

四肢荷重分散測定装置を用いた犬の重心および  
後肢機能評価の定量化に関する研究

The center of mass of the dog using the limb load distribution measuring  
device and study on quantification of hindlimb function evaluation

2021 年 9 月

麻布大学大学院獣医学研究科  
獣医学専攻 博士課程 動物構造機能学 生体機能学 獣医生理学  
DV1708 伊澤 幸甫

This (A part of this dissertation) is the peer reviewed version of the following article: Displacement of center of mass in dogs in response to foot sensory stimulation. Izawa K, Fukunaga K, Hirota Y, and Orito K. *Veterinary Surgery*, 50; 1304-1315, 2021, which has been published in final form at

*<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/vsu.13671>*

This article may be used for non-commercial purposes in accordance with WileyTerms and Conditions for Use of Self-Archived Versions.

# 論文要旨

## 【背景】

フォースプレート (Force Plate; FP) は、一般的に犬の整形外科疾患に対する歩行分析を目的に使用される。歩行中の最大垂直床反力や力積の垂直成分は、薬物治療または整形外科手術後の回復を評価するために使用される動的パラメータである。これらの動的パラメータは四肢の状態の定量化には有用であるが、歩行様式や速度により分析の変動性をもたらす可能性がある。そこで我々は、静的姿勢において荷重分散から計算される重心 (Center of Mass; CoM) や左右の体重バランスが、安定した肢障害評価の定量化パラメータになると仮説を立てた。

本研究では、CoM と肢障害との関連性に焦点を当て、犬の CoM 評価の有用性を検討し、臨床応用のための定量化を目的とした。第一章では、四肢荷重分散測定装置での犬の静的姿勢の CoM 測定方法を確立し、前肢および後肢感覚刺激による CoM の変化を評価した。第二章では、後肢重負荷時および後肢落下時の後肢バランスを定量化し、これらの後肢感覚刺激による変化を観察した。第三章では、犬の橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例において、橈骨尺骨骨折症例に対しては CoM を、前十字靭帯断裂症例に対しては CoM と後肢バランスをそれぞれ経時的に測定した。これらの結果より CoM ならびに後肢バランスの静的パラメータが、小動物臨床における機能評価系としての有用性を示す可能性について考察した。

## 第一章 静的姿勢の CoM 測定法の確立と前肢および後肢感覚刺激による CoM 変化

### 【材料および方法】

健常ビーグル犬雄 6 頭を使用した。またテストフロア上に 4 つの FP を設置し、各肢に 1 つずつ対応するように四肢荷重分散測定装置を作成した。

犬が各 FP 上で自然起立位を維持している状態をオリジナルポジションと定義した。試験者は 1 肢ずつ挙げ、オリジナルポジション、右前肢 (RF) 挙上、左前肢 (LF) 挙上、右後肢 (RH) 挙上、左後肢 (LH) 挙上の 5 つの静的姿勢からデータを得た。右前肢および左後肢にそれぞれ可逆性感覚刺激を与え、同様に 5 つの静的姿勢からデータを得た。右前肢および左後肢に対する可逆性感覚刺激による 5 つの静的姿勢に関する CoM の X および Y 軸成分の変化は、Bonferroni の多重比較検定にて解析し、有意水準は 5%とした。

### 【結果と考察】

全ての犬において、各静的姿勢での CoM 測定が可能であった。オリジナルポジションの CoM は、体の中心より前方にあり、左右のバランスは均等であることを示した。RF または LF 挙上時には、CoM はそれぞれ左後方または右後方に移動した。RH または LH 挙上時には、CoM はそれぞれ左前方または右前方に移動した。RF 感覚刺激では、オリジナルポジションおよび各肢挙上時の CoM 変化が大きく認められた。しかし、LH 感覚刺激ではオリジナルポジションおよび各肢挙上時の CoM 変化は認められるものの、小さかった。

過去の報告では、前肢への体重負荷が跛行や疼痛の顕在化に関与しているこ

とが考えられており、静的姿勢による CoM 測定は前肢への疼痛評価において特に有用であると結論づけた。

## 第二章 後肢負荷時および後肢落下時の後肢バランスの後肢感覚刺激による変化

### 【背景】

第一章において、前肢への感覚刺激はオリジナルポジションおよび各肢挙上による明らかな CoM 変化が認められたが、後肢への感覚刺激は CoM 変化がわずかであった。そこで我々は、後肢感覚刺激の影響を顕在化可能な試験方法の確立を目指し、健常ビーグル雄犬 6 頭および既存の装置を使用して以下の 2 つの実験を実施した。

### 【材料および方法】

#### 1. 後肢負荷試験による後肢バランスの評価

オリジナルポジションにて試験者は犬の両前肢を持ち、後肢の負荷が体重の 60% を超えるまで 10 秒間をかけて持ち上げ、持ち上げ前後の後肢荷重を測定した。

#### 2. 後肢落下試験による後肢バランスの評価

オリジナルポジションにて、試験者は犬の腰を持ち、両後肢を約 10cm の高さに持ち上げ、FP に垂直に落下させ、落下前後の後肢荷重を測定した。

両試験において、LH における可逆性感覚刺激による後肢荷重の X 軸および Y 軸成分の差は、Mann–Whitney の U 検定を用いて分析し、有意水準は 5%とした。

### 【結果と考察】

後肢負荷試験においてコントロールでは、持ち上げ前後の X 軸成分の変化は認められなかった。LH 感覚刺激時では、体重の 60%の負荷が後肢に加わった時点で X 軸成分の変化が認められ、後肢の体重は RH に向かって有意に偏っていた。

後肢落下試験においてコントロールでは、落下前後の X 軸成分の変化は認められなかった。LH 感覚刺激時では、落下直後に LH を踏み直す動作が認められており、踏み直り後の X 軸成分はコントロールと比較して有意に RH に向かって偏っていた。踏み直す動作は、後肢バランスを安定化させるための適応反応の一種であると推察された。

これらの後肢負荷試験と後肢落下試験は、静的姿勢では評価することが困難な後肢異常の検出および後肢機能の定量化が可能であった。後肢の異常時には、静的姿勢による CoM 評価に加えて後肢負荷試験および後肢落下試験を組み合わせることで後肢バランスの定量化が可能となると結論づけた。

第三章 犬の橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例における CoM・後肢バランスの時間的推移

### 【背景】

我々は、第一章および第二章で実施した前肢感覚刺激および後肢感覚刺激による CoM 変化が、臨床症例に応用可能かを検討した。前肢の感覚刺激に対して、小型犬において一般的な前肢の整形外科疾患である橈骨尺骨骨折を対象にした。また、後肢の感覚刺激に対しては、後肢において一般的な疾患である前十字靭帯断裂を対象とした。右側橈骨尺骨骨折症例に対して、オリジナルポジションによる CoM 測定を手術前から手術後一定期間行なった。左側前十字靭帯断裂症例に対しては、上記に加えて後肢負荷試験および後肢落下試験による測定を追加し、評価・解析をそれぞれ行った。

## 【材料および方法】

### 1. 橈骨尺骨骨折症例

2020年4月から2020年10月にDVMs とうぶつ医療センター横浜 整形外科(神奈川県)に紹介受診した症例のうち右側橈骨尺骨骨折と診断し、**Locking Compression Plate**にて整復固定を実施し、手術後8週間の診察終了まで経過観察が可能であった**5kg**以下の症例**16**例を対象とした。なお症例は、右側橈骨尺骨骨折以外の罹患はなく、その他の整形外科領域に関する既往歴はない犬を使用した。オリジナルポジションの測定は、既存の装置を用いて、手術前、手術後2, 4, 8週間の時点で実施し、それぞれのデータを比較・検討した。

### 2. 前十字靭帯断裂症例

上記期間・同施設にて、左側前十字靭帯断裂と診断し、**Tibial Plateau Leveling Osteotomy**にて制動術を実施し、手術後8週間の診察終了まで経過観察が可能

であった 15kg 以下の症例 13 例を対象とした。なお症例は、左前十字靭帯断裂以外の罹患はなく、その他の整形外科領域に関する既往歴はない犬を使用した。オリジナルポジションの測定ならびに後肢負荷試験および後肢落下試験は、既存の装置を用いて、手術前、手術後 2, 4, 8 週間の時点で実施し、それぞれのデータを比較・検討した。

これらの手術前、手術後 2, 4, 8 週間の時点において、右橈骨尺骨骨折症例および左前十字靭帯断裂症例に対する CoM の X 軸および Y 軸成分の差は、Bonferroni の多重比較検定を用いて分析し、有意水準は 5%とした。

#### 【結果と考察】

橈骨尺骨骨折症例に関する CoM 変化は、手術後から時間経過に伴い、X 成分は正中に向かって偏っていき、Y 成分は手術後 4 週間以降に変化しない過程が認められた。この CoM 変化は、橈骨尺骨骨折の治療の経過に密接に関連していることを示唆している。橈骨尺骨骨折に関する本検討では、CoM 変化のみに着目しており、骨癒合過程の段階変化や体重に対する固定器具の大きさなどは比較考慮されていない。骨癒合過程の段階と CoM 変化の相関性を示すことは臨床重要であり、治療効果判定を行う上で有用であるといえる。

前十字靭帯断裂症例に関する CoM 変化は、橈骨尺骨骨折の結果と異なり、時間経過に伴う X 成分・Y 成分ともにわずかであった。この CoM 変化は、後肢の CoM のみでの治療判定が前肢と比較してより困難であることを示しており、第一章での結果を裏付けることとなった。また手術後 8 週間の時点では、CoM の



X 成分はほぼ中心に位置しているにも関わらず、後肢負荷試験および後肢落下試験において明確な左右バランスの差が認められている。これらの結果の相違は、後肢の治療過程が CoM に大きな変化を与えないが、後肢機能評価試験では明確な影響が生じていることを示唆している。本検討では、膝関節の疾患のみに着目しており、股関節や足根関節などの後肢の疾患あるいはその併発に関しては検討しておらず、本章の結果とは異なる変化をする可能性がある。また、手術前および手術後の前十字靭帯断裂に伴う骨関節炎の程度は評価・検討しておらず、これらの病態が後肢負荷試験および後肢落下試験の結果に影響を与える可能性も少なくないと推察される。

#### 【総括】

我々の研究では、静的姿勢の CoM は前肢に障害を有する症例において、後肢バランスは後肢障害症例において機能評価に有用な定量的パラメータとなりうることを示唆された。本研究の知見が犬種間あるいは疾患ごとにも一貫したデータ取得が可能であるかどうかは今後検証していく必要がある。本研究は、CoM の測定および後肢負荷および落下試験に関して、臨床現場にて継続して実施していく予定である。

## **Abstract**

Static measurements have been increasingly used in recent years to assess the condition of limbs in lameness associated with orthopedic disease in dogs. In this study, the usefulness of static measured center of mass (CoM) analysis was investigated in normal dogs and clinical cases. In normal dogs, changes in the CoM when the limbs were suspended and changes in the CoM when pain was given were investigated using five postures. The CoM of the dog in control was located slightly anterior to the center, and moved right or left backward when the left or right forelimb was suspended and right or left forward when the left or right hindlimb was suspended. The CoM was located posterior to the left and backward during pain in the right forelimb and anterior to the right and forward during pain in the left hindlimb. This change in the CoM was more pronounced in the forelimbs than in the hindlimbs. The function of the hindlimbs could be evaluated by combining the hindlimb loading test and the hindlimb dropping test. The weight imbalance could be clarified by increasing the load on the hindlimbs to 60% of the body weight. In addition, the hindlimb dropping test, which requires a rapid response, induced a reaction after the drop and was able to detect a similar imbalance between the left and right hindlimb. Based on these results, we measured and evaluated changes in the CoM over time from postoperative to eight weeks after orthopedic surgery for cases of radial and ulnar fracture and cranial cruciate ligament rupture (CrCLR). In the case of radial and ulnar fracture, the change over time could be associated with functional recovery only by measuring the CoM. On the other hand, it is

suggested that the CrCLR case needs to be evaluated statically by combining the hindlimb loading test and the hindlimb dropping test. This is the first study to establish and quantify methods for the CoM measurement and hindlimb function evaluation test in static measurement of dogs. The study also revealed changes in the postoperative CoM over time in cases of radial and ulnar fracture and CrCLR.

