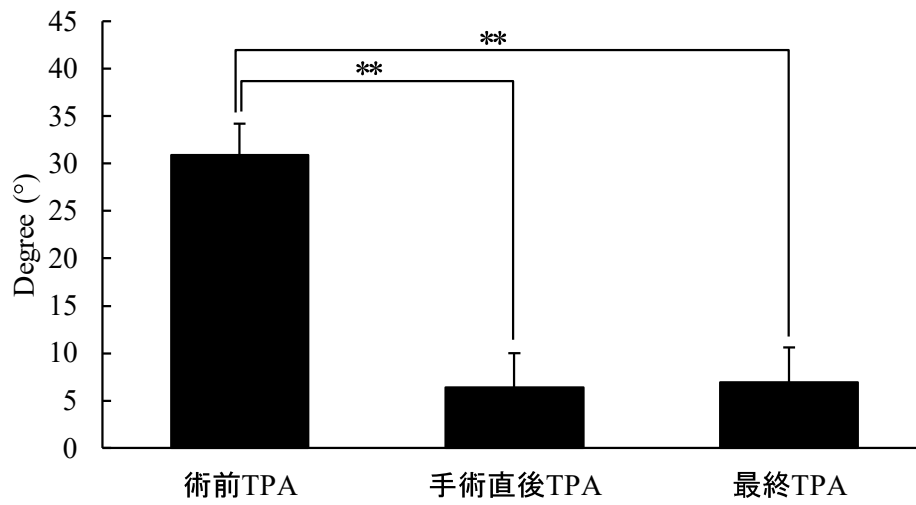


Fig. 3-3. 術前および術後 TPA の変化。

手術直後 TPA と最終 TPA は術前 TPA と比較して有意に低値を示したが (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)、手術直後 TPA と最終 TPA は統計学的に有意差は認められなかった。

	前肢	後肢
PVF [% of BW]		
術前	1.05 ± 0.18	0.50 ± 0.20
術後 1 カ月	1.04 ± 0.12	0.69 ± 0.15**
術後 2 カ月	1.05 ± 0.12	0.92 ± 0.16**
術後 4 カ月	1.05 ± 0.12	0.94 ± 0.15**
術後 6 カ月	1.03 ± 0.10	1.04 ± 0.14**
VI [% of BWs]		
術前	0.97 ± 0.21	0.44 ± 0.19
術後 1 カ月	0.98 ± 0.12	0.64 ± 0.16**
術後 2 カ月	1.00 ± 0.15	0.90 ± 0.18**
術後 4 カ月	1.03 ± 0.13*	0.90 ± 0.17**
術後 6 カ月	1.01 ± 0.15	1.04 ± 0.20**
Vector magnitude [% of BW]		
術前	1.05 ± 0.19	0.51 ± 0.19
術後 1 カ月	1.04 ± 0.12	0.69 ± 0.15**
術後 2 カ月	1.04 ± 0.18	0.92 ± 0.16**
術後 4 カ月	1.05 ± 0.12	0.94 ± 0.14**
術後 6 カ月	1.03 ± 0.10	1.04 ± 0.15**

Table. 3-1. 前肢と後肢の PVF、VI およびベクトルの大きさの測定結果。

前肢と後肢の PVF、VI およびベクトルの大きさは術前と術後各期間を比較し、 $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

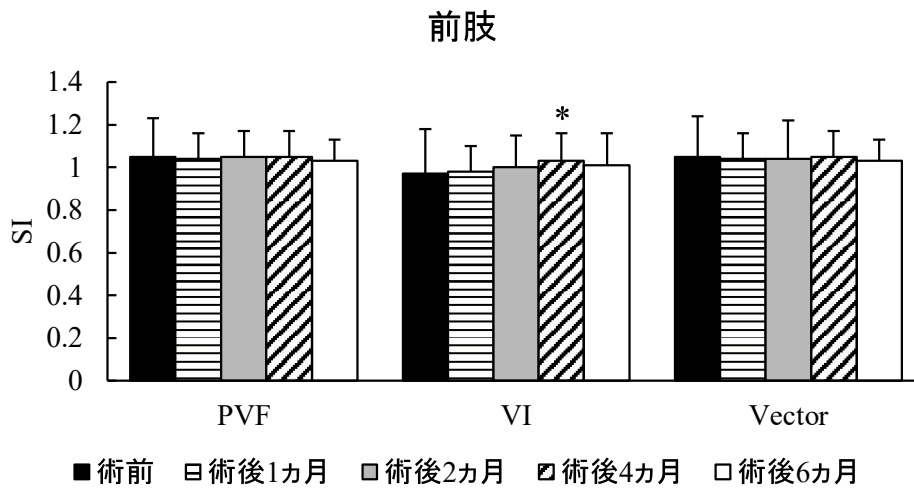


Fig. 3-4. 前肢における PVF、VI およびベクトルの大きさの経時的変化。

術後 4 ヶ月における前肢の VI は術前と比較して有意に高値であった (* $p<0.05$)。PVF およびベクトルの大きさは経時的変化は観察されなかった。

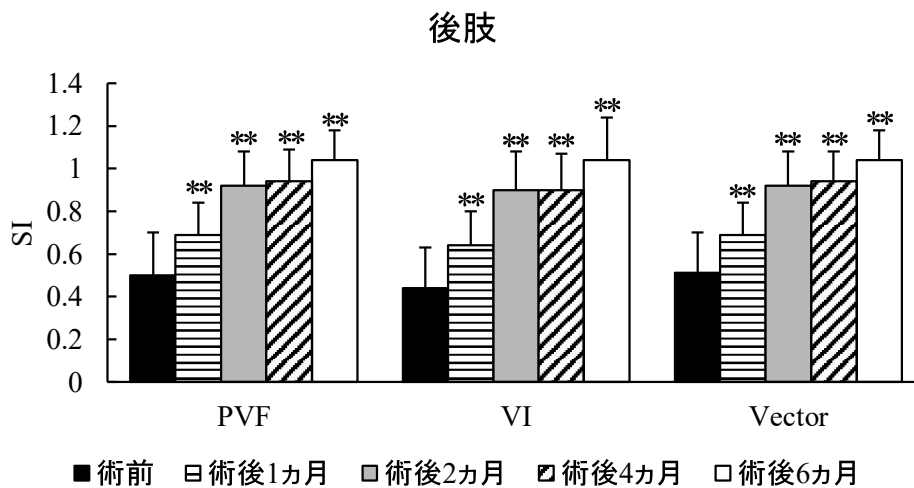


Fig. 3-5. 後肢における PVF、VI およびベクトルの大きさの経時的変化。

後肢の PVF、VI およびベクトルの大きさは術前と比較して術後 1 ヶ月から術後 6 ヶ月までの間統計学的に有意に高値であった (* $p<0.05$, ** $p<0.01$)。

第4章 前十字靭帯断裂に対する TPLO 後の術後回復過程に関する検討

4-1 緒言

犬の CCLR は小動物外科領域では最も重要な疾患の一つであり、後肢跛行を呈する一般的な疾患である¹³。体重 15kg 未満の CCLR 罹患犬において保存療法では一定レベルの機能回復が得られることが知られている^{16,47}。しかしながら、大部分の症例において外科的介入が推奨されている。CCLR に対する一般的な治療法には ECR、TPLO および TTA が報告されている^{17,18,53}。

フォースプレートは歩行時における 3 方向の床反力（垂直方向、前後方向および内外方向）を測定するために利用されている^{30,32}。また、小動物整形外科領域において整形外科疾患に対する外科治療の効果を評価するためにフォースプレートは用いられている^{11,21,22,28,31,45}。Budsberg らは ECR を施術した患肢の機能を PVF と VI を用いて評価し、術後 7-10 ヶ月で臨床的に正常な値に回復したと報告している³¹。Voss らは TTA の術後成績をフォースプレートにて評価し、患肢の PVF および VI は術前と比較して有意に増加し、正常犬の値の約 90%まで回復したと報告した¹¹。また、Budsberg らは実験的に作成した CCLR モデルに対し TPLO を施術し、術後 8 週間で患肢の PVF と VI は有意に低下したが、術後 18 週で対側肢と統計学的な有意差がなくなると報告した⁵⁴。これらの報告から様々な治療法で臨床的な改善が得られることが示されている。

これまでに関節内再建術、ECR や TPLO の術後客観的な機能回復が評価されている²²。

Conzemius らは ECR と TPLO 後の患肢の PVF と VI は術前と比較しており、術後 2 ヶ月と 6 ヶ月時点で有意に高値を示したが、ECR と TPLO の手技による回復過程の違いに差はなかったと報告している²²。Au らは ECR と TPLO の術後長期成績を評価しており、術後 24 ヶ月の時点で 2 つの術式に統計学的有意な差は認められなかったと報告している²¹。一方で、Gordon-Evans らは、TPLO は ECR と比較してより良好な成績であることを報告した⁴⁵。この報告では、術後 12 ヶ月の時点で Walk と Trot の両方において TPLO を施術した患肢の PVF と VI が ECR を施術した患肢と比較して有意に高かったと報告した⁴⁵。更に Krotscheck らは ECR、TTA および TPLO をフォースプレートにて機能評価をしており、TPLO は walk と Trot で術後 150-299 日に正常な機能回復したことを報告した²⁴。現在のところ CCLR に対する最も一般的な治療法は TPLO である^{23,55}。著者らは CCLR に対して TPLO を第一選択としている。

整形外科疾患の治療効果の評価には様々は方法が利用されている。これらには疼痛スコア、跛行スコアなどの主観的評価やレントゲン OA スコアやフォースプレート解析などが含まれる^{6,56-58}。主観的スコアリングシステムは必ずしも跛行の程度を正確に評価することはできないことが知られている。また、レントゲン画像における OA の所見は肢の機能とは関連しないことが知られている。Gordon らは片側性膝関節炎の犬における患肢の機能と骨関節炎の関連性が評価しており、術後 1 日と 8 日では患肢の PVF、VI、PBF、BI、PPF

および PI は顕著な変化は見られなかったと報告した⁵⁹。また、Morgan らは OA と TTA の術後の機能の関連性を調査しており、38 関節中 17 関節（45%）で術後レントゲン画像上での OA の進行が見られなかったが、38 関節中 21 関節では術後 OA の進行が確認されたと報告した⁴²。しかしながら、術後 4-6 ヶ月と 6-16 ヶ月で両群の GRF は統計学的な有意差は認められなかった⁴²。

CCLR 罹患患者における術後客観的な機能評価では主に PVF と VI が用いられている。犬においては PVF と VI が肢の機能評価において最も信頼できるパラメーターであることが報告されている^{22,29,54}。しかし、前後方向の力に関する情報は限られており、前後方向の力が信頼できるパラメーターではないことを報告したものはない。我々の知る限り、CCLR の犬において前後方向の力を評価した報告は 1 つしかない³¹。この報告では CCLR により、PVF および VI および前後方向の力は変化がみられ、術前の PVF、VI、制動力および推進力は正常犬の値と比較して有意に低値を示した。そして、これらの値は術後有意に増加し、臨床的に健常な肢と比較して差がなくなったと報告している。前後方向の力を測定することは術後の肢の特徴や回復過程を調査するうえで重要である。

フォースプレートは着地時間や最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間などを測定することが可能である。過去に片側性 CCLR に対して PVF、VI および着地時間を計測した報告がある^{10,24}。これらの報告では、CCLR に対する治療により PVF、VI がコントロール群と有意差が無くなる前に着地時間が正常化したと報告し

た。しかし、これまでに歩行周期における PBF、PVF および PPF までの時間に関する研究はなされていない。犬の重心は前肢と後肢の GRFs によりコントロールされている。しかし、犬の CCLR に対する治療をフォースプレートによる評価をしている大部分の報告が後肢の PVF および VI の評価しかなされていない。後肢の片側性跛行は対側後肢や前肢に影響を与える。そのため後肢の評価と同様に前肢のバランスの評価をすることが必要である。

本研究の目的は片側性 CCLR に対して TPLO を施術し、術前と術後における前肢および後肢の運動機能評価 (PVF および VI)、前後方向における力の特徴とその変化、そして歩行周期解析である。我々は患肢の術前 PVF と VI は対側と比較し有意に低値であり、調査終了時には正常化し、前後方向のパラメーターは PVF と VI と類似した変化を示すと仮説を立てた。

4-2 材料と方法

4-2-1 対象動物

藤井寺動物病院に後肢跛行を主訴に来院し以下の基準を満たす犬を対象とした。研究への参加基準は関節鏡にて片側性 CCLR と診断し、フォースプレートによる歩行検査と TPLO を施術した犬とした。年齢、性別、体重、犬種および TPA を記録した。

4-2-2 外科手技

外科手技に関して、第3章で述べた方法で実施した。

4-2-3 フォースプレートによる歩行検査

フォースプレートによる歩行検査の方法は第1章で述べた方法で実施した。歩行検査は術前、術後1、2、4、および7ヵ月に実施した。

4-2-4 フォースプレートのデータ解析

フォースプレートによる歩行検査から得られたデータは各床反力の最大値（PBF、PVF、およびPPF）と力積（BI、VI およびPI）、ベクトルの大きさおよび歩行周期解析項目の調査を行った。ベクトルの大きさはPBF、PVF およびPPFにおけるベクトルと定義した。歩行周期解析は着地時間、最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間と定義した。

