



# HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	歩行中の膝関節負荷と片脚立位移行動作における生体力学的指標との関連性 : 変形性膝関節症患者の評価・治療への応用の観点から
Author(s)	千葉, 健
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第12752号
Issue Date	2017-03-23
DOI	<a href="https://doi.org/10.14943/doctoral.k12752">https://doi.org/10.14943/doctoral.k12752</a>
Doc URL	<a href="https://hdl.handle.net/2115/65367">https://hdl.handle.net/2115/65367</a>
Type	doctoral thesis
File Information	Takeshi_Chiba.pdf



# 学位論文

歩行中の膝関節負荷と片脚立位移行動作における生体力学的指標との関連性

－変形性膝関節症患者の評価・治療への応用の観点から－

千葉 健

北海道大学大学院保健科学院  
保健科学専攻保健科学コース

2016 年度

## 目次

要約	3
1. 諸言	5
1.1 変形性膝関節症の病態と疫学	5
1.2 変形性膝関節症の危険因子	5
1.2.1 膝関節負荷の計測	6
1.2.2 筋力	8
1.2.3 固有感覚	8
1.2.4 神経筋制御	9
1.2.5 キネマティクス	9
1.3 片脚立位課題	10
1.4 本研究の目的	11
2. 歩行と片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的関連性の検討	13
2.1 対象と方法	13
2.1.1 対象	13
2.1.2 使用機器	13
2.1.3 実験手順	14
2.1.4 データ解析	15
2.1.5 統計学的検討	17
2.2 結果	18
2.3 考察	19
3. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連 — 健常成人を対象にした検討 —	20
3.1 対象と方法	20
3.1.1 対象	20
3.1.2 使用機器	20
3.1.3 実験手順	20
3.1.4 データ解析	21
3.1.5 統計学的検討	23
3.2. 結果	24
3.3 考察	28
4. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連 — 変形性膝関節症患者での検討 —	30
4.1 対象と方法	30
4.1.1 対象	30

4.1.2	使用機器	30
4.1.3	実験手順	30
4.1.4	データ解析	31
4.1.5	統計学的検討	31
4.2.	結果	32
4.3	考察	34
5.	膝 OA 患者と健常高齢者の片脚立位課題における骨盤・体幹運動学的挙動の比較	35
5.1	対象と方法	35
5.1.1	対象	35
5.1.2	使用機器	35
5.1.3	実験手順	35
5.1.4	データ解析	36
5.1.5	統計学的検討	36
5.2	結果	37
5.3	考察	39
6.	結論	41
7.	謝辞	42
8.	引用文献	43
9.	業績一覧	53

## 要約

### 1. 諸言

歩行中の大きな外的膝内転モーメント (KAM) が変形性膝関節症 (膝 OA) の進行に関連することが報告されている。したがって、膝 OA に対する保存療法においては歩行時の KAM の増大を防ぐことが目標の一つとなる。KAM に影響を与える要素としては、前額面上の骨盤・体幹の傾斜角度が着目されており評価・治療の対象となるが効果的な治療法の確立には至っていない。片脚立位動作は、骨盤・体幹の前額面上の運動学的挙動の評価や治療戦略として臨床的に簡便な方法であるが、同課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動と歩行時の骨盤・体幹の運動学的挙動や KAM との関連を検討した報告は無い。また、膝 OA 患者は歩行中に体幹を立脚側へ傾斜させ、反対側骨盤下制を小さくすることで KAM の増大を防いでいると考えられているが、片脚立位課題中の骨盤・体幹キネマティクスに関しては、これまでに検討されていない。膝 OA 患者における片脚立位動作の特徴を明らかにすることは、日常診療に有益な情報となると思われる。

したがって、本研究の目的は、①片脚立位課題中の KAM と歩行時の KAM の相関性を検討すること、②片脚立位課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動と歩行時の KAM との相関性を検討すること、③膝 OA 患者における片脚立位動作の特徴を明らかにすることとし、以下の 4 つの研究課題による検討を行った：1) 歩行と片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的関連性の検討、2) 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連－健常成人を対象にした検討－、3) 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連－膝 OA 患者での検討－、4) 膝 OA 患者と健常高齢者の片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的挙動の比較

### 2. 歩行と片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的関連性の検討

健常成人 28 名を対象に、歩行と両脚立位から片脚立位への移行動作 (以下、片脚立位課題) を三次元動作解析装置と床反力計を用いて記録した。2 課題間における骨盤・体幹の運動学的挙動の関連性を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。その結果、体幹傾斜角度に関しては 2 課題間の有意な相関を認めなかったが、歩行荷重応答期の骨盤傾斜角度と片脚立位課題における骨盤傾斜最小値に有意な正の相関を認めた。本研究結果は、単純な姿勢制御課題である片脚立位課題での骨盤の運動学的挙動が歩行中の骨盤運動と関連することを明らかにした。

### 3. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連－健常成人を対象にした検討－

健常成人 28 名を対象に、歩行と片脚立位課題を三次元動作解析装置と床反力計を用いて記録した。歩行中の KAM 最大値とそれぞれ①片脚立位課題での KAM 最大値、②片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度、③片脚立位課題での膝関節レバーアーム、④自然立位での膝内転角度、④中殿筋活動潜時との相関を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。結果、歩行中の KAM 最大値は、片脚立位課題での KAM 最大値と有意な正の相関、片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度最大値と有意な負の相関、片脚立位課題での膝関節レバーアームと有意な正の相関、遊脚側中殿筋活動潜時と有意な負の相関を認めた。本研究結果は、

片脚立位課題での生体力学的指標が歩行時の KAM と関連することを示した。また、片脚立位動作中の体幹傾斜と骨盤傾斜の大きさは、歩行中の KAM の大きさを予測する因子の 1 つとして評価されるべきと考えられた。

#### 4. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連—膝 OA 患者での検討—

膝 OA 患者 7 名を対象に、歩行と片脚立位課題を三次元動作解析装置と床反力計を用いて記録した。歩行中の KAM 最大値とそれぞれ①片脚立位課題での KAM 最大値、②片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度、③片脚立位課題での膝関節レバーアーム、④自然立位での膝内転角度との相関を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。結果、歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での KAM 最大値および自然立位での膝内転角度に有意な正の相関を認めた。また、統計学的に有意では無かったが歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での膝関節レバーアームが中程度の正の相関を示した。歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度との間に相関は認められなかった。本研究では健常成人と同様、両課題中の KAM が相関し、片脚立位課題が歩行中の生体力学的挙動を反映する動作課題であることを示唆した。一方で、片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度は歩行時 KAM と有意な相関を認めなかった。膝 OA 患者では膝内転角度が歩行時 KAM に与える影響が大きく骨盤・体幹の影響が相殺されたためと思われた。

#### 5. 膝 OA 患者と健常高齢者の片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的挙動の比較

健常高齢者 8 名および膝 OA 患者 7 名を対象に、歩行と片脚立位課題を三次元動作解析装置と床反力計を用いて記録した。歩行速度、歩行中の KAM 最大値、骨盤・体幹傾斜角度、片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度、静止立位時の膝内転角度における 2 群間の比較を対応のない t 検定を用いて行った。結果、歩行速度が膝 OA 群で有意に遅く、歩行中の体幹傾斜最大値および骨盤傾斜最小値が膝 OA 群で有意に大きかった。また、片脚立位課題では有意では無かったが骨盤傾斜最小値が膝 OA 群で大きい傾向にあった。本研究における OA 患者は、歩行速度を遅くすること、体幹傾斜角度を大きくし、反対側骨盤下制を小さくすることで KAM を減じていたと思われる。このような歩行時の骨盤キネマティクスの特徴は片脚立位課題でも観察された。本結果は、歩行課題で生じていた膝 OA 患者での骨盤キネマティクスの変化が片脚立位課題でも生じている可能性を示唆した。

#### 6. 結論

本研究における一連の検討から以下を明らかにした。

1. 片脚立位課題での骨盤傾斜最小値は歩行時荷重応答期の骨盤傾斜角度と相関する。
2. 片脚立位課題中の KAM 最大値は歩行時の KAM 最大値と相関する。
3. 片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜および膝関節レバーアームが歩行時 KAM 最大値と関連する。
4. 膝 OA 患者は、KAM を減少させるために歩行中の骨盤・体幹のキネマティクスを変化させており、その変化は片脚立位課題でも生じている可能性がある。

以上の知見から、片脚立位課題は変形性膝関節症の発症および進行予防の運動療法における評価・治療に有用である可能性がある。

## 1. 諸言

### 1.1 変形性膝関節症の病態と疫学

変形性膝関節症（以下、膝 OA）は、関節軟骨、関節構成体の退行性変化と、それに続発する軟骨・骨の破壊および増殖性変化の結果起こる疾患である。

重症度の分類には X 線像評価である Kellgren-Lawrence 分類<sup>1)</sup>（KL 分類）が世界的に用いられ、骨棘無しの grade 0 から、grade IV の高度 OA（顕著な関節裂隙の狭小化と大きな骨棘形成）まで 5 段階に分類される。主な症状としては、疼痛、腫脹、関節可動域制限、筋力低下、膝内反変形があるが、その他に固有感覚の低下<sup>2-4)</sup>や重心動揺増大<sup>5-8)</sup>が報告されている。また、重症例ではスラストゲイトなどの特徴的な歩容が観察される<sup>9)</sup>。

膝 OA はその症状により日常生活動作（ADL）<sup>10-12)</sup>および生活の質（QOL）<sup>13)</sup>を低下させることが知られている。早期の膝 OA 患者を対象にした前向き研究では、膝 OA は 3 年後の Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index（WOMAC）の身体機能スコアおよび階段昇降能力を増悪させ、筋力の低下が活動制限と関連することが示された<sup>11)</sup>。また、関節可動域制限と能力障害の程度との間に相関関係があることも報告されている<sup>12)</sup>。

膝 OA は加齢とともにその発症率が増加し、また進行する特徴をもつ<sup>14)</sup>。本邦における近年の大規模疫学調査によるとその罹患率は非常に高く、40 歳以上の男性で 42%、女性で 62%と報告されている<sup>15)</sup>。また、都市部、山岳地域、沿岸地域での有病率を比較すると、変形性腰椎症では各年代において地域差がほとんどないのに対し、膝 OA では他の地域と比較し山岳地域での有病率が最も高く明らかな地域差が存在する。さらに、日常生活における作業動作や職業が膝 OA の発症率を高めることが報告されており<sup>16,17)</sup>、膝 OA の発症には加齢の影響の他に日常的な膝関節への負荷が大きく関わることを示唆されている。

今後の高齢者人口の急増に伴い、膝 OA の罹患者数もさらに増加することが予想される。厚生労働省が、2008 年に公表した「介護予防の推進に向けた運動器疾患対策について」の報告書では、優先的に取り組むべき調査研究の対象疾患の一つとして膝 OA が挙げられており、介護予防対策の観点からも膝 OA の進行予防は重要な課題となる。

### 1.2 変形性膝関節症の危険因子

膝 OA 発症および進行の危険因子としては、年齢・性別、人種、肥満、代謝性疾患、喫煙、職業・生活様式・日常活動性と運動、膝外傷、下肢筋力、下肢アライメント・ラテラルスラスト、骨粗鬆症、性ホルモン、微量栄養素、遺伝子など多くの要因があげられているが、未だに不明な点が多い<sup>18)</sup>。

重要な要素の 1 つとして膝関節に対する力学的ストレスがあげられ<sup>19)</sup>、リハビリテーションの治療目標としても膝関節への力学的ストレスの軽減は重要となる。Andriacchi ら<sup>19)</sup>は、正常な軟骨は、生物学（細胞代謝、炎症）、機能的メカニクス、構造の 3 つの要素に依存していると述べている。軟骨の恒常性の維持には、生物学、機能的メカニクス、構造が

正常範囲内にある必要がある。1つの要素が、正常範囲内を超えると、pre OA の状態となり、さらに他の要素が関わる事で、時間的要素により臨床的な OA へ進行する。リハビリテーションの分野では機能的メカニクスへの介入による力学的負荷の軽減が求められる。

### 1.2.1 膝関節負荷の計測

膝関節への力学的負荷を計測する方法としては 3 次元動作解析を用いた外的膝内転モーメント (KAM: external knee adduction moment) の計測が広く用いられる<sup>20)</sup>。KAM は、前額面上の床反力ベクトルと前額面上の床反力と膝関節中心のレバーアームの距離によってもたらされる生体力学的パラメータであり、膝関節を内転させる外力として作用する (図 1、2)。Zhao ら<sup>21)</sup>は、loads cell が設置された TKA 患者 1 名を対象に圧縮力と KAM との関連を検討し、内側圧縮力および全体圧縮力に対する膝内側圧縮力の比が KAM と有意に相関することを報告した。また、Kuntzner ら<sup>22)</sup>は、同じく loads cell が設置された TKA 患者 9 名を対象に KAM との関連を検討し、膝内側圧縮力と歩行立脚期前半の KAM との高い相関関係を示した。さらに、Ogaya ら<sup>23)</sup>は、シミュレーション解析により内側圧縮力と KAM との有意な相関を示しており、KAM が膝関節内側コンパートメントへの力学的負荷を反映することが確認されている。

KAM と膝 OA との関連は多く報告されており、膝 OA 患者では健常者と比較し歩行中の KAM は増大し<sup>24)</sup>、重症度が増すと増加することが知られている<sup>25,26)</sup>。また、Miyazaki ら<sup>27)</sup>は、膝 OA 患者を対象に 6 年間の追跡調査を行い、OA の進行を認めた患者はそうでなかった患者と比較しベースライン時の歩行時膝内転モーメント最大値が大きいことを示し、歩行中の KAM が膝 OA の進行リスクとなることを報告した。別の前向き研究においても、ベースライン時の大きな KAM が大腿骨の軟骨厚を変化させる事が報告されており<sup>28)</sup>、KAM が膝 OA 進行と関連することが示唆されている。

膝 OA の病態である軟骨変性との関連では、Creaby ら<sup>29)</sup>が、膝 OA 患者を対象に軟骨の形態および軟骨化骨のサイズと歩行中の KAM との関連を検討し、KAM の最大値および積分値が MRI 上の軟骨欠損の程度や軟骨化骨の横断面積と関連したと報告した。また、Morgenroth ら<sup>30)</sup>も歩行中の KAM と MRI 上での軟骨変性の重症度との関連を示している。軟骨変性軟骨マーカーと KAM との関連も報告もされており、歩行中の KAM 積分値が膝 OA の存在や重症度と関連する CTX-II の尿中濃度を有意に説明したことが報告されている<sup>31)</sup>。膝 OA の主症状である疼痛との関連においては、Thorp ら<sup>32)</sup>が、疼痛症状のある膝 OA 患者、疼痛の無い無症候性の膝 OA 患者およびコントロール群の 3 群比較を行っている。その結果、疼痛を有する膝 OA 患者は、重症度の同じ無症候性の膝 OA 患者と比較し KAM が増大し、さらに、無症候性ではコントロール群と有意差を認めなかった。また、Kito ら<sup>33)</sup>は、膝 OA 患者における疼痛が歩行中の KAM 積分値と有意な正の相関を示すことを報告した。これらの報告は、歩行中の KAM の軽減が膝 OA の主症状である疼痛を軽減させる可能性があることを示唆するものと思われる。

このように、KAM は膝 OA 進行のリスク因子の 1 つとして考えられており、主要な病態である軟骨変性や主要症状である疼痛との関連が報告されている。したがって膝 OA に対

する保存療法においては KAM の増大の防止や減少が治療目標の 1 つとなると思われ、多くの試みが行われている。

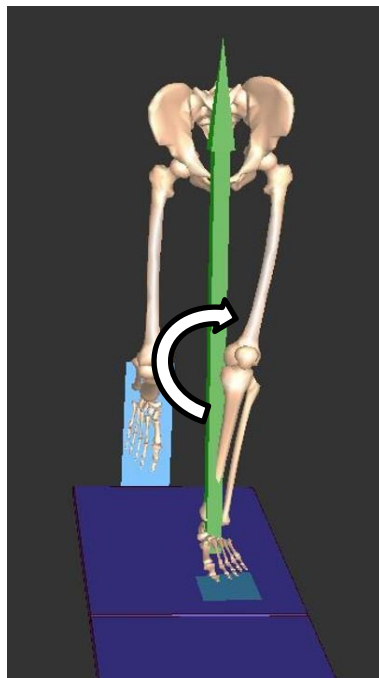


図 1. KAM は膝関節を内転させる外力となる。

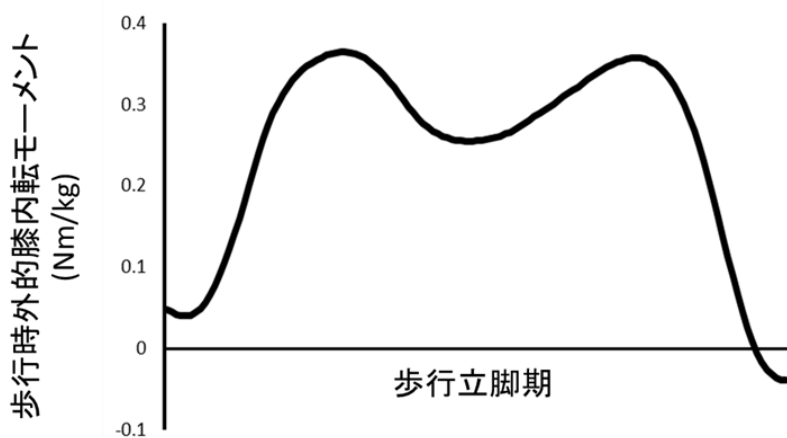


図 2. 歩行立脚期の KAM。一般的に 2 峰性を描く。

## 1.2.2 筋力

膝 OA 患者では同年代の健常者と比較し大腿四頭筋の筋力が低下していることが知られている。Slemendar ら<sup>34)</sup>は、筋委縮や疼痛の訴えがない膝 OA 患者においても大腿四頭筋の筋力が低下していたことから、膝伸展筋力の低下が膝 OA 発症および進行のリスク因子となり得ることを示した。また、Segal ら<sup>35)</sup>は、男女 3856 膝を対象に大腿四頭筋の筋力によって 3 群に分け、30 か月後の関節裂隙狭小化の有無との関連を検討した。この報告では、大腿四頭筋筋力が最も低下している女性の膝 OA 患者の群において他の群と比較し膝 OA の進行リスクが高いことが報告されている。さらに、2015 年に報告されたシステマティックレビューおよびメタアナリシス<sup>36)</sup>では、男女ともに大腿四頭筋の筋力低下は膝 OA 進行におけるリスク因子になると結論付けた。

