

犬の膝蓋骨近遠位位置と

歩様の関係に関する研究

(Study on the Association of Proximodistal

Patellar Position and Canine Gait)

村上 佐和子

犬の膝蓋骨近遠位位置と

歩様の関係に関する研究

(Study on the Association of Proximodistal
Patellar Position and Canine Gait)

村上 佐和子

日本獣医生命科学大学大学院獣医生命科学研究家

獣医学専攻博士課程 2017 年入学

(指導教授： 原 康 教授)

2021 年 3 月

目次

第1章	序論	1
第2章	大腿骨滑車 - 膝蓋骨近遠位位置に関する検討	5
2-1	緒言	5
2-2	材料と方法	7
2-2-1	被検体	7
2-2-2	計測値	7
2-2-3	統計	8
2-2-3-1	屈曲像	8
2-2-3-2	伸展像	8
2-3	結果	9
2-3-1	総合的な結果	9
2-3-2	統計の結果	10
2-3-2-1	屈曲像	10
2-3-2-2	伸展像	11
2-4	考察	11
2-4-1	関節角度	11
2-4-2	解剖学的形態と膝蓋骨の近遠位位置	11
2-4-3	膝蓋骨脱臼と膝蓋骨の近遠位位置	12
2-4-4	制限因子	13
2-5	小括	13
第3章	大腿四頭筋長／大腿骨長比に関する検討	22
3-1	緒言	22
3-2	材料と方法	24
3-2-1	試験体	24
3-2-2	コンピュータ断層撮影	24
3-2-3	統計解析	25
3-3	結果	25
3-3-1	総合的な結果	25
3-3-2	QML/FL	26
3-3-3	PLL/PL	26

3-4	考察	27
3-5	小括	30
第4章	健常ビーグル犬の逆動力学的解析に関する検討	44
4-1	緒言	44
4-2	材料と方法	45
4-2-1	被検体	45
4-2-2	動作解析	45
4-3	結果	47
4-3-1	総合的な結果	47
4-3-2	前肢の結果	47
4-3-3	後肢の結果	48
4-4	考察	49
4-4-1	前肢	50
4-4-2	後肢	52
4-5	小括	53
第5章	膝蓋骨近遠位位置と犬の歩様の関連の検討	59
5-1	緒言	59
5-2	材料と方法	60
5-2-1	対象症例および試験体	60
5-2-2	画像検査	60
5-2-3	歩様検査	61
5-2-4	統計	62
5-3	結果	62
5-3-1	症例および試験体	62
5-3-2	Wilcoxon の順位和検定	63
5-3-3	Spearman の順位相関分析および重回帰分析	63
5-4	考察	64
5-5	小括	66
第6章	膝関節可動域制限が犬の歩様に及ぼす影響	72
6-1	緒言	72

6-2	材料と方法	72
6-2-1	試験体	72
6-2-2	装具	73
6-2-3	実験	73
6-2-4	統計	75
6-3	結果	75
6-3-1	総合的な結果	75
6-3-2	右後肢	76
6-3-3	左後肢	76
6-4	考察	76
6-5	小括	78
第7章	総括	86
参考文献		92

第1章 序論

動作解析とは、人や動物の動作を空間内での動きとして解析するものである。その主な手法には大きく二つに分けて運動力学的なものや運動学的なものがある。運動力学的動作解析とは動作の最中に発生する力について計測するものであり、対して運動学的動作解析とは空間内での身体の動きを計測するものである (Gillette and Angle 2008)。運動力学的動作解析ではフォースプレートやプレッシャーマットを用いた床反力の計測を行う。運動学的動作解析では身体を関節部でつながった剛体のセグメントに分けて考え、動作中の関節の可動域、角速度、各セグメントの動き、速度などを記録する (Sandberg, Torres, and Budsberg 2020)。19世紀の終わりから写真撮影を用いた二次元での運動学的動作解析が行われてきたが (Steindler 1953)、1978年には三次元での解析が最初に報告された (Shapiro 1978)。動作解析はコンピューターシステムの改良によって汎用化されてきた面が大きい。肉眼での観察による動作解析は主観に頼っており、一度に多数の情報を集めるのは難しい。しかし、現在のシステムならば複数の関節に関する情報を同時に解析でき、大量の情報を客観的に処理することが可能である。

中でも逆動力学的解析は、関節やセグメントの動きに関する運動学的なデータと、身体の動きによって生じた外力に関する運動力学的データを組み合わせることにより、内力を推量するものである (Camomilla et al. 2017)。動作解析では生体を剛体のリンクモデルとみなすことで、ニュートンの運動方程式による運動解析が適応できる。各剛体の重量、重心位置、慣性モーメント、その動き、および剛体に発生する外力から、各剛体リンクに発生する内力を計算することが可能となる。各剛体リンクに発生する内力とはすなわち、動作中の関節周囲に発生するトルクである関節モーメントであり、そこから関節の仕事量である関節パワーも算出される。関節モーメントは筋肉の能動的な働きや靭帯の受動的な働きにより生じるものであり、関節周囲の複数の筋肉の働きの合計として計算される。これに関節の角速度を乗算したものが仕事量としての関節パワーである。人においては逆動力学的解

析の臨床応用が進んでおり、脳卒中片麻痺患者などの疾患に対してリハビリによる回復程度を診断したり、その後のリハビリプログラムの改善に役立てたりしている(Lauziere et al. 2015)。

獣医学領域における動作解析は、1877年にMuybridgeが馬のトロットを写真撮影して解析したものが先駆けである(Hobbs et al. 2009)。以来これまでに馬(van den Bogert 1998; Clayton, Hodson, and Lanovaz 2000; Dutto et al. 2004, 2006; Hobbs et al. 2009)、犬(Dogan et al. 1991; Nielsen et al. 2003; Colborne et al. 2005; Colborne et al. 2006; Dutto et al. 2006; Burton et al. 2008; Ragetly et al. 2010; Burton et al. 2011; Colborne et al. 2011; Bush et al. 2012; Ragetly et al. 2012; Headrick et al. 2014; Andrada et al. 2017)、猫(Kaya, Leonard, and Herzog 2006; Schnabl-Feichter et al. 2018)、小型げっ歯類(Witte et al. 2002; Gosnell et al. 2011; Bennett, Lanovaz, and Muir 2012)などの四足動物において解析が行われてきた。これらの研究では、四足哺乳動物における移動運動には種を超えた類似性があることが示されているが、いくつかの違いも報告されている。これらの違いは、動物間での立位姿勢の差や体型の差に起因するものではないかと推測されている(Gosnell et al. 2011; Bennett, Lanovaz, and Muir 2012)。動物で最も動作解析がされているのが移動運動であるが、四足動物の移動運動は各肢について立脚相と遊脚相に分けられる。立脚相は肢が床に接地している期間のことであり、発生する力により制動期間と推進期間に分けることができる。小動物臨床分野においては、犬の前十字靭帯断裂(Ragetly et al. 2010; Bush et al. 2012; Ragetly et al. 2012)や内側鉤状突起離断(Burton et al. 2008; Burton et al. 2011)、股異形成(Dogan et al. 1991)などについてトロット時もしくは歩行時の逆動力学的解析が行われている。これらの研究から、逆動力学的解析が整形外科疾患の診断や術後の回復を検討するうえで有益であることが示唆されているが、臨床現場ではいまだ広く適用されていない。

小動物整形外科において最も頻繁に遭遇する疾患のひとつに膝蓋骨脱臼がある(Priester 1972; LaFond, Breur, and Austin 2002; Bellumori et al. 2013; O'Neill et

al. 2016)。膝蓋骨は大腿四頭筋の遠位に位置する種子骨であり、健全な動物では大腿骨滑車に収まっていて膝関節の屈伸に伴い滑車内を近遠位へ移動する。膝蓋骨は大腿四頭筋のモーメントアームを増大させることで牽引力を前方へ向け、効率の良い収縮を助ける (Kapandji 2010)。膝蓋骨が大腿骨滑車稜を超えて内側もしくは外側に変位する病態を膝蓋骨脱臼と呼ぶ。犬では膝蓋骨内方脱臼 (MPL) が最も多く、他に膝蓋骨外方脱臼および膝蓋骨両側脱臼がある。人では内外側方向の変位だけでなく、膝蓋骨が滑車に対して近位に変位する膝蓋骨高位 (patella alta) という病態も認識されており、滑車稜の支えがなくなるために膝蓋骨脱臼の原因になるもしくは膝蓋骨脱臼の治療の失敗につながることを示唆されている (Ali, Helmer, and Terk 2009; Magnussen et al. 2014; Biedert and Tscholl 2017)。また、脳性麻痺で patella alta を呈する小児では、立脚相で膝を屈曲して歩く膝屈曲歩行 (crouch gait) が報告されている (Desailly, Thevenin-Lemoine, and Khouri 2017; Lenhart et al. 2017; Brandon et al. 2018; Bittmann et al. 2018)。人で patella alta が存在する場合には、膝を屈曲して歩くことで膝のモーメントアームが増大し膝蓋靭帯と大腿四頭筋の荷重バランスが取れるが、同時に膝蓋大腿関節の負荷が大きくなることがわかっている (Brandon et al. 2018)。Patella alta の患者に対する治療として脛骨粗面遠方転位などを行うと、術後の立脚相で膝が伸展し歩様が改善することが知られている (Desailly, Thevenin-Lemoine, and Khouri 2017; Lenhart et al. 2017)。大型犬においては膝蓋骨内方脱臼 (MPL) のある犬は脱臼のない犬に比べて膝蓋靭帯/膝蓋骨長比 (PLL/PL) が大きいことから、やはり MPL と patella alta との関連が示唆されている (Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008)。また、必要に応じてこれらの patella alta の症例について脛骨粗面遠方転位による治療が行われる (Segal, Or, and Shani 2012; Pugliese, Pike, and Aiken 2015; Drew et al. 2018; Nagahiro et al. 2020)。しかしながら、犬において今までに MPL や膝蓋骨近遠位位置に関する動作解析は行われておらず、人のように歩様に特徴があるかどうかは知られていない。また、犬では PLL/PL 以外の指標による膝蓋骨近遠位位置の検討が十分にされておらず、屈伸時の膝蓋骨の移動と膝蓋骨近遠位位置との関係

を検討した研究が存在しない。

以上のことから、本研究では犬の動作解析を利用して膝蓋骨近遠位位置と歩様の関係を解明することを目的とし、以下に示す第 2 章から第 6 章までの検討を行った。第 2 章では PLL/PL の他に遠位大腿骨の形態学的特徴が膝蓋骨近遠位位置に及ぼす影響を調べるとともに、膝関節の伸展による膝蓋骨の近位への移動にも注目し、MPL の有無で膝蓋骨の近遠位位置に有意な差があるか検討した。第 3 章では膝関節伸展機構である大腿四頭筋の長さに着目し、関節角度によって大腿四頭筋の長さがどのように変化するかを検討した。また、第 4 章では健常なビーグル犬における歩様について逆動力学的解析を行い、各関節に発生するモーメントとパワーを算出した。第 5 章では膝蓋骨近遠位位置と犬の歩様の関係について運動学的動作解析を行い、その特徴について記述することを目指した。第 6 章では装具により膝関節の可動域を制限したビーグル犬の歩行に対して運動学的動作解析を行い、どのような変化があるか記述した。

第2章 大腿骨滑車 - 膝蓋骨近遠位位置に関する検討

2-1 緒言

大腿骨滑車内での膝蓋骨の位置は、犬の膝蓋骨脱臼と関連している可能性について長い間議論されてきた (Johnson et al. 2002; Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008; Kňazovický et al. 2012; Miles et al. 2012; Kalff et al. 2014; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Ocal, Seyrek-Intas, and Cagatay 2020) が、膝関節の屈伸に伴って変化するため評価が困難である (Johnson et al. 2002)。そこで、膝関節角度の影響を受けにくい指標として、膝蓋靭帯長と膝蓋骨長の比 (PLL/PL) が人の医学から導入された (Ali, Helmer, and Terk 2009; Kňazovický et al. 2012; Magnussen et al. 2014; Biedert and Tscholl 2017)。多くの犬の研究では、PLL/PL に焦点を当てて膝蓋骨と大腿骨滑車の間の近遠位アライメントを議論してきた (Johnson et al. 2002; Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008; Kňazovický et al. 2012; Miles et al. 2012; Kalff et al. 2014; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)。膝蓋骨近遠位位置を評価するために他の指標を導入した研究もあるが (Miles et al. 2012; Allberg and Miles 2020; Murakami et al. 2020)、それらの指標は PLL/PL ほど頻繁に臨床で使用されているわけではない。PLL/PL が増加するにつれて膝蓋骨の位置はより近位になるはずであるが、その他の形態学的要因として大腿骨顆の大きさや大腿骨滑車の長さなども、膝蓋骨近遠位位置に影響を与える可能性がある。人を対象としたある研究では Insall-Salvati 指数と膝蓋骨高さ (近遠位位置) 指数との関連性を評価したところ、弱い相関関係しか示されなかったと報告している (Ali, Helmer, and Terk 2009)。犬の形態学的特徴は人よりも多様であるため、犬の膝蓋骨近遠位位置に対する PLL/PL の影響はより小さく、他の形態学的特徴がより影響している可能性がある。しかし、犬の膝蓋骨近遠位位置に対するこれらの特徴の影響を評価した研究はない。

人では、膝蓋骨が滑車を超えて近位に位置すると、膝蓋骨が不安定になることが知られている (Neyret et al. 2002; Biedert and Albrecht 2006; Magnussen et al. 2014;

Ahmad et al. 2019)。膝蓋骨高位 (patella alta) では、膝蓋骨関節面と大腿骨滑車溝の接触が減少し、膝蓋骨が不安定になる可能性がある (Magnussen et al. 2014; Ahmad et al. 2019)。また、長い膝蓋腱自体が膝蓋骨の不安定性につながる可能性も示されている (Neyret et al. 2002; Magnussen et al. 2014)。これらの人の研究に基づいて、獣医学分野においても PLL/PL と膝蓋骨脱臼との関連が研究されてきた (Johnson et al. 2002; Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008; Kňazovický et al. 2012; Miles et al. 2012; Kalff et al. 2014; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)。いくつかの研究では、膝蓋骨内方脱臼 (MPL) に罹患した大型犬は、膝蓋骨脱臼に罹患していない犬に比べて PLL/PL が大きいことが示されている (Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008)。他の研究では、MPL に罹患した小型犬と罹患していない小型犬でそのような違いは見られなかった (Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Yasukawa et al. 2016)。PLL/PL の比較は膝蓋骨近遠位位置を直接に計測しているわけではないため、もし膝蓋骨近遠位位置が PLL/PL 以外の要因の影響も受けているのであれば、MPL のある犬とない犬の膝蓋骨近遠位位置そのものを検討する必要がある。

Patella alta は広く認識されている概念であるが、その定義は議論的となっている (Biedert and Tscholl 2017)。膝蓋骨の近遠位位置に関しては、膝関節角度による影響が犬 (Johnson et al. 2002) でも人 (Ahmad et al. 2019) でも報告されている。人では膝蓋骨近遠位位置は膝関節伸展状態での計測が基本とされており (Biedert and Albrecht 2006)、屈曲で撮影した場合は完全伸展での膝蓋骨近遠位位置を回帰式により推定する方法が報告されている (Ahmad et al. 2019)。犬では犬種により膝関節の伸展角度に有意な差があることが示されており (Sabanci and Ocal 2016)、膝蓋骨の可動域もそれに伴って差があることが推測される。しかしこれについて検討した研究は存在しない。

本研究の目的は、X 線画像を用いて小型犬の膝蓋骨近遠位位置に関して検討することである。第一に、形態学的特徴が膝蓋骨近遠位位置に及ぼす影響を明らかにし、第二に、MPL に罹患した犬と罹患していない犬の間で膝蓋骨近遠位位置を比較する。

2-2 材料と方法

2-2-1 被検体

日本獣医生命科学大学附属病院およびみながわペットクリニックに診察を目的に来院した個人所有の15kg以下の犬を、飼い主の承諾を得て評価した。対象となったのは、膝蓋骨脱臼以外の整形外科的な後肢の疾患をもたない症例、および整形外科的な後肢の疾患をまったく持たない症例である。犬種、性別、年齢、体重、罹患側、膝蓋骨脱臼の方向、膝蓋骨脱臼のグレードを評価した。大腿骨の内顆と外顆が適切に重なっている状態で撮影された、膝関節の術前の内外側方向 X 線写真を評価対象とした。このような X 線写真には膝関節尾側角度を約 90 度にして撮影したものと、完全伸展状態にして撮影したものとが含まれていた。膝蓋骨が滑車に入っていない X 線写真は研究対象から除外された。したがって、グレードIVの膝蓋骨脱臼に罹患した犬は研究に含まれなかった。

2-2-2 計測値

すべての X 線写真で大腿骨全体が見えていたわけではなかったため、以前の研究に基づいて関節角度を定義した (Mostafa et al. 2008)。遠位大腿骨の解剖軸と近位脛骨の解剖軸の交点の尾側の角度を関節角度とした (Figure 2-1)。膝蓋骨近位位置 (PPP) および膝蓋骨遠位位置 (DPP) は、過去の報告をもとに滑車のラインの延長上で測定した (Johnson et al. 2002)。膝蓋骨の近位もしくは遠位から滑車に対して垂直に線を下ろし、滑車の近位からその線までの距離を滑車の長さで除算した (Figure 2-2)。PL は膝蓋骨の最長寸法として測定し、PLL は膝蓋骨の最遠位端から脛骨粗面の頭側近位部の膝蓋靭帯挿入部までの長さとして測定した (Figure 2-3)。

大腿骨顆の頭尾側サイズ (FC) は、Blumensaat's line に沿って測定した (Figure 2-3)。大腿骨滑車長 (TL) は過去の研究 (Johnson et al. 2002; Mostafa et al. 2008) と同様に、大腿骨滑車の近位端から長指伸筋腱の起始部まで測定した (Figure 2-2)。解剖学的滑

車角度 (AT 角度) は、大腿骨遠位解剖軸と TL 線の延長線によって作られる尾側の角度として定義した (Figure 2-1)。

すべての測定は、コンピュータ支援設計ソフトウェア (AR_CAD v1.6.0; SHF 株式会社、京都、日本) を使用して実施した。各形態長は比率として評価した。統計に含めた比率は PLL/PL、FC/PL、TL/PL、TL/FC である。

2-2-3 統計

2-2-3-1 屈曲像

まず屈曲時の内外側方向 X 線画像のすべてを用いて、膝蓋骨近遠位位置に影響をおよぼす因子を探った。PPP または DPP と、関節角度、年齢、体重、性別、左右、PLL/PL、AT 角度、FC/PL、TL/PL、または TL/FC それぞれとの関連を評価するために、ひとつずつ線形単回帰分析を行った。p < 0.20 の変数を重回帰モデルに含めた。係数が 0 から有意に異なる変数を含むモデルを同定するために、変数減少法による重回帰分析を行った。変数間の相互作用は、相互作用のあるモデルとないモデルを比較する尤度比検定によって分析した。臨床的に重要な、もしくは統計的に有意な相互作用は、最終モデルに含めた。

また、屈曲時の内外側 X 線画像を MPL のある後肢からなる MPL 群と膝蓋骨脱臼のない後肢からなるコントロール群に分け、PPP と DPP および PLL/PL、AT 角度、TL/PL、TL/FC、または FC/PL について MPL の有無で有意差があるか重回帰分析を行った。このとき、関節角度、年齢、体重、性別、左右についてあらかじめ線形単回帰分析を行い、p < 0.20 の変数を重回帰モデルに含めて変数減少法による重回帰分析を行った。係数が 0 から有意に異なる変数を含むモデルを同定するために、変数減少法による重回帰分析を行った。変数間の相互作用は、相互作用のあるモデルとないモデルを比較する尤度比検定によって分析した。臨床的に重要な、もしくは統計的に有意な相互作用は、最終モデルに含めた。

2-2-3-2 伸展像

完全伸展時の PPP、DPP について、MPL の有無で有意な差があるか検証するために重回

帰分析を行った。また、この像での関節角度である最大伸展角度についても、MPLの有無で有意な差があるか検証するために重回帰分析を行った。それぞれ、年齢、体重、性別、左右を独立変数として含め、変数減少法による重回帰分析を行った。

係数が0から有意に異なる変数を含むモデルを同定するために、変数減少法による重回帰を行った。変数間の相互作用は、相互作用のあるモデルとないモデルを比較する尤度比検定によって分析した。

すべての分析にStata（バージョン14, StataCorp, College Station, TX）を使用した。統計的推定および推論には、5%の有意水準による両側検定を用いた。

2-3 結果

2-3-1 総合的な結果

屈曲状態の内外側方向 X 線写真は 71 頭 99 肢が対象となった。うち MPL に罹患しているのが 44 頭 63 肢で、グレードの内訳はグレード I が 9 頭 9 肢、グレード II が 22 頭 25 肢、グレード III が 23 頭 29 肢だった。これらの MPL 群には左後肢が 34 肢、右後肢が 29 肢含まれ、年齢の中央値は 53（範囲 7-140）ヶ月齢、体重の中央値は 3.7（範囲 1.2-11.3）kg、性別は雄が 6 頭、雌が 6 頭、去勢雄が 14 頭、避妊雌が 18 頭であり、犬種はトイプードルが 13 頭、雑種が 7 頭、チワワ、ポメラニアン、ヨークシャーテリアが各 5 頭、柴犬が 2 頭、キャバリアキングチャールズスパニエル、狆、イングリッシュコッカースパニエル、シェットランドシープドッグ、マルチーズ、ミニチュアダックスフント、パピヨンが各 1 頭ずつ含まれた。膝蓋骨脱臼のないコントロール群には 27 頭 36 肢が含まれた。左後肢が 19 肢、右後肢が 17 肢であり、年齢の中央値は 98（範囲 7-173）ヶ月齢、体重の中央値は 4.6（範囲 1.6-14.2）kg、性別は雄が 4 頭、雌が 4 頭、去勢雄が 13 頭、避妊雌が 6 頭であり、犬種はトイプードルが 8 頭、ジャックラッセルテリア、ウェルシュコーギーが各 3 頭、ボーダーコリー、チワワ、雑種、パピヨンが各 2 頭、ビーグル、フレンチブルドッグ、ミニチュアシュнауザー、シーズー、ヨークシャーテリアが各 1 頭だった。

最大伸展の内外側方向 X 線写真は 29 頭 50 肢が対象となった。うち MPL に罹患していたのが 18 頭 31 肢で、グレードの内訳はグレード I が 2 頭 2 肢、グレード II が 8 頭 11 肢、グレード III が 13 頭 18 肢だった。これらの MPL 群には左後肢が 18 肢、右後肢が 13 肢含まれ、年齢の中央値は 31 (範囲 8-177) ヶ月齢、体重の中央値は 3.1 (範囲 1.2-10.9) kg、性別は雄が 3 頭、雌が 5 頭、去勢雄が 6 頭、避妊雌が 4 頭であり、犬種はトイプードルが 5 頭、雑種が 5 頭、ポメラニアンが 3 頭、チワワ、ヨークシャーテリアが各 2 頭、シェットランドシープドッグが 1 頭含まれた。膝蓋骨脱臼のないコントロール群には 12 頭 19 肢が含まれた。左後肢が 9 肢、右後肢が 10 肢であり、年齢の中央値は 98 (範囲 6-173) ヶ月齢、体重の中央値は 5.8 (範囲 1.7-10.9) kg、性別は雄が 4 頭、雌が 1 頭、去勢雄が 6 頭、避妊雌が 1 頭であり、犬種はジャックラッセルテリアとトイプードルとチワワが各 2 頭、フレンチブルドッグ、ミニチュアシュナウザー、雑種、パピヨン、シェットランドシープドッグ、シーズーが各 1 頭だった。

検討した比率と角度の平均値および標準偏差を群ごとに Table 2-1 に示す。

2-3-2 統計の結果

2-3-2-1 屈曲像

Table 2-2 に、PPP に影響する因子を検証した単回帰および重回帰分析の結果を示した。重回帰分析の開始モデルには関節角度、年齢、体重、PLL/PL、TL/PL、TL/FC、FC/PL が含まれた。最終モデルには関節角度、年齢、PLL/PL、TL/PL、および TL/FC が残った。Table 2-3 に、DPP に影響する因子を検証した単回帰および重回帰分析の結果を示した。DPP の開始モデルには関節角度、年齢、体重、PLL/PL、AT 角度が含まれた。最終モデルには年齢、関節角度、PLL/PL、AT 角度が残った。

また、MPL の有無で重回帰をした結果を Table 2-4 に示した。PPP、DPP とともに MPL の有無による有意差はなかったが、DPP は MPL グループで増加する傾向があった ($p = 0.073$)。PLL/PL および TL/FC にも有意差は認められなかった。AT 角度は MPL グループで有意に増加

しており ($p = 0.029$)、TL/PL と FC/PL は MPL グループで有意に減少していた (ともに $p < 0.01$)。

2-3-2-2 伸展像

膝関節の内外側方向伸展像について MPL の有無で重回帰分析を行った結果を Table 2-5 に示した。MPL がある後肢では有意に PPP が小さかったが ($p < 0.01$)、DPP には MPL の有無による有意差はなかった ($p = 0.097$)。また、MPL のある後肢はコントロールに比べ最大伸展角度が有意に大きかった ($p = 0.027$)。

2-4 考察

2-4-1 関節角度

関節角度の係数は常に負の値であり、大腿骨滑車に対する膝蓋骨の位置は膝関節の屈曲に伴って遠位に移動していくことが示された。PPP と DPP に関するすべての最終モデルにおいて関節角度の係数は約-0.01 であり、PPP と DPP が関節角度から同等の影響を受けていることが示唆された。これらの結果は 13 頭の犬についての以前の研究と一致しているが、その研究では実際の係数がいくつだったかは報告されていない(Johnson et al. 2002)。