フォースプレートによる歩行解析期間は術前、術後1-45日、46-90日、91-150日、151-300日に分類した。各床反力の最大値、力積およびベクトルの大きさは各犬の体重にて標準化した。各床反力の最大値およびベクトルの大きさは% of BW とし力積は% of BWs とした。最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間は着地時間で標準化し、着地時間を100%としたときの各値のパーセンテージとして表記した。デー

タの比較は患肢と対側後肢および同側前肢と対側前肢を比較した。

4-2-5 統計処理

統計処理にはエクセル統計を使用した。正規分布のデータは Student t test または Welch t test を使用し、正規分布していない場合は Mann-Whitney U test を使用した。統計学的に有意な差は $p < 0.05$ と定義した。

4-3 結果

4-3-1 対象動物

本研究の基準を満たした犬は 19 頭で雌 10 頭（8 頭：避妊雌）、雄 9 頭（8 頭：去勢雄）であった。平均年齢は 7.0 ± 3.1 歳齡、平均体重は 19.9 ± 9.6 kg であった。犬種はゴールデン・レトリバー 3 頭、ラブラドル・レトリバー 3 頭、ジャックラッセルテリア 2 頭、アメリカン・コッカー・スパニエル 2 頭、ウェルシュ・コーギー・ペンブローク 2 頭、ボーダー・コリー、シベリアン・ハスキー、ブービエ・デ・フランダース、ジャーマン・ショートヘアード・ポインター、トイプードル、および柴犬はそれぞれ 1 頭であった。

前十字靭帯の断裂程度による分類では完全断裂は 19 頭中 10 頭、部分断裂は 19 頭中 9 頭であった。内側半月板損傷は完全断裂の症例のうち 7 頭で確認され、すべての症例で関節鏡下内側半月板尾側部分切除術を実施した。術前 TPA は $29.4 \pm 4.0^\circ$ であり術後 TPA は $7.6 \pm 4.9^\circ$ であった。術後合併症は 3 頭で確認され、腓骨骨折、プレートの亀裂およびスク

リユールーズニングであった。すべての症例で外科的介入の必要はなく良好に骨癒合が確認された。

4-3-2 フォースプレートによる歩行解析

Peak forces と Impulses (Table. 4-1、4-2、Fig. 4-1~4-6)

術前と術後 46-90 日における同側前肢の PVF は対側前肢と比較して統計学的に有意に高値であった。術後 46-90 日における同側前肢の PBF は対側前肢と比較して統計学的に有意に高かった ($p=0.01$)。前肢の PPF に関しては調査期間を通して左右差は認められなかった。また、VI、BI および PI についても統計学的に有意差は認められなかった。

術前患肢の PVF、PBF、PPF、VI、BI および PI は術後 91-150 日まで対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった ($p=0.01$)。患肢の PVF、VI、PBF、BI および PI は術後 151-300 日で対側後肢と比較して統計学的に有意差が認められなくなった。しかしながら、患肢の PPF は本研究の最終調査期間である術後 151-300 日時点において対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった。

ベクトルの大きさ (Table. 4-3、 Fig. 4-7~4-9)

術前の同側前肢の PBF および PVF におけるベクトルの大きさは対側前肢と比較して統計学的に有意に高値であり、PPF におけるベクトルの大きさは有意に低値であった。患肢

の PBF におけるベクトルの大きさは術前から術後 46-90 日の間で対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった ($p=0.01$)。患肢の PVF および PPF におけるベクトルの大きさは術前から術後 91-150 日の間で対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった。

歩行周期解析 (Table. 4-4、 Fig. 4-10~4-14)

術前から術後 46-90 日の間における同側前肢の最大垂直力時間および最大推進力時間は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった ($p=0.01$)。術前から術後 46-90 日の間における同側前肢の推進力移行時間は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった ($p=0.01$)。

術前における患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は、対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった ($p=0.01$)。しかしながら、術前患肢の最大垂直力時間は対側後肢と比較して統計学的に有意に高値であった。

術後 1-45 日から術後 91-150 日の同側前肢の最大垂直力時間は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった。術後 1-45 日から 46-90 日における同側前肢の推進力移行時間は対側前肢と比較して統計学的に有意に低値であった。前肢における着地時間はすべての調査期間を通して統計学的に有意な差は認められなかった。術前から術後 46-90 日までの後肢の推進力移行時間の値は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった。

4-4 考察

現在の小動物整形外科領域では、フォースプレートによる歩行解析が様々な外科手技の客観的な術後評価のために用いられるようになってきている⁶⁰⁻⁶³。いくつかの研究では PVF および VI が最も信頼できる検査パラメーターということが報告されており^{10,21,24,64-66}、CCLR 罹患犬のフォースプレート解析でも PVF および VI を用いた評価がなされている^{29,67}。本研究では CCLR 罹患犬の術前歩行パターンと術後の回復過程をフォースプレートで評価した。術前における患肢の PVF、VI、PBF、BI、PPF および PI は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であり、同側前肢の PVF は対側前肢と比較して有意に高値であった。しかし、術前における同側前肢の制動力および推進力は対側前肢と比較して統計学的に有意差は認められなかった。

いくつかの過去の報告では CCLR 罹患犬における後肢の PVF および VI のみを評価している^{65,66}。これらの報告では前肢や後肢の GRFs の変化は調査されていない。犬の前十字靭帯を実験的に切断したモデルを用いて歩行の変化を調査した報告がある⁶⁶。この報告では患肢と同側前肢の PVF は対側後肢と対側前肢と比較して前十字靭帯切断後に有意に低値であったが、術後 6 週間後には統計学的に有意差が認められなくなったと報告した。この報告と対照的な一つの報告では、患肢の PVF および VI は対側後肢と比較して有意に低値であり、前肢の PVF および VI はコントロールグループと比較して有意に高値であったと報告している⁶⁵。これらの変化は CCLR により四肢のバランスが変わったことによる代償

性変化の結果として起こったものであると考察されている。過去の報告では、術前における同側前肢の PVF は対側前肢と比較して統計学的に有意に高値であったことが報告された。本研究では前肢の PVF に後肢の異常が影響を与えることが示されたが、制動力および推進力には影響を及ぼさなかった。これには本研究で実施した歩行様式が関連していると考えられる。過去の報告で low grade の跛行の検出は Walk よりも Trot のほうがより正確に診断が可能であることが示されているため⁶⁾、本研究では Trot で歩行検査を実施した。この報告では跛行を呈する犬と健常犬の歩行を Walk と Trot にて比較を行った。跛行診断を行うにあたり Walk における感度および特異度はそれぞれ 0.63 および 0.95 であった。一方で Trot では感度および特異度がそれぞれ 0.90 および 1.00 であり、Walk と比較して Trot のほうが跛行検出に優れていることが示された。Trot は対角線上の前肢と後肢が同時に着地する歩行様式であるため、後肢を跛行している犬では、患肢を着地するときに対側前肢を同時に着地することになる。CCLR 罹患犬では疼痛のため患肢を着地するときには体は上方に動くことになり、対側後肢を着地するときには体は下方に動く。これらの歩行異常は後肢跛行患者で診られるヒップハイクとして認識されている。本研究ではこれらの体の上下動きを定量化することはできなかったが、これらの動きが術前における前肢の PVF の変化が起こった原因であると考えられる。

術後には患肢の PVF および VI は徐々に増加し術後 151-300 日には対側肢と比較して統計学的に有意な差は認められなくなった。TTA、TPLO および ECR 後の長期的な機能評価

をした報告²⁴ではフォースプレートを用いて Walk と Trot における後肢の PVF、VI および着地時間の後肢の対称性について調査しており、術後 150-299 日の時点で TPLO は正常な機能に回復したと報告したが、推進力および制動力の調査は行っていない。この報告における回復期間は本研究で対象とした動物と類似した結果となった。Budsberg らの研究では³¹、ECR の臨床効果を評価しており、垂直力、制動力および推進力を術前、術後 7 ヶ月および術後 10 ヶ月で調査している。この報告では術前の患肢における PVF、VI、PBF、BI、PPF および PI は健常肢と比較して有意に低値であったが、術後 7-10 ヶ月の時点で健常肢と比較して統計学的な有意差は認められなくなった。これまでに TPLO 後の制動力および推進力を解析した研究は報告されていない。本研究では、術後患肢の制動および推進力の最大値および力積が徐々に増加したことが示された。患肢の PBF、BI および PI は術後 151-300 日で対側と比較して有意な差は認められず、患肢の制動力および推進力は垂直力と同様の回復過程を示すことが示唆された。しかし、術後 300 日における患肢の PPF は対側後肢と比較して依然として有意に低値を示していた。これは TPLO という術式では PVF、VI、PBF、BI および PI は臨床的に正常な犬と同等レベルの運動機能が得られると考えられる。また、患肢の PPF が依然として有意に低値であったのは、術式が脛骨近位を回転させるものであること、または術後 300 日以降で正常化する可能性があり長期的な調査が必要であると考えられる。一方で前肢における各最大値および力積の特徴的な術後回復過程は観察されなかった。

本研究では歩行周期解析として着地時間、最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間を調査した。Nelson らの研究では、跛行患者において PVF と VI が正常化する前に着地時間は正常化しており、着地時間は跛行の良い指標とはならないと報告した¹⁰。本研究においても着地時間に有意な差が見られたのは1つの期間のみ（術後 46-90 日）であった。術前における患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して有意に低く、最大垂直力時間は有意に高かった。これらの結果から、CCLR は患肢が着地して最初に発生する踏み込む力と体重を支える力に影響があることが考えられた。これらの変化は後肢にとどまらず前肢にも波及していた。術前における同側前肢の歩行周期解析では、最大制動力時間、最大垂直力時間および推進力移行時間は対側前肢と比較して有意に低値であった。これらの結果から後肢の異常は前肢と後肢の協調運動障害をもたらすことが示唆された。同側前肢の推進力移行時間が術前から術後 151-300 日まで対側前肢と比較して有意に低値であった。これは後肢の GRF のバランスが正常化した後も前肢の制動力と推進力のバランスの異常が続いているということが明らかとなった。また、PVF 時におけるベクトルの大きさは PVF および VI と類似した回復過程をたどっていた。ベクトルの測定する意義は垂直力と制動力または推進力を同時に評価することができることである。

本研究では術後 151-300 日で前肢および後肢のほとんどの GRFs の左右差は統計学的に認められなくなったが、術後 151-300 日の段階で患肢における PPF や最大推進力時間が正

常化していなかった。また、関節鏡検査時における関節内洗浄、半月板部分切除や体重の変化などが術後の機能回復に影響すると考えられるが、本研究ではこれらの影響について検討することはできなかった。ウサギの膝関節炎のモデルを用いた研究では、関節鏡検査に関連する関節内洗浄は滑膜の炎症を抑制し、炎症性サイトカイン（TNF- α ）の産生を減少させると報告している⁶⁸。また、半月板は膝関節の安定化に寄与する構造の一つであり、部分的半月板切除や半月板リリースをすることで、関節内の圧力分布、安定性や骨関節炎の進行に影響することが報告されている⁶⁹⁻⁷²。本研究ではこれらの術後の機能回復に影響する因子についての検討はすることができなかった。

4-5 小括

犬の CCLR に対する TPLO では経時的な患肢の運動機能の回復が確認され、患肢の PVF および VI は術後 151-300 日で対側後肢と比較し統計学的に有意差がなくなり過去の報告と類似した回復を示した。また、これまでに TPLO の術後の回復において制動力や推進力を調査した報告はなかったが、本研究では患肢の PBF、BI および PI は術後 151-300 日で対側後肢と比較して統計学的な有意差が消失した。しかしながら、患肢の PPF は術後 151-300 日においても依然として対側後肢と比較して有意に低値であり、より長期的に調査していく必要があると考えられる。また、歩行周期解析を実施することで片側後肢の異常が四肢のバランスに影響を与えることが明らかとなった。