# 目次

諸言・・・・・・・・・3

第1章 静的姿勢の CoM 測定法の確立と前肢および後肢感覚刺激による CoM  
変化

第1節 はじめに・・・・・・・・6

第2節 材料と方法・・・・・・・・8

第3節 結果・・・・・・・・11

第4節 考察・・・・・・・・12

第5節 図と表・・・・・・・・18

第2章 後肢負荷時および後肢落下時の後肢バランスの後肢感覚刺激による変  
化

第1節 はじめに・・・・・・・・22

第2節 材料と方法・・・・・・・・24

第3節 結果・・・・・・・・27

第4節 考察・・・・・・・・31

第5節 図と表・・・・・・・・32

第3章 犬の橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例における CoM・後肢バランスの時間的推移

第1節 はじめに・・・36

第2節 材料と方法・・・38

第3節 結果・・・40

第4節 考察・・・42

第5節 図と表・・・45

総合考察・・・49

総括・・・51

参考文献・・・53

謝辞・・・59

出典・・・60

## 諸言

疼痛による犬の跛行は、小動物整形外科領域において最も多い症状であり、骨折、脱臼、変形性関節症など様々な疾患で前肢あるいは後肢に生じる。犬の跛行は Sumner-Smith により 0-7 に Grade 分類されており<sup>1</sup>、これらの跛行評価は、小動物整形外科疾患の診断および治療効果判定のための重要な主観的指標である。

フォースプレートやプレッシャーマットは、小動物整形外科において犬の跛行を客観的に評価するために頻繁に用いられている<sup>1,2,3</sup>。これらの機器は、歩行中の垂直床反力だけでなく、四肢の対称性や歩幅も併せて測定することが可能であり、犬の薬物治療や整形外科手術後の四肢の状態を客観的に評価するための動的測定として使用される<sup>4</sup>。これらの動的測定は、四肢の状態、歩幅および速度を定量化するのに役立つが、犬のサイズに応じて分析の変動性をもたらし、安定したデータの取得に大幅な時間を要する点が短所として挙げられる<sup>5,6,7</sup>。

静的測定は、人や馬の診断補助に頻繁に用いられており、重心 (Center of Mass; CoM) の測定は、平衡感覚などの客観的評価として使用されている<sup>8</sup>。近年では、静的測定が犬の跛行の検出に使用されることが増えてきており、治療効果を評価する際に静的測定が動的測定よりも効果的であったとの報告もある<sup>9</sup>。また犬の起立時には、疼痛の伴う肢の負荷を軽減するために、体重分布を前後または左右に変化させることで各肢への体重の分布を変化することも示されている<sup>10</sup>。このように、静的状態の測定は、体重分布の小さな変化を検出できることから、動的測定よりもより感度の高い分析が可能になると報告されてい

る<sup>11)</sup>。

動的測定や静的測定のどちらの方法を用いたとしても、後肢の疼痛は前肢よりも検出しにくいと報告されている<sup>11)</sup>。このように静的測定は、動的測定の欠点を補うことができる一方で、両方の測定にて評価を困難とされている後肢の評価は新しい測定法が必要となることを示唆している。後肢疼痛が顕在化しにくい理由の1つとして、犬のももとの体重分布が後肢よりも前肢の方が大きいことが考えられている。犬は前肢に約60%、後肢に約40%の体重が分布しており<sup>12)</sup>、体重移動に大きな役割を持たない後肢は跛行が顕在化しにくいと考えられている<sup>13)</sup>。我々は、後肢に体重の60%がかかることを仮定した場合、前肢に疼痛刺激があった時と同様に、軽度の跛行や疼痛刺激による影響が検出しやすくなることを予測した。一方で、後肢の疼痛が生じている関節が、近位あるいは遠位に限局していることよって、疼痛の検出に必要な体重負荷の割合は変化することも考慮される。したがって、後肢の疼痛評価を静的測定の観点から考えると、緩徐に負荷をかける方法と急激に負荷をかける方法の併用が後肢の左右不均衡を誘発する方法となりうると推測した。そこで我々は正常犬を用いて後肢疼痛を顕在化する目的で、後肢負荷試験と後肢落下試験における後肢バランスの定量化を行い、客観的評価を行なった。

正常犬を用いて行った研究を臨床応用する目的で、臨床症例に対して同様の静的測定を行った。前肢疼痛刺激症例には、小型犬の前肢で生じる最も一般的な疾患である橈骨尺骨骨折を選択した。また後肢疼痛刺激症例には、前十字靭帯断裂を選択した。

小型犬の静的分析において、前肢または後肢の疼痛に関連する CoM 変化を説明

した報告は乏しい。さらに、我々の知る限り、4肢および3肢起立時および疼痛刺激によって誘発される CoM 変化ならびに臨床症例における時間的推移を調べた研究は存在しない。本論文では静的測定として犬の4肢および3肢起立時の CoM を評価し、疼痛刺激を与えた時の CoM の変化を四肢荷重分散装置を用いて解析を行なった。また、後肢疼痛刺激に関して後肢負荷試験および後肢落下試験の2つを用いて評価を行い、臨床症例に関しても実施を行なった。第1章では正常犬の静的測定における4肢および3肢起立時の CoM を評価と疼痛刺激を与えた時の CoM の変化を、第2章では後肢の疼痛刺激に関する後肢負荷試験および後肢落下試験の有用性の検討を、第3章では橈骨尺骨骨折の症例および前十字靭帯断裂症例に関する CoM 解析および後肢負荷試験および後肢落下試験の有用性を追求した。これらの研究により、本論文では、静的測定における犬の CoM 解析と疼痛刺激時の CoM 変化を明らかにすることで、小動物臨床領域において整形外科疾患に罹患した患肢の評価に向けた基礎的根拠を構築した。



# 第1章 静的姿勢の CoM 測定法の確立と前肢および後肢感覚刺激による CoM 変化

## 第1節 はじめに

跛行を呈する犬において、フォースプレートやプレッシャーマットは客観的に四肢の状態を評価可能な動的測定機器として頻繁に使用されている<sup>14</sup>。しかしこれらの動的測定は、小型犬に対しては歩幅調整や歩様様式の観点から安定したデータの収集が困難であるという問題を抱えている<sup>7</sup>。そこで本研究では、犬の四肢の状態を客観的に評価するための方法として静的測定に着目した。静的測定は、人や馬の医療現場で用いられており重心 (Center of Mass; CoM) を測定することで前庭疾患や平衡感覚障害などの補助診断装置として応用されている。さらに静的測定は、犬の跛行検出にも用いられており、片側後肢の跛行検出や変形性関節症の治療効果を判定する際に、体重分布の小さな変化を検出できることから、動的解析よりもより感度の高い分析が可能になると報告されている<sup>11,15</sup>。

静的分析に関するこれらの研究の多くは、体重 20kg 以上の大型犬を対象に実施されており<sup>5,16</sup>、小型犬の静的分析に関する報告はほとんどない。同様に、静的測定を使用して前肢または後肢の疼痛に関連する CoM 変化を説明した報告は乏しい。さらに、我々の知る限り、4 肢および 3 肢起立時および疼痛刺激によって誘発される CoM 変化を調べた研究は存在しない。

本章では、犬の疼痛刺激モデルを作成し、犬の前肢または後肢のいずれかに

刺激を加える前後の 4 肢および 3 肢起立中の CoM 値を定量化した。

## 第 2 節 材料と方法

### 1) 使用動物

6 匹の健常ビーグル犬 (9.1–13.7 kg、3–5 歳、雄) を使用した。各犬は、身体検査 (全血球計算と生化学的分析を含む) と整形外科検査を受け、それらはすべて健康で整形外科の異常がないと判断した。動物の取り扱いはすべて麻布大学実験動物ガイドライン、April.2020.を順守して行った。(麻布大学実験動物倫理委員会承認番号 : 170925-1)

### 2) CoM 測定を実施する装置の作成

試験床 (50cm×100cm) に 4 枚のアルミ製フォースプレート (20cm×20cm) を配置し、左右の距離 (X 軸) を中心から 20cm、前後の距離 (Y 軸) は中心から 40cm (1 : 2 の比率) に設定した。各犬を起立姿勢に保つために、試験床から 45cm 上にあるアルミニウムフレーム (Octopus, 東京メニックス) に緩い格子状のベルトを取り付けた (Fig.1)。

### 3) 各肢の挙上による 4 肢および 3 肢の CoM の決定 (コントロール)

犬の頭が水平に保たれた状態で、各肢が各フォースプレートと接触するように、試験床に起立している状態をオリジナルポジションと定義した。体重は、4 つのフォースプレート値の合計として得られ、この姿勢を 10 秒間維持した。検査官はフォースプレートから 1 つの肢を持ち上げ、犬はそれを補うために残された 3 肢に体重かけた。3 肢の体重の合計は、4 肢の合計と等しく維持され、検査官が肢を挙上させる影響を限りなく少なくした。体重変化率は、各肢挙上

後の体重を各肢挙上直前のオリジナルポジションで測定した体重で除して算出した。データは、右前肢 (Right Forelimb; RF) 挙上、左前肢 (Left Forelimb; LF) 挙上、右後肢 (Right Hindlimb; RH) 挙上、および左後肢 (Left Hindlimb; LH) 挙上の 4 つの姿勢から取得された。各姿勢はオリジナルポジションと同様に 10 秒間維持された。各肢は時計回りに同じ順序で挙上され、各試験の間に 30 秒の休憩を与えた。

得られたデータは PowerLab システム(4SP, ADInstruments Pty, Ltd, Dunedin, New Zealand)を使用して各肢の負重を記録し、CoM ( $X_{CoM}$ ,  $Y_{CoM}$ ) の座標を次のように決定した。

$$X_{CoM} = \frac{Weight_{RF} \times X_{RF} + Weight_{LF} \times X_{LF} + Weight_{RH} \times X_{RH} + Weight_{LH} \times X_{LH}}{Weight_{RF} + Weight_{LF} + Weight_{RH} + Weight_{LH}}$$

$$Y_{CoM} = \frac{Weight_{RF} \times Y_{RF} + Weight_{LF} \times Y_{LF} + Weight_{RH} \times Y_{RH} + Weight_{LH} \times Y_{LH}}{Weight_{RF} + Weight_{LF} + Weight_{RH} + Weight_{LH}}$$

ここで、 $Weight_{RF}$ ,  $Weight_{LF}$ ,  $Weight_{RH}$ , および  $Weight_{LH}$  はそれぞれ RF、LF、RH、および LH のフォースプレートの値であり、 $(X_{RF}, Y_{RF})$ ,  $(X_{LF}, Y_{LF})$ ,  $(X_{RH}, Y_{RH})$ , および  $(X_{LH}, Y_{LH})$  はそれぞれ RF、LF、RH、および LH 位置 (つまり、[100, 200]、[-100, 200]、[100, -200]、および[-100, -200]) の 4 つのフォースプレートの座標とした。

#### 4) 可逆性疼痛刺激に関連する 4 肢および 3 肢の CoM の決定

我々は、疼痛刺激を誘発するために、円板 (直径 40mm×厚さ 2mm) に垂直にシリンダー (直径 8mm×高さ 8mm) を取り付け、プラスチックデバイス

作成した。プラスチックデバイスは、過去の研究と同様にシリンダーの上部を犬の掌球と指球の間に取り付け、体重をかけたときに接触するように、弾性テープで1回巻き付けて固定した<sup>17</sup>。犬はプラスチックデバイスの取り付けによって CoM の変化を示したが、視覚的な跛行は示さない Sumner-Smith の跛行分類にて Grade2 を適用した<sup>1</sup>。プラスチックデバイスの取り付け後は、4肢および3肢起立時の CoM を上記と同様に決定した。

## 5) 統計分析

正規性は、Shapiro-Wilk test を用いて評価した。データは中央値（最大値ー最小値）で示した。コントロールの4肢および3肢の CoM の X 軸および Y 軸の値の差、可逆性疼痛刺激の4肢および3肢の CoM の X 軸および Y 軸の値の差は Bonferroni の多重比較検定を用いて解析を行なった。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価した。

### 第3節 結果

#### 1) 4肢および3肢の起立時 CoM (コントロール)

4肢起立時の CoM は中心線より前方で記録され、前肢が後肢よりも体重が多いことを示した。対照的に、CoM の X 軸値の中央値は-0.4 (範囲: -6.3-7.6) であり、左右の体重負荷のバランスが取れていることを示していた。

RF 挙上時には、CoM はオリジナルポジションと比較して左および後方に移動した (図 2)。同様に、LF 挙上時には、CoM は右および後方に移動した (図 2)。RH 挙上時には、CoM はオリジナルポジションと比較して左および前方に移動した (図 2)。同様に、LH 挙上時には、右および前方に移動した (Fig.2)。各肢の挙上前後の平均体重比は 94.1% から 100% の間であった。

#### 2) RF または LH 刺激に関連する 4肢および3肢起立時の CoM

RF にプラスチックデバイスを取り付けて可逆性疼痛刺激を与えた場合、コントロールよりも左側に 4肢の CoM が示された (Fig.3)。RF 挙上時は、CoM の変化は認められなかった (Fig.3)。LF 挙上時には、CoM は右および後方に移動した (Fig.3)。RH または LH 挙上時には、CoM はそれぞれ左または右および前方に移動した (Fig.3)。