2-4-2 解剖学的形態と膝蓋骨の近遠位位置

PLL が増加するにつれて、滑車に対する膝蓋骨の位置がより近位になった。これは、膝蓋骨近遠位位置を評価する際に PLL/PL を測定することの利点を示している(Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008; Kňazovický et al. 2012; Miles et al. 2012; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Ocal, Seyrek-Intas, and Cagatay 2020)。しかし PPP は滑車の長さとおよび大腿骨顆の頭尾側距離にも影響を受けていた。滑車が長くなれば膝蓋骨が近位に滑車を超えにくくなるということ、および大腿骨顆が小さくなればその分滑車の位置が遠位に移動するため、膝蓋骨が相対的に滑車の近位に移動するということを反映していると考えられる。また、DPP は AT 角度に影響を受けており、大腿骨軸に対して滑車の角度

が平行に近くなるほど DPP は遠位になった。これは大腿骨軸に対する滑車の角度が、滑車の近位がどこにあるかで決定されることを示唆している。

PPP と DPP の両方で年齢が有意であった。高齢になるほど膝蓋骨の位置が遠位になることが示唆された。しかしその係数は約 0.0005 であり、PPP もしくは DPP に 1% の変化を起こすのに 16 ヶ月齢以上の年齢差が必要となるため、臨床的な意義は限定的だと考えられた。

2-4-3 膝蓋骨脱臼と膝蓋骨の近遠位位置

屈曲像についての解析から、MPL に罹患した後肢の膝蓋骨の位置は膝蓋骨脱臼に罹患していない後肢の膝蓋骨の位置と比較して有意な差が認められなかった。これまでの研究では、MPL に罹患した犬の PLL/PL は健常犬よりも大きく、膝蓋骨が近位に位置している可能性があることが示されていた (Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008)。これらの研究は大型犬を対象としたものであり、小型犬を対象とした研究では MPL の有無で PLL/PL に有意な差が見られなかった (Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Yasukawa et al. 2016)。今回の結果でも小型犬の PLL/PL には有意差がなく、過去の報告と一致した。MPL 群で TL/PL や FC/PL が有意に小さいことは、膝蓋骨の位置に有意差がないことと一見矛盾するが、MPL 群で AT 角度が有意に大きいことや、膝蓋骨近遠位位置に影響する因子が複数あるということが影響しているのかもしれない。MPL に罹患した症例では大腿骨滑車の発達障害されるため滑車溝が浅いということは過去にも言われてきたが (Roush 1993; Piermattei and Flo 1997)、おそらく同様の理由で近遠位方向への長さも短くなることが示唆された。また、MPL 群では大腿骨顆の形成不全が存在する可能性も示された。

屈曲像では有意差がなかったにもかかわらず、伸展像の膝蓋骨位置については、MPL 群がコントロール群に比べ有意に近位であった。これは MPL 群で最大伸展角度が有意に大きく、膝蓋骨の可動域がより近位までであることが原因であると示唆される。ポメラニアンを対象としたある研究では、膝関節の過伸展時に膝蓋骨が滑車を越えることで両方向の膝蓋

骨脱臼が起こる可能性が示唆されており、この状態を「機能的膝蓋骨高位 (functional patella alta)」(Wangdee et al. 2015)と呼んでいる。犬が日常動作時をする際に膝関節がこの実験で検討した最大伸展角度まで伸展するとすれば、functional patella altaがMPLの原因となることも考えられる。

2-4-4 制限因子

今回の症例群は体重 15kg 以下という条件で集めたが、犬種を限定しなかった。そのためMPLの有無に関する結果が、MPLにかかりやすい特定の犬種の特徴なのか、あらゆる犬種で共通して認められる差なのかということを論じるには不十分である。今後は犬種を限定して同様の研究をする必要があるだろう。

また、グレードIの症例が極端に少なかったことと、グレードIVの症例を含まなかったため、グレードごとの特徴について検討することはできなかった。MPLのグレードによって膝蓋骨の位置に変化があるかを検討するためには、より大きな症例群が必要だろう。

2-5 小括

膝蓋骨近遠位位置は、膝蓋靭帯の長さや滑車の長さ、大腿骨顆の大きさ、滑車の傾きなど複数の要因に依存していることが示された。小型犬のMPL群では、コントロール群に比べて大腿骨滑車が短く大腿骨顆の形成不全があることが示唆されたが、それにもかかわらず滑車に対する膝蓋骨の位置はコントロール群よりも有意に近位だとは示されなかった。しかしながら、膝関節の最大伸展角度はMPL群がコントロール群に比べて有意に大きく、それに伴って膝蓋骨が有意に近位に移動していた。

小型犬においては、膝関節の伸展域が広いために膝蓋骨が滑車を超えて近位に移動するという、functional patella altaの存在が示唆される。同時に、この病態がMPLに関連している可能性が考えられる。

Table 2-1. Mean (standard deviation) of measurement ratios and angles

Abbreviations: AT angle, anatomical trochlear angle; DPP, distal patellar position;

	Flexed X-rays		Extended X-rays	
	MPL	Control	MPL	Control
Stifle Joint Angle (degrees)	95 (12)	81 (13)	147 (13)	140 (7)
PPP	0.28 (0.18)	0.46 (0.19)	-0.30 (0.18)	-0.14 (0.14)
DPP	0.99 (0.16)	1.10 (0.17)	0.34 (0.16)	0.44 (0.14)
PLL/PL	1.87 (0.23)	1.93 (0.21)	1.84 (0.19)	1.90 (0.23)
AT angle (degrees)	137 (6)	135 (5)	140 (6)	137 (7)
TL/PL	1.43 (0.16)	1.55 (0.12)	1.46 (0.14)	1.63 (0.15)
TL/FC	1.59 (0.19)	1.63 (0.17)	1.65 (0.18)	1.79 (0.20)
FC/PL	0.90 (0.07)	0.95 (0.10)	0.89 (0.06)	0.91 (0.07)

FC, craniocaudal size of the femoral condyle; PL, patellar length; PLL, patellar

ligament length; PPP, proximal patellar position; TL, femoral trochlear length.

Table 2-2. Results of linear and multiple regressions with proximal patellar position (PPP) as a dependent variable

PPP		Coef.	95% CI	p	Adj. R-squared
Joint angle		-0.0112	-0.0130(-0.00937)	<0.01	0.601
Cons		1.36	1.19-1.52	<0.01	
Age		0.00159	-0.000829-0.00235	<0.01	0.142
Cons		0.244	0.181-0.306	<0.01	
Body weight		0.0160	0.00381-0.0281	0.011	0.0558
Cons		0.270	0.199-0.341	<0.01	
Sex	Spayed	-0.0412	-0.141-0.0588	0.416	-0.0184
	Male	-0.0306	-0.154-0.0926	0.623	
	Female	-0.0615	-0.182-0.0592	0.314	
Cons		0.376	0.306-0.446	<0.01	
Limb side	Right	-0.0264	-0.108-0.0550	0.521	-0.0060
Cons		0.360	0.304-0.415	<0.01	
Final model					
	Joint angle	-0.00991	-0.0112(-0.00864)	<0.01	0.828
	Age	0.000562	0.000187-0.000936	<0.01	
	PLL/PL	-0.362	-0.448(-0.277)	<0.01	
	TL/PL	0.665	0.507-0.824	<0.01	
	TL/FC	-0.234	-0.365(-0.103)	<0.01	
	Cons	1.29	1.02-1.55	<0.01	

Sex was compared with castrated males and limb side was compared with left side.

Table 2-3. Results of linear and multiple regressions with distal patellar position (DPP) as a dependent variable

DPP		Coef.	95% CI	p	Adj. R-squared
Joint angle		-0.00923	-0.0108–(-0.00761)	<0.01	0.565
Cons		1.87	1.72–2.02	<0.01	
Age		0.00114	0.000478–0.00180	<0.01	0.0981
Cons		0.960	0.905–1.01	<0.01	
Body weight		0.0116	0.00122–0.0221	0.029	0.0384
Cons		0.977	0.916–1.04	<0.01	
Sex	Spayed	-0.0266	-0.112–0.0586	0.537	-0.0238
	Male	-0.0347	-0.140–0.0702	0.513	
	Female	-0.0341	-0.137–0.0687	0.512	
Cons		1.05	0.995–1.11	<0.01	
Limb side	Right	-0.0132	-0.0824–0.0560	0.705	-0.0088
	Cons	1.04	0.993–1.09	<0.01	
Final model					0.795
Joint angle		-0.00990	-0.0111–(-0.00874)	<0.01	
Age		0.000454	0.000127–0.000781	<0.01	
PLL/PL		-0.287	-0.356–(-0.217)	<0.01	
AT angle		0.00743	0.00481–0.0100	<0.01	
Cons		1.43	1.03–1.82	<0.01	

Sex was compared with castrated males and limb side was compared with left side.

Adj., adjusted; CI, confidence interval; Coef, coefficient

Table 2-4. Results of multiple linear regression performed to evaluate the association between PPP, DPP, PLL/PL, AT angle, TL/PL, TL/FC or FC/PL, and medial patellar luxation (MPL) on flexed stifles

		Coef.	95% CI	p	Adj R-squared
PPP					0.644
Joint angle		-0.0106	-0.0125-(-0.00859)	<0.01	
Age		-0.000947	0.000427-0.00147	<0.01	
Patella	MPL	0.00609	-0.0531-0.0653	0.839	
Cons		1.24	1.06-1.41	<0.01	
DPP					0.598
Joint angle		-0.00950	-0.0113-(-0.00772)	<0.01	
Age		0.000700	0.000230-0.00117	<0.01	
Patella	MPL	0.0488	-0.00460-0.102	0.073	
Cons		1.81	1.66-1.97	<0.01	
PLL/PL					0.0050
Patella	MPL	-0.0581	-0.152-0.0363	0.225	
Cons		1.93	1.85-2.00	<0.01	
AT angle					0.0598
Patella	MPL	2.80	0.296-5.30	0.029	
Body weight		0.432	0.0606-0.804	0.023	
Cons		132	130-135	<0.01	
TL/PL					0.119
Patella	MPL	-0.119	-0.181-0.0563	<0.01	
Cons		1.55	1.50-1.60	<0.01	
TL/FC					0.105
Patella	MPL	0.000983	-0.0748-0.0768	0.980	
Age		0.00130	0.000560-0.00204	<0.01	
Cons		1.52	1.44-1.61	<0.01	
FC/PL					0.129
Patella	MPL	-0.0688	-0.105-0.0325	<0.01	
Age		-0.000476	-0.000831-(-0.000122)	<0.01	
Cons		0.994	0.953-1.04	<0.01	

Patella was medial patellar luxation group compared to control group.

Table 2-5. Results of multiple linear regression performed to evaluate the association between PPP, DPP, PLL/PL, AT angle, TL/PL, TL/FC or FC/PL, and medial patellar luxation (MPL) on extended stifles

		Coef.	95% CI	p	Adj R-squared
PPP					0.422
Age		0.00129	0.000455-0.00212	<0.01	
Body weight		-0.0262	-0.0407-(-0.0117)	<0.01	
Patella	MPL	-0.155	-0.246-0.0630	<0.01	
Cons		-0.104	-0.225-0.0160	0.088	
DPP					0.236
Age		0.00117	0.000329-0.00202	<0.01	
Body weight		-0.0162	-0.0309-(-0.00147)	0.032	
Patella	MPL	-0.0783	-1.71-0.0146	0.097	
Cons		0.433	0.311-0.555	<0.01	
Joint angle					0.0789
Patella	MPL	7.35	0.868-13.8	0.027	
Cons		140	135-145	<0.01	

Patella was medial patellar luxation group compared to control group.

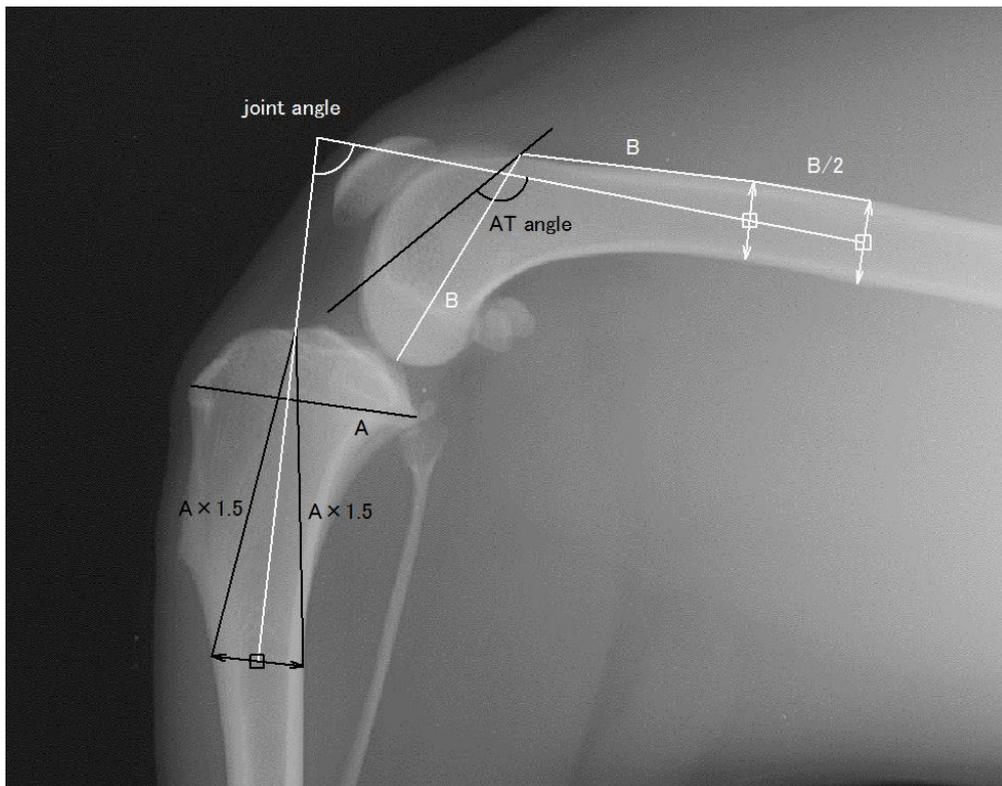


Figure 2-1. The measurement definitions of the joint angle and anatomical trochlear angle (AT angle). The joint angle (white arc) was measured as the caudal angle of the anatomical axes of the femur and tibia. The femoral anatomical axis was defined as the extension of the line connecting the two points (white squares). The proximal point was the centre of the femoral width, which was 1 femoral condyle length (line B) away from the proximal extremity of the trochlea, and the distal point was half the length of line B away from the proximal point. The tibial anatomical axis was defined as the extension of the line connecting the centre of the tibial width (black square) and the notch at the front of the tibial plateau. The tibial width was measured at the tibial cortex, which was 1.5 lengths of the proximal tibial width away from the notch at the front of the tibial plateau. The AT angle was measured as the caudal angle made by femoral anatomical axis and the femoral trochlear line.

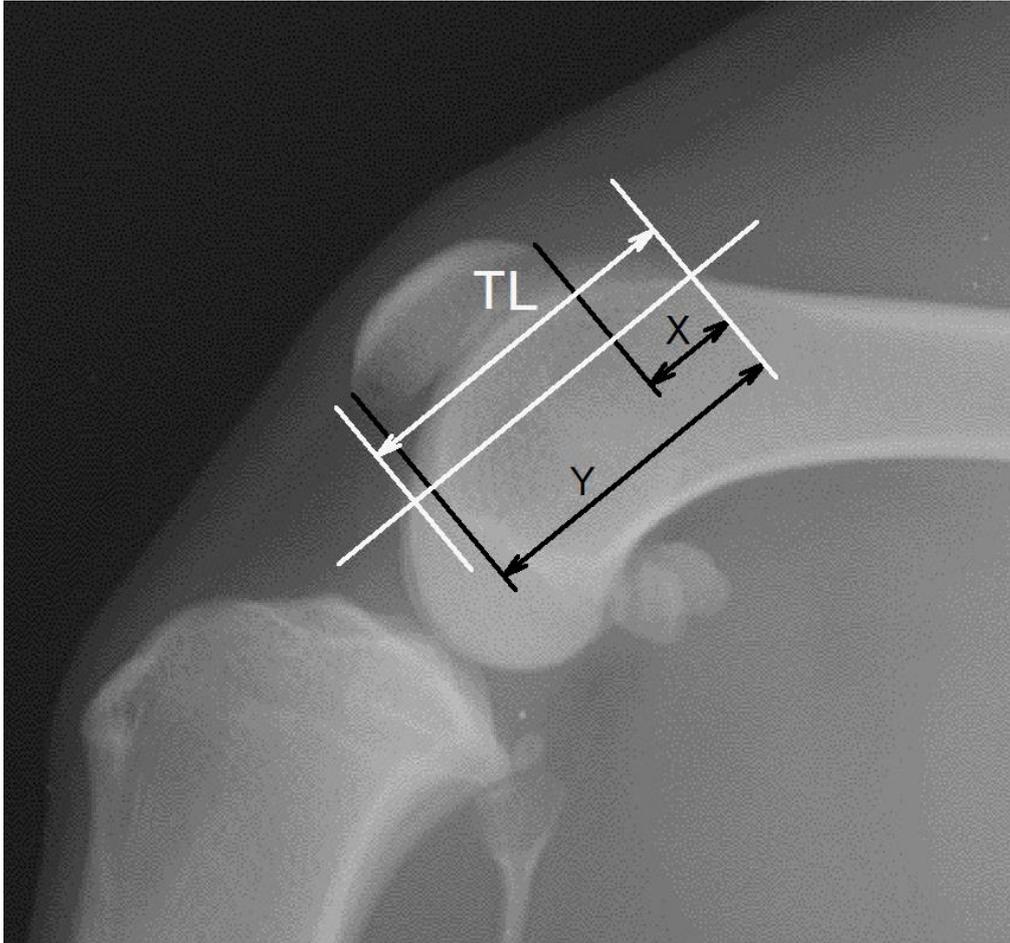


Figure 2-2. The measurement definitions of the femoral trochlear length (TL), proximal patellar position (PPP), and distal patellar position (DPP). The TL was measured from the proximal extent of the femoral trochlear ridges to the origin of the long digital extensor muscle. X is the distance from the proximal end of the TL to the proximal edge of the patella. The PPP was defined as X/TL . Y is the distance from the proximal end of the TL to the distal edge of the patella. The DPP was defined as Y/TL .

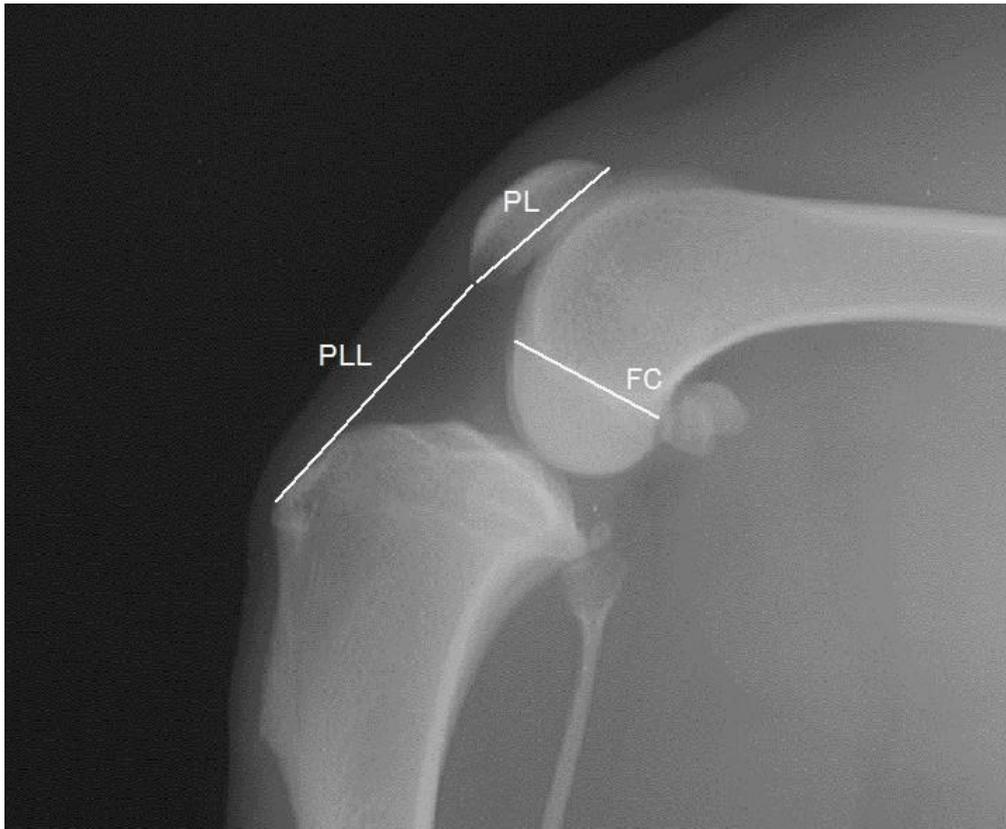


Figure 2-3. The measurement definitions of the patellar length (PL), patellar ligament length (PLL), and size of the femoral condyle (FC). The PL was measured as the longest dimension of the patella. The PLL was measured from the most distal portion of the patella to the patellar ligament insertion on the cranioproximal portion of the tibial tuberosity. The FC was measured along Blumensaat's line.

3-1 緒言

膝蓋骨脱臼は、小型犬を中心として犬の整形外科疾患の中で最も多い疾患の一つである (Priester 1972; LaFond, Breur, and Austin 2002)。その病態は完全には解明されていないが、先天性膝蓋骨脱臼の犬では大腿骨と大腿四頭筋のバランスの不均衡があると広く考えられている (Hulse 1981; Kaiser et al. 2001)。このようなバランスの不均衡を引き起こすものとして、大腿骨の内反 (varus) または外反 (valgus)、内反膝 (genu varum)、大腿骨回旋角 (Femoral torsion angle; FTA) の減少、内反股 (coxa vara) などの骨格異常が知られている (Hulse 1981; Zilincik et al. 2018)。大腿骨と大腿四頭筋の不均衡は、筋肉、腱、靭帯の異常によっても引き起こされる可能性があるが、これらの軟部組織の異常を計測する方法はほとんど確立されていない。

軟部組織の異常を伴う病態のひとつとして、膝蓋骨と大腿骨滑車のアライメントが近遠位方向に異常を呈するものがある。膝蓋骨が大腿骨滑車に対して異常に近位に位置する膝蓋骨高位 (patella alta) および膝蓋骨が大腿骨滑車に対して異常に遠位に位置する膝蓋骨低位 (patella baja) である。人においては、patella alta が膝蓋骨の脱臼や亜脱臼を引き起こすことが知られており、膝蓋骨近遠位位置の判定には Insall-Salvati 指数などが使われている (Biedert and Tscholl 2017)。Mostafa らは大型犬を対象として、膝蓋靭帯長 (PLL) /膝蓋骨長 (PL) および、膝蓋骨近位端から大腿骨顆遠位端までの距離と PL の比 (A/PL) を用いて、膝蓋骨脱臼の有無による膝蓋骨の近遠位方向の位置の違いを評価した。彼らの研究では、膝蓋骨内方脱臼の犬で PLL/PL と A/PL が高値を示し、膝蓋骨外方脱臼の犬で A/PL が低値を示した (Mostafa et al. 2008)。しかし一方で、小型犬を対象とした研究では、PLL/PL に膝蓋骨内方脱臼の有無による有意差はないことが報告されている (Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)。また別の研究では、PLL/PL の低下は膝蓋骨が遠位にあることを示しているのではなく、膝蓋骨外方脱臼の素因を持つ犬種における正常な形態学的特徴の結果で

あると示唆された (Kalff et al. 2014)。これらの研究からは、PLL を評価するだけでは patella alta や patella baja の診断には不十分ではないかということが推察される。

最近、patella alta に対する矯正として、大腿骨分節状骨切術を伴う脛骨粗面遠位転移を行った症例が報告されている (Drew et al. 2018)。生体外の研究では、脛骨粗面の遠位転移は、膝関節伸展機構への負荷を有意に増加させることが示唆された ('Scientific presentation abstracts of the American College of Veterinary Surgeons 25th annual meeting' 1990)。膝蓋靭帯に過度の負荷がかかると、脛骨粗面剥離やインプラント破綻などの合併症を引き起こす可能性があるため、大腿骨分節状骨切術を行って大腿骨長 (FL) を短縮し、負荷を回避することが有益であると考えられる (Drew et al. 2018)。これらの研究は、膝蓋靭帯が長い状態を補うために大腿四頭筋が短縮している可能性があることを示している。この著者らは PLL/PL を使用して手術計画を立て、術前と術後の膝蓋骨の位置を比較するために A/PL を使用している。理論的には脛骨粗面転位や大腿骨矯正の骨切術後には PLL も PL も変化しないため、PLL/PL だけを使用して術後の状態を評価するのは不相当だと推察される。伝統的に、遠位脛骨粗面転移の術後の状態を評価するためには A/PL が使用されてきた (Segal, Or, and Shani 2012; Cashmore et al. 2014; Pugliese, Pike, and Aiken 2015) が、いくつかの研究では術後も A/PL が正常範囲に入っていないことが報告されている (Cashmore et al. 2014; Pugliese, Pike, and Aiken 2015)。最近長弘氏らは、グレードIVの膝蓋骨内方脱臼を有する一部の犬では、PLL/PL が正常範囲内であっても、大腿四頭筋群の緊張を解放するために大腿骨分節状骨切除術を必要とする場合があることを報告した (Nagahiro et al. 2020)。

本章では、大腿四頭筋長 (QML)/FL 比に焦点を当てた。QML/FL は大腿四頭筋と大腿骨の長さのバランスを直接的に測定するものである。しかし、大腿四頭筋長は股関節および膝関節の角度の変化により伸張・収縮する可能性がある。そこで、QML/FL が後肢のポジションによる影響を受けるのではないかという仮説を立て、これを検証した。