4-6 図および表

	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF [% of BW]				
術前	108.9 ± 16.4**	104.1 ± 13.9**	37.0 ± 15.8**	76.6 ± 8.1**
術後 1-45 日	116.3 ± 20.0	113.4 ± 17.7	46.9 ± 17.0**	76.2 ± 10.0**
術後 46-90 日	114.0 ± 13.2*	111.6 ± 13.5*	60.2 ± 13.2**	74.5 ± 8.6**
術後 91-150 日	111.6 ± 9.6	109.7 ± 9.9	65.8 ± 8.5**	70.6 ± 7.1**
術後 151-300 日	114.5 ± 23.6	110.1 ± 19.1	73.6 ± 10.1	74.5 ± 8.9
PBF [% of BW]				
術前	15.8 ± 4.5	14.9 ± 4.2	3.1 ± 2.1**	6.7 ± 3.1**
術後 1-45 日	15.9 ± 5.5	15.3 ± 4.9	3.3 ± 1.7**	5.4 ± 3.0**
術後 46-90 日	17.0 ± 4.2**	15.7 ± 4.3**	4.0 ± 2.2**	6.3 ± 2.8**
術後 91-150 日	16.3 ± 4.6	15.8 ± 4.2	4.6 ± 1.9**	5.8 ± 2.3**
術後 151-300 日	15.5 ± 2.8	15.9 ± 3.5	5.7 ± 2.8	5.6 ± 2.8
PPF [% of BW]				
術前	7.4 ± 3.3	7.8 ± 2.1	7.3 ± 3.3**	12.6 ± 4.9**
術後 1-45 日	6.7 ± 2.8	7.2 ± 3.2	7.4 ± 2.2**	11.0 ± 3.8**
術後 46-90 日	6.9 ± 2.6	7.0 ± 2.8	8.4 ± 2.5**	10.4 ± 3.4**
術後 91-150 日	6.8 ± 2.3	6.6 ± 2.3	8.6 ± 2.3**	9.9 ± 2.8**
術後 151-300 日	7.3 ± 1.8	6.7 ± 1.4	9.3 ± 2.6*	10.0 ± 2.9*

Table. 4-1. 前肢および後肢における Peak forces の経時的変化。

Peak forces において前肢では同側前肢と対側前肢を比較し、後肢では患肢と対側患肢を比較し、 $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

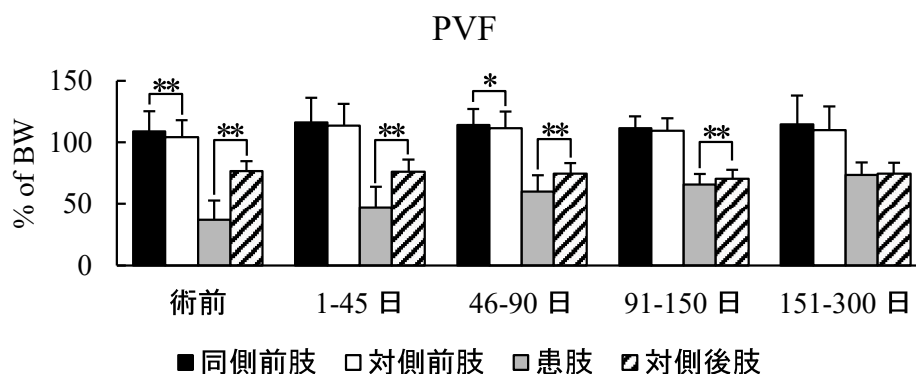


Fig. 4-1. 前肢および後肢における PVF の経時的変化。

患肢の PVF は術前から術後 91-150 日まで対側肢と比較して有意に低値であった (* p<0.05、** p<0.01)。同側前肢の PVF は術前および術後 46-90 日で対側前肢と比較して有意に高値であった (* p<0.05、** p<0.01)。

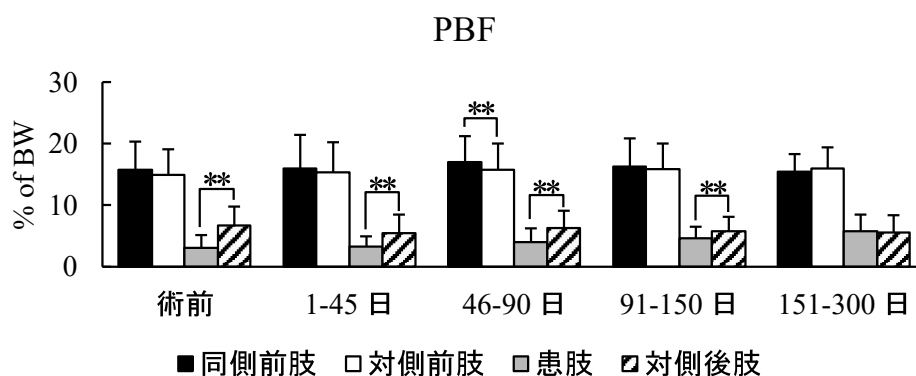


Fig. 4-2. 前肢および後肢における PBF の経時的変化。

患肢の PBF は術前から術後 91-150 日まで対側肢と比較して有意に低値であった (* p<0.05、** p<0.01)。同側前肢の PBF は術後 46-90 日で対側前肢と比較して有意に高値であった (* p<0.05、** p<0.01)。

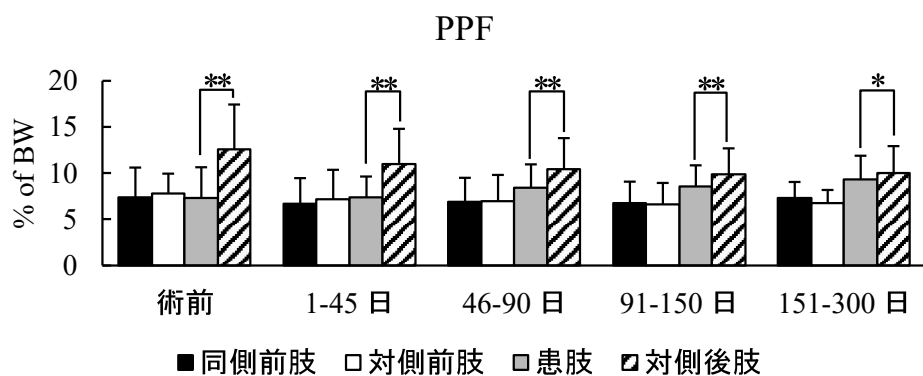


Fig. 4-3. 前肢および後肢における PPF の経時的変化。

患肢の PPF は術前から術後 151-300 日まで対側肢と比較して有意に低値であった (*
 $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。前肢ではすべての期間を通して統計学的な有意な差は認められなかつ
 た。

	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
VI [% of BWs]				
術前	13.5 ± 2.7	13.0 ± 3.0	4.0 ± 1.8**	8.6 ± 2.5**
術後 1-45 日	13.4 ± 4.1	12.9 ± 4.6	4.3 ± 1.9**	7.5 ± 3.0**
術後 46-90 日	13.6 ± 2.0	13.4 ± 2.3	6.1 ± 1.4**	8.4 ± 2.3**
術後 91-150 日	14.1 ± 1.7	14.2 ± 2.3	7.3 ± 1.1**	8.4 ± 1.8**
術後 151-300 日	13.9 ± 1.8	13.8 ± 2.3	7.8 ± 1.5	8.1 ± 1.9
BI [% of BWs]				
術前	1.12 ± 0.42	1.15 ± 0.42	0.07 ± 0.08**	0.24 ± 0.18**
術後 1-45 日	1.06 ± 0.57	1.01 ± 0.55	0.07 ± 0.08**	0.17 ± 0.20**
術後 46-90 日	1.24 ± 0.39	1.18 ± 0.47	0.12 ± 0.13**	0.22 ± 0.17**
術後 91-150 日	1.26 ± 0.36	1.26 ± 0.37	0.16 ± 0.10*	0.23 ± 0.20*
術後 151-300 日	1.16 ± 0.34	1.19 ± 0.37	0.21 ± 0.14	0.24 ± 0.19
PI [% of BWs]				
術前	0.46 ± 0.27	0.43 ± 0.21	0.56 ± 0.27**	0.93 ± 0.44**
術後 1-45 日	0.39 ± 0.22	0.33 ± 0.24	0.51 ± 0.24**	0.75 ± 0.40**
術後 46-90 日	0.39 ± 0.20	0.38 ± 0.19	0.57 ± 0.18**	0.75 ± 0.33**
術後 91-150 日	0.43 ± 0.22	0.40 ± 0.17	0.63 ± 0.24**	0.73 ± 0.23**
術後 151-300 日	0.43 ± 0.16	0.40 ± 0.12	0.67 ± 0.30	0.73 ± 0.32

Table. 4-2. 前肢および後肢における Impulses の経時的変化。

Impulses において前肢では同側前肢と対側前肢を比較し、後肢では患肢と対側患肢を比較し、 $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

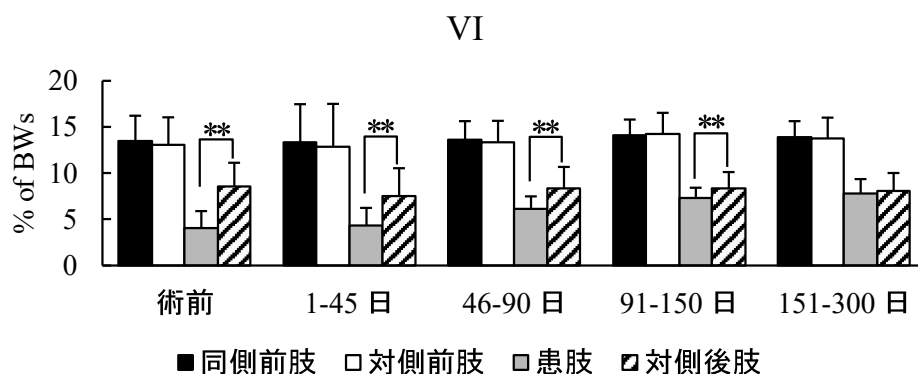


Fig. 4-4. 前肢および後肢における VI の経時的変化。

患肢の VI は術前から術後 91-150 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。前肢の VI はすべての期間を通して統計学的な有意差は認められなかった。

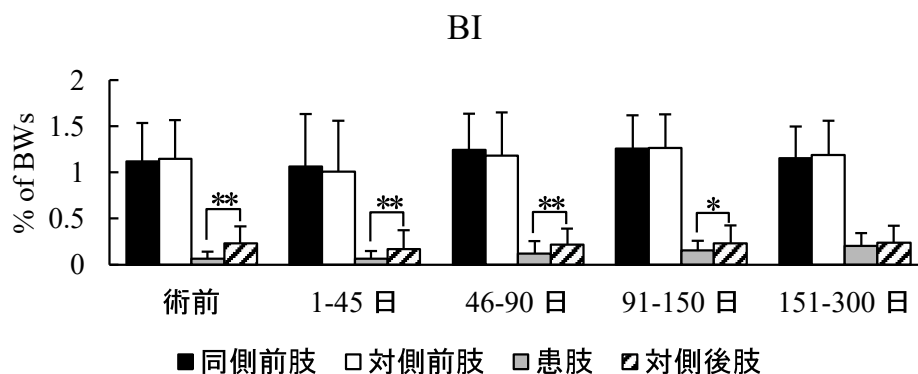


Fig. 4-5. 前肢および後肢における BI の経時的変化。

患肢の BI は術前から術後 91-150 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。前肢の BI はすべての期間を通して統計学的な有意差は認められなかった。

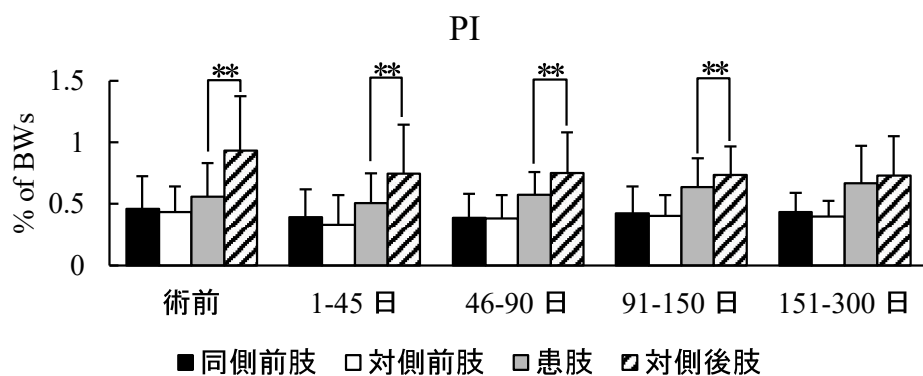


Fig. 4-6. 前肢および後肢における PI の経時的変化。

患肢の PI は術前から術後 91-150 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* p<0.05、** p<0.01)。前肢の PI はすべての期間を通して統計学的な有意差は認められなかった。