LH に可逆性刺激を与えた場合、4肢起立時の CoM は変化しなかった (Fig.4)。RF または LF 挙上時には、CoM はそれぞれ左または右および後方に移動した (Fig.4)。RH または LH 挙上時には、CoM はそれぞれ左または右に移動したが、Y 軸に変化は認められなかった (Fig.4)。

#### 第4節 考察

本研究では、用いたすべての犬が試験床に立ち、4枚のフォースプレートを使用して各肢への体重分布を測定することが可能であった。我々は4肢および各肢を挙上させた3肢での起立状態の犬のCoMを評価した。さらに、前肢または後肢のいずれかに適用される一過性の疼痛感覚刺激に対する代償的または適応的応答として、CoM変化を評価した。我々の知る限り、これは前肢または後肢の疼痛感覚刺激に対する4肢および各肢を挙上させた3肢起立時のCoMに対する適応反応あるいは代償反応を定量化した最初の研究である。

一般的に、犬の前肢は後肢よりも体重の制御に大きな役割を果たすことが知られている<sup>2,6,12,18</sup>。本研究では、コントロールにおけるオリジナルポジションにて、前肢の体重負荷は後肢の体重負荷よりも大きかった。コントロールにおけるオリジナルポジションにて、体重は左右方向に均等にバランスが取れていることが明らかとなり、この事実は以前の研究と一致している<sup>19</sup>。我々の研究は、前肢と後肢の体重分布に関するCoMの定量化を報告し、本研究に用いたビーグル犬の結果が過去の報告に用いられた25~40kgの大型犬の結果と同等であることを示した<sup>15,20</sup>。

我々の研究では、各肢を挙上させた3肢起立時のCoMは、犬の姿勢変化に応じて変化することを明らかにした。前肢を挙上すると、CoMは後方に移動し、挙上した前肢と反対方向に移動した。この移動は、以前に報告された前肢断脚後の体重分布の変化に類似した反応であった<sup>21</sup>。さらにCoMは、後肢を挙上すると、CoMは前方に移動し、挙上した後肢と反対方向に移動し、後肢断脚後に

観察された体重変化に類似していた<sup>22</sup>。本研究で我々は、各肢挙上前後の体重を比較し、挙上そのものが、体重変化にアーティファクトを生じさせないことを確認した。過去の研究では、CoM 変化は、バランスを回復するために内部または外部のメカニズムによって制御される代償反応によって引き起こされると報告されており、同様の結果が本研究で観察された<sup>13,23</sup>。

実験データを比較すると、左右の前肢と後肢の間に非対称の結果が確認された。動的歩行分析を利用したいくつかの研究では、正常な犬の歩行は左右対称ではないことを報告しており<sup>24,25</sup>、本研究でも同様の非対称性が観察されたと考えられた。また、利き足がこの非対称性に関与している可能性があることも考慮する必要がある。過去の研究では、犬や馬などの四足動物には利き足が存在し、使用に好ましい前肢あるいは後肢が存在することが示唆されている<sup>25,26,27</sup>。この事実は、動物が非対称運動を引き起こす要因の1つになると考えられている。我々の研究において、正常な犬の左右の前肢と後肢の間に存在する非対称の結果は、各肢の挙上によって引き起こされる不均衡に対する適応および代償反応と関連しており、これは CoM 対称性に影響を与える可能性があると考えられた。

犬に疼痛感覚刺激を与えると、影響を受けた肢に体重をかけないように反応するため、CoM は明らかに影響を受けた<sup>10</sup>。右前肢疼痛感覚刺激では、オリジナルポジションの CoM は大きく左後方に変化した。対照的に、左後肢疼痛感覚刺激では、オリジナルポジションにおける CoM の Y 軸の変化は認められないものの、X 軸は右側にわずかな変化をもたらした。これは、前肢が後肢よりも体



重分布の制御に大きな役割を果たしているという考えと一致している<sup>28</sup>。過去の研究では、疼痛が静的姿勢のバランスの喪失を引き起こし、犬が疼痛緩和を目的に影響を受けた前肢あるいは後肢の反対側に体重を移動する適応反応を報告している<sup>13</sup>。

犬の跛行が視覚的に明らかでない場合、臨床医はしばしば犬の各肢を手で持ち上げることによって立っている犬の体重分布を主観的に評価することが報告されている<sup>11</sup>。我々はこの状況を想定し、プラスチックデバイスを使用して片足を刺激することで、視覚的に検出できない跛行のモデルを作成した。このプラスチックデバイスを使用して、4肢および各肢挙上の3肢と組み合わせてCoM変化を観察した。我々は、右前肢疼痛感覚刺激による3肢での起立状態において、顕著なCoM変化を明らかにした。特に、CoM変化は左前肢挙上で最も顕著であった。同側の前肢が疼痛感覚刺激を受けているときに対側の前肢への重量分布が増加したため、前肢の挙上により大きなCoM変化を引き起こした可能性が考えられた。過去の研究では、犬のバランス変化による四肢の圧力の増加により、パッドの圧力領域が拡大したことが報告されている<sup>11,13,23,29</sup>。それらの研究では、体重負荷によってパッドが刺激され、疼痛のある肢の圧力が有意に低い反応を示すこと報告している。一方、左後肢疼痛感覚刺激では、右前肢、左前肢、および左後肢の挙上による3肢のCoMに明確な変化は認められなかった。これらの結果は、体幹が前肢によってのみサポートされているため、後肢の疼痛感覚刺激がCoMにほとんど影響を与えないという考えを裏付けている。他の研究においても、犬は後肢によって支えられる体重の割合が低いため、後肢の

疼痛を視覚的に評価するのは難しいと述べられている。しかし、後肢の疼痛感覚刺激が軽微のため、3肢の CoM に影響を与えない可能性を排除することはできないと考えられる。自然な起立姿勢は犬によって異なるため、4肢と3肢の CoM 値は必ずしも本研究と同等であるとは限らない。前傾姿勢の犬では、右後肢または左後肢挙上による3肢での起立状態の CoM は、後方に傾いた姿勢の犬よりも小さい可能性がある。

獣医学領域では、動的解析における垂直床反力と垂直衝撃力の両方が信頼性の高い、跛行を定量化するための広く知られているパラメーターである<sup>30</sup>。ただし、歩行速度、加速度、歩行姿勢はこれらのパラメーターに大きな影響を与える可能性がある<sup>7,20,31</sup>。フォースプレートを使用した動的解析は歩幅が短いため、小型犬の研究には適していないと報告がある<sup>6</sup>。この研究では、跛行を視覚的に検出できない場合でも、オリジナルポジションでの静的測定または各肢を挙上させることによって異常な四肢に起因する CoM の変化を検出できることが明らかとなった。特に前肢に異常がある場合、CoM 変化は明らかであり、診断や術後の機能評価において臨床医の補助診断として使用されることが期待される。後肢に関しては、静的測定だけでは運動機能を評価して異常を検出するには不十分な場合があると考えられる。静的状態の CoM 評価は、これらの動的研究の欠点のいくつかを補う可能性があり、動的および静的フォースプレート研究の組み合わせは、将来の歩行障害の評価に役立つ可能性がある。

本研究の臨床獣医学への適用にはいくつかの制限が存在する。第一に、今回の分析ではビーグル犬のみを使用したため、ここで報告されている CoM の変化

が他の品種にも適用されるかどうかは不明である。したがって、この研究の内容は、成犬オスのビーグル犬（9.1～13.7 kg、3～5 歳）に適用できると考えられる。馬での研究では、同側の肢と対側の肢の間の距離が大きいほど頭尾の安定性が高まることが示されている<sup>32</sup>。大型犬と超小型犬では、肢の挙上または疼痛感覚刺激に対して異なる代償的および適応的反応を示す可能性が考えられる。第二に、本研究の静的測定と姿勢変化には人の関与があった点である。以前の研究に示されているように、犬の体重分布は頭のわずかな動きと体の緊張に敏感であり、安定した測定値は 10 秒に制限されている<sup>29</sup>。さらに、各肢を挙上するために操作する人が近くにいる環境も体重分布に影響を与える可能性がある。また、姿勢の変化や疼痛感覚刺激を繰り返し実施すると、慣れ、寛容、倦怠感を引き起こし、測定結果にばらつきが生じる可能性がある。第三に、四肢の疼痛感覚刺激が人工的に作成されたものを使用した。ここで報告されている CoM 変化が、肘関節や肩関節などの整形外科疾患の犬にも当てはまるかどうか、犬の成熟度合い、体調の変化、訓練の有無が CoM 値に影響を与えるかどうかを明らかにするには、更なる研究が必要だと考える。この研究では、体格がわずかに異なる犬を固定されたフォースプレートの上に起立させ測定したが、これは測定姿勢と CoM に影響を与えた可能性は否定できない。この研究では 6 頭のビーグル犬のみ使用したため、統計的検出力が不足する可能性がある。それにも関わらずこの研究は、四肢および四肢の挙上状態で立っている 3 肢の静的分析が、犬の異常な四肢を評価し、CoM 変化の客観的定量化を進めるための有用なツールであることを明確に示している。

結論として、4肢と3肢の両方の CoM 値は、前肢または後肢の疼痛感覚刺激中に変化した。ここで実証された CoM 評価の有用性は犬の、関節痛、整形外科手術後および薬物投与後の回復の評価のための定量的パラメーターとして有用性を示した。



**Fig.1** オリジナルポジション測定時の様子

4つのフォースプレートを備えた装置に起立している犬（オリジナルポジション）。犬の姿勢を維持するために、アルミフレーム（緑色）が取り付けられている。

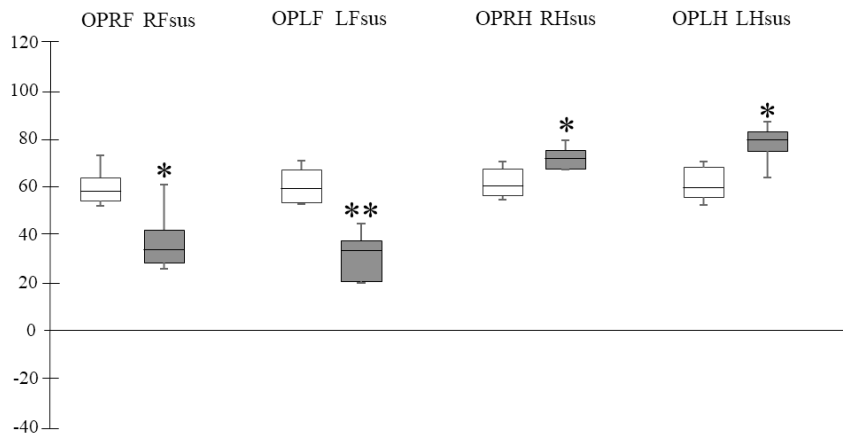
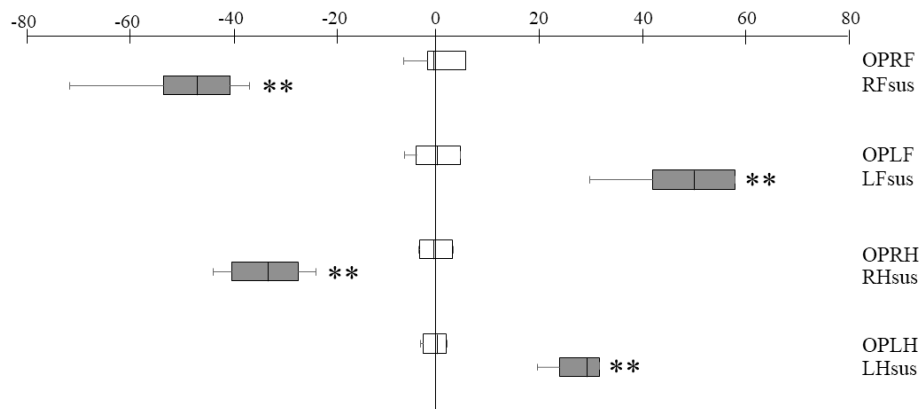


Fig.2 オリジナルポジションにおける各姿勢 X 軸（上）と Y 軸（下）の比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=6）。4 肢起立時と各肢挙上時の 5 つの姿勢の差は Bonferroni の多重比較検定を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ )とした。

OPRF = 右前肢挙上直前のオリジナルポジション, RFsus = 右前肢挙上, OPLF = 左前肢挙上直前のオリジナルポジション, LFsus = 左前肢挙上, OPRH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, RHsus = 右後肢挙上, OPLH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, LHsus = 左後肢挙上