膝 OA と筋力との関連では伝統的に大腿四頭筋が多く報告されてきたが、近年では股関節外転筋に関する検討が行われている。3 次元動作解析を用いた研究により、Chang ら<sup>37)</sup>は、ベースライン時に測定された歩行時の大きな内的股関節外転モーメントは 18 ヶ月の間、膝 OA の進行を予防したと報告し、Mündermann ら<sup>26)</sup>は、重度の膝 OA 患者では内的股関節外転モーメントが低下する一方、軽度の膝 OA では外転筋力が保たれていたと報告した。これらの報告は、股関節外転筋の筋力低下が膝 OA 進行のリスク因子となり得る可能性を示唆している。Hinman ら<sup>38)</sup>は、内側型膝 OA 患者と同年代のコントロール群との股関節周囲筋力を比較し、膝 OA 患者では実際に股関節外転筋の筋力が低下していることを示した。

大腿四頭筋や股関節外転筋の訓練効果に関する介入試験も実施されており、筋力増強や疼痛軽減、身体機能改善などの効果が報告されている<sup>39,40)</sup>。その一方で、大腿四頭筋の筋力と膝関節への力学的負荷とは関連しないとする報告や<sup>41)</sup>、12 週間の大腿四頭筋訓練<sup>40)</sup>、13 週間の股関節外転筋訓練は KAM を減少させないことが報告されている<sup>42)</sup>。膝関節への力学的負荷を減少させるには筋力訓練のみの介入ではなく他の治療方法の検討が必要である。

## 1.2.3 固有感覚

Barrett ら<sup>3)</sup>が、膝 OA の罹患膝では健常膝と比較し関節位置覚が低下していることを報告し、膝 OA は筋骨格系のみの問題ではなく神経生理学的な異常があることが知られるようになった。Riskowski ら<sup>43)</sup>は、膝固有感覚と膝関節への力学的負荷との関連を検討し、固有感覚の鋭敏さが歩行中の膝関節負荷と関連し、膝関節固有感覚の低下が高い膝関節への負荷をもたらしているとした。しかし、固有感覚の低下が高い膝関節への負荷をもたらすのか、高い膝関節への負荷がメカノレセプターを傷害するのかは不明であるとしている。Baert ら<sup>44)</sup>は、初期および重度の膝 OA 患者、健常コントロール群を対象にした比較試験の結果をうけて、固有感覚の低下は、膝 OA 発症のリスクではなく構造的な変性による結果であり、固有感覚をターゲットにした介入は、OA 進行の予防としては効果的でなく、パフォーマンスや筋力に対しても影響しないと述べている。また、2243 名の膝 OA 患者を対

象にした前向き研究<sup>45)</sup>によって、膝 OA 患者の固有感覚はベースライン時の疼痛や活動制限と関連したが、30 か月後の再評価時における新たな疼痛の出現やレントゲン上の進行とは関連しないことが示されており、膝 OA の発症および進行のリスク因子としての膝固有感覚の影響は否定されている。また、固有感覚をターゲットにした介入が歩行中の KAM に与える影響についての報告はない。一方で、固有感覚をターゲットにした介入は、膝 OA 患者の疼痛や身体機能を改善させることは報告されており<sup>46,47)</sup>、治療方法の一つとしては有効であると思われる。

#### 1.2.4 神経筋制御

膝 OA 患者の歩行や階段昇降中の筋活動の変化も多く報告されている。Hinman ら<sup>48)</sup>は、階段昇降中の筋活動を健常コントロール群と比較検討し、膝 OA では階段降段時の大腿四頭筋活動オンセットが遅延し、接地直後の膝関節初期屈曲角が減少しているとした。初期屈曲角の減少により膝関節の衝撃吸収能が低下し、膝関節への力学的負荷が増大していることを示唆している。また、歩行中や階段昇降中の大腿四頭筋とハムストリングスの共同収縮比の増大とそれに伴う動作中の膝可動範囲の減少が多く報告されている<sup>49,50)</sup>。このような膝 OA 患者での筋活動と関節運動の変化はスティフニングストラテジーとして知られ、関節への圧縮力増大、衝撃吸収能力の低下をもたらすため、好ましくない反応と考えられている。これらの報告から膝 OA に対するリハビリテーションにおいては筋力強化だけでなく神経筋制御の改善が必要と認識されている。

神経筋トレーニングの効果に関しては、膝 OA 患者を対象にした 12 週間神経筋トレーニングによる無作為化比較試験が行われている<sup>40)</sup>。その結果、神経筋トレーニングは膝 OA 患者の疼痛軽減や身体機能の改善には有効であったが、その一方で KAM を減少させることはできなかった。今後の検討が必要な課題である。

#### 1.2.5 キネマティクス

膝 OA 患者では同年代の健常者と比較し、歩行時の骨盤・体幹の立脚側への傾斜角度が大きいこと<sup>51,52)</sup>、また、膝 OA 患者の中でも足部外転角度<sup>53)</sup>および体幹傾斜<sup>26)</sup>が大きい者はレントゲン上の進行を遅らせている可能性が指摘されている。これらの歩容の変化は歩行中の KAM を減少させることが知られている。また、Mündermann ら<sup>26)</sup>は、重症膝 OA 患者では股関節外転筋が低下しトレンデレンブルグ歩行の様な状態となり、体幹が支持脚に対して反対側へ傾くことで KAM をより大きくしていると指摘した。Takacs ら<sup>54)</sup>は、片脚立位保持中の拳上側の骨盤下制と拳上側への体幹傾斜により KAM が増大することを報告している。このように、歩行時の前額面上での骨盤および体幹の運動学的挙動は膝関節への力学的負荷に影響を与えることが確認されており、膝 OA に対する評価および治療の対象として重要な要素の 1 つになると思われる。

### 1.3 片脚立位課題

片脚立位は、バランス機能の評価バッテリーとして臨床および研究において使用される<sup>55-57)</sup>。評価方法としては片脚立位姿勢の保持時間が使用されることが多く、近年では、2006年に提唱された「運動器不安定症」の診断基準ともなっている<sup>58)</sup>。また、片脚立位姿勢のアライメント評価は、中殿筋サインの評価方法<sup>59)</sup>、もしくは歩行の評価方法<sup>60)</sup>の1つとして臨床で一般的に用いられる。一方、両脚立位から片脚立位への移行動作課題は、姿勢制御に関する研究で用いられる<sup>61-64)</sup>。Lucindaら<sup>61)</sup>は健常者を対象に両脚立位から一側下肢を拳上する課題において、骨盤の動きが重心をコントロールしていることを報告し、健常者の姿勢制御では骨盤が重要な役割を果たすことを示した。また、Allumら<sup>62)</sup>は、床面の傾斜刺激に対する姿勢制御を検討し、若年成人と比較し高齢者では体幹の運動学的挙動が変化していることを報告した。これらの姿勢制御課題における下肢・体幹の運動学的挙動は歩行中の動的アライメントにも関連することが予想される。特に、片脚立位への移行動作は、重心の側方移動を伴う点で歩行と類似しており、歩行の評価および治療の方法として有効であると思われる。また、片脚立位移行動作は歩行と比較し単純な動作課題であり、評価や治療に際しては比較的容易に行える点でも臨床上有意義であると思われる。しかしながら、姿勢制御課題と歩行との関連、特に片脚立位アライメントや片脚立位移行動作と歩行中の動的アライメントとの関係を実際に検討した研究は少なく<sup>65,66)</sup>、その関係は不明確である。

## 1.4 本研究の目的

膝 OA に対する保存療法において、KAM の増大を防ぐことが重要である。膝 OA に対する介入研究では 歩行時の KAM をアウトカムとして使用しているが、KAM を減少させることはできていない。 Hunt ら<sup>40)</sup>は、10 週間の大腿四頭筋トレーニングはコントロール群と比較し歩行時の KAM を減少させなかったと報告し、 Foroughi ら<sup>67)</sup>は、6 か月の下肢筋力トレーニングは疼痛を改善させたが KAM を減少させなかったと報告している。近年では歩行時の KAM の軽減を目的とした歩行修正が研究されている。しかしながら、Toe-out 歩行は KAM 2nd peak を減少させるが 1st peak を増大させ<sup>69,70)</sup>、Toe-in 歩行は KAM 1st peak を減少させるが 2nd peak を増大させることが報告されており<sup>70,72)</sup>、確実に KAM を減少させることは困難である。また、Medial knee thrust<sup>73,74)</sup>、股関節内転・内旋歩行<sup>75)</sup>は KAM を減少させたと報告されているが日常的・実用的な歩行としては実施困難であると思われる。歩行時 KAM の減少を目的に行う保存療法に関しては、さらなる検討が必要である。

先述したように、Mündermann ら<sup>26)</sup>や Takacs ら<sup>54)</sup>は体幹の遊脚側への傾斜や反対側骨盤の下制が KAM を増大させることを示している。その他にも、歩行時立脚側への体幹傾斜が KAM を減少させることが多く報告されている<sup>76-79)</sup>。したがって、膝 OA の保存療法において骨盤・体幹の傾斜角度に着目することが重要な要素の一つとなると思われるが効果的な評価・治療法の確立には至っていない。

片脚立位動作は、骨盤・体幹の前額面上のコントロールの評価や治療戦略として臨床的に簡便な方法である。同課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動は歩行時の KAM を反映する可能性があるが、その関係性は不明である。また、Kim ら<sup>80)</sup>は、片脚立位での KAM の計測が膝 OA 患者の手術の適応や、他の治療に対する評価方法として有効であるとしたが、膝 OA の進行リスクであることが報告されている歩行中の KAM との関連は不明であった。

さらに、膝 OA 患者は歩行中に体幹を立脚側へ傾斜させ、反対側骨盤下制を小さくすることで KAM の増大を防いでいると考えられている<sup>26,52)</sup>。このような膝 OA 患者でのキネマティクスの変化は片脚立位などの単純な動作課題でも生じている可能性があるが、これまでに検討されていない。膝 OA 患者における片脚立位動作の特徴を明らかにすることは、日常診療に有益な情報になると思われる。

したがって本研究の目的は、①片脚立位課題中の KAM と歩行時の KAM の相関性を検討すること、②片脚立位課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動と歩行時の KAM との相関性を検討すること、③膝 OA 患者における片脚立位動作の特徴を明らかにすることとした。また、それぞれの目的に対して仮説を、①片脚立位課題中の KAM と歩行時の KAM は相関する、②片脚立位課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動は歩行時の KAM と相関する、③膝 OA 患者における片脚立位動作では KAM を減じるように骨盤・体幹の運動学的挙動を変化させている、とした。

上記の仮説を検証するために、以下の 4 つの研究を行った。2 課題中の骨盤および体幹の運動学的挙動の関連性を検討するために「研究 1：歩行と片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的関連性の検討」を行った。また、仮説①②を検証するために、「研究 2：歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連—健常成人を対象にした検討—」を行い、

さらに研究 2 で得られた結果が、膝 OA 患者に応用できるか否かを検討するために「研究 3: 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連－膝 OA 患者での検討－」を行った。最後に、膝 OA 患者と健常高齢者における片脚立位課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動の相違を検討し、膝 OA 患者における片脚立位課題の骨盤・体幹の動きの特徴を明らかにするため「研究 4: 膝 OA 患者と健常高齢者の片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的挙動の比較」を行った。

本研究で得られる結果は、臨床上簡便な課題である片脚立位課題の有用性を証明し、変形性膝関節症の発症および進行予防の運動療法における評価・治療において有効な情報を提供すると考えられる。

## 2. 歩行と片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的関連性の検討

### 2.1 対象と方法

#### 2.1.1 対象

対象は、下肢体幹に整形外科的および神経学的疾患の既往のない健常成人 28 名（男性 15 名、女性 13 名、 $23.6 \pm 4.0$  歳、 $165.9 \pm 8.5$ cm、 $57.1 \pm 7.1$ kg）とした。研究に先立ち対象者には文書にて研究内容の説明を行い、署名入りの同意書を求めた。本研究は北海道大学大学院保健科学研究院の倫理委員会に申請し、承認を得た。

#### 2.1.2 使用機器

##### 三次元動作解析装置

全てのデータはカメラ 6 台による三次元動作解析装置 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) と 2 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) により記録した。それぞれの機器は同期され、取り込み周期は 200Hz および 1000Hz とした。赤外線反射マーカを両面テープにより貼付した。貼付位置は Helen Hays marker set<sup>81)</sup> に準じ、頭頂部、前頭部、後頭部、肩峰、手関節、上腕骨外側上顆、仙骨 (S1)、上前腸骨棘、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、外果、内果、踵骨後面、第二中足骨頭、大腿外側、下腿外側とし、さらに第 2 胸椎棘突起 (T2) に追加した (図 3)。

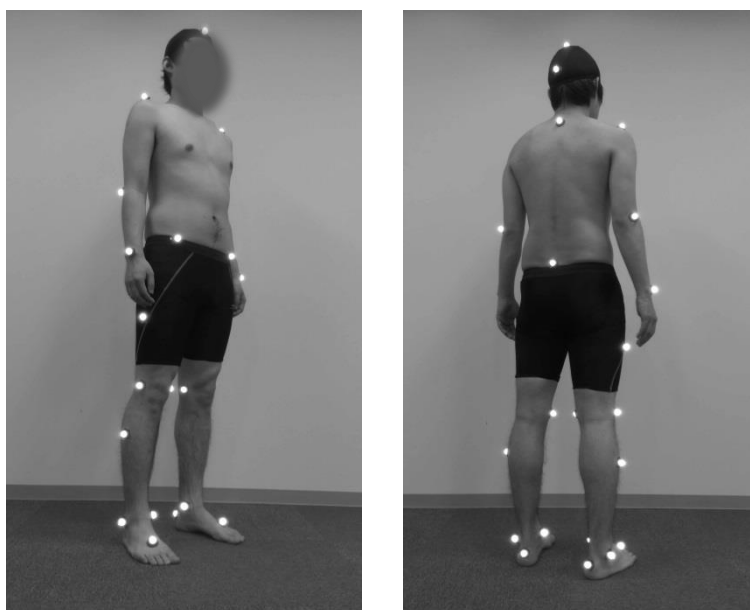


図 3. 反射マーカ貼付位置

### 2.1.3 実験手順

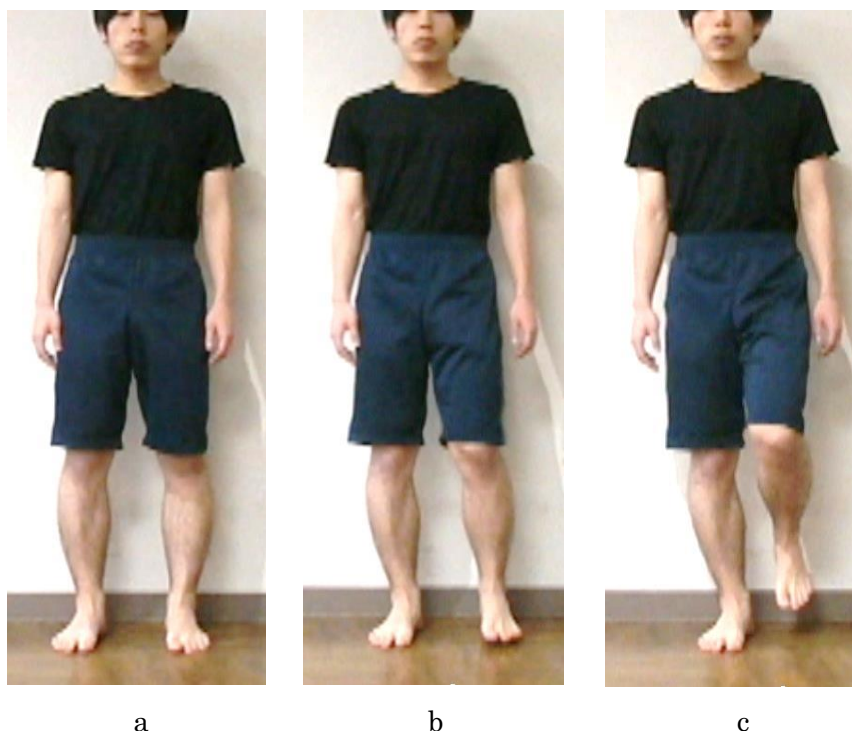
動作課題は以下の 2 課題とし、全て裸足にて計測した。解析側は利き足とした。なお、動作課題の記録に先立ち、各被験者の静止立位でのデータを記録した。静止立位は両脚を腰幅に開いた自然立位とした。