	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
Vector magnitude at PBF				
術前	83.2 ± 20.2**	73.6 ± 17.9**	12.6 ± 10.8**	38.7 ± 16.8**
術後 1-45 日	88.5 ± 23.5	87.6 ± 18.6	18.3 ± 12.8**	32.0 ± 16.3**
術後 46-90 日	85.9 ± 17.0**	81.1 ± 20.1**	26.7 ± 16.7**	30.2 ± 17.3**
術後 91-150 日	85.5 ± 12.3	82.7 ± 11.6	29.9 ± 17.5	26.8 ± 16.4
術後 151-300 日	84.9 ± 24.4	83.0 ± 20.3	34.8 ± 16.7	31.4 ± 17.8
Vector magnitude at PVF				
術前	109.3 ± 16.9**	104.5 ± 14.0**	37.3 ± 16.1**	77.1 ± 8.2**
術後 1-45 日	116.7 ± 20.0	113.7 ± 17.9	46.6 ± 16.8**	76.5 ± 10.0**
術後 46-90 日	114.7 ± 13.5	112.1 ± 13.5	60.4 ± 13.2**	74.8 ± 8.6**
術後 91-150 日	112.0 ± 9.7	110.0 ± 9.9	66.2 ± 8.9**	70.7 ± 7.1**
術後 151-300 日	113.5 ± 26.8	110.4 ± 19.1	73.8 ± 10.1	74.7 ± 8.9
Vector magnitude at PPF				
術前	55.0 ± 20.0*	59.9 ± 17.1*	29.0 ± 12.2**	58.5 ± 13.2**
術後 1-45 日	62.4 ± 15.4	62.8 ± 16.9	36.6 ± 15.7**	58.4 ± 11.1**
術後 46-90 日	58.6 ± 13.5	57.1 ± 17.1	42.5 ± 9.2**	54.2 ± 11.6**
術後 91-150 日	56.6 ± 14.5	54.9 ± 14.1	46.6 ± 7.3**	51.3 ± 8.3**
術後 151-300 日	58.8 ± 13.6	57.3 ± 17.5	49.6 ± 8.4	52.3 ± 9.8

Table. 4-3. 前肢および後肢のベクトルの大きさの経時的変化。

各ベクトルの大きさにおいて前肢では同側前肢と対側前肢を比較し、後肢では患肢と対側後肢を比較し、 $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

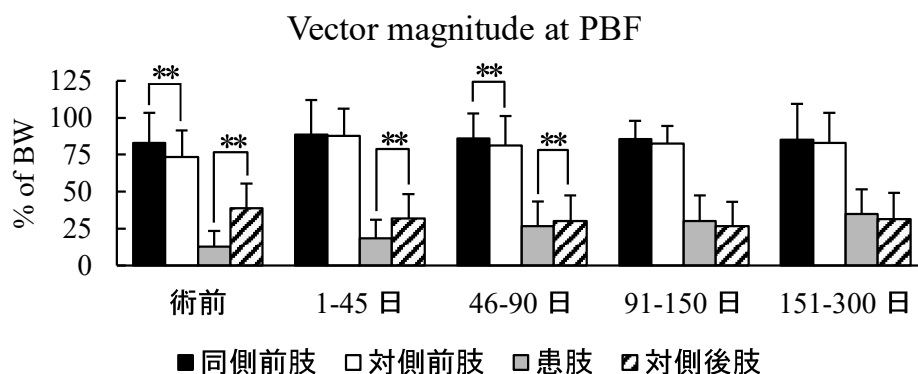


Fig. 4-7. 前肢および後肢の PBF 時におけるベクトルの大きさの経時的変化。

患肢の PBF におけるベクトルの大きさは術前から術後 46-90 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。同側前肢の PBF におけるベクトルの大きさは術前と術後 46-90 日で対側前肢と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。

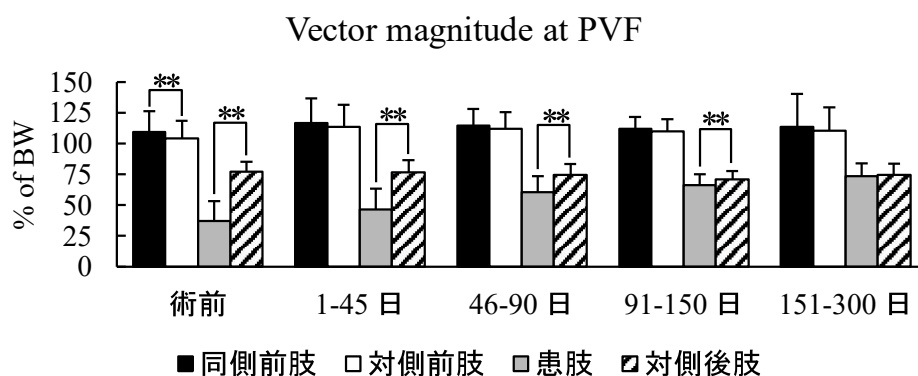


Fig. 4-8. 前肢および後肢の PVF 時におけるベクトルの大きさの経時的変化。

患肢の PVF 時におけるベクトルの大きさは術前から術後 91-150 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。同側前肢の PVF 時におけるベクトルの大きさは術前で対側前肢と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$)。

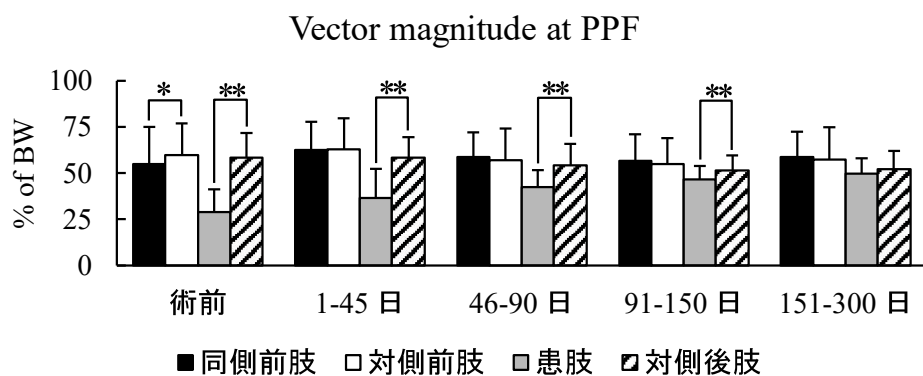


Fig. 4-9. 前肢および後肢の PPF 時におけるベクトルの大きさの経時的変化。

後肢の PPF 時におけるベクトルの大きさは術前から術後 91-150 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。同側前肢の PPF 時におけるベクトルの大きさは術前で対側前肢と比較して低値であった (* $p < 0.05$)。

	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
着地時間				
術前	0.22 ± 0.06	0.21 ± 0.05	0.18 ± 0.05	0.19 ± 0.05
術後 1-45 日	0.22 ± 0.06	0.21 ± 0.06	0.18 ± 0.05	0.18 ± 0.05
術後 46-90 日	0.21 ± 0.04	0.21 ± 0.04	0.18 ± 0.04*	0.19 ± 0.04*
術後 91-150 日	0.23 ± 0.03	0.23 ± 0.03	0.20 ± 0.03	0.20 ± 0.03
術後 151-300 日	0.22 ± 0.04	0.23 ± 0.04	0.19 ± 0.04	0.19 ± 0.04
最大制動力時間				
術前	28.0 ± 6.9	28.0 ± 6.3	8.9 ± 5.7**	12.2 ± 6.9**
術後 1-45 日	27.4 ± 5.7**	29.7 ± 4.3**	12.0 ± 6.5*	10.7 ± 6.2*
術後 46-90 日	27.4 ± 4.9	28.5 ± 5.0	13.3 ± 7.8	11.7 ± 7.1
術後 91-150 日	28.1 ± 4.5*	29.3 ± 4.6*	14.0 ± 8.6	11.8 ± 7.1
術後 151-300 日	27.7 ± 5.5	28.2 ± 5.1	16.0 ± 8.4	13.1 ± 7.8
最大垂直力時間				
術前	46.6 ± 4.5**	51.3 ± 4.9**	49.3 ± 7.8**	44.5 ± 5.4**
術後 1-45 日	45.2 ± 3.7**	47.7 ± 4.1**	46.8 ± 10.3	44.9 ± 4.6
術後 46-90 日	45.8 ± 3.3**	49.0 ± 5.1**	44.6 ± 6.3	45.0 ± 3.4
術後 91-150 日	46.3 ± 3.2	48.2 ± 3.2	44.3 ± 4.5*	45.5 ± 3.0*
術後 151-300 日	46.9 ± 2.7	47.0 ± 4.2	44.7 ± 3.0	44.0 ± 3.3
最大推進力時間				
術前	76.9 ± 8.1**	81.1 ± 7.2**	67.0 ± 7.4	68.6 ± 6.3
術後 1-45 日	73.2 ± 5.3**	76.5 ± 8.3**	64.0 ± 7.3	65.5 ± 7.0
術後 46-90 日	75.1 ± 4.7**	78.0 ± 6.6**	66.4 ± 5.7	66.7 ± 5.7
術後 91-150 日	76.2 ± 5.2	77.6 ± 5.9	66.4 ± 5.7	67.2 ± 5.4
術後 151-300 日	75.1 ± 3.6	75.8 ± 4.8	68.3 ± 4.5*	66.4 ± 4.7*
推進力移行時間				
術前	58.0 ± 8.9**	60.7 ± 8.9**	22.6 ± 13.3**	33.8 ± 12.1**
術後 1-45 日	55.8 ± 6.2**	59.1 ± 7.5**	24.9 ± 10.4**	29.1 ± 11.0**
術後 46-90 日	57.8 ± 4.9**	59.8 ± 8.6**	30.6 ± 10.2*	32.3 ± 11.7*
術後 91-150 日	58.1 ± 4.3	59.2 ± 4.4	33.8 ± 10.6	34.6 ± 9.1
術後 151-300 日	56.9 ± 4.0*	58.3 ± 4.4*	35.7 ± 7.9	33.8 ± 9.4

Table. 4-4. 前肢および後肢の歩行周期解析の経時的変化。

歩行周期解析において前肢では同側前肢と対側前肢を比較し、後肢では患肢と対側患肢

を比較し、 $p<0.05$ を持って有意な差とした (* $p<0.05$ 、** $p<0.01$)。

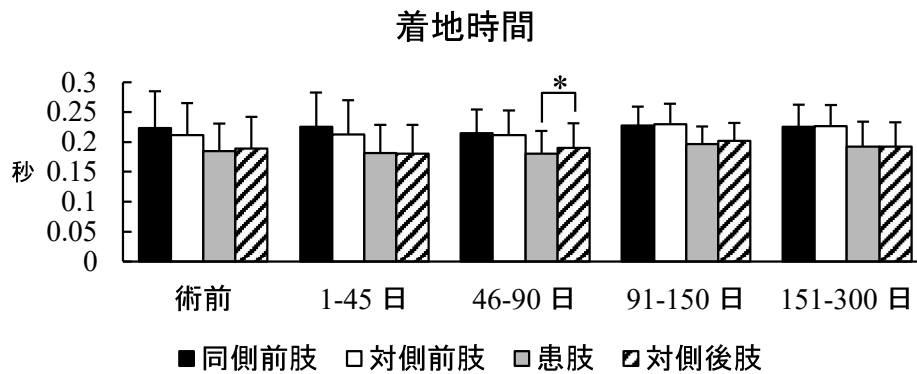


Fig. 4-10. 前肢および後肢における着地時間の経時的変化。

患肢の着地時間は術後 46-90 日で対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p<0.05$ 、** $p<0.01$)。前肢の着地時間はすべての期間を通して統計学的な有意差は認められなかった。

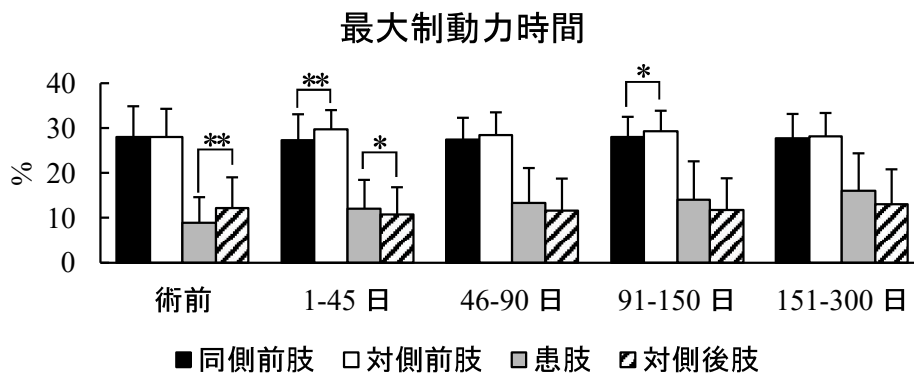


Fig. 4-11. 前肢および後肢の最大制動力時間の経時的変化。

患肢の最大制動力時間は術前で対側後肢と比較して有意に低値であり、術後 1-45 日でも有意に高値であった (* $p<0.05$)。同側前肢の最大制動力時間は術後 1-45 日と術後 91-150 日で対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p<0.05$ 、** $p<0.01$)。