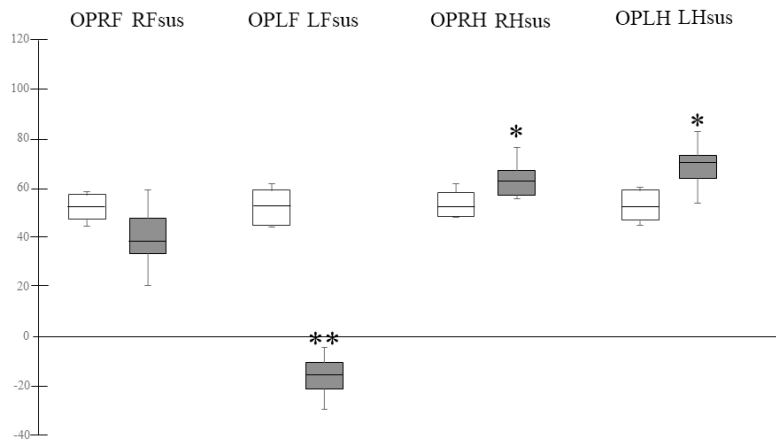
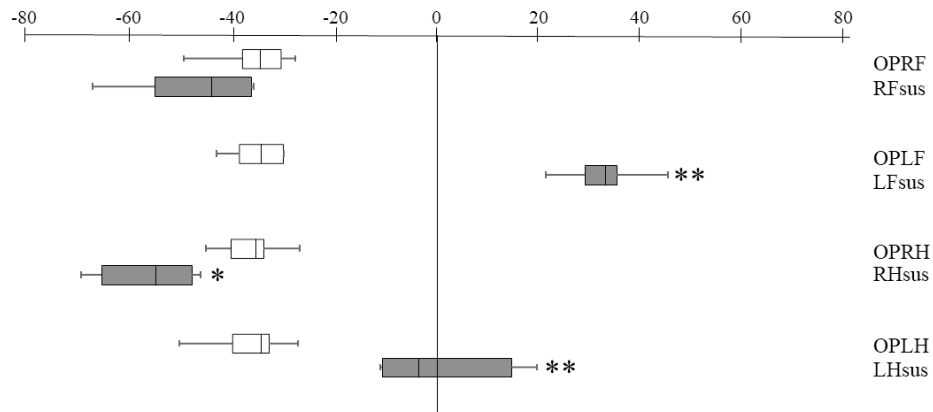


Fig.3 右前肢疼痛刺激における各姿勢の X 軸（上）と Y 軸（下）の比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=6）。4 肢起立時と各肢挙上時の 5 つの姿勢の差は Bonferroni の多重比較検定を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ )とした。

OPRF = 右前肢挙上直前のオリジナルポジション, RFsus = 右前肢挙上, OPLF = 左前肢挙上直前のオリジナルポジション, LFsus = 左前肢挙上, OPRH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, RHsus = 右後肢挙上, OPLH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, LHsus = 左後肢挙上

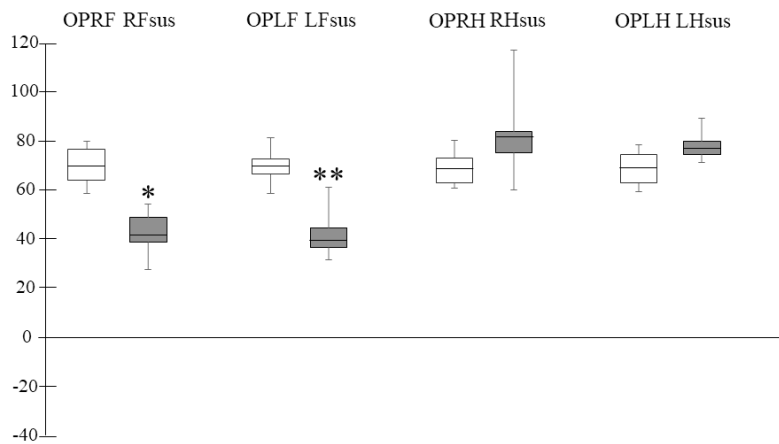
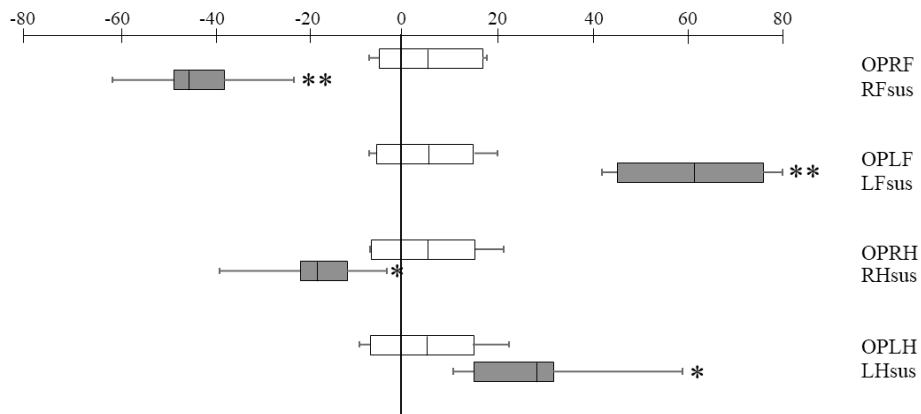


Fig.4 左後肢疼痛刺激における各姿勢の X 軸（上）と Y 軸（下）の比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=6）。4 肢起立時と各肢挙上時の 5 つの姿勢の差は Bonferroni の多重比較検定を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ )とした。

OPRF = 右前肢挙上直前のオリジナルポジション, RFsus = 右前肢挙上, OPLF = 左前肢挙上直前のオリジナルポジション, LFsus = 左前肢挙上, OPRH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, RHsus = 右後肢挙上, OPLH = 右後肢挙上直前のオリジナルポジション, LHsus = 左後肢挙上



## 第 2 章 後肢負荷時および後肢落下時の後肢バランスの後肢感覚刺激による変化

### 第 1 節 はじめに

第 1 章で実施した小型犬の静的測定では、前肢の疼痛刺激時の CoM はコントロールと比較して大きな変化が認められた。一方で、後肢の疼痛刺激時はコントロールと比較して CoM の変化が認められるものの、コントロールと比較して大きな変化は認められず、後肢疼痛刺激を評価するためには、新しい測定方法を確立する必要がある結果となった。

疼痛に起因する後肢跛行は、一般的に前肢跛行よりも視認しづらいことが知られている<sup>13</sup>。犬は前肢に約 60%、後肢に約 40%の体重負荷を呈しており<sup>12</sup>、後肢の異常が前肢の異常と比較して目立ちにくい理由として、前肢よりも体重負荷が少ないことが報告されている<sup>13</sup>。

獣医療領域では、後肢の跛行を顕在化させるために傾斜のついた床を歩かせるなど通常の動的解析に加えて工夫が行われている。過去のクロススロープを用いた研究では、斜面上にある犬の足の相対位置に応じて圧力が増加することが示されており、後肢跛行を補う為の適応反応が誘発されやすいと報告されている<sup>33</sup>。同様の足の適応反応に関するメカニズムが、人医療領域の研究でも証明されている。また人医療領域の研究では、足の機能評価の 1 つの試験としてジャンプ後の着地安定性が足の機能回復や異常検出の指標として有用であることを報告している<sup>34,35</sup>。

そこで我々は傾斜をつけ、体重の 60%程度の負荷を後肢にかけていくことおよびジャンプ後の体重移動が犬の後肢の異常検出に有用であると仮説を立てた。本項では、疼痛刺激を与えた犬において後肢負荷試験および後肢落下試験が後肢の左右不均衡を与える影響について評価を行った。

## 第 2 節 材料と方法

### 1) 使用動物

6 匹の健常ビーグル犬 (9.1–13.7 kg、3–5 歳、雄) を使用した。各犬は、身体検査 (全血球計算と生化学的分析を含む) と整形外科検査を受け、それらはすべて健康で整形外科の異常がないと判断した。動物の取り扱いはすべて麻布大学実験動物ガイドライン、April.2020.を順守して行った。(麻布大学実験動物倫理委員会承認番号 : 170925-1)

### 2) 試験を実施する装置の準備

試験床 (50cm×100cm) に 4 枚のアルミ製フォースプレート (20cm×20cm) を配置し、左右の距離 (X 軸) を中心から 20cm、前後の距離 (Y 軸) は中心から 40cm (1 : 2 の比率) に設定した。各犬を起立姿勢に保つために、試験床から 45cm 上にあるアルミニウムフレーム (Octopus, 東京メニックス) に緩い格子状のベルトを取り付けた。

### 3) 後肢負荷試験および後肢落下試験 (コントロール)

#### ①後肢負荷試験

第 1 章と同様に犬の頭が水平に保たれた状態で、各肢が各フォースプレートと接触するように、試験床に起立している状態をオリジナルポジションと定義した。検査官はオリジナルポジションから犬の両方の前肢をつかみ、後肢だけで体重を支えるために約 10 秒間をかけてゆっくりと持ち上げた (Fig.5)。犬の前肢は、後肢の負荷が体重の 60%を超える高さまで持ち上げられた。両前肢を

持ち上げる直前に後肢に負荷がかっている状態を始点とし、後肢に体重の 60% の負荷がかかった状態を終点とした。この試験を 3 回繰り返し、各試験の平均を結果値とした。

## ②後肢落下試験

検査官はオリジナルポジションから犬の腰を持ち、後肢だけを約 10cm の高さまで持ち上げた (Fig.6)。犬を持ち上げた状態からフォースプレートに向かって垂直に落下させ、落下前後の後肢のバランスを評価した。この試験を 10 回繰り返し、各試験の平均を結果値とした。

各テストから得られたデータは PowerLab システム(4SP, ADInstruments Pty, Ltd, Dunedin, New Zealand)を使用して後肢の負重を記録し、左右のバランス (X 成分) と体重の割合 (Y 成分) の座標を次のように決定した。

$$X \text{ 成分} = \frac{RH - LH}{RH + LH}$$
$$Y \text{ 成分} = \frac{RH + LH}{\text{Body Weight}}$$

## 4) 可逆性疼痛刺激による後肢跛行モデルの作成

過去の研究に行われた跛行モデル作成と同様に、犬の左後肢の肉球の下に綿球を弾性包帯で固定した跛行モデルを作成した<sup>17</sup>。綿球のサイズと位置を調整して、目に見える跛行を示さない視覚的な跛行は示さない Sumner-Smith の跛行分類にて Grade2 を使用した<sup>1</sup>。跛行モデルを作成した後、後肢負荷試験と後

肢落下試験を同様に実行した。綿球を取り除いた後、犬の跛行が消失したことを確認した。

#### 5) 統計分析

正規性は、**Shapiro–Wilk test** を用いて評価した。非正規分布の連続変数は、中央値および四分位範囲として示した。各テストで、後肢の左右バランス（X 軸）と可逆性疼痛刺激の有無および体重の比率（Y 軸）の差は、**Mann–Whitney U test** を用いて解析を行なった。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価した。

### 第3節 結果

#### 1) 後肢負荷試験

Fig.7 は、後肢負荷試験における後肢の左右バランス (X 成分)と体重の割合 (Y 成分) を示している。コントロールでは、開始点は (X 軸;  $0.08 \pm 0.06$ 、Y 軸;  $43.17 \pm 1.97$ ) であり、終止点は (X 軸;  $0 \pm 0.03$ 、Y 軸;  $65.36 \pm 1.37$ ) であった。これらは、開始点および終止点において左右の体重負荷のバランスが取れていることを示唆している。左後肢 (LH) に可逆性疼痛刺激を与えた場合の、開始点は (X 軸;  $0.10 \pm 0.05$ 、Y 軸;  $45.65 \pm 1.80$ ) であり、終止点は (X 軸;  $0.37 \pm 0.03$ 、Y 軸;  $65.77 \pm 1.68$ )。コントロールと LH 刺激の比較では、終止点において X 軸方向 (右後肢) に向かって有意に偏っていた (Fig.7)。

#### 2) 後肢落下試験

Fig.8 は、後肢落下試験における後肢の左右バランス (X 軸) と体重の割合 (Y 軸) を示している。コントロールでは、落下前後で X 軸と Y 軸に変化は認められなかった。LH に可逆性疼痛刺激を加えた場合、落下前は中央に位置し、コントロールと比較して X 軸と Y 軸に差は認められなかった。落下直後、コントロールでは観察されなかった踏み直し反応が認められた。落下後の後肢の負重は、コントロールと比較して X 軸方向 (右後肢) に向かって有意に偏っていた (Fig.8)。

## 第 4 節 考察

本研究では、用いたすべての犬に後肢負荷試験および後肢落下試験の実施が可能であった。また、後肢の左右バランスの測定および評価が、負荷を緩徐にかけた場合と急激にかけた場合での変化の定量化を明らかにした。また、左後肢に可逆性疼痛刺激を与えた場合、疼痛を与えた肢とは反対方向に体重負荷を偏らせる代償あるいは適応反応として後肢の左右バランスを評価した。我々の知る限り、これは後肢の可逆性疼痛刺激に対する左右の不均衡を検出し、負荷を長時間かけて緩徐にあるいは短時間かけて急激に負荷をかけた変化の定量化を行い、評価する方法の確立を行なった最初の研究である。