#### (1) 平地歩行

約 10m の歩行路を、被験者の歩きやすい速さで歩行した。

#### (2) 片脚立位移行課題

両脚立位から片脚立位への移行動作を課題とした（以下、片脚立位課題）。片脚立位課題では、被験者は 2 枚のフォースプレート上に自然立位をとり、音刺激後に出来るだけ早く非利き足を持ち上げ、その姿勢を約 3 秒間維持した（図 4）。被験者は、拳上側股関節および膝関節は足部が床面から離れる程度に屈曲し、体幹はできるだけ正中位を保つように指示された。



a

b

c

図 4. 片脚立位課題

a 開始肢位    b 足底離地\*    c 片脚支持期

\*: 拳上側足部が床面から離れた時点

## 2.1.4 データ解析

三次元動作解析により得られたマーカー座標データは 12Hz の low-pass fourth-order Butterworth filter にてフィルター処置された。歩行および片脚立位課題中の体幹の側方傾斜角度および骨盤の傾斜角度を Matlab2009b (MathWorks, Natick, Massachusetts) を用いて算出した。骨盤傾斜は、ASIS マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の水平軸とがなす角とし、反対側の骨盤拳上を正と定義した (図 5a)。体幹傾斜は T2 と S1 マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の鉛直軸とがなす角とし、立脚側への傾斜を正と定義した (図 5b)。骨盤・体幹の傾斜角度は静止立位での角度を  $0^{\circ}$  とした。

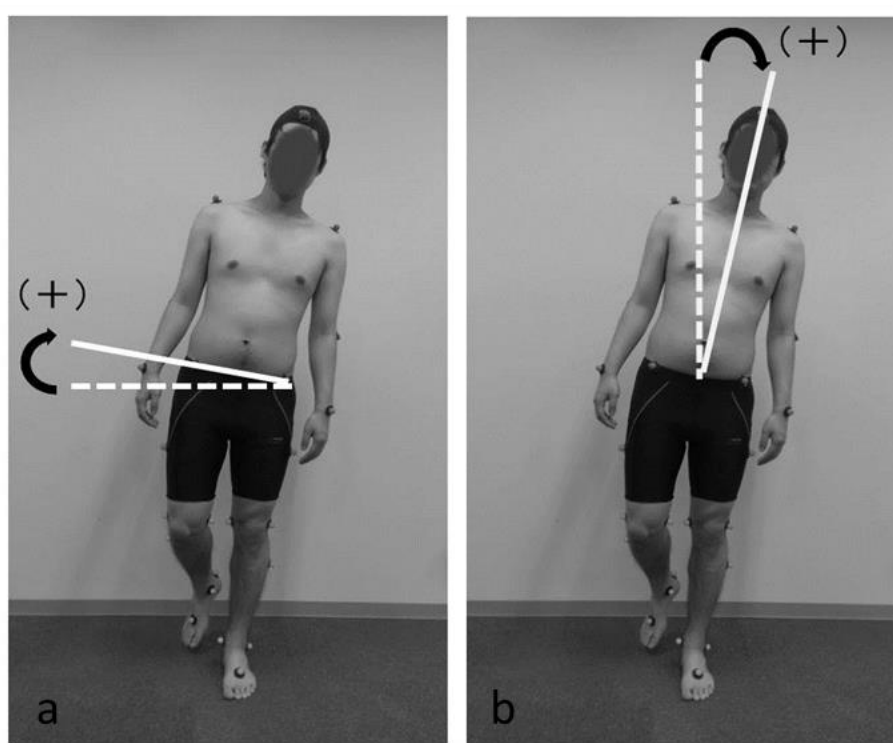


図 5. 骨盤傾斜角度 (a) および体幹傾斜角度 (b)

歩行課題に関しては、片脚立位課題での支持側を解析対象とし、立脚相を 100%として正規化し、ランチョ・ロス・アミーゴ方式<sup>65)</sup>を参考に荷重応答期を 20%時点、立脚中期を 50%時点と定義し各時点における関節角度<sup>66)</sup>(歩行荷重応答期、歩行立脚中期)を求めた(図 6)。立脚相の定義は、解析対象側の床反力垂直成分 10N 以上の区間とした。片脚立位課題では、拳上側足部が床から離れた時点(以下、足底離地)を拳上側床反力垂直成分が 10N 以下になった時点と定義し、解析区間は音刺激から足底離地後 1 秒までとした。得られたデータから、解析区間における骨盤傾斜・体幹傾斜角度の最大値および骨盤傾斜最小値、片脚支持期での骨盤・体幹傾斜角度を求めた(図 7)。なお、片脚支持期は足底離地 1 秒後から 500ms 間の平均値を算出し解析に用いた。各課題 3 から 5 試行の平均値を代表値として用いた。

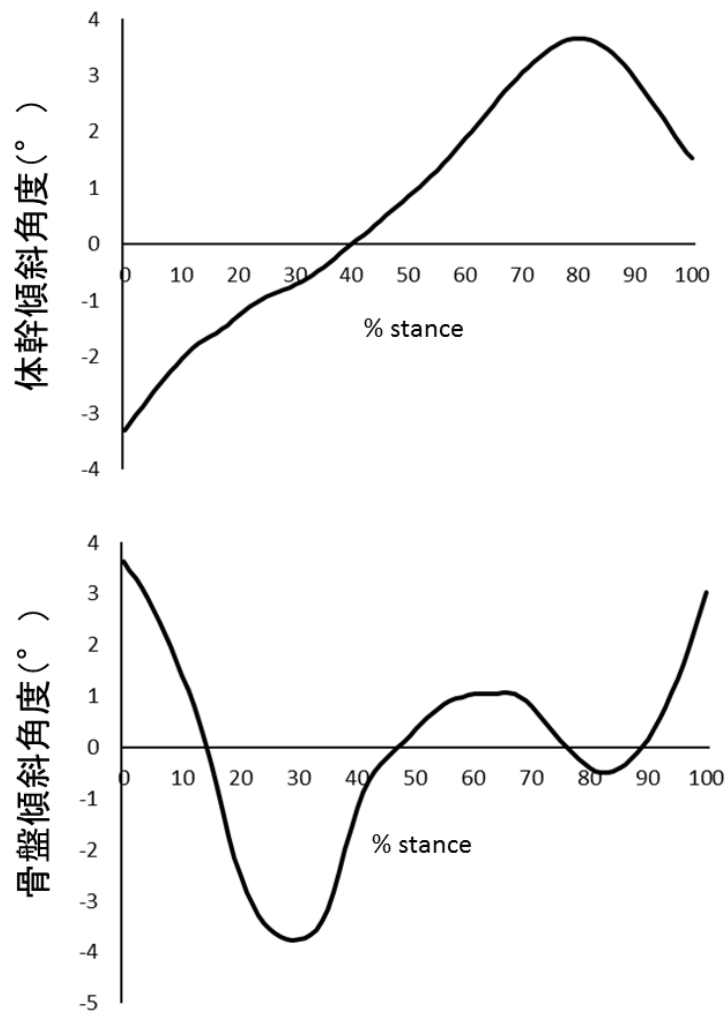


図 6. 歩行時の骨盤・体幹傾斜角度  
立脚期を 100%として正規化

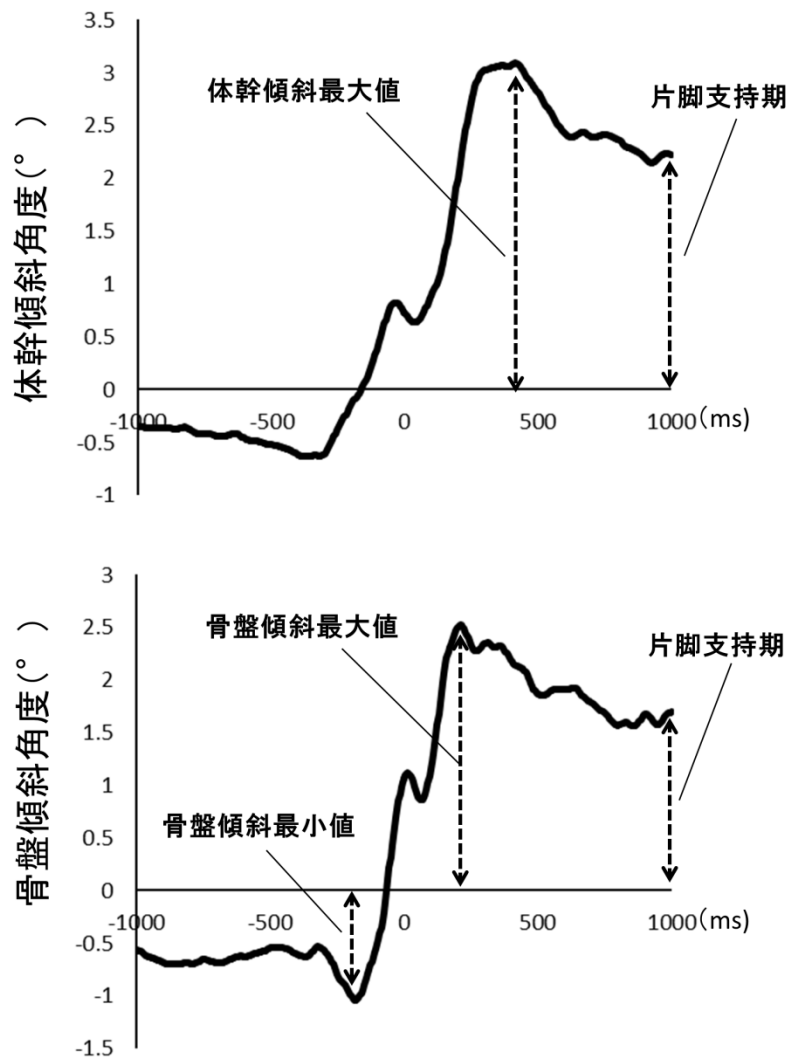


図 7. 片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度  
time0 は拳上側足部が床から離れた時点を示す。

### 2.1.5 統計学的検討

2 課題間における骨盤・体幹の運動学的挙動の関連性を検討するために以下の項目について Pearson の積率相関係数を用いて検討した。統計解析には IBM SPSS Statistics 18 software program (IBM, Chicago, Illinois)を使用し、有意水準は 0.05 未満とした。

- ①歩行荷重応答期の骨盤・体幹傾斜角度と片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度最大値、骨盤傾斜最小値、片脚支持期での骨盤・体幹傾斜角度
- ②歩行立脚中期の骨盤・体幹傾斜角度と片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度最大値、骨盤傾斜最小値、片脚支持期での骨盤・体幹傾斜角度

## 2.2 結果

各課題における骨盤・体幹傾斜角度の平均値と、Pearson の積率相関係数をそれぞれ表 1 と表 2 に示す。歩行荷重応答期の骨盤傾斜角度は、片脚立位課題での骨盤傾斜最小値と有意な相関を認めた ( $r=0.41$ 、 $p=0.03$ )。片脚立位課題での最大値および片脚支持期とは有意な相関を認めなかった。歩行荷重応答期の体幹傾斜角度は、片脚立位課題での体幹傾斜角度と有意な相関を認めなかった。歩行立脚中期の骨盤傾斜角度および体幹傾斜角度は、片脚立位課題での全ての骨盤傾斜角度および体幹傾斜角度と有意な相関を認めなかった。

表 1. 各課題における骨盤・体幹傾斜角度の平均値と標準偏差

		骨盤傾斜	体幹傾斜
歩行	荷重応答期	-4.25 ± 2.49	-1.53 ± 1.49
	立脚中期	-0.19 ± 2.31	0.83 ± 1.35
片脚立位課題	最大値	7.02 ± 2.25	4.10 ± 1.70
	最小値	-0.78 ± 0.87	—
	片脚支持期	6.71 ± 2.39	3.70 ± 1.75

単位は全て (°)

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

骨盤傾斜は反対側骨盤の拳上を正、体幹傾斜は立脚側への傾斜を正とする。

表 2. 2 課題間の骨盤・体幹傾斜角度の相関係数

		歩行荷重応答期		歩行立脚中期	
		r	p	r	p
片脚立位課題骨盤傾斜	最大値	0.06	0.77	0.06	0.77
	最小値	0.41 *	0.03	0.35	0.07
	片脚支持期	0.03	0.89	0.04	0.85
片脚立位課題体幹傾斜	最大値	0.23	0.24	0.26	0.19
	片脚支持期	0.22	0.25	0.26	0.18

r は相関係数を示す。

\*  $p<0.05$

## 2.3 考察

本研究は、両脚立位から片脚立位への移行動作と歩行中の動的アライメントとの関連を同一の被験者で検討した。本研究結果は、歩行荷重応答期の骨盤傾斜角度が片脚立位課題での骨盤傾斜最小値と有意に相関すること示した。このことは、片脚立位課題での骨盤傾斜角度が、歩行中の骨盤傾斜角度と関連することを示し、片脚立位課題が歩行の評価として有用であることを示唆している。本研究で用いた片脚立位への移行動作と歩行時の骨盤・体幹の運動学的な関連性を検討した先行研究は無く、本研究では初めてその関連性を統計学的に明らかにした。

Allum ら<sup>62)</sup>は、支持面の傾斜刺激に対するバランス反応を年齢別に検討し、若年者では支持面の傾斜方向と反対方向へ体幹が傾斜するのに対し、高齢者では支持面が傾いた方向へ体幹が傾斜する事を示した。また、Swinnen ら<sup>85)</sup>は、歩行中の骨盤・体幹の各運動方向への運動学的挙動を検討し、50-60歳の高齢群では20-30歳の若年群と比較し体幹の側方傾斜の可動範囲が増大することを示した。これらの研究は、加齢による体幹運動の変化が、姿勢制御課題と歩行の両方で生じていることを示唆しており、両課題中の体幹運動が互いに関連している可能性がある。しかしながら、同一被験者で姿勢制御課題と歩行における体幹運動を計測しその関連を検討した報告はなく、その関連性は不明であった。本研究は健常成人が対象ではあるが、姿勢制御課題における骨盤・体幹の運動学的挙動と歩行特性との関連を直接検討し、骨盤傾斜に関しては有意な関連を示した。

体幹および骨盤の傾斜角度は、外的膝内転モーメントに影響を与えることが報告されている。Takacs ら<sup>54)</sup>は、拳上側の骨盤下制と拳上側への体幹傾斜が外的膝内転モーメントを増大させることを報告し、骨盤と体幹のアライメントが膝関節モーメントに直接影響を与えることを示した。本研究では、片脚立位課題での骨盤傾斜が歩行時の骨盤傾斜角度と正の相関を示した。片脚立位課題が歩行時の膝関節モーメントを予測する可能性があることを示唆しており次の検討課題となる。

本研究結果は、単純な姿勢制御課題での骨盤の運動学的挙動が歩行中の骨盤運動と関連することを明らかにした。一方で、本研究では、片脚支持期での骨盤・体幹の傾斜角度は歩行時の各角度と有意な相関を認めなかった。この結果は、評価や治療の目的によっては、片脚立位の保持だけではなく移行動作に着目することが有益であることを示唆したものであり、臨床上有意義である。

### 3. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連

#### ー 健常成人を対象にした検討ー

#### 3.1 対象と方法

##### 3.1.1 対象

対象は、下肢体幹に整形外科的および神経学的疾患の既往のない健常成人 28 名（男性 15 名、女性 13 名、 $23.6 \pm 4.0$  歳、 $165.9 \pm 8.5$ cm、 $57.1 \pm 7.1$ kg）とした。研究に先立ち対象者には文書にて研究内容の説明を行い、署名入りの同意書を求めた。本研究は北海道大学大学院保健科学研究院の倫理委員会に申請し、承認を得た。

##### 3.1.2 使用機器

###### 三次元動作解析装置

全てのデータはカメラ 6 台による三次元動作解析装置 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) と 2 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) により記録した。それぞれの機器は同期され、取り込み周期は 200Hz および 1000Hz とした。赤外線反射マーカーを両面テープにより貼付した。貼付位置は Helen Hays marker set に準じ、頭頂部、前頭部、後頭部、肩峰、手関節、上腕骨外側上顆、仙骨、上前腸骨棘、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、外果、内果、踵骨後面、第二中足骨頭、大腿外側、下腿外側とし、さらに第 2 胸椎棘突起に追加した。

###### 表面筋電図

片脚立位課題中の表面筋電図を多チャンネルテレメータシステム (WEB-1000, Nihon Kohden Corporation, Tokyo, Japan) を用いて記録した。取り込み周期は 1000Hz とし、3 次元動作解析装置と同期させた。被験筋は両側中殿筋とし、貼付位置は SENIAM (surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles; <http://www.seniam.org/>) の推奨に基づき、腸骨稜と大転子を結ぶ線上の midpoint とした。電極貼付に先立ち、貼付部位周辺をアルコール綿にて前処置を行った。また、電極貼付後には被健筋の筋電波形が確実に導出されていることをモニターし確認した。