3-2 材料と方法

3-2-1 試験体

筋骨格系疾患または神経疾患の既往歴のない健常なビーグル 12 頭（オス 6 頭、メス 6 頭）を使用した。犬はケージ（長さ 1.15m、幅 0.7m、高さ 1.5m）に 1 頭ずつ別々に収容した。犬舎は 25℃で長日照明、食餌は 1 日 2 回提供し自由飲水で管理した。すべての実験は当大学の実験動物のガイドラインに基づき大学の倫理委員会の承認を得て行った。（承認番号：29S-31、30K-1）。

3-2-2 コンピュータ断層撮影

全身麻酔はプロポフォールで導入し、イソフルランで維持した。犬を仰臥位にした状態で、股関節と膝関節をそれぞれ特定の角度に固定して 3 次元コンピュータ断層撮影 (3DCT) を行った。撮影は TSX-303A（東芝、東京、日本）を用いて行い（スライス幅 0.5 から 1.0mm、管電圧 120kV、管電流 300mA）、すべての画像は AZE バーチャルプレイスソフト（株式会社 AZE、東京、日本）にて解析した。皮膚の上から触知可能なランドマークを用いて、股関節屈伸（FE）、股関節内外転（AA）および膝関節 FE 角度を決定した。股関節 FE 角度は、腸骨翼の頭背側角、同側の大腿骨大転子、同側の大腿骨外顆によって作られる頭側角として定義された。股関節 AA 角は、逆側の坐骨結節、同側の坐骨結節、同側の大腿骨外顆によって作られる内側角として定義された。膝関節 FE 角は、同側の大腿骨大転子、同側の大腿骨外顆、同側の腓骨外顆によって作られる頭側角として定義された。股関節 FE 角度は 50 度、90 度、135 度、股関節 AA 角度は 60 度、90 度、120 度、膝関節 FE 角度は 310 度、270 度、225 度をそれぞれ評価することとした。これらの角度はゴニオメーターを使用して設定したが、実際の角度には誤差が生じるため、統計には 3DCT 画像上で計測した関節角度を使用することとした。股関節と膝関節の角度のすべての組み合わせ、合計 24 セットの CT 画像を撮影し、評価した。ただし、股関節 FE 角度 135 度と膝関節 FE 角度 310 度の組み合わせは物理的に不可能であったため、撮影対象外とした。

QML は腸骨の大腿直筋外側野から膝蓋骨の最も近位の点までの距離として測定し (Figure 3-1)、FL は大腿骨大転子の最も近位の点から長指伸筋窩までの距離として測定した (Figure 3-2)。各 QML 値を同側の FL 値で除して、 QML/FL とした。PLL は、膝蓋骨の最遠位点から脛骨粗面上の膝蓋靭帯挿入部までの距離として測定し (Figure 3-3)、PL は、膝蓋骨の最近位点から最遠位点までの距離として測定した (Figure 3-4)。各 PLL を同側の PL で除して PLL/PL とした。FL に影響を与える可能性のある大腿骨の変形の存在を排除するために、解剖学的大腿骨遠位外側角 (aLDFA)、頸体角および FTA を、過去の論文に基づいて測定した (Dudley et al. 2006; Barnes et al. 2015; Yasukawa et al. 2016)。関節角度の測定には、後肢の位置決めを使用したのと同じランドマークを使用し、3 点のランドマークを含む平面状に形成された 3 次元角度として測定した (Figure 3-5、3-6、3-7)。各関節角度と QML および PLL は各 3DCT 画像上で測定したが、その他のパラメータについては股関節 FE 角度 90 度、股関節 AA 角度 90 度と膝関節 FE 角度 270 度を目指した 3DCT 画像上のみで測定した。

3-2-3 統計解析

多重ステップワイズ回帰分析を実施して QML/FL もしくは PLL/PL と関節角度との関係性を評価した。股関節 AA 角度に関しては回帰式によりよく当てはまるよう、股関節 AA 角度と 90 度の間の差の角度 (股関節 AA 差角度) を正の値で用いて分析した。多重ステップワイズ回帰分析には線形プロットおよび対数プロットを適用した。 PLL/PL と膝関節 FE 角度の間の曲線関係性を評価する目的で、二次関数プロットを用いた単回帰分析も行った。有意水準は $p < 0.05$ とし、すべての統計解析には SPSS バージョン 16.0J (SPSS, シカゴ, イリノイ州, アメリカ合衆国) を用いた。

3-3 結果

3-3-1 総合的な結果

12 頭の体重の平均と標準偏差は 11.3 ± 1.4 kg、年齢は 56.4 ± 46.1 （中央値 54、範囲 10～116）ヵ月齢、aLDFA は 94.3 ± 2.3 度、頸体角は 123.4 ± 6.9 度、FTA は 34.0 ± 4.1 度であった。いずれの犬も FL に影響を及ぼす可能性のある大腿骨変形は有していなかった。

3-3-2 QML/FL

QML/FL を関節角度に対してプロットした (Figure 3-8、3-9、3-10)。QML/FL を従属変数として、股関節 FE、股関節 AA 差、膝関節 FE 角度について多重ステップワイズ回帰分析を行った (Table 1、2)。独立変数はいずれも除外されなかった。線形プロットと対数プロットは類似した結果を示し、標準化偏回帰係数はともに股関節 FE 角度 (線形プロット 0.855、対数プロット 0.829) で最も大きく、次いで股関節 FE 角度 (線形プロット 0.814、対数プロット 0.800) であった。股関節の AA 差角度は、両モデルともに標準化偏回帰係数が最小であった (線形プロット -0.118、対数プロット -0.055)。調整済み決定係数は線形プロットで 0.732、対数プロットで 0.745 であった。分散拡大係数はすべての変数で 2.00 未満であった。

全頭の全関節角度において計測した QML/FL の平均および標準偏差は 0.89 ± 0.05 であった。股関節 FE 角度 50 度、および股関節 FE 角度 225 度を目標にしたデータを除外した場合の QML/FL の平均と標準偏差は 0.93 ± 0.03 であった。股関節 FE 角度 90 度、股関節 AA 角度 90 度、膝関節 FE 角度 225 度を目標とした画像のデータのみで計測した場合、QML/FL の平均と標準偏差は 0.92 ± 0.03 であった。

3-3-3 PLL/PL

股関節 FE、股関節 AA 差、膝関節 FE 角度について、PLL/PL を従属変数とした多重ステップワイズ回帰分析を行った。独立変数のどれも対数尤度の十分な変化 (> 3.84) を引き起こさなかったため、独立変数はすべて PLL/PL に有意な影響を与えないと判定した。

PLL/PL を従属変数、膝関節 FE 角度を独立変数として二次関数を使用した単回帰分析

では、決定係数は 0.00404 ($p = 0.313$) だった (Figure 3-11)。

3-4 考察

仮説通り、股関節と膝関節の角度は QML/FL に有意な影響を与えた。QML/FL は股関節の伸展と膝関節の屈曲の両方で増加した。一方で股関節 AA 差角度の偏回帰係数は小さく、この変数が QML/FL に与える影響は小さいことが示された。股関節と膝関節が QML/FL に与える影響は、大腿直筋の付着位置に由来する。大腿直筋は腸骨（寛骨臼の頭側；大腿直筋外側野）に起始し、膝蓋骨を介して膝蓋靭帯につながり、脛骨に終止する。このため、股関節の伸展や膝関節の屈曲は大腿直筋を伸展させ、QML/FL を増加させる。股関節の AA 角度は QML/FL にわずかな影響を与えていたが、これは大腿直筋外側野と大腿骨頭との距離に由来するものと考えられる。

重回帰分析では、対数プロットの方が線形プロットよりもわずかに決定係数が大きいことが示された。これは筋肉が伸張した状態では QML の変化はわずかだが、弛緩するにつれて変化率が増加するということである。すなわち股関節を屈曲させた状態や膝関節を伸展した状態で QML を測定するのは、股関節や膝関節角度のわずかな変化が QML に大きな影響を与える可能性があり、不適切である。膝蓋骨遠近位置の指標に関する報告では、PLL を測定するための X 線写真を撮影する際には、膝蓋靭帯の緊張状態を維持することが重要であると明らかにされている (Miles et al. 2012)。また、人の膝を対象とした別の研究では、体重負荷時に大腿四頭筋が収縮することで膝蓋靭帯が緊張し、膝蓋骨近遠位位置が変化することが示されている (Yiannakopoulos, Mataragas, and Antonogiannakis 2008)。これを元に股関節 FE 角度を 50 度、および膝関節 FE 角度を 225 度に設定した姿勢のデータを除くと、QML/FL の 95%信頼範囲は 0.87~1.00 (平均±SD : 0.93±0.03) であった。また股関節 FE 角度 90 度、股関節 AA 角度 90 度、膝関節 FE 角度 270 度のみのデータでは、95%信頼範囲は 0.86~0.98 (平均±SD : 0.92±0.03) であった。この範囲を超えた QML/FL は異常であり、値が小さいほど大腿四頭筋は正常よりも短く、骨切りが必要となる可能性があると考えら

れる。

Patella alta の犬 2 頭に関する最近の報告では、大腿骨分節状骨切除術を伴う脛骨粗面の遠方転移が、膝関節伸展機構の正常な張力を維持するのに役立つことが明らかになった(Drew et al. 2018)。これらの犬は健常な犬よりも大腿四頭筋が短く、大腿骨と膝関節伸展機構の正常なバランスを回復するためには大腿骨分節状骨切除術を必要とする可能性があることを示している。重度の膝蓋骨脱臼を有する犬では一般的に大腿四頭筋の緊張および萎縮がみられることが多い(Harasen 2006)。長弘らは、グレードIVの膝蓋骨内方脱臼を有する犬の中には、PLL/PL が正常範囲内であっても、大腿四頭筋群の緊張を解放するために大腿骨分節状骨切除術を必要とする犬がいることを報告している(Nagahiro et al. 2020)。これらの犬の QML/FL は当初 0.87 未満であったが、術後は増加し、健常犬と同等になった。このように、膝関節伸展機構の評価を行う際には、PLL/PL よりも QML/FL の方が有用と思われる。

膝蓋骨の形態学的変化は PLL や PL の計測に大きく影響しており、変性性関節疾患の犬では骨棘の存在により正確な測定が困難である(Mostafa et al. 2008)。また、グレードIVの膝蓋骨内方脱臼を有する犬では、膝蓋骨脱臼ではない犬に比べて、膝蓋骨の長さ、深さ、体積が有意に小さくなっており(Yasukawa et al. 2016)、膝蓋骨と滑車溝の適切な嵌合の欠如が膝蓋骨低形成を引き起こしている可能性がある。このような形態学的変化は PLL や PL に影響を与え、PLL/PL の過小または過大評価につながるものが指摘されている(Mostafa et al. 2008; Yasukawa et al. 2016)。QML は膝蓋骨の近位端から計測するため、QML/FL もこのような膝蓋骨の形態学的変化の影響を受ける可能性がある。しかし、QML は PL や PLL よりもはるかに長いので、この影響は比較的軽微であろう。

ある研究では、膝関節 FE 角度が PLL/PL と曲線的な関係にあることが報告されている(Mostafa et al. 2008)。一方、他の研究では、PLL/PL は膝関節角度による有意な影響を受けなかったと報告されている(Johnson et al. 2002; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)。PLL/PL を従属変数として二次関数による単回帰分析を行ったところ、決定係数が小

さく、膝関節 FE 角度の影響が有意ではないことが示されたので、今回の実験結果は後者の報告を支持するものだった。さらに、多重ステップワイズ回帰分析では、PLL/PL はどの股関節または膝関節角度によっても有意な影響を受けないことが示された。つまり PLL は本研究で評価された角度の範囲内では変化しないことが示唆されるが、これは膝蓋靭帯が「非弾性」と記述された犬(Johnson et al. 2002)と人(van Eijden, de Boer, and Weijs 1985)の報告に一致している。

本研究の PLL/PL の平均±SD は 2.17 ± 0.20 であり、多くの研究で報告されている値よりも高値だった。この理由のひとつとして、以前の研究では X 線画像を使用していたのに対し、本研究では PLL も PL も CT 画像上で測定していたことがある。CT を使用して PLL を 3 次元の長さとして測定した結果として、PLL 値が増加した可能性がある。また、PLL の定義に関する研究間の違いも結果に影響を与えた可能性がある。PLL は以前の研究では、膝蓋骨遠位の膝蓋靭帯の付着部から脛骨粗面近位の挿入部位までの長さ(Mostafa et al. 2008; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)、膝蓋靭帯尾側に沿った長さ(Johnson et al. 2002)、および膝蓋靭帯の頭側面に沿った長さ(Kňazovický et al. 2012)として測定されているが、本研究では膝蓋骨の遠位端から脛骨粗面の頭側近位端までの距離として PLL を測定した。これらの研究の PLL/PL はそれぞれ 2.02 ± 0.2 (Mostafa et al. 2008)、1.79-1.85 (Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)、 1.71 ± 0.02 (Harasen 2006)、 2.27 ± 0.25 (Kňazovický et al. 2012)で、本研究の PLL/PL は 2.17 ± 0.20 であった。最後に、犬種による差についても考慮する必要がある。ある研究ではポメラニアン、チワワ、トイプードルの PLL/PL に有意差はないと報告されているが(Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015)、その他の犬種間の PLL/PL の違いは評価されていない。

滑車溝からの膝蓋骨の内外方向の変位は QML を変化させるため、膝蓋骨脱臼は QML/FL に影響を与える可能性がある。膝蓋骨脱臼に伴って膝関節伸展機構が弛緩するか緊張するかは、大腿骨遠位部と近位部の位置関係によって変化するため、膝蓋骨脱臼の影響は股関節の AA 角度によって変化する可能性がある。さらに、犬が膝蓋骨外方脱臼を起こしている場

合には、大腿四頭筋が大腿骨上で曲がり、四肢の位置によってはその経路が歪んでしまう可能性がある。他に、股関節形成不全も QML に影響を与える可能性がある。股関節が緩んでいると、大腿骨の変位の方向に応じて、QML が短くなるあるいは長くなる可能性がある。今回の研究では、膝蓋骨脱臼や股関節形成不全を有する犬はいなかった。膝蓋骨脱臼と股関節形成不全が犬の QML/FL に及ぼす影響を評価するためには、さらなる臨床研究が必要である。

本研究の主なりミテーションは、QML/FL を単一犬種でしか評価していないことである。体型の異なる犬種（ダックスフンドやサイトハウンドなど）で異なった値が得られるかどうかについては、さらなる研究が必要である。ビーグル犬が軟骨異栄養犬種であることが結果に影響している可能性もあるが、大腿骨形態に関する値はすべて正常範囲内だった。骨格的に未熟な犬では、膝蓋骨の骨化が不完全で輪郭が小さくなることが考えられるため、補足的な検討が必要だろう。

3-5 小括

膝蓋靭帯の長さが関節角度によって変化しないのに対し、大腿四頭筋長は股関節と膝関節の角度に応じて変化することがわかった。QML/FL は、股関節が屈曲している場合や、膝関節が伸展している場合に関節角度の影響を受けやすかった。したがって、QML/FL を評価する際には、わずかな位置変位による QML の変化を防ぐために、このようなポジショニングを避けるべきである。大腿四頭筋を伸展させて計測を行えば、後肢のポジショニングによる QML への影響は最小限に抑えられる。

歩行周期中の膝および股関節の角度変化によって QML/FL は変化するが PLL/PL は変化しないので、股関節角度が変化しても膝関節角度が変化しなければ膝蓋骨と大腿骨滑車の位置関係は変わらないことが示唆される。

Table 3-1. Results of the multiple regression analysis using a linear plot, with the QML/FL as dependent variable.

Predictors	Unstandardized		Standardized	Correlations		
	Coefficients		Coefficients	Zero-order	Partial	VIF
	B	SE	Beta			
Hip FE angle	.00181 **	.000056	.855	.466 **	.801 **	1.53
Hip AA dif.	.000478 **	.000098	-.118	.254 **	-.199 **	1.26
Stifle FE angle	.00156 **	.000047	.814	.448 **	.810 **	1.30
Constant	.286 **	.016				
R ²	.733					
Adjusted R ²	.732					

Hip AA dif. is the difference between the hip AA angle and 90° in the positive direction.

B: partial regression coefficient, SE: standard error, Beta: standardized partial regression coefficient, VIF: variance inflation factor.

**p<.01, *p<.05.

Table 3-2. Results of multiple regression analysis using a log plot, with the QML/FL as dependent variable.

Predictors	Unstandardized		Standardized	Correlations		
	Coefficients		Coefficients	Zero-order	Partial	VIF
	B	SE	Beta			
Hip FE angle	.207 **	.00615	.829	.480 **	.815 **	1.37
Hip AA dif.	-.00270 *	.00110	-.0546	.233 **	-.101 **	1.14
Stifle FE angle	.396 **	.0117	.800	.452 **	.816 **	1.27
Constant	-2.28 **	.0817				
R ²	.747					
Adjusted R ²	.745					

Hip AA dif. is the difference between the hip AA angle and 90° in the positive direction.

B: partial regression coefficient, SE: standard error, Beta: standardized partial regression coefficient, VIF: variance inflation factor.

**p<.01, *p<.05.

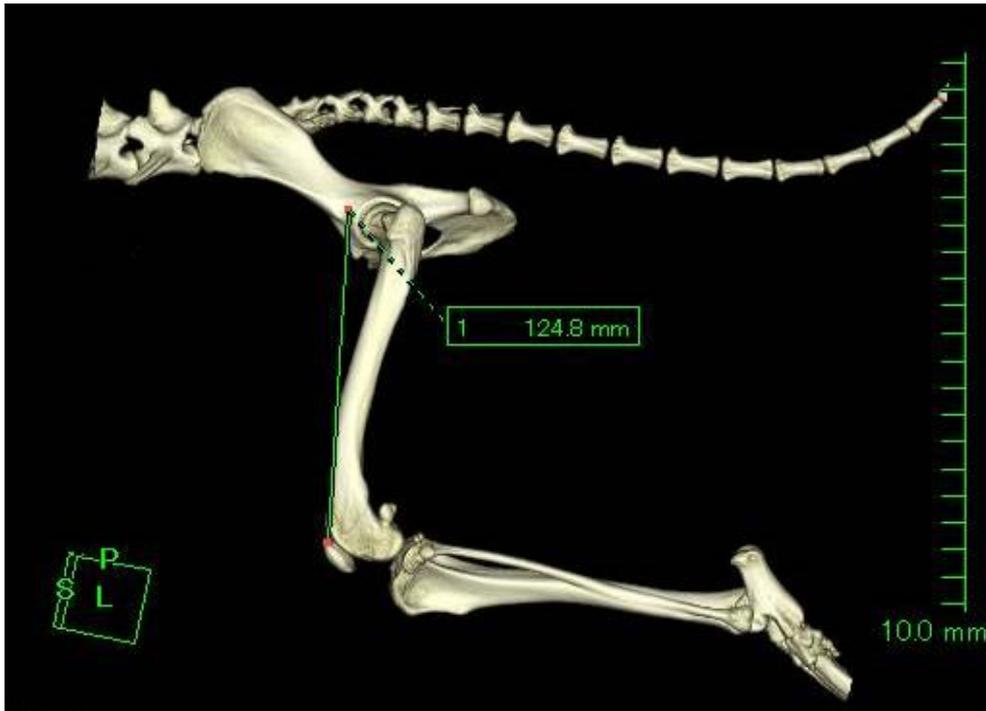


Figure 3-1. Measurement of the QML on 3DCT images.

The QML was measured as the distance from the rectus femoris muscle area of the ilium to the most proximal point of the patella.

QML: quadriceps muscle length; 3DCT: three-dimensional computed tomography.

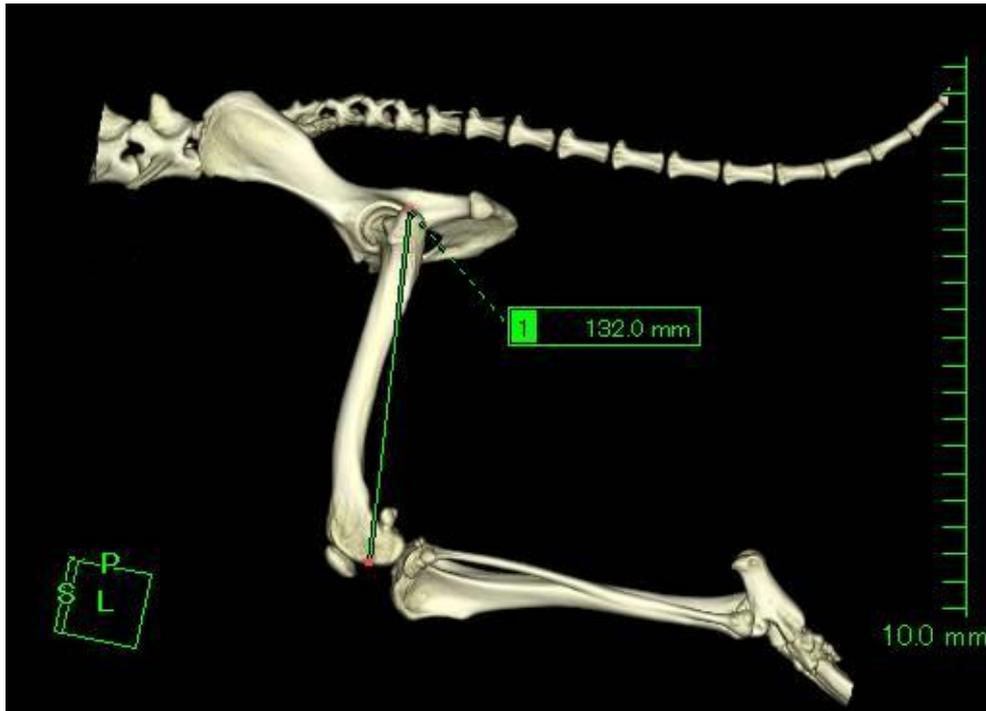


Figure 3-2. Measurement of the FL on 3DCT images.

The FL was measured as the distance from the most proximal point of great trochanter to the extensor digitorum longus fossa.

FL: femoral bone length; 3DCT: three-dimensional computed tomography.



Figure 3-3. Measurement of the PLL on 3DCT images.

The PLL was measured as the distance from the most distal point of the patella to the patellar ligament insertion point on the tibial tuberosity.

PLL: patellar ligament length; 3DCT: three-dimensional computed tomography.

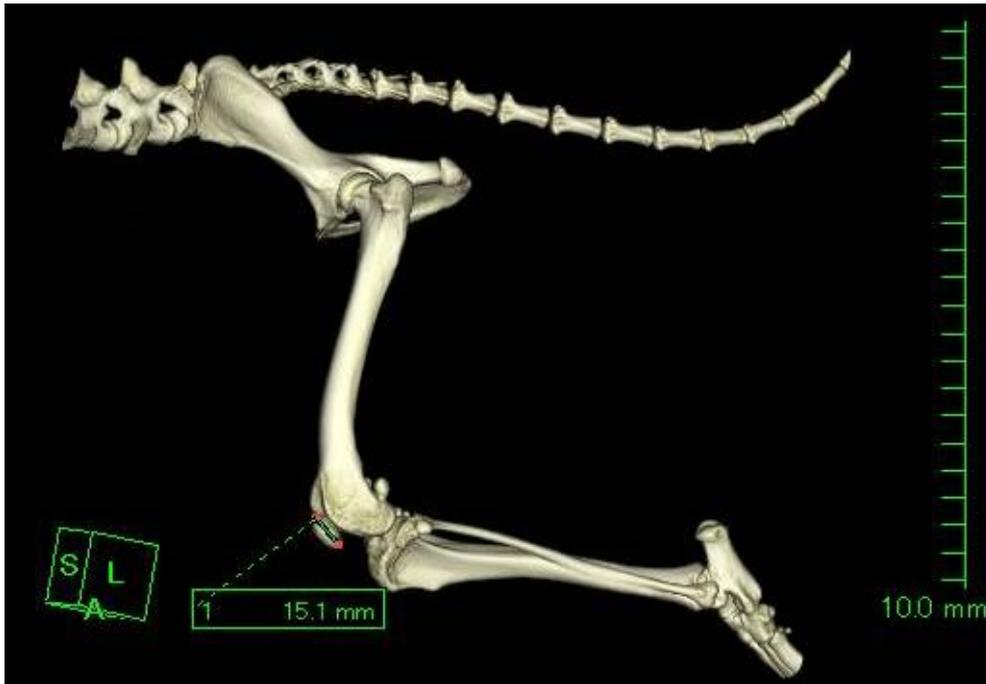


Figure 3-4. Measurement of the PL on 3DCT images.

The PL was measured as the distance from the most proximal point to the most distal point of the patella.

PL: patellar length; 3DCT: three-dimensional computed tomography.



Figure 3-5. Measurement of the hip flexion-extension angle on 3DCT images.

The hip flexion-extension angle was measured as the cranial angle made by the craniodorsal edge of the ipsilateral ala of the ilium, ipsilateral femoral greater trochanter, and ipsilateral lateral femoral epicondyle.