一般的に犬は四肢での起立時、前肢に 60%、後肢に 40%の体重分布があることが知られている<sup>12,28</sup>。前肢および後肢ともに、体重は左右ともバランスがとれていることが示されており、本研究でも同様の結果が得られた<sup>19</sup>。過去の研究では、前肢の跛行よりも後肢の跛行の方が視認しづらいことが報告されている<sup>13</sup>。また、フォースプレートやプレッシャーマットを使用した場合においても、軽度な跛行は感知しづらいことも報告されている<sup>7</sup>。このように視覚的に跛行を認識することが難しい後肢疼痛は、動的状態あるいは静的状態のどちらにおいても、定量化を行うことが前肢疼痛時と比較して困難であると言える。後肢疼痛が顕在化しづらい理由として、体重分布が後肢よりも前肢の割合が高い点や前肢と後肢の役割の相違がある点が考えられている。歩行において前肢は減速機構の役割を持ち、後肢は加速機構の役割を持つため、より前肢に大きな負荷がかかる<sup>2</sup>。本研究の後肢負荷試験では、一般的に前肢にかかる体重の 60% が後肢に加えられたときに、犬は疼痛を伴う後肢に体重がかからないように体

重負荷を回避する反応が明らかとなった。後肢負荷試験では、後肢に体重の 60% がかかることで左右の不均衡を明確にすることが可能であり、過去の報告による推測を裏付ける結果となった。

後肢疼痛時には、後肢負荷試験において体重の 60% を後肢にかけることで後肢疼痛の顕在化が可能であった。コントロールと疼痛感覚刺激時の比較では、開始時すなわち体重が後肢に 40% かかっているときには左右のバランスに有意な差は認められなかった。しかし、体重を徐々にかけていくと体重の 60% が後肢にかかったときに明らかな変化が認められた。犬の両方の前肢持ち上げることで、両後肢を軸に抵抗する動作が認められている。両後肢に徐々に体重負荷がかかることが、足先の負重面や関節にかかる負荷の割合を変えている可能性があった。過去の報告では、肉球は体重負荷による圧力増加に伴い、異なる広がり方をすることを報告しており<sup>23</sup>、後肢の負重増加に対して足先を起点に適応反応が生じていることを示唆している。また他の報告では関節の可動範囲によって各関節への負荷が異なってくることを報告しており<sup>10,13</sup>、持ち上げられた際の関節伸展角度の増加は各関節への負荷を増加することが推察される。

また、測定に使用した床に対する持ち上げる角度も本試験に影響を及ぼすと考察した。本試験は持ち上げる角度や疼痛部位によって、検出力は異なる可能性がある。持ち上げる際の角度は、測定に使用した床に対する足の角度が重要であり、足先から体幹部に力かける必要があった。本研究では、足裏に疼痛感覚刺激を与えているが、疼痛部位が膝関節や股関節だった場合には、本研究の結果と異なる可能性がある。

後肢落下試験では、落下後の疼痛感覚刺激のある肢が体側から離れないよう



にするために、後肢の荷重が変化していることがわかった。後肢に対して垂直落下による急激な負荷がかかると、後肢に短時間の反応を要し、バランス制御を行わなければならないため体重バランスの変化が生じたと考察した。コントロールの場合には、落下前後で一定の場所ほとんどから動くことはなかった。後肢疼痛を呈する際には、歩行の着地時に疼痛によるバランス感覚の欠如や歩幅の短縮が認められると報告されている<sup>36</sup>。これらの要因として後肢にかかる衝撃が疼痛を誘発し、接地時間短縮に起因していると考えられるためである。

疼痛刺激を与えた場合には、落下直後に踏み直し動作が生じる傾向にあった。踏み直し後には疼痛側と反対側に体重を移動させる反応が認められた。後肢落下試験において、疼痛による刺激が落下後の後肢への体重負荷を避けるように働くことが証明された。後肢落下試験では落下後に左右の有意な不均衡が観察された。人医療領域では、垂直ジャンプ試験が下腿機能を評価する方法として頻繁に用いられている<sup>34</sup>。これらの報告では、膝関節を含めた下腿の病変は垂直跳びパフォーマンスの低下原因であることが示されており<sup>37</sup>、方向転換やジャンプなどの活動にて最も膝関節制御が欠如していることが明らかとなっている<sup>35</sup>。踏み直し直後の反応は、筋肉の収縮前に急速に大きな負荷がかかることで、収縮組織の増強とストレッチ反射の寄与により起こる反応の一種と考えられ<sup>38</sup>、人と同様な事象が起こっている可能性がある。犬の場合、ジャンプや着地などの急速な動作は伸筋機構と膝蓋腱に多大なストレスをかけるため、違和感のある肢に踏み直る反応が生じると考えられる。

本研究の臨床獣医学への適用にはいくつかの制限が存在する。第一に、今回の分析ではビーグル犬のみを使用したため、ここで報告されている後肢バラン

スの変化が他の品種にも適用されるかどうかは不明である。したがって、本章の研究の内容は、成犬オスのビーグル犬（9.1～13.7 kg、3～5 歳）に適用できると考えられる。第二に、本研究で実施した後肢負荷試験および後肢落下試験は人の関与がある試験という点である。以前の研究に示されているように、犬の体重分布は頭のわずかな動きに敏感であり、頭部の動きや体の回旋方向のねじれでは測定結果が大きく変動する可能性がある<sup>13</sup>。同様に、姿勢の変化や疼痛感覚刺激を繰り返し実施すると、慣れ、寛容、倦怠感を引き起こし、測定結果にばらつきが生じる可能性がある。第三に、後肢の疼痛感覚刺激が人工的に作成されたものかつ足裏のみに適応した点である。本試験が股関節や膝関節などの整形外科疾患の犬にも当てはまるかどうかは、更なる研究が必要だと考える。この研究では 6 頭のビーグル犬のみ使用したため、統計的検出力が不足する可能性がある。それにも関わらずこの研究は、後肢負荷試験および後肢落下試験の両試験の組み合わせが、犬の後肢異常を顕在化し、左右バランス変化の客観的定量化を進めるための有用なツールであることを明確に示している。

後肢負荷試験と後肢落下試験は組み合わせることで後肢の状態を多角的に評価できると考える。緩徐に負荷を与える後肢負重試験と、急激に負荷を与える後肢落下試験では後肢にかかる負荷の状況が異なる為、異常が生じた関節によって異なる結果を生み出すことが予想される。小型犬では、各試験による評価を CoM 解析と組み合わせることで、静的測定における後肢機能評価を可能にすると考えた。



**Fig.5** 後肢負荷試験時の様子

4つのフォースプレートを備えた装置の上で、両前肢を持つことで徐々に後肢に体重をかけていき、後肢負荷試験を行った。



Fig.6 後肢落下試験時の様子

4つのフォースプレートを備えた装置の上で、腰を約10cmの高さまで持ちあげ  
(左図)、そのまま落下させ後肢負荷試験を行った(右図)。

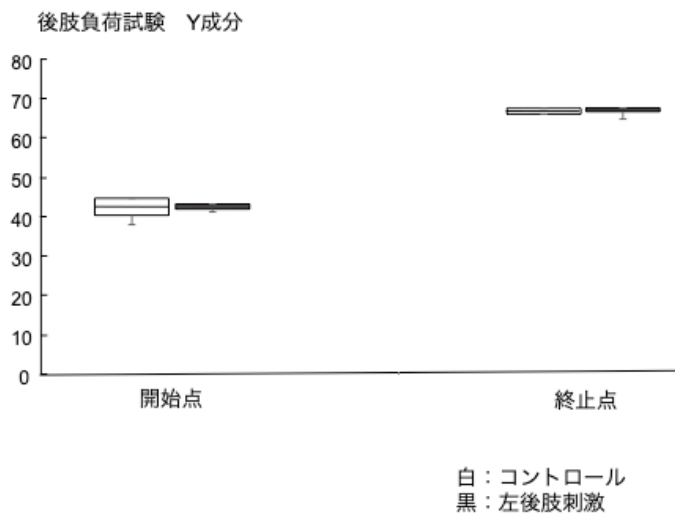
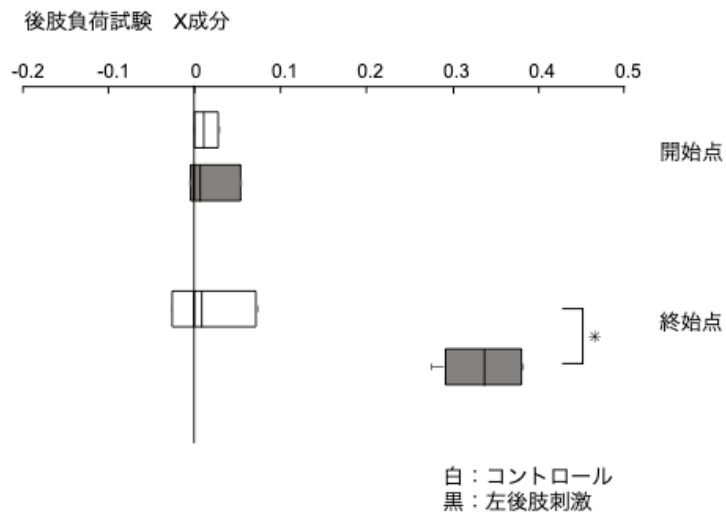


Fig.7 後肢負荷試験における X 軸（上）と Y 軸（下）の比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=6）。コントロールと可逆性疼痛刺激時の差は Mann-Whitney U test を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ )とした。

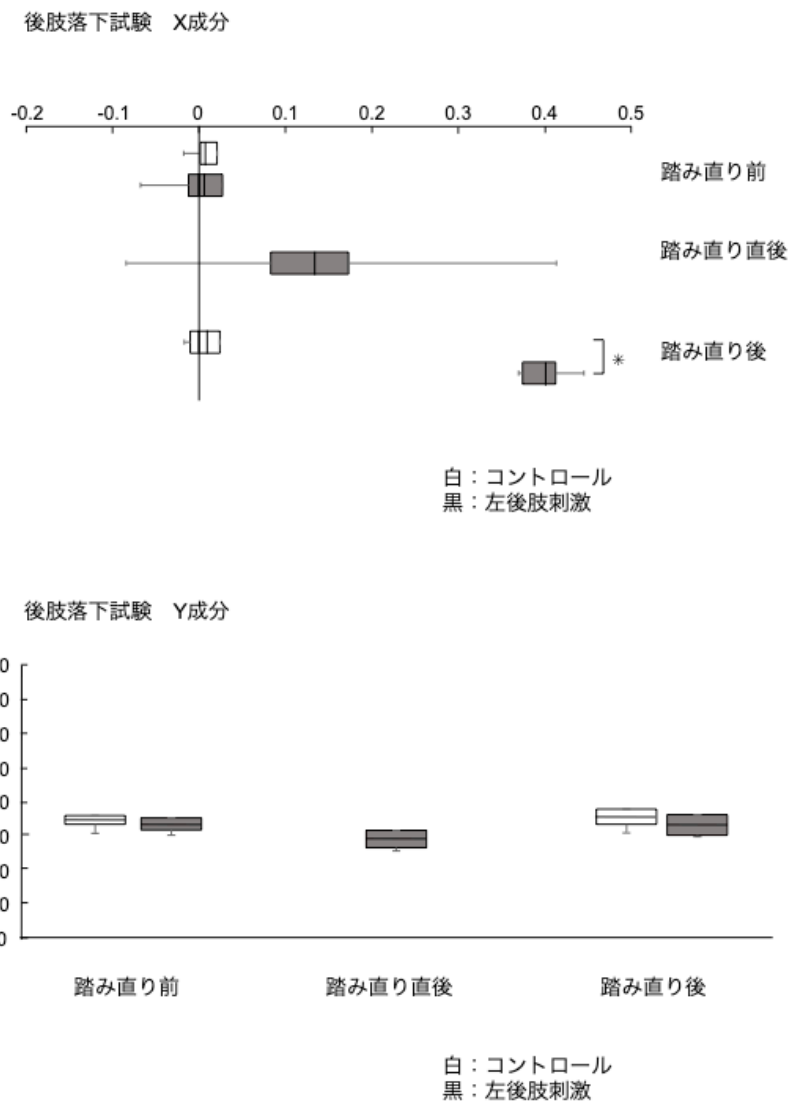


Fig.8 後肢落下試験における X 軸（上）と Y 軸（下）の比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=6）。コントロールと可逆性疼痛刺激時の差は Mann-Whitney U test を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ )とした。

## 第 3 章 犬の橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例における CoM・後肢バランスの時間的推移

### 第 1 節 はじめに

第 1 章で実施した犬の静的測定では、前肢の疼痛刺激時の CoM はコントロールと比較して大きな変化が認められた。また第 2 章では、第 1 章で行った CoM 測定において変化の小さかった後肢の疼痛を評価するための新しい測定方法として、後肢負荷試験および後肢落下試験を確立した。