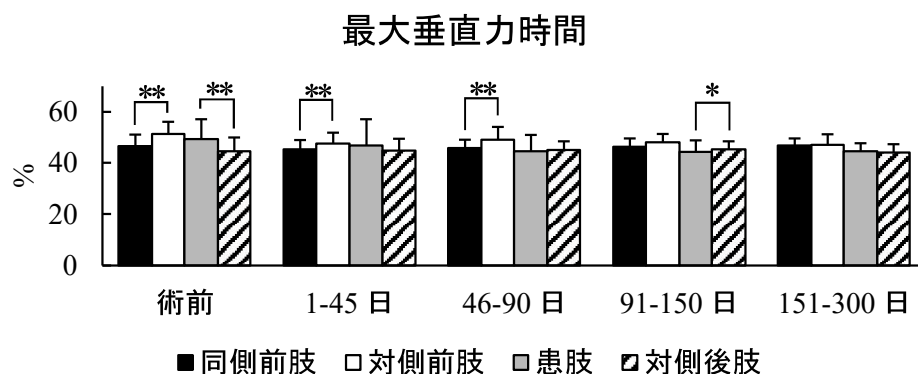


Fig. 4-12. 前肢および後肢における最大垂直力時間の経時的変化。

患肢の最大垂直力時間は術前で対側後肢と比較し有意に高値であり、術後 91-150 日で有意に低値であった (* $p < 0.05$)。同側前肢の最大垂直力時間は術前から術後 46-90 日で対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

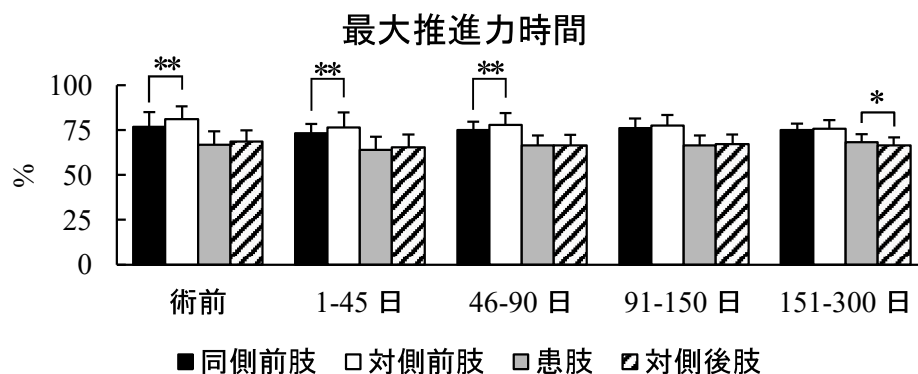


Fig. 4-13. 前肢および後肢における最大推進力時間の経時的変化。

患肢の最大推進力時間は術後 151-300 日で対側後肢と比較して有意に高値であった (* $p < 0.05$)。同側前肢の最大推進力時間は術前から術後 46-90 日まで対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

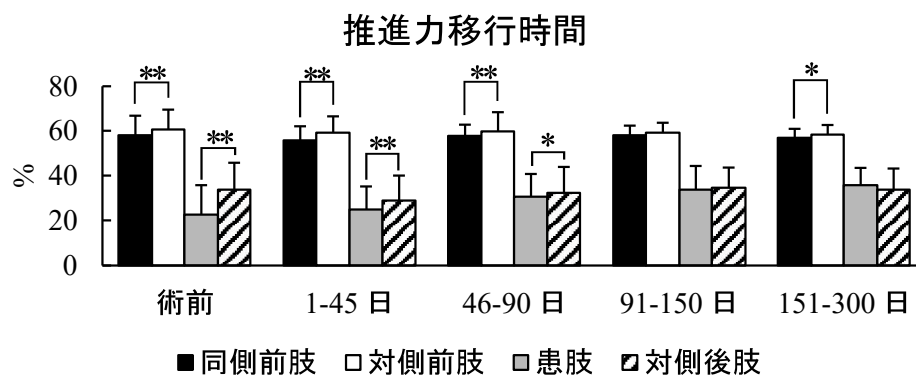


Fig. 4-14. 前肢および後肢における推進力移行時間の経時的変化。

患肢の推進力移行時間は術前から術後 46-90 日まで対側後肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$)。同側前肢の推進力移行時間は術前から術後 46-90 日および術後 151-300 日で対側前肢と比較して有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

第5章 後肢跛行を呈する犬における立位頭部強制運動時の重心移動に関する検討

5-1 緒言

医学領域では姿勢制御の客観的な評価としてフォースプレートを用いた重心動揺検査が実施されている。ヒトにおける姿勢制御はバイオメカニカル、垂直安定性限界、姿勢反応、予測的姿勢制御、体性感覚と前庭感覚と視覚などの感覚オリエンテーションおよび歩行の安定性の6つの要因で決定されると考えられている⁷³。重心動揺検査は直立位における体の平衡機能障害を検出するもので、主にメニエール病などの内耳疾患、中枢神経障害や脊髄反射障害などを検出することが可能である。

四足歩行動物である犬は四肢で重心の位置をコントロールしている。犬の立位時における重心は胸部付近に位置していることが報告されている⁷⁴。しかし、歩行など動的動作により重心は様々な位置に移動する。獣医学領域においては重心動揺に関する報告は非常に限られている。Carrilloらは肘関節形成不全とCCLR罹患犬における重心動揺と肉球における圧分布を評価する動的ペダパドグラフィーについて報告している⁷⁵。この報告ではコントロール群と比較して疾患を持つ犬では重心動揺の程度が有意に高く、患肢の圧力分布はコントロール群と比較して明らかに非対称性であったと報告した。さらにこの報告では、CCLRと比較して肘関節形成不全罹患犬で非対称性の程度が大きかったと報告している。この報告ではフォースプレート上で犬を10秒間静止させて重心の動揺を評価している。

その中で犬を 10 秒間静止するためには穏やかな性格や高い従順性が必要で多くの犬で同じ条件で測定することは困難な場合があると言及している。

本研究では後肢跛行患者における重心動揺の特徴を調査することを目的に研究を実施した。また、重心動揺の検査方法として、これまでに実施されている完全静止時における重心動揺ではなく、頭部を検査者が把持し左右に強制運動させる方法において重心の動揺への影響を調査した。

5-2 材料と方法

5-2-1 対象動物

片側後肢跛行を主訴に藤井寺動物病院に来院し、触診、レントゲン検査およびフォースプレートによる歩行検査および解析を実施した犬。

5-2-2 フォースプレートによる歩行検査および重心動揺検査

フォースプレートによる歩行検査は第 1 章で記述した方法にて実施した。重心動揺検査は 2 枚のフォースプレートの中心に対象動物を起立させ、頭部を徒手にて固定して静止させて実施した。起立位は左右の前肢および後肢がともに平行であり、頭部が正面を向いている状態と定義した。計測は静止状態から以下の条件に分類して患者の頭部を徒手にて強制運動を行った。測定条件は 1) 45 度患肢方向、2) 45 度健常肢方向、3) 90 度患肢方向

および4) 90度健常肢方向の4つに分類し、それぞれ6回の測定を行った (Fig. 5-1~5-3)。記録時間はシステムの制限上3秒とした。45度の条件では1秒間静止、1秒間強制運動そして1秒間静止とし、90度の条件では1秒間静止そして2秒間で強制運動した。強制運動時における頭部回転の角速度は45 rad/sとした。

5-2-3 フォースプレート上のデータ解析

フォースプレートによる歩行検査のデータは四肢におけるPVFおよびVIを解析し、前肢間および後肢間でそれぞれを比較した。

重心動揺計測では各計測条件において総軌跡長 (LNG)、単位軌跡長 (LNG/TIME)、単位面積軌跡長 (LNG/ENV AREA)、矩形面積 (REC AREA)、外周面積 (ENV AREA)、実効値面積 (RMS)、前後方向最大振幅 (XD) および左右方向最大振幅 (YD) を評価項目とした。データ解析は、45度患肢方向と45度健常肢方向のデータに対し対称性指数 (SI) を用いて算出し45度群と定義し、90度患肢方向と90度健常肢方向のデータに対し対称性指数を用いて算出し90度群と定義し、45度群と90度群のSIを比較した。

5-2-4 統計処理

統計処理は各群において正規性検定、分散の評価を行った後に Student t test、Welch t test または Mann-Whitney U test を行った。p<0.05をもって有意な差と判定した。

5-3 結果

5-3-1 対象動物

本研究の基準を満たした犬は21頭であった。平均年齢は 6.2 ± 2.4 歳齡、平均体重は $19.1 \pm 10.7\text{kg}$ 、性別は雄10頭（9頭：去勢雄）、雌11頭（避妊雌：7頭）であった。犬種はゴールデン・レトリバー5頭、ジャックラッセルテリア2頭、トイプードル2頭、ボーダー・コリー2頭、秋田犬、ウェルシュ・コーギー、オーストラリアン・シェパード、柴犬、シベリアン・ハスキー、ブルテリア、ブルドック、ブーピエ・デ・フランダース、ボストン・テリアおよびラブラドル・レトリバーはそれぞれ1頭であった。疾患は片側性前十字靭帯断裂（18頭）、股関節形成不全（2頭）、股関節脱臼（1頭）であった。

5-3-2 フォースプレートによる歩行解析（Table. 5-1、Fig. 5-4、5-5）

PVF に関しては前肢同側： 114.4 ± 29.1 （% of BW）、対側前肢： 109.3 ± 27.8 、患肢： 33.1 ± 19.4 および対側後肢： 86.4 ± 20.9 であった。患肢の PVF は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であったが前肢においては統計学的な有意差は認められなかった。VI に関しては前肢同側： 12.7 ± 5.4 （% of BWs）、対側前肢： 12.9 ± 5.5 、患肢： 3.5 ± 2.2 および対側後肢： 9.5 ± 4.5 であった。患肢の VI は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であったが、前肢においては統計学的な有意差は認められなかった。

5-3-3 フォースプレートによる重心動揺解析 (Table. 5-2)

45 度群および 90 度群における総軌跡長、単位軌跡長および単位面積軌跡長の SI はそれぞれ 1.01 ± 0.08 および 1.01 ± 0.11 、 1.01 ± 0.08 および 1.01 ± 0.11 、 1.19 ± 0.46 および 1.11 ± 0.54 であり 45 度群における単位面積軌跡長の SI は 90 度群の SI と比較して統計学的に有意に高値であった。45 度群および 90 度群における矩形面積、外周面積および実効値面積における SI はそれぞれ 0.93 ± 0.32 および 1.08 ± 0.46 、 0.95 ± 0.31 および 1.08 ± 0.43 、 0.88 ± 0.47 および 1.15 ± 0.75 であり 45 度群における矩形面積、外周面積および実効値面積の SI は 90 度群の SI と比較して統計学的に有意に低値であった。45 度群および 90 度群における前後方向最大振幅および左右方向最大振幅の SI はそれぞれ 0.99 ± 0.23 および 0.99 ± 0.27 、 0.94 ± 0.24 および 1.09 ± 0.40 であり 45 度群における左右方向最大振幅の SI は 90 度群の SI と比較して統計学的に有意に低値であった。

5-4 考察

フォースプレートは小動物整形外科領域において歩行時における PVF や VI を中心とした GRFs の評価を目的として利用され、様々な手術方法の有効性の客観的な評価方法としてゴールドスタンダードとなっている⁵。重心動揺検査は医学領域において内耳疾患や中枢神経障害に対する姿勢制御の検査のために利用されている。一方で獣医領域において重心動揺検査に関する情報は非常に限られており、検査方法も確立されていないのが現状で

ある。重心動揺検査では被験者が静止した状態において重心の動きを見る検査であるため、動物が静止状態を維持することは非常に困難である。そこで本研究では片側性後肢跛行患者においての頭部を徒手にて操作し、その影響が重心にどのような影響を及ぼすかの検討を行った。

本研究で対象とした動物における患肢の PVF および VI は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値を示していた。重心動揺検査に関しては軌跡長、面積および最大振幅を用いて評価を行った。総軌跡長および単位軌跡長は各群において統計学的な有意差は認められなかったが、45 度群の単位面積軌跡長は 90 度群と比較して有意に高値であった。単位面積軌跡長は姿勢制御の微細さを表す指標であり、値の増加は小刻みに揺れていることを表し、値の減少は緩やかな揺れを意味している。したがって 45 度群では 90 度群と比較して小刻みに重心動揺しているということになる。一般的に片側後肢に異常も持つ四足歩行動物では健常肢に重心が移動する。頭部を強制運動させるとその方向へ重心が移動する。健常側に頭部を強制運動させると重心はそれに伴い移動するが、運動機能の低下している患肢側に頭部と動かすと疼痛のため重心を健常側に維持しようとすることで小刻みな重心の動揺が発生したと考えられる。しかし、この変化は 90 度群と比較して 45 度群でより大きな値になっていた。これは 90 度頭部を強制運動させることで患肢に負重しなければ姿勢が制御できないためにその変化が少なかったと考えられる。

矩形面積、外周面積および実効値面積は重心の動揺の大きさを表す指標として利用され

ている。45度群の矩形面積、外周面積および実効値面積のSIはいずれも90度群のSIと比較して統計学的に有意に低値であった。45度群における各面積のSIが低値であったことは、健常肢側への頭部強制運動と比較して患肢側への頭部強制運動の重心の動揺がより少なかったことを意味しており、90度群では各SIは約1であり強制運動の方向によりその違いは確認されなかった。