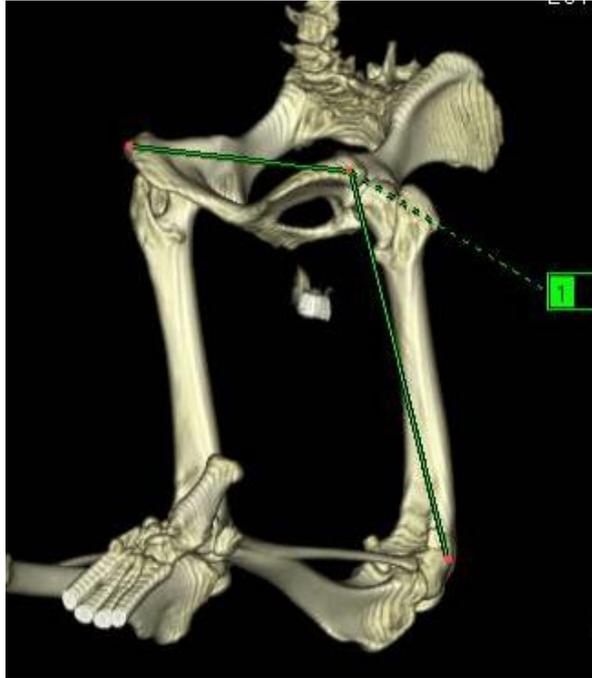


Figure 3-6. Measurement of the hip abduction-adduction angle on 3DCT images.

The hip abduction-adduction angle was measured as the medial angle made by the contralateral ischial tuberosity, ipsilateral ischial tuberosity, and ipsilateral lateral femoral epicondyle.



Figure 3-7. Measurement of the stifle flexion-extension angle on 3DCT images.

The stifle flexion-extension angle was measured as the cranial angle made by the ipsilateral greater trochanter, ipsilateral lateral femoral condyle, and ipsilateral lateral malleolus.

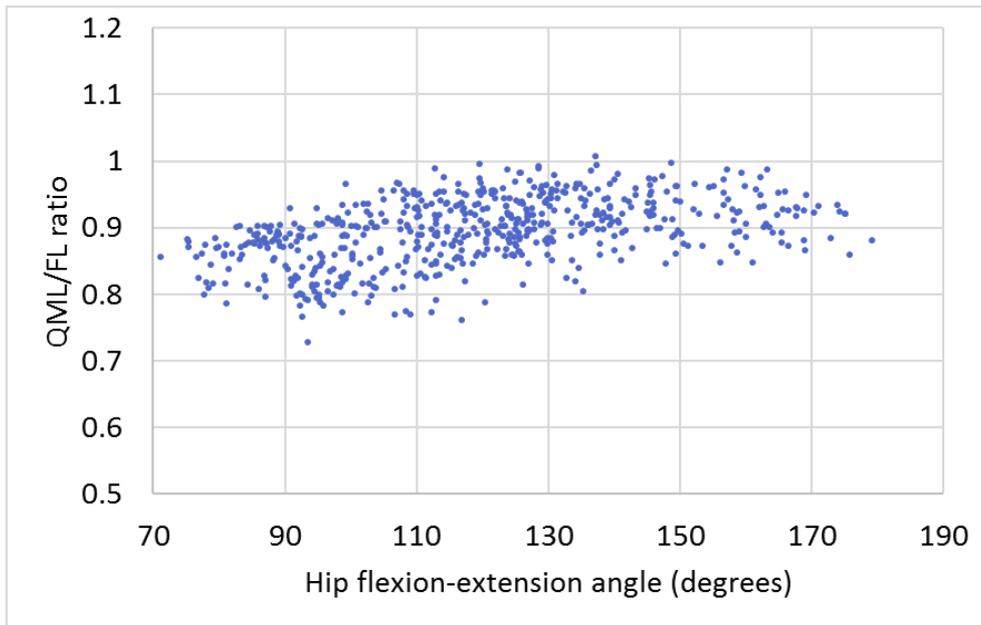


Figure 3-8. The QML/FL plotted against the hip flexion-extension angle.

The hip flexion-extension angle was defined as the cranial angle formed by the ipsilateral ala of the ilium, ipsilateral femoral greater trochanter, and ipsilateral lateral femoral epicondyle.

FL: femoral bone length; QML: quadriceps muscle length.

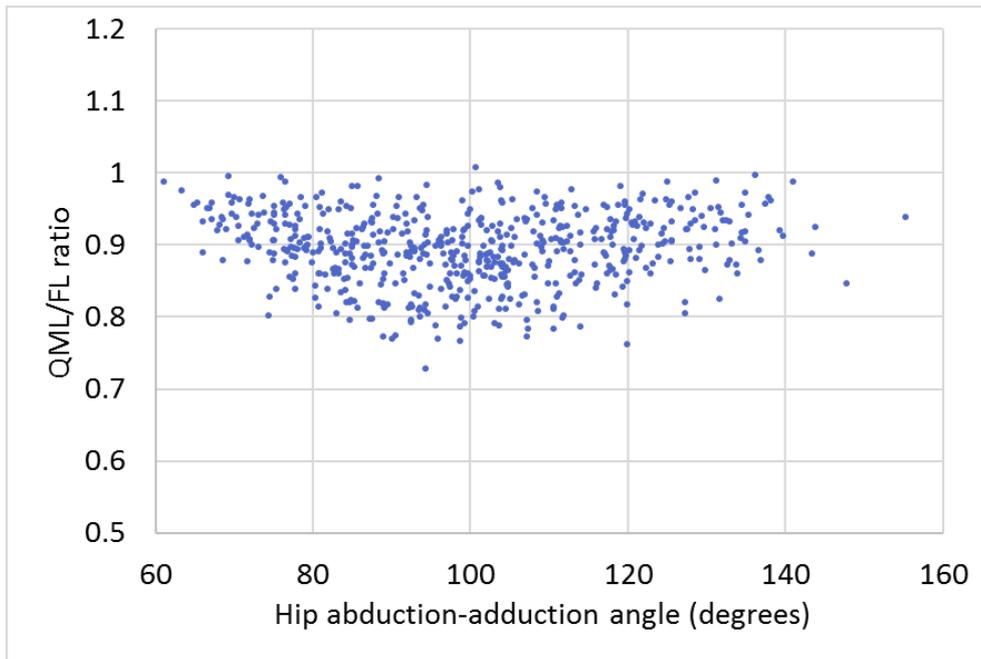


Figure 3-9. The QML/FL plotted against the hip abduction-adduction angle.

The hip abduction-adduction angle was defined as the medial angle formed by the contralateral ischial tuberosity, ipsilateral ischial tuberosity, and ipsilateral lateral femoral epicondyle.

FL: femoral bone length; QML: quadriceps muscle length.

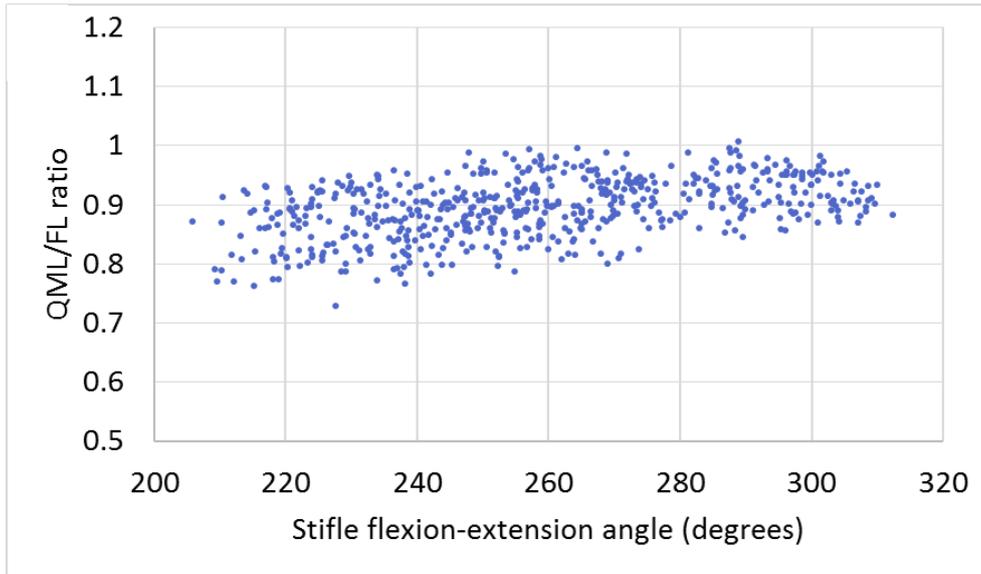


Figure 3-10. The QML/FL plotted against the stifle flexion-extension angle.

The stifle flexion-extension angle was defined as the cranial angle formed by the ipsilateral greater trochanter, ipsilateral lateral femoral epicondyle, and ipsilateral lateral malleolus.

FL: femoral bone length; QML: quadriceps muscle length.

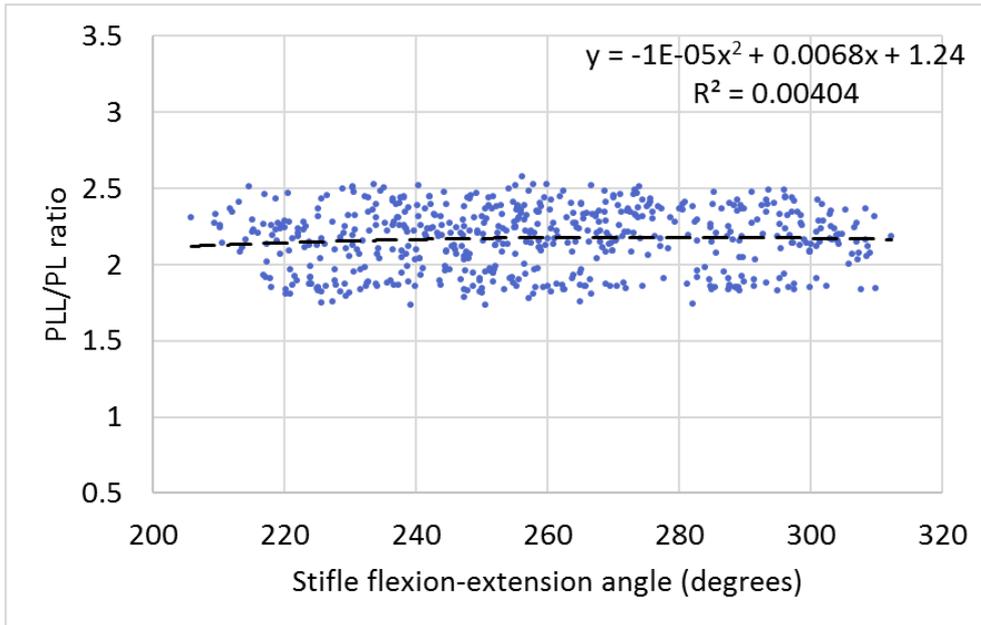


Figure 3-11. The PLL/PL plotted against the stifle flexion-extension angle.

The stifle flexion-extension angle was defined as the cranial angle made by the ipsilateral greater trochanter, ipsilateral lateral femoral epicondyle, and ipsilateral lateral malleolus. Dashed line represents the regression curve. The approximation formula and its coefficient of determination are on the upper right.

第4章 健常ビーグル犬の逆動力学的解析に関する検討

4-1 緒言

逆動力学的解析は比較的近年になって獣医学の分野で採用された手法である。これまでに、馬(van den Bogert 1998; Clayton, Hodson, and Lanovaz 2000; Dutto et al. 2004, 2006)、犬(Nielsen et al. 2003; Colborne et al. 2005; Colborne et al. 2006; Burton et al. 2008; Ragetly et al. 2010; Burton et al. 2011; Colborne et al. 2011; Bush et al. 2012; Ragetly et al. 2012; Headrick et al. 2014; Andrada et al. 2017)、および他の小型哺乳類(Witte et al. 2002; Gosnell et al. 2011; Bennett, Lanovaz, and Muir 2012)などの四肢動物で報告がある。これらの研究では四足動物の移動運動に類似性があることが報告されているが、同時にいくつかの顕著な違いも指摘されている。これらの違いは立位における四肢の姿勢の多様性に起因するのではないかと示唆されている(Gosnell et al. 2011; Bennett, Lanovaz, and Muir 2012)。過去には逆動力学的解析による、犬の前十字靭帯疾患や内側鉤状突起離断症の評価が行われており(Burton et al. 2008; Ragetly et al. 2010; Burton et al. 2011; Bush et al. 2012)、整形外科疾患の診断および術後の予後判定においてこの手法が有望であることが示されている。しかしながら、逆動力学的解析は未だ広く臨床的に適用されるには至っていない。

犬種間の関節モーメントと関節周囲のパワーの違いは、以前にも報告されている(Colborne et al. 2005)。しかしながら報告のある研究は、ラブラドル・レトリバー(Colborne et al. 2005; Ragetly et al. 2010; Colborne et al. 2011; Ragetly et al. 2012)とグレイハウンド(Colborne et al. 2005; Colborne et al. 2006)、および複数犬種を区別せずに行ったもの(Nielsen et al. 2003; Burton et al. 2008; Headrick et al. 2014)に限られており、これらの研究における犬の平均体重は20 kg以上(一報を除き25 kg以上)となっている。我々の知る限り、小型犬の後肢の逆動力学的解析に関する研究はなく、前肢に関してはビーグルに関する報告が1件あるのみである(Andrada et al. 2017)。小型

犬でのデータ収集を阻害する要因の一つに、解析システムが小型犬のサイズに対応していないことが挙げられる。市販のフォースプレートは人の床反力を評価するために設計されていることが多く、体重の軽い動物では分解能の限界により使用することが困難な場合がある。最近、小型犬の床反力を解析するための専用のフォースプレートシステムが発売された(FPpro-Animal, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan)。このシステムは、解析ソフト(ICpro-Analyzer, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan)と組み合わせることで、市販のカメラを使用して3D モーションキャプチャーを行い、関節モーメントと関節周囲のパワーの評価が可能である。日本やアジア諸国では小型犬種が広く飼育されており、小型犬種に適したシステムの利用が望まれる。

そこで本研究ではこの小型犬専用のシステムを用いて健常なビーグル犬に動作解析を実施し、前肢と後肢の関節モーメントおよび関節周囲のパワーを過去の報告と比較し検証した。

4-2 材料と方法

4-2-1 被検体

被検体にはビーグル犬4頭を用いた。年齢中央値2.5(範囲:2.0~6.7)歳齢、体重中央値11.2(範囲:8.2~12.3)kgで、雄が2頭と雌が2頭であった。いずれの犬にも整形外科的疾患や神経学的疾患の既往歴はなく、健常な個体だった。犬は個々に別々のケージ(奥行き1.15m、幅0.7m、高さ1.75m)に収容され、温度25度の長日条件の環境にて飼育した。食餌は1日2回適当な量を与え、自由飲水とした。

実験は実験動物の使用および飼育に関するガイドラインに準拠して行われた。(実験承認番号:30S-4、2019K-51)

4-2-2 動作解析

データ収集の前に犬を馴致して、解析室での歩行に慣らした。実験の際は1人のハン

ドラーが引き綱で犬を先導し、犬の好む速度でトロットさせた。右斜対肢および左斜対肢がほぼ同時に着地、離地しているものをトロットとした。20 回ごとに数分間の休息をとりながら、100 回の試験を行った。

7 m の実験走路の中央に 2 枚の隣接したフォースプレート (FPpro-Animal, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan) を設置し、960 Hz で床反力を収集した。各フォースプレートの幅および長さはそれぞれ 30 cm および 40 cm であった。フォースプレートの中心に片方の前肢または後肢のみが接地したものを適切なトライアルとして採用した。他肢が同時に同じフォースプレートの上に載っていた場合、そのデータは不採用とした。

モーションキャプチャーには、ポリスチレン製のマーカーを使用した。マーカーは直径 15 mm の発泡スチロール球体に蛍光塗料で着色し、ゴムベースの溶剤型接着剤を使用して犬の皮膚に貼り付けた。マーカーの貼付箇所には、肩甲骨の頭背角 (SCA)、上腕骨の大結節外側、上腕骨の外側上顆、尺骨茎状突起外側、第 5 中手骨頭外側、前肢第 4 指中節骨頭部外側、腸骨翼頭背側端 (ILI)、大腿骨大転子、大腿骨外顆、腓骨茎状突起外側、第 5 中足骨頭外側、および後肢第 4 指中節骨頭部外側を使用した。犬を自然な立位姿勢にした状態で、骨のランドマーク上の皮膚にマーカーを貼り付けた。これらのマーカーによって、関節の近位および遠位のセグメントを定義した。3 台のカメラ (FDR-AX40, SONY Corporation, Tokyo, Japan) を 1 メートルおきに走路の片側に設置し、120 フレーム/秒で動画を撮影した。校正は静的および動的に実施した。静的校正は、6 つの校正点を持つ装置をフォースプレートの中心に置いて実施した。動的校正は、2 つの校正点先端に取り付けられたスティックを使用して実施した。校正した空間容積は、長さ 2 m、幅 1.5 m、高さ 1 m であった。ソフトウェア (ICpro-3D, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan) によってマーカーの位置をフレーム毎に追跡し、3 台のカメラからのデータを合成して 3 次元のマーカー位置データを得た。SCA と ILI の頭尾側方向の移動速度を平均化し、犬のトロット速度とした。SCA と ILI の加速度の平均値が 0.7 m/s^2 を超える場合は解析から除外した。

解析ソフト (ICpro-Analyzer, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan) を用いて、床反力

のデータとモーションキャプチャーのデータを合成した。6頭のビーグル犬のCTスキャンで得られた身体部分慣性係数を用いて逆動力学解析を行い、矢状面における関節角度、関節モーメント、関節周囲パワーを計測した。関節角度は近位セグメントと遠位セグメントの間の頭側角と定義した (Figure 4-1)。関節モーメントは、関節角度を拡大するような方向に作用した場合に正と定義した。すなわち肩関節屈曲、肘関節伸展、手根関節屈曲、中手指節 (MCP) 関節屈曲、股関節伸展、膝関節屈曲、足根関節伸展、中手指節 (MTP) 関節屈曲である。逆に関節角度を低下させる方向に作用した場合は負の値と定義した。関節周囲のパワーは、関節モーメントと関節角速度の積として算出した。関節モーメントと関節周囲パワーは各犬の体重で除して正規化した。関節モーメントと関節周囲パワーは床反力を用いて計算しているため立脚相のみをデータとして採用し、時間は立脚相の長さで割って正規化した。

4-3 結果

4-3-1 総合的な結果

それぞれの肢ごとの採用トライアルの数の中央値は5で、範囲は4から7だった。左右のデータは区別せずに使用した。トロット速度の中央値は0.93で、範囲は0.85から0.99だった。

4-3-2 前肢の結果

Figure 4-2 に、肩関節、肘関節、手根関節、MCP 関節の矢状面上の角度、関節モーメント、関節周囲パワーについて、左右の平均を1頭ごとに示した。

肩は約15度の屈曲から立脚相を開始した。この立脚相最初の30%では、肩のモーメントは正 (肩関節の屈曲モーメント) で、肩関節周囲パワーもほとんど正であった。立脚相のその後の70%に関しては、約90%立脚時間 (%ST) まで肩関節の角度は維持されていた。立脚相の終了間際に、肩はさらに5度屈曲した。後半の70%の立脚時間中、肩関節モーメントは負の値を示しそれが徐々に増大した。肩関節周囲パワーは角度維持中はほぼゼロで、立

脚相の最後に角度屈曲と対応して負の値になった。

肘関節は始めに、約 10 %ST までに 5 度伸展し、その後約 30 %ST までに 10 度屈曲した。この初期の立脚相では、肘関節モーメントは正（肘関節の伸展モーメント）であり徐々に増大していった。角度が伸展から屈曲に切り替わると、パワーも正から負に変化した。その後肘関節は再び伸展していき、最後の 10 %ST で約 5 度屈曲した。この最後の 70 %ST では、肘関節モーメントは減少して正から負に変化した。肘関節周囲パワーは 80 %ST 付近を除いてほとんどがわずかに正の値を示した。

手根関節は立脚相の前半で約 30 度伸展し、後半で約 70 度屈曲した。手根関節モーメントは立脚相の大部分を通じて正（手根関節の屈曲モーメント）であり、角度屈曲の直前に減少し始めた。立脚相最後の 10 %では、手根関節モーメントは負になった。手根関節周囲パワーは立脚相初期の段階では負であり、肘の角度屈曲に対応して正になった。しかし、手根関節モーメントが正から負に変化した時期に対応して、手根関節周囲パワーは最後の 15 %では再び負になった。

MCP 関節は、立脚相最初の 30 %で数度屈曲した後、80 %ST 付近まで約 45 度伸展し、その後再び 45 度程度屈曲した。MCP 関節モーメントは、最後の 10 %ST を除いて、立脚相全体で正（MCP 関節の屈曲モーメント）の値を示した。立脚相の前半では、屈曲から伸展への変化と同時に MCP 関節周囲パワーが正から負に変化した。立脚相の後半ではパワーは負のままであった。90 %ST で MCP 関節の角度が伸展から屈曲に変化すると、パワーはほぼゼロになり、その後減少した。

Figure 4-4 A、および B に前肢の正味のモーメントとパワーを示す。初期の 70 %では正味のモーメントは正であったが、その後負になった。前肢の正味のパワーは 25 %ST 時に顕著な負のピークがあった。

4-3-3 後肢の結果

Figure 4-3 に、股関節、膝関節、足根関節、MTP 関節の矢状面上の角度、関節モーメ

ント、関節周囲パワーの平均と標準偏差を示した。

股関節角度は立脚相を通して継続して伸展し、約 25 度の変化があった。股関節モーメントは立脚相全体を通して減少しており、70 %ST 付近で正（股関節の伸展モーメント）から負に変化した。股関節周囲パワーは、立脚相の初期段階では正であったが、モーメントが正から負に変化するにつれてほぼゼロになった。その後の立脚相では、関節周囲パワーはごくわずかに負を示した。

立脚相全体を通して、膝関節角度に顕著な変化は見られなかった。立脚相前半では、膝関節は徐々に屈曲し、膝関節モーメントは正（膝関節の屈曲モーメント）で膝関節周囲パワーも正の値を示していた。その後、膝関節に数度の伸展が起こると、膝関節モーメントはわずかに負になり、膝関節周囲パワーはほぼゼロに近い状態になった。立脚相最後の 15 %では、再び膝関節が数度屈曲し、パワーはわずかに負になった。

足根は立脚相最初の 40 %で約 15 度屈曲し、その後 90 %ST まで 25 度伸展してから角度を維持した。足根関節モーメントは、立脚相最後の 10 %でほぼゼロになった以外はほとんど正（足根関節の伸展モーメント）であった。屈曲から伸展へと角度が変化するにつれて、足根関節周囲パワーは負から正へと変化した。その後、90 %ST 付近ではほぼゼロになり、そのまま最後まで維持された。

MTP 関節は最初の 30 %ST 付近まで角度を維持していた。その後、70 %ST までに約 20 度伸展し、立脚相最後の 30 %で同程度屈曲した。MTP 関節モーメントはほとんどが正（MTP 関節の屈曲モーメント）の値であり、立脚相全体を通して減少し続けた。MTP 関節周囲パワーの変化は試験ごとにばらつきがあったが、角度が伸展の間は共通して負であった。

Figure 4-4 C、および D に後肢の正味のモーメントとパワーを示す。初期の 70 %ST では正味のモーメントは正であったが、その後負になった。後肢の正味のパワーは比較的大きな正のピークふたつと小さな負のピークをひとつ示した

4-4 考察

4-4-1 前肢

肩関節は立脚相前半 30 %では求心性に屈曲しているため、推進機能を担っていると考えられる。30 %ST~80 %STの間は、パワーに顕著な変化を伴わない肩関節伸展モーメントが発生していた。これは肩関節伸展モーメントが肩関節の安定化に寄与していたことを示している。肘関節は立脚相の前半 80 %の間に伸展モーメントを生じていたが、この間、最初の 4 分の 1 と最後の半分は求心性で残りは遠心性のパワーを生じていた。この遠心性伸展モーメントは衝撃吸収に寄与していると考えられる。立脚相の最後の 20 %では肘に求心性の屈曲モーメントが生じており、これは遊脚相に向けての前肢離地の準備の可能性がある。手根関節は立脚相の前半に遠心性の屈曲モーメントを生じており、これも衝撃吸収として作用している可能性がある (Dutto et al. 2006)。その後の求心性屈曲は、衝撃吸収によって弾性エネルギーとして蓄えられたものが解放されたエネルギーであると推察される。4 つの前肢関節の中で、手根関節が最大の負の仕事をしていたが、これは馬の過去の知見 (Dutto et al. 2006) と一致している。MCP は 90 %ST まで屈曲モーメントを有しており、求心性から遠心性に変化していた。この求心性屈曲モーメントは地面の把持、遠心性屈曲モーメントは弾性エネルギー貯蔵の役割を果たしている可能性がある。

犬の前肢の逆動力学的解析を行った研究は少数しかない (Nielsen et al. 2003; Burton et al. 2008; Andrada et al. 2017)。そのうちひとつは歩行のみを対象とした研究 (Nielsen et al. 2003) で、また別のひとつは内側鉤状突起離断症の犬のみを対象とした研究 (Burton et al. 2008) であるため、これらの研究と今回の結果を比較することは困難である。今回と同様に矢状面でのデータのみを評価している、歩行に関する先行研究 (Nielsen et al. 2003) と比較してみると、肩関節の屈曲モーメントの継続時間に顕著な差がある。今回の結果では前半 30 %で屈曲モーメントが生じているのに対し、先行研究では立脚相のほとんどが伸展モーメントで屈曲モーメントはほとんど生じていなかったと報告されている (Nielsen et al. 2003)。これは、歩行とトロットという歩様の違いを反映している可能性もあるが、歩行の方がトロットよりも立脚相初期の屈曲モーメントの継続時間