小動物整形外科において、診断や手術後の患肢機能回復を客観的に評価することは非常に重要である。患肢に関する客観的評価は動的解析が多く用いられており、手術後の患肢機能回復の指標として有用であることは数多くの研究が行われている。しかしながら、静的測定による手術後の患肢機能回復の評価に関する報告は乏しい。また、手術直前から手術後の経過に伴う CoM の変化を報告した文献は存在しない。

そこで我々は、第 1 章および第 2 章で実施してきた右前肢疼痛刺激および左後肢疼痛刺激を実際の整形外科疾患に置き換え、CoM 測定を行うこととした。右前肢の疼痛に対して、小型犬において一般的な整形外科疾患である橈骨尺骨骨折を対象にした<sup>39</sup>。また、左後肢の疼痛に対しては、後肢において一般的な疾患である左側前十字靭帯断裂を対象とした。これらの右側橈骨尺骨骨折および左側前十字靭帯断裂に罹患した症例に対して、手術前から手術後の経過に関して静的測定による CoM 評価に加えて後肢負荷試験および後肢落下試験を実

施し、解析を行った。



## 第 2 節 材料と方法

### 1) 使用動物

2020 年 4 月から 2020 年 10 月に DVMs どうぶつ医療センター横浜 整形外科 (神奈川県) に紹介受診した以下の症例を対象とした。この研究は病院の院長の承認を得て実施され、この研究で使用された犬のすべての飼い主はデータの収集に同意した。

#### ① 橈骨尺骨骨折症例

上記期間に右側橈骨尺骨骨折と診断し、Locking Compression Plate (LCP) にて整復固定を実施し、手術後 8 週間の診察終了まで経過観察が可能であった 5kg 以下の症例 16 例を対象とした。なお、右側橈骨尺骨骨折以外の罹患はなく、その他の整形外科領域に関する既往歴はない犬を使用した。

#### ② 前十字靭帯断裂症例

上記期間に左前十字靭帯断裂と診断し、Tibial Plateau Leveling Osteotomy (TPLO 法) を実施し、手術後 8 週間の診察終了まで経過観察が可能であった 15kg 以下の症例 13 例を対象とした。なお、左前十字靭帯断裂以外の罹患はなく、その他の整形外科領域に関する既往歴はない犬を使用した。

### 2) CoM 測定

第 1 章・第 2 章で用いた既存の装置を用いて CoM 測定を行った。測定はオリジナルポジション、手術後 2, 4, 8 週間の時点で行うこととした。

### 3)統計学的解析

正規性は、**Shapiro–Wilk test** を用いて評価した。データは中央値（最大値－最小値）で示した。手術前群と手術後 2, 4, 8 週間群の 4 群間の差は **Steel–Dwass** の多重比較を用いて解析を行った。すべての値は  $p<0.05$  で有意差があると評価した。

### 第3節 結果

#### (1) 右側橈骨尺骨骨折

トイ・プードル7頭、ポメラニアン3頭、雑種2頭、チワワ1頭、イタリアン・グレーハウンド1頭、ベトリントン・テリア1頭、ミニチュア・ピンシャー1頭のCoMを評価した。犬の平均年齢は $1.5 \pm 1.7$ 歳（範囲：4ヶ月から7歳）であり、平均体重は $2.8 \pm 1.04$ kg（平均  $\pm$  標準偏差；範囲：1.5–5.0kg）であった。犬は10頭のオス（去勢された5頭）と6頭のメス（避妊された1頭）で構成された。

手術前のCoMのX成分は、手術後の日数が経つにつれて中央線に向かって変化していくことが明らかとなった。また、Y成分に関しては手術後から4週間までは頭側方向に変化が認められるもののそれ以降の変化は認められなかった（Fig.9）。

#### (2) 左側前十字靭帯断裂

トイ・プードル4頭、雑種4頭、柴犬2頭、チワワ1頭、ビーグル1頭、ウェルシュ・コーギー・ペンブローク1頭であった。犬の平均年齢は $8.3 \pm 3.6$ 歳（範囲：5.4–13歳）であり、平均体重は $7.8 \pm 4.8$ kg（平均  $\pm$  標準偏差；範囲：3.3–15kg）であった。犬は3頭のオス（去勢された3頭）と10頭のメス（避妊された9頭）で構成された。

手術前のCoMのX成分は、手術後の経過が経つにつれて中央線に向かって変化していくことが明らかとなったもののCoMのY成分には明らかな変化は認め

られなかった (Fig.10)。後肢負荷試験では、X 成分は手術前と 4, 8 週間の比較では明らかな変化が持ち上げ前と持ち上げ後で認められたものの、CoM 分析と同様に Y 成分では変化は認められなかった (Fig.11)。後肢落下試験では、踏み直り前および踏み直り後の X 成分において手術後の日数が経つにつれて中央線に向かって変化していくことが明らかとなったが、Y 成分の変化は他と同様に認められなかった (Fig.12)。

## 第 4 節 考察

橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例においても静的測定による CoM 解析は可能であった。また、CoM 測定に加えて後肢負荷試験および後肢落下試験を実施することによって経時的な CoM 変化ならびに後肢機能評価を行うことも可能であった。我々の知る限り、本研究は前肢および後肢の疾患に対する経時的な CoM 変化を定量化した最初の研究である。

橈骨尺骨骨折症例に関しては、手術後から時間が経つにつれて X 成分は正中に向かって偏っていき、Y 成分はある一定のところまで戻ると変化しない過程が認められた。この結果は、橈骨尺骨骨折に関しては治療の経過が CoM の移動・変化に密接に関連していることを示唆している。右側橈骨尺骨骨折手術前の CoM は、第 1 章で行なった右前肢疼痛感覚刺激と同様に左後方に移動する様子が認められた。手術後 8 週間の CoM は、第 1 章で行なったコントロールと同様の位置である左右バランスがとれ、やや頭側に位置する様子が認められている。

本研究の橈骨尺骨骨折症例における CoM の時間的推移では、骨癒合過程における CoM の段階変化や体重に対する固定器具の大きさなどは比較考慮されていない。骨折治癒に関する主要な機械的要因は、骨折部位に関する固定の安定性と骨折片同士の整復の質に依存することが知られている<sup>40</sup>。過去の研究において、X 線は骨癒合過程を評価することは可能であるが、骨細胞の詳細な配列や患肢の機能評価を反映していない可能性がある<sup>41</sup>と報告されている。骨癒合過程の段階と CoM 変化の相関性を示すことは臨床上重要であり、治療効果判定を行う上で有用であるといえる。また犬種による各個体の体格による比較検討

や8週間以降の CoM 変化を追求することで治療方針のガイドラインを示すことができる可能性もある。

前十字靭帯断裂症例に関しては、橈骨尺骨骨折の結果と異なり、時間経過に伴う CoM 変化は術後4週間後以降認められるものの、Y成分の変化は認められなかった。これは後肢の CoM を測定することで、時間的推移による治療判定が前肢と比較してより困難であることを示しており、第1章での後肢疼痛は前肢疼痛と比較して顕在化しづらいという事実を裏付けることとなった。

また手術後8週間の時点では、CoMのX成分はほぼ中心に位置しているにも関わらず、後肢負荷試験および後肢落下試験において明確な左右バランスの差が認められている。これらの結果は後肢の治療過程が、CoMに大きな変化を与えないが、後肢機能障害が生じていることを示唆しており、後肢負荷試験および後肢落下試験の感度が非常に高いことが確認された。

本研究の前十字靭帯断裂症例における CoM の時間的推移では、膝関節の疾患のみに着目しており、股関節や足根関節などの後肢の疾患あるいはその併発に関しては検討しておらず、本章の結果とは異なる変化をする可能性がある。また、手術前および手術後の前十字靭帯断裂に伴う骨関節炎の程度は評価・検討しておらず、これらの病態が CoM 変化、後肢負荷試験および後肢落下試験の結果に影響を与える可能性も少なくないと推察される。

過去の研究では、骨関節炎の有無が患肢の機能回復の程度に大きく影響し、骨関節炎があると完全な機能回復は認められないことを報告している<sup>42</sup>。TPLO法に関する報告は数多く存在し、手術手技や手術後の脛骨回転角度が患肢の機能に影響を与えた可能性も否定できない<sup>43</sup>。関節外科は CoM や後肢機能に影響

を与えうる複数の交絡因子が複雑に関与していることが予想されるため、今後さらなる検討を行なっていきたいと考える。

本研究における CoM の時間的推移の解釈にはいくつかの制限が存在する。第一に、本研究で検討に用いた CoM は平均値であり、個々の症例に対する様々な要因との相関関係は検討されていない。犬種による足の長さの差異や体重による CoM 変化の相関関係は、今後の症例数を重ねて検討していくべき項目であるとしている。第二に、第 1 章・第 2 章と同様に頭の位置や体のわずかな動きが CoM に与える影響は否定できない。それにもかかわらず、平均した結果において、一定の変化が確認されている点も考慮すべきである。

第 1 章および第 2 章で行なった前臨床研究は、本章における臨床研究に応用することが可能であった。静的測定による CoM 時間的推移は、患肢の機能評価を継時的に行うツールとして有用であると考えた。また後肢疾患に関しては、後肢負荷試験と後肢落下試験は組み合わせることで後肢の状態を評価する必要性があった。骨折・脱臼など生じた部位や疾患ごとに CoM 変化の様子が異なるかどうかは今後さらなる研究を行なっていく必要性を感じた。小型犬では、前肢に対しては CoM 測定を、後肢に関しては CoM 測定と後肢負荷試験および後肢落下試験を組み合わせることで、静的測定における前肢および後肢の機能評価を可能にすると考えた。

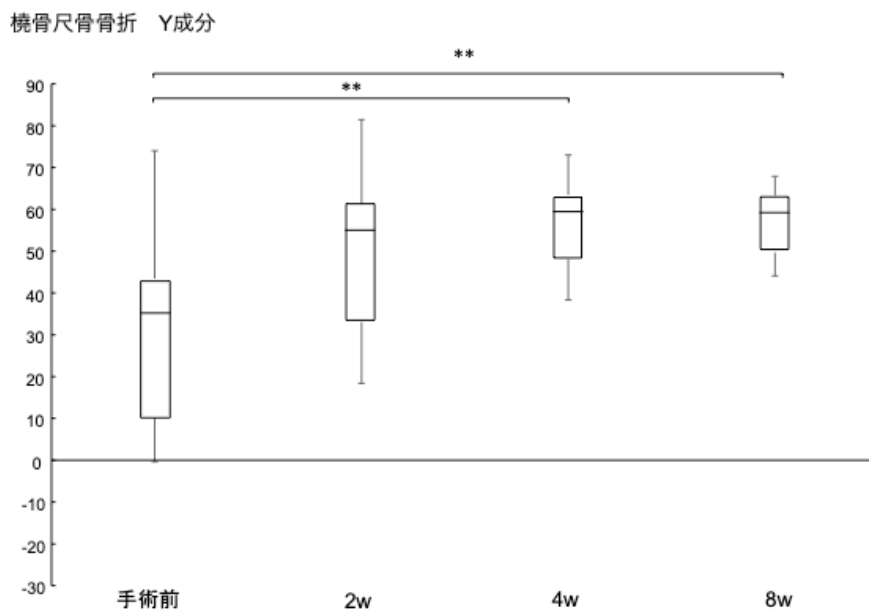
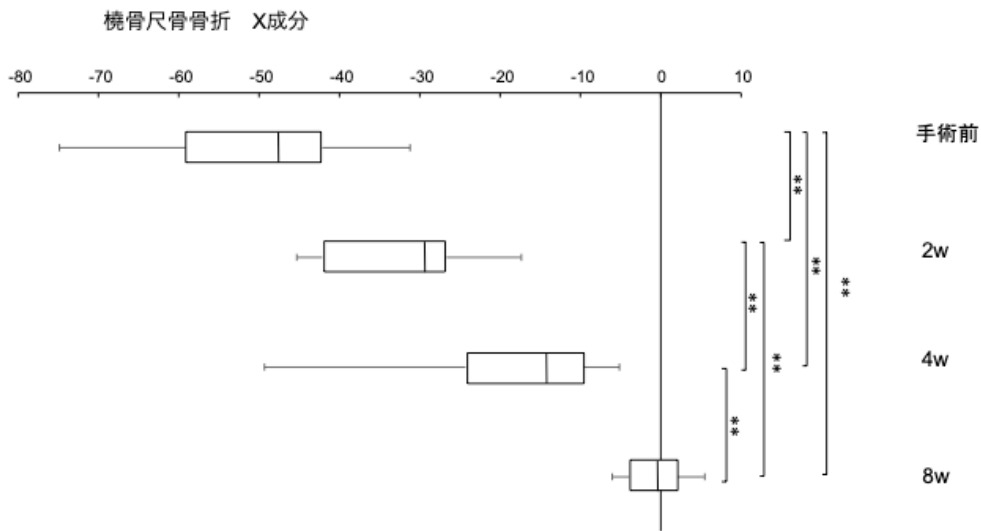