##### 3.1.3 実験手順

動作課題は以下の 2 課題とし、全て裸足にて計測した。なお、動作課題の記録に先立ち、各被験者の静止立位でのデータを記録した。静止立位は両脚を腰幅に開いた自然立位とした。

(1) 平地歩行

約 10mの歩行路を、被験者の歩きやすい速さで歩行した。

(2) 片脚立位課題

被験者は 2 枚のフォースプレート上に自然立位をとり、音刺激後に出来るだけ早く非利き足を持ち上げ、その姿勢を約 3 秒間維持した。被験者は、拳上側股関節および膝関節は足部が床面から離れる程度に屈曲し、体幹はできるだけ正中位を保つように指示された。

### 3.1.4 データ解析

#### 3 次元動作解析

三次元動作解析により得られたマーカー座標データは 12Hz の low-pass fourth-order Butterworth filter にてフィルター処置された。歩行および片脚立位課題中の KAM 最大値 (図 8、9)、静止立位時の膝内転角度を SIMM 6.0.2 (MusculoGraphics, Inc., Santa Rosa, CA)を用いて算出した。また、算出に際しては身体計測学的特性、慣性特性<sup>82)</sup>を基に、静的立位時のマーカー座標、足長、足幅でスケーリングを行い、人体の骨格モデルを作成して関節の運動学及び運動力学を算出した。なお、皮膚運動により生じる骨運動との相対誤差は Global optimization method のアルゴリズムを用いることで影響を減じた<sup>83,84)</sup>。本研究で用いた SIMM 6.0.2 は、ニュートンの運動方程式およびオイラーの運動方程式を用いた逆動力学解析により関節モーメントを算出する。以下は、一般的な三次元運動のニュートン方程式 (式 1-1、式 1-2、式 1-3) およびオイラー方程式 (式 2-1、式 2-2、式 2-3) である<sup>86)</sup>。

$$\Sigma F_x = ma_x \quad \text{or} \quad R_{xp} - R_{xd} = ma_x \quad (\text{式 1-1})$$

$$\Sigma F_y = ma_y \quad \text{or} \quad R_{yp} - R_{yd} = ma_y \quad (\text{式 1-2})$$

$$\Sigma F_z = ma_z \quad \text{or} \quad R_{zp} - R_{zd} = ma_z \quad (\text{式 1-3})$$

$$I_x \alpha_x + (I_z - I_y) \omega_y \omega_z = \Sigma M_x = R_{zdl_d} + R_{zpl_p} + M_{xp} - M_{xd} \quad (\text{式 2-1})$$

$$I_y \alpha_y + (I_x - I_z) \omega_x \omega_z = \Sigma M_y = M_{yp} - M_{yd} \quad (\text{式 2-2})$$

$$I_z \alpha_z + (I_y - I_x) \omega_x \omega_y = \Sigma M_z = -R_{xdl_d} - R_{zpl_p} + M_{zp} - M_{zd} \quad (\text{式 2-3})$$

$a_x$ 、 $a_y$ 、 $a_z$  = セグメントの質量中心の加速度

$R_{xd}$ 、 $R_{yd}$ 、 $R_{zd}$  = セグメントの遠位に働く反力

$R_{xp}$ 、 $R_{yp}$ 、 $R_{zp}$  = セグメントの近位に働く反力

$M_{xd}$ 、 $M_{yd}$ 、 $M_{zd}$  = 遠位の各軸周りのモーメント

$I_x$ 、 $I_y$ 、 $I_z$  = 各軸周りの慣性モーメント

$\omega_x$ 、 $\omega_y$ 、 $\omega_z$  = 角速度  $\omega$  の各軸の成分

$l_p$ 、 $l_d$  = 質量中心から近位および遠位関節への距離

$M_{xp}$ 、 $M_{yp}$ 、 $M_{zp}$  = 近位の各軸周りのモーメント

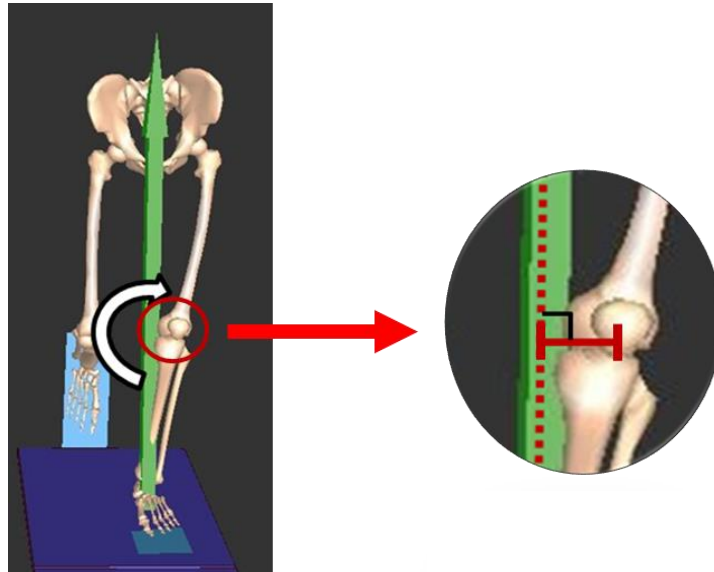


図 8. **KAM** とレバーアーム KAM は膝関節を内転させる前額面上のモーメント（左図：白矢印）。前額面上の床反力ベクトル（左図：緑の矢印）と前額面上の床反力と膝関節中心のレバーアームの距離（右図：赤の実線）によってもたらされる。

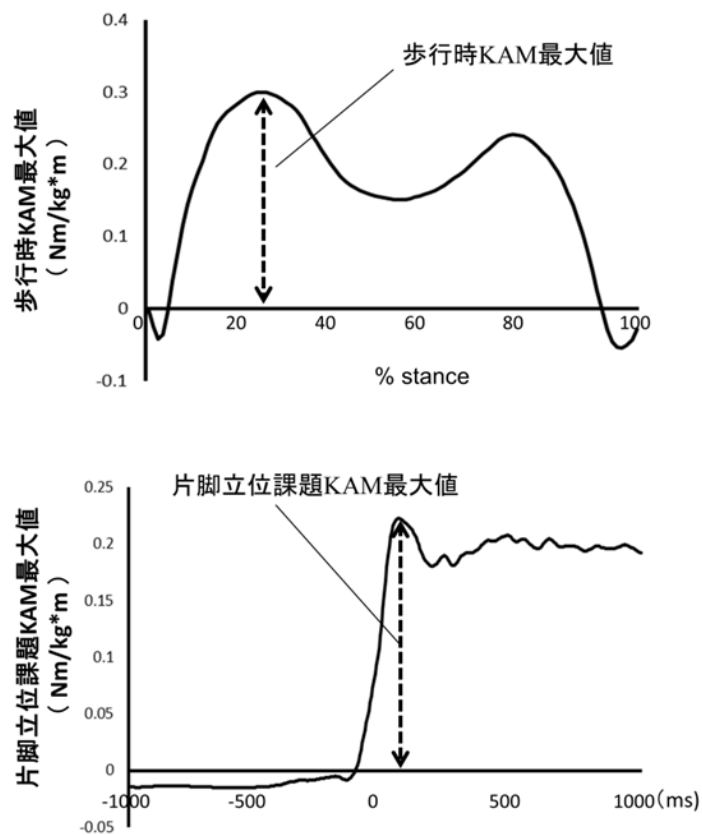


図 9. 歩行および片脚立位課題での **KAM** 最大値

片脚立位課題中の体幹の側方傾斜角度および骨盤の傾斜角度、膝関節レバーアーム (図 8) を Matlab2009b (MathWorks, Natick, Massachusetts) を用いて算出した。骨盤傾斜は、ASIS マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の水平軸とがなす角とし、反対側の骨盤拳上を正と定義した。体幹傾斜は T2 と S1 マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の鉛直軸とがなす角とし、立脚側への傾斜を正と定義した。骨盤・体幹の傾斜角度は静止立位での角度を 0° とした。

膝関節レバーアームは、床反力計のデータより算出された足圧中心座標から三次元動作解析装置で計測された膝関節中心座標へ向かうベクトルと、床反力の垂直成分と側方成分の合力である前額面成分のベクトルから算出した。算出には以下の式 (3-1) (3-2) (3-3) を用いた<sup>87)</sup>。

$$\overrightarrow{GRF}_{\text{frontal}} = \overrightarrow{GRF}_{\text{vertical}} + \overrightarrow{GRF}_{\text{mediolateral}} \quad (\text{式 3-1})$$

$$p = \overrightarrow{COPK} \cdot \hat{GRF}_{\text{frontal}} \quad (\text{式 3-2})$$

$$\dot{l}_{\text{frontal}} = \overrightarrow{COPK} - p \hat{GRF}_{\text{frontal}} \quad (\text{式 3-3})$$

$$\overrightarrow{GRF}_{\text{vertical}} = \text{床反力垂直成分ベクトル}$$

$$\overrightarrow{GRF}_{\text{mediolateral}} = \text{床反力側方成分ベクトル}$$

$$\overrightarrow{GRF}_{\text{frontal}} = \text{床反力前額面成分ベクトル}$$

$$\hat{GRF}_{\text{frontal}} = \text{床反力垂直成分の単位ベクトル}$$

$$\overrightarrow{COPK} = \text{足圧中心から膝関節中心へ向かうベクトル}$$

$$\dot{l}_{\text{frontal}} = \text{膝関節レバーアーム}$$

片脚立位課題では、足底離地を拳上側床反力垂直成分が 10N 以下になった時点と定義し、解析区間は足底離地前後 1 秒間とした。得られたデータから解析区間における骨盤傾斜・体幹傾斜角度の最大値および骨盤傾斜最小値、KAM 最大値での膝関節レバーアームを求めた。各課題 3 から 5 試行の平均値を代表値として用いた。

## 表面筋電図

表面筋電図は、20-500Hzにて bandpass filter 処理し、全波整流後に 50Hz の low pass filter にてスムージング処理を行った。得られた波形から移行動作時における支持側および拳上側中殿筋の活動開始点（以下、onset）を同定し、足底離地との時間差（以下、活動潜時）を算出した。onset の定義は、音刺激前 50ms 間の平均+3SD 以上の活動が 50ms 以上継続した最初の時点とした<sup>48)</sup>。3次元動作解析と同様に各課題 3 から 5 施行の平均値を代表値として用いた。

### 3.1.5 統計学的検討

歩行中の KAM 最大値とそれぞれ①片脚立位課題での KAM 最大値、②片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度、③片脚立位課題での膝関節レバーアーム、④自然立位での膝内転角度、④中殿筋活動潜時との相関を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。また、片脚立位課題中の骨盤・体幹の運動学的挙動が歩行時の KAM 最大値を反映するか否かを検討するために stepwise linear regression を行った。独立変数は歩行時の KAM 最大値とし、従属変数を片脚立位課題中の骨盤および体幹傾斜角度とした。統計解析には IBM SPSS Statistics 18 software program (IBM, Chicago, Illinois)を使用し、有意水準は 0.05 未満とした。

## 3.2. 結果

各データの平均値と標準偏差を表 3 に示す。歩行中の KAM 最大値と片脚立位中の KAM 最大値が有意な相関を示した ( $r=0.40$ ,  $p=0.03$ ) (図 10)。歩行中の KAM 最大値と片脚立位課題中の骨盤傾斜最大値( $r=-0.40$ ,  $p=0.04$ )および体幹傾斜最大値( $r=-0.45$ ,  $p=0.02$ )が有意な負の相関を示した (図 11a,b)。歩行中の KAM 最大値と片脚立位課題中の骨盤傾斜最小値は有意な相関を認めなかった ( $r=-0.24$ ,  $p=0.22$ )。また、KAM 最大値を独立変数とした重回帰分析の結果、歩行中の KAM 最大値は片脚立位中の体幹傾斜最大値により部分的に説明された(adjusted  $R^2=0.17$ ,  $\beta=-0.45$ ,  $p=0.02$ ) (表 4)。

歩行中の KAM 最大値と膝関節レバーアームは有意な相関を認めた ( $r=0.49$ ,  $p=0.008$ ) (図 11c)。歩行中の KAM 最大値と自然立位での膝内転角度は有意な相関を認めなかった ( $r=0.29$ ,  $p=0.12$ ) (図 9d)。

歩行中の KAM 最大と中殿筋活動潜時との関連では、支持側中殿筋の活動潜時は有意な相関を認めなかったが ( $r=-0.35$ ,  $p=0.99$ ) (図 11e)、遊脚側中殿筋の活動潜時とは有意な負の相関を認めた ( $r=-0.42$ ,  $p=0.03$ ) (図 11f)。また、中殿筋活動潜時に関しては、全症例で足底離地に先行した中殿筋の活動を認め、遊脚側中殿筋の活動潜時が支持側中殿筋の活動潜時より長かった (表 3)。

表 3. 各データの平均値と標準偏差

歩行時	KAM 最大値 (Nm/kg*m)	0.35 ± 0.08
片脚立位課題	KAM 最大値 (Nm/kg*m)	0.19 ± 0.05
	骨盤傾斜最大値 (°)	7.02 ± 2.25
	骨盤傾斜最小値 (°)	-0.78 ± 0.87
	体幹傾斜最大値 (°)	4.10 ± 1.70
	膝関節レバーアーム (mm)	43.87 ± 14.1
	支持側中殿筋活動潜時 (ms)	-213.39 ± 79.70
	遊脚側中殿筋活動潜時 (ms)	-408.32 ± 72.61
静止立位	膝内転角度 (°)	0.73 ± 2.81

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

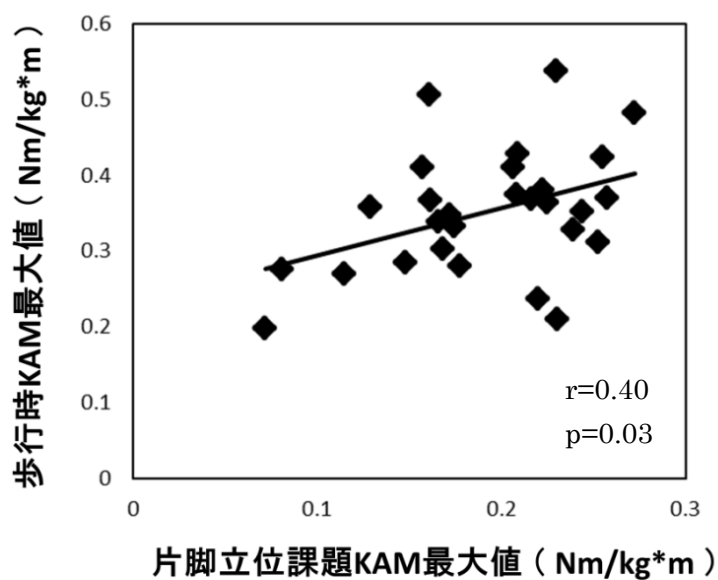


図 10. 歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題 KAM 最大値との散布図

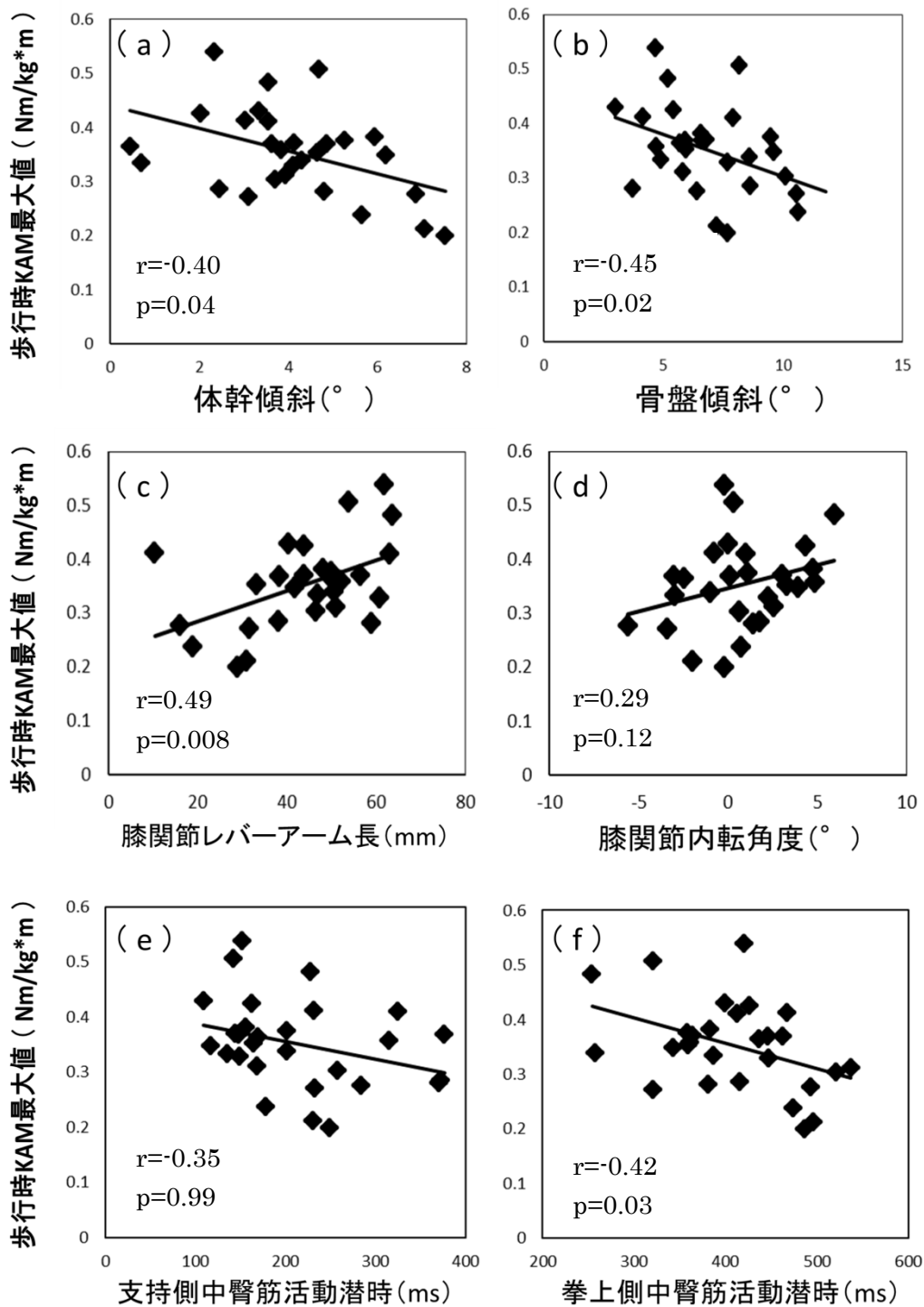


図 11. 歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での各指標との散布図

- (a) 片脚立位課題での体幹傾斜角度最大値。正は立脚側への傾斜を示す。
- (b) 片脚立位課題での骨盤傾斜角度最大値。正は拳上側骨盤の拳上を示す。
- (c) 片脚立位課題 KAM 最大値での膝関節レバーアーム。
- (d) 静止立位時の膝関節内転角度。正は内転を示す。
- (e) (f) 支持側および拳上側中殿筋の筋活動潜時。Time0 は拳上側足部が床から離れた時点を示す。