が長いというビーグルの報告と矛盾している (Andrada et al. 2017)。肘関節は立脚相の最後に短い屈曲モーメントを生じていたが、これは先行研究と一致していた (Nielsen et al. 2003; Andrada et al. 2017)。さらに、手根関節モーメントも以前の報告と同様のパターンを示した (Nielsen et al. 2003; Andrada et al. 2017)。手根関節周囲パワーは、今回の研究では立脚相に負と正のピークを示したが、これは馬で同様のものが観察されている (Clayton, Hodson, and Lanovaz 2000)。これとは対照的に、犬を対象とした先行研究では、立脚相の負のピークは非常に小さく、正のピークが大きいことが報告されている (Andrada et al. 2017)。犬の MCP 関節を評価した研究は歩行に関する 1 件しかないため、比較することは難しいが、差はわずかだった。今回の研究に用いた犬は整形外科疾患の既往歴がなかったにもかかわらず、前肢 4 関節のモーメントとパワーのパターンが最も類似していたのは、内側鉤状突起離断症の犬を対象とした先行研究 (Burton et al. 2008) であった。これらの所見の類似もしくは違いは、犬の体型の違い、使用された解析方法の違い、使用したフィルターの違い、床反力のカットオフ値の違いなどの、犬の形態学的もしくは測定方法の相違に起因する可能性がある。

今回の研究では前肢の正味パワーの合計が負であったが、馬 (Dutto et al. 2006) やラット (Bennett, Lanovaz, and Muir 2012) の先行研究ではほぼゼロと報告されている。興味深いことに、内側鉤状突起離断症の犬を対象とした先行研究では、前肢の正味パワーの合計がやはり負であることが報告されている (Burton et al. 2008)。馬を対象とした以前の研究では、前肢の主な機能は制動であるため、前肢の正味パワーの合計は理論的には負になるだろうと仮定されていた。それにも関わらずその研究における前肢の正味パワーの合計がほとんどゼロになったのは、体幹に対する肩甲骨の動きを測定しなかったことに起因している可能性があり、この動きが制動機能を担っているのではないかと推察していた (Dutto et al. 2006)。我々は肩甲骨の動きを考慮していないが、前肢の正味総力は負であったことから、肩甲骨の動かし方に動物種差があることが示唆される。

4-4-2 後肢

本研究では、立脚相の前半 70 %に股関節の求心性伸展モーメントがあり、これが後肢の推進機能に寄与していた。立脚相の最後の 30 %での遠心性屈曲モーメントは、重力による転倒を防いでいると考えられる。膝関節は立脚相の前半と後半で、それぞれ小さな求心性屈曲モーメントと等尺性伸展モーメントを生じていた。膝関節は角度変化が限られているため、立脚相全体を通して比較的小さなパワーしか示していない。足根関節の立脚相の前半 80 %で生じる伸展モーメントは、遠心性から求心性に変化していた。この変化は手根関節の屈曲モーメントと類似しているため、同じ弾性エネルギー貯蔵理論が適用されるものと推察される。MTP 関節では小さな遠心性屈曲モーメントが観察されたが、これも弾性エネルギーの貯蔵を反映していると考えられる。

今回の後肢の結果は、特にラブラドルレトリバーでの先行研究と一致している (Colborne et al. 2005; Ragetly et al. 2008; Ragetly et al. 2010; Colborne et al. 2011)。グレイハウンドを対象とした研究も、股関節、股関節、足根のモーメントとパワーのパターンは類似しているが、グレイハウンドでは股関節のパワー、足根関節モーメント、足根関節周囲のパワーのピークがより大きく、さらに MTP 関節のモーメントとパワーに関してより大きくはっきりとしたピークを持っていた (Colborne et al. 2006)。以前の研究では、ラブラドルレトリバーよりもグレイハウンドの方が後肢関節のモーメントとパワーの振幅が大きいことが報告されている (Colborne et al. 2005)。これらのことから、ビーグルの後肢で発生するモーメントとパワーは、ラブラドルレトリバーとよく類似しているが、グレイハウンドとはいくつかの違いがあることが示唆された。これは、ビーグルの形態学的特徴がグレイハウンドよりもラブラドルレトリバーに近いことに起因すると考えられる。しかし、ラブラドルレトリバーにおいても、各関節のモーメントとパワーの振幅は研究ごとに異なる。本研究における股関節モーメントと股関節周囲のパワーは、先行研究 (Ragetly et al. 2010; Colborne et al. 2011; Ragetly et al. 2012) で報告されているものよりもやや大きかった。Ragetly ら (Ragetly et al. 2010; Ragetly et al.

2012)は、股関節には屈曲モーメントと負のパワーの明確なピークがあることを報告したが、Colborneらの研究(Colborne et al. 2011; Colborne et al. 2005)と本研究ではこれらのピークは観察されなかった。また、Ragetlyらは膝関節の屈曲モーメントが小さく伸展モーメントが大きいことを示し、膝関節のパワーに2つの正のピークと1つの負のピークがあることを報告している(Ragetly et al. 2010; Ragetly et al. 2012)一方、Colborneら(Colborne et al. 2011; Colborne et al. 2005)は我々の研究と類似した大きな屈曲モーメントと小さな伸展モーメントと、パワーに関しては1つの正のピークを示した。足根関節モーメントと足根関節周囲パワーに関しては、今回の研究はRagetlyらのものと同様の結果を示したが、パワーのピークだけが少し低かった(Ragetly et al. 2010; Ragetly et al. 2012)。Colborneらは、今回の実験と比較して足根関節モーメントとパワーがほぼ2倍、MTPモーメントとパワーは同程度であることを報告している(Colborne et al. 2005; Colborne et al. 2011)。RagetlyらはMTP関節を研究していない。グレイハウンドを対象とした以前の研究では、トロット速度が速くなると後肢のモーメントとパワーの振幅が大きくなることを報告している(Colborne et al. 2006)ため、振幅の違いはこのような速度の違いから生じている可能性もある。しかし、その他に犬種や解析システム、研究デザインの違いによる影響も考えられる。

後肢の正味パワーの合計は正であり、これは馬(Dutto et al. 2006)やラット(Bennett, Lanovaz, and Muir 2012)の所見と一致していた。これは、後肢が主に推進機能を担っていることとも一致する所見だった。

4-5 小括

大型犬のこれまでの報告と比較して、肩、肘、手根関節の関節モーメントと関節周囲パワーにはいくつかの違いが認められた。しかしながら後肢の関節モーメントと関節周囲パワーは大型犬で報告されているものと同様のパターンを示し、さらにそれはグレイハウンドよりもラブラドルレトリバーに近いものであった。犬種による体型の違いのうち、

関節モーメントと関節周囲パワーにより大きな影響を与えているのは、体の大きさよりも体の形状である可能性がある。この研究で使用したフォースプレートとソフトウェアシステムは比較的安価であり、これを利用すれば小型犬の逆動力学解析をより広く臨床に適用できる可能性がある。

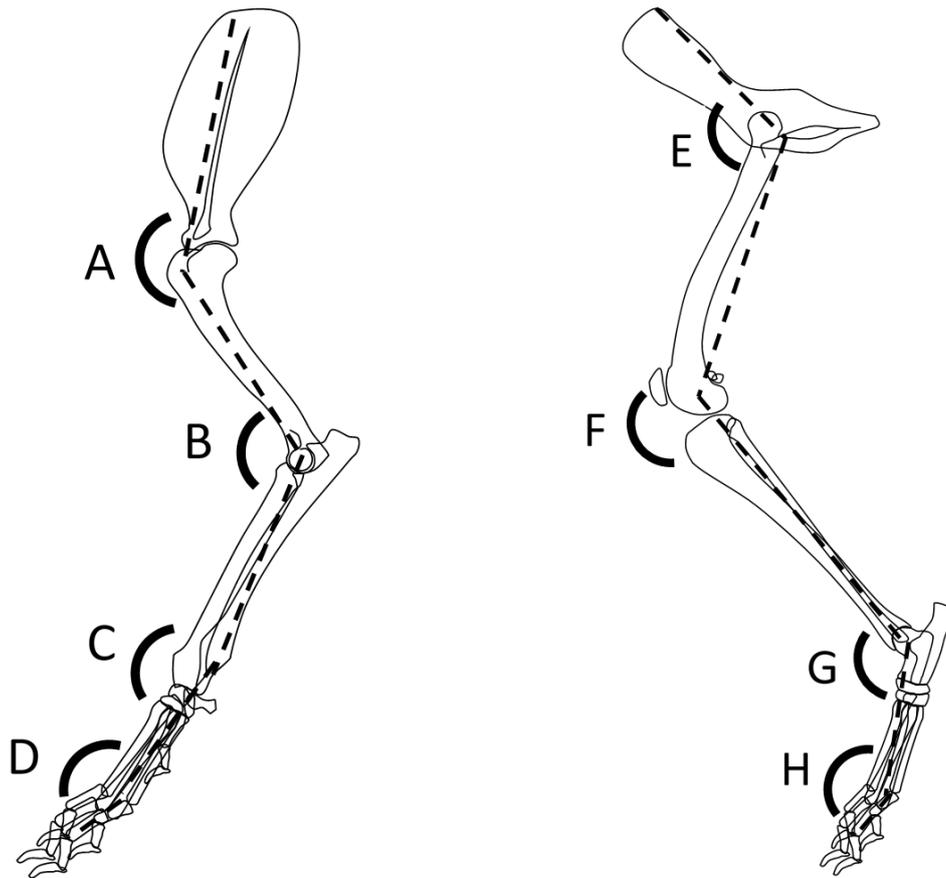


Figure 4-1. Joint angles, defined as the cranial angle between the proximal and distal joint segments. Shoulder (A), elbow (B), carpus (C), MCP (D), hip (E), stifle (F), tarsus (G), and MTP (H). Moments were defined as positive when they worked to enlarge these joint angles (the shoulder joint flexor, elbow joint extensor, carpal joint flexor, MCP joint flexor, hip joint extensor, stifle joint flexor, tarsal joint extensor, and MTP joint flexor).

MCP: metacarpophalangeal; MTP: metatarsophalangeal

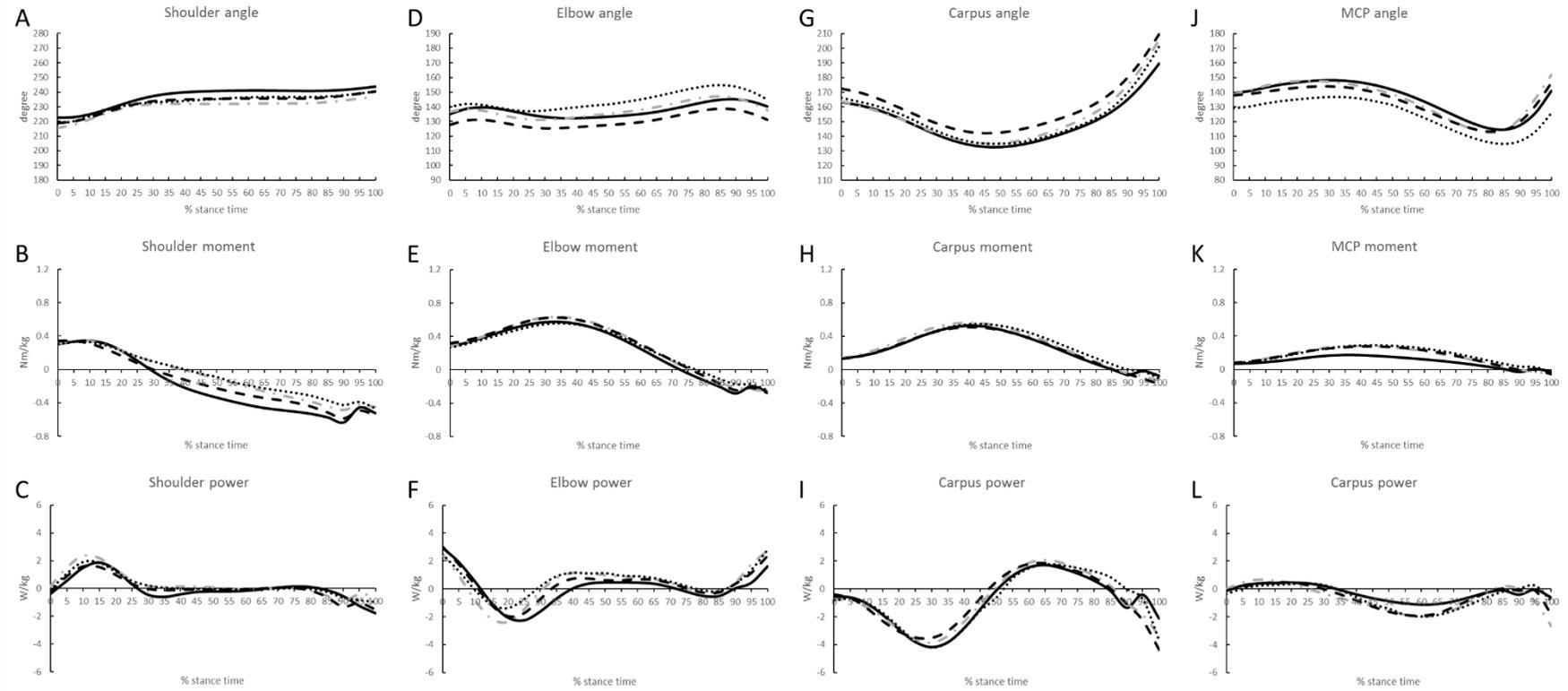


Figure 4-2. Mean of the joint angle (A, D, G, J), moment (B, E, H, K), and power (C, F, I, L) of the shoulder (A, B, C), elbow (D, E, F), carpus (G, H, I), and MCP (J, K, L) during the stance phase of the four dogs. Each line represents data of each dog.

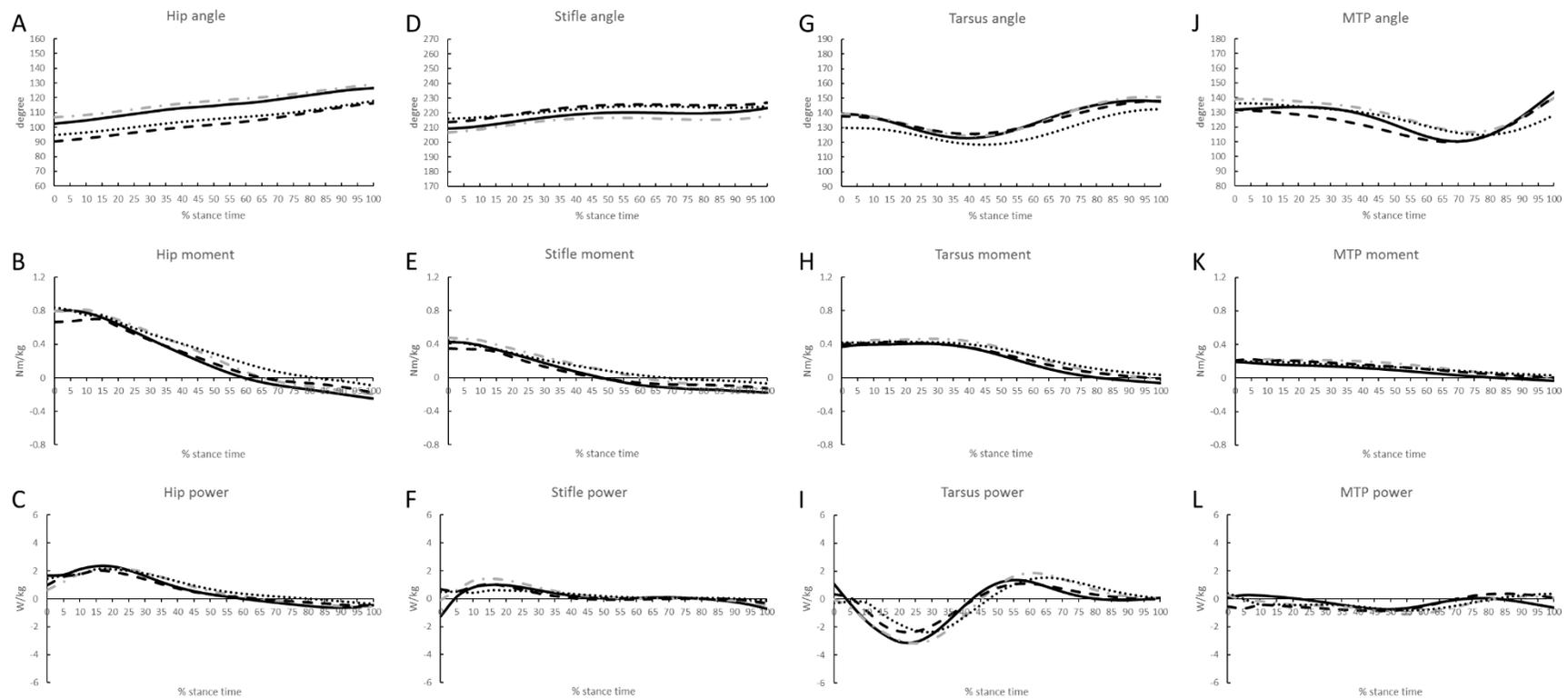


Figure 4-3. Mean (\pm SD) of the joint angle (A, D, G, J), moment (B, E, H, K), and power (C, F, I, L) of the hip (A, B, C), stifle (D, E, F), tarsus (G, H, I), and MTP (J, K, L) during the stance phase. Each line represents data of each dog.

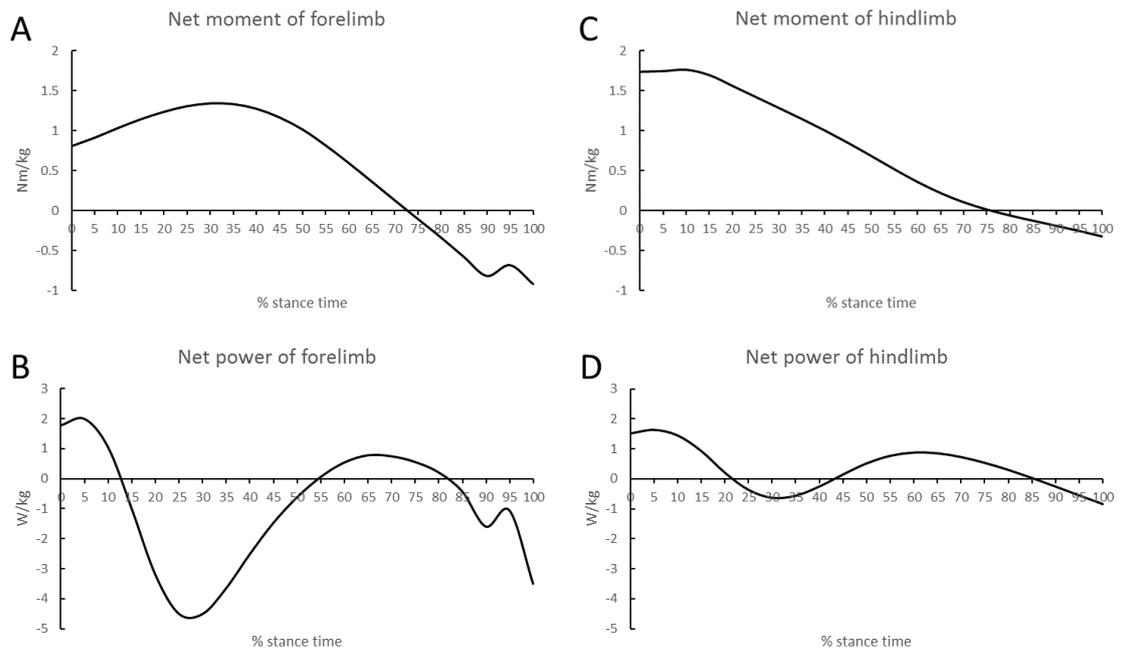


Figure 4-4. Mean of the net moment (A, C) and net power (B, D) of the forelimb (A, B) and hindlimb (C, D) during the stance phase.

Net moment and net power are defined as the sum of the total joint moment and power of the limb, respectively.

5-1 緒言

膝蓋骨高位 (patellar alta) は、人において膝蓋骨の不安定性と関連してさまざまな研究が存在する (Ali, Helmer, and Terk 2009; Magnussen et al. 2014; Biedert and Tscholl 2017)。その中で、脳性麻痺で patella alta を呈する小児では、立脚相で膝を屈曲して歩く膝屈曲歩行 (crouch gait) が観察される (Desailly, Thevenin-Lemoine, and Khouri 2017; Lenhart et al. 2017; Brandon et al. 2018; Bittmann et al. 2018)。これらの patella alta の患者では、膝を屈曲して歩くことで膝蓋靭帯と大腿四頭筋の荷重バランスが取れるが、同時に膝蓋大腿関節の負荷が大きくなることがわかっている (Brandon et al. 2018)。過去の報告では、脛骨楔状骨切り術 (Cranial tibial wedge osteotomy) を実施した健常ビーグル犬において、術後のトロットについて全体的に膝関節の伸展角度が増大することが報告されている (Lee et al. 2007)。これは脛骨楔状骨切り術により脛骨粗面が遠位に移動するため、膝蓋骨が遠位に移動し相対的に膝蓋骨低位 (patella baja) になることと関連している可能性がある。しかしながら、犬において歩様と膝蓋骨近遠位位置の関係について調べた研究は存在しない。

犬における膝蓋骨近遠位位置の診断は、人に準じて Insall-Salvati 指数を採用しており、多くの報告で膝蓋靭帯/膝蓋骨長比 (PLL/PL) を用いて行われている (Johnson et al. 2002; Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008; Kňazovický et al. 2012; Miles et al. 2012; Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Yasukawa et al. 2016; Lojszczyk-Szczepaniak et al. 2017)。大型犬においては膝蓋骨内方脱臼 (MPL) のある犬は脱臼のない犬に比べて PLL/PL が大きいことから、MPL と patella alta との関連が示唆されている (Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008)。また、必要に応じてこれらの patella alta の症例について脛骨粗面遠方転位による治療が行われる (Segal, Or, and Shani 2012; Pugliese, Pike, and Aiken 2015; Drew et al. 2018; Nagahiro et al. 2020)。小型犬に

においては、MPL の有無で PLL/PL に有意な差は認められないことが過去に報告されている (Wangdee, Theyse, and Hazewinkel 2015; Yasukawa et al. 2016)が、第2章にて我々は、膝周囲の解剖学的な形態の違いや膝関節の伸展過大により膝蓋骨位置が近位に変位する症例がいることを明らかにした。

この章では、動作解析にて犬の後肢に関する歩様の違いを記述し、それらが膝蓋骨近位位置の診断に用いる画像検査の項目とどのような関連にあるか検討する。これにより、犬においても patella alta に関連した crouch gait が観察されるか検証することを目的とした。

5-2 材料と方法

5-2-1 対象症例および試験体

MPL 群は 2019 年 7 月から 2020 年 4 月にかけて日本獣医生命科学大学附属動物病院にて膝蓋骨内方脱臼に対して整復手術を受けた症例のうち、動作解析の実施が可能だったものとした。歩行中に膝蓋骨が脱臼している症例では脱臼自体が歩様に影響する可能性があるため、膝蓋骨脱臼のグレードがⅢ以上のものは除外した。

またコントロール群は筋骨格系疾患または神経疾患の既往歴のない健常なビーグル 4 頭 (雄 2 頭、雌 2 頭) を使用した。これらのビーグル犬はケージ (長さ 1.15m、幅 0.7m、高さ 1.5m) に 1 頭ずつ別々に収容した。犬舎は 25°C で長日照明、食餌は 1 日 2 回提供し自由飲水で管理した。実験は当大学の実験動物のガイドラインに基づき大学の倫理委員会の承認を得て行った (承認番号: 30S-4、2019K-51)。

5-2-2 画像検査

すべての犬に対して X 線画像検査にて膝関節内外側方向像を撮影した。これらの内外側方向像は膝関節尾側角度を約 90 度にした状態の屈曲像および、膝関節を伸展させ脛骨を前方から圧迫した過伸展像を撮影した。

屈曲像にて Mostafa の方法に準じ PLL/PL を算出した (Mostafa et al. 2008)。PLL は膝蓋骨の遠位端から脛骨粗面の頭側近位端までの長さとして計測し、PL は膝蓋骨の長軸方向に最も長い部分を計測した。

過去の報告をもとに、過伸展像にて膝蓋骨近位位置 (PPP) および膝蓋骨遠位位置 (DPP) と膝関節角度を計測した (Johnson et al. 2002)。PPP と DPP は膝蓋骨の近位端もしくは遠位端からそれぞれ滑車のラインに垂直に線を下ろし、滑車の近位端からこの垂線までの距離を、滑車の長さで除して求めた (Figure 5-1)。膝関節角度は大腿骨遠位と脛骨近位の解剖軸の交点の尾側角度として測定した。

5-2-3 歩様検査

症例については、手術前日に入院した際に歩様検査を行った。モーションキャプチャーにはポリスチレン製のマーカーを使用した。マーカーは直径 15 mm の発泡スチロール球体に蛍光塗料で着色し、アクリル樹脂の接着剤を使用して犬の皮膚に貼り付けた。マーカーの貼付箇所は、腸骨翼頭背側端 (ILI)、大腿骨大転子、外側大腿骨顆、および腓骨茎状突起外側を使用した。犬を自然な立位姿勢にした状態で、骨のランドマーク上の皮膚にマーカーを貼り付けた。これらのマーカーによって、関節の近位および遠位のセグメントを定義した。3 台のカメラ (FDR-AX40, SONY Corporation, Tokyo, Japan) を 1 メートルおきに 7 m の走路の片側に設置し、120 フレーム/秒で動画を撮影した。校正は静的および動的に実施した。静的校正は、6 つの校正点を持つ装置をフォースプレートの中心に置いて実施した。動的校正は、2 つの校正点が先端に取り付けられたスティックを使用して実施した。校正した空間容積は、長さ 2 m、幅 1.5 m、高さ 1 m であった。ソフトウェア (ICpro-3D, Hu-tech Co., Ltd, Tokyo, Japan) によってマーカーの位置をフレーム毎に追跡し、3 台のカメラからのデータを合成して 3 次元のマーカー位置データを得た。ILI の頭尾側方向の移動速度を平均化し、トロット速度とした。ILI の加速度の平均値が 0.5 m/s^2 を超える場合は解析から除外した。また、速度は犬の肩の高さで正規化した (Volstad et al. 2017)。コントロール群