Fig.9 橈骨尺骨骨折における手術前と手術後 2, 4, 8 週間の X 軸 (上) と Y 軸 (下) の各比較

データはすべて中央値 (範囲 ; 最大値-最小値) で示した (n=16)。手術前群と手術後 2, 4, 8 週間群の 4 群間の差は Steel-Dwass の多重比較を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ ) とした。



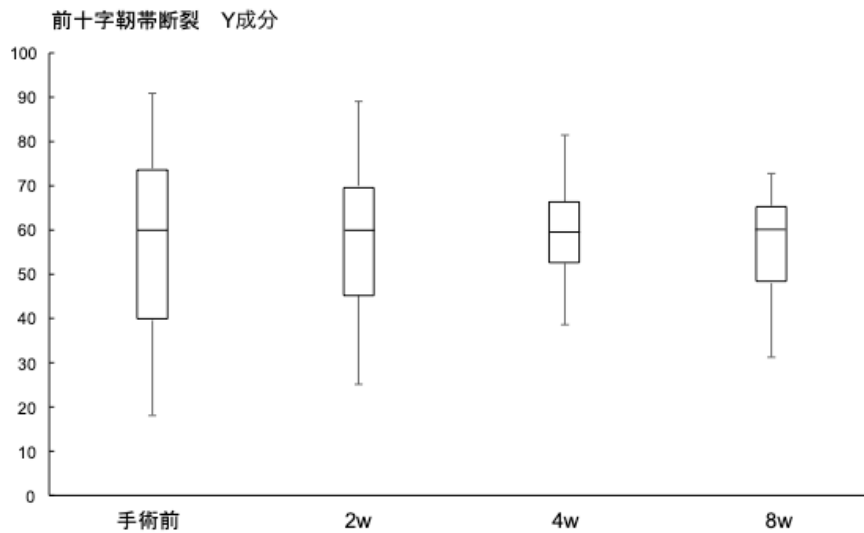
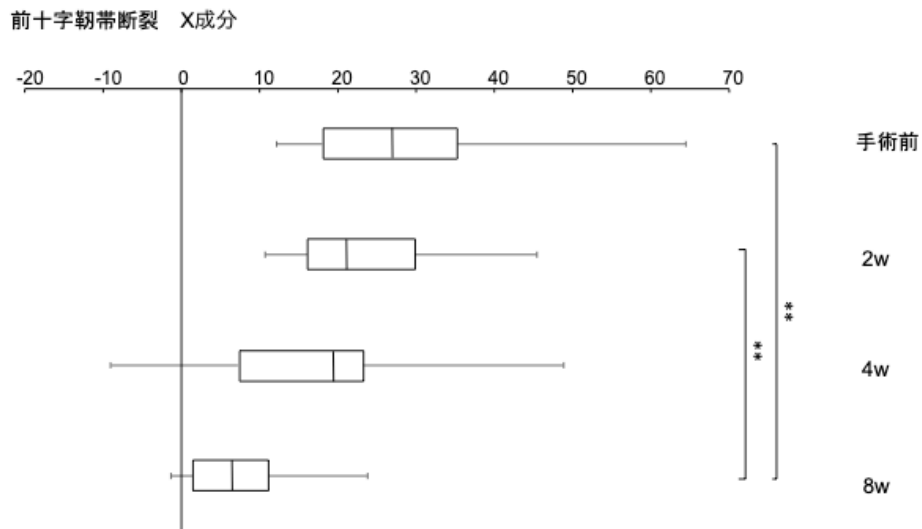


Fig.10 前十字靭帯断裂における手術前と手術後2, 4, 8週間のX軸（上）とY軸（下）の各比較

データはすべて中央値（範囲；最大値－最小値）で示した（n=13）。手術前群と手術後2, 4, 8週間群の4群間の差は Steel-Dwass の多重比較を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ ) とした。

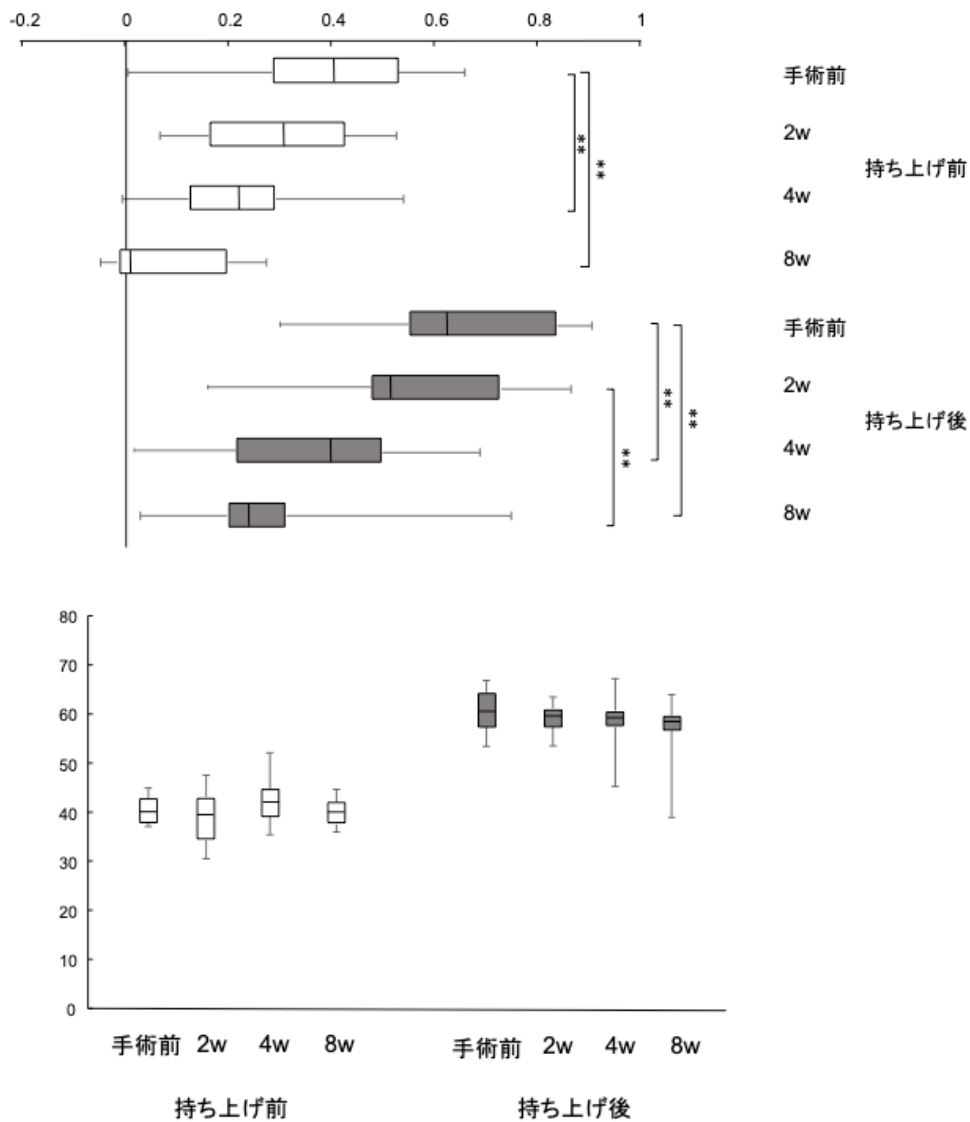


Fig.11 前十字靭帯断裂における後肢負荷試験実施後の手術後 2, 4, 8 週間の X 軸 (上) と Y 軸 (下) の各比較  
 データはすべて中央値 (範囲 ; 最大値 - 最小値) で示した (n=13)。手術前群と手術後 2, 4, 8 週間群の 4 群間の差は Steel-Dwass の多重比較を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ ) とした。

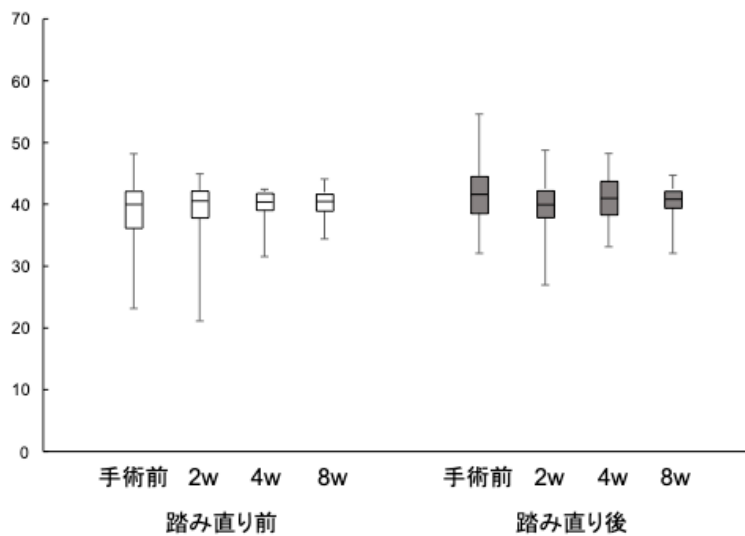
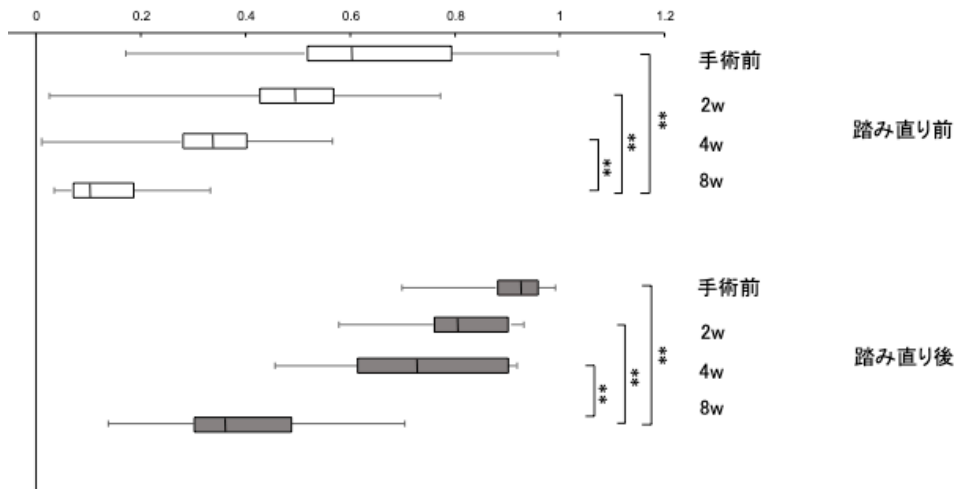


Fig.12 前十字靭帯断裂における後肢落下試験実施後の手術後 2, 4, 8 週間の X 軸 (上) と Y 軸 (下) の各比較

データはすべて中央値 (範囲 ; 最大値-最小値) で示した (n=13)。手術前群と手術後 2, 4, 8 週間群の 4 群間の差は Steel-Dwass の多重比較を用いて解析を行った。すべての値は  $p < 0.05$  で有意差があると評価し、\* ( $< 0.05$ ) or \*\* ( $< 0.01$ ) とした。

## 総合考察

静的測定において正常犬および臨床症例に対する CoM 測定および疼痛刺激時の CoM 変化について解析を行った。第 1 章では静的測定による犬の 4 肢および 3 肢起立時の CoM 測定が可能である点および前肢疼痛刺激時には CoM が大きく変化する点を明らかにした。さらに第 2 章では、第 1 章において CoM の変化が小さかった後肢疼痛刺激時に対して、後肢負重試験および後肢落下試験を組み合わせることで後肢機能評価が可能であることを明らかにした。第三章では、右側橈骨尺骨骨折症例および左側前十字靭帯断裂症例に対して、第 1 章ならびに第 2 章で確立した測定を行い、実際の臨床症例においても CoM 測定ならびに後肢機能評価が有用であることを証明した。

本研究では、前肢疼痛に対する臨床症例として、橈骨尺骨骨折を選択した。橈骨尺骨骨折では、経時的な CoM 測定によって、患肢機能回復の指標として示すことが可能であった。一方で、橈骨尺骨骨折以外の疾患では CoM の経時的変化は同様に術後 8 週間の時点でもとの状態に戻る変化とはならないと考える。肩関節における脱臼や変形性関節症などは、より跛行が顕在化しやすいことが報告されている<sup>4</sup>。詳細な変化に関しては、骨折や脱臼などの疾患ごとの検討を行っていく必要があると考えた。

また本研究では、後肢疼痛に対する臨床症例として、前十字靭帯断裂を選択した。後肢の疼痛に対する CoM の変化は小さく、後肢の機能を明確に反映していなかった。後肢に対しては、後肢負荷試験および後肢落下試験による機能評価が重要であると考え。疼痛の罹患する部位が体幹側に近づくほど、後肢負