表 4 KAM 最大値を独立変数とした重回帰分析

独立変数	従属変数	非標準化係数 (95%CI)	標準化係数 ( $\beta$ )	調整済み $R^2$
歩行時 KAM 最大値	体幹傾斜 <sup>a</sup>	- 0.02 (-0.038 / -0.004 )	- 0.45	0.17

CI : 信頼区間 (下限/上限)

<sup>a</sup> : 片脚立位課題での体幹傾斜最大値

### 3.3 考察

本研究の目的は、片脚立位動作が歩行中の KAM を反映するか否かを検討することであった。本研究結果は、両課題中の KAM は互いに相関し、また、片脚立位課題での骨盤・体幹の運動学的挙動が歩行中の KAM と関連することを示した。

Kim ら<sup>80)</sup>は、膝 OA 患者と健常コントロール群の片脚立位保持中の KAM を比較し、膝 OA 患者の KAM が健常コントロール群と比較し増大することを示した。また、同じ研究で片脚立位中の KAM が、WOMAC の身体機能スコア、疼痛スコアと有意な相関を認めることを示した。この結果から、彼らは片脚立位が変形性膝関節症患者の手術の適応や、他の治療に対する評価方法として有効であると結論付けている。しかしながら、片脚立位での KAM が歩行時の KAM を反映するか否かは不明であった。本研究結果は、初めて歩行中の KAM 最大値と片脚立位での KAM 最大値が統計学的に相関することを明らかにした。片脚立位課題の評価としての有効性を支持したものと思われる。

本研究では片脚立位動作中の反対側の骨盤拳上および支持側方向への体幹傾斜角度が歩行時の KAM 最大値と相関した。また、片脚立位課題での膝レバーアームが歩行時の KAM 最大値と相関した。先行研究では立脚側への体幹傾斜の増加は膝関節レバーアームを短くすることや<sup>88)</sup>、片脚立位中の骨盤・体幹の反対側への傾斜は膝関節レバーアームおよび KAM を増大させることが報告されている<sup>54)</sup>。本研究では片脚立位課題での膝関節レバーアームを短くするための骨盤・体幹の運動学的挙動が歩行中の KAM に影響を与えた可能性がある。さらに、回帰分析の結果は、片脚立位動作中の支持側方向への体幹傾斜が歩行時の KAM を部分的に説明することを示した。片脚立位動作中の体幹傾斜と骨盤傾斜の大きさは、歩行中の KAM の大きさを予測する因子の 1 つとして評価されるべきであると考えられた。

片脚立位課題での中殿筋活動潜時に関して、本研究では全症例で足底離地に先行した中殿筋の活動を認め、遊脚側中殿筋の活動開始が支持側中殿筋の活動開始に先行した。Rogers と Pai<sup>89)</sup>は、健常者を対象に本研究で用いた片脚立位移行動作と同様の課題を用いて両脚立ちから片脚立位への移行に伴う筋活動の onset パターンを検討し、拳上側の中殿筋および支持側の内転筋の活動が他の筋の活動に先行することを示した。本研究では内転筋の検討は行っていないが、拳上側の中殿筋の活動が支持側中殿筋の活動に先行し、先行研究と同様の結果となった。類似した動作課題としては、歩き始めや前方へのステップ動作時の筋活動パターンが検討されている<sup>90,91)</sup>。Chu ら<sup>91)</sup>は、前方へのステップ動作課題において若年成人では全試行の 98.1% で遊脚側足部の離地に先行する同側中殿筋の活動を認めた報告している。本研究で用いた課題は、片脚立位保持を最終肢位としており、歩き始めや、ステップ動作と比較し支持側への重心の移動距離が大きいことが予想される。全症例で足底離地に先行した同側中殿筋の活動を認めたことは、本動作課題の特徴を反映している可能性がある。また、本研究では、遊脚側の中殿筋活動潜時と歩行時 KAM 最大値が負の相関を示した。Rogers と Pai<sup>89)</sup>は、片脚立位への移行課題における拳上側の中殿筋および支持側の内転筋の先行する活動は、骨盤を介して支持脚への重心の移動を担っていると報告している。足底離地に先行する遊脚側中殿筋の活動は支持側膝関節中心に重心を近づけ、結果として KAM を減少させている可能性がある。片脚立位課題における中殿筋の活動パターンが歩行時の筋活動にも生じていることが予想され、今後の検討課題となる。

本研究は歩行中の KAM 最大値が片脚立位課題中の KAM 最大値と関連し、また、片脚立位課題中の骨盤傾斜と体幹傾斜、中殿筋の活動潜時が歩行中の KAM 最大値と関連することを示した。我々が知る限り、本研究は、基本的な姿勢制御課題中の生体力学的特徴と歩行中の KAM との関連を初めて示した研究である。Chang ら<sup>37)</sup>により内的股関節外転モーメントの低下が膝 OA 進行のリスクとなることが報告されてから、膝 OA 患者に対する股関節外転筋の筋力訓練が着目されている。股関節外転筋は、前額面上における体幹と骨盤の安定性に関わることから、それらの強化は KAM の大きさに影響を与えると思われる。しかしながら、Bennell ら<sup>40)</sup>は、RCT の結果から股関節外転筋の強化は KAM に影響を与えないことを報告した。彼らは、片脚立位での股関節外転筋の遠心性収縮や機能的な活動における協調性などを含んだモーターコントロールプログラムが KAM の減少を達成させる特異的なものである可能性を述べている。本研究結果は、筋力のみではなく骨盤・体幹の運動学的挙動や筋活動のタイミングが KAM に影響を与える可能性を示唆している。歩行時の KAM を減少させるための運動療法においては股関節外転筋の筋力訓練と並行し神経筋トレーニングを検討する必要があると思われる。今後の検討課題である。

本研究にはいくつかの限界がある。一つ目は、対象が健常者であることである。本研究では、疼痛や機能障害の影響がない条件で片脚立位動作と歩行中の生体力学的関連を検討するために健常者を対象とした。課題 3 で膝 OA 患者での検討を行う。また、本研究での相関は中等度であった。歩行時 KAM に関連する因子は多数存在しており(歩行速度、toe-out angle、内反アライメントなど)、高い相関を示すのは困難であったと思われる。本研究結果を臨床応用する際には、これらの他の要因の影響を考慮すべきである。最後に、本研究の筋電図学的検討では、活動開始のタイミングのみを検討し量的な検討を行っていない。課題遂行中の骨盤および体幹の運動学的挙動は筋活動開始時間および筋活動量に影響を受けると思われる。また、筋活動開始時間と各身体セグメントの運動開始時期の検討を合わせて行うことにより、有益な情報を得られる可能性があり今後の検討課題となる。

## 4. 歩行時 KAM と片脚立位動作の生体力学的指標との関連

### — 膝 OA 患者での検討 —

#### 3.1 対象と方法

##### 3.1.1 対象

対象は、膝 OA 患者 7 名（女性 7 名、 $68.3 \pm 7.3$  歳、 $152.4 \pm 8.4$ cm、 $57.7 \pm 18.1$ kg、KL 分類 II-3 名、III-4 名）とした。膝 OA 患者の取り込み基準は、少なくとも一側膝が KL 分類 grade II 以上を満たし、補助具等を使用せずに自立歩行が可能なものとした。KL 分類は単純 X 線による膝 OA の病期分類であり、骨棘なしの grade 0 から、grade IV の高度 OA（顕著な関節裂隙の狭小化と大きな骨棘形成）まで 5 段階に分類している。本研究の対象とした grade II 以上とは軽度 OA 以上となる。膝 OA 以外の整形外科的疾患を下肢・体幹に有するもの、神経学的疾患を有するもの、抹消神経障害を有するものは除外した。研究に先立ち対象者には文書にて研究内容の説明を行い、署名入りの同意書を求めた。本研究は北海道大学大学院保健科学研究所の倫理委員会に申請し、承認を得た。

#### 4.1.2 使用機器

##### 三次元動作解析

全てのデータはカメラ 6 台による三次元動作解析装置 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) と 2 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) により記録した。それぞれの機器は同期され、取り込み周期は 200Hz および 1000Hz とした。赤外線反射マーカーを両面テープにより貼付した。貼付位置は Helen Hays marker set に準じ、頭頂部、前頭部、後頭部、肩峰、手関節、上腕骨外側上顆、仙骨、上前腸骨棘、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、外果、内果、踵骨後面、第二中足骨頭、腸骨稜、大腿外側、下腿外側とし、さらに第 2 胸椎棘突起に追加した。

#### 4.1.3 実験手順

動作課題は以下の 2 課題とし、全て裸足にて計測した。解析側下肢は障害側とし、両側性の場合はより重症度の高い側の下肢とした。動作課題の記録に先立ち、各被験者の静止立位でのデータを記録した。静止立位は両脚を腰幅に開いた自然立位とした。

##### (1) 平地歩行

約 10m の歩行路を、被験者の歩きやすい速さで歩行した。

## (2) 片脚立位課題

被験者は 2 枚のフォースプレート上に自然立位をとり、音刺激後に出来るだけ早く拳上側下肢を持ち上げ、解析側下肢での片脚立位姿勢となり、その姿勢を約 3 秒間維持した。被験者は、拳上側股関節および膝関節は足部が床面から離れる程度に屈曲し、体幹はできるだけ正中位を保つように指示された。

### 4.1.4 データ解析

得られたデータは 12Hz の low-pass fourth-order Butterworth filter にてフィルター処理された。歩行中と片脚立位課題中の KAM 最大値、静止立位時の膝内転角度を SIMM 6.0.2 (MusculoGraphics, Inc., Santa Rosa, CA) を用いて算出した。KAM は体重と身長により標準化された。また、片脚立位課題中の体幹の側方傾斜角度および骨盤の傾斜角度、膝関節レバーアームを Matlab2009b (MathWorks, Natick, Massachusetts) を用いて算出した。骨盤傾斜は、ASIS マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の水平軸とがなす角とし、反対側の骨盤拳上を正と定義した。体幹傾斜は T2 と S1 マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の鉛直軸とがなす角とし、立脚側への傾斜を正と定義した。全ての角度は静止立位を基準として表した。

歩行課題では解析側下肢の立脚相を解析対象とした。片脚立位課題での解析区間は音刺激から足底離地後 1 秒間とし、解析区間における骨盤傾斜・体幹傾斜角度の最大値、KAM 最大値での膝関節レバーアームを求めた。各課題 3 から 5 試行の平均値を代表値として用いた。なお、骨盤・体幹傾斜角度に関しては、健常成人で歩行時 KAM 最大値と有意な相関を認めた最大値を検討項目とした。

### 4.1.5 統計学的検討

歩行中の KAM 最大値とそれぞれ①片脚立位課題での KAM 最大値、②片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度最大値、③片脚立位課題での膝関節レバーアーム、④静止立位での膝内転角度との相関を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。なお、検討項目の各データに関しては、Shapiro-Wilk 検定により事前に正規性の検定を行いその正規性を確認した。統計解析には IBM SPSS Statistics 18 software program (IBM, Chicago, Illinois) を使用し、有意水準は 0.05 未満とした。

## 4.2 結果

表 4 に平均値と標準偏差を示す。歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での KAM 最大値に有意な相関を認めた ( $r=0.83$ 、 $p=0.02$ ) (図 12)。歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での骨盤傾斜最大値 ( $r=0.34$ 、 $p=0.46$ ) および体幹傾斜最大値 ( $r=0.34$ 、 $p=0.46$ ) に有意な相関を認めなかった (図 13a,b)。また、統計学的に有意では無かったが片脚立位課題での膝関節レバーアームが歩行時 KAM 最大値と中程度の相関を示した ( $r=0.55$ 、 $p=0.20$ ) (図 13c)。歩行時 KAM 最大値と自然立位での膝内転角度には有意な相関を認めた ( $r=0.82$ 、 $p=0.03$ ) (図 13d)。

表 4 各データの平均値および標準偏差

歩行時	KAM 最大値 (Nm/kg*m)	0.36 ± 0.09
片脚立位課題	KAM 最大値 (Nm/kg*m)	0.34 ± 0.08
	骨盤傾斜最大値 (°)	6.04 ± 1.55
	体幹傾斜最大値 (°)	5.24 ± 2.90
	膝関節レバーアーム (mm)	57.37 ± 9.32
静止立位	膝内転角度 (°)	2.54 ± 3.99

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

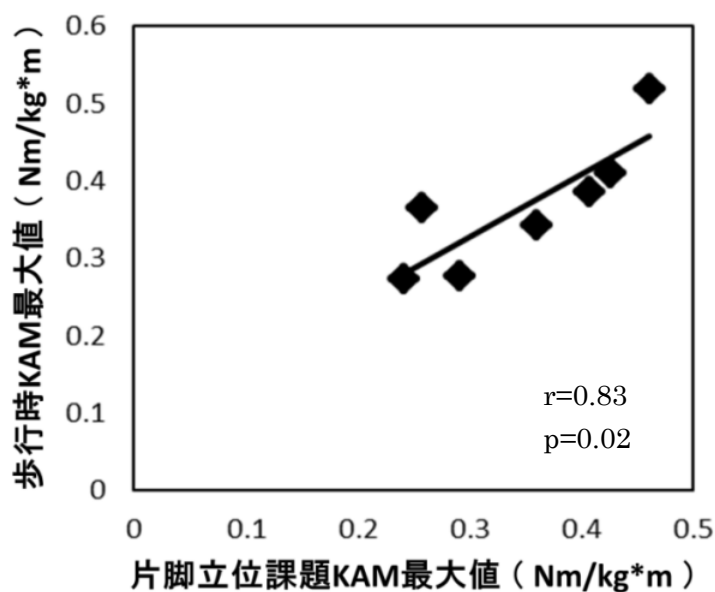


図 12. 歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題 KAM 最大値との散布図

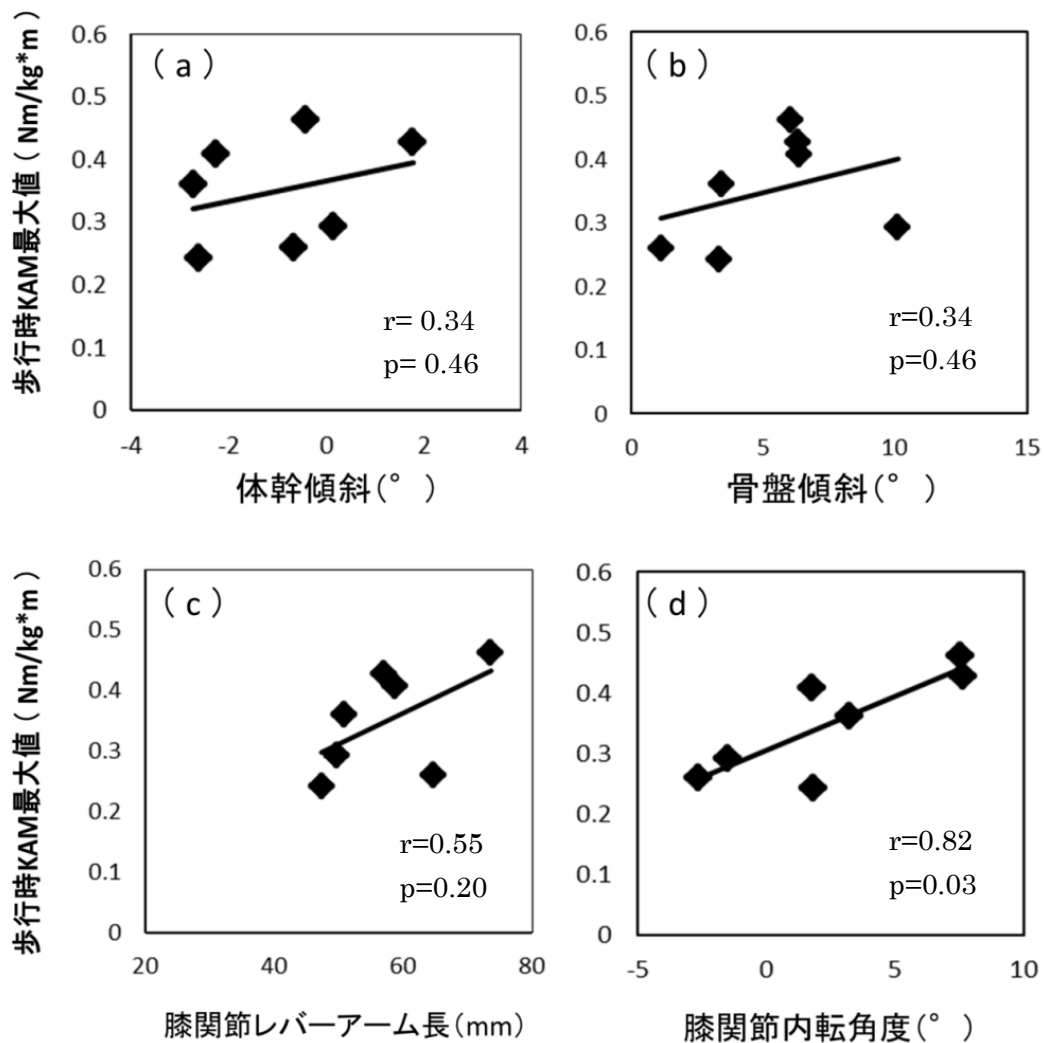


図 13. 歩行時 KAM 最大値と片脚立位課題での各指標との散布図

- (a) 片脚立位課題での体幹傾斜角度最大値。正は立脚側への傾斜を示す。
- (b) 片脚立位課題での骨盤傾斜角度最大値。正は拳上側骨盤の拳上を示す。
- (c) 片脚立位課題 KAM 最大値での膝関節レバーアーム。
- (d) 静止立位時の膝関節内転角度。正は内転を示す。