については、第4章の運動学的動作解析の結果を用いた。

関節角度は近位セグメントと遠位セグメントの間の尾側角と定義した。膝関節の立脚相、遊脚相それぞれでの最大伸展角度および最大屈曲角度のデータを収集した。また、その差を可動域とした。

5-2-4 統計

MPL 群とコントロール群の比較を行うために Wilcoxon の順位和検定を用いた。また、画像検査項目と歩様検査項目の結果の関係性を調べるために Spearman の順位相関分析を行った。この中で $p < 0.2$ の相関関係のある画像検査項目と歩様検査項目の組み合わせについて、歩様検査項目を目的変数とした重回帰分析を行った。このとき、年齢、体重、 Trot 速度のうち Spearman の順位相関分析で目的変数と $p < 0.2$ のものを独立変数として分析に含めた。係数が 0 から有意に異なる変数を含むモデルを同定するために、変数減少法による重回帰分析を行った。変数間の相互作用は、相互作用のあるモデルとないモデルを比較する尤度比検定によって分析した。臨床的に重要な、もしくは統計的に有意な変数は最終モデルに含めた。

統計分析に使用した値は年齢、体重、PLL/PL、過伸展時の膝関節角度、過伸展時の膝蓋骨近遠位位置、および Trot 速度、歩様検査時の立脚相における膝関節屈曲角度、伸展角度、可動域、遊脚相における膝関節屈曲角度、伸展角度、膝関節可動域である。

5-3 結果

5-3-1 症例および試験体

MPL 群には 4 頭 7 肢が含まれた。犬種はチワワ、イングリッシュコッカースパニエル、ビーグル、雑種の各 1 頭ずつで、性別は雄 2 頭、雌 1 頭、避妊雌 1 頭であった。体重の中央値は 11.3 (範囲 2.15 - 16.5) kg、年齢の中央値は 37 (範囲 16 - 56) ヶ月齢であった。膝蓋骨内側脱臼は、グレード I が 1 頭 1 肢、グレード II が 4 頭 6 肢だった。データ数の中央値

は立脚相が 4 (3-9)、遊脚相が 5 (3-11) だった。

コントロール群の体重の中央値は 12.3 (8.2 - 13.5) kg、年齢の中央値は 67 (43 - 89) ヶ月齢であった。データ数の中央値は立脚相が 4 (3-13)、遊脚相が 3 (3-13) だった。

5-3-2 Wilcoxon の順位和検定

各項目の群ごとの中央値と Wilcoxon の順位和検定の結果を Table 5-1 に示した。年齢に関して群間で有意差が認められた ($p = 0.02$)。X 線画像項目については、最大伸展角度のみ群間で有意差が認められた ($p = 0.02$)。歩様検査項目については、立脚相における膝関節の可動域のみ群間で有意差が認められた ($p < 0.01$)。

5-3-3 Spearman の順位相関分析および重回帰分析

相関分析の結果を Table 5-2 に示した。遊脚相の膝関節可動域は屈曲、伸展の両方と比較的強い相関があるが、立脚相での可動域は屈曲角度と強い相関があるものの伸展角度とは相関が認められなかった。

相関分析の結果をもとに、立脚相における膝関節屈曲角度、伸展角度、可動域について PLL/PL、膝関節過伸展角度、もしくは過伸展時膝蓋骨近遠位位置による重回帰分析をそれぞれ行った。このうち膝関節屈曲角度と可動域については、速度と年齢を独立変数として開始モデルに含め、変数減少法による重回帰分析を行った。また、遊脚相における膝関節屈曲角度については速度を独立変数として開始モデルに含め、PLL/PL もしくは過伸展時膝蓋骨近遠位位置に関して変数減少法による重回帰分析をそれぞれ行った。立脚相の角度に関する重回帰分析の最終モデルを Table 5-3 に、遊脚相の角度に関する重回帰分析の最終モデルを Table 5-4 に示した。立脚相の屈曲角度は PLL/PL、PPP、DPP と有意な関係があり、決定係数も中等度に高かった。立脚相の伸展角度は PLL/PL、PPP、DPP と有意な関係が認められたが、決定係数は比較的低値だった。立脚相の可動域に関する最終モデルにはトロット速度が残り、各画像項目は有意ではなかった。遊脚相の屈曲角度の最終モデルにおいて、各

画像項目は有意ではなかった。

5-4 考察

MPL 群とコントロール群で画像検査時の過伸展角度に有意な差があった。伸展時にストレスを加えるかどうかの違いはあるが、この結果は第 2 章で MPL 群とコントロール群の間で最大伸展角度に有意差があったこととも一致している。しかしながら最大伸展時の膝蓋骨近遠位位置には有意な差がなく、これは症例数が限られていたことが原因かも知れない。また、MPL 群とコントロール群で年齢にも有意な差があった ($p = 0.02$)。ビーグルを対象とした過去の研究では、若齢と高齢の犬のトロット時の関節角度に差があることが報告されている (Lorke et al. 2017)。膝関節については高齢では立脚相での可動域が大きくなることが報告されているが、その差は約 4.5 度である (Lorke et al. 2017)。今回の実験における MPL 群とコントロール群の間の立脚相での可動域の差は 11.5 度であり、より高齢であるコントロール群においてより可動域が小さいことから、年齢以外の要素による影響があると考えられる。また、相関分析では立脚相での可動域と年齢の相関が有意だったが ($p = 0.02$)、重回帰分析における最終モデルには年齢は含まれなかった。過去に報告されたとおり年齢による立脚相膝関節可動域への影響は軽微であり、それ以外の要素による影響が大きいことが考察される。

相関分析の結果から、遊脚相での膝関節の可動域が屈伸の両方に影響を受けるのに対し、立脚相での膝関節の可動域は主に屈曲角度のみの影響を受けているという大きな違いが明らかになった。これは片側前肢の断脚術後のトロットにおいて同側の膝関節で認められた変化 (Jarvis et al. 2013) に似ているが、両側で認められているという点が異なる。

今回、重回帰分析の結果では立脚相の膝関節可動域に関してどの画像検査項目も有意な影響を及ぼしていなかった。PLL/PL や過伸展時の PPP や DPP に関する最終モデルを比べると、PLL/PL の増大もしくは PPP や DPP の減少で立脚相での膝関節屈曲角度と伸展角度の両方が有意に減少しており、どちらも有意であった。これにより膝関節の可動域の変化は小

さくなり、有意差が出にくくなった可能性がある。症例数を増やすことでより明確な結果が出るかもしれない。有意差についての言及はないものの、 Trot では速度が増すほど立脚相での膝関節の屈曲が減少し、それに伴い立脚相での膝関節の可動域が減少するという過去の報告がある (Colborne et al. 2006)。これは今回の立脚相における膝関節可動域に関する重回帰の結果、速度が一貫して有意な負の影響を及ぼしていたこととも一致している。

重回帰分析の結果から、PLL/PL が大きくなる、もしくは過伸展時の膝蓋骨位置が近位になるにつれ、立脚相での膝関節の屈曲角度および伸展角度はどちらも有意に減少するということがわかった。人の patella alta で報告のある crouch gait (Desailly, Thevenin-Lemoine, and Khouri 2017; Lenhart et al. 2017; Brandon et al. 2018; Bittmann et al. 2018) と同様のものが犬でもあることが示唆される。今回の結果からは歩様に直接に関係しているのが PLL/PL なのか過伸展時の膝蓋骨近遠位位置なのかは明確にはなかったが、決定係数は過伸展時の膝蓋骨近遠位位置の方が大きかったため、functional patella alta による歩様への影響があるのではないかと考察された。Crouch gait は健常人では大腿四頭筋に過剰な負担がかかることが知られているが (Steele et al. 2012)、patella alta に罹患した人では膝屈曲時の膝蓋靭帯のモーメントアームが長くなるために大腿四頭筋への負担を軽減するのに役立つことが示唆されている (Bittmann et al. 2018)。また、人の膝蓋骨低位 (patella baja) では膝関節屈曲時のモーメントアームが短くなり、椅子からの立ち上がりや階段の昇降などで膝の伸展機能が低下する可能性が示されている (Lenhart et al. 2017)。犬においても、モーメントアームの変化が原因で歩様の変化が生じている可能性がある。モーメントアームの長さを比較するには、各膝関節角度において膝蓋靭帯から大腿骨顆の中心までの正確な距離を計測する必要がある。今回の実験では犬の大きさにより X 線装置から骨顆への距離が変わるため、また膝関節角度も最大伸展と屈曲角度しか撮影しておらず屈曲角度も全頭でそろっていたわけではないため、モーメントアームの計測ができなかった。今後は CT や有限要素解析などにより、膝関節角度の変化によるモーメントアームの変化について検証する必要があるだろう。

マーカの付ける場所が大転子から 2cm 頭側もしくは尾側にずれると、膝関節の屈伸角度が約十度過大もしくは過小評価されることが過去に報告されている (Torres et al. 2011)。実験時は骨のランドマーク上にマーカを貼り付けるよう細心の注意を払ったが、個体によりマーカの場所がばらついていて、結果に影響した可能性がある。今回の実験ではコントロール群がビーグルのみであり、観察された群間の違いが犬種の違いである可能性が残る。ラブラドルレトリバーとロットワイラーのトロットの間では、膝関節の可動域に有意な差があると報告されている (Agostinho et al. 2011)。今後は犬種をそろえての実験が必要かもしれない。また、PLL/PL や過伸展時の膝蓋骨近遠位位置は、MPL 群とコントロール群で有意差がないにも関わらず歩様に関して有意差があったことから、MPL の有無に関わらず歩様に影響していることが示唆される。しかしそれを証明するには、MPL に罹患していない犬だけで各項目の影響を検討する必要がある。

5-5 小括

本検討では MPL に罹患した犬および健常ビーグル犬の歩様を解析し、膝蓋骨近遠位位置に関連する画像検査上の項目がどのように影響を及ぼしているか検討した。その結果、PLL/PL および膝関節過伸展時の膝蓋骨近遠位位置が、立脚相に有意な影響を及ぼしていることがわかった。PLL/PL が大きくなる、もしくは過伸展時の膝蓋骨位置が近位になるにつれ、立脚相での膝関節の屈曲角度および伸展角度はどちらも有意に減少するということがわかった。人と同様に、patella alta の犬において、立脚相で膝を屈曲して歩く crouch gait が存在することが示唆された。このような歩様の違いは膝蓋大腿関節への負荷を増加させている可能性もある。

Table 5-1. The median (range) value of each group and results of Wilcoxon rank sum test

	MPL group	Control group	P-value
Age (months old) *	37 (16-56)	67 (43-89)	0.02
Body weight (kg)	11.3 (2.2-16.5)	12.4 (8.2-13.5)	0.64
PLL/PL	2.01 (1.71-2.20)	1.78 (1.74-1.90)	0.08
Hyperextension angle (°) *	159 (150-163)	149 (140-153)	0.02
PPP at hyperextension	-0.36 (-0.59-0.03)	-0.12 (-0.31-0.02)	0.22
DPP at hyperextension	0.25 (-0.03-0.57)	0.42 (0.34-0.49)	0.16
Trot velocity	0.86 (0.67-0.98)	0.94 (0.80-0.99)	0.09
Stance phase flexion angle (°)	110 (96-134)	125 (118-134)	0.12
Stance phase extension angle (°)	146 (139-163)	148 (141-153)	0.35
Stance phase ROM (°) *	35 (29-46)	22.5 (16-31)	<0.01
Swing phase flexion angle (°)	86 (82-101)	88 (77-95)	0.86
Swing phase extension angle (°)	134 (123-146)	127 (123-140)	0.22
Swing phase ROM (°)	42 (34-61)	40 (28-52)	0.73

DPP: distal patellar position, MPL: medial patellar luxation, PL: patellar length, PLL: patellar ligament length, PPP: proximal patellar position, ROM: range of motion

* p<0.05

Table 5-2. Results of Spearman' s rank order correlation

	Age	Body weight	PLL/PL	Angle	PPP	DPP	Velocity	Stance flexion angle	Stance extension angle	Stance ROM	Swing flexion angle	Swing extension angle	Swing ROM
Age	1.00												
BW	-0.13 0.65	1.00											
PLL/PL	-0.11 0.69	-0.11 0.70	1.00										
Angle	-0.20 0.47	-0.03 0.92	0.80 * <0.01	1.00									
PPP	0.20 0.48	-0.35 0.20	-0.67* <0.01	-0.78* <0.01	1.00								
DPP	0.20 0.48	-0.29 0.29	-0.71* <0.01	-0.78* <0.01	0.98* <0.01	1.00							
Velocity	0.66* <0.01	0.19 0.49	-0.46 0.09	-0.32 0.25	0.09 0.74	0.13 0.64	1.00						
Stan. FX	0.40 0.14	-0.31 0.27	-0.74* <0.01	-0.53* 0.04	0.65* 0.01	0.68* <0.01	0.50 0.06	1.00					
Stan. EX	0.23 0.41	-0.32 0.24	-0.58* 0.02	-0.43 0.11	0.68* <0.01	0.74* <0.01	0.10 0.73	0.73* <0.01	1.00				
Stan. ROM	-0.60* 0.02	0.13 0.65	0.65* <0.01	0.63* 0.01	-0.50 0.06	-0.51* 0.05	-0.69* <0.01	-0.81* <0.01	-0.33 0.24	1.00			
Swin. FX	0.13 0.65	-0.17 0.56	-0.59* 0.02	-0.21 0.44	0.42 0.12	0.46 0.08	0.42 0.12	0.73* <0.01	0.67* <0.01	-0.37 0.18	1.00		
Swin. EX	-0.44 0.10	-0.30 0.29	-0.03 0.92	0.20 0.48	0.07 0.81	0.10 0.71	-0.64* 0.01	-0.01 0.98	0.44 0.10	0.43 0.11	0.17 0.55	1.00	
Swin. ROM	-0.30 0.28	-0.14 0.63	0.33 0.23	0.22 0.43	-0.20 0.47	-0.20 0.48	-0.73* <0.01	-0.45 0.09	-0.08 0.77	0.45 0.09	-0.61* 0.02	0.62* 0.01	1.00

Upper values are correlation coefficients and bottom values are p-values. * p<0.05

Table 5-3. Final model of multiple regression analyses for stance phase angles

Stance phase flexion angle	Coef.	95% CI	p	Adj. R-squared
PLL/PL *	-63.9	-94.7-(-33.2)	<0.01	0.578
Cons *	239	181-296	<0.01	
Hyperextension angle	-0.686	-1.49-0.117	0.09	0.441
Velocity	44.8	-5.81-95.4	0.08	
Cons *	184	36.0-333	0.02	
PPP at hyperextension *	33.6	11.8-55.3	<0.01	0.629
Velocity	36.2	-4.83-77.3	0.08	
Cons *	94.9	56.1-134	<0.01	
DPP at hyperextension *	52.8	29.5-76.1	<0.01	0.621
Cons *	101	91.9-110	<0.01	
Stance phase extension angle				
PLL/PL *	-23.5	-45.4-(-1.60)	0.04	0.238
Cons *	192	151-234	<0.01	
Hyperextension angle	-0.272	-0.773-0.228	0.26	0.027
Cons *	190	113-266	<0.01	
PPP at hyperextension *	18.6	5.07-32.2	0.01	0.358
Cons *	153	148-157	<0.01	
DPP at hyperextension *	22.6	6.82-38.5	<0.01	0.379
Cons *	141	134-147	<0.01	
Stance phase ROM				
PLL/PL	24.0	-3.85-51.9	0.09	0.564
Velocity *	-41.9	-78.8-(-5.09)	0.03	
Cons	21.0	-53.4-95.5	0.55	
Hyperextension angle	0.413	-0.145-0.970	0.13	0.536
Velocity *	-46.1	-82.6-(-9.63)	0.02	
Cons	6.65	-97.3-111	0.89	
PPP at hyperextension	-12.5	-31.5-6.38	0.17	0.519
Velocity *	-47.3	-84.4-(-10.2)	0.02	
Cons *	67.8	32.9-103	<0.01	
DPP at hyperextension	-15.0	-39.5-9.51	0.21	0.508
Velocity *	-44.5	-85.0-(-3.98)	0.03	
Cons *	73.4	41.8-105	<0.01	

Adj. : adjusted, CI: confidence interval, Coef. : coefficient, Cons: constant

Table 5-4. Final model of multiple regression analyses for swing phase angles

Swing phase flexion angle	Coef.	95% CI	p	Adj. R-squared
PLL/PL	-21.5	-44.5-1.53	0.06	0.180
Cons *	129	85.5-172	<0.01	
Hyperextension angle	-0.114	-0.643-0.416	0.65	-0.0594
Cons *	106	25.1-187	0.01	
PPP at hyperextension	11.5	-4.88-27.9	0.16	0.0852
Cons *	91.2	86.1-96.4	<0.01	
DPP at hyperextension	17.2	-1.23-35.6	0.06	0.180
Cons *	82.6	75.6-89.7	<0.01	

Adj.: adjusted, CI: confidence interval, Coef.: coefficient, Cons: constant

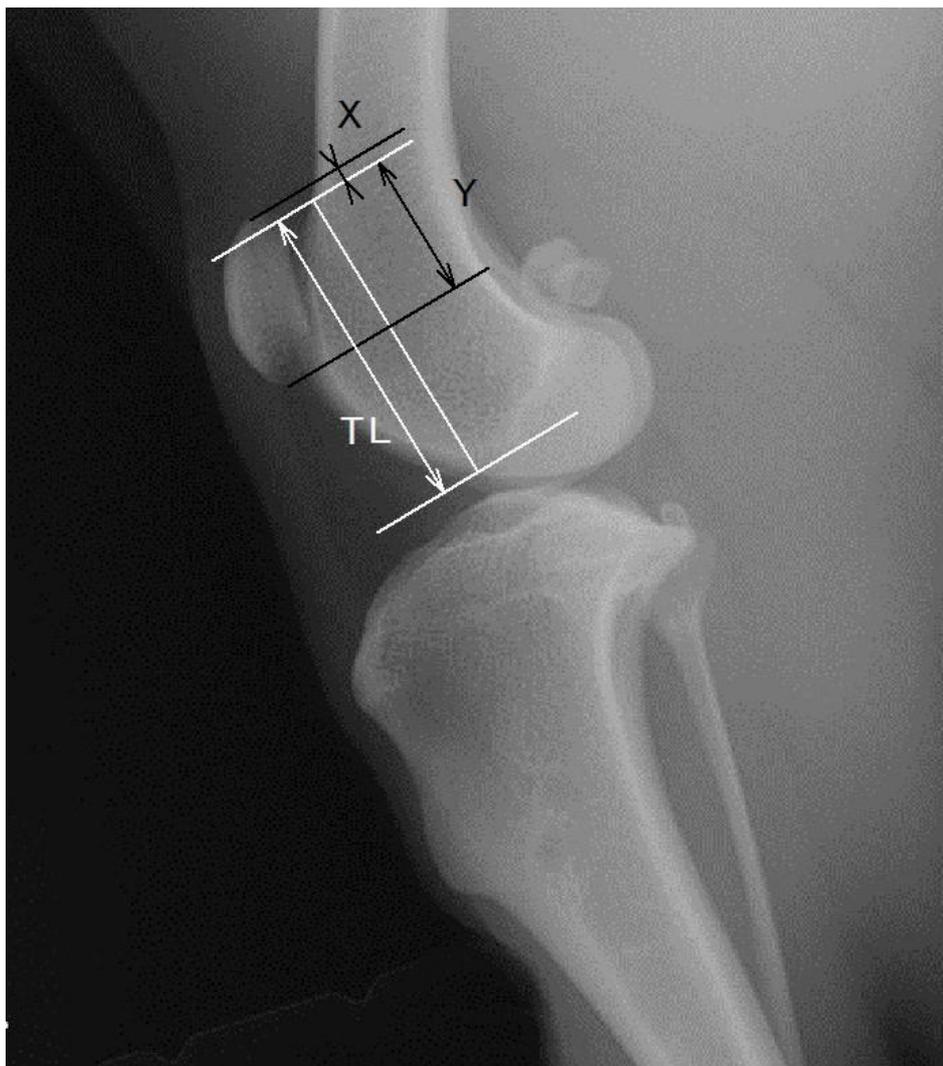


Figure 5-1. The measurement definitions of the proximal patellar position (PPP) and distal patellar position (DPP) at hyperextension. The TL was measured from the proximal extent of the femoral trochlear ridges to the origin of the long digital extensor muscle. X is the distance from the proximal end of the TL to the proximal edge of the patella. The PPP was defined as X/TL . Y is the distance from the proximal end of the TL to the distal edge of the patella. The DPP was defined as Y/TL .

第6章 膝関節可動域制限が犬の歩様に及ぼす影響

6-1 緒言

人に関する過去の研究では、装具やギプスを装着して膝固定のシミュレーションを行った歩行について評価している (Cook et al. 1997; Senden et al. 2011; Lewek, Osborn, and Wutzke 2012)。犬を対象とした同等の研究では、テーピングによって手根の動きを制限した上で運動学的歩行解析を行い、テーピングした手根と同側の肩および反対側の膝関節の動きが変化することを明らかにした (Eward 2003)。別の研究では、前十字靭帯断裂症例に対して使用される装具の有無について、犬の後肢の運動学的データを比較したところ、該当膝関節の動きは想定されていたほど制限されていないにも関わらず、隣接する関節の可動域が影響を受けていることがわかった (Torres et al. 2017)。しかし我々の知る限り、健全な犬の膝関節を固定する装具を使用した際の運動学的解析については報告がない。

本研究では、犬の膝関節可動域を制限する装具を装着し、床反力データを収集した。目的は、装具装着後の歩行変化を評価することである。

6-2 材料と方法

6-2-1 試験体

ビーグル犬4頭 (オス1頭、メス3頭) を対象とした。犬の年齢中央値は2.5歳 (2.0~5.4歳)、体重 (BW) 中央値は10.25kg (8.2~11.2kg) であった。いずれの犬にも整形外科疾患や神経疾患の既往歴はなかった。犬は、1日あたりの日照が16時間の犬舎で別々のケージ (深さ1.15メートル、幅0.7メートル、高さ1.75メートル) に収容した。犬舎は25°Cに維持し、餌は1日2回提供し、自由飲水とした。動物は、データ収集に先立って1~6ヶ月間実験室に馴染ませた。

6-2-2 装具

装具（東洋装具医療器具製作所、東京、日本）は、各犬の後肢用にカスタマイズした。右膝パーツは大腿部と下腿部からなり、内側と外側に配置された 2 つのヒンジにより 2 ヶ所で連結されている。膝部分の角度は、ボタンネジでヒンジを固定することで調整可能である。前軀体幹と対側後肢の大腿部周囲を柔らかい布で固定し、膝装具につなげることで、装具のずれを防止した（Figure 6-1）。装具は、各実験の前に 1 人の装具士によって何度かフィッティングを施して各犬に合うよう調整した。

6-2-3 実験

装具なしの通常歩行、装具ありで角度制限なしの非固定歩行、装具ありで膝関節の角度を 135 度に固定した固定歩行を評価した。135 度の角度は、立位姿勢 (Sabanci and Ocal 2018) を模す角度としてこれを選択した。犬は、1 ヶ月間の予備期間を通して毎週 5 日間、装具を装着して 30 分～60 分過ごすことで、装具を装着した状態での歩行に慣れさせた。実験は、正常歩行、固定歩行、非固定歩行の順で行った。正常歩行は、装具装着による歩行変化の可能性を避けるために装具装着前に評価した。固定歩行と非固定歩行の両方に予備期間を設定し、予備期間のあとに実験を行って記録した。固定歩行と非固定歩行の評価は、少なくとも 1 ヶ月間の予備期間で隔てられていた。

テスト時は 1 人のハンドラーが先導し、犬の好む速度でトロットさせた。試験は 1 日に 100 回繰り返す、20 回ごとに数分間の休息を挟んだ。床反力は、7m の実験路の中央に隣接した 2 枚のフォースプレート (FPro-Animal、Hu-tech 株式会社、東京都) を用いて、960Hz で収集した。各フォースプレートは幅 30cm、長さ 40cm であった。いずれかのフォースプレートの中央を片方の後肢のみが踏んだ試験を成功とみなした。複数の肢が同時に同じフォースプレート上に載っていた場合、その試験は除外した。フォースプレートのデータは、WAS ソフトウェア (WAS、バージョン 2.31、ユニメック株式会社、東京、日本) を使用して収集した。

動きを追跡するために、ポリエチレン製のマーカーを使用した。マーカーは直径 15 mm で、蛍光塗料で着色した。被毛の動きによる影響を最小限に抑えるため、各マーカーはゴム系の溶剤型接着剤で皮膚に直接貼り付けた。マーカーは、肩甲骨の頭背側角 (SCA)、腸骨の頭背側端 (ILI)、大腿骨の大結節、大腿骨外顆、および両側の腓骨の茎状突起の外側に配置した。各マーカーは、犬が自然に立っている状態で、骨のランドマークの上の皮膚に貼り付けた。