前後および左右の最大振幅に関して前後方向においては45度群および90度群では統計学的な有意差は認められなかった。しかし、左右方向最大振幅は90度群と比較して45度群で統計学的に有意に低値であった。これらの結果から、後肢跛行患者において前後方向の重心の動揺への影響は最小限であるが、左右方向の重心の動揺への影響はより顕著になると考えられた。さらに、45度群の頭部強制運動では、健常肢方向と比較して患肢方向の最大振幅が小さく、患肢方向への重心の移動がより抑えられていると考えられる。一方で90度群の頭部強制運動ではより頭部の移動量が増えるために患肢側への重心の移動量が増加することでSIが約1になっていると考えられる。これらのことから頭部強制運動における重心の動揺に関しては90度群よりも45度群の頭部強制運動がより重心の移動の変化を検出できると考えられた。

本研究では左右方向への頭部の強制運動による重心動揺の検査を行った。その中で比較的小さな頭部の移動量である45度群において患肢側への頭部の強制運動では重心動揺の範囲は小さく小刻みに動揺していることが明らかとなった。そして90度群よりも45度群

における重心動揺の解析がより健常側と患肢側の変化を検出しやすく有用な検査方法であることが示唆された。また、本研究の条件において重心の前後方向の動揺は最小限であることが明らかになった。しかし、重心動揺検査を実施するためには動物がリラックスした状態で検査を実施する必要がある、緊張している動物、攻撃的な動物や完全挙上している動物などには適応できないことが本検査を実施するにあたり課題である。

5-5 小括

片側後肢跛行患者における頭部強制運動時の重心動揺検査では、45度群と90度群の頭部強制運動のSIは総軌跡長および単位軌跡長は統計学的な有意差は認められなかったが、単位面積軌跡長のSIは45度群で有意に増加していた。また、矩形面積、外周面積および実効値面積のSIは45度群で統計学的に有意に低下しており、左右方向最大振幅のSIにおいても45度群で有意に低下していた。これらのことから、片側後肢跛行患者における重心動揺は患肢方向への頭部強制運動時に小刻みに重心が動揺するが重心の移動面積や左右最大振幅は有意に小さいことが証明された。本研究では頭部を強制運動させることで重心動揺に与える影響を検討したが、90度左右方向への強制運動では重心の移動量が多くなるが、45度左右方向ではより重心の移動量が小さくなりより異常を検出することができると考えられた。また、本研究の検査条件における前後運動の重心動揺は45度群および90度群において明らかな違いは観察されなかった。現在ではフォースプレートの利用は歩行時

における PVF および VI の評価がゴールドスタンダードとなっているが、重心動揺検査において後肢の重心制御異常を検出できる有用な検査であることが示唆された。

5-6 図および表

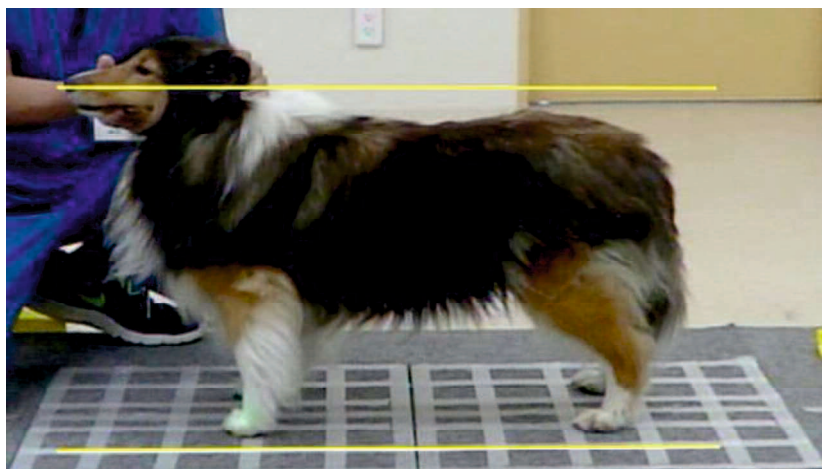


Fig. 5-1. 重心動揺検査における立位姿勢

動物を2枚のフォースプレートを中心に立たせて、前肢および後肢をそれぞれ平行にして頭部は正面を向いている状態に配置した。



Fig. 5-2. 重心動揺検査：左右45度の頭部強制運動。

患者の頭部を把持し頭部を左右に45度頭部の強制運動を実施した。測定中は頭部から頸部に余分な力が加わらないように、また動物が抵抗しない様に可能な限り円を描くように回転させた。



Fig. 5-3. 重心動揺検査：左右 90 度の頭部強制運動

患者の頭部を把持し頭部を左右に 90 度頭部の強制運動を実施した。測定中は頭部から頸部に余分な力が加わらないように、また動物が抵抗しない様に可能な限り円を描くように回転させた。

	同側前肢	対側前肢	患肢	対側後肢
PVF	114.4 ± 29.1	109.3 ± 27.8	33.1 ± 19.4**	86.4 ± 20.9**
VI	12.7 ± 5.4	12.9 ± 5.5	3.5 ± 2.2**	9.5 ± 4.5**

Table. 5-1. フォースプレートによる歩行解析結果。

PVF および VI において前肢では同側前肢と対側前肢を比較し、後肢では患肢と対側後肢を比較し、 $p < 0.05$ を持って有意な差とした (* $p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

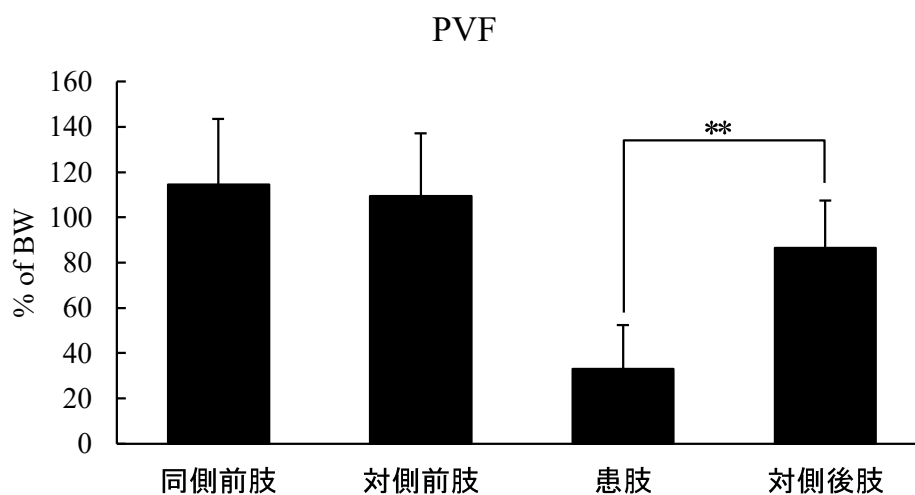


Fig. 5-4. 前肢および後肢の PVF の測定結果。

前肢における PVF は同側前肢と対側前肢の間で統計学的な有意差は認められなかった。

後肢において患肢の PVF は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった (*

$p < 0.05$ 、** $p < 0.01$)。

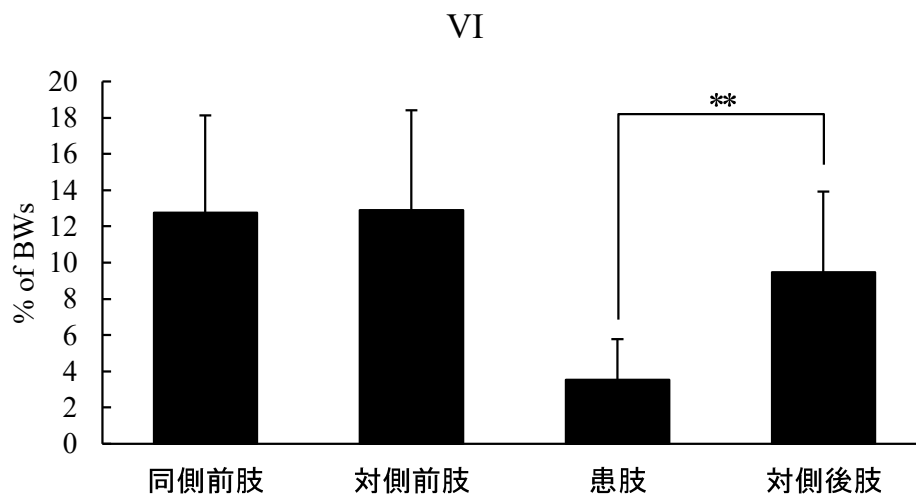


Fig. 5-5. 前肢および後肢における VI の測定結果。

前肢における VI は同側前肢と対側前肢の間で統計学的な有意差は認められなかった。

後肢において患肢の VI は対側後肢と比較して統計学的に有意に低値であった (* $p < 0.05$ 、

** $p < 0.01$)。

	45 度群	90 度群
総軌跡長	1.01 ± 0.08	1.01 ± 0.11
単位軌跡長	1.01 ± 0.08	1.01 ± 0.11
単位面積軌跡長	1.19 ± 0.46*	1.11 ± 0.54*
矩形面積	0.93 ± 0.32**	1.08 ± 0.46**
外周面積	0.95 ± 0.31*	1.08 ± 0.43*
実効値面積	0.88 ± 0.47*	1.15 ± 0.75*
前後方向最大振幅	0.99 ± 0.23	0.99 ± 0.27
左右方向最大振幅	0.94 ± 0.24**	1.09 ± 0.40**

Table. 5-2. フォースプレートによる重心動揺検査結果。

45 度群における矩形面積、外周面積、実効値面積および左右方向最大振幅の SI は 90 度群と比較して統計学的に有意に低値であった。一方で 45 度群における単位面積軌跡長の SI は 90 度群における SI と比較して統計学的に有意に高値であった* p<0.05、**p<0.01)。

第6章 総括

フォースプレートは四肢に発生する床反力を客観的に評価することができる検査機器であり、小動物整形外科領域では術後の機能評価や鎮痛剤の有効性の評価においてゴールドスタンダードになっている³。小動物臨床現場におけるフォースプレートのデータは垂直力（PVF および VI）が最も多く利用されている^{10,11}が、歩行中に発生する制動力および推進力の評価は術後の機能評価を目的とした報告ではその情報は非常に限定的となっている。また、医学領域ではメニエール病や中枢神経障害に対する重心動揺検査としても利用されている²。しかしながら、小動物臨床において重心動揺に関する調査はほとんど実施されていない。本研究ではフォースプレートで様々な項目を用いて四肢の運動機能を詳細に評価し、新たな運動機能評価のための検査方法の検索と臨床応用を目的に研究を実施し有用な結果が得られた。

第1章では健常犬の歩行時に発生する GRFs の特徴を前肢と後肢に分類して比較した。また、これまでに検討されていないベクトルの大きさとその角度、歩行周期解析として着地時間、最大制動力時間、最大垂直力時間、最大推進力時間および推進力移行時間を評価した。トロットの歩行様式での GRFs の特徴は、前肢において垂直力（PVF および VI）が最も大きな力で、次に大きな力は制動力（PBF および BI）であり、推進力（PPF および PI）が最も小さい力であった。一方後肢では、垂直力（PVF および VI）が最も大きい力で

あることは同様であったが、次に大きな力は推進力（PPF および PI）であり、制動力

（PBF および BI）が最も小さい力であった。このことから本研究で適応した歩行様式では前肢は後肢と比較して大きな垂直力が働いており、前肢は制動力のコントロールをしており、後肢は推進力のコントロールをしていると考えられた。

歩行周期解析において前肢の着地時間は後肢と比較して有意に高値であり、制動力と推進力の割合は前肢では制動力の割合が後肢と比較して有意に長く、最大垂直力時間は前肢ではスタンス相のほぼ中央に位置しており後肢では前肢と比較して有意に短縮しているという特徴があった。これは前肢と後肢における GRFs で得られた結果と類似しており、前肢は制動力のコントロールをしており、後肢は推進力のコントロールを主にしていると考えられる。また、後肢の最大垂直力時間が前肢と比較して有意に短縮していることに関しては、犬の重心は前肢に近いところに位置しており、後肢においてスタンス相の約 38%の段階で推進力を生成させるために垂直方向の負荷を発生するタイミングが短縮したと考えられた。

また、ベクトルは垂直分力および前後分力の合力であるが、垂直分力が最も大きな力であるため、PVF と類似した結果となった。PVF 時におけるベクトルの角度では前肢および後肢でそれぞれ 93°と 87°であり、前肢は制動方向で後肢は推進方向のベクトルが発生していた。これは推進力移行時間の結果からも同様の結果が導ける。PBF 時におけるベクトルの角度は前肢および後肢の間で統計学的に有意差は認められなかった。一方で PPF 時にお

けるベクトルの角度は前肢で後肢と比較して有意に大きかった。このことから前肢においては最大制動力時間が後肢と比較して有意に高値であったが、力のかかる方向は後肢と同様であると考えられる。以上より PVF および VI は四肢の最大負荷の評価に関して非常に重要な評価項目であるが、制動力および推進力の評価も四肢の運動機能をより正確に評価するためには重要であると考えられる。また、本研究で調査した歩行周期解析やベクトルの評価はこれまでに解析されていない新しい評価方法であり、これら进行评估することでより詳細なスタンス相における肢の動きを解析できる有用な検査方法であることが示唆され臨床応用が期待される。