### 4.3 考察

膝 OA 患者の検討でも、健常成人での検討と同様に両課題中の KAM が有意な相関を示した。この結果は膝 OA 患者においても、片脚立位課題が歩行中の生体力学的挙動を反映する動作課題であることを示唆したものであると思われる。本研究は、単純な動作課題としての片脚立位動作と歩行との生体力学的関連を初めて明らかにした。

一方で、膝 OA 患者では片脚立位課題での骨盤・体幹の傾斜角度は歩行時 KAM と有意な相関を認めなかった。膝 OA 患者では膝内転角度が歩行時 KAM に与える影響が大きかったためと思われる。歩行時 KAM に影響を与える因子として、膝の内反アライメントが報告されている。Hurwitz ら<sup>92)</sup>は、膝 OA 患者を対象に、KAM の説明因子を検討し、膝内反アライメントが歩行中の KAM ピーク値を約 50%説明したと報告している。また、Hunt ら<sup>89)</sup>は、膝内反アライメント、歩行速度、疼痛、toe-out 角、歩行中の体幹傾斜角度、重症度を独立変数として KAM 最大値への影響を検討し、膝内反アライメントが最も KAM 最大値を説明することを示した。本研究でも、自然立位での膝内転角度が歩行時 KAM と強い相関を認めた。膝 OA 患者では膝内転角度が歩行時 KAM に与える影響が大きく、骨盤・体幹の影響が相殺された可能性が考えられ、健常成人での検討と異なる結果となったと思われる。

片脚立位課題中の膝関節レバーアームと歩行時 KAM との関連では、統計学的に有意では無かったものの中等度の相関 ( $r=0.55$ ) を認めた。健常成人での検討では有意な相関を認めており、片脚立位課題中の膝関節レバーアームが歩行中の KAM 最大値に影響を与える可能性を示唆したものであると思われる。Hunt ら<sup>87)</sup>は、膝関節のレバーアームが KAM と最も相関することを報告しており本研究結果を支持するものである。

膝関節レバーアームに影響を与える因子としては、体幹・骨盤の傾斜、toe-out 角や足部への荷重位置、股関節内転・内旋等が考えられる。本研究結果は、健常成人では片脚立位課題での体幹・骨盤の側方傾斜角度に着目することが有効である一方、膝 OA 患者への臨床応用に際しては、骨盤・体幹の運動学的挙動と合わせ、他の要因も考慮に入れた評価が必要であると思われた。

本研究の限界として、サンプルサイズが小さいことが挙げられる。今後も引き続き検討を行う必要がある。

## 5. 膝 OA 患者と健常高齢者の片脚立位課題における骨盤・体幹の運動学的挙動の比較

### 5.1 対象と方法

#### 5.1.1 対象

対象は下肢体幹に整形外科的および神経学的疾患の既往のない健常高齢者 8 名（健常群：62.4±6.2 歳、160.0±7.5cm、59.0±10.4kg）および、膝 OA 患者 7 名（膝 OA 群：68.3±7.3 歳、152.4±8.4cm、57.7±18.1kg、KL 分類Ⅱ-3 名、Ⅲ-4 名）であった。膝 OA 患者の取り込み基準は、少なくとも一側膝が KL 分類 gradeⅡ 以上を満たし、補助具等を使用せずに自立歩行が可能なものとした。膝 OA 以外の整形外科的疾患を下肢・体幹に有するもの、神経学的疾患を有するもの、抹消神経障害を有するものは除外した。研究に先立ち対象者には文書にて研究内容の説明を行い、署名入りの同意書を求めた。本研究は北海道大学大学院保健科学研究所の倫理委員会に申請し、承認を得た。

#### 5.1.2 使用機器

##### 三次元動作解析装置

全てのデータはカメラ 6 台による三次元動作解析装置 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA) と 2 枚の床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland) により記録した。それぞれの機器は同期され、取り込み周期は 200Hz および 1000Hz とした。赤外線反射マーカーを両面テープにより貼付した。貼付位置は Helen Hays marker set に準じ、頭頂部、前頭部、後頭部、肩峰、手関節、上腕骨外側上顆、仙骨、上前腸骨棘、大腿骨外側上顆、大腿骨内側上顆、外果、内果、踵骨後面、第二中足骨頭、大腿外側、下腿外側とし、さらに第 2 胸椎棘突起に追加した。

#### 5.1.3 実験手順

動作課題は以下の 2 課題とし、全て裸足にて計測した。解析対象は健常群は利き足、膝 OA 群では障害側とし、両側性の場合はより重症度の高い側の下肢とした。動作課題の記録に先立ち、各被験者の静止立位でのデータを記録した。静止立位は両脚を腰幅に開いた自然立位とした。

##### (1) 平地歩行

約 10m の歩行路を、被験者の歩きやすい速さで歩行した。

##### (2) 片脚立位移行課題

被験者は 2 枚のフォースプレート上に自然立位をとり、音刺激後に出来るだけ早く非対象側下肢を持ち上げ、その姿勢を約 3 秒間維持した。被験者には、拳上側股関節および膝

関節は足部が床面から離れる程度に屈曲し、体幹はできるだけ正中位を保つように指示した。

#### 5.1.4 データ解析

歩行中の KAM 最大値および静止立位時の膝内転角度を SIMM 6.0.2 (MusculoGraphics, Inc., Santa Rosa, CA) を用いて算出した。KAM は体重と身長により標準化された。また、歩行と片脚立位課題中の体幹側方傾斜角度および骨盤傾斜角度、歩行速度を Matlab2009b (MathWorks, Natick, Massachusetts) を用いて算出した。骨盤傾斜は、ASIS マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の水平軸とがなす角とし、反対側の骨盤拳上を正と定義した。体幹傾斜は T2 と S1 マーカーを結んだ直線とグローバル座標系の鉛直軸とがなす角とし、立脚側への傾斜を正と定義した。膝内転角度を除く全ての角度は静止立位を基準として表した。

歩行課題では解析側下肢の立脚相を解析対象とし、立脚相での骨盤傾斜・体幹傾斜角度の最大値および骨盤傾斜角度最小値を求めた。また、立脚相を 100% として正規化し、荷重応答期を 20% 時点、立脚中期を 50% 時点と定義し各時点における骨盤傾斜・体幹傾斜角度（歩行荷重応答期、歩行立脚中期）を求めた。片脚立位課題では、足底離地を拳上側床反力垂直成分が 10N 以下になった時点と定義し、解析区間は音刺激から足底離地後 1 秒までとした。得られたデータから、解析区間における骨盤傾斜・体幹傾斜角度の最大値および骨盤傾斜角度最小値を求めた。各課題 3 から 5 試行の平均値を代表値として用いた。

#### 5.1.5 統計学的検討

人口統計学的データ、歩行速度、歩行中の KAM 最大値、骨盤・体幹傾斜角度、片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度の各検討項目における 2 群間の比較を対応のない t 検定を用いて行った。統計解析には IBM SPSS Statistics 18 software program (IBM, Chicago, Illinois) を使用し、有意水準は 0.05 未満とした。

## 5.2 結果

人口統計学的データの平均値および標準偏差を表 5 に、各課題におけるデータの平均値および標準偏差を表 6 および表 7 に示す。年齢および BMI に 2 群間の有意差を認めなかった ( $p=0.12$ 、 $p=0.30$ ) (表 5)。歩行課題における 2 群の比較に関しては (表 6)、歩行中の KAM 最大値は 2 群間に有意差を認めなかった ( $p=0.71$ )。歩行速度に関しては膝 OA 群と比較し健常群で有意に速かった ( $p<0.001$ )。また、歩行中の体幹傾斜最大値が膝 OA 群で有意に大きかった ( $p<0.001$ )。骨盤傾斜では、骨盤傾斜角度最小値が膝 OA 群で有意に大きかった ( $p=0.02$ )。片脚立位課題における 2 群の比較に関しては (表 7)、いずれの項目も有意差を認めなかったが、骨盤傾斜最小値が膝 OA 群で大きい傾向にあった ( $p=0.08$ )。静止立位時の膝内転角度に関しても有意差は認めなかったが膝 OA 群で大きい傾向にあった ( $p=0.09$ )。

表 5. 人口統計学的データ

	健常群 (n=8)	膝 OA 群 (n=7)	p 値	95%CI (下限/上限)
年齢 (歳)	62.5 ± 76.2	68.3 ± 7.3	0.12	-2.2 / 13.5
性別 (男/女)	2 / 6	0 / 7	—	—
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.4 ± 2.4	24.4 ± 4.8	0.30	-2.1 / 6.3
KL 分類	—	II - 3 名 III - 4 名	—	—

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

BMI : Body Mass Index      KL 分類 : Kellgren-Lawrence の分類

表 6. 歩行課題における各データの平均値と標準偏差

	健常群 (n=8)	膝 OA 群 (n=7)	p 値	95%CI (下限/上限)
KAM 最大値 (Nm/kg*m)	0.37 ± 0.06	0.35 ± 0.07	0.71	-0.11 / 0.08
歩行速度 (m/sec) ‡	1.42 ± 0.10	1.17 ± 0.06	<0.001	-0.34 / -0.15
体幹傾斜最大値 (°) ‡	3.71 ± 1.65	7.45 ± 0.83	<0.001	2.24 / 5.23
荷重応答期 (°)	-2.10 ± 2.21	-2.33 ± 4.50	0.54	-5.00 / 2.74
立脚中期 (°)	0.23 ± 1.04	1.49 ± 2.54	0.22	-2.74 / 3.13
骨盤傾斜最大値 (°)	2.28 ± 1.46	3.01 ± 3.53	0.89	-2.74 / 3.13
最小値 (°) †	-7.02 ± 2.27	-3.62 ± 2.62	0.02	0.67 / 6.13
荷重応答期 (°)	-4.72 ± 5.17	-1.24 ± 4.02	0.17	-1.75 / 8.71
立脚中期 (°)	-2.19 ± 2.74	0.34 ± 3.11	0.12	-0.73 / 5.80

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

CI : 信頼区間    † : p<0.05    ‡ : p<0.001

表 7. 片脚立位課題および静止立位における各データの平均値と標準偏差

	健常群 (n=8)	膝 OA 群 (n=7)	p 値	95%CI (下限/上限)
体幹傾斜最大値 (°)	6.68 ± 3.55	5.23 ± 2.90	0.41	-5.10 / 2.21
骨盤傾斜最大値 (°)	4.87 ± 1.58	6.04 ± 1.55	0.17	-0.58 / 2.92
最小値 (°) *	-1.28 ± 1.25	-0.23 ± 0.83	0.08	-0.17 / 2.26
静止立位時膝内転角度 (°) *	-1.32 ± 4.23	2.54 ± 3.99	0.09	-0.74 / 8.47

全ての値は平均値±標準偏差を示す。

膝内転角度は内転を正とする。

CI : 信頼区間    \* : 0.05<p<0.1

### 5.3 考察

本研究では、2群間の KAM 最大値に有意差を認めず、先行研究とは異なる結果となった。膝 OA 患者では健常高齢者と比較し歩行時の KAM が増大し<sup>24)</sup>、重症度の増加により KAM も増大することが報告されている<sup>25,26)</sup>。一方、Duffell ら<sup>93)</sup>は軽症患者では健常コントロール群と KAM に有意差を認めなかったとし、KAM の増大は OA 進行のリスク因子ではなく、形態学的な変化によるものであると考察している。本研究の膝 OA 群は重症度分類ステージ II および III であり、形態学的な変化は生じていると思われる。本研究で 2 群間の KAM 最大値に有意差を認めなかったのは、KAM の増大を防ぐ代償が生じていたためと思われる。

本研究の膝 OA 群は健常群と比較し歩行速度が有意に遅かった。また、膝 OA 群では歩行中の立脚側への体幹傾斜が大きく、かつ反対側の骨盤下制を小さくしていた。歩行速度、体幹傾斜、骨盤傾斜は KAM に影響を与える因子として報告されている。Robbins ら<sup>94)</sup>は、健常者を対象に歩行速度を変えた時の歩行中の KAM 最大値および積分値を比較し、速い歩行速度は KAM 最大値を増大させることを示した。また、Mündermann ら<sup>95)</sup>は、膝 OA 患者の快適速度での歩行中の KAM を計測し、歩行速度と歩行時 KAM 最大値が相関することを示した。体幹傾斜に関しては、Hunt ら<sup>78)</sup>が、健常者を対象に、歩行中の異なる体幹傾斜角度での KAM への影響を検討し、立脚側への体幹傾斜が KAM を減少させることを示した。Simic ら<sup>79)</sup>は、膝 OA 患者を対象に同様の検討を行い、立脚側への体幹傾斜が大きいほど KAM の減少が大きくなることを報告した。骨盤傾斜に関しては、反対側の骨盤下制は KAM を増大させる効果があることが報告されている<sup>54)</sup>。さらに、膝 OA 患者と健常群との歩行時キネマティクスの比較に関する研究では、膝 OA 患者では同年代の健常者と比較し、骨盤・体幹の立脚側への傾斜角度が大きいことが報告されている<sup>51,52)</sup>。これらの変化は KAM を減じるための戦略と考察されている。本研究の膝 OA 群は歩行速度を遅くし、さらに立脚側への体幹傾斜角度・骨盤傾斜角度を大きくすることで歩行中の KAM を減じていたと思われる。

片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜角度の比較では、体幹傾斜角度に関しては 2 群間の有意差を認めなかった。骨盤傾斜角度に関しては有意差を認めなかったものの膝 OA 群では健常群と比較し反対側の骨盤の下制が小さい傾向にあった ( $p=0.08$ )。本結果は、歩行課題で生じていた膝 OA 患者での骨盤キネマティクスの変化が片脚立位課題でも生じている可能性を示唆している。有意な結果とならなかった要因としては以下のことが考えられる。本研究の膝 OA 群には軽度 OA が含まれており、また静止立位時の膝内転角度は膝 OA 群で大きかったものの統計学的には有意傾向であった。さらに本研究では補助具無しでの自立歩行が可能であるものを対象とした。以上のことより本研究の膝 OA 群は比較的軽症かつ能力の高い集団であったと思われる。このことが、片脚立位課題における骨盤傾斜の群間差が有意傾向にとどまった要因と思われる。また、体幹傾斜角度に関しては、片脚立位課題中に出来るだけ体幹を正中位に保持するように指示したことが結果に影響を与えた可能性がある。

本研究は、膝 OA 患者の片脚立位動作の特徴を初めて検討した。膝 OA 患者では歩行と同様に片脚立位動作でも骨盤の下制を小さくする傾向にあった。Mündermann ら<sup>26)</sup>は、軽症 OA と重度 OA を対象にした歩行解析の結果から、軽症 OA では歩行時の下肢体幹のキ