3 台のカメラ (FDR-AX40、ソニー株式会社、東京、日本) を 1m の間隔をあけて、実験路の片側に設置した。実験の動画は 120 フレーム/秒で撮影した。キャリブレーションは静的と動的の両方で行った。静的校正は、フォースプレートの中央に 6 個の校正点を持つ装置を置いて実施した。動的校正は、端に 2 つの校正点を取り付けられたスティックを使用して実施した。校正した空間の体積は、長さ 2m、幅 1.5m、高さ 1m である。マーカーの位置は、ICpro-3D ソフトウェア (ヒューテック株式会社、東京都) を使用してフレーム毎に追跡した。すべてのカメラでマーカーが見えている場合に ICpro-Analyzer (ヒューテック株式会社、東京) にて 3 台のカメラのデータを組み合わせて三次元のマーカー位置を求め、フォースプレートのデータとリンクさせた。フォースプレートデータの記録を開始した時点で最初のライトが点灯し、1msec 毎に交互に点灯・消灯する 16 個の LED ライトを用いてデータの同期を行った。立脚時間 (ST; sec)、最大垂直床反力 (PVF; %BW)、最大推進床反力 (PPF; %BW)、最大制動床反力 (PBF; %BW)、垂直インパルス (VI; %BW·sec)、推進インパルス (PI; %BW·sec)、制動インパルス (BI; %BW·sec)、トロット速度、ILI の下降距離 (mm)、ILI の上昇距離 (mm) を評価した。PVF, PPF, PBF, VI, PI, BI は BW で正規化した。SCA および ILI の水平移動速度をトロット速度として使用し、過去の論文をもとに、犬の肩の高さで正規化した (Volstad et al. 2017)。犬のトロット速度が 0.8~1.0 の範囲にない場合、または正規化前の速度で 0.5m/sec 以上変化した場合には、その試験は検討から除外した。下降距離 (mm) は、立脚相直前の最高点から立脚相中の最低点までの ILI の垂直移動距離とし、上昇距離 (mm) は、立脚相中の最低点から立脚相直後の最高点までの ILI の移動距離として

定義した。マーカーの垂直方向の移動は、フォースプレートに乗った肢がカメラと同じ側にある場合にのみ評価した。各歩行の右後肢の膝関節可動域を評価した。固定歩行と非固定歩行の評価時の膝関節マーカー位置は装具で隠れてしまうため、通常歩行の評価から算出した大腿部と下腿部の長さを用いて推定した。これらの値は、Excel ソフトウェア (Excel 2016、Microsoft Corporation、Redmond, WA) を用いて計算した。マーカー位置については犬の片側のみを評価したので、運動力学および運動学的データは矢状面上での観察とした。右側と左側それぞれ、許容可能な試験が 4 回以上あるものを統計解析に使用した。

実験は実験動物の使用および飼育に関するガイドラインに準拠して行われた。(実験承認番号：30S-3、2019K-50)

6-2-4 統計

速度と 3 種類の歩行の関連性を評価するために単純線形回帰を行った。トロット速度を 0.8~1.0 に制限したにも関わらず、非固定歩行の速度は通常歩行の速度よりも有意に遅かった (係数-0.0684、 $p < 0.01$) ため、重回帰には独立変数として速度を含めた。ST、PVF、PPF、PBF、VI、PI、BI、ILI の下降距離、および ILI の上昇距離をそれぞれ従属変数とし、3 種類の歩行との関連を評価するために重回帰を行い、係数が 0 から有意に異なる変数を含むモデルを同定した。右後肢および左後肢を別々に評価した。変数間の相互作用は、相互作用のあるモデルとないモデルを比較する尤度比検定を実行することによって確認した。臨床的に重要な、または統計的に有意な相互作用は、モデルに含めた。すべての統計解析は Stata (STATA、バージョン 14、StataCorp LP、College Station、TX、米国) を使用して行った。統計的推定および推論には、5%の有意水準で両側検定を行った。

6-3 結果

6-3-1 総合的な結果

各後肢の有効データ数の中央値はひとつの歩行実験あたり 5 回(4-9 回)であった。垂直方向の測定値の中央値とその範囲を Table 6-1、水平方向の測定値の中央値とその範囲を Table 6-2 に示す。試験期間中、装具による皮膚損傷は観察されなかった。

6-3-2 右後肢

右後肢の重回帰の結果について、垂直方向のものを Table 6-3、水平方向のものを Table 6-4 に示す。固定歩行では、通常歩行に比べて右後肢の PVF が有意に増加していた。また、ILI の下降・上昇距離も有意に増加していた。非固定歩行では、右後肢の PVF は有意に減少し ILI の下降距離が有意に増加していた。固定歩行と非固定歩行の両方で右膝関節の装具による可動域の制限が確認されたが、非固定歩行では制限がより小さかった (Table 6-1)。固定歩行での右後肢の PPF と PI は有意に増加し、BI が有意に減少していた。非固定歩行では前後方向の床反力に有意な変化はなかった。

6-3-3 左後肢

左後肢の重回帰の結果について、垂直方向のものを Table 6-5、水平方向のものを Table 6-6 に示す。非固定歩行では、左後肢の PVF は ILI の下降距離の減少に対応して有意に減少していた。固定歩行では、左後肢の PPF が減少し、PBF が増加する傾向がみられた。非固定歩行では前後方向の床反力に有意な変化はなかった。

6-4 考察

通常歩行に比べて固定歩行で右後肢の PVF が有意に増加していたのは、ILI の下降・上昇距離が有意に増加しているためと考えられる。右後肢に関して膝を大きく曲げずに前方に移動させるためには、右後肢の遊脚相において尾側体幹をより高く持ち上げる必要がある。体幹は犬の体の中で最大の部分を構成し、全身質量の 60 %以上を占めているため、体幹の上下運動は PVF に大きく影響すると考えられる。同様に、膝の動きを制限する装具を

装着した人の研究では、制限のある脚を前方に移動させるために、跳躍して体幹を高く持ち上げていたという報告もある (Cook et al. 1997)。非固定歩行では、左後肢の PVF は ILI の下降距離の減少に対応して有意に減少していたが、右後肢の PVF は ILI の下降距離の増加にも関わらず有意に減少していた。この結果は、ILI の下降距離や上昇距離以外の要因が PVF に影響を与えている可能性を示している。そういった要因のひとつとして、膝関節の可動域が考えられる。膝関節の可動域の制限により、衝撃を緩和するための膝関節の屈曲が不十分であったことが示唆され、このために PVF が大きくなった可能性がある。装具は固定歩行と非固定歩行の両方で右膝関節の可動域を制限したが、非固定歩行では制限が弱かった。先行研究 (Torres et al. 2017; Raquetly et al. 2012) において、立脚相の正常な膝関節可動域は 20 度前後と報告されている。また、第 2 章、第 3 章の結果からも立脚相の膝関節可動域は 20 から 35 度と想定される。今回の研究における非固定歩行での膝関節可動域はこの 2 倍以上あるため、立脚相の膝関節可動域に影響を与えなかった可能性がある。前十字靭帯断裂の治療で使用される膝装具は、膝関節の可動域を予想されたほど制限できていないことが報告されている (Torres et al. 2017) が、その研究で使用された装具とは異なり、今回の研究で使用した装具はそれぞれの犬に合わせてカスタムメイドされているため固定歩行での制限はより安定していた。

固定歩行での右後肢の PPF と PI が有意に増加し、BI が有意に減少していることから、固定装具を装着した右後肢の機能が推進に移行していることが示唆された。一方、固定歩行の左後肢では PPF が減少し、PBF が増加する傾向が見られ、制動機能への移行が示唆された。これまでの研究では、健全なグレイハウンドでは速度が低下すると PPF、PBF、BI が低下することが報告されている (Riggs et al. 1993; McLaughlin and Roush 1994)。固定歩行時の右後肢で速度が変化していないにも関わらず推進機能が増加しているのは、これが避けられない変化だからかもしれない。固定歩行における左後肢の推進力の低下と制動力の増加は、この推進機能の増加を相殺している可能性がある。同様の適応は、前肢跛行の誘発 (Abdelhadi et al. 2012) や慢性後肢跛行の誘発 (Rumph et al. 1995) でも報告されている

が、これらのケースでは今回の研究とは変化のパターンが異なる。非固定歩行については、前後方向床反力の変化は観察されなかった。

結論として、装具を用いた右膝関節の可動域制限は、両後肢の床反力パターンを変化させた。垂直方向の床反力は、固定装具と非固定装具の両方で影響を受けた。しかし、右後肢の PVF は固定装具では増加したが、非固定装具では減少した。また、固定歩行では前後肢の床反力も変化した。非固定歩行では変化しなかった。コンピュータモデルを用いた先行研究では、膝関節装具のヒンジ剛性の変化が膝関節内での靭帯の安定化効果に影響を与えることが予測されていた (Bertocci, Brown, and Mich 2017)。この研究では、前十字靭帯断裂を治療する際には、適度な安定化を達成すると同時に過度な制限を避けられるヒンジを選択することの重要性が強調された (Bertocci, Brown, and Mich 2017)。本研究で得られた知見は、装具による拘束のレベルが床反力パターンにも影響するため、過度の拘束は一部の関節への負荷を増加させる可能性があることを示している。

本研究におけるリミテーションは、限られた犬の頭数と犬種である。これらが、最終的な重回帰モデルの VI、PI、BI、および ILI の上昇距離の決定係数が小さい理由だと考えられる。

6-5 小括

装具を用いた右膝関節の可動域制限は、両後肢の床反力パターンを変化させた。垂直方向の床反力は、固定装具と非固定装具の両方で影響を受けた。右後肢の PVF は固定装具では増加したが、非固定装具では減少した。膝関節の可動域制限が強い場合には着地時の衝撃が強くなる場合があることがうかがわれた。また、固定装具では前後方向の床反力も変化した。非固定装具では変化しなかった。可動域制限のレベルが強い場合はこのような歩行パターンの変化が起こり、一部の関節への負荷を増加させる可能性があることが示された。

Table 6-1. Median (range) of the vertical ground reaction force and vertical marker movement of the hindlimbs

		Right	Left
ST (sec)	Normal	0.202 (0.192-0.204)	0.1975 (0.184-0.204)
	Unfixed	0.217 (0.207-0.246)	0.214 (0.205-0.243)
	Fixed	0.2055 (0.190-0.211)	0.186 (0.183-0.199)
PVF (%BW)	Normal	65.85 (64.2-66.9)	67.3 (58.0-69.7)
	Unfixed	60.75 (60.5-61.4) *	56.65 (54.6-57.6) *
	Fixed	76.4 (73.3-77.9) *	57.9 (54.6-63.6)
VI (%BW·sec)	Normal	7.39 (6.96-7.47)	7.115 (6.42-7.80)
	Unfixed	7.11 (6.29-7.80)	6.395 (5.83-7.59)
	Fixed	8.125 (7.32-8.33)	6.155 (5.89-6.73)
Falling distance of ILI (mm)	Normal	20.55 (15.8-22.6)	23.35 (12.5-30.4)
	Unfixed	25.9 (21.8-32.4) *	18.1 (15.1-24.1) *
	Fixed	35.45 (30.8-40.3) *	19.0 (15.5-31.0)
Upward distance of ILI (mm)	Normal	19.75 (14.3-21.3)	21.55 (17.5-27.6)
	Unfixed	22.1 (18.4-27.0)	22.1 (18.4-27.0)
	Fixed	24.1 (22.9-29.0) *	25.1 (13.4-28.8)
Range of motion (degrees)	Normal	68.0 (54.5-73.5)	-
	Unfixed	53.8 (49.5-56.1) *	-
	Fixed	35.15 (25.7-38.9) *	-

Normal is gait without orthosis. Unfixed is gait with orthosis of which stifle angle was not fixed. Fixed is gait with orthosis of which stifle angle was fixed at 135°. Trotting velocity was normalized with withers height. (n = four beagles)

BW, body weight; ILI, ilium marker; PVF, peak vertical force; ST, stance time; VI, vertical impulse. * p<0.05 compared to normal gait.

Table 6-2. Median (range) of the fore-aft ground reaction force and fore-aft marker movement of the hindlimbs

		Right	Left
PPF (%BW)	Normal	9.075 (8.19-12.8)	9.67 (7.10-12.4)
	Unfixed	10.4 (9.59-14.1)	14.85 (9.17-18.0)
	Fixed	14.85 (12.5-16.3) *	6.21 (1.70-9.36)
PBF (%BW)	Normal	2.235 (1.00-2.76)	1.475 (1.21-3.48)
	Unfixed	1.75 (1.39-3.00)	1.51 (1.28-2.16)
	Fixed	1.365 (0.321-2.24)	3.67 (1.07-4.46)
PI (%BW·sec)	Normal	0.829 (0.745-1.17)	0.8605 (0.532-1.10)
	Unfixed	1.00 (0.735-1.35)	1.38 (0.775-1.86)
	Fixed	1.33 (0.103-1.53) *	0.4395 (0.129-0.927)
BI (%BW·sec)	Normal	0.0959 (0.0305-0.186)	0.0648 (0.0479-0.146)
	Unfixed	0.0608 (0.0297-0.117)	0.02305 (0.00154-0.119)
	Fixed	0.0303 (0.00336-0.0532) *	0.1735 (0.0279-0.244)
Trotting velocity	Normal	0.897 (0.855-0.965)	
	Unfixed	0.8185 (0.801-0.914) *	
	Fixed	0.867 (0.825-0.940)	

Normal is gait without orthosis. Unfixed is gait with orthosis of which stifle angle was not fixed. Fixed is gait with orthosis of which stifle angle was fixed at 135°. Trotting velocity was normalized with withers height. (n = four beagles)

BI, braking impulse; BW, body weight; PBF, peak braking force; PI, propulsive impulse; PPF, peak propulsive function. * p<0.05 compared to normal gait.

Table 6-3. The multiple regression models for the right hindlimb illustrating the association between PVF, VI, falling distance of ILI, or upward distance of ILI and the three gaits (normal, unfixed, and fixed) including velocity as independent variable

Dependent variable		Coef.	95% Conf. Interval		p value	R ²
Independent variables						
PVF (%BW)						0.956
Gait	Unfixed *	-4.56	-7.47	-1.66	<0.01	
	Fixed *	10.4	8.01	12.8	<0.01	
Velocity		3.88	-20.0	27.7	0.718	
Constant *		62.2	40.6	83.8	<0.01	
VI (%BW·sec)						0.236
Gait	Unfixed	-0.304	-1.39	0.779	0.536	
	Fixed	0.642	-0.252	1.54	0.136	
Velocity		-1.06	-9.95	7.83	0.791	
Constant *		8.26	0.218	16.3	0.045	
Falling distance of ILI (mm)						0.722
Gait	Unfixed *	8.66	0.406	16.9	0.042	
	Fixed *	16.4	9.60	23.2	<0.01	
Velocity		27.3	-40.4	95.1	0.379	
Constant		-4.77	-66.0	56.5	0.862	
Upward distance of ILI (mm)						0.260
Gait	Unfixed	4.20	-2.83	11.2	0.206	
	Fixed *	6.47	0.669	12.3	0.033	
Velocity		7.68	-50.0	65.4	0.767	
Constant		11.8	-40.3	64.0	0.614	

For gaits, unfixed and fixed were compared to normal. BW, body weight; ILI, ilium marker;

PVF, peak vertical force; ST, stance time; VI, vertical impulse. * p < 0.05

Table 6-4. The multiple regression models for the right hindlimb illustrating the association between PPF, PBF, PI, or BI and the three gaits (normal, unfixed, and fixed) including velocity as independent variable

Dependent variable		Coef.	95% Conf. Interval	p value	R ²
Independent variables					
PPF (%BW)					0.531
Gait	Unfixed	2.54	-1.34	6.42	0.170
	Fixed *	5.30	2.10	8.51	<0.01
Velocity		16.1	-15.8	48.0	0.277
Constant		-4.76	-33.6	24.1	0.713
PBF (%BW)					0.0743
Gait	Unfixed	-0.632	-2.22	0.952	0.384
	Fixed	-0.946	-2.25	0.362	0.134
Velocity		-7.34	-20.4	5.66	0.229
Constant		8.68	-3.08	20.4	0.127
PI (%BW·sec)					0.224
Gait	Unfixed	0.190	-0.312	0.692	0.407
	Fixed *	0.435	0.0205	0.849	0.042
Velocity		0.807	-3.32	4.93	0.664
Constant		0.166	-3.56	3.89	0.921
BI (%BW·sec)					0.396
Gait	Unfixed	-0.0760	-0.158	0.00620	0.066
	Fixed *	-0.0886	-0.156	-0.0208	0.017
Velocity		-0.550	-1.22	0.125	0.097
Constant		0.598	-0.0121	1.21	0.054

For gaits, unfixed and fixed were compared to normal. BI, braking impulse; BW, body weight;

PBF, peak braking force; PI, propulsive impulse; PPF, peak propulsive force. * p < 0.05

Table 6-5. The multiple regression models for the left hindlimb illustrating the association between PVF, VI, falling distance of ILI, or upward distance of ILI and the three gaits (normal, unfixed, and fixed) including velocity as independent variable

Dependent variable		Coef.	95% Conf. Interval	p value	R ²
Independent variables					
PVF (%BW)					
Gait	Unfixed *	-9.18	-17.8	-0.570	0.039
	Fixed	-7.06	-14.5	0.342	0.059
Velocity		0.370	-84.8	85.6	0.992
Constant		65.2	-12.4	143	0.089
VI (%BW·sec)					
Gait	Unfixed	-0.878	-2.12	0.362	0.141
	Fixed	-1.06	-2.13	0.00840	0.051
Velocity		-5.11	-17.4	7.17	0.365
Constant *		11.8	0.565	23.0	0.042
Falling distance of ILI (mm)					
Gait	Unfixed *	-11.6	-21.2	-1.99	0.024
	Fixed	-5.80	-14.0	2.46	0.144
Velocity *		-129	-224	-34.2	0.014
Constant *		140	53.3	227	<0.01
Upward distance of ILI (mm)					
Gait	Unfixed	-8.90	-18.7	0.906	0.070
	Fixed	-2.79	-11.2	5.65	0.468
Velocity *		-110	-207	-12.5	0.031
Constant *		122	33.3	210	0.013

For gaits, unfixed and fixed were compared to normal. BW, body weight; ILI, ilium marker;

PVF, peak vertical force; ST, stance time; VI, vertical impulse. * p < 0.05

Table 6-6. The multiple regression models for the left hindlimb illustrating the association between PPF, PBF, PI, or BI and the three gaits (normal, unfixed, and fixed) including velocity as independent variable

Dependent variable		Coef.	95% Conf. Interval	p value	R ²
Independent variables					
PPF (%BW)					0.523
Gait	Unfixed	2.58	-4.00	9.15	0.393
	Fixed	-4.92	-10.6	0.729	0.079
Velocity		-31.0	-96.1	34.0	0.304
Constant		37.9	-21.4	97.3	0.179
PBF (%BW)					0.174
Gait	Unfixed	0.269	-2.08	2.62	0.798
	Fixed	1.62	-0.399	3.65	0.101
Velocity		9.06	-14.2	32.4	0.396
Constant		-6.34	-27.6	14.9	0.511
PI (%BW·sec)					0.485
Gait	Unfixed	0.228	-0.526	0.982	0.505
	Fixed	-0.513	-1.16	0.135	0.106
Velocity		-4.53	-12.0	2.93	0.199
Constant		4.96	-1.84	11.8	0.131
BI (%BW·sec)					0.167
Gait	Unfixed	-0.00236	-0.156	0.151	0.973
	Fixed	0.0926	-0.0395	0.225	0.145
Velocity		0.536	-0.985	2.06	0.440
Constant		-0.407	-1.79	0.980	0.518

For gaits, unfixed and fixed were compared to normal. BI, braking impulse; BW, body weight;

PBF, peak braking force; PI, propulsive impulse; PPF, peak propulsive function. * p < 0.05



Figure 6-1 The orthoses were custom-made for each dog. The cranial part of the trunk and proximal girth of the left hindlimb were strapped with a soft cloth and attached to the right stifle apparatus so that the orthosis would stay in the correct position. The right stifle apparatus had hinges on the medial and lateral sides.

動作解析とは、人や動物の動作を空間内での動きとして解析するものである。その主な手法には大きく二つに分けて運動力学的なものや運動学的なものがある。運動力学的動作解析とは動作の最中に発生する力について計測するものであり、対して運動学的動作解析とは空間内での身体の動きを計測するものである (Gillette and Angle 2008)。運動力学的動作解析ではフォースプレートやプレッシャーマットを用いた床反力の計測を行う。運動学的動作解析では身体を関節部でつながった剛体のセグメントに分けて考え、動作中の関節の可動域、角速度、各セグメントの動き、速度などを記録する (Sandberg, Torres, and Budsberg 2020)。獣医学領域における動作解析は、1877年にMuybridgeが馬のトロットを写真撮影して解析したものが先駆けである (Hobbs et al. 2009)。小動物臨床分野においては、犬の前十字靭帯断裂 (Bush et al. 2012; Ragetly et al. 2010; Ragetly et al. 2012) や内側鉤状突起離断 (Burton et al. 2011; Burton et al. 2008)、股異形成 (Dogan et al. 1991) などについてトロット時もしくは歩行時の逆動力学的解析が行われている。これらの研究から、逆動力学的解析が整形外科疾患の診断や術後の回復を検討するうえで有益であることが示唆されているが、臨床現場ではいまだ広く適用されていない。特に小型犬における報告は限定的である (Andrada et al. 2017)。

小動物整形外科において最も頻繁に遭遇する疾患のひとつに膝蓋骨脱臼がある (LaFond, Breur, and Austin 2002; Priester 1972; O'Neill et al. 2016; Bellumori et al. 2013)。人では内外側方向の変位だけでなく、膝蓋骨が滑車に対して近位に変位する膝蓋骨高位 (patella alta) という病態も認識されており、滑車稜の支えがなくなるために膝蓋骨脱臼の原因になるもしくは膝蓋骨脱臼の治療の失敗につながることを示唆されている (Magnussen et al. 2014; Ali, Helmer, and Terk 2009; Biedert and Tscholl 2017)。また、脳性麻痺で patella alta を呈する小児では、立脚相で膝を屈曲して歩く膝屈曲歩行 (crouch gait) が報告されている (Desailly, Thevenin-Lemoine, and Khouri 2017;)

Lenhart et al. 2017; Brandon et al. 2018; Bittmann et al. 2018)。犬においても、大型犬では膝蓋骨内方脱臼 (MPL) のある犬は脱臼のない犬に比べて膝蓋靭帯／膝蓋骨長比 (PLL/PL) が大きいことから、やはり MPL と patella alta との関連が示唆されている (Johnson et al. 2006; Mostafa et al. 2008)。しかしながら、犬において今までに MPL や膝蓋骨近遠位位置に関する動作解析は行われておらず、人のように歩様に特徴があるかどうかは知られていない。また、犬では PLL/PL 以外の指標による膝蓋骨近遠位位置の検討が十分にされておらず、屈伸時の膝蓋骨の移動と patella alta との関係を検討した研究が存在しない。このような背景から、本研究では膝蓋骨近遠位位置が犬の歩様に及ぼす影響を評価することを目的とした。

そこでまず第 2 章では、膝蓋骨近遠位位置について、過去に報告のある PLL/PL 以外の形態学的要因がどのように関わっているか検討し、その上で MPL に罹患した肢と健常な肢の膝蓋骨近遠位位置を比較した。小型犬 72 症例 99 肢の膝関節約 90 度屈曲における X 線写真内外側方向像を用い、重回帰分析により大腿骨遠位の形態が及ぼす影響について検討したところ、膝蓋靭帯が長くなるほど、滑車長が短くなるほど、大腿骨顆が小さくなるほど、滑車が大腿骨長軸に対して垂直に近くなるほど、膝蓋骨の位置は近位へ変位することが示された。また、これを MPL 群とコントロール群に分けて比較したところ、MPL 群では大腿骨滑車が短く大腿骨顆の形成不全があることが示唆されたが、それにもかかわらず滑車に対する膝蓋骨の位置はコントロール群よりも有意に近位だとは示されなかった。さらに、小型犬 29 頭 50 肢の膝関節最大伸展における X 線写真内外側方向像を用い、重回帰分析により MPL 群とコントロール群を比較したところ、MPL 群ではコントロール群に比べ膝関節最大伸展角度が有意に大きく、それに伴って近位膝蓋骨位置が有意に近位であることが示された。これは、膝関節角度に対する相対的な膝蓋骨の位置が正常であったとしても、膝関節の過伸展により膝蓋骨が大腿骨滑車を超えて正常よりも近位に変位するという、functional patella alta の存在を示唆している。このような症例では膝を伸展することで滑車稜の支えがなくなり膝蓋骨が内外方に脱臼しやすくなる可能性がある。

第3章では膝関節伸展機構である大腿四頭筋の長さに着目した。健常なビーグル犬12頭を用いて、麻酔下にてさまざまな肢位でCTを撮影し、股関節屈伸、股関節内外転、および膝関節屈伸角度による大腿四頭筋/大腿骨長比(QML/FL)とPLL/PLへの影響を、重回帰分析を用いて検討した。PLL/PLが股関節および膝関節角度によって変化しないのに対し、QML/FLは股関節と膝関節の角度に応じて変化することがわかった。QML/FLは股関節の伸展と膝関節の屈曲の両方で増加した。一方で股関節内外転角度の回帰係数は小さく、股関節の内外転がQML/FLに与える影響は小さいことが示された。最終モデルでは対数プロットの方が線形プロットよりもわずかに決定係数が大きく、大腿四頭筋が弛緩している股関節屈曲および膝関節伸展の肢位では大腿四頭筋長の変化が大きいため、関節角度のわずかな変化がより顕著な影響をQML/FLに及ぼすことが示唆された。歩行周期中の膝および股関節の角度変化によってQML/FLは変化するがPLL/PLは変化しないので、股関節角度が変化しても膝関節角度が変化しなければ膝蓋骨と大腿骨滑車の位置関係は変わらないことが示唆される。

第4章において健常なビーグル犬4頭を用いてトロット時の逆動力学的解析を行い、立脚相における各関節の角度変化およびそれに伴って発生する関節モーメントと関節周囲パワーを算出した。検討した関節は肩、肘、手根、中手指節、股、膝、中足、および中足指節関節である。その結果、過去の報告と比較して、肩、肘、手根の関節モーメントと関節周囲パワーにはいくつかの違いが認められた。これらの違いは測定方法の相違などによるものと考えられる。しかしながら後肢の関節モーメントと関節周囲パワーは過去に報告されているものと同様のパターンを示し、さらにそれはグレイハウンドよりもラブラドルレトリバーに近いものであった。犬の体の大きさよりも、体の形状が関節モーメントと関節周囲パワーに大きな影響を与えていることが示唆された。