第2章では片側性 CCLR 罹患犬におけるフォースプレートを用いた歩行の特徴を調査した。犬の CCLR は小動物整形外科領域において後肢跛行を呈する最も一般的な疾患であり¹³、診断や治療する頻度も増加傾向にある。CCLR は部分断裂 (PR) と完全断裂 (CR) に分類されており、不安定性部分断裂や完全断裂において膝関節が不安定になることにより半月板損傷を続発することが知られている。Voss らは CCLR における PR と CR の PVF を比較しており、CR でより PVF が低下し、半月板の損傷の有無で患肢の機能に統計学的な有意差は認められなかったと報告した¹¹。その一方で Wustefeld-Janssens らは半月板損傷を伴う場合、半月板損傷を伴わない症例と比較して患肢の PVF および VI は統計学的に有意に低下したと報告した¹⁵。しかしながら、これまでの報告は後肢の PVF および VI の評価

がされているものの、制動力、推進力および前肢への影響は調査されていない。本研究では PR 群および CR 群ともに患肢のすべての GRFs は対側後肢と比較して統計学的に有意に低下していた。また、CR 群においては同側前肢の PVF および PPF は対側前肢と比較して有意に高値であり、PBF は有意に低下しており、後肢の機能異常が前肢のバランスに影響を与えることが示唆された。歩行周期解析については PR 群と CR 群で患肢の最大垂直力時間は対側後肢と比較して有意に延長しており、推進力移行時間は有意に短縮しており、患肢の運動機能により最大負重をするタイミングや制動から推進への切り替わりに影響を及ぼしていることが明らかとなった。MI 群と MT 群では両群ともに患肢のすべての GRFs の低下が確認され、患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は対側後肢と比較して有意に短縮しており、最大垂直力時間は有意に延長しており、PR 群と CR 群の比較と類似した結果が得られた。PR 群と CR 群の比較では、CR 群における患肢の PVF、VI、PPF および PI は PR 群と比較して統計学的に有意に低値であった。後肢の歩行周期解析では PR 群と CR 群との間には特異的な差は認められなかった。MI 群と MT 群の比較では、患肢の PVF および VI は MI 群と比較して MT 群で統計学的に有意に低下していた。しかし、制動力および推進力の統計学的な差は認められなかった。このことから CCLR に罹患することで患肢の運動機能は著しく低下し、その影響は前肢に波及することが明らかとなった。また、完全断裂および半月板損傷を伴う場合にはより PVF および VI の低下が起これ、さらに完全断裂においてはより推進力の低下することが明らかとなった。

第3章では小型犬のCCLRに対するTPLOのフォースプレートを用いた機能回復を調査した。CCLRに対する外科治療にはECR、TPLOやTTAなどが報告されており、大型犬のCCLRに対してはTPLOがより一般的になってきている²³。一方で小型犬のCCLRに対しては現在のところECRが最も一般的に利用されている手術方法である⁴⁷。近年では小型犬のCCLRに対してTPLOを施術した臨床成績が報告されてきている^{25,26}。しかし、小型犬のTPLOの術後成績に関しては客観的な四肢の機能評価が可能なフォースプレートを用いた研究はいまだなされていない。第3章では小型犬のTPLOにおける術後の機能回復をフォースプレートにて評価した。フォースプレートによる歩行解析は前肢間および後肢間における対称性指数(SI)を用いて評価した。解析項目はPVF、VIおよびPVF時におけるベクトルの大きさとした。歩行検査は術前、術後1ヵ月、2ヵ月、4ヵ月および6ヵ月で行った。術前における患肢のPVF、VIおよびベクトルの大きさのSIはそれぞれ、 0.50 ± 0.20 、 0.44 ± 0.19 および 0.51 ± 0.19 であり患肢の運動機能の顕著な低下が確認された。これらの項目は術後1ヵ月でそれぞれ、 0.69 ± 0.15 、 0.64 ± 0.16 および 0.69 ± 0.15 と術前と比較して有意に増加していた。また、術後2ヵ月時点で 0.92 ± 0.16 、 0.90 ± 0.18 および 0.92 ± 0.16 と顕著に増加した。本研究において最終検査期間である術後6ヵ月ではSIはすべて1.0に達しており、運動機能の顕著な改善が認められた。

これまでに小型犬のTPLOの術後成績を調査した報告はすべて跛行スコアや術後合併症

を評価していた²⁵⁻²⁷。しかし、主観的な跛行スコアは検査者により結果が異なることが問題となっており⁶、小型犬の TPLO の術後成績をフォースプレートにて客観的に評価することは非常に重要である。本研究では小型犬の TPLO は術後早期から顕著な機能回復を示し、術後 6 ヶ月まで継続的に機能回復をすることが示された。このことから小型犬において TPLO は非常に有用な手術方法の一つであることが示唆された。

第 4 章では CCLR 罹患犬に対して TPLO を施術し、術後の四肢の運動機能の変化をフォースプレートで詳細な項目を用いて評価した。これまでに犬の CCLR に対する TPLO の治療効果をフォースプレートにて評価したいくつかの研究が報告されている^{21,24,45}。これらの報告ではすべて TPLO による患肢の運動機能が確認されているが、すべて PVF および VI の垂直方向の床反力を調査している。PVF および VI はフォースプレートの解析で最も信頼できる項目であることが報告されている^{29,54}。これは GRFs の中で垂直力が最も大きな成分であることに由来していると考えられるが、歩行において制動力および推進力も常に発生しているためこれらの力の変化を調査することは有用である。これまでの報告では垂直力に加えて制動力や推進力の経時的な変化を検討した報告はない。本研究では TPLO 後における GRFs の変化と第 1、2 章で用いた歩行周期解析とベクトルについて経時的変化を調査するために研究を行った。

術前の患肢のすべての GRFs は対側後肢と比較して統計学的に有意に低下していた。患

肢の PVF および VI は術後 4 ヶ月まで対側後肢と比較して有意に低値であったが術後 7 ヶ月で統計学的な有意差は認められず、Budsberg⁵⁴ らや Krotscheck²⁴ らの報告と類似した結果となった。患肢の PBF、BI および PI も同様に術後 4 ヶ月まで対側後肢と比較して有意に低値であったが術後 7 ヶ月で統計学的な有意差は認められなかった。しかしながら、患肢の PPF においては術後 7 ヶ月時点で依然として対側後肢と比較して有意に低値であった。これらのことから TPLO は垂直力および制動力に関して健常犬と同等の運動機能に回復することができると考えられる。しかし、患肢の PPF が術後 7 ヶ月で依然として低値であった。また、歩行周期解析に関して、術前における患肢の最大制動力時間および推進力移行時間は有意に短縮している一方で、最大垂直力時間は有意に延長していた。これは第 2 章で検討した結果と同様の結果となった。術後 7 ヶ月時点で患肢の最大推進力時間のみが有意に延長していたが、他の歩行周期解析項目はすべて正常化していた。この結果から今回研究した対象群では術後 7 ヶ月時点で患肢の推進力に関して正常な運動機能にまで回復することができていなかったことが明らかになった。これは TPLO という術式が脛骨近位を回転させる術式であるためその影響が出た可能性がある。しかし、本研究においては術後 7 ヶ月以降の調査は実施していないため長期的な観察が必要であると考えられる。以上よりフォースプレートを用いて PVF および VI だけでなく制動力、推進力や歩行周期解析項目を評価することでより詳細な運動機能の評価が可能であることが示唆された。

第5章では片側後肢跛行患者における重心動揺の検査を実施した。本研究ではフォースプレート上に静止させ、頭部を検査者が把持して左右への強制運動をさせることが重心の動揺に与える影響を調査した。総軌跡長および単位軌跡長は統計学的な有意差は認められなかった。しかし、45度群における単位面積軌跡長のSIは90度群と比較して有意に増加しており、矩形面積、外周面積および実効値面積のSIは90度群と比較して有意に低下していた。そして45度群における左右最大振幅のSIは90度群と比較して有意に低下していた。これは後肢跛行を呈する動物において患肢側への頭部の強制運動では、重心の移動幅や面積は有意に低下するが、その重心の移動幅の中でより小刻みに動揺していることが実証された。さらにこの変化は90度群と比較して45度群においてより顕著になることが明らかとなった。また、本研究の測定条件では前後方向への重心動揺への影響は確認されなかった。これまでの犬における重心動揺検査はフォースプレート上に10秒間程度動物を静止させ計測をしている⁷⁵。しかし、跛行患者を10秒間自発的にフォースプレート上に静止させることは非常に困難である。本研究では頭部を検査者が固定をして頭部の強制運動をさせることでより検査が容易となった。また、45度左右方向への頭部の強制運動時における重心動揺の評価は有効な検査法であることが示唆された。

謝辞

本研究を行うに際して終始懇篤なる御指導とご鞭撻を賜りました、山口大学共同獣医学部生理学教室、和田直己教授に甚大なる謝意を表します。

本研究に際し懇切な御指導と御協力を賜りました、山口大学共同獣医学部放射線学教室、中市統三教授、鳥取大学農学部共同獣医学科獣医生化学研究室、山野好章教授に甚大なる謝意を表します。

本研究を行うに際して終始有益な御指導と御助言を賜りました藤井寺動物病院・動物人工関節センター、是枝哲彰博士に深く感謝の意を表します。

本研究に際し多大なるご協力をいただきました藤井寺動物病院・動物人工関節センター、木村亮太学士、原佳弘学士、越智善行学士、依田綾香学士、谷川慶一学士、堀田直美氏、森本洋子氏、田中瑞葵氏、渡邊捺未氏の各氏に厚く御礼申し上げます。

本研究に際し多大なる御指導と御協力をしていただきましたコーネル大学獣医学部、林慶教授、Beale Veterinary Specialists Dr. Brian S. Beale、獣医教育 先端技術研究所 iVEAT 福岡 VSP、宮林孝仁博士、東総システム、日下由紀夫氏に厚く御礼申し上げます。

最後に、長年にわたり暖かく見守りそして辛抱強く支援していただきました網本昭輝氏、網本久仁子氏、網本直記氏、網本茜子氏、網本花純氏に心より感謝申し上げます。

参考文献

1. Nelson A, Koslakiewicz N, Almonroeder TG. Assessment of knee kinetic symmetry using force plate technology. *J Sport Rehabil* 2018;27: 609–611.
2. Hobert MA, Bernhard FP, Bettecken K, Sartor J, Maetzler W, Jamour M. Validation of the Geriatric Check in a cohort of hospitalized neurological patients. *Z Gerontol Geriatr* 2019;52:172–178.
3. Ballagas AJ, Montgomery RD, Henderson RA, Gillette R. Pre- and postoperative force plate analysis of dogs with experimentally transected cranial cruciate ligaments treated using tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg* 2004;33:187–190.
4. Marsolais GS, Dvorak G, Conzemius MG. Effects of postoperative rehabilitation on limb function after cranial cruciate ligament repair in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2002;220:1325–1330.
5. Horstman CL, Conzemius MG, Evans R, Gordon WJ. Assessing the Efficacy of Perioperative Oral Carprofen after Cranial Cruciate Surgery Using Noninvasive, Objective Pressure Platform Gait Analysis. *Vet Surg* 2004;33:286–292.
6. Waxman AS, Robinson DA, Evans RB, Hulse DA, Innes JF, Conzemius MG. Relationship between objective and subjective assessment of limb function in normal dogs with an experimentally induced lameness. *Vet Surg* 2008;37:241–246.
7. Budsberg SC, Rytz U, Johnston SA. Effects of acceleration on ground reaction forces collected in healthy dogs at a trot. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1999;12:15–19.