ネマティクスを変化させ KAM を減じることに成功していたが (OA の適応的歩行変化)、重度 OA ではそのような歩行変化が生じていないことを示した。この結果は、KAM を減じるような骨盤・体幹のキネマティクスの変化が OA の進行を遅らせている可能性を示唆している。本研究結果は、歩行における骨盤のキネマティクスの変化が片脚立位課題でも生じている可能性を示した。片脚立位課題での骨盤の運動学的挙動の評価が、OA の進行リスクの予測やリハビリテーションによる動作修正が必要な患者を抽出する判断基準になる可能性があり、今後の検討課題となる。また、近年、膝 OA 患者の保存療法においても神経筋トレーニングが注目されており、片脚立位を用いた神経筋トレーニングの効果が検討されている<sup>40)</sup>。しかしながら、先行研究では神経筋トレーニングは、疼痛や身体機能は改善させるたが KAM は減少させることに失敗している。この報告では、訓練中の骨盤・体幹の姿勢については特定の指示を与えていない。本研究結果は、変形性膝関節症患者に片脚立位動作を訓練として用いる場合、骨盤傾斜に着目することが重要な要素の一つであることを示唆したものと思われる。

本研究にはいくつかの限界がある。一つ目はサンプルサイズが小さいことである。二つ目に、膝 OA 患者の重症度が一致していないことが挙げられる。膝 OA では重症度によって歩行中のキネマティクスが異なることが知られている。今後は症例数を増やすとともに重症度別の検討も必要である。3つ目に本研究では倫理的は配慮から健常群に対し被ばくを伴うレントゲン撮影を行っていない。そのため無症候性の膝 OA が含まれていることを否定できない。したがって、本研究結果は症候性の膝 OA 患者の特徴を示している可能性がある。

## 6. 結論

本研究における一連の検討から以下を明らかにした。

1. 片脚立位課題での骨盤傾斜最小値は歩行時荷重応答期の骨盤傾斜角度と相関する。
2. 片脚立位課題中の KAM 最大値は歩行時の KAM 最大値と相関する。
3. 片脚立位課題での骨盤・体幹傾斜および膝関節レバーアームが歩行時 KAM 最大値と関連する。
4. 膝 OA 患者は、KAM を減少させるために歩行中の骨盤・体幹のキネマティクスを変化させており、その変化は片脚立位課題でも生じている可能性がある。

以上の知見から、片脚立位課題は変形性膝関節症の発症および進行予防の運動療法における評価・治療に有用である可能性がある。

## 7. 謝辞

本研究は、筆者が北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻博士後期課程在学中に、大学院保健科学研究院機能回復学分野、山中正紀教授の指導のもと行われたものです。本論文を終えるに当たり、多大なるご指導やご支援を賜りました山中正紀教授に心より敬意と感謝の意を表します。

北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、浅賀忠義教授、寒川美奈准教授には、ご多忙の中、本論文の審査員として新身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝致します。

北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、遠山晴一教授には、研究内容から論文の執筆・投稿に至るまで、貴重なご意見、ご指導を頂きました。深く感謝申し上げます。

北海道大学大学院保健科学研究院機能回復学分野、齊藤展士助教には、論文投稿に当たり、また研究内容に関してご指導を賜り深く感謝致します。

北海道大学病院リハビリテーション科、生駒一憲教授、リハビリテーション部、大澤恵留美技師長をはじめ、同病院に所属する医師、理学療法士の方々には学術的な面のみならず、臨床的な側面から貴重なご意見、ご指導を賜りましたこと深く感謝いたします。また、リハビリテーション部の皆様には、社会人学生としてご理解、ご協力いただきましたこと重ねて深謝申し上げます。

本研究を進めるに当たり、多大なるご協力やご支援を賜り、公私にわたって支えていただいた北海道大学大学院保健科学研究院運動器障害学研究室の関係者皆様には深く感謝いたします。特に、小林巧氏、井野拓実氏、宝満健太郎氏、江沢侑也氏、谷口翔平氏、佐橋健人氏、水野歩氏、佐々木駿氏、田村紘一氏には有益な助言や多大なるご協力を賜り、心から感謝申し上げます。また、被験者を快諾して頂いた皆様にもこの場を借りて感謝申し上げます。

最後に、長期間に渡る学生生活を支えて下さった家族に、この場を借りて心から感謝の意を表します。

## 8. 引用文献

1. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis.* 1957;16(4):494-502.
2. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(1):53-6.
3. Koralewicz LM, Engh GA. Comparison of proprioception in arthritic and age-matched normal knees. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82-A(11):1582-8.
4. Lund H, Juul-Kristensen B, Hansen K, Christensen R, Christensen H, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H. Movement detection impaired in patients with knee osteoarthritis compared to healthy controls: a cross-sectional case-control study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2008;8(4):391-400.
5. Wegener L, Kisner C, Nichols D. Static and dynamic balance responses in persons with bilateral knee osteoarthritis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;25(1):13-8.
6. Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology (Oxford).* 2002;41(12):1388-94.
7. Masui T, Hasegawa Y, Yamaguchi J, Kanoh T, Ishiguro N, Suzuki S. Increasing postural sway in rural-community-dwelling elderly persons with knee osteoarthritis. *J Orthop Sci.* 2006;11(4):353-8.
8. 千葉 健, 山中正紀, 武田直樹. 変形性膝関節症患者の重心動揺における足底感覚の影響. *理学療法科学.* 2012;27(1): 15-20.
9. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Hurwitz D, Song J, Cahue S, Genge R, Sharma L. Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004 Dec;50(12):3897-903.
10. Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ, Anthony JM, Zhang Y, Wilson PW, Kelly-Hayes M, Wolf PA, Kreger BE, Kannel WB. The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham Study. *Am J Public Health.* 1994;84(3):351-8.
11. van der Esch M, Holla JF, van der Leeden M, Knol DL, Lems WF, Roorda LD,

- Dekker J. Decrease of muscle strength is associated with increase of activity limitations in early knee osteoarthritis: 3-year results from the cohort hip and cohort knee study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(10):1962-8.
12. Steultjens MP, Dekker J, van Baar ME, Oostendorp RA, Bijlsma JW. Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology (Oxford).* 2000;39(9):955-61.
  13. Muraki S, Akune T, Oka H, En-yo Y, Yoshida M, Saika A, Suzuki T, Yoshida H, Ishibashi H, Tokimura F, Yamamoto S, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N. Association of radiographic and symptomatic knee osteoarthritis with health-related quality of life in a population-based cohort study in Japan: the ROAD study. *Osteoarthritis Cartilage.* 2010;18(9):1227-34.
  14. 古賀良生, 渡辺博史, 田中正栄. 変形性股関節症の病態と治療の概要. *理学療法.* 2009; 26(9): 1067-1073
  15. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Yoshida H, Suzuki T, Yamamoto S, Ishibashi H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T. Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. *J Bone Miner Metab.* 2009;27(5):620-8.
  16. Coggon D, Croft P, Kellingray S, Barrett D, McLaren M, Cooper C. Occupational physical activities and osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum.* 2000;43(7):1443-9.
  17. Muraki S, Akune T, Oka H, Mabuchi A, En-Yo Y, Yoshida M, Saika A, Nakamura K, Kawaguchi H, Yoshimura N. Association of occupational activity with radiographic knee osteoarthritis and lumbar spondylosis in elderly patients of population-based cohorts: a large-scale population-based study. *Arthritis Rheum.* 2009;61(6):779-86.
  18. 古賀良生, 変形性膝関節症-病態と保存療法. 南江堂. 2008:69-85.
  19. Andriacchi TP, Faber J, Erhart-Hledik JC, Chu CR. A systems view of risk factors for knee osteoarthritis reveals insights into the pathogenesis of the disease. *Ann Biomed Eng.* 2015;43(2):376-87.
  20. Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(8):1188-94.

21. Zhao D, Banks SA, Mitchell KH, D'Lima DD, Colwell CW Jr, Fregly BJ. Correlation between the knee adduction torque and medial contact force for a variety of gait patterns. *J Orthop Res.* 2007;25(6):789-97.
22. Kutzner I, Trepczynski A, Heller MO, Bergmann G. Knee adduction moment and medial contact force--facts about their correlation during gait. *PLoS One.* 2013;8(12):e81036.
23. Ogaya S, Naito H, Iwata A, Higuchi Y, Fuchioka S, Tanaka M. Knee adduction moment and medial knee contact force during gait in older people. *Gait Posture.* 2014;40(3):341-5.
24. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2002;10(7):573-9.
25. Thorp LE, Sumner DR, Block JA, Moision KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2006;54(12):3842-9.
26. Mündermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis Rheum.* 2005;52(9):2835-44.
27. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002;61(7):617-22.
28. Chehab EF, Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2014 Nov;22(11):1833-9.
29. Creaby MW, Wang Y, Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR, Bowles KA, Cicuttini FM. Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2010;18(11):1380-5.
30. Morgenroth DC, Medverd JR, Seyedali M, Czerniecki JM. The relationship between knee joint loading rate during walking and degenerative changes on magnetic

- resonance imaging. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(6):664-70.
31. Hunt MA, Pollock CL, Kraus VB, Saxne T, Peters S, Huebner JL, Sayre EC, Cibere J. Relationships amongst osteoarthritis biomarkers, dynamic knee joint load, and exercise: results from a randomized controlled pilot study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;14:115.
  32. Thorp LE, Sumner DR, Wimmer MA, Block JA. Relationship between pain and medial knee joint loading in mild radiographic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2007;57(7):1254-60.
  33. Kito N, Shinkoda K, Yamasaki T, Kanemura N, Anan M, Okanishi N, Ozawa J, Moriyama H. Contribution of knee adduction moment impulse to pain and disability in Japanese women with medial knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010;25(9):914-9.
  34. Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazucca S, Braunstein EM, Katz BP, Wolinsky FD. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*. 1997;127(2):97-104.
  35. Segal NA, Glass NA, Torner J, Yang M, Felson DT, Sharma L, Nevitt M, Lewis CE. Quadriceps weakness predicts risk for knee joint space narrowing in women in the MOST cohort. *Osteoarthritis Cartilage*. 2010;18(6):769-75.
  36. Øiestad BE, Juhl CB, Eitzen I, Thorlund JB. Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(2):171-7.
  37. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, Sharma L. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum*. 2005;52(11):3515-9.
  38. Hinman RS, Hunt MA, Creaby MW, Wrigley TV, McManus FJ, Bennell KL. Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2010;62(8):1190-3.
  39. Al-Johani AH, Kachanathu SJ, Ramadan Hafez A, Al-Ahaideb A, Algarni AD, Meshari Alroumi A, Alanezi AM. Comparative study of hamstring and quadriceps strengthening treatments in the management of knee osteoarthritis. *J Phys Ther Sci*. 2014;26(6):817-20.

40. Bennell KL, Kyriakides M, Metcalf B, Egerton T, Wrigley TV, Hodges PW, Hunt MA, Roos EM, Forbes A, Ageberg E, Hinman RS. Neuromuscular versus quadriceps strengthening exercise in patients with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomized controlled trial. *Arthritis Rheumatol.* 2014;66(4):950-9.
41. Hunt MA, Hinman RS, Metcalf BR, Lim BW, Wrigley TV, Bowles KA, Kemp G, Bennell KL. Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee.* 2010;17(4):296-302.
42. Bennell KL, Hunt MA, Wrigley TV, Hunter DJ, McManus FJ, Hodges PW, Li L, Hinman RS. Hip strengthening reduces symptoms but not knee load in people with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomised controlled trial. *Osteoarthritis Cartilage.* 2010;18(5):621-8.
43. Riskowski JL, Mikesky AE, Bahamonde RE, Alvey TV 3rd, Burr DB. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related? *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2005;5(4):379-87.
44. Baert IA, Mahmoudian A, Nieuwenhuys A, Jonkers I, Staes F, Luyten FP, Truijen S, Verschueren SM. Proprioceptive accuracy in women with early and established knee osteoarthritis and its relation to functional ability, postural control, and muscle strength. *Clin Rheumatol.* 2013;32(9):1365-74.
45. Felson DT, Gross KD, Nevitt MC, Yang M, Lane NE, Torner JC, Lewis CE, Hurley MV. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2009;61(8):1070-6.
46. Jan MH, Lin CH, Lin YF, Lin JJ, Lin DH. Effects of weight-bearing versus nonweight-bearing exercise on function, walking speed, and position sense in participants with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(6):897-904.
47. Lin DH, Lin CH, Lin YF, Jan MH. Efficacy of 2 non-weight-bearing interventions, proprioception training versus strength training, for patients with knee osteoarthritis: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(6):450-7.
48. Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Delayed onset of quadriceps

activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(8):1080-6.

49. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Dunbar MJ. Neuromuscular alterations exist with knee osteoarthritis presence and severity despite walking velocity similarities. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(4):377-83.
50. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2004;12(9):745-51.
51. Hunt MA, Wrigley TV, Hinman RS, Bennell KL. Individuals with severe knee osteoarthritis (OA) exhibit altered proximal walking mechanics compared with individuals with less severe OA and those without knee pain. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2010;62(10):1426-32.
52. Bechard DJ, Birmingham TB, Zecevic AA, Jones IC, Giffin JR, Jenkyn TR. Toe-out, lateral trunk lean, and pelvic obliquity during prolonged walking in patients with medial compartment knee osteoarthritis and healthy controls. *Arthritis Care Res (Hoboken).* 2012;64(4):525-32.
53. Chang A, Hurwitz D, Dunlop D, Song J, Cahue S, Hayes K, Sharma L. The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2007;66(10):1271-5.
54. Takacs J, Hunt MA. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *J Biomech.* 2012;45(16):2791-6.
55. de Rekeneire N, Visser M, Peila R, Nevitt MC, Cauley JA, Tylavsky FA, Simonsick EM, Harris TB. Is a fall just a fall: correlates of falling in healthy older persons. The Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc.* 2003;51(6): 841-6.
56. Lyytinen T, Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. Postural control and thigh muscle activity in men with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(6):1066-74.
57. 森岡周, 宮本謙三, 竹林秀晃. 年齢別にみた立位姿勢バランス能力と足底二点識別覚の変化過程. *PT ジャーナル.* 2005;39(10): 919-25.

58. 伊藤博元. 「運動器不安定症」の概念・診断法. 臨床スポーツ医学. 2006; 23(10): 1279-1281.
59. Magee DJ, Orthopedic Physical Assessment 4e, Saunders, Philadelphia, 2002, 621
60. 阿南雅也, 徳田一貫, 木藤伸宏, 新小田幸一. 膝関節疾患による異常歩行とその分析. 理学療法. 2009;26(1): 138-47.
61. Lucinda KH, Joyce F. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. Exp Brain Res. 2005;165(2):152-66.
62. Allum JH, Carpenter MG, Honegger F, Adkin AL, Bloem BR. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. J Physiol. 2002;542(Pt 2):643-63.
63. 隈元庸夫, 伊藤俊一, 平山雅教, 徳富みずき. 立位から片脚立位施行時のテンポの違いが筋活動開始へ及ぼす影響. 北海道理学療法士会誌. 2006;22: 38-42.
64. 星 文彦, 高橋正明: 片足立ち動作の運動分析; 健常者と脊髄小脳変性症患者との比較. 北海道大学医療技術短期大学部紀要. 1997;10: 115-8.
65. Götz - Neumann K (著), 月城慶一 (翻訳), 江原義弘 (翻訳), 山本澄子 (翻訳), 益子原秀三 (翻訳), 観察による歩行分析, 医学書院,2005.
66. 千葉健, 山中正紀, 遠山晴一, 片脚立位移行動作の生体力学的検討-歩行動作の評価および動作修正の指標-. 別冊整形外科, 2015;67:76-9.
67. Foroughi N, Smith RM, Lange AK, Baker MK, Fiatarone Singh MA, Vanwanseele B. Lower limb muscle strengthening does not change frontal plane moments in women with knee osteoarthritis: A randomized controlled trial. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26(2):167-74.
68. Guo M, Axe MJ, Manal K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. Gait Posture. 2007;26(3):436-41.
69. Lynn SK, Kajaks T, Costigan PA. The effect of internal and external foot rotation on the adduction moment and lateral-medial shear force at the knee during gait. J Sci Med Sport. 2008;11(5):444-51.

70. Simic M, Wrigley TV, Hinman RS, Hunt MA, Bennell KL. Altering foot progression angle in people with medial knee osteoarthritis: the effects of varying toe-in and toe-out angles are mediated by pain and malalignment. *Osteoarthritis Cartilage*. 2013;21(9):1272-80.
71. Shull PB, Shultz R, Silder A, Dragoo JL, Besier TF, Cutkosky MR, Delp SL. Toe-in gait reduces the first peak knee adduction moment in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2013;46(1):122-8.
72. van den Noort JC, Schaffers I, Snijders J, Harlaar J. The effectiveness of voluntary modifications of gait pattern to reduce the knee adduction moment. *Hum Mov Sci*. 2013;32(3):412-24.
73. Fregly BJ, Reinbolt JA, Rooney KL, Mitchell KH, Chmielewski TL. Design of patient-specific gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007;54(9):1687-95.
74. Schache AG, Fregly BJ, Crossley KM, Hinman RS, Pandy MG. The effect of gait modification on the external knee adduction moment is reference frame dependent. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(5):601-8.
75. Barrios JA, Crossley KM, Davis IS. Gait retraining to reduce the knee adduction moment through real-time visual feedback of dynamic knee alignment. *J Biomech*. 2010;43(11):2208-13.
76. Mündermann A, Asay JL, Mündermann L, Andriacchi TP. Implications of increased medio-lateral trunk sway for ambulatory mechanics. *J Biomech*. 2008;41(1):165-70.
77. Mündermann A, Mündermann L, Andriacchi TP. Amplitude and phasing of trunk motion is critical for the efficacy of gait training aimed at reducing ambulatory loads at the knee. *J Biomech Eng*. 2012;134(1):011010.
78. Hunt MA, Simic M, Hinman RS, Bennell KL, Wrigley TV. Feasibility of a gait retraining strategy for reducing knee joint loading: increased trunk lean guided by real-time biofeedback. *J Biomech*. 2011;44(5):943-7.
79. Simic M, Hunt MA, Bennell KL, Hinman RS, Wrigley TV. Trunk lean gait modification and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: the effect of varying trunk lean angles. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2012;64(10):1545-53.
80. Kim WY, Richards J, Jones RK, Hegab A. A new biomechanical model for the

functional assessment of knee osteoarthritis. *Knee*. 2004;11(3):225-31.

81. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383-92.
82. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *Knee*. 2009;16(5):303-9.
83. Lu TW, O'Connor JJ. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J Biomech*. 1999;32(2):129-34.
84. Roux E, Bouilland S, Godillon-Maquinghen AP, Bouttens D. Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis. *J Biomech*. 2002;35(9):1279-83.
85. Swinnen E, Baeyens JP, Pintens S, Buyl R, Goossens M, Meeusen R, Kerckhofs E. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013;28(7):800-6.
86. Winter DA (著), 長野明紀 (翻訳), 吉岡伸輔 (翻訳), バイオメカニクス 人体運動の力学と制御 (原著第4版), 有限会社ラウンドフラット, 2011.
87. Hunt MA, Birmingham TB, Giffin JR, Jenkyn TR. Associations among knee adduction moment, frontal plane ground reaction force, and lever arm during walking in patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2006;39(12):2213-20.
88. Hunt MA, Birmingham TB, Bryant D, Jones I, Giffin JR, Jenkyn TR, Vandervoort AA. Lateral trunk lean explains variation in dynamic knee joint load in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. 2008;16(5):591-9.
89. Rogers MW, Pai YC. Patterns of muscle activation accompanying transitions in stance during rapid leg flexion. *J Electromyogr Kinesiol*. 1993;3(3):149-56.
90. Mickelborough J, van der Linden ML, Tallis RC, Ennos AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait Posture*. 2004; 19(1): 50-7.
91. Chu YH, Tang PF, Chen HY, Cheng CH. Altered muscle activation characteristics

associated with single volitional forward stepping in middle-aged adults. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2009;24(9):735-43.

92. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res*. 2002;20(1):101-7.
93. Duffell LD, Southgate DF, Gulati V, McGregor AH. Balance and gait adaptations in patients with early knee osteoarthritis. *Gait Posture*. 2014 ;39(4):1057-61.
94. Robbins SM, Maly MR. The effect of gait speed on the knee adduction moment depends on waveform summary measures. *Gait Posture*. 2009;30(4):543-6.
95. Mündermann A, Dyrby CO, Hurwitz DE, Sharma L, Andriacchi TP. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity: reduced walking speed. *Arthritis Rheum*. 2004;50(4):1172-8.

## 9. 業績一覧

### 1. 学会誌又は学術誌への論文掲載

#### I. 論文発表

1. The relationship between the load on the knee joint during walking and the biomechanical characteristics of single-leg standing. Chiba T, Yamanaka M, Samukawa M, Saito H, Sabashi K, Tohyama H. J Phys Ther Sci. 28(8): 2199-203, 2016
2. 当院での空圧式体重免荷トレッドミルの使用状況調査. 梶本 泰志, 千葉 健, 堀 弘明, 阿部 隆宏, 小島 尚子, 河内 綾乃, 二階堂 茜, 堀 享一, 国立大学リハビリテーション療法士学術大会誌, 37: 51-54, 2016
3. 反重力トレッドミルを使用し歩行練習を実施することにより歩行機能が改善した症例. 梶本 泰志, 堀 弘明, 千葉 健, 由利 真, 堀 享一, 国立大学リハビリテーション療法士学術大会誌, 35: 86-89, 2014
4. 同側の人工膝関節置換術および足関節固定術を同時施行した関節リウマチ症例に対する理学療法の経験. 小島 尚子, 千葉 健, 由利 真, 堀 享一, 日本 RA のリハビリ研究会誌, 27(1) : 28-30, 2013
5. DVD を用いた運動療法介入が変形性膝関節症症例の身体活動に与える効果. 千葉 健, 遠山 晴一, 由利 真, 伊藤 嵩倫, 堀 享一, 山中 正紀, 国立大学法人リハビリテーションコ・メディカル学術大会誌, 32: 21-23, 2011
6. 変形性膝関節症症例に対する6分間歩行テストの有用性. 伊藤 崇倫, 遠山 晴一, 千葉 健, 由利 真, 堀 享一, 国立大学法人リハビリテーションコ・メディカル学術大会誌, 32: 17-20, 2011
7. 腹横筋厚変化率および骨盤傾斜角・股関節形態からみた変形性股関節症患者の特徴. 堀 弘明, 堀 享一, 由利 真, 千葉 健, 理学療法学 43(3) : 213-221, 2016
8. 変形性膝関節症患者の重心動揺における足底感覚の影響. 千葉 健, 山中 正紀, 武田 直樹, 理学療法科学, 27(1): 15-20, 2012
9. 慢性期脳卒中片麻痺患者の歩行障害に対し理学療法とウォークエイドを併用した症例. 河内 綾乃, 千葉 健, 由利 真, 堀 享一, 松尾 雄一郎, 安彦 かがり, 大森 紅己子, 井口 大暢, 生駒 一憲, 国立大学リハビリテーション療法士学術大会誌, 36: 23-25, 2015

## II. 口頭発表

1. Can the kinematics of the pelvis and the trunk during single-leg standing? T. Chiba, M. Yamanaka, T. Kobayashi, K. Hori, M. Yuri, Y. Ezawa, S. Taniguchi, H. Tohyama, Osteoarthritis Research Society International World Congress, Paris, 2014, April 24-27
2. Changes in postural control during a repetitive reaching task, Saito H, Kasahara S, Yamanaka M, Chiba T, World Confederation for Physical Therapy, Singapore, 2015, May 1-4
3. Do kinematic behaviors of the pelvis and trunk during single-leg standing reflect the peak knee adduction moment of during walking? Chiba T, Yamanaka M, Saito H, Kobayashi T, Hori K, Yuri M, Tamura K, Sabashi K, Tohyama H. World Confederation for Physical Therapy, Singapore, 2015, May 1-4
4. Long-term effects of video-based home exercise on clinical and radiographic outcomes in subject with knee osteoarthritis: a two-year randomized controlled trial. U. Kou, H. Tohyama, T. Chiba, K. Ikoma, K. Yasuda. Osteoarthritis Research Society International World Congress, Philadelphia, 2013, April 18-21
5. Muscle activation patterns following knee joint replacement during the postural control task, T. Kobayashi, M. Yamanaka, T. Kannari, H. Horiuchi, N. Matsui, K. Kakuse, K. Nojin, M. Okawa, T. Chiba, Osteoarthritis Research Society International World Congress, Paris, 2014, April 24-27
6. Muscle activation patterns during the postural control task after total knee arthroplasty, Kobayashi T, Yamanaka M, Kannari T, Horiuchi H, Matsui N, Kakuse K, Nodin K, Okawa M, Chiba T, Tanaka M, Shida M, World Confederation for Physical Therapy, Singapore, 2015, May 1-4
7. DVD を用いた運動療法介入が 12 ヶ月後の変形性膝関節症症例の身体活動に与える効果. 千葉 健, 山中 正紀, 武田 直樹, 由利 真, 堀 弘明, 伊藤 崇倫, 河内 綾乃, 黄 于庭, 堀 享一, 遠山 晴一. 第 47 回日本理学療法学会大会, 神戸, 2012.5.25-27
8. Knee sleeve 着用が静止立位における変形性膝関節症症例の重心保持機能に与える影響. 佐橋健人, 山中正紀, 千葉 健, 遠山晴一. 第 28 回日本運動器科学会, 福島, 2016.7.9-10
9. Toe-out 歩行が足底圧中心軌跡に与える影響. 越野裕太, 山中正紀, 武田直樹, 千葉 健, 第 45 回日本理学療法学会大会, 岐阜, 2010.27-29

10. Toe-out 歩行時の膝内反モーメントピーク値に影響する因子の検討. 佐橋健人, 山中正紀, 小林 巧, 千葉 健, 田村紘一. 第 50 回日本理学療法学会, 東京都, 2015.6.5-7
11. 延髄内側梗塞を発症した患者に対し反重力トレッドミルを使用した一例. 佐橋健人, 千葉 健, 原田裕子, 由利 真, 松尾雄一郎, 池田 聡, 生駒一憲. 第 96 回北海道医学大会リハビリテーション分科会・第 34 回日本リハビリテーション医学会北海道地方会, 札幌, 2016.10.22
12. 階段昇降動作中の体幹側方傾斜が外的膝関節内反モーメントに与える影響. 水野歩, 山中正紀, 佐橋健人, 千葉 健, 佐々木駿, 遠山晴一. 第 67 回北海道理学療法士学会, 函館, 2016.11.5-6
13. 空圧式体重免荷トレッドミルの疾患別使用目的について. 梶本 泰志, 千葉 健, 堀弘明, 堀 享一, 松尾 雄一郎, 池田 聡, 生駒 一憲. 第 32 回日本リハビリテーション医学会北海道地方会, 札幌, 2015.9.5
14. 空圧式免荷トレッドミルの荷重率・歩行速度の変化が運動生理学的応答に与える影響. 小島 尚子, 千葉 健, 堀 享一, 松尾 雄一郎, 池田 聡, 生駒 一憲. 第 32 回日本リハビリテーション医学会北海道地方会, 札幌, 2015.9.5
15. 空圧式免荷トレッドミル歩行の荷重率の変化が酸素摂取量・心拍数に与える影響. 小島 尚子, 堀 享一, 由利 真, 堀 弘明, 千葉 健. 第 49 回日本理学療法学会, 横浜, 2014.5.30-6.1
16. 健常成人と変形性膝関節症患者における足底感覚と重心動揺の関係. 千葉 健, 山中正紀, 武田 直樹, 越野 祐太, 堀 享一, 由利 真. 第 45 回日本理学療法学会, 岐阜, 2010.27-29
17. 健常成人における足底感覚と重心動揺の関係 足底の部位による影響の違いについて. 千葉 健, 山中 正紀, 武田 直樹, 堀 享一, 由利 真, 菊本 東陽. 第 45 回日本理学療法学会, 東京, 2009.5.28-30
18. 姿勢および骨盤傾斜の違いによる腹部引き込み運動時の腹横筋厚の変化—超音波診断装置による検討— . 由利 真, 梶本 泰志, 堀 弘明, 小島 尚子, 千葉 健, 堀 享一. 第 50 回日本理学療法学会, 東京都, 2015.6.5-7
19. 人工股関節全置換術における術前時と退院時の腹横筋厚変化率とレントゲン画像との検討. 堀 弘明, 小島 尚子, 千葉 健, 由利 真, 堀 享一. 第 50 回日本理学療法学会, 東京都, 2015.6.5-7

20. 造血幹細胞移植患者に対する理学療法の現状と移植前処置療法の違いによる検討. 伊藤 崇倫, 由利 真, 堀 弘明, 千葉 健, 堀 享一. 第 47 回日本理学療法学会, 神戸, 2012.5.25-27
21. 足関節内外反筋の疲労が足関節内反位置覚に及ぼす影響. 小野寺 智亮, 川 美千代, 千葉 健, 野村 麻衣, 平野 充, 山中 正紀. 第 40 回日本理学療法学会, 大阪, 2005.5.26-28
22. 足関節内外反筋力測定における再現性の検討. 野村 麻衣, 千葉 健, 小野寺 智亮, 川 美千代, 平野 充, 山中 正紀. 第 40 回日本理学療法学会, 大阪, 2005.5.26-28
23. 超音波診断装置を用いた変形性股関節症患者における腹部引き込み運動時の腹横筋厚変化率について. 堀 弘明, 堀 享一, 由利 真, 千葉 健. 第 48 回理学療法学会, 名古屋, 2013.5.24-26
24. 糖尿病教育入院参加者における健康関連 QOL とその関連因子の検討. 小島 尚子, 菊本 東陽, 浦山 良平, 千葉 健. 第 45 回日本理学療法学会, 東京, 2009.5.28-30
25. 頭頸部癌術後患者の頸部側屈角度と側方リーチ距離・坐圧中心移動距離との関係について. 堀 弘明, 堀 享一, 由利 真, 千葉 健, 伊藤 崇倫. 第 47 回日本理学療法学会, 神戸, 2012.5.25-27
26. 反重力トレッドミルの荷重率・歩行速度の変化が酸素摂取量・心拍数に与える影響. 小島 尚子, 千葉 健, 堀 弘明, 由利 真, 堀 享一. 第 50 回日本理学療法学会, 東京都, 2015.6.5-7
27. 膝関節可動域制限による股関節・足関節運動と姿勢筋の筋活動への影響. 齊藤 展士, 山中 正紀, 笠原 敏史, 千葉 健. 第 50 回日本理学療法学会, 東京都, 2015.6.5-7
28. 変形性股関節症患者における腹横筋厚変化率と骨盤傾斜角度・股関節形態との関連性の検討 健常者との比較ならびに骨盤傾斜角度・股関節形態との関連. 堀 弘明, 堀 享一, 由利 真, 千葉 健, 小島 尚子. 第 49 回日本理学療法学会, 横浜, 2014.5.30-6.1
29. 変形性膝関節症に対する DVD を用いたホームエクササイズの長期効果. 黄 于庭, 遠山 晴一, 只野 奏子, 千葉 健, 生駒 一憲, 安田 和則. 第 66 回日本体力医学会, 下関市, 2011.9.16-18

30. 変形性膝関節症患者と健常者における足底感覚の比較. 千葉 健, 山中正紀, 武田直樹, 堀 享一, 由利 真. 第 60 回北海道理学療法士学術大会, 札幌, 2009.11.21-22
31. 変形性膝関節症患者に対する視聴覚機器を用いた運動療法の効果. 千葉 健, 遠山晴一, 山中 正紀, 武田 直樹, 由利 真, 伊藤 崇倫, 大国 美佳, 安田 和則. 第 20 回日本臨床スポーツ医学会学術集会, 神戸, 2009 11.14-15
32. 片脚立位移動動作と歩行における下肢体幹の運動学的挙動の関連性. 千葉 健, 山中正紀, 武田直樹, 由利 真, 堀 享一. 第 67 回北海道理学療法士学術大会, 札幌, 2012.11-10-11
33. 片脚立位移動動作と歩行における骨盤・体幹の運動学的挙動および外的膝外転モーメントの関係. 千葉 健, 山中 正紀, 斉藤 展士, 田村 紘一, 佐橋 健人, 堀 享一, 由利 真, 遠山 晴一. 第 50 回日本理学療法学術大会, 東京都, 2015.6.5-7
34. 歩行と片脚立位移動動作における下肢体幹の運動学的挙動の関連性. 千葉 健, 山中正紀, 武田 直樹, 堀 享一, 由利 真, 伊藤 崇倫, 小島 尚子, 梶本 泰志. 第 48 回理学療法学, 名古屋, 2013.5.24-26
35. 歩行における Toe-out 角度の違いが膝関節負荷に与える影響. 佐橋 健人, 山中 正紀, 小林 巧, 千葉 健, 田村 紘一. 第 65 回北海道理学療法士学術大会, 帯広, 2014.10.25-26
36. 歩行中の膝関節内転モーメントと片脚立位移動動作における下肢体幹の運動学的挙動の関連性. 千葉 健, 山中 正紀, 遠山 晴一, 斉藤 展士, 小林 巧, 江沢 侑也, 谷口 翔平, 堀 享一, 由利 真. 第 49 回日本理学療法学術大会, 横浜, 2014.5.30-6.1

## 2. 総説・解説

1. スポーツ整形外科 術後リハビリテーション・プログラム(第 10 回) 下肢のスポーツ損傷 膝重度複合靭帯損傷. 遠山 晴一, 千葉 健, 安田 和則. 臨床スポーツ医学, 28(6): 661-668, 2011
2. 【動画でみる臨床動作分析のポイント】 動画でみる運動失調患者の臨床動作分析. 菊本 東陽), 浦山 良平, 千葉 健. 理学療法, 24(8): 1098-1103, 2007
3. 【バランス障害の理学療法】 変形性関節症によるバランス障害の評価と理学療法. 小林 巧, 神成 透, 千葉 健, 山中 正紀. 理学療法, 29(4): 416-423, 2012

4. 【パーキンソン病と病期別理学療法】 パーキンソン病 Yahr 分類 I~II の理学療法. 菊本東陽, 浦山良平, 千葉 健. 理学療法, 25(11): 1520-1527, 2008
5. 【変形性膝関節症の診断と治療】 診断・評価の進歩 歩行解析 片脚立位移行動作の生体力学的検討 歩行動作の評価および動作修正の指標. 千葉 健, 山中 正紀, 遠山 晴一. 別冊整形外科 67: 76-79, 2015