また、第4章で解析した健常ビーグル犬の関節角度変化の結果を元に、第5章では健常なビーグル犬とMPLに罹患した犬のトロット時の膝関節に関して、その動きが膝蓋骨近位位置に関連した画像検査項目とどのような関係にあるか検討した。歩様データに関し

ては立脚相、遊脚相それぞれでの膝関節の最大伸展角度および最大屈曲角度、その差である可動域を用いた。X線画像検査ではすべての犬に対して、膝関節尾側角度を約90度にした状態の屈曲像および、膝関節を伸展させ脛骨を前方から圧迫した過伸展像の膝関節内外側方向像を撮影した。Mostafaの報告に基づき屈曲像にてPLL/PLを(Mostafa et al. 2008)、伸展像にて伸展角度と近位膝蓋骨位置および遠位膝蓋骨位置を計測した(Johnson et al. 2002)。重回帰分析の結果から、PLL/PLが大きくなる、もしくは過伸展時の膝蓋骨位置が近位になるにつれ、立脚相での膝関節の最大屈曲角度および最大伸展角度はどちらも有意に減少するということがわかった。人のpatella altaで報告のあるcrouch gaitに相当するものが犬でもあることが示唆された。PLL/PLや過伸展時の膝蓋骨近遠位位置は、健常ビーグル犬とMPL罹患犬の間で有意差がないにも関わらず歩様に有意な影響を及ぼしていたことから、MPLの有無に関わらずこれらの項目が立脚相での膝関節の角度減少に関連していることが考察される。

最後に第6章では4頭の健常なビーグル犬を対象に、装具により膝関節の屈伸を制限した状態での歩様解析を行い、屈伸制限強度の違いがそれぞれ床反力にどのような影響を及ぼすか検討した。装具は右後肢に装着し、膝関節屈伸制限の強い固定装具と弱い非固定装具について、それぞれ1ヵ月間の準備期間にて装着した状態での馴致を行い、その後トロットでの床反力解析を行った。最大垂直床反力、垂直インパルス、最大推進床反力、推進インパルス、最大制動床反力、制動インパルスなどについて、重回帰分析にてトロット速度を独立変数に含め、装具のない歩行と各装具を装着した歩行を比較した。装具のない歩行と比べて、装具を装着した歩行では両後肢で床反力が変化した。また、制限程度によって床反力の変化のパターンが異なることも示唆された。垂直方向の床反力は、制限の強い固定装具と制限の弱い非固定装具の両方で影響を受けた。右後肢の最大垂直床反力は固定装具では増加したが、非固定装具では減少した。また、固定装具では前後方向の床反力が変化した。装具を装着した右後肢の最大推進床反力と推進インパルスが有意に増加し制動インパルスが有意に減少していることから、右後肢の機能が推進に移行していることが示唆された。また左後

肢の最大推進床反力が減少し最大制動床反力が増加する傾向にあったことから、左後肢の機能は制動に移行していることが示唆された。一方で、非固定装具においては前後方向の床反力には有意な変化が認められなかった。このように、膝関節の可動域制限が強い場合には着地時の衝撃が増大したり歩行パターンが変化したりするため、一部の関節への負荷を増加させる可能性がある。

膝蓋骨近遠位位置は現在までのところ膝蓋腱の長さを基準に診断されてきたが、我々は大腿骨遠位の形態が膝蓋骨の近遠位位置に影響していることを示すとともに、MPLの小型犬において膝関節の伸展の過大によって膝蓋骨が滑車の近位へと変位する可能性があることを示した。また、膝および股関節の屈伸角度によって大腿四頭筋の長さも変化することも示した。これらは膝関節伸展時に膝蓋骨が大腿骨滑車を近位に超えるという functional patella alta の存在を示唆している。また、膝蓋骨近遠位位置が近位になることで、トロット時に crouch gait を呈する可能性があることを示した。膝関節の屈伸可動域を過度に制限すると床反力パターンが変わるため、一部の関節への負荷が増加する可能性があること示された。

本研究より、小型犬の MPL では functional patella alta が認められる場合があり、関連して crouch gait が存在することが示唆されるが、このような歩様変化により膝関節以外でも負荷が変化することが予想された。

謝辞

本研究を行うに際して、懇親なる御指導と御鞭撻を賜りました日本獣医生命科学大学獣医外科学教室の原康教授および原田恭治准教授に深甚なる謝意を表します。また、本研究に対し有益な御指導と御援助を賜りました日本獣医生命科学大学獣医外科学教室の神野信夫講師、鈴木周二講師、余戸拓也講師、日本獣医生命科学大学獣医野生動物学教室の田中亜紀講師に深く感謝の意を表します。

本研究を遂行するにあたり終始多大なる御協力を頂きました、島田昌和先生、皆川大介先生、小澤麻里子先生に厚く御礼申し上げます。また、多くの御配慮をいただいた室井謙宏先生、田中祥代先生に深謝いたします。

最後に、長年にわたり温かくおいしいごはんと協力を頂いた村上浩幸氏、村上ひとみ氏に心より感謝いたします。

参考文献

- Abdelhadi, J., P. Wefstaedt, I. Nolte, and N. Schilling. 2012. 'Fore-aft ground force adaptations to induced forelimb lameness in walking and trotting dogs', *PLoS One*, 7: e52202.
- Agostinho, F. S., S. C. Rahal, N. S. Miqueleto, M. R. Verdugo, L. R. Inamassu, and A. O. El-Warrak. 2011. 'Kinematic analysis of Labrador Retrievers and Rottweilers trotting on a treadmill', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 24: 185-91.
- Ahmad, M., S. Janardhan, S. Amerasekera, P. Nightingale, T. Ashraf, and S. Choudhary. 2019. 'Reliability of patellotrochlear index in patellar height assessment on MRI-correction for variation due to change in knee flexion', *Skeletal Radiol*, 48: 387-93.
- Ali, S. A., R. Helmer, and M. R. Terk. 2009. 'Patella alta: lack of correlation between patellotrochlear cartilage congruence and commonly used patellar height ratios', *AJR Am J Roentgenol*, 193: 1361-6.
- Allberg, C. M., and J. Miles. 2020. 'Measurement of Patellar Proximodistal Positioning with Limited Joint-Angle Sensitivity', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 33: 96-101.
- Andrada, E., L. Reinhardt, K. Lucas, and M. S. Fischer. 2017. 'Three-dimensional inverse dynamics of the forelimb of Beagles at a walk and trot', *Am J Vet Res*, 78: 804-17.
- Barnes, D. M., A. A. Anderson, C. Frost, and J. Barnes. 2015. 'Repeatability and

- reproducibility of measurements of femoral and tibial alignment using computed tomography multiplanar reconstructions', *Vet Surg*, 44: 85-93.
- Bellumori, T. P., T. R. Famula, D. L. Bannasch, J. M. Belanger, and A. M. Oberbauer. 2013. 'Prevalence of inherited disorders among mixed-breed and purebred dogs: 27,254 cases (1995-2010)', *J Am Vet Med Assoc*, 242: 1549-55.
- Bennett, S. W., J. L. Lanovaz, and G. D. Muir. 2012. 'The biomechanics of locomotor compensation after peripheral nerve lesion in the rat', *Behav Brain Res*, 229: 391-400.
- Bertocci, G. E., N. P. Brown, and P. M. Mich. 2017. 'Biomechanics of an orthosis-managed cranial cruciate ligament-deficient canine stifle joint predicted by use of a computer model', *Am J Vet Res*, 78: 27-35.
- Biedert, R. M., and S. Albrecht. 2006. 'The patellotrochlear index: a new index for assessing patellar height', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14: 707-12.
- Biedert, R. M., and P. M. Tscholl. 2017. 'Patella Alta: A Comprehensive Review of Current Knowledge', *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 46: 290-300.
- Bittmann, M. F., R. L. Lenhart, M. H. Schwartz, T. F. Novacheck, S. Hetzel, and D. G. Thelen. 2018. 'How does patellar tendon advancement alter the knee extensor mechanism in children treated for crouch gait?', *Gait Posture*, 64: 248-54.
- Brandon, S. C. E., D. G. Thelen, C. R. Smith, T. F. Novacheck, M. H. Schwartz, and R. L. Lenhart. 2018. 'The coupled effects of crouch gait and patella alta on

- tibiofemoral and patellofemoral cartilage loading in children', *Gait Posture*, 60: 181-87.
- Burton, N. J., J. A. Dobney, M. R. Owen, and G. R. Colborne. 2008. 'Joint angle, moment and power compensations in dogs with fragmented medial coronoid process', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 21: 110-8.
- Burton, N. J., M. R. Owen, L. S. Kirk, M. J. Toscano, and G. R. Colborne. 2011. 'Conservative versus arthroscopic management for medial coronoid process disease in dogs: a prospective gait evaluation', *Vet Surg*, 40: 972-80.
- Bush, M. A., P. Sibley, M. A. Owen, N. J. Burton, M. R. Owen, and G. R. Colborne. 2012. 'Inverse dynamics analysis evaluation of tibial tuberosity advancement for cranial cruciate ligament failure in dogs', *Vet Surg*, 41: 471-81.
- Camomilla, V., A. Cereatti, A. G. Cutti, S. Fantozzi, R. Stagni, and G. Vannozzi. 2017. 'Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis: a systematic review', *Biomed Eng Online*, 16: 106.
- Cashmore, R. G., M. Havlicek, N. R. Perkins, D. R. James, S. M. Fearnside, A. M. Marchevsky, and A. P. Black. 2014. 'Major complications and risk factors associated with surgical correction of congenital medial patellar luxation in 124 dogs', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 27: 263-70.
- Clayton, H. M., E. Hodson, and J. L. Lanovaz. 2000. 'The forelimb in walking horses: 2. Net joint moments and joint powers', *Equine Vet J*, 32: 295-300.

- Colborne, G. R., L. Good, L. E. Cozens, and L. S. Kirk. 2011. 'Symmetry of hind limb mechanics in orthopedically normal trotting Labrador Retrievers', *Am J Vet Res*, 72: 336-44.
- Colborne, G. R., J. F. Innes, E. J. Comerford, M. R. Owen, and C. J. Fuller. 2005. 'Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds', *Am J Vet Res*, 66: 1563-71.
- Colborne, G. R., A. M. Walker, A. J. Tattersall, and C. J. Fuller. 2006. 'Effect of trotting velocity on work patterns of the hind limbs of Greyhounds', *Am J Vet Res*, 67: 1293-8.
- Cook, T. M., K. P. Farrell, I. A. Carey, J. M. Gibbs, and G. E. Wiger. 1997. 'Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait', *J Orthop Sports Phys Ther*, 25: 236-44.
- Desailly, E., C. Thevenin-Lemoine, and N. Khouri. 2017. 'Does patella lowering improve crouch gait in cerebral palsy? Comparative retrospective study', *Orthop Traumatol Surg Res*, 103: 741-46.
- Dogan, S., P. A. Manley, R. Vanderby, Jr., S. S. Kohles, L. M. Hartman, and A. A. McBeath. 1991. 'Canine intersegmental hip joint forces and moments before and after cemented total hip replacement', *J Biomech*, 24: 397-407.
- Drew, J., M. Glyde, G. Hosgood, and M. Newman. 2018. 'Combined transverse femoral ostectomy and tibial tuberosity distalisation for correction of medial patella luxation and patella alta in dogs', *Aust Vet J*, 96: 428-32.

- Dudley, R. M., M. P. Kowaleski, W. T. Drost, and J. Dyce. 2006. 'Radiographic and computed tomographic determination of femoral varus and torsion in the dog', *Vet Radiol Ultrasound*, 47: 546-52.
- Dutto, D. J., D. F. Hoyt, H. M. Clayton, E. A. Cogger, and S. J. Wickler. 2004. 'Moments and power generated by the horse (*Equus caballus*) hind limb during jumping', *J Exp Biol*, 207: 667-74.
- . 2006. 'Joint work and power for both the forelimb and hindlimb during trotting in the horse', *J Exp Biol*, 209: 3990-9.
- Eward, C.; Gillette, R.; Eward, W. . 2003. 'Effects of unilaterally restricted carpal range of motion on kinematic gait analysis of the dog', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 16: 158-63.
- Gillette, R. L., and T. C. Angle. 2008. 'Recent developments in canine locomotor analysis: a review', *Vet J*, 178: 165-76.
- Gosnell, W. C., M. T. Butcher, T. Maie, and R. W. Blob. 2011. 'Femoral loading mechanics in the Virginia opossum, *Didelphis virginiana*: torsion and mediolateral bending in mammalian locomotion', *J Exp Biol*, 214: 3455-66.
- Harasen, G. 2006. 'Patellar luxation: pathogenesis and surgical correction', *Can Vet J*, 47: 1037-9.
- Headrick, J. F., S. Zhang, R. P. Millard, B. W. Rohrbach, J. P. Weigel, and D. L. Millis. 2014. 'Use of an inverse dynamics method to describe the motion of the

- canine pelvic limb in three dimensions', *Am J Vet Res*, 75: 544-53.
- Hobbs, S. J., D. Levine, J. Richards, H. Clayton, J. Tate, and R. Walker. 2009. 'Motion analysis and its use in equine practice and research', *Vet Med Austria*, 97: 55-64.
- Hulse, D. A. 1981. 'Pathophysiology and management of medial patellar luxation in the dog', *Vet Med Small Anim Clin*, 76: 43-51.
- Jarvis, S. L., D. R. Worley, S. M. Hogy, A. E. Hill, K. K. Haussler, and R. F. Reiser, 2nd. 2013. 'Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb', *Am J Vet Res*, 74: 1155-63.
- Johnson, A. L., K. D. Broaddus, J. G. Hauptman, S. Marsh, J. Monsere, and G. Sepulveda. 2006. 'Vertical patellar position in large-breed dogs with clinically normal stifles and large-breed dogs with medial patellar luxation', *Vet Surg*, 35: 78-81.
- Johnson, A. L., C. W. Probst, C. E. DeCamp, D. S. Rosenstein, J. G. Hauptman, and T. L. Kern. 2002. 'Vertical position of the patella in the stifle joint of clinically normal large-breed dogs', *Am J Vet Res*, 63: 42-6.
- Kaiser, S., D. Cornely, W. Golder, M. Garner, H. Waibl, and L. Brunnberg. 2001. 'Magnetic resonance measurements of the deviation of the angle of force generated by contraction of the quadriceps muscle in dogs with congenital patellar luxation', *Vet Surg*, 30: 552-8.

- Kalff, S., S. J. Butterworth, A. Miller, B. Keeley, S. Baines, and W. M. McKee. 2014. 'Lateral patellar luxation in dogs: a retrospective study of 65 dogs', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 27: 130-4.
- Kapandji, A. I. 2010. カラー版 カパンジ機能解剖学 II (2) 下肢 (医歯薬出版: Japan).
- Kaya, M., T. R. Leonard, and W. Herzog. 2006. 'Control of ground reaction forces by hindlimb muscles during cat locomotion', *J Biomech*, 39: 2752-66.
- Kňazovický, Dávid, Valent Ledecký, Marián Hluchý, and Marek Ďurej. 2012. 'Use of the modified Insall Salvati method for determination of vertical patellar position in dogs with and without cranial cruciate ligament rupture considering the morphology of the cranio-proximal tibia', *Acta Veterinaria Brno*, 81: 403-07.
- LaFond, E., G. J. Breur, and C. C. Austin. 2002. 'Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs', *J Am Anim Hosp Assoc*, 38: 467-77.
- Lauziere, S., C. Mieville, M. Betschart, R. Aissaoui, and S. Nadeau. 2015. 'Plantarflexor weakness is a determinant of kinetic asymmetry during gait in post-stroke individuals walking with high levels of effort', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30: 946-52.
- Lee, J. Y., G. Kim, J. H. Kim, and S. H. Choi. 2007. 'Kinematic gait analysis of the hind limb after tibial plateau levelling osteotomy and cranial tibial wedge osteotomy in ten dogs', *J Vet Med A Physiol Pathol Clin Med*, 54: 579-84.
- Lenhart, R. L., S. C. Brandon, C. R. Smith, T. F. Novacheck, M. H. Schwartz, and D. G.

- Thelen. 2017. 'Influence of patellar position on the knee extensor mechanism in normal and crouched walking', *J Biomech*, 51: 1-7.
- Lewek, M. D., A. J. Osborn, and C. J. Wutzke. 2012. 'The influence of mechanically and physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking', *Arch Phys Med Rehabil*, 93: 123-8.
- Lojszczyk-Szczepaniak, A., P. Silmanowicz, R. Komsta, and Z. Osinski. 2017. 'Determination of reference values and frequency of occurrence of patella alta in German shepherd dogs: a retrospective study', *Acta Vet Scand*, 59: 36.
- Lorke, M., M. Willen, K. Lucas, M. Beyerbach, P. Wefstaedt, H. Murua Escobar, and I. Nolte. 2017. 'Comparative kinematic gait analysis in young and old Beagle dogs', *J Vet Sci*, 18: 521-30.
- Magnussen, R. A., V. De Simone, S. Lustig, P. Neyret, and D. C. Flanigan. 2014. 'Treatment of patella alta in patients with episodic patellar dislocation: a systematic review', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22: 2545-50.
- McLaughlin, R. M., Jr., and J. K. Roush. 1994. 'Effects of subject stance time and velocity on ground reaction forces in clinically normal greyhounds at the trot', *Am J Vet Res*, 55: 1666-71.
- Miles, J. E., M. Dickow, D. H. Nielsen, B. R. Jensen, J. Kirpensteijn, E. L. Svalastoga, and T. Eriksen. 2012. 'Five patellar proximodistal positioning indices compared in clinically normal Greenland sled dogs', *Vet J*, 193: 529-34.

- Mostafa, A. A., D. J. Griffon, M. W. Thomas, and P. D. Constable. 2008. 'Proximodistal alignment of the canine patella: radiographic evaluation and association with medial and lateral patellar luxation', *Vet Surg*, 37: 201-11.
- Murakami, S., Y. Nagahiro, M. Shimada, N. Kanno, S. Suzuki, T. Yogo, Y. Harada, and Y. Hara. 2020. 'Effect of Limb Position on Measurements of the Quadriceps Muscle Length/Femoral Length Ratio in Normal Beagle Dogs', *Vet Comp Orthop Traumatol*.
- Nagahiro, Y., S. Murakami, K. Kamijo, M. Shimada, N. Kanno, S. Suzuki, Y. Harada, and Y. Hara. 2020. 'Segmental Femoral Osteotomy for the Reconstruction of Femoropatellar Joint in Dogs with Grade IV Medial Patellar Luxation', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 33: 287-93.
- Neyret, P., A. H. Robinson, B. Le Coultre, C. Lapra, and P. Chabat. 2002. 'Patellar tendon length--the factor in patellar instability?', *Knee*, 9: 3-6.
- Nielsen, C., S. M. Stover, K. S. Schulz, M. Hubbard, and D. A. Hawkins. 2003. 'Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk', *Am J Vet Res*, 64: 609-17.
- O'Neill, D. G., R. L. Meeson, A. Sheridan, D. B. Church, and D. C. Brodbelt. 2016. 'The epidemiology of patellar luxation in dogs attending primary-care veterinary practices in England', *Canine Genet Epidemiol*, 3: 4.
- Ocal, M. K., D. Seyrek-Intas, and S. Cagatay. 2020. 'Comparison of Insall-Salvati Index and Its Modification in Normal Dogs from Four Different Body Weight Groups', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 33: 110-15.

- Piermattei, D. L., and G. L. Flo. 1997. *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* (Saunders: Philadelphia, PA).
- Priester, W. A. 1972. 'Sex, size, and breed as risk factors in canine patellar dislocation', *J Am Vet Med Assoc*, 160: 740-2.
- Pugliese, L. C., F. S. Pike, and S. W. Aiken. 2015. 'Distal tibial tuberosity translation using TTA implants for the treatment of patella alta in large breed dogs. Surgical technique and clinical outcome', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 28: 274-81.
- Ragetly, C. A., D. J. Griffon, L. M. Klump, and E. T. Hsiao-Wecksler. 2012. 'Pelvic limb kinetic and kinematic analysis in Labrador Retrievers predisposed or at a low risk for cranial cruciate ligament disease', *Vet Surg*, 41: 973-82.
- Ragetly, C. A., D. J. Griffon, A. A. Mostafa, J. E. Thomas, and E. T. Hsiao-Wecksler. 2010. 'Inverse dynamics analysis of the pelvic limbs in Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament disease', *Vet Surg*, 39: 513-22.
- Ragetly, C. A., D. J. Griffon, J. E. Thomas, A. A. Mostafa, D. J. Schaeffer, G. J. Pijanowski, and E. T. Hsiao-Wecksler. 2008. 'Noninvasive determination of body segment parameters of the hind limb in Labrador Retrievers with and without cranial cruciate ligament disease', *Am J Vet Res*, 69: 1188-96.
- Riggs, C. M., C. E. DeCamp, R. W. Soutas-Little, T. D. Braden, and M. A. Richter. 1993. 'Effects of subject velocity on force plate-measured ground reaction forces in healthy greyhounds at the trot', *Am J Vet Res*, 54: 1523-6.

- Roush, J. K. 1993. 'Canine patellar luxation', *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 23: 855-68.
- Rumph, P. F., S. A. Kincaid, D. M. Visco, D. K. Baird, J. R. Kammermann, and M. S. West. 1995. 'Redistribution of vertical ground reaction force in dogs with experimentally induced chronic hindlimb lameness', *Vet Surg*, 24: 384-9.
- Sabancı, S. S., and M. K. Ocal. 2016. 'Comparison of goniometric measurements of the stifle joint in seven breeds of normal dogs', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 29: 214-9.
- . 2018. 'Categorization of the pelvic limb standing posture in nine breeds of dogs', *Anat Histol Embryol*, 47: 58-63.
- Sandberg, G. S., B. T. Torres, and S. C. Budsberg. 2020. 'Review of kinematic analysis in dogs', *Vet Surg*.
- Schnabl-Feichter, E., A. Tichy, M. Gumpenberger, and B. Bockstahler. 2018. 'Comparison of ground reaction force measurements in a population of Domestic Shorthair and Maine Coon cats', *PLoS One*, 13: e0208085.
- 'Scientific presentation abstracts of the American College of Veterinary Surgeons 25th annual meeting'. 1990. *Vet Surg*, 19: 55-82.
- Segal, U., M. Or, and J. Shani. 2012. 'Latero-distal transposition of the tibial crest in cases of medial patellar luxation with patella alta', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 25: 281-5.

- Senden, R., I. C. Heyligers, K. Meijer, H. Savelberg, and B. Grimm. 2011. 'Acceleration-based motion analysis as a tool for rehabilitation: exploration in simulated functional knee limited walking conditions', *Am J Phys Med Rehabil*, 90: 226-32.
- Shapiro, R. 1978. 'Direct linear transformation method for three-dimensional cinematography', *Res Q*, 49: 197-205.
- Steele, K. M., M. S. Demers, M. H. Schwartz, and S. L. Delp. 2012. 'Compressive tibiofemoral force during crouch gait', *Gait Posture*, 35: 556-60.
- Steindler, A. 1953. 'A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait', *J Bone Joint Surg Am*, 35-A: 540-2; passim.
- Torres, B. T., Y. C. Fu, G. S. Sandberg, and S. C. Budsberg. 2017. 'Pelvic limb kinematics in the dog with and without a stifle orthosis', *Vet Surg*, 46: 642-52.
- Torres, B. T., D. Whitlock, L. R. Reynolds, Y. C. Fu, J. A. Navik, A. L. Speas, A. Sornborger, and S. C. Budsberg. 2011. 'The effect of marker location variability on noninvasive canine stifle kinematics', *Vet Surg*, 40: 715-9.
- van den Bogert, A. J. 1998. 'Computer-assisted gait analysis in equine orthopaedic practice: the case for inverse dynamic analysis', *Equine Vet J*, 30: 362-3.
- van Eijden, T. M., W. de Boer, and W. A. Weijs. 1985. 'The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle', *J Biomech*, 18: 803-9.

- Volstad, N. J., G. Sandberg, S. Robb, and S. C. Budsberg. 2017. 'The evaluation of limb symmetry indices using ground reaction forces collected with one or two force plates in healthy dogs', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 30: 54-58.
- Wangdee, C., H. A. Hazewinkel, J. Temwichitr, and L. F. Theyse. 2015. 'Extended proximal trochleoplasty for the correction of bidirectional patellar luxation in seven Pomeranian dogs', *J Small Anim Pract*, 56: 130-3.
- Wangdee, C., L. F. Theyse, and H. A. Hazewinkel. 2015. 'Proximo-distal patellar position in three small dog breeds with medial patellar luxation', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 28: 270-3.
- Witte, H., J. Biltzinger, R. Hackert, N. Schilling, M. Schmidt, C. Reich, and M. S. Fischer. 2002. 'Torque patterns of the limbs of small therian mammals during locomotion on flat ground', *J Exp Biol*, 205: 1339-53.
- Yasukawa, S., K. Edamura, K. Tanegashima, M. Seki, K. Teshima, K. Asano, T. Nakayama, and K. Hayashi. 2016. 'Evaluation of bone deformities of the femur, tibia, and patella in Toy Poodles with medial patellar luxation using computed tomography', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 29: 29-38.
- Yiannakopoulos, C. K., E. Mataragas, and E. Antonogiannakis. 2008. 'The effect of quadriceps contraction during weight-bearing on four patellar height indices', *J Bone Joint Surg Br*, 90: 870-3.
- Zilincik, M., M. Hluchy, L. Takac, and V. Ledecy. 2018. 'Comparison of Radiographic Measurements of the Femur in Yorkshire Terriers with and without Medial Patellar

Luxation', *Vet Comp Orthop Traumatol*, 31: 17-22.