荷試験の変化が明瞭となり、体幹側から離れるほど後肢落下試験の変化が明瞭になると推察される。人医療領域では、前十字靭帯断裂に対する手術後の pivot-shift 運動が問題として取り上げられており<sup>37,44</sup>、近年では小動物整形外科領域においても課題となりつつあると報告されている<sup>44,45</sup>。この pivot-shift 運動を客観的評価に定量化することは難しいとされているが、本研究で行なった後肢機能試験では、評価ができる可能性が示唆された。これらの総合判断をする上で、特に手術後の後肢機能回復を評価するためには静的測定においても複数の測定を組み合わせる必要があると考える。

以上のことから、静的測定による CoM 測定と後肢機能評価の組み合わせは、前肢あるいは後肢の疼痛を評価できるだけでなく、経時的な変化を行う上で臨床的有用性が高いことが示唆された。犬の患肢に対しては、動的解析と静的解析の両方にて、多角的に評価していく必要があると考えた。

## 総括

以上、静的測定に関する正常犬および臨床症例を対象に行った CoM および後肢負荷試験ならびに後肢落下試験による後肢機能評価の生物学的解析により、以下の結論を得た。

### 第 1 章 静的姿勢の CoM 測定法の確立と前肢および後肢感覚刺激による CoM 変化

4つのフォースプレートで作成した装置より犬の静的測定による CoM の解析が可能となった。また、各肢を挙上し、3肢での起立状態による CoM の変化を明らかにした。さらに可逆性疼痛刺激を与えた時にその CoM が変化することも明らかにした。本章により、静的測定による CoM の解析は、前肢疼痛刺激時において診断および治療効果判定に観点にて有用性が高いことが示唆された。

### 第 2 章 後肢負荷時および後肢落下時の後肢バランスの後肢感覚刺激による変化

静的測定において CoM 変化が小さかった後肢疼痛刺激時において、後肢負荷試験および後肢落下試験の有用性を明らかにした。後肢の疼痛刺激時の CoM 測定では、明らかにならなかった後肢の左右バランスの変化を定量化することで、静的測定における後肢機能評価試験を確立した。

### 第 3 章 犬の橈骨尺骨骨折および前十字靭帯断裂症例における CoM・後肢バラ

## ンスの時間的推移

橈骨尺骨骨折症例では手術後の日数が経過するにつれて CoM が中央に偏っていくのに対して、前十字靭帯断裂症例では CoM の大きな変化は検出されなかった。また、前十字靭帯断裂症例では手術後 8 週間において、CoM が中央付近にあるにも関わらず、後肢負荷試験および後肢落下試験の両方において対側肢への傾きが認められた。これらの結果より後肢に関しては、CoM と患肢の機能の関連性は低く、単一での試験による機能評価の有用性は低い可能性が示唆された。犬の代償反応や適応反応が骨格の異常を補正し、CoM 変化に影響を及ぼしていることが推察された。

以上のように、静的測定によって正常犬および橈骨尺骨骨折ならびに前十字靭帯断裂症例犬において、CoM 測定をおこなった結果、前肢の異常は CoM 測定にて機能評価が可能であること、後肢の異常は CoM 測定のみならず、他の後肢負荷試験および後肢落下試験を併用することで機能評価が可能であった。本研究は、整形外科疾患に罹患した犬の静的測定による CoM 解析によって、診断・術後回復を含めた機能評価が可能であり、臨床応用に向けた有用な基礎情報になると考える。

## 参考文献

1. Voss K, Imhof J, Kaestner S. Force plate gait analysis at the walk and trot in dogs with low-grade hindlimb lameness. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 18: 249–255.
2. Budsberg SC, Verstraete MC, Soutas LRW. Force plate analysis of the walking gait in healthy dogs. *Am J Vet Res* 1987; 48: 915–918
3. Fischer S, Anders A, Nolte I, Schilling N. Compensatory load redistribution in walking and trotting dogs with hind limb lameness. *Vet J* 2013; 197: 746–752.
4. Braun L, Tichy A, Peham C, Bockstahler B. Comparison of vertical force redistribution in the pads of dogs with elbow osteoarthritis and healthy dogs. *Vet J* 2019; 250: 79–85.
5. Phelps HA, Ramos V, Shires PK, Werre SR. The effect of measurement method on static weight distribution to all legs in dogs using the quadruped biofeedback system. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 108–112.
6. Lascelles BDX, Simon CR, Eric S, Lisa RBS, et al. Evaluation of a pressure walkway system for measurement of vertical limb forces in clinically normal dogs. *Am J Vet Res* 2006; 67: 277–281.
7. Brebner NS, Moens NMM, Runciman JR. Evaluation of a treadmill with integrated force plates for kinetic gait analysis of sound and lame dogs at a trot. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19: 205–212.
8. Tesio L, Rota V. The motion of body center of mass during walking: a review



- oriented to clinical applications. *Front Neurol* 2019; **10**: 1–22.
9. Tomas A, Bledsoe D, Wall S, Davidson G, Lascelles BDX. Initial evaluation of a canine stifle arthrotomy post-operative pain model. *Vet J* 2015; **204**: 293–298.
  10. Bockstahler BA, Vobornik A, Müller M, Peham C. Compensatory load redistribution in naturally occurring osteoarthritis of the elbow joint and induced weight-bearing lameness of the forelimbs compared with clinically sound dogs. *Vet J* 2009; **180**: 202–212.
  11. Wilson ML, Roush JK, Renberg WC. Single-day and multiday repeatability of stance analysis results for dogs with hind limb lameness. *Am J Vet Res* 2019; **80**: 403–409.
  12. Abdelhadi J, *et al.* Load redistribution in walking and trotting beagles with induced forelimb lameness. *Am J Vet Res* 2013; **74**: 34–39.
  13. Manera ME, *et al.* Static posturography: a new perspective in the assessment of lameness in a canine model. *plos one* 2017; **12**: 1–13.
  14. Kieves NR, Hart JL, Evans RB, Duerr FM. Comparison of three walkway cover types for use during objective canine gait analysis with a pressure-sensitive walkway. *Am J Vet Res* 2019; **80**: 265–269.
  15. Bosscher G, Tomas A, Roe SC, *et al.* Repeatability and accuracy testing of a weight distribution platform and comparison to a pressure sensitive walkway to assess static weight distribution. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2017; **30**: 160–164.
  16. Clough WT, Canapp SO, Taboada LD, Dycus DL, Leasure CS. Sensitivity

- and specificity of a weight distribution platform for the detection of objective lameness and orthopaedic disease. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2018; **31**: 391–395.
17. Abdelhadi J, Wefstaedt P, Nolte I, Schilling N. Fore-aft ground force adaptations to induced forelimb lameness in walking and trotting dogs. *Plos one* 2012; **7**: 1–8.
  18. Cole GL, Millis D. The effect of limb amputation on standing weight distribution in the remaining three limbs in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2017; **30**: 59–61.
  19. Brookhart JM, Parmeggiani PL. Postural stability in the dog. *Am J physiol*. 1965; **208**: 1047–1057.
  20. Seibert R, Marcellin-Little DJ, Roe SC, Depuy V, Lascelles BDX. Comparison of body weight distribution, peak vertical force, and vertical impulse as measures of hip joint pain and efficacy of total hip replacement. *Vet Surg*. 2012; **41**: 443–447.
  21. Jarvis SL, Worley DR et al. Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb. *Am J Vet Res* 2013; **74**: 1155–1163.
  22. Fuchs A, Anders A, Nolte I, Schilling N. Limb and back muscle activity adaptations to tripedal locomotion in dogs. *J Exp Zool Part A Ecol Genet Physiol*. 2015; **323**: 506–515.
  23. López S, Vilar JM, Rubio M, et al. Center of pressure limb path differences for the detection of lameness in dogs: a preliminary study. *BMC Vet Res*. 2019;

- 15: 1–6.
24. Tanase M, Ambe Y, Aoi S, Matsuno F. A galloping quadruped model using left-right asymmetry in touchdown angles. *J Biomech.* 2015; 48: 3383–3389.
33. Colborne GR, Good L, Cozens LE, Kirk LS. Symmetry of hind limb mechanics in orthopedically normal trotting labrador retrievers. *Am J Vet Res.* 2011; 72: 336–344.
25. Colborne GR, Good L, Cozens LE, Kirk LS. Symmetry of hind limb mechanics in orthopedically normal trotting labrador retrievers. *Am J Vet Res.* 2011; 72: 336–344.
26. Colborne GR. Are sound dogs mechanically symmetric at trot? no, actually. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008; 21: 294–301.
27. Hackert R, Maes LD, Herbin M, Libourel PA, Abourachid A. Limb preference in the gallop of dogs and the half-bound of pikas on flat ground. *Laterality.* 2008; 13: 310–319.
28. Assaf ND, Rahal SC, Mesquita LR, Kano WT, Abibe RB. Evaluation of parameters obtained from two systems of gait analysis. *Aust Vet J.* 2019; 97: 414–417.
29. López, S *et al.* Pedobarography: a novel approach to test the efficacy of treatments for lameness; an experience with mavacoxib in dogs with elbow osteoarthritis. *BMC Vet Res* 2019; **15**: 1–7.
30. Amimoto H, Koreeda T, Wada N. Evaluation of recovery of limb function by use of force plate gait analysis after tibial plateau leveling osteotomy for

- management of dogs with unilateral cranial cruciate ligament rupture. *Am J Vet Res*. 2019; 80: 461–468.
31. 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.
  32. Pitti L, *et al*. Assessment of static posturography and pedobarography for the detection of unilateral forelimb lameness in ponies. *BMC Vet Res* 2018; **24**: 1–8.
  33. Strasser T, Peham C, Bockstahler BA. A comparison of ground reaction forces during level and cross-slope walking in labrador retrievers. *BMC Vet Res* 2014; **10**: 4–11.
  34. Krosshaug T, *et al*. The vertical drop jump is a poor screening test for acl injuries in female elite soccer and handball players. *Am J Sports Med* 2015; **44**: 874–883.
  35. Dar G, Mei DE. Immediate effect of infrapatellar strap on pain and jump height in patellar tendinopathy among young athletes. *Prosthet Orthot Int* 2019; **43**: 21–27.
  36. Carrillo JM *et al*. Posturography and dynamic pedobarography in lame dogs with elbow dysplasia and cranial cruciate ligament rupture. *BMC Vet Res* 2018; **14**: 1–12.
  37. Ventura A, *et al*. Single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: assessment with vertical jump test. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg* 2013; **29**: 1201–1210.

38. Walter RM, Carrier DR. Rapid acceleration in dogs: ground forces and body posture dynamics. *J Exp Biol* 2009; **212**: 1930–1939.
39. Aikawa T, Miyazaki Y, Saitoh Y, Sadahiro S, Nishimura M. Clinical outcomes of 119 miniature- and toy-breed dogs with 140 distal radial and ulnar fractures repaired with free-form multiplanar type II external skeletal fixation. *Vet Surg* 2019; **48**: 938–946.
40. Jeong KJ *et al.* Successful clinical application of cancellous allografts with structural support for failed bone fracture healing in dogs. *In Vivo* 2019; **33**: 1813–1818.
41. Mie K *et al.* Impaired bone quality characterized by apatite orientation under stress shielding following fixing of a fracture of the radius with a 3d printed ti-6al-4v custom-made bone plate in dogs. *PLoS One* 2020; **15**: 1–12.
42. Ogawa H, Matsumoto K, Akiyama H. Functional assessment of the anterior cruciate ligament in knee osteoarthritis. *J Orthop* 2021; **23**: 175–179.
43. Buirkle CL *et al.* Effect of tibial rotation on the tibial plateau angle measurement in dogs: an ex vivo study. *Vet Surg* 2019; **48**: 408–416.
44. Knight RC, Thomson DG, Danielski A. Surgical management of pivot-shift phenomenon in a dog. *J Am Vet Med Assoc* 2017; **250**: 676–680.
45. Gatineau M, Dupuis J, Planté J, Moreau M. Retrospective study of 476 tibial plateau levelling osteotomy procedures: rate of subsequent ‘pivot shift’, meniscal tear and other complications. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2011; **24**: 333–341.

## 謝辞

本論文を終えるにあたり、本研究を行うに際し、終始懇切なる御指導と御校閲を賜りました麻布大学獣医学部生理学第二研究室 折戸 謙介教授、分子生物学研究室 村上 賢教授、同学部基礎教育学研究室 廣田 祐士講師ならびに理学研究所 福永 航也先生に深甚なる謝意を表します。

## 出典

本論文の一部は、以下に公開されている。

**Displacement of center of mass in dogs in response to foot sensory stimulation.**

Kousuke Izawa, BVSc, Koya Fukunaga, BVSc, PhD, Yuji Hirota, PhD, Kensuke Orito, BVSc, PhD. *Veterinary Surgery*. 2021; 50: 1304-1315.