8. Voss K, Wiestner T, Galeandro L, Hässig M, Montavon PM. Effect of dog breed and body conformation on vertical ground reaction forces, impulses, and stance times. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:106–112.
9. Voss K, Galeandro L, Wiestner T, Haessig M, Montavon PM. Relationships of body weight, body size, subject velocity, and vertical ground reaction forces in trotting dogs. *Vet Surg* 2010;39:863–869.
10. Nelson SA, Krotscheck U, Rawlinson J, Todhunter RJ, Zhang Z, Mohammed H. Long-Term Functional Outcome of Tibial Plateau Leveling Osteotomy Versus Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs. *Vet Surg* 2013;42:38–50.
11. Voss K, Damur DM, Guerrero T, Haessig M, Montavon PM. Force plate gait analysis to assess limb function after tibial tuberosity advancement in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008;21:243–249.
12. Karnik PS, Johnston S, Ward D, Broadstone R, Inzana K. The effects of epidural deracoxib on the ground reaction forces in an acute stifle synovitis model. *Vet Surg* 2006;35:34–42.
13. Johnson JA, Austin C, Breur GJ. Incidence of Canine Appendicular Musculoskeletal Disorders in 16 Veterinary Teaching Hospitals from 1980 through 1989. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994;7:56–5–69.
14. Hayes GM, Langley-Hobbs SJ, Jeffery ND. Risk factors for medial meniscal injury in association with cranial cruciate ligament rupture. *J Small Anim Pract* 2010;51:630–634.
15. Wustefeld-Janssens BG, Pettitt RA, Cowderoy EC, Walton MB, Comerford EJ, Maddox TW, Innes

- JF. Peak Vertical Force and Vertical Impulse in Dogs With Cranial Cruciate Ligament Rupture and Meniscal Injury. *Vet Surg* 2016;45:60–65.
16. Vasseur B. Clinical Results Following Nonoperative Management for Rupture of the Cranial Cruciate Ligament in Dogs. *Vet Surg* 1984;13:243–246.
17. Slocum B, Slocum TD. Tibial plateau leveling osteotomy for repair of cranial cruciate ligament rupture in the canine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 1993;23:777–795.
18. Lafaver S, Miller NA, Stubbs WP, Taylor RA, Boudrieau RJ. Tibial tuberosity advancement for stabilization of the canine cranial cruciate ligament-deficient stifle joint: Surgical technique, early results, and complications in 101 dogs. *Vet Surg* 2007;36:573–586.
19. Hulse D, Hyman W, Beale B, Saunders B, Peycke L, Hosgood G. Determination of isometric points for placement of a lateral suture in treatment of the cranial cruciate ligament deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010;23:163–167.
20. Duerr FM, Martin KW, Rishniw M, Palmer RH, Selmic LE. Treatment of canine cranial cruciate ligament disease. A survey of ACVS Diplomates and primary care veterinarians. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2014;27:478–483.
21. Au KK, Gordon-Evans WJ, Dunning D, O'Dell-Anderson KJ, Knap KE, Griffon D, Johnson AL. Comparison of short- and long-term function and radiographic osteoarthritis in dogs after postoperative physical rehabilitation and tibial plateau leveling osteotomy or lateral fabellar suture stabilization. *Vet*

Surg 2010;39:173–180.

22. Conzemius MG, Evans RB, Besancon MF, Gordon WJ, Horstman CL, Hoefle WD, Nieves MA, Wagner SD. Effect of surgical technique on limb function after surgery for rupture of the cranial cruciate ligament in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2005;226:232–236.

23. Bergh MS, Sullivan C, Ferrell CL, Troy J, Budsberg SC. Systematic Review of Surgical Treatments for Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 2014;50:315–321.

24. Krotscheck U, Nelson SA, Todhunter RJ, Stone M, Zhang Z. Long Term Functional Outcome of Tibial Tuberosity Advancement vs. Tibial Plateau Leveling Osteotomy and Extracapsular Repair in a Heterogeneous Population of Dogs. *Vet Surg* 2016;45:261–268.

25. Cosenza G, Reif U, Martini FM. Tibial plateau levelling osteotomy in 69 small breed dogs using locking plates. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2015;28:347–354.

26. Witte PG, Scott HW. Tibial Plateau Leveling Osteotomy in Small Breed Dogs With High Tibial Plateau Angles Using a 4-Hole 1.9/2.5mm Locking T-Plate. *Vet Surg* 2014;43:549–557.

27. Barnes DC, Trinterud T, Owen MR, Bush MA. Short-term outcome and complications of TPLO using anatomically contoured locking compression plates in small/medium-breed dogs with “excessive” tibial plateau angle. *J Small Anim Pract* 2016;57:305–310.

28. Knight R, Danielski A. Long-term complications following tibial plateau levelling osteotomy in small dogs with tibial plateau angles > 30°. *Vet Rec* 2018;182:1–6.

29. Evans R, Horstman C, Conzemius M. Accuracy and optimization of force platform gait analysis in Labradors with cranial cruciate disease evaluated at a walking gait. *Vet Surg* 2005;34:445–449.
30. McLaughlin RM. Kinetic and kinematic gait analysis in dogs. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 2001;31:193–201.
31. Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW, Flo GL, Probst CW. Force plate analyses before and after stabilization for canine cruciate injury. *Am J Vet Res* 1988;49:1522–1524.
32. Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas-Little RW. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res* 1987;48:915–918.
33. Gillette RL, Angle TC. Recent developments in canine locomotor analysis: a review. *Vet J* 2008;178:165–176.
34. McLaughlin R, Roush JK. Effects of increasing velocity on braking and propulsion times during force plate gait analysis in greyhounds. *Am J Vet Res* 1995;56:159–161.
35. Hayashi K, Frank JD, Hao Z, Schamberger GM, Markel MD, Manley PA, Muir P. Evaluation of ligament fibroblast viability in ruptured cranial cruciate ligament of dogs. *Am J Vet Res* 2003;64:1010–1016.
36. Duval JM, Budsberg SC, Flo GL, Sammarco JL. Breed, sex, and body weight as risk factors for rupture of the cranial cruciate ligament in young dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1999;215:811–814.
37. Witsberger TH, Villamil JA, Schultz LG, Hahn AW, Cook JL. Prevalence of and risk factors for hip

- dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 2008;232:1818–1824.
38. Comerford EJ, Smith K, Hayashi K. Update on the aetiopathogenesis of canine cranial cruciate ligament disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:91–98.
39. Flesher K, Beale BS, Hudson CC. Technique and Outcome of a Modified Tibial Plateau Levelling Osteotomy for Treatment of Concurrent Medial Patellar Luxation and Cranial Cruciate Ligament Rupture in 76 Stifles. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2019;32:26–32.
40. Christopher SA, Beetem J, Cook JL. Comparison of Long-Term Outcomes Associated With Three Surgical Techniques for Treatment of Cranial Cruciate Ligament Disease in Dogs. *Vet Surg* 2013;42:329–334.
41. Lazar TP, Berry CR, Dehaan JJ, Peck JN, Correa M. Long-term radiographic comparison of tibial plateau leveling osteotomy versus extracapsular stabilization for cranial cruciate ligament rupture in the dog. *Vet Surg* 2005;34:133–141.
42. Morgan JP, Voss K, Damur DM, Guerrero T, Haessig M, Montavon PM. Correlation of Radiographic Changes after Tibial Tuberosity Advancement in Dogs with Cranial Cruciate-Deficient Stifles with Functional Outcome. *Vet Surg* 2010;39:425–432.
43. Robinson DA, Mason DR, Evans R, Conzemius MG. The effect of tibial plateau angle on ground reaction forces 4-17 months after tibial plateau leveling osteotomy in labrador retrievers. *Vet Surg* 2006;35:294–299.

44. Foss KD, Smith RL, da Costa RC. Kinetic and kinematic follow-up gait analysis in Doberman Pinschers with cervical spondylomyelopathy treated medically and surgically. *J Vet Intern Med* 2018;32:1126–1132.
45. Gordon-Evans WJ, Griffon DJ, Bubb C, Knap KM, Sullivan M, Evans RB. Comparison of lateral fabellar suture and tibial plateau leveling osteotomy techniques for treatment of dogs with cranial cruciate ligament disease. *J Am Vet Med Assoc* 2013;243:675–680.
46. Kapatkin AS, Kim JYW, Garcia-Nolan TC, Kim SY, Hayashi K, Hitchens PL, Stover SM. Modification of the contact area of a standard force platform and runway for small breed dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2014;27:257–262.
47. Comerford E, Forster K, Gorton K, Maddox T. Management of cranial cruciate ligament rupture in small dogs: A questionnaire study. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2013;26:493–497.
48. Reif U, Dejardin LM, Probst CW, DeCamp CE, Flo GL, Johnson AL. Influence of limb positioning and measurement method on the magnitude of the tibial plateau angle. *Vet Surg* 2004;33:368–375.
49. Bergh MS, Rajala-Schultz P, Johnson KA. Risk factors for tibial tuberosity fracture after tibial plateau leveling osteotomy in dogs. *Vet Surg* 2008;37:374–382.
50. Mossman H, von Pfeil DJF, Nicholson M, Phelps H, Morris E, Bradley R, Taylor J, Langenbach A. Accuracy of three pre- and intraoperative measurement techniques for osteotomy positioning in the tibial plateau levelling procedure. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2015;28:250–255.

51. Böddeker J, Drüen S, Meyer-Lindenberg A, Fehr M, Nolte I, Wefstaedt P. Computer-assisted gait analysis of the dog: Comparison of two surgical techniques for the ruptured cranial cruciate ligament. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2012;25:11–21.
52. Hamilton K, Tarlton J, Parsons K, Toscano M, Burton N. Effect of Osteotomy Position and Tibial Plateau Rotation on the Tensile Force Required for Failure of the Canine Quadriceps Mechanism. *Vet Surg* 2015;44:763–771.
53. Tonks CA, Lewis DD, Pozzi A. A review of extra-articular prosthetic stabilization of the cranial cruciate ligament-deficient stifle. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011;24:167–177.
54. Budsberg SC. Long-term temporal evaluation of ground reaction forces during development of experimentally induced osteoarthritis in dogs. *Am J Vet Res* 2001;62:1207–1211.
55. Leighton RL. Preferred method of repair of cranial cruciate ligament rupture in dogs: a survey of ACVS diplomates specializing in canine orthopedics. American College of Veterinary Surgery. *Vet Surg* 1999;28:194.
56. Brown DC, Boston RC, Coyne JC, Farrar JT. Development and psychometric testing of an instrument designed to measure chronic pain in dogs with osteoarthritis. *Am J Vet Res* 2007;68:631–637.
57. Quinn MM, Keuler NS, Lu Y, Faria MLE, Muir P, Markel MD. Evaluation of agreement between numerical rating scales, visual analogue scoring scales, and force plate gait analysis in dogs. *Vet Surg* 2007;36:360–367.

58. Vasseur PB, Berry CR. Progression of Stifle Osteoarthritis Following Reconstruction of the Cranial Cruciate Ligament in 21 Dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 1992;28:129–136.
59. Gordon WJ, Conzemius MG, Riedesel E, Besancon MF, Evans R, Wilke V, Ritter MJ. The Relationship between Limb Function and Radiographic Osteoarthritis in Dogs with Stifle Osteoarthritis. *Vet Surg* 2003;32:451–454.
60. Rumph PF, Kincaid SA, Visco DM, Baird DK, Kammermann JR, West MS. Redistribution of Vertical Ground Reaction Force in Dogs With Experimentally Induced Chronic Hindlimb Lameness. *Vet Surg* 1995;24:384–389.
61. K.Voss, Imhof J, Kaestner S, Montavon PM. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007;20:299–304.
62. Madore E, Huneault L, Moreau M, Dupuis J. Comparison of trot kinetics between dogs with stifle or hip arthrosis. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007;20:102–107.
63. Beraud R, Moreau M, Lussier B. Effect of exercise on kinetic gait analysis of dogs afflicted by osteoarthritis. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2010;23:87–92.
64. Dillon DE, Gordon-Evans WJ, Griffon DJ, Knap KM, Bubb CL, Evans RB. Risk factors and diagnostic accuracy of clinical findings for meniscal disease in dogs with cranial cruciate ligament disease. *Vet Surg* 2014;43:446–450.
65. Souza ANA, Tatarunas AC, Matera JM. Evaluation of vertical forces in the pads of Pitbulls with

- cranial cruciate ligament rupture. *BMC Vet Res* 2014;10:1–6.
66. O’connor BL, Visco DM, Heck DA, Myers SL, Brandt KD. Gait alterations in dogs after transection of the anterior cruciate ligament. *Arthritis Rheum* 1989;32:1142–1147.
67. Fanchon L, Grandjean D. Accuracy of asymmetry indices of ground reaction forces for diagnosis of hind limb lameness in dogs. *Am J Vet Res* 2007;68:1089–1094.
68. Fu X, Lin L, Zhang J, Yu C. Assessment of the efficacy of joint lavage in rabbits with osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res* 2009;27:91–96.
69. Pozzi A, Kowaleski MP, Apelt D, Meadows C, Andrews CM, Johnson KA. Effect of medial meniscal release on tibial translation after tibial plateau leveling osteotomy. *Vet Surg* 2006;35:486–494.
70. Pozzi A, Litsky AS, Field J, Apelt D, Meadows C, Johnson KA. Pressure distributions on the medial tibial plateau after medial meniscal surgery and tibial plateau levelling osteotomy in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2008;21:8–14.
71. Luther JK, Cook CR, Cook JL. Meniscal release in cruciate ligament intact stifles causes lameness and medial compartment cartilage pathology in dogs 12 weeks postoperatively. *Vet Surg* 2009;38:520–529.
72. Kim SE, Lewis DD, Pozzi A. Effect of Tibial Plateau Leveling Osteotomy on Femorotibial Subluxation: In Vivo Analysis during Standing. *Vet Surg* 2012;41:465–470.
73. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate

balance deficits. *Phys Ther* 2009;89:484–498.

74. Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human postural control. *Front Neurosci* 2018;12:1–9.

75. Carrillo JM, Manera ME, Rubio M, Sopena J, Santana A, Vilar JM. Posturography and dynamic pedobarography in lame dogs with elbow dysplasia and cranial cruciate ligament rupture. *BMC Vet Res* 2018;14:1